UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA

PROGRAMA DE PÓS – GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

"UTILIZAÇÃO DA DOSIMETRIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) NA AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DE QUALIDADE DE FEIXE EM RADIOTERAPIA"

ROBERTA GIGLIOTI

RIBEIRÃO PRETO – SP

2010

ROBERTA GIGLIOTI

"UTILIZAÇÃO DA DOSIMETRIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) NA AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DE QUALIDADE DE FEIXE EM RADIOTERAPIA"

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências, Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof.Dr. Thomaz Ghilardi Netto

RIBEIRÃO PRETO - SP 2010

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é fruto de um esforço de alguém que luta para ser melhor.

Agradeço a minha mãe Amália por ter me oferecido estrutura para crescer e contribuir para um mundo melhor.

Aos meus irmãos Rodrigo e Rachel pelo apoio emocional quando se queixava desesperada por não haver tempo para a realização deste trabalho.

Ao meu pai Roberto por sempre acreditar que eu poderia chegar onde estou e que me socorreu com amor nos momentos mais árduos e tempestuosos de minha vida, obrigada Pai você é um exemplo para mim.

A Dra Yvone Maria Mascarenhas por fornecer condições necessárias à realização deste trabalho e por sempre me acolher em momentos difíceis.

Aos meus alunos do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da UNICEP pela paciência e compreensão nos momentos de ausência na coordenação do curso.

A UNICEP, por me dar forças e oportunidade de ensinar com liberdade.

Ao meu orientador Prof Dr Thomaz Ghilardi Netto pela ajuda inestimável e por ter me acolhido em um dos momentos mais delicados de minha vida, obrigada professor!

A Profa Patricia Nicolucci, pelo apoio incondicional e por dedicar algumas horas de seus sábados para me ajudar, sem ela este trabalho não seria concluído.

A Talita, Ana Camila, Maysa e Helena, minhas colegas de trabalho por segurar a barra em minhas ausências.

A SAPRA ASSESSORIA, por me proporcionar satisfação pessoal e profissional.

A Daiane, minha companheira, pois em todos os momentos me apoiou e me orientou durante a realização deste trabalho.

Aos amigos Cleide e Pedrinho por várias vezes não se importar com quantidade de papéis em sua mesa e ceder espaço para eu terminar este trabalho, muito obrigada, vocês são importantes também em minha vida.

A Landauer Inc pelo fornecimento e leitura das fitas OSL.

Dedicatória

Dedico este trabalho:

A memória de meu avô Armando, com quem eu aprendi a ter personalidade e caráter.

A Daiane, pela eternidade de um sentimento verdadeiro e inabalável

RESUMO

GIGLIOTI, R. *Utilização da dosimetria opticamente estimulada (OSL) na avaliação de parâmetros de qualidade de feixe em radioterapia* [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2010. 69p.

O controle de qualidade do feixe é fundamental para garantir os requisitos mínimos de operação aos serviços de radioterapia, visto que a avaliação de parâmetros como simetria, planura, penumbra, fatores filtro e bandeja além de outros parâmetros dosimétricos é imprescindível para garantir constância aos tratamentos radioterápicos minimizando erros na entrega da dose. A avaliação destes parâmetros em radioterapia normalmente é realizada através de câmaras de ionização, filmes radiográficos ou detectores semicondutores sendo eles diodos e MOSFETs. Nos últimos anos o crescimento da utilização da dosimetria opticamente estimulada (OSL) na dosimetria individual externa em diversos países da Europa, USA e America latina como México e Peru proporcionou a aplicação de detectores OSL também na dosimetria em radioterapia visando à avaliação de parâmetros de feixe. A técnica de OSL une características técnicas encontradas em filmes e TLD, acrescidas de novas propriedades não possíveis nas tecnologias utilizadas anteriormente, por exemplo: possibilidade de re-leitura do dosímetro, integração de dose com avaliação de doses intermediárias entre exposições no mesmo dosímetro e simplicidade no processo de leitura. Recentemente a Landauer Inc lançou no mercado americano fitas dosimétricas de OSL para a análise do perfil de dose em Tomografia Computadorizada (TC). Neste trabalho foi avaliada a utilização deste detector OSL em forma de fita, na determinação de parâmetros de qualidade em radioterapia tais como simetria e planura, fatores filtro e bandeja, porcentagem e dose profunda (PDP) e penumbra. Os resultados obtidos permitem concluir que o detector estudado se apresenta eficaz na determinação dos parâmetros de qualidade, porém a metodologia de análise de dados bem como o "setup" utilizado na irradiação inicial devem ser reformulados buscando obter resultados mais precisos de forma a validar a utilização deste método na rotina de trabalho em radioterapia.

Palavras chaves: Radioterapia, controle de qualidade em radioterapia, dosimetria OSL.

ABSTRACT

GIGLIOTI, R. *Utilization of optically stimulated dosimetry (OSL) to evaluate beam parameters of quality in radiotherapy.* [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo; 2010.69p.

Beam's quality control is fundamental to ensure minimum operation requirements to radiotherapy services, since parameters evaluation, such as symmetry, planura, shade, filter factors and tray, amongst other ones, is necessary to guarantee stability to radiotherapy treatments, which minimize errors at dose delivery. The evaluation of those parameters in radiotherapy is normally executed through ionization compartments, radiographic films or semiconductor detectors, specifically diode and MOSFET's. Through the last years, the utilization of optically stimulated dosimetry at external individual dosimetry increased in several Europe countries, USA and Latin America countries, such as Mexico and Peru, which made it possible to apply OSL detectors at dosimetry to radiotherapy as well, in order to evaluate clusters parameters of quality. The OSL technique incorporate technical characteristics, found in films and TLD, to new proprieties, which were not available at preceding technologies, such as: possibility of dosimetry rereading, dose integration with intermediary doses evaluation between exposure at the same dosimeter and simplicity at the reading process. Recently, Launder Inc launched in the American market OSL dosimetric ribbons to dose profile analysis in computed tomography (TC). In this paper, it was analyzed this OSL tape shaped detector utilization, in order to determine parameters of quality in radiotherapy, such as symmetry and beam flatness, filter factors and tray, depth dose percentage and dose and shade. The results allowed to conclude that the studied detector is effective to determine parameters of quality. However, analysis methodology, as well as the used setup at initial irradiation, must be reformulated in order to get more accurate results, which it will allow to validate this method utilization at daily work routine in radiotherapy.

Keys words: Radiotherapy, quality control in radiotherapy, OSL dosimetry.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO I – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
I.1 - INTRODUÇÃO	7
I.2 – RADIOTERAPIA	8
I.3 – CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA	11
I.4 – GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS E PARÂMETROS DE QUALIDADE.	15
I.4.1 – Porcentagem de dose profunda (PDP)	17
I.4.2 – Planura e Simetria	19
I.4.3 – Fator Filtro e Fator Bandeja	20
I.4.4 – Tamanho de campo e penumbra	21
I.5 – DOSIMETRIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL)	21
I.5.1 – A emissão Opticamente Estimulada e suas Aplicações	21
I.5.2 – Teoria OSL	24
I.5.3 - Vantagens e Desvantagens do sinal OSL	28
I.5.4 – O óxido de alumínio crescido na atmosfera de carbono (AL_2O_3 : C)	
I.5.5 – A dosimetria OSI em Radioterapia	31
CAPÍTULO II – MATERIAIS E MÉTODO	34
II.1- MATERIAIS	34
II.1.1 – Dosímetros OSL – Fita OSL	34
II.1.3 – Fonte de Radiação Utilizada	35
II.2 – MÉTODO	36
II.2.1 – Irradiação das Fitas OSL	36
II.2.2 – Leitura das Fitas OSL	37
II.2.3 - Determinação dos Parâmetros de Qualidade do Feixe	38
II.2.3.1 – Porcentagem de Dose Profunda PDP	38
II.2.3.2 - Simetria e Planura	38
II.2.3.3 – Fator Filtro	40
II.2.3.4 – Fator Bandeja	41
II.2.3.5 – Determinação da Penumbra do feixe	42
CAPÍTULO III – RESULTADOS E DISCUSSÕES	43
III.1- SIMETRIA E PLANURA	
III.1.2- Equipamento de Cobalto	48
III 2 _ FATOR FILTRO	51

III.3 – FATOR BANDEJA	53
III.4 – PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA – PDP	53
III.5 – PENUMBRA DO FEIXE	56
CAPITULO IV – CONCLUSÕES	57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Curva de dose para o controle tumoral e a relação com a complicação em	
tecidos sadios	9
Figura 2 - Controle de qualidade em aceleradores lineares	14
Figura 3 - Porcentagem de dose profunda - pdp	18
Figura 4 - Planura do feixe	19
Figura 5 - Penumbra do campo	21
Figura 6 - Criação de pares elétron-buraco e geração do sinal OSL	25
Figura 7 - Tipos de sinal OSL	27
Figura 8a e b - Estrutura do AL ₂ O ₃ : C	30
Figura 9 - Sinal OSL e a dependência da dose de radiação para o AL ₂ O ₃ : C	31
Figura 10 - Fita OSL	34
Figura 11 - Suporte para irradiação e fita OSL	35
Figura 12 - Setup para irradiação das fitas OSL	36
Figura 13 - Setup para irradiação das fitas OSL	37
Figura 14 - Esquema do leitor da fita OSL	37
Figura 15 - Arranjo experimental para a medida da PDP	38
Figura 16 - Setup para determinação dos parâmetros simetria e planura	39
Figura 17 - Arranjo experimental para a determinação da planura do feixe	40
Figura 18 - Determinação do fator filtro	41
Figura 19 - Determinação do fator bandeja lisa	42
Figura 20 - Perfil de campo - fita OSL para determinação da simetria de feixe	43
Figura 21 - Simetria do feixe – acelerador linear	45
Figura 22 - Perfil do campo para determinação da planura – acelerador linear	46
Figura 23 - Planura do feixe para acelerador linear	47
Figura 25 - Simetria para o feixe de cobalto	49
Figura 24 - Filme radiográfico para a obtenção da simetria do feixe de cobalto	49
Figura 26 - Perfil da planura do feixe para o equipamento de cobalto	50
Figura 27 - Perfil do campo para determinação do fator filtro de 30 ⁰	52
Figura 28 - Perfil do campo para determinação do fator filtro de 15 ⁰	52
Figura 29 - PDP obtida com a fita OSL para o AL	55
Figura 30 - PDP medida com OSL versus PDP obtida no comissionamento acelerad	or
linear	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dose normalizada em função da profundidade – determinação da	simetria do
feixe	44
Tabela 2 - Resultado para simetria do feixe – acelerador linear	45
Tabela 3 - Dose normalizada em função da profundidade – determinação da	planura do
feixe	46
Tabela 4 - Resultado para a planura do feixe - acelerador linear	47
Tabela 5 - Dose normalizada em função da profundidade – determinação da	simetria do
feixe	49
Tabela 6 - Desvio da PDP medida com OSL x PDP comissionada	55
Tabela 7 - Determinação do fator de penumbra para o acelerador linear	56

INTRODUÇÃO

A incidência de câncer no Brasil cresce a cada ano, assim como no mundo inteiro em um ritmo que acompanha a expectativa de vida da população brasileira, resultado direto de alterações e mudanças nos hábitos individuais como o consumo em excesso de álcool, tabaco e todos os alimentos industrializados nos quais se inserem inúmeros agentes precursores de todos os tipos de neoplasias malignas. As crescentes alterações mundiais em especial na saúde pública devido à urbanização acelerada também contribuem para este aumento. A União Internacional de Combate ao Câncer (UICC) em 2005 fez uma estimativa de que no ano de 2020 teremos 15 milhões de novos casos de câncer em todo o mundo ocasionando um total de 12 milhões de óbitos. Em 2005, no total de 58 milhões de mortes ocorridas no mundo, o câncer foi responsável por 7,6 milhões, o que representou 13% de todas as mortes (OMS, 2006).

O Instituto Nacional do Câncer (INCA) em 2007 apresentou uma estatística em que os números esperados para 2008 eram de 49.400 novos casos de câncer de mama com um risco estimado de 51 casos a cada 100 mil mulheres, 17.180 novos casos de neoplasias malignas de pulmão para homens e 9.460 para as mulheres; 18.680 novos casos de câncer de útero e colo uterino e 49.530 novos casos de câncer de próstata. (INCA, 2007).

Frente a este patamar, os gastos do governo federal com a política pública de saúde em 2006 praticamente triplicaram, o SUS (Sistema Único de Saúde) registrou um total de 423 mil internações por neoplasias malignas e 1,6 milhões de consultas em oncologia em 2005 (DATASUS, 2006).

Para o tratamento das neoplasias malignas existem diversos métodos terapêuticos como a quimioterapia, ou seja, a utilização de princípios ativos

farmacológicos ao quais através da administração intravenosa atuam diretamente na célula tumoral combatendo seu crescimento e impedindo a sua disseminação; a dissecação cirúrgica em muitos casos atua de maneira eficaz na erradicação do tumor através do déficit fisiológico e anatômico, porém em muitos casos a localização e a vascularização da neoplasia impedem que seja realizada uma margem cirúrgica satisfatória (SALVAJOLI, J.V. et al, 1999).

A Radioterapia é um dos mais importantes recursos no tratamento de neoplasias malignas, sendo a aplicação da radiação ionizante para o controle e combate ao câncer, um processo complexo incluindo o diagnóstico, o planejamento do tratamento e por fim a realização do tratamento propriamente dito. (VIAMONTE, A. et. al, 2008). A avaliação da qualidade dos equipamentos e dos serviços de radioterapia é fundamental para o êxito do processo, assim durante os últimos anos tem sido evidente a necessidade de empregarmos ações para garantir a excelência dos tratamentos, proporcionando ao paciente melhoria na qualidade de vida e aumentando a sobrevida geral (IAEA, 2000).

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) a qualidade em radioterapia é definida como "todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume – alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento" (WHO, 1982).

Sendo a Radioterapia um método de tratamento em que se utiliza a radiação ionizante para a erradicação do tumor, utilizando equipamentos emissores de radiação de alta energia, possibilitando tratamentos com altas taxas de dose e assim quaisquer erros no procedimento poderão acarretar conseqüências sérias ao paciente ou até mesmo a morte (BERDAKY, M.F.; CALDAS, L.V.E., 2001). A verificação do sucesso ou fracasso em um tratamento radioterápico esta na determinação correta da dose a ser

liberada no volume tumoral e qualquer variação não pode exceder 5% com relação à dose prescrita (ICRU 24, 1976).

O controle da qualidade minimiza erros de planejamento, de tratamento e administração da dose ao paciente, para melhorar os resultados e diminuir as taxas de complicações e recidivas, além de permitir a intercomparação de resultados entre diversos serviços que asseguram a padronização e normatização dos métodos de dosimetria e consequentemente proporciona a redução de acidentes (IAEA, 2000). Um dos passos mais importantes na avaliação de qualidade em radioterapia é a dosimetria de feixe e garantia de qualidade em procedimentos que inclui as medidas *in vivo*, estas medidas são ainda mais importantes nos tratamentos modernos como o IMRT (Radioterapia de Intensidade Modulada) a qual requer dosímetros com uma boa resolução espacial e alta sensibilidade (VIAMONTE, A. et al, 2008).

Há muitos tipos de dosímetros disponíveis para a verificação de qualidade do feixe radioterápico, o principal dosímetro utilizado para a medida da dose absoluta é a câmara de ionização associada a um eletrômetro apropriado, porém existem outros dentre os mais populares destacamos o TLD (Dosímetro Termoluminescente), os filmes, os diodos e os óxidos de metal semicondutores (MOSFETs) utilizados para medidas *in vivo* por proporcionar uma dosimetria ativa podendo-se realizar a leitura em tempo real (SOUBRA, M.; CYGLER, J.,1994; FERGURSON, H.M., et al, 1997). Novos dosímetros e sistemas de dosimetria estão sendo desenvolvidos recentemente, entre eles destacamos o sistema OSL (Luminescência Opticamente Estimulada) o qual é utilizada de forma expressiva na monitoração individual externa em proteção radiológica e atualmente aplicado em dosimetria de feixe em radioterapia (YUKIHARA et al, 2005; VIAMONTE, A. et al, 2008). Vários estudos sugerem a utilização de fibras ópticas baseadas em materiais OSL, o desenvolvimento deste sistema utilizando OSL

proveniente do Al₂O₃: C iniciou – se com OSU e POLF et al em 2002 e foi desenvolvido por GAZA et al em 2004 (McKEEVER, S.W.S., et al, 2004; AZNAR, M.C., et al, 2004), neste método cristais OSL são acoplados mecanicamente ao lado de uma sílica ou fibra ótica plástica, enquanto do outro lado no fim da fibra é conectada à um leitor OSL (McKEEVER, S.W.S., et al, 2004). Em 2005 Yukihara et al, investigaram a utilização de detectores de do Al₂O₃: C em forma de discos circulares de 7mm de diâmetro e observaram que a incerteza associada à medida do sinal era de 0.7% em dosímetros irradiados com a mesma dose, foi descrito ainda que a reprodutibilidade do sinal OSL para diversas irradiações é de 1%. Alem disso, foram utilizados detectores para a verificação de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) para feixes de fótons em aceleradores de 6 MV e os resultados quando comparados com os dados do comissionamento apontaram uma diferença de 1.1% para profundidades de 0.5 e 1.5cm (VIAMONTE, A. et al, 2008).

A luminescência opticamente estimulada é um dos vários fenômenos em matéria condensada induzido pela radiação ionizante que tem obtido sucesso na dosimetria. Hoje a dosimetria TLD é o método mais utilizado em dosimetria, utilizando detectores integradores baseados em cristais, tais como LiF:Mg,Ti, CaF:Mn, CaSO4:Dy entre outros (AKSELROLD, M.S et al, 2007).

Alguns materiais isolantes ou semicondutores emitem um sinal de luminescência quando expostos à luz, sendo muito semelhante ao sinal TL onde obtemos a emissão de luz em cristais irradiados e aquecendo-o (BOTTER-JENSEN et al, 2003). Uma vez irradiado o material é exposto a uma determinada fonte de luz com comprimento de onda e intensidade pré-determinada proveniente em geral de diodos (LEDs) ou LASER onde a intensidade do sinal é função da dose absorvida pelo material. (DE FREITAS NASCIMENTO, L., 2007).

A verificação de parâmetros dosimétricos do feixe é realizada pelo Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do INCA. Neste, são desenvolvidos medidas e atividades de controle a fim de verificar as condições de operação de equipamentos e parâmetros de qualidade em serviços de Radioterapia do Brasil, através da auditoria postal utilizando dosímetros TLD, nos moldes propostos pela IAEA (Agência Internacional de Energia Atômica).

O presente trabalho apresenta a utilização da dosimetria opticamente estimulada (OSL) na verificação de parâmetros de qualidade em radioterapia em particular simetria e planura de feixe, fator filtro e fator bandeja, penumbra e dose em profundidade, tendo como base o protocolo TEC DOC 1151 – Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia estabelecidos pela IAEA, em feixes gama de Co 60 e de Raios X de megavoltagem produzidos por Aceleradores lineares (AL).

Pretende-se, ainda, estabelecer um melhor entendimento sobre as aplicações da dosimetria opticamente estimulada (OSL), bem como sugerir motivações para a utilização deste sistema em radioterapia, além de apresentar uma breve descrição do material utilizado o Al₂O₃: C e de suas características dosimétricas a fim de garantir a utilização deste material no futuro, não apenas para averiguar doses de indivíduos ocupacionalmente expostos, ou seja, dosimetria individual externa, mas também na verificação e controle de parâmetros de qualidade do feixe, com o objetivo de proporcionar assim melhorias no sistema de avaliação e definir limites de tolerância mais precisos para tais parâmetros.

Assim, o capítulo I apresenta os aspectos relevantes em radioterapia, controle de qualidade em radioterapia e a dosimetria OSL. Os materiais e métodos são apresentados no capítulo II, neste capítulo serão apresentadas as metodologias para a determinação dos parâmetros de qualidade de feixe utilizando a dosimetria OSL.

Os dados obtidos através da pesquisa são apresentados e discutidos no capítulo III. No capítulo IV encontra-se a conclusão sobre os aspectos relevantes da utilização da dosimetria OSL em controle de qualidade em radioterapia, bem como as perspectivas futuras deste trabalho.

CAPÍTULO I – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

I.1 - INTRODUÇÃO

A descoberta dos Raios X em 1895 por Wilhelm C. Roentgen e da radioatividade em 1896 pelo casal Peirre e Marie Curie culminando em 1898 com a descoberta do elemento rádio, desde então foram responsáveis pelas inúmeras transformações na radioterapia, transformações essas de extrema importância para o seu progresso e desenvolvimento (SALVAJOLI, J.V. et al, 1999). Hoje é impossível imaginarmos a prática da oncologia sem os benefícios causados pelos tratamentos com radiações ionizantes. Em janeiro de 1896 foi tratada a primeira paciente com câncer de mama utilizando-se radiação, e mais tarde, em 1899, foi relatada a cura de um epitelioma de células basais (BERDAKY, M.F., et al, 2001). Inicialmente não se conheciam com precisão os efeitos biológicos da radiação ionizante no tecido, nem tampouco os efeitos deletérios desta radiação aos tecidos sadios. Desde então, a necessidade de se avaliar a dose de radiação necessária para se alcançar o efeito desejado e a padronização do método de tratamento proporcionaram o desenvolvimento da dosimetria e consequentemente o controle de qualidade em teleterapia (SANCHEZ, M.S.A., 2007).

Para alcançar este objetivo foi necessário definir novos conceitos e novas grandezas, estimulando a sociedade científica a criar, em 1925, a ICRU (*International Comission Radiation Units*) uma organização internacional responsável pela definição de grandezas, unidades e pela determinação de parâmetros de qualidade necessários para quantificar a radiação administrada em um tratamento. A finalidade da radioterapia, atualmente, é fornecer maior dose possível nas células tumorais, mantendo em níveis baixos as doses nos tecidos adjacentes (SARTORIS, C.E., et al., 2001).

I.2 – RADIOTERAPIA

Após a descoberta dos raios X e da radioatividade, a utilização da radiação em procedimentos médicos passou a se desenvolver. Os efeitos da radiação ionizantes não se limitavam em impressionar placas fotográficas, a atravessar o tecido biológico ou qualquer outra estrutura opaca à luz; o entendimento de suas características físicas de interação proporcionou o emprego desta radiação na radiologia diagnóstica e, mais tarde, na terapia.

Vários fatores determinaram seu uso em procedimentos terapêuticos sendo que, se acreditava que os raios x tinham propriedades muito semelhantes à radiação solar, à qual eram atribuídas as características de combate a micro organismo. Em 1896, já havia descrições da utilização da radioterapia em tratamentos de tuberculose (SALVAJOLI, J.V.; et al, 1999). No Brasil, os primeiros passos em radioterapia datam de 1901, no Rio Grande do Sul, onde um médico utilizou um equipamento de ráios x convencional para tratar tumores de pele, e somente em, 1972 foi instalado o primeiro acelerador linear no hospital Oswaldo Cruz, em São Paulo (LEDERMAN, M.; VIZEU, DM., 1973). No inicio dos tratamentos radioterápicos, utilizava-se a dose de eritema como medida da quantidade de radiação em um tratamento, ou seja, administrava-se uma quantidade de radiação de acordo com a tolerância da pele do paciente. As primeiras tentativas de padronização remetiam ao controle do tempo de exposição do paciente relacionado com a miliamperagem fornecida pelo equipamento através de tabelas (SALVAJOLI, J.V, et al., 1999).

O principal objetivo da Radioterapia é erradicar células tumorais com o menor dano possível aos tecidos circunvizinhos sadios. Essa relação é demonstrada na figura 1. Para isso, os equipamentos utilizados no tratamento sofreram inúmeras modificações

tecnológicas, as quais possibilitaram a escolha do tipo e da energia da radiação. Nos dias atuais, as unidades de terapia acopladas a sistemas de planejamento computadorizados proporcionam uma maior precisão na prescrição da dose no volume alvo e a modulação do feixe possibilitando assim o tratamento de tumores com diversas localizações anatômicas (KHAN, F., 2003).

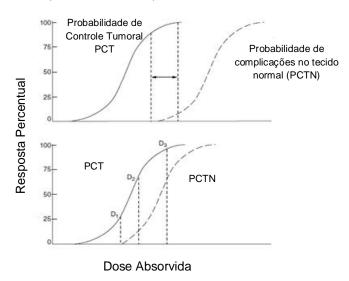


Figura 1 - Curva de dose para o controle tumoral e a relação com a complicação em tecidos sadios (Fonte: MAYLES, P; THWAITE, D., 2007)

Durante um tratamento, podem surgir mudanças clínicas significativas nos tecidos normais em conseqüência da radiação, porém, esses danos estão em estágios de recuperação funcional e morfológica do tecido. Assim, a prescrição da dose deve seguir um determinado grau de precisão e, para alcançar este objetivo, além de contar com um equipamento que proporcione um feixe adequado, é importante que sejam seguidos procedimentos de calibração, manutenção e a implantação de um programa de garantia de qualidade (DEL VIGNA FILHO, 1992).

A radioterapia pode ser separada em duas formas de utilização, que são baseadas na localização da fonte de radiação. A primeira é a teleterapia, quando a fonte esta localizada a uma determinada distancia do tumor, tipicamente 80 cm para unidades de

cobalto e 100 cm para aceleradores lineares. A segunda é a braquiterapia, quando a fonte de radiação, normalmente uma fonte selada de radionuclídeos, é colocada próxima da lesão ou tumor, que, na maioria das vezes, está localizado no interior do paciente, a qual permanece por um tempo pré-determinado em contato com a região de interesse de acordo com a dose a ser administrada. (SANCHEZ, M.S.A., 2007).

O tratamento de células tumorais através de radiação ionizante é um processo complexo que envolve inúmeras etapas para a sua realização, incluindo – se o diagnóstico, a localização precisa do volume alvo e dos órgãos de risco, o cálculo da dose em unidades monitoras para os aceleradores lineares ou do tempo de exposição no caso de equipamentos de cobaltoterapia, a definição e escolha dos tipos de campos que serão utilizados e, por fim, a execução do tratamento na qual envolve a imobilização do paciente, o posicionamento diário, a verificação dos parâmetros através de radiografias *check film* ou portais eletrônicos e a dosimetria *in vivo* (SOUZA, C.N. et al, 2001).

As formas e os tipos de Radioterapia vêm sofrendo modificações significativas, destacando-se dois métodos principais: o convencional, no qual temos um planejamento baseado em imagens por radiografia convencional e a utilização de blindagens rudimentares para a execução do tratamento; e o método conformacional, o qual se utiliza de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética para a determinação do volume alvo e o consequente tratamento. Neste último método, as blindagens são conformadas ao feixe através de colimadores multi-lâminas, o que proporciona uma precisão maior na distribuição de dose/volume, um controle tumoral mais adequado e redução da dose nos órgãos de risco (SANCHEZ, M.S.A., 2007).

I.3 – CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

Como foi descrito anteriormente, a radioterapia faz uso de feixes de alta energia e doses altas para a realização dos tratamentos, sendo assim qualquer erro de procedimento ou falhas no equipamento podem acarretar sérias conseqüências ao paciente, proporcionando falhas no tratamento ou até mesmo o óbito. O sucesso ou fracasso de um tratamento radioterápico esta na definição da dose adequada no volume tumoral e nas vizinhanças adjacentes a este volume. Desta forma, há necessidade de um controle de qualidade eficaz para garantir a irradiação correta do volume alvo e dos volumes de risco a serem poupados, o erro máximo permitido para os valores de dose é de 5% (ICRU 23, 1973).

As diversas etapas envolvidas no procedimento radioterápico, sendo elas prescrição do tratamento, simulação, definição de volumes de interesse, cálculo de dose e execução do tratamento, fornecem uma série de incertezas ao método, podendo resultar em erros os quais poderão comprometer a qualidade do tratamento. Assim sendo as organizações especializadas na área determinam que seja realizado um controle de qualidade em radioterapia obrigatório em todos os serviços de radioterapia. No Brasil a exigência de implantação de programas de garantia de qualidade, tem sido intensificada, nos últimos anos, a maioria dos serviços de radioterapia vem se adequando a estas exigências, tanto na avaliação dos equipamentos como nos procedimentos de dosimetria de feixe e na determinação de parâmetros de qualidade (SOUZA, C.N. et al, 2001).

Os equipamentos usados em radioterapia, em especial os aceleradores lineares (AL) antes de serem utilizados, devem passar por um conjunto de testes de aceitação denominado comissionamento. Esses testes visam estabelecer e identificar os dados

para a calibração do equipamento para que se possa obter a relação entre as unidades monitoras (UM) prescritas no tratamento e a variação da dose ao longo da profundidade, além da determinação de todos os parâmetros de qualidade de feixe. Após o comissionamento o acelerador será liberado pelos órgãos reguladores para o tratamento de pacientes, devendo sempre ser estabelecidos os métodos de rotina para a verificação da reprodutibilidade do sistema.

Os protocolos mais utilizados para a determinação de parâmetros de qualidade em radioterapia são os protocolos da *American Association of Physics in Medicine* (AAPM) o *Task Group* 21 e os da *International Atomic Energy Agency* (IAEA) protocolos nº 277 de 1987 e 398 de 2000 os quais estabelecem a dose absorvida em função do padrão calibrado em água (BERDAKY, M.F., 2001). No Brasil o protocolo adotado é o TRS 398 da IAEA.

A qualidade em radioterapia está ligada a diversos fatores, que vão desde o diagnóstico da localização da lesão e as técnicas de tratamento aos métodos dosimétricos escolhidos para a verificação da dose e a determinação de incertezas, para que se possa garantir um tratamento mais eficaz, ou seja, um feixe de radiação coerente com a simulação e o planejamento. Para estabelecer esses fatores, é necessário o envolvimento de uma equipe multidisciplinar atuante no serviço de radioterapia, o médico radioterapeuta, o físico médico e o técnico, apesar da responsabilidade global ser atribuída ao físico médico especialista (FURNARI, L., 2009). Existem requisitos mínimos, a serem seguidos pelos serviços de radioterapia para alcançar níveis satisfatórios de qualidade, os quais estão ligados à estrutura da instalação, seus equipamentos de medida de radiação, unidades de tratamento e produção de imagens utilizadas para a simulação (IAEA, 2000).

Em teleterapia, são empregados testes para verificar as características funcionais que influem diretamente na exatidão geométrica e dosimétrica, possibilitando a verificação de problemas elétricos, eletrônicos, falhas mecânicas e deterioração dos equipamentos de terapia. Portanto, a garantia de qualidade deve identificar as condições necessárias para estabelecer critérios mínimos de qualidade (TEC DOC 1151, 2000).

Os testes são classificados segundo a sua freqüência de realização em: diários, mensais e anuais; os testes diários são aqueles que afetam a localização dos volumes de interesse, o posicionamento do paciente e a taxa de dose de referência, sendo executados pelo técnico; os testes mensais verificam parâmetros ligados a qualidade do feixe, como congruência de campo de luz com radiação e homogeneidade e planura; os testes anuais verificam os parâmetros determinados no comissionamento tais como PDD, TAR (Relação Tecido-AR) e fatores de filtros e Campos. Na figura 2 são descritos alguns testes e suas respectivas frequências de realização para um acelerador linear.

A verificação de parâmetros de qualidade do feixe e determinação da dose a ser administrada ao paciente é realizada através de protocolos de organizações como AAPM, ICRU, IAEA entre outras, utilizando câmaras de ionização, TLD, filmes radiográficos ou dispositivos semicondutores como DIODOS e MOSFETs, estes últimos devido a proporcionarem leituras em tempo real são utilizados em medidas para avaliação de doses "in vivo".

	FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
		Segurança:	
		Luzes ON/OFF	Funcionando
		Luzes no painel de controle	Funcionando
		Luzes de irradiação	Funcionando
		Sistemas de visualização	Funcionando
		Sistemas anti-colisão	Funcionando
1		Interruptor de radiação no acesso à sala de	Funicionando
		radiação	Funcionando
		Interruptor de radiação no painel de Controle	Funcionando
		Programação	Funcionando
	Diário	Interrupção por UM	Funcionando e coincidentes
	Diario	Verificação de câmaras monitoras	
		Mecânicos:	
		Lasers	2 mm.
		Telêmetro	2 mm a DFI
		Tamanho de campo (10x10 cm²)	2 mm
		Centro do reticulado	2 mm diâmetro
		Centro do campo luminoso	2 mm
		Dosimétricos:	
		Constância da Dose de Referência (fótons e	3%
		elétrons)	
		Dosimétricos:	
		Constância da Dose de Referência (fótons e	
		elétrons)	2 %
		Constância do monitor secundário	2 %
		Constância de qualidade do feixe:	2 /6
		The state of the s	2 %
		Fótons (PDD _{20,10} ou TPR _{20,10}) PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região
	Mensal	Constância de:	terapêutica
		planura do feixe para:	rerapeorica
		Fótons	
		Elétrons	2 % °
		Simetria (fótons e elétrons)	3 % °
		Simelia (loloris e elelloris)	3 % °
_			
		Segurança:	
		Comprovação de todas as travas (segundo	Funcionando
		especificações do fabricante)	Funcionando
		Mecânicos:	
		Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
		Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
		Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
		Coincidência dos eixos do colimador, estativa	
		e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
		Coincidência do isocentro mecânico e de	2 mm de diâmetro
		radiação	2 mm
		Deslocamento vertical da mesa	
		Dosimétricos:	2.0/
	Anual	Constância da Dose de Referência	2 %
•	Alloui	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1 %
		Constância de fatores de campo	2 %
		Constância de parâmetros sobre o eixo	0.04
		central (PDD, TMR, etc.)	2 %
		Constância de fatores fora do eixo central	2 %
		Constância dos fatores de transmissão de	2.0/
		todos os acessórios	2 %
		Constância dos fatores de transmissão dos	2 %
		filtros	1%
		Linearidade de resposta de câmaras	10/
		monitoras	1%
		Dependência da Dose de Referência com a	2.0/
		taxa de dose	2 %
		Constância da Dose de Referência com a	2 %
		angulação da estativa	Z % Funcionando
		Constância dos fatores fora do eixo central	runcionando
		com a angulação da estativa Modo Rotacional	
		mode notacional	14

Figura 2 - Controle de Qualidade em Aceleradores Lineares (Fonte: TEC DOC 1151, 2000)

O crescente desenvolvimento tecnológico dos equipamentos em radioterapia, incluindo os sistemas de planejamento computadorizado úteis na radioterapia conformacional, a intensidade modulada de feixe (IMRT), a radioterapia guiada por imagem (IGRT) a radiocirurgia esterotáxica demonstraram a necessidade de aperfeiçoar o planejamento e a entrega da dose (DOS SANTOS, G. P., 2002).

O "Livro Azul" do *Inter - Society Council for Radiation Oncology* (ISCRO) especifica os principais parâmetros de um programa de garantia de qualidade em radioterapia e estabelece o que o programa deve enfatizar em termos de interação de todas as esferas de trabalho na prática oncológica, incluindo os aspectos administrativos, clínicos, físicos e técnicos (KHAN, 2003).

I.4 – GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS E PARÂMETROS DE QUALIDADE

No final do século XIX, a determinação da dose absorvida devido à interação das radiações ionizantes se caracterizava em observar transformações químicas e biológicas tais como avermelhamento da pele. Esta grandeza ficou conhecida como SED (dose de eritema de pele); esta, porém, era subjetiva e extremamente dependente das características individuais de cada paciente (MORLOTTI, M.S., 2007). Com o desenvolvimento de novos métodos de medida de radiação o SED foi abandonado e deu lugar a outras grandezas dosimétricas, como a Exposição (X), a qual estabelece uma relação entre o valor absoluto da carga total (dQ) de pares de íons de mesmo sinal produzido no volume de ar , quando todos os elétrons liberados pelos fótons em uma determinada massa dm de ar sejam freados completamente e que é representado matematicamente por:

$$X = dQ / dm (1)$$

A grandeza exposição foi a primeira a ser definida em proteção radiológica cuja unidade antiga era o rontgen (R) e 1R = 2,58 x 10 $^{-4}$ C/kg (ATTIX, 1996), atualmente a grandeza física exposição é definida como C / kg . As limitações dessa unidade é o fato dela ser definida somente para fótons que interagem no ar e de ser válida apenas para fótons de energia até 3 MeV.

Assim, pelo fato da grandeza dosimétrica exposição não ser capaz de quantificar a energia depositada em um meio, pela radiação ionizante; surgiram outras grandezas dosimétricas mais importantes e, dentre elas, destacamos aquelas utilizadas na determinação dos coeficientes de interação, os quais definem a interação da radiação com a matéria, tais como o Kerma (K) (do inglês *Kinetcs Energy Realeased per Mass Units*) e a Dose Absorvida. Esta última tem uma importância significativa, em Radioterapia, por estar relacionada com a dose absorvida em um determinado tecido. A relação entre a quantidade de energia média depositada pela radiação (dE) em uma massa (dm) do mesmo volume considerada é denominada dose absorvida, representada matematicamente por:

$$D = dE / dm (2)$$

A unidade de dose absorvida no sistema internacional é o J / kg e que é representada por gray (Gy), onde 1 Gy equivale a 1 J / kg (ATTIX, 1996).

Analogamente, o KERMA representa a relação entre a quantidade de energia transferida pelos fótons ou partículas descarregadas a todas as partículas carregadas criadas; matematicamente:

$$K = dE_{tr} / dm (3)$$

Onde $K=dE_{tr}$ / dm é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não carregas, sejam fótons ou nêutrons, em uma massa dm de material

Em Radioterapia, os parâmetros dosimétricos são utilizados para diversas situações de irradiações e posições de pacientes, para se determinar o tratamento e para verificar a dose em profundidade, através de um parâmetro denominado PDP (porcentagem de dose profunda). Além disso, para que a dose e as condições de tratamento estejam dentro dos limites aceitáveis para o padrão de qualidade, é necessária a verificação de parâmetros de qualidade do feixe de radiação. São eles: planura e simetria, tamanho do campo e penumbra, assim como as correções necessárias para o cálculo da dose dependentes dos fatores filtro e bandeja.

I.4.1 – Porcentagem de dose profunda (PDP)

Quando a radiação ionizante interage com um meio qualquer, ela deposita diferentes doses à medida que penetra. Partindo da superfície, o percentual de dose aumenta até um valor máximo e a região entre a superfície e o ponto de máxima dose é chamada de build-up (ou região de equilíbrio eletrônico). Esse aumento de dose deve-se basicamente a três fatores: a) aos fótons que atravessam o objeto simulador e liberam elétrons primários dos átomos da molécula de água; b) aos elétrons primários liberados pelos fótons que ao se deslocarem no meio "colidem" com outros elétrons retirando-os de seus átomos, chamados de elétrons secundários, c) e aos elétrons secundários que podem ter energia suficiente para retirar outros elétrons de seus átomos ou não. Porém, a partir de certo ponto chamado de build-up, os elétrons primários e secundários diminuem em quantidade, pois a fluência dos fótons primários esta sendo atenuada. Por este motivo a partir do build-up ocorre uma diminuição no percentual de dose.

Portanto, a porcentagem de dose em profundidade (PDP) nada mais é que uma relação percentual da dose em uma determinada profundidade (D_d) em relação à profundidade de dose máxima, profundidade de equilíbrio eletrônico – (D_m) vezes 100%.

Matematicamente, podemos representar a PDP como sendo:

$$PDP = \frac{D_d}{D_m}.100\% \tag{4}$$

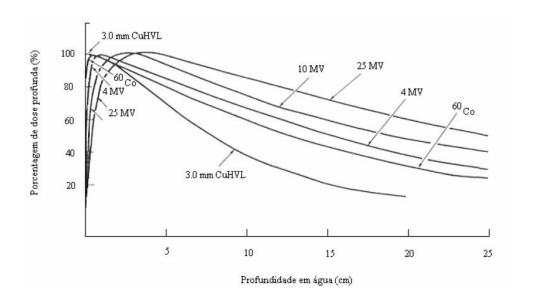


Figura 3 - Porcentagem de Dose Profunda - PDP (Fonte: ATTIX,1986)

O ponto de equilíbrio eletrônico é tomado como ponto de normalização, o que significa que, no ponto máximo, a porcentagem de dose profunda é igual a 100%, portanto, o valor da PDP sempre será menor que 100%, levando-se em consideração que não haja mudanças nos parâmetros de campo e DFS (VIAMONTE, A., 2007).

I.4.2 – Planura e Simetria

A planura P é definida como a variação percentual máxima permissível da dose dentro de 80 % da largura à meia altura (FWHM) do perfil do campo em um plano transversal ao eixo do feixe, a uma profundidade definida ou combinada. Geralmente são usados os planos que contêm o colimador, ou seja, longitudinal "*in-plane*" e transversal "*cross-plane*":

$$P(\%) = \frac{D_{\text{max}} - D_{\text{min}}}{D_{\text{max}} + D_{\text{min}}}.100$$
 (5)

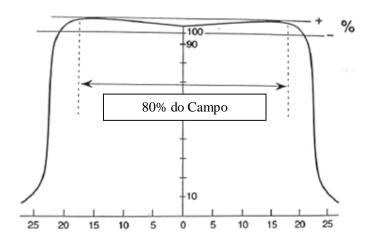


Figura 4 - Planura do Feixe (Fonte: adaptado de KHAN, F., 2003)

A simetria é o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80 % de sua largura total, ou seja:

$$S(\%) = \frac{D_{i80\%} - D_{d80\%}}{D_{eixo}}.100$$
(6)

Onde $D_{i80\%}$, $D_{d80\%}$ e D_{eixo} , são, respectivamente, os valores de dose do lado esquerdo e direito do campo a 80 % de sua largura total e no eixo central, conforme mostra a figura 4.

Segundo o TEC DOC 1151 a planura e a simetria do feixe devem ser medidas em perfis ortogonais sobre o plano transversal ao eixo do campo e, preferivelmente, para vários ângulos do gantry. A constância destes parâmetros significa que não deve ser permitido um incremento absoluto maior que a tolerância especificada em algum desses parâmetros em relação a seus valores de referência, considerando as cartas de perfis de dose do fabricante. Por exemplo, se, no estado de referência inicial a simetria era de 0,5% e a tolerância especificada para sua constância é de 2%, podendo então pode ser aceita uma assimetria de até 2,5%. (TEC DOC 1151, 2000).

I.4.3 – Fator Filtro e Fator Bandeja

Existem tratamentos em que, devido a sua complexidade, é necessário transformar a entrada do feixe no paciente; para isso se usam dispositivos chamados de filtros ou cunhas. Os mais usados são de 15°, 30°, 45° e 60°. Entretanto, quando usados, é preciso conhecer o fator de atenuação que produzirão no feixe. Este é determinado como a relação da dose para um campo estabelecido ou padronizado com e sem o filtro, a uma profundidade de máximo (VIAMONTE, A., 2007).

Nem todos os tratamentos realizados utilizam campos quadrados ou retangulares. Hoje em dia a personalização de cada tratamento é importante. Assim, os campos irregulares são bem comuns na prática e nem sempre todos os aparelhos têm colimadores multilâminas. Para conformar os campos irregulares, são usados bloqueadores, geralmente de chumbo ou Cerrobend®, os quais são fixados numa bandeja que é encaixada no colimador e que produzirá uma alteração no feixe. O fator de atenuação é determinado de maneira semelhante ao fator filtro. (VIAMONTE, A., 2007). A bandeja pode ser lisa ou apresentar ranhuras, neste trabalho foi determinado o fator da bandeja lisa.

I.4.4 – Tamanho de campo e penumbra

De acordo com Viamonte (2007), a definição geométrica de tamanho de campo é a que mais se encaixa para avaliação de qualidade, partindo do critério de que o campo é uma seção plana do feixe, a qual é definida perpendicularmente ao eixo do mesmo feixe; assim pode-se definir tamanho de campo como sendo a projeção do campo do colimador na superfície do fantoma. De acordo com o TEC DOC 1151, podemos definir a penumbra do feixe como sendo a distância lateral entre 80% e 20% da dose no eixo do feixe em cada lado e a profundidade de dose máxima conforme ilustra a figura 5.

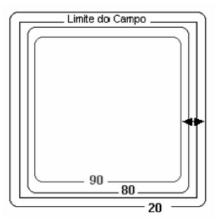


Figura 5 - Penumbra do campo (Fonte: KHAN, F., 2003)

I.5 – DOSIMETRIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL)

I.5.1 – A emissão Opticamente Estimulada e suas Aplicações

A Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) é um dos fenômenos de estimulação mais conhecidos da matéria condensada, o qual pode ser induzido pela radiação ionizante e tem sido usada com sucesso na dosimetria das radiações. Até recentemente, a utilização da termoluminescência (TL) na dosimetria (TLD) era a mais

popular das técnicas dosimétricas, utilizando detectores relativamente baratos baseados em cristais ou vidros como, por exemplo, LiF:Mg,Ti, CaF:Mn, CaSO₄:Dy, Li₂B₄O₇ (AKSELROD, M.S., et al., 2007). Defeitos nos materiais TL criados durante o crescimento do cristal ou durante a sintetização do estado sólido são armadilhas de elétrons e buracos gerados durante a irradiação e, desta maneira, podem armazenar informações dosimétricas por um longo tempo. Porém, esta é uma técnica destrutiva, onde o sinal é completamente removido do detector durante o processo de leitura devido à necessidade de aquecer o material para a liberação do sinal. OSL utiliza matérias e processos eletrônicos semelhantes ao TL, portanto, a estimulação do material se dá através da luz ao invés de calor (BØTTER-JENSEN et al., 2003).

OSL foi primeiramente sugerido como uma ferramenta dosimétrica em 1950 e 1960; os principais obstáculos para a aplicação do OSL eram o forte desvanecimento no caso de sulfatos com uma banda estreita, como MgS, CaS e SrS dopados com íons de terras raras como Sm e Eu. Em 1980, OSL se tornou uma técnica popular na arqueologia e na datação geológica, comumente utilizada como um método para a determinação de dose em materiais naturais como quartzo. Técnicas baseadas na estimulação óptica por laser têm sido empregadas na radiografia digital diagnóstica, *Imaging Plates* (IP) baseado em Europio ativado com bário, e sistemas de leitura comercializados pelas grandes empresas como FUJI, AGFA, KODAK e outras. Os sistemas de CR baseados na técnica OSL mostram um desempenho excelente na geração de imagens, mas, incapazes de oferecer uma dosimetria adequada devido à baixa estabilidade térmica das armadilhas, o que resulta em um desvanecimento (AKSELROD, M.S., et al., 2007).

Alguns cristais de ânions deficientes, tais como o Al₂O₃: C, que, inicialmente desenvolveram uma alta sensibilidade como material TL, aparentam satisfazer todas as características para sua utilização como um detector OSL. Recentemente, uma nova técnica chamada de OSL pulsado (PSOL) têm sido desenvolvida e utilizada comercialmente implantada no sistema LUXEL® da Landauer Inc. (AKSELROD, M.S., et al., 2007).

A técnica OSL tem sido utilizada, na maioria das vezes, de duas formas principais: da forma convencional no modo de integração, onde o fósforo OSL se comporta como um detector passivo, a estimulação da luz se faz após a irradiação do detector; ou também em tempo real, quando a estimulação com a luz se dá ao mesmo tempo da irradiação e, assim, a informação sobre a taxa de dose e dose acumulada é adquirida dinamicamente. Este método apresenta algumas vantagens sobre os métodos já bem conhecidos tais como diodos e MOSFET, segundo AKSELROD, M.S., 2007 e colaboradores; através de algumas modificações no material utilizado, a medida de dose em tempo real com OSL pode ser comercializada de forma viável.

Alguns dos primeiros investigadores do uso de materiais luminescentes em dosimetria das radiações ionizantes foram Farrington Daniels e seus estudantes da universidade de Wisconsin durante os anos 40 (LEDERMAN, M.; VIZEU, DM. 1973). John Cameron continuou a pesquisa e desenvolveu o instrumental para a utilização do LiF – Floureto de Lítio como um dosímetro termoluminescente (TLD). A luminescência opticamente estimulada (OSL) e suas aplicações na dosimetria é recente, sua origem data das décadas de 50 e 60 com Antonov – Romanovskii, Braunlivh e outros colaboradores (MCKEEVER, S.W.S. AND MOSCOVITCH, M., 2003). Os estudos

originais utilizavam o sulfato como material para o dosímetro e outros materiais originalmente desenvolvidos para uso, como TLDs.

Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) é o sinal luminescente que emite um determinado material, podendo ser um isolante ou até mesmo um semicondutor previamente irradiado quando exposto a luz. A amostra irradiada, ao ser estimulada com a luz, libera um sinal, o qual é função da dose de radiação absorvida pelo material, sendo possível sua utilização para fins de dosimetria (DE FREITAS NASCIMENTO, L., 2007).

I.5.2 - Teoria OSL

Durante a exposição, a energia absorvida é parcialmente transferida para as cargas (elétrons e buracos) dispostos no volume do detector. Uma fração destas cargas rapidamente perde energia pela emissão de radioluminescência e outros portadores de carga são armadilhados em defeitos pré-existentes ou em defeitos induzidos pela radiação na estrutura cristalina do detector, onde podem permanecer por um período de tempo indeterminado (AKSELROD, M.S., et al., 2007).

Durante a estimulação óptica utilizando-se luz, as cargas armadilhadas podem ser liberadas e uma fração delas podem se recombinar e liberar energia em forma de luz, caracterizando assim a luminescência que é devida a transições eletrônicas nos centros de recombinação, conforme mostra a figura 6. A população de elétrons armadilhados é resultado da irradiação do material e a intensidade do sinal OSL é relacionada à dose absorvida pelo detector (SCHEMBRI, V., HEIJMEN, B. J. M., 2007).

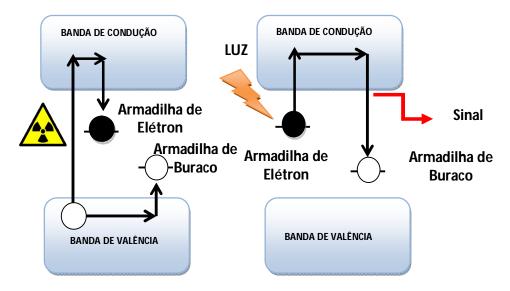


Figura 6 - Criação de pares elétron-buraco e geração do sinal OSL (Fonte: adaptado de DE FREITAS NASCIMENTO, L., 2007)

A absorção da radiação e a excitação de cargas que se da primeiramente por efeito Compton ou efeito fotoelétrico, dependendo do tipo da radiação incidente levam à perturbação do sistema, promovendo a passagem do equilíbrio termodinâmico para um estado metaestável de energia. A subsequente absorção de energia externa pelo estado metaestável das cargas armadilhadas resulta na volta ao estado de equilíbrio.

Durante a relaxação, ocorre o processo de recombinação das cargas eletrônicas; se esta recombinação for radiativa a luminescência é emitida; na estimulação OSL a energia da fonte de excitação é luz (UV, visível ou infravermelho).

A intensidade da luminescência emitida é relacionada com a taxa na qual o sistema retorna ao equilíbrio e a taxa na qual o equilíbrio é re-estabelecido é função da concentração de carga armadilhada. No caso mais simplificado, esta dependência é linear e proporcional aos elétrons armadilhados. Uma curva da luminescência versus tempo pode ser obtida e a integral desta curva é relacionada à quantidade de carga armadilhada. Esses elétrons e buracos armadilhados recombinam-se e emitem um sinal

de luminescência, o qual é proporcional à dose de radiação absorvida; esta é a base do uso de OSL em dosimetria das radiações.

Em uma forma matemática simplificada do problema, a concentração de estados metaestáveis ocupados no sistema no tempo t pode ser representado por μ (t), onde:

$$\mu(t) = \int_{\gamma_1} \int_{\gamma_2} \dots \int_{\gamma_m} n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_n, t) d\gamma_1 \dots d\gamma_m, \qquad (7)$$

Onde $n(\gamma_1, \gamma_2,....., \gamma_n, t)$ é a concentração de estados ocupados $1 \to m$ descritos para os parâmetros de estado $\gamma_1, \gamma_2,....., \gamma_m$, e em geral $n(\gamma, t) = N(\gamma)f(\gamma, t)$. Onde $n(\gamma)$ é a concentração de estados ocupados $N(\gamma)$ é a concentração de estados possíveis e $f(\gamma)$ é a ocupância do estado, f = 1 quando o estado está cheio e f = 0 quando está vazio. Ambos $n(\gamma)$ e $f(\gamma)$ são funções dependentes do tempo.

Os parâmetros de estado são responsáveis pelo estabelecimento da estabilidade do estado metaestável sob condições de temperatura e intensidade de iluminação, ou seja, determinam a probabilidade de volta ao estado de equilíbrio por unidade de tempo.

Em OSL a intensidade I (t) da luminescência é proporcional como já mencionado anteriormente ao decaimento dos estados metaestáveis:

$$I(t) = \left| \frac{\mathrm{d}\mu(t)}{\mathrm{d}t} \right| \tag{8}$$

Para estimulação óptica das cargas armadilhadas a probabilidade p para a estimulação óptica a um dado comprimento de onda λ é dada por:

$$p(E_0) = \Phi \sigma(E_0), \tag{9}$$

Onde Φ é a intensidade do estímulo óptico e σ (E₀) é a seção de choque de fotoionização para a interação de um estado metaestável com um fóton incidente, e (E₀) é o limiar de energia requerida para a estimulação óptica necessária para a liberação da carga ao estado de equilíbrio. A probabilidade depende do tempo e da forma de

estimulo, o qual pode ser térmico ou óptico; em OSL, o interesse são os estímulos ópticos.

Na equação descrita acima os termos λ e Φ são valores fixados e independentes do tempo. Quando as armadilhas estão sendo esvaziadas utilizando-se um comprimento de onda fixo e uma intensidade de iluminação estacionária, a luminescência medida é conhecida como OSL de onda contínua (CW – OSL). Quando ocorre um crescimento linear na intensidade do estimulo óptico a um comprimento de onda constante, tem-se que:

$$\Phi(t) = \Phi_0 + \beta_{\Phi} t \tag{10}$$

Sendo $\beta_{\Phi} = d\Phi/dt$

O sinal OSL medido é chamado de OSL de modulação linear (ML – OSL).

Por outro lado, quando a intensidade do sinal é modulada de maneira não linear, o estímulo pode ser pulsado, sendo $\Phi(t) = \Phi_0$ para $t_0 \le t < t_0 + \Delta t$ e $\Phi(t) = 0$ para $t_0 + \Delta t$ $\le t < t_0 + \tau$, onde Δt é o pulso e τ o período a este tipo de estímulo dá-se o nome de OSL pulsado (PSOL). A figura 7 mostra os diferentes tipos de sinal OSL.

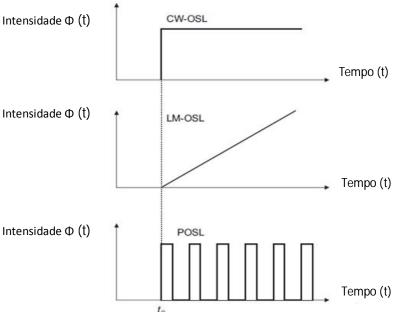


Figura 7 - Tipos de Sinal OSL (Fonte: adaptada de AKSELROD, M.S., et al., 2007)

I.5.3 - Vantagens e Desvantagens do sinal OSL

A utilização da técnica OSL em monitoração individual tem se destacado nos últimos anos por possuir diversas vantagens, em particular, ganhou espaço após o desenvolvimento do primeiro sistema comercial de monitoração pessoal baseado no Al₂O₃: C pela Landauer Inc. A utilização de LEDs como fonte de estimulação óptica torna o método de baixo custo, o qual vem impulsionando a pesquisa em OSL (MCKEEVER, S.W.S et al., 2004).

Materiais OSL operam de maneira semelhante aos materiais termoluminescentes (TL), exceto pelo fato de que a luminescência da recombinação é estimulada de forma óptica ao invés do aquecimento (estimulação térmica). Muitos materiais luminescentes populares em dosimetria TL sofrem "quenching" térmico, o que ocasiona a perda da eficiência da luminescência quando a temperatura do material é aumentada. (SCHEMBRI, V., HEIJMEN, B. J. M., 2007). A sensibilidade TL (luz de saída por unidade de dose absorvida) é dependente da taxa de aquecimento; para taxas mais elevadas, há perda de sensibilidade. A estimulação óptica à temperatura ambiente aumenta de maneira considerável a magnitude da luminescência para OSL quando comparada ao TL, assim, a dosimetria OSL evita os problemas ocasionados pelo aquecimento presente na dosimetria TL (MCKEEVER, S.W.S; MOSCOVITCH, M., 2003).

As vantagens da estimulação residem na eficiência de luminescência, estabilidade da sensibilidade, controle da luminescência emitida e da velocidade de leitura, além disso, pode-se destacar a capacidade da técnica OSL promover informações através de imagens, ou seja, o detector tem resolução espacial suficiente para realizar a "imagem" do campo de radiação.

O avanço das técnicas OSL na dosimetria das radiações nos últimos anos é resultado da não necessidade do aquecimento da amostra para a obtenção do sinal, bem como de processos de "annealing" (tratamento térmico) associados à dosimetria TL. A possibilidade de re-análise, da determinação do perfil de campo, alta precisão e acurácia na medida são algumas das vantagens deste método, além do aumento potencial do ganho econômico em virtude da rapidez de leitura, no aperfeiçoamento da automação, na redução de custos com energia e mão de obra (MCKEEVER, S.W.S ; MOSCOVITCH, M., 2003).

Medidas de doses absorvidas da ordem de alguns micrograys (μGy) são possíveis devido à não existência de "quenching" térmico, o que torna este método eficaz na monitoração ambiental, podendo ser mensurada a radiação de fundo após algumas horas de exposição. O sinal OSI pode ser removido completamente através da aplicação intensa de luz levando à remoção do sinal de fundo devido a exposições prévias.

Na dosimetria TL a carga armadilhada deve ser totalmente liberada para a medida do sinal; em dosimetria opticamente estimulada, pode ser realizado o controle da quantidade de portadores de carga liberados através da variação da intensidade e do comprimento de onda da luz de estimulação.

Em contrapartida, segundo Moscovitch, a dosimetria TL oferece algumas vantagens em ralação ao OSL; em particular, podemos destacar a complexidade do sistema de leitura utilizado em OSL, os leitores TL são simples e mais seguro em contraste aos sistemas complexos utilizados em OSL (MCKEEVER, S.W.S; MOSCOVITCH, M., 2003).

OSL pode sofrer o que é chamado de "quenching" de Laser, ou seja, uma diminuição da eficiência de luminescência, porém, este efeito pode ser evitado quando não é utilizada toda a intensidade de luz para estimulação.

I.5.4 – O óxido de alumínio crescido na atmosfera de carbono (AL₂O₃: C)

O material mais empregado como dosímetro OSL é o Óxido de Alumínio crescido em baixa pressão na atmosfera de carbono (Al₂O₃: C). Nesse processo, os átomos de Alumínio são substituídos por átomos de Carbono e Oxigênios são retirados da estrutura, criando pequenos defeitos na estrutura do cristal, são centros F- e V-respectivamente, como pode - se observar na figura 8B

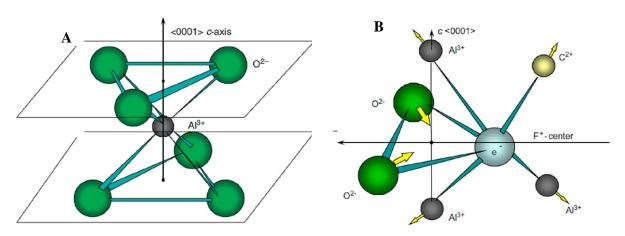


Figura 8A e B - Estrutura do Al₂O₃: C (Fonte: AKSELROD, M.S., et al., 2007)

Os cristais Al₂O₃: C são crescidos utilizando-se a técnica de Stepanov em baixa pressão e baixa pressão parcial de oxigênio, sob estas condições as vacâncias estáveis de oxigênio são criadas pelo processo de "subtração de coloração". A razão pela qual se utiliza o Al₂O₃: C como detector de radiação em OSL é uma combinação de diversos parâmetros importantes, mas não há duvida de que outros materiais possam ser sintetizados no futuro para a utilização como detector de radiação. A principal vantagem

deste material como detector de radiação é que ele possui uma larga banda de energia permitindo a criação de armadilhas térmicas e de cor estáveis e profundas (AKSELROD, M.S., et al., 2007).

A alta sensibilidade à radiação, determinada como o número de fótons emitidos por unidade de dose, a alta faixa de linearidade da dependência da dose, um baixo sinal de radiação de fundo abaixo da estimulação óptica e a seção de choque de fotoionização aceitável para a escolha do comprimento de onda da luz de estimulação são importantes parâmetros dosimétricos do Al₂O₃: C, conforme pode ser verificado na figura 9.

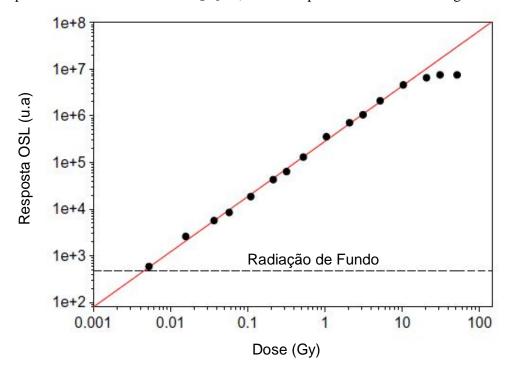


Figura 9 - Sinal OSL e a dependência da dose de radiação para o Al2O3: C (Fonte: adaptada de AKSELROD, M.S., et al., 2007)

I.5.5 – A dosimetria OSI em Radioterapia

A dosimetria OSL tem sido amplamente utilizada em monitoração individual externa devido a uma série de características mencionadas anteriormente, entretanto, recentemente vem sendo investigada para aplicação em dosimetria em radioterapia (VIAMONTE, A., 2008).

Alguns materiais TL exibem também propriedades OSl, como, por exemplo, o Al₂O₃: C, o material mais utilizado em dosímetros. Como material TL, é extremamente sensível da ordem de 40 a 60 vezes mais sensível quando comparado com o LiF:Mg; esta propriedade permite o uso de pequenas amostras deste material em dosimetria *in vivo* ou medidas que envolvam altos gradientes de dose ou medidas de baixa dose em campos de intensidade modulada (VIAMONTE, A., 2008).

Pesquisas recentes demonstram o uso de OSL em controle de qualidade em Radioterapia para medidas *in vivo* usando fibras ópticas, para simultaneamente estimular e detectar o sinal OSl. Segundo VIAMONTE, alguns pesquisadores testaram um protótipo de um sistema OSL que combina o Al₂O₃: C com uma fibra óptica para medidas de dose em tempo real em tratamentos de radioterapia, essas medidas mostraram que o Al₂O₃: C é independente da energia para feixes de 6 e 18MV e que a resposta aumenta linearmente com a dose; a resolução temporal é da ordem de 0,1 segundos e a resolução espacial menor que 0,5mm; os detectores mostram resultados satisfatórios quando comparados ao cálculo de dose em pacientes por sistema de planejamento, incluindo o IMRT – Radioterapia por Intensidade Modulada de Feixe (VIAMONTE, A., 2008).

Recentemente, a Landauer Inc desenvolveu um sistema de leitura simples e eficiente mais apropriado ao uso clínico em Radioterapia o InLightTM Microstar. Esse sistema utiliza o Al₂O₃: C como material sensível à radiação e está sendo empregado na avaliação de doses individuais e com características de grande utilidade para o uso em prática clinica em serviços de radioterapia para a realização do controle de qualidade (VIAMONTE, A., 2008).

Viamonte verificou a acurácia e precisão do detector OSL Al₂O₃: C na prática clínica em medidas de radioterapia, utilizando o leitor InLightTM Microstar e

constatou que os detectores apresentaram uma boa estabilidade de medida, um fading inferior a 2% na redução do sinal OSL. Além disso, a resposta do detector é independente da energia para fótons de 6MV; estudos relatam que não há dependência de energia do feixe no detector Al₂O₃: C para uma faixa de energia de 6 a 18MV. Medidas comparativas entre OSL e câmaras de ionização ou detectores semicondutores demonstraram que o detector OSL pode facilmente ser empregado na avaliação de feixes de equipamentos de radioterapia em virtude principalmente da baixa dependência energética para energias maiores de 6MV, o que nos leva a crer, que realizando uma calibração simples, que este detector pode ser utilizado para energias acima deste valor (VIAMONTE, A., 2008).

CAPÍTULO II – MATERIAIS E MÉTODO

II.1- MATERIAIS

II.1.1 – Dosímetros OSL – Fita OSL

Os dosimetros OSL utilizados na verificação dos parâmetros medidos são detectores na forma de fitas medindo 12 mm de diâmetro e 175 mm de comprimento e foram desenvolvidos pela empresa Landauer Inc para a medida de Índice de Dose em Tomografia (CTDI), bem como o perfil de dose em tomografia. Essa medida é fundamental para a verificação da dose no paciente e a qualidade da imagem tomográfica.

As fitas de CT são feitas com pó de óxido de Alumínio crescido em uma atmosfera de carbono (Al₂O₃: C) distribuídos no comprimento da fita. Esse material já é utilizado por mais de 1,5milhões de pessoas na monitoração individual externa, possui vantagens significativas como, por exemplo, para medir doses inferiores a 0,1mGy, podem ser re-lidos com uma perda de sinal menor do que 0,2% quando a estimulação se dá através de LEDs. As fitas são armazenadas em um cilindro de plástico, o qual foi confeccionado para utilização em objetos simuladores de tomografia computadorizada, conforme mostra a figura 10.



Figura 10 - Fita OSL (Fonte: Landauer Inc)

II.1.2 – Fantoma e Suporte

Para a realização das medidas foi utilizado um objeto simulador de acrílico quadrado no tamanho 30 x 30 x 30 cm pertencente ao serviço de radioterapia do Hospital de Clínicas de Ribeirão Preto; para a sustentação das fitas na posição de irradiação, foi confeccionado um suporte também em acrílico em forma de haste com uma base circular para a fixação no objeto simulador; as fitas após serem envolvidas em plástico transparente, para evitar a entrada de água no detector, são colocadas em uma peça retangular, conforme mostra a figura 11.



Figura 11 - Suporte para Irradiação e Fita OSL (Fonte: do autor)

II.1.3 - Fonte de Radiação Utilizada

Para a realização deste trabalho serão utilizadas como fontes de radiação um equipamento de Cobalto da SIEMENS GAMMATRON S e um Acelerador Linear SIEMENS PRIMUS de 6MV, ambos pertencentes ao setor de Radioterapia do Hospital de Clinicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

II.2 – MÉTODO

II.2.1 – Irradiação das Fitas OSL

As fitas OSL foram irradiadas seguindo as condições estabelecidas pelo TEC DOC 1151 da AIEA (Agência Internacional de Energia Atômica) para a determinação dos fatores de qualidade do feixe. Foram dispostas perpendicularmente ao eixo central do campo (in plane) em um campo 10 x 10 cm² a uma DFS (Distância Fonte Superfície) de 80 cm para o Cobalto e 100 cm para o Acelerador Linear, conforme mostra o esquema 12 e 13.

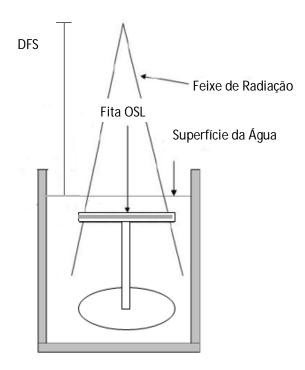


Figura 12 - Setup para Irradiação das Fitas OSL (Fonte: adaptada de VIAMONTE, A., 2007)



Figura 13 - Setup para Irradiação das Fitas OSL (Fonte: do autor)

II.2.2 – Leitura das Fitas OSL

A leitura das fitas OSL foi realizada na sede da empresa Landauer Inc em Chicago, através de um sistema óptico desenvolvido para a determinação do CTDI (Índice de Dose em Tomografia). Depois de expostas, as fitas são enviadas via postal para a Landauer, onde são lidas utilizando um leitor automático, o qual consiste de um laser e um mecanismo preciso de movimentação da fita. A estimulação óptica se da com a iluminação de pequenas áreas de 0.1mm e uma fotomultiplicadora colhe o sinal e envia a um sistema computacional para aquisição dos dados, conforme mostra a figura 14.

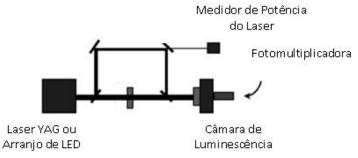


Figura 14 - Esquema do leitor da Fita OSL (Fonte: adaptada de Landauer Inc)

II.2.3 - Determinação dos Parâmetros de Qualidade do Feixe

II.2.3.1 – Porcentagem de Dose Profunda PDP

Para a determinação da Porcentagem de Dose Profunda – PDP foi utilizado um campo de radiação 10 x 10cm², com a fita OSL disposta paralelamente ao eixo do feixe, conforme mostra a figura 15, com a sua borda superior colada alguns milímetros acima da região de dose máxima (*Buildup*); as distâncias fonte-superfície utilizadas foram, respectivamente, 80 cm para o Cobalto e 100 cm para o Acelerador Linear.



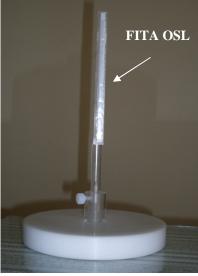


Figura 15 - Arranjo Experimental para a medida da PDP Fonte: Do autor

II.2.3.2 - Simetria e Planura

Para a determinação do fator de Simetria do feixe, as fitas OSL foram irradiadas em condições de referência seguindo o protocolo TEC DOC 1151, com um campo de radiação 10 x 10 cm², à profundidade de máximo, sendo 0,5 cm para o cobalto e 1,5 cm para o acelerador linear, em objeto simulador de água, as quais foram dispostas perpendicularmente ao feixe de radiação, conforme demonstra o esquema a figura 16.

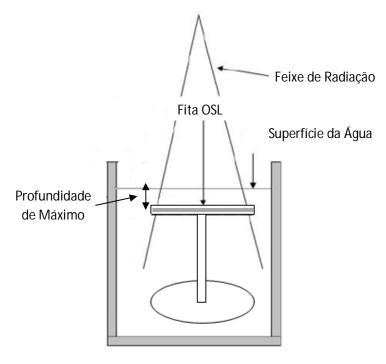


Figura 16 - Setup para determinação dos parâmetros Simetria e Planura (Fonte: adaptada de VIAMONTE, A., 2007)

A Planura do feixe foi obtida seguindo também as condições de referência: campo 10 x 10 cm², feixe perpendicular, fita OSL na profundidade de 5 cm conforme estabelece o protocolo TEC DOC 1151. Para a verificação de ambos os parâmetros foi utilizado para o equipamento de cobalto um tempo de exposição de 4,0 minutos, fornecendo, assim, uma dose de 200cGy a uma taxa de dose de 50,04 cGy/min e, para o acelerador linear, foram programadas 230UM, fornecendo a dose de 200cGy na profundidade de máximo e de 173,6cGy na profundidade de 5cm.

Para a avaliação da Simetria a dose utilizada para o equipamento de cobalto foi também de 200cGy, com um tempo de exposição de 4,0min e, para a fita irradiada no acelerador linear a dose foi de 200cGy, 200UM. O arranjo experimental para a determinação da planura do feixe é ilustrado pela figura 17.

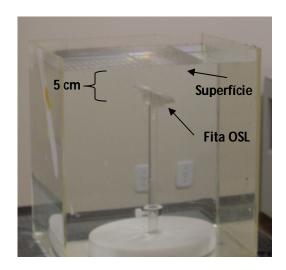


Figura 17 - Arranjo experimental para a determinação da Planura do feixe (Fonte: do autor)

II.2.3.3 – Fator Filtro

Para a determinação do fator filtro, as fitas foram irradiadas em condições de referência, seguindo-se o mesmo setup utilizado para a determinação da planura do feixe, porém, utilizando filtros em cunha. Neste trabalho foram determinados os fatores para filtros de 15º e 30º; somente para o equipamento acelerador linear. A figura 18 ilustra o setup para irradiação das fitas utilizadas na determinação do fator filtro. Uma vez posicionada, a fita OSL é irradiada com uma dose de 173,6cGy, ou seja, 230 UM para o acelerador linear. Para a determinação do valor numérico do fator filtro utiliza-se como referência a fita OSL irradiada sem filtro na determinação do parâmetro Planura de feixe.

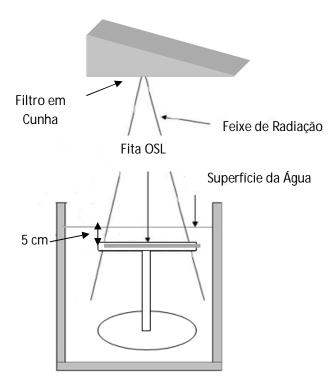


Figura 18 - Determinação do Fator Filtro (Fonte: adaptada de VIAMONTE, A., 2007)

II.2.3.4 – Fator Bandeja

Para determinação do fator bandeja lisa, a fita OSL foi irradiada em condições de referência para determinação do parâmetro de planura do feixe, ou seja, campo 10 x 10 cm² na profundidade de 5 cm da superfície, com DFS de 100cm para o acelerador e 80 cm para o equipamento de cobalto; o setup é mostrado na figura 19. A dose utilizada foi de 230UM para o acelerador linear, proporcionando uma dose de 173,6cGy e, para o 60Co foi utilizado um tempo de exposição de 3,68min., fornecendo uma dose de 200cGy.

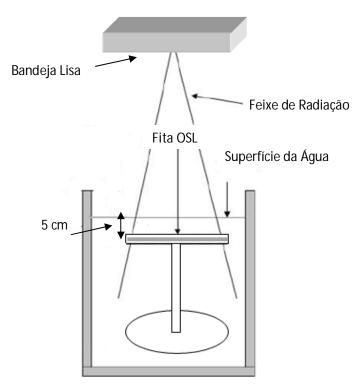


Figura 19 - Determinação do Fator Bandeja Lisa (Fonte: adaptada de VIAMONTE, A., 2007)

II.2.3.5 – Determinação da Penumbra do feixe

A determinação da penumbra do feixe foi realizada utilizando-se medidas obtidas através das fitas OSL irradiadas para a determinação do parâmetro de simetria do feixe. A penumbra do feixe será determinada através dos valores de dose a 80% e a 20% com relação ao valor máximo.

CAPÍTULO III - RESULTADOS E DISCUSSÕES

III.1- SIMETRIA E PLANURA

Para a determinação do fator de simetria e planura, foi necessário estabelecer a região central do campo de radiação na fita OSL, ou seja, primeiramente determinamos o centro da fita, visto que não é possível se estabelecer geometricamente o centro no setup da irradiação. O centro do campo foi determinado geometricamente através da análise do perfil do campo enviada pela empresa responsável pela leitura, conforme ilustrado na figura 20.

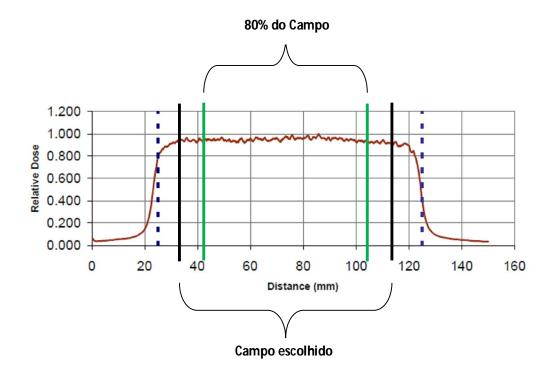


Figura 20 - Perfil de Campo utilizando a Fita OSL para determinação da Simetria de Feixe

Foi determinado um tamanho de campo incluído no perfil da fita e tomou-se, assim, 80 % deste campo para a determinação dos parâmetros de simetria e planura,

conforme estabelecido no protocolo TEC DOC 1151 e, a partir deste campo, determinase o centro geométrico.

Após a determinação do centro geométrico, foi estabelecida a dose nesta região como sendo a dose no centro do feixe; assim, a partir deste valor, foram determinados os valores de 0,5 em 0,5 cm para ambos os lados do feixe em uma região de 3,5cm para o lado esquerdo e 3,5 cm para o lado direito do feixe, conforme mostra a tabela 1 abaixo:

SIMETRIA		
Prof (cm)	Dose Normalizada	
-3,5	0,9454	
-3,0	0,9417	
-2,5	0,9361	
-2,0	0,9305	
-1,5	0,9559	
-1,0	0,9528	
-0,5	0,9590	
0,0	0,9580	
0,5	0,9615	
1,0	0,9676	
1,5	0,9463	
2,0	0,9465	
2,5	0,9285	
3,0	0,9186	
3,5	0,9381	

Tabela 1 - Dose Normalizada em função da profundidade – Determinação da Simetria do feixe

Os valores obtidos foram plotados em uma planilha excel gentilmente cedida pelo Programa de Garantia de Qualidade – PQRT do INCA – Instituto Nacional do Câncer e os resultados pala a simetria do feixe do Acelerador Linear são mostrados na figura 21.

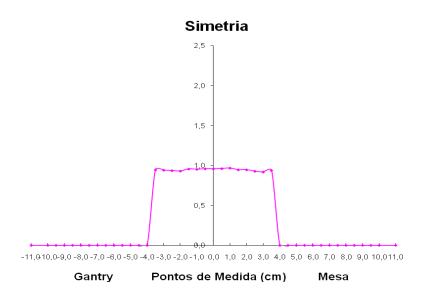


Figura 21 - Simetria do Feixe – Acelerador Linear

SIMETRIA DO FEIXE			
Valor de	Valor	Desvio	
Referencia	Calculado	(%)	
0,0	0,2	OK	

Tabela 2 - Resultado para Simetria do Feixe – Acelerador Linear

Através da análise da tabela 2, observamos que o valor obtido para a simetria do acelerador linear está dentro de 3% estabelecido pelo TEC DOC 1151, comparando-se com o valor de referência fornecido pelo serviço de Radioterapia do Hospital de Clinicas, mostrando que o detector OSL apresentou-se adequado para a determinação deste parâmetro. Para a obtenção da Planura do feixe, o centro foi determinado seguindo o mesmo procedimento descrito para a determinação da simetria do feixe.

A figura 22 mostra o perfil do campo para determinação da planura para o acelerador linear com a fita OSL.

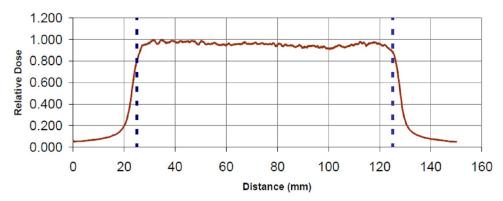


Figura 22 - Perfil do Campo para determinação da Planura – Acelerador Linear

A tabela 3 se refere aos valores selecionados para a determinação do parâmetro planura do feixe, estes dados foram inseridos em uma planilha para a determinação do fator de planura; o valor calculado é mostrado na tabela 4, e o perfil da planura do feixe é ilustrado pela figura 23.

PLANURA		
Dose Normalizada	Prof (cm)	
0,9763	3,9	
0,9769	4,4	
0,9532	4,9	
0,9568	5,4	
0,9494	5,9	
0,9581	6,4	
0,9582	6,9	
0,9607	7,4	
0,9484	7,9	
0,9426	8,4	
0,9402	8,9	
0,9434	9,4	
0,9176	9,9	
0,9482	10,4	
0,9523	10,9	
0,9536	11,4	

Tabela 3 - Dose Normalizada em função da profundidade — Determinação da Planura do feixe

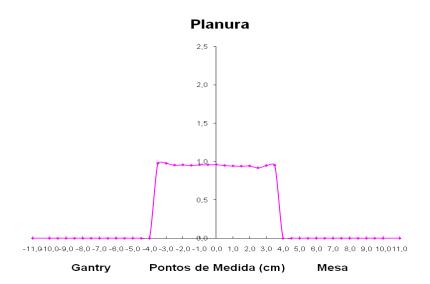


Figura 23 - Planura do Feixe para Acelerador Linear

PLANURA DO FEIXE			
Valor de	Valor	Desvio	
Referencia	Calculado	(9/)	
(%)	(%)	(%)	
1,0	3,1	OK	

Tabela 4 - Resultado para a Planura do Feixe - Acelerador Linear

Os resultados para a planura do feixe foram obtidos no protocolo utilizado pelo PQRT – INCA, o TEC DOC 1151 no qual estabelece que a planura do feixe é calculada através da relação:

$$P(\%) = \frac{D_{\text{max}} - D_{\text{min}}}{D_{\text{max}} + D_{\text{min}}}.100$$
 (11)

Onde $D_{m\acute{a}x}$ é o valor máximo de dose dentro dos 80% do campo e D_{min} é o valor mínimo de dose nos 80%, porém a planura do feixe também pode ser calculada utilizando:

$$P(\%) = \frac{D_{m\acute{e}dia1} - D_{central}}{D_{m\acute{e}dia2} - D_{central}}.100$$
(12)

Onde D_{média1} é o valor médio da dose na região esquerda dos 80% do campo e D_{média2} é o valor médio da dose na região direita dos 80% do campo, e D_{central} é o valor da dose no centro do campo. Os valores encontrados para D_{média1}, D_{média2} e D_{central} foram, respectivamente: 0.96126, 0.94181 e 0.9607, resultando em uma planura de 2,85%. Nota-se que este valor calculado através da média dos valores de dose em ambos os lados de 80% do campo proporciona um resultado para a planura mais satisfatório, dado que o valor de referência, ou seja, o valor da planura calculada no comissionamento do acelerador foi de 1%.

III.1.2- Equipamento de Cobalto

A determinação dos parâmetros de Simetria e Planura de feixe para o equipamento de cobalto foi realizada seguindo-se o mesmo protocolo utilizado para a determinação destes parâmetros para o acelerador linear. Da mesma maneira como realizada para o AL, avaliação dos dados, foi determinado, inicialmente, o campo de radiação de interesse e, posteriormente, os 80% do campo. A tabela 5 mostra os valores de dose normalizada em função da profundidade. Os valores foram tomados em uma graduação a cada 0,5 cm. Os dados foram inseridos na planilha cedida pelo INCA para determinação de Simetria e Planura e o resultado é mostrado na figura 25 e 26.

SIMETRIA		
Dose	Profundidade	
Normalizada	(cm)	
0,946	3,8	
0,942	4,3	
0,957	4,8	
0,951	5,3	
0,954	5,8	
0,980	6,3	
0,969	6,8	
0,963	7,3	
0,948	7,8	

0,966	8,3
0,942	8,8
0,928	9,3
0,928	9,8

Tabela 5 - Dose Normalizada em função da profundidade – Determinação da Simetria do feixe

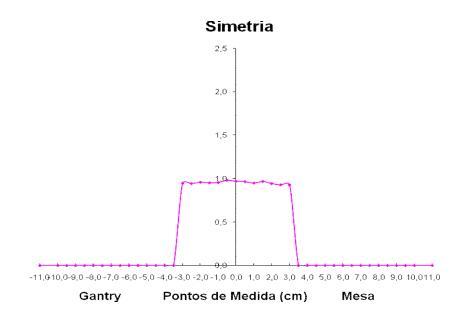


Figura 24 - Simetria para o feixe de Cobalto

Os filmes radiográficos para a comparação de valores de simetria e planura foram irradiados seguindo-se o mesmo protocolo utilizado para o AL. O filme radiográfico foi analisado utilizando o programa Image J, através da análise do filme foi observado que para 80% do tamanho do campo, o feixe apresenta-se simétrico. O filme radiográfico irradiado é mostrado na figura 24.

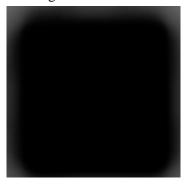


Figura 25 - Filme Radiográfico para a obtenção da simetria do feixe de cobalto 49 Fonte: do autor

O valor obtido para a simetria do feixe de cobalto utilizando - se detector OSL é de 0,9%. Não foram fornecidos pelo serviço de radioterapia os valores de referência referente à simetria para o feixe de cobalto.

A planura para o feixe de cobalto foi determinada seguindo-se a mesma metodologia; o valor obtido foi de 5,5%. Não foi possível comparar este valor com o valor de referência, pois não havia disponível no serviço o valor anterior obtido com os filmes radiográficos. A figura 26 mostra a planura para o feixe de cobalto utilizando o detector OSL.

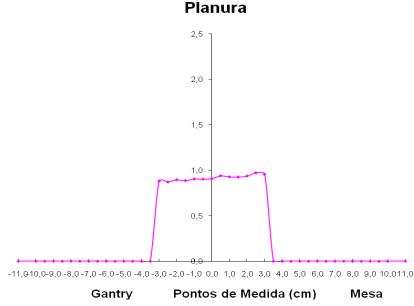


Figura 26 - Perfil da Planura do Feixe para o equipamento de cobalto

Observa-se pelo perfil que existe uma região que apresenta uma flutuação na medida, proporcionando um aumento no valor da planura do feixe. Realizando-se o cálculo através dos valores médios para cada lado do campo utilizando-se da equação:

$$P(\%) = \frac{D_{m\acute{e}dia1} - D_{central}}{D_{m\acute{e}dia2} - D_{central}}.100$$
 (13)

Através deste método obtemos um valor de 2,9% para a planura do feixe. Esse valor é, aparentemente, mais coerente, tendo em vista que normaliza os valores e diminui a contribuição de pontos com ruído maior no cálculo do fator de planura. Esse

ruído provavelmente, como já discutido anteriormente, deve-se ao fator posicionamento ou está associado ao processo de leitura da fita OSL. A adequação do setup de irradiação pode contribuir para a diminuição do ruído associado ao sistema.

III.2 - FATOR FILTRO

Foram determinados os fatores filtros exclusivamente para o acelerador linear, pois as medidas realizadas para o equipamento de cobalto foram descartadas em virtude de problemas associados ao processo de leitura.

Para o fator filtro primeiramente foi determinado o campo de interesse, o qual para o filtro de 30° corresponde a um campo na região entre 28,6 mm e 120 mm, com centro em 74,1 mm. O fator de filtro foi determinado para os filtros de 15 e 30°. Para o filtro de 30° o valor da dose medida sem o filtro em cunha para o centro de campo foi de 174,95 cGy e com o filtro foi de 104,33 cGy, para o filtro de 15° a dose medida sem filtro foi de 174,95 cGy e com o filtro foi de 126,17 cGy. O fator filtro é determinado pela razão entre o valor da dose medida sem o filtro e o valor da dose medida, conforme a equação abaixo:

$$FF = \frac{D_{comFiltro}}{D_{semFiltro}} \tag{14}$$

A partir desta relação o fator determinado foi de 0.596 para o filtro de 30⁰. O fator fornecido pelo serviço de radioterapia medido com câmara de ionização é de 0.532, sendo assim a diferença entre o fator medido com o detector OSL e o fator obtido durante o comissionamento foi de 0.064, o que representa um erro de 12,07%. Para o filtro de 15⁰ o fator filtro determinado com o detector OSL foi de 0.721, o fator obtido no comissionamento fornecido pelo serviço de radioterapia é de 0.695, o que representa um erro de 3,8%.

O valor obtido para o filtro de 15⁰ foi mais próximo do valor de referência (comissionamento) quando comparado ao fator determinado para o filtro de 30⁰ este fato pode estar associado à baixa precisão para a determinação do centro do campo e conseqüentemente da dose central, utilizado na comparação dos fatores. As figuras 27 e 28 se referem respectivamente ao perfil de campo para a determinação do fator de filtro de 30⁰ e 15⁰.

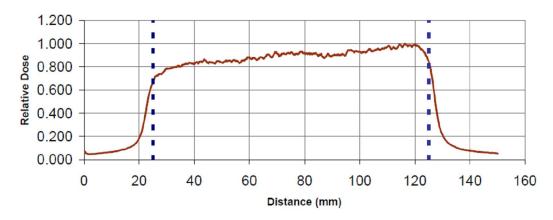


Figura 27 - Perfil do Campo para determinação do fator filtro de 30^{0} Acelerador Linear

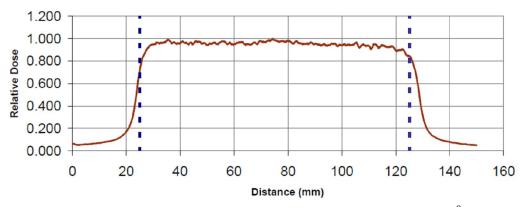


Figura 28 - Perfil do Campo para determinação do fator filtro de 15⁰ Acelerador Linear

III.3 – FATOR BANDEJA

O fator bandeja foi determinado para o acelerador linear e para o equipamento de cobalto, seguindo-se a mesma metodologia para a determinação do fator filtro. O fator bandeja é calculado através da relação:

$$FB = \frac{D_{combandeja}}{D_{sembandeja}} \tag{15}$$

O fator de bandeja obtido para o acelerador linear foi de 0.981 e o fator fornecido pelo serviço de radioterapia obtido no comissionamento é de 0.950. Observase que o fator determinado com o detector OSL é muito próximo de um, o que nos remete a aceitar que a precisão de medida interfere na determinação deste fator, pois a bandeja de acrílico apresenta uma baixa atenuação e para o intervalo de dose utilizado aparentemente não há precisão adequada do detector para o cálculo do fator.

O valor do fator bandeja obtido para o cobalto é de 1.001, este resultado nos remete ao fato discutido anteriormente, pois os valores de doses medidas com a bandeja e sem a bandeja para o equipamento de cobalto são aproximadamente iguais, o que nos remete ao fato discutido anteriormente sobre a baixa precisão do detector para os valores de dose utilizados neste estudo. Deve também ser destacada, a possibilidade do ruído associado ao detector estar mascarando pequenas diferenças de dose, necessárias para a determinação deste fator.

III.4 – PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA – PDP

A porcentagem de dose profunda (PDP) determinada através da fita OSL para o acelerador linear é apresentada na figura 29 e tabela 6, os valores da PDP descritos na tabela 6 foram determinados através da dose medida na fita (mrad) multiplicando – se

por um fator de conversão de mrad para cGy, o valor encontrado para o fator foi de 0,001207. Este fator de conversão foi determinado dividindo – se a dose medida pela dose irradiada, sendo que os valores da PDP obtidas no comissionamento para a comparação foram fornecidos pelo serviço de Radioterapia.

A partir desta tabela foi construído um gráfico que representa a diferença entre a PDP obtida com a fita OSL e a PDP obtida com câmara de ionização durante a realização do comissionamento do acelerador linear.

Através da análise dos dados observa-se que o maior desvio encontrado entre a PDP medida e a PDP comissionada foi de 5,65%. A figura 30 compara a PDP medida com OSL e a PDP obtida com câmara de ionização no comissionamento do AL, observa-se que entre a região de 5,0 e 8,5cm há a maior diferença entre a PDP medida e a comissionada, esta diferença se deve principalmente à dificuldade de posicionamento da fita OSL no suporte de irradiação, devido à sua flexibilidade e também pelo fato de irradiarmos a fita em água, sendo que a pressão da água na fita é um fator determinante para alterações na posição da fita no suporte. O maior desvio obtido se refere à profundidade de 7,0cm, ou seja, dentro da região de maior diferença entre os valores medidos e os descomissionados. Assim estabelecendo-se um setup mais adequado para o posicionamento da fita no suporte de irradiação esta diferença pode diminuir ainda mais.

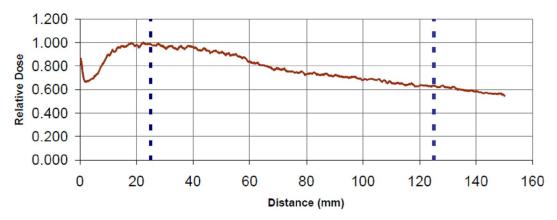


Figura 29 - PDP obtida com a fita OSL para o AL

Prof(cm)	PDP (%) Medida OSL	PDP% Comissionada	Desvio
1,5	100,00	100	0
2	98,82	99,19	0,37
2,5	97,16	97,26	0,10
3	95,53	95,42	-0,11
3,5	93,46	93,16	-0,32
4	92,90	91,08	-2,00
4,5	90,50	89,89	-0,68
5	86,89	86,8	-0,10
5,5	82,52	84,87	2,77
6	78,45	82,67	5,10
6,5	76,54	80,44	4,85
7	74,20	78,65	5,65
7,5	74,23	76,74	3,27
8	72,43	74,84	3,22
8,5	70,91	72,9	2,73
9	70,25	70,94	0,97
9,5	68,63	69,06	0,62
10	67,79	67,51	-0,42
10,5	65,04	65,57	0,81
11	64,60	63,97	-0,98
11,5	63,51	62,19	-2,12
12	62,36	60,43	-3,19
12,5	61,27	58,9	-4,02
13	58,81	57,28	-2,66
13,5	56,72	55,74	-1,76
14	56,10	54,28	-3,36

Tabela 6 - Desvio da PDP medida com OSL x PDP comissionada

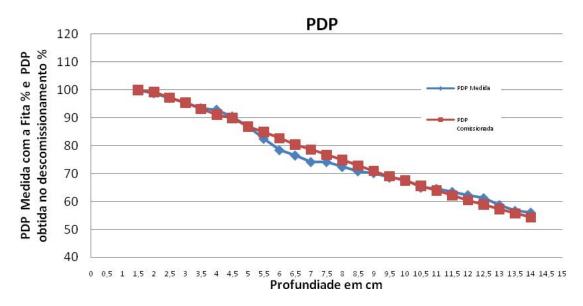


Figura 30 - PDP Medida com OSL versus PDP obtida no comissionamento Acelerador Linear

III.5 – PENUMBRA DO FEIXE

Os valores de penumbra foram obtidos através do calculo da distância lateral entre 80% e 20% da dose no eixo do feixe na profundidade de máximo. A tabela 7 mostra os valores obtidos para a penumbra do feixe do acelerador linear. A penumbra do feixe foi determinada apenas para o acelerador linear.

Penumbra do Campo: 80% - 20% Lado 1: 24,825 - 20,925 = 3,9mm Lado 2: 126,775 - 122,775 = 4,0mm

Tabela 7 - Determinação do fator de penumbra para o acelerador linear

CAPITULO IV – CONCLUSÕES

Através da análise dos resultados apresentados pode-se concluir que:

- a) o detector OSL utilizado neste trabalho se apresentou satisfatório para
 a avaliação de parâmetros importantes em equipamentos de radioterapia;
- b) a utilização do sistema de dosimetria pode ser útil para avaliar a qualidade de feixes de radiação utilizados em radioterapia para determinar com precisão parâmetros tais como simetria, planura, fator filtro e fator bandeja, porcentagem de dose profunda (PDP) e
- c) com uma reformulação do setup de irradiação que sustentam as fitas OSL, permitindo uma maior precisão no posicionamento do detector no objeto simulador de água, poderá com maior precisão e segurança determinar os parâmetros estudados neste trabalho e conseqüentemente ser de grande utilidade em aplicações na rotina clinica de serviços de radioterapia.
- d) a utilização desse detector é viável em procedimentos modernos tais como a radioterapia por intensidade modulada de feixe (IMRT), ou mesmo a radioterapia conformacional, devido à alta resolução espacial, podendo ser avaliados gradientes de dose, críticos para essas formas de radioterapia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Aspectos físicos de la garantia de la calidad em radioterapia: protocolo de control de calidad. Viena. IAEA- *TEC DOC- 1151*, 2000.
- 2 AKSELROD, M. S.; BOTTER-JENSEN, L.; MCKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. *Radiat. Meas.* 2007.
- 3 American Association of Physicsts in Medicine. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys*; 21: 581-618. 1994
- 4 ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley, Wisconsin, 1986.
- 5 AZNAR, M. C. et al. Real Time optical libre luminescente dosimetry for radiotherapy phisycal characteristics and applications in photon beams. *Phys Med, Biol.* v. 49, p. 1655- 1669, 2004.
- 6 BERDAKY, M. F.; CALDAS, L. V. E. Implatação de um programa de controle de qualidade de um acelerador linear de 6 MeV de fótons. *Radiol Bras*. São Paulo, v. 34, n.5, p. 281-284,2001.
- 7 BOOTER-JENSEN, L. G.; WINTLE, A. G; MCKEEVER, S. W. S. *Optically stimulated luminescence dosimetry*, Amsterdam, Elisevier, 2003.
- 8 BRASIL, Sistema Único de Saúde (SUS). Departamento de Informática do SUS (DATASUS).Disponível em: http://www.datasus.gov.br.Acesso em: ago. 2009.
- 9 BRASIL, Instituto Nacional de Câncer (INCA). Estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil. Disponível em: http://www.inca.gov.br Acesso em: ago.2009.
- 10 CALCINA, C. S. G. et al. Análises de protocolos teleterápicos de controle de qualidade de alguns serviços locais, basedos no tg40 e arcal xxx. *Radiol Bras*. São Paulo, v. 35, p. 31-40, 2002.
- 11 DE FREITAS NASCIMENTO, L. *Dosimetria usando luminescência opticamente estimulada: aplicações, propriedades físicas e caracterização de materiais dosimétricos*. Dissertação (Mestrado em física aplicada), p. 23-32. USP, São Carlos, 2007.

- 12 DEL VIGNA FILHO, E. *Tópicos de Dosimetria em Radioterapia*, Departamento de Energia Nuclear / UFPE / ABFM, Pernambuco, 1992.
- 13 DOS SANTOS, G.P. Desenvolvimento de um sistema dosimetrico multidiodos para garantia de qualidade em equipamentos radioterapêuticos. Dissertação (Mestrado em Ciências), p. 28 37. IPEN, USP, São Paulo, 2001.
- 14 FERGUSON, H. M.; LAMBERT, G. D; HARRISON, R. M. Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol., Phys. v. 38, p. 899-905, 1997.
- 15 FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. *Rev. Bras. de Fís. Med.* v. 3, p. 77- 90, 2009.
- 16 International Atomic Energy Agency, Absorved dose determination in external bean radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorved dose to wath, *Technical Reports Series 398*, IAEA, Vienna, 2000.
- 17 International Atomic Energy Agency. Aspectos físicos de la garantia de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. IAEA, TECDOC-1151, Vienna, 2000.
- 18 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Determination of absorbed radiation in patient irradiated by beams of X gamma rays in radiotherapy procedures. Washington, DC: *ICRU Report-24*, 1976.
- 19 International Atomic Energy Agency, Measurement of absorved dose in phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays, Washington, DC: *ICRU Report-23*, 1973.
- 20 JOHNS, H. E.; CUNNIGHAN, J. R. *The physics of radiology*. 4th ed. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publ., 1983.
- 21 KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*, 3 ed. Lippincott Williams e Wilkins. 2003.
- 22 LANDAUER.Optically stimulated luminescence dosimetry for computed tomography: measurement of CTDI and dose profiles. *Landauer, Inc.*

- 23 LEDERMAN, M.; VIZEU, DM. Installation, Operation and Maintenance of the L.A. Clian 4 at Instituto de Radioterapia Oswaldo Cruz. In: Proceedings of the 1st Latin Conference on Physics in Medicine and Radiation Protection; São Paulo. São Paulo: *ABFM*; 1973. p. 79-83, 1972.
- 24 MAYLES, P.; THWAITES, D., *Handbook of Rad.iotherapy Physics: Theory and Pratice; Part H: Quality Assurence*, capther 37: Rationale and Management of the Quality System, Taylor & Francis Group, 2007.
- 25 MCKEEVER, S. W. S. and AKSELROD, M. S. Radiation dosimetry using pulsed optically stimulated luminescence of Al2O3:C. *Radiat. Prot. Dosim.* 84 (1-4), 317-320 (1999).
- 26 MCKEEVER, S. W. S. et al. Recent advances in dosimetry using the optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C. *Rad. Prot. Dos.* v. 109, n. 4, p. 269- 276, Stillwater, USA, marc, 2004.
- 27 MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M. On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence and thermoluminescence dosimetry. *Rad. Prot. Dos.* v. 104, n..3, p. 263-270. Nuclear technology.USA, 2003.
- 28 MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITH, M. Topics under debate: on the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* USA, v. 104, n.3, p. 263-279, 2003.
- 29 MORLOTTI, M. S. Verificação de parâmetros de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente. Dissertação (Mestrado em física) USP, São Paulo, 2007.
- 30 SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. Radioterapia em oncologia, Medsi, p.7-18, 1999.
- 31 SANCHEZ, M. S. A. Estudo de parâmetros dosimétricos e dosimetria in vivo em radioterapia. Dissertação (Mestrado em ciências), p. 4- 10. USP, Ribeirão Preto, 2007.
- 32 SARTORIS, C. E.; CALDAS, L. Aplicação de metologia dosimétrica de feixes terapêuticos de raios x com sistema tandem. *Radiol Bras*. São Paulo, v. 34, n. 6, p. 337-342, 2001.

- 33 SCHEMBRI, V.; HEIJMEN, B. J. M. Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon doped aluminum oxide (AL2 O3:C) for film dosimetry in radiotherapy. *Med. Phys.* v. 34, n. 6, jun. 2007.
- 34 SILVA, M. da P.; MOTA, H.C.; ALMEIDA, C. E. V. de. Verificação do fator de calibração e indicador da qualidade do feixe de aceleradores lineares. *Radiol Bras.* São Paulo, v. 34, n. 5, p. 273-279, jun. 2001.
- 35 SOUBRA, M.; CYGLER, J.; MACRAY, G. Evaluation of dual bias dual metal oxide silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter. Med. Phys. v. 21, n.4, 1994.
- 36 SOUZA, C. N.; MONTI, C. R.; SIBATA, C. H. Recomendações para evitar grandes erros de dose em tratamentos radioterapêuticos. *Radiol Bras*. São Paulo, v. 34, p. 29-37, 2001.
- 37 VIAMONTE, A. et al. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. *Med. Phys.* v. 35, n. 4, USA.2008.
- 38 VIAMONTE, A. Desenvolvimento de um sistema dosimétrico postal para uso em programas de qualidade em radioterapia com feixes de fótons em condições de não referência. Dissertação (Mestrado em Radioproteção e Dosimetria). IRD, Rio de Janeiro, 2003.
- 39 World Heath Organization. Quality assurance in radiotherapy. Génève: *WHO*, 1988.
- 40 YUKIHARA, E. G. et al. High- precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin Al₂O₃:C dosimeters, *Phys. Med. Biol.* v. 50, p. 5619- 5628, 2005.