



COPPE/UFRJ

**CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO BASEADO NA TÉCNICA
DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA PARA USO EM
DOSIMETRIA *IN VIVO* EM RADIOTERAPIA.**

Alfredo Viamonte Marin

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE,
da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como
parte dos requisitos necessários à obtenção do
título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro

Março de 2010

CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO BASEADO NA TÉCNICA
DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA PARA USO EM
DOSIMETRIA *IN VIVO* EM RADIOTERAPIA.

Alfredo Viamonte Marin

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:



Prof. Delson Braz, Ph.D.



Prof. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa., Ph.D.



Prof. Simone Coutinho Cardoso, Ph.D.



Prof. Marcello Gomes Gonçalves, Ph.D.



Prof. Ademir Xavier da Silva, Ph.D.



Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2010

Marin, Alfredo Viamonte

Caracterização de um Sistema Dosimétrico Baseado na Técnica de Luminescência Opticamente Estimulada para Uso em Dosimetria *in vivo*/ Alfredo Viamonte Marin.
– Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XI, 97 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referencias Bibliográficas: p. 91-97.

1. Dosimetria Opticamente Estimulada. 2. Dosimetria *in vivo*. 3. Radioterapia. 4. Controle da Qualidade. I. Braz, Delson et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

À Thaís esse anjo que
apareceu na minha vida.

À meu filho Alfredo
Alejandro, pelo tempo
sacrificado e as dores de
cabeça.

A meus pais pelo apoio
incondicional.

O sucesso é ir de fracasso em fracasso
sem perder o entusiasmo.

Winston Churchill

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos os que, de uma forma ou de outra, ajudaram a realizar o presente trabalho. Mesmo que direta ou indiretamente, a ajuda de todos foi de grande importância no início e finalização do projeto.

Mais uma vez agradeço a Deus, por me permitir ser, saber e fazer.

A meu orientador, professor Dr. Delson Braz, pela orientação certa e a confiança neste projeto.

Ao Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa pela co-orientação, amizade e ajuda a toda hora.

A Dra. Joanna Cygler do *The Ottawa Hospital Regional Cancer Centre* no Canadá, pelas sugestões, idéias e apoio.

Ao Dr. Cliff Yahnke da Landauer Inc, pelo seu apoio para a realização deste projeto.

A Anna Maria Campos Araújo minha Dinda, pela confiança depositada, e pelo seu apoio profissional, maternal e incondicional.

A Claudio C. B. Viegas, meu compadre, amigo e irmão, pelas idéias, a ajuda constante, e o grande esforço.

Ao pessoal do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes do INCA (SQRI), Paul, Roberto, Victor, Vitor e Regina, pela grande amizade e pelos bons momentos.

Aos técnicos em radioterapia do INCA dos aparelhos Clinac 2300/CD, Clinac 600C, THX, e THC, pela ajuda a alegria e o apoio.

Aos professores da pós-graduação da COPPE, pelo ensino e os conhecimentos.

A minha esposa Thaís pela confiança, compreensão, apoio e incentivos constantes.

Ao meu filho Alfredo Alejandro, pelas dores de cabeça e a emoção.

Aos meus pais, Migdalia e Valentin mesmo longe eles são minha inspiração para a vida.

A minha avó Hilda, por seu grande amor e confiança em mim.

A meu irmão Ivan e minha cunhada Mirelis pela torcida.

A COPPE pela oportunidade.

Ao INCA pela oportunidade e a grande ajuda.

A Agencia Internacional de Energia Atômica, pela oportunidade

Mais uma vez ao Brasil, meu grande e lindo Brasil, pelo grande privilégio.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO BASEADO NA TÉCNICA
DE LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA PARA USO EM
DOSIMETRIA *IN VIVO* EM RADIOTERAPIA.

Alfredo Viamonte Marin

Março / 2010

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Programa: Engenharia Nuclear

A exatidão melhor que $\pm 5 \%$ na administração da dose absorvida no volume alvo, quando se deseja a erradicação do tumor primário é uma premissa necessária na radioterapia. Assim, faz-se necessário um conjunto de ações que testem de forma rotineira o valor da dose prescrita. A verificação da dose mediante a dosimetria *in vivo* é talvez o caminho mais óbvio para se conseguir uma boa acurácia no tratamento do paciente. Garantir um controle adicional da qualidade das doses administradas aos pacientes é uma forma de fazer coincidir o planejado com o tratamento efetuado. A introdução da dosimetria baseada na luminescência opticamente estimulada como um método de avaliação *in vivo* das doses administradas aos pacientes durante o tratamento radioterápico é o mais novo fato tecnológico nestes procedimentos. O presente trabalho apresenta as características deste novo detector e sua eficácia como um método para medidas *in vivo* que permitam a avaliação em tempo quase real da dose administrada ao paciente, com uma diferença menor que 5 % em relação à dose planejada, evitando qualquer desconforto ao mesmo. Os presentes resultados mostram a viabilidade e futuro deste novo método para a dosimetria *in-vivo*.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

CHARACTERIZATION OF A DOSIMETRIC SYSTEM BASED ON TECHNIQUE OF
OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE FOR *IN VIVO* DOSIMETRY IN
RADIOTHERAPY.

Alfredo Viamonte Marin

March / 2010

Advisors: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Department: Nuclear Engineering

The accuracy better than $\pm 5\%$ in the administration of absorbed dose on the target volume, when one wishes the eradication of the primary tumor, is the necessary premise in radiotherapy. Therefore, it is necessary a set of actions that tests on a routine course the prescribed dose. The verification of the dose through the *in vivo* dosimetry is perhaps the most obvious way to achieve a good accuracy in the patient treatment. Ensuring an additional control of the quality of the doses administered to patients is a way to verify the coincidence between the planned and applied treatments. The introduction of the dosimetry based on optically stimulated luminescence, OSL, as a method for in-vivo measurement of the doses administered to patients during radiotherapy treatment is the latest technological fact in these procedures. This study presents the characteristics of the new detector and its effectiveness as a method for *in vivo* measurements allowing near real-time evaluation of the dose administered to patients, with a difference lower than 5 % between planned and delivered doses, avoiding any discomfort. The present results show the feasibility and future of this new method for *in vivo* dosimetry.

ÍNDICE

Introdução	1
 CAPÍTULO I - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	
1.1 A luminescência Opticamente Estimulada	6
1.2 Modelo Simples da Luminescência Estimulada	6
1.2.1 As Armadilhas Superficiais	9
1.2.2 As Armadilhas Profundas	9
1.3 O Dioxido de Alumínio (Al_2O_3)	11
1.3.1 Propriedades Dosimetricas do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	13
1.4 Indução do sinal OSL por estimulação luminosa	14
1.4.1 Formas de Estimulação Luminosa	14
1.5 O Sistema de Leitura para a Luminescência Opticamente Estimulada	17
1.6 A Dosimetria	18
1.6.1 O controle da Qualidade na Radioterapia	19
1.6.2 A Dosimetria In-Vivo e os Programas de Controle da Qualidade	20
1.7 Grandezas Físicas e Parâmetros Dosimétricos Utilizados	22
1.7.1 Exposição (X)	22
1.7.2 Dose ou Dose absorvida (D)	23
1.7.3 Distância Fonte Superfície e Distância Fonte Isocentro	23
1.7.4 Porcentagem de Dose em Profundidade, PDD	24
1.7.5 Fator Filtro	25
1.7.6 Fator Bandeja	26
1.7.7 Fator Tamanho de Campo	29
1.7.8 A Taxa de Dose	29
1.8 Rastreabilidade das medidas	30

CAPÍTULO II - MATERIAIS

2.1 Dosímetros OSL	31
2.1.2 O Sistema Leitor dos Dosímetros OSL	33
2.1.3 Conjunto Câmara-Eletrômetro	35
2.1.4 Os Irradiadores Utilizados	35
2.1.4.1 O Aparelho de ^{60}Co	36
2.1.4.2 O Acelerador Linear	36
2.1.5 Simuladores	37
2.1.6 Sistema de Cálculo	40

CAPÍTULO III - MÉTODOS

3.1 A estabilidade da leitora OSL	41
3.2 A Preparação dos Dosímetros OSL para seu Uso	42
3.2.1 Reprodutibilidade dos Dosímetros OSL	43
3.2.2 Linearidade dos Dosímetros OSL	43
3.2.3 A calibração dos Dosímetros OSL	45
3.2.4 Dependência com a Energia	46
3.2.5 Dependência com a Taxa de Dose	46
3.3 Desvanecimento do Sinal OSL	46
3.4 Outros Fatores que Influenciam na Resposta do Detector OSL	47
3.4.1 Dependência Angular	47
3.4.2 Distância Fonte Superfície	49
3.4.3 Tamanho de Campo	50
3.4.4 Fator Filtro	51
3.4.5 Fator Bandeja	53
3.5 Alvejamento dos Detectores	54
3.6 O uso do simulador antropomórfico	55

3.7 O planejamento da dose a ser administrada	57
3.8 Cálculo da Dose Recebida pelo Detector OSL	58

CAPÍTULO IV - RESULTADOS

4.1 Estabilidade da Leitora	59
4.2 A Preparação dos Dosímetros OSL para seu Uso	60
4.3 O Alvejamento dos Detectores	63
4.4 Linearidade na Resposta do Dosímetro OSL	64
4.5 Dependência com a Energia	66
4.6 Dependência com a Taxa de Dose	67
4.7 Desvanecimento do Sinal OSL	68
4.8 Dependência Angular	69
4.9 Distância Fonte Superfície	72
4.10 Tamanho de Campo	73
4.11 Fator Filtro	74
4.12 Fator Bandeja	77
4.13 Calculo da Dose Recebida pelo Detector OSL	77
4.14 Analise das Incertezas	78
4.15 Teste para Medidas <i>in vivo</i> no Simulador Antropomórfico	80
4.16 Medias <i>in vivo</i>	82
4.17 Medidas <i>in vivo</i> no Feixe de ^{60}Co	82
4.18 Medidas <i>in vivo</i> no Feixe de 6 MV	85
4.19 Medidas <i>in vivo</i> no Feixe de 15 MV	86
CONCLUSÕES	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91

INTRODUÇÃO

A utilização das radiações ionizantes com fins terapêuticos tem uma importância capital para o sucesso na luta contra o câncer. A tecnologia utilizada com esse fim é cada vez mais apurada e exata. Neste contexto o controle das doses administradas aos pacientes é uma necessidade vital, partindo de que a evidência disponível para certos tipos de tumores aponta para a necessidade de uma exatidão de $\pm 5\%$ na administração da dose absorvida ao volume-alvo, se o objetivo fundamental é a erradicação do tumor primário [1]. Estudos mostram a necessidade de métodos que verifiquem a acurácia da dose administrada uma vez que uma variação da ordem de $\pm 5\%$, pode implicar em uma melhora ou em uma piora no controle do tumor [2,3]. Portanto, existe a necessidade de programar, de forma rotineira, métodos que verifiquem a exatidão dos valores planejados. Estes métodos de verificação são conhecidos como Controle de Qualidade e na Radioterapia são indispensáveis [4].

Em radioterapia a dose prescrita ao paciente é calculada por diferentes métodos computadorizados e manuais que baseiam seus algoritmos nos dados obtidos a partir da dosimetria física [5-6]. A dosimetria clínica utiliza todos os dados dosimétricos dos equipamentos para calcular a dose necessária que o paciente receberá no volume tumoral previamente definido. Contudo, é necessário ter certeza sobre a dose que o paciente recebe durante o tratamento diário, já que muitos fatores podem influenciar para o insucesso do tratamento: perda de peso do paciente, a não reprodutibilidade do posicionamento, a não coincidência do campo marcado com o campo luminoso, variação dos parâmetros de funcionamento dos equipamentos entre outros.

A dosimetria *in vivo* é o método utilizado para avaliar e verificar em tempo real se a dose planejada está sendo corretamente administrada ao paciente uma vez que os equipamentos podem sofrer eventuais mudanças durante seu funcionamento. Realizar medidas *in vivo* significa medir o valor da dose no momento exato em que o paciente está sendo irradiado. Existem vários protocolos com esta finalidade [7-9], no entanto, cada serviço de radioterapia tem a possibilidade de criar seu próprio protocolo para medidas *in vivo* [10-

11]. Para a realização das medidas *in vivo*, se utilizam diferentes tipos de detectores disponíveis no mercado, cada um deles com características específicas quanto ao seu uso [7].

Hoje em dia, dosímetros termoluminescentes (TLD), diodos e transistores de óxido metálico semicondutor de efeito de campo (MOSFETs) são os detectores mais popularmente utilizados para a realização de medidas *in vivo*. Todos eles apresentam diferentes vantagens e desvantagens. O uso de dosímetros TLD implica em um complicado processo de leitura e tratamento térmico junto a uma tecnologia de alto custo e ao fato de que os resultados não são instantâneos [12-13]. Os diodos universalmente utilizados para dosimetria *in vivo* oferecem uma leitura imediata da dose administrada ao paciente, embora seu fator de calibração apresente dependência com a temperatura e sua resposta à incidência angular do feixe de radiação não é uniforme [14-15].

Recentemente um novo detector está sendo proposto e utilizado para a realização de medidas em tempo real. Este detector baseia-se no fenômeno físico da luminescência opticamente estimulada (OSL, do inglês Optically Stimulated Luminescence) [7]. A técnica de OSL já vem sendo utilizada amplamente em dosimetria individual, ambiental e retrospectiva [16]. Atualmente vem sendo testada como uma nova alternativa dosimétrica na radioterapia [17-19].

A dosimetria por luminescência opticamente estimulada foi proposta pela primeira vez como ferramenta dosimétrica nos anos 50 e 60 [20-22] e nos anos 80 foi um método muito popular na avaliação de doses em materiais naturais coletados por arqueólogos [23]. Este método utiliza luz ao invés de calor para provocar a emissão de luz pelo material irradiado. O material exposto à radiação ionizante é iluminado no laboratório com uma fonte de luz constante, proveniente de um LED ou laser, a qual deve possuir intensidade e comprimento de onda adequados. A luminescência emitida pelo dosímetro durante o tempo de estimulação óptica é uma medida da dose de radiação absorvida a qual o material foi exposto. Utilizando uma câmara de ionização, é possível realizar uma calibração apropriada do sinal OSL emitido, o que permitirá avaliar o valor da dose objeto de estudo. [24-25].

A luminescência opticamente estimulada não implica em qualquer aquecimento ou tratamento térmico do material, como acontece com os dosímetros TL e ainda apresenta uma grande vantagem que é a possibilidade dos materiais OSL serem estimulados várias vezes, o que permite que se tenham vários registros do sinal em função de uma única irradiação. A vantagem de poderem ser lidos inúmeras vezes permite uma avaliação estatística adequada do sinal versus dose emitida, procedimento comumente utilizado quando se trata de medidas relativas de doses.

Diferentes materiais termoluminescentes apresentam propriedades de luminescência opticamente estimulada; entre eles o Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) é o mais comumente utilizado na dosimetria das radiações ionizantes.

O $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ destaca-se por possuir propriedades termoluminescentes com um altíssimo grau de sensibilidade. Alguns autores a colocam entre 40 e 60 vezes maior que a sensibilidade termoluminescente do Fluoreto de Lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), material termoluminescente por excelência [26]. No entanto, outros autores consideram a sensibilidade do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ainda maior [23].

Embora a técnica de luminescência opticamente estimulada faça uso de materiais e instrumentação eletrônica similar aos utilizados na dosimetria TL, a alta sensibilidade do detector, a precisão da luz estimuladora para a leitura dos dosímetros, os tempos curtos de leitura, assim como uma leitora de simples automação e manipulação, fazem esta técnica apresentar maiores vantagens que as oferecidas pela técnica TL [27].

De forma geral, os materiais que possuem a propriedade da luminescência opticamente estimulada, devem satisfazer características aparentemente conflitantes. Por um lado, devem ter armadilhas termicamente estáveis que permitam a armazenagem por um longo período de tempo da informação dosimétrica sem apresentar perda significativa do sinal (desvanecimento). Por outro lado, as armadilhas devem ser opticamente acessíveis com uma luz cujo comprimento de onda esteja bem definido a respeito das bandas de emissão dos centros de recombinação.

Estas características indicam que não existe diferenças significativas entre materiais TL e OSL. De fato, todo material fosforescente eficiente deve apresentá-las. A verdadeira vantagem de alguns materiais em comparação a outros se encontra simplesmente na correta combinação das profundidades de energia térmica e óptica das armadilhas, em uma boa separação entre as bandas de emissão e estimulação e numa elevada seção de choque de fotoionização das armadilhas.

Justamente por reunir estas três características, os cristais iônicos de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ converteram-se num detector OSL amplamente utilizado [26].

Considerando que uma das características essenciais que deve possuir qualquer detector para ser utilizado como dosímetro para medidas em tempo real em tratamentos radioterapêuticos é ter uma alta resolução espacial (devido aos altos gradientes de dose presentes nas medidas *in vivo* ou às regiões de baixa dose existentes quando do uso de campos modulados encontrados nos controles da qualidade em radioterapia de intensidade modulada, IMRT) o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ se mostra um material realmente interessante. A alta sensibilidade deste material permite a construção de detectores com dimensões diminutas o que para dosimetria *in-vivo* é um fato positivo e determinante [4, 9-10, 14-16].

Trabalhos mais recentes avaliaram inclusive o uso de novos sistemas de OSL que combinam detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ com cabos de fibra óptica para a realização de medidas em tempo real [8-9]. Os resultados mostraram que os detectores possuem independência energética para feixes de 6 e 18 MV apresentando, contudo, um incremento linear da resposta com a taxa de dose. Mesmo assim os detectores mostraram bons resultados quando comparados com os valores de dose calculados para um tratamento por um sistema de planejamento, incluindo IMRT. Outros autores [28-32] reportam inclusive o uso combinado de fontes luminosas e fibras ópticas para estimular à distância o detector OSL e captar o sinal por ele emitido. Também foi testado o uso de cabos de fibra óptica com cristais dopados para monitorar doses com fins de radioproteção [33].

A utilização de detectores OSL de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ em programas de controle da qualidade de feixes de uso clínico tem sido recomendada em vista dos bons resultados descritos na literatura [17-19]. A reprodutibilidade do sinal OSL dos detectores para múltiplas irradiações mostra-se na ordem de 1% e as incertezas das medidas para um mesmo valor de dose situa-se em 0,7%.

Existem variadas formas de apresentação dos dosímetros utilizando o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, assim como das leitoras necessárias à avaliação do sinal OSL. De fato, apenas a empresa norte-americana Landauer Inc. (Glenwood, IL) produz e comercializa em grande escala detectores $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e leitoras aptas à sua avaliação [34]. Justamente com o intuito de generalizar o uso da dosimetria OSL na radioterapia, a Landauer Inc. desenvolveu um sistema comercial OSL simples e eficiente para uso em dosimetria conhecido como sistema InLight™ [24]. O sistema, utilizado para a monitoração individual em proteção radiológica, tem sido testado com fins dosimétrico na radioterapia com bons resultados [35]. Os dosímetros $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ produzidos pela firma Landauer Inc, chamados de *Dots* e utilizados neste trabalho foram confeccionados em formas de pastilhas e encapsulados em um cassete plástico para protegê-los da luz.

Este trabalho é em parte fruto de um projeto de colaboração com a Agencia Internacional de Energia Atômica (AIEA), com o intuito de testar novos detectores para seu uso na dosimetria *in-vivo*.

O objetivo do presente trabalho é testar as capacidades dosimétricas do sistema OSL produzido pela Landauer Inc. em radioterapia visando utilizá-lo na dosimetria *in vivo*. Para isso serão testadas as respostas do dosímetro nas diferentes configurações utilizadas nos tratamentos radioterápicos nas regiões anatômicas de pélvis e cabeça e pescoço.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 A Luminescência Opticamente Estimulada

Basicamente a Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) refere-se à emissão de luz por parte de algum material isolante ou semicondutor que foi previamente irradiado e posteriormente exposto a uma fonte luminosa. A OSL, não deve ser confundida com o fenômeno da fotoluminescência [24]. Embora possa ser induzida em materiais similares, a fotoluminescência não depende, necessariamente, da irradiação prévia do material, já que a sua manifestação está mais relacionada com o fenômeno da excitação dos elétrons devido à absorção luminosa.

A Luminescência Opticamente Estimulada é apenas um entre os diferentes procedimentos de medidas conhecidos como fenômenos estimulados seja por estimulação térmica ou óptica. Quando estimulados termicamente, os materiais previamente irradiados manifestam entre outros fenômenos termoluminescência (TL), condutividade térmica, emissão exoelectrônica e capacitância. Já quando a estimulação é óptica, o material pode gerar luminescência opticamente estimulada, fotocondutividade e emissão exoelectrônica opticamente estimulada.

1.2 Modelo Simples da Luminescência Estimulada

Para entender como o sinal OSL é produzido, assim como o comportamento do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ nos processos de irradiação e leitura se faz necessário recorrer a um modelo que explique de forma sucinta, porem concisa, os fenômenos intrínsecos da luminescência opticamente estimulada. Basicamente, a OSL pode ser explicada seguindo a mesma estrutura fenomenológica utilizada para explicar o fenômeno TL. Apenas se deve acrescentar a explicação das transições ópticas que acontecem, uma vez que a amostra é iluminada com um feixe de luz.

Os materiais OSL são basicamente, exceto por raras exceções [25], cristais iônicos que possuem em sua estrutura cristalina níveis de energia bem delimitados. Este modelo, bem conhecido como modelo de bandas infere a presença de três bandas de energia fundamentais na estrutura cristalina do material OSL; as bandas de valência, de condução e proibida.

A primeira delas possui uma grande quantidade de elétrons, enquanto a segunda está completamente vazia. Ambas as bandas estão separadas pela chamada banda proibida na qual encontram-se os níveis de energia correspondentes aos “defeitos” presentes na estrutura cristalina do cristal iônico. Estes defeitos, chamados de buracos, permitem sob certas condições a presença de estados metaestáveis de energia, que são chamados de armadilhas [36].

Uma vez que o material é irradiado, os elétrons que se encontram na banda de valência são excitados, passando à banda de condução, deixando no lugar deles na banda de valência, o chamado buraco. Ambos, os elétrons e buracos, nas suas respectivas bandas de condução e de valência, movimentam-se livremente até se recombinarem ou até serem capturados nas armadilhas. O total de cargas armadilhadas nesse nível de energia é equivalente ao total de dose de radiação ionizante absorvida pelo material OSL.

Para se recuperar o valor da dose de radiação depositada no material OSL, submete-se o mesmo a uma estimulação luminosa que faz com que as cargas armadilhadas voltem à banda de condução, resultando na liberação do par elétron-buraco e na emissão de um sinal luminoso que por sua vez é equivalente à quantidade de radiação depositada.

Nas figuras 1.1a e 1.1b são ilustrados os processos descritos anteriormente. Na **Figura 1.1a** as transições eletrônicas durante o processo de irradiação do material OSL são mostradas, onde prevalece a criação do par elétron-buraco e o armadilhamento das cargas. Como pode ser observado, além das bandas de valência e de condução, existe um buraco armadilhado como centro de recombinação e quatro tipos de armadilhas para elétrons, a primeira (Nível 1) chamada de armadilha superficial, a segunda (Nível 2), armadilhas

dosimétricas, a terceira (Nível 3) as armadilhas profundas e por ultimo no Nível 4 as armadilhas para os buracos. Justamente nas armadilhas dosimétricas é onde é liberado o sinal luminoso que pode ser aproveitado na dosimetria. Já na **Figura 1.1b** são mostrados os arranjos eletrônicos provocados pela saída dos elétrons das armadilhas após o material ser estimulado opticamente.

Deve ser notado que a diferença entre os estados de irradiação e de leitura é bem simples, uma vez que ambos os processos, devido à sua própria natureza, podem acontecer em qualquer uma das fases [34].

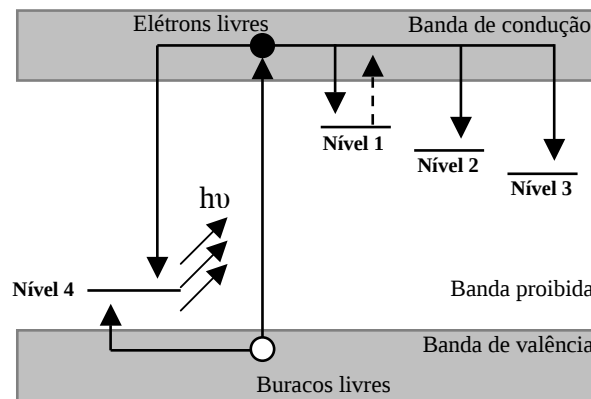


Figura 1.1a. Transição eletrônica durante a fase de irradiação do material OSL.

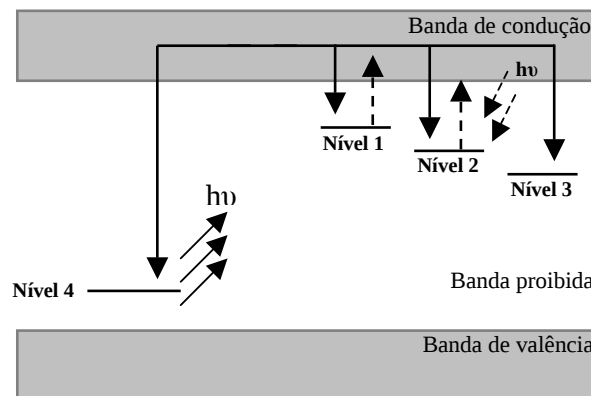


Figura 1.1b. Transição eletrônica durante a fase de leitura do material OSL.

As cargas armadilhadas podem ser entregues às bandas de valência ou de condução dependendo se o estímulo utilizado for luz ou calor. No caso específico da estimulação

óptica, a probabilidade de fuga das cargas P , será função do produto do fluxo de fótons por unidade de área e tempo $\varnothing$ e a seção de choque de fotoionização das armadilhas σ .

$$P = \sigma \varnothing \quad (1.1)$$

Esta simples expressão, descreve o mecanismo de interação entre o fóton com energia $h\nu$ e o defeito do material [34].

1.2.1 As Armadilhas Superficiais

As armadilhas superficiais estão diretamente relacionadas com a manifestação de dois fenômenos importantes, a fosforescência, e o aumento da intensidade do sinal OSL uma vez produzido o estímulo. Estes níveis de energia, localizados bem perto à fronteira com a banda de condução no caso dos elétrons armadilhados e bem pertos à fronteira com a banda de valência quando se trata dos buracos armadilhados, são os responsáveis pela fuga rápida das cargas armadilhadas (apenas neste nível) em intervalos de tempo que podem ir de minutos até dias. Vale a pena ressaltar que esta perda significativa de sinal acontece em condições normais de temperatura (temperatura ambiente).

Evidentemente a presença da fosforescência atrapalharia o processo de coleta do sinal luminoso quando da estimulação do material. Portanto, se faz necessário manter um retardo entre os processo de irradiação e o de leitura do dosímetro OSL.

1.2.2 As Armadilhas Profundas

Tanto os elétrons como os buracos armadilhados no nível de energia 3, representado na Figura. 1b, podem se mostrar concorrentes durante os processos de irradiação/leitura devido à captura das cargas nas bandas de valência e condução.

Já que as armadilhas profundas encontram-se cheias, a sensibilidade do material OSL pode aumentar ou diminuir, isto vai depender da sua natureza. No entanto, o efeito comumente

mensurável é uma dependência não desejável da sensibilidade com o historico de irradiação do dosímetro OSL [37-39]. Esta situação explicaria porque as armadilhas superficiais capturam cargas que saem das armadilhas dosimétricas (Nível 2 na Figura. 1a), provocando uma diminuição no sinal estimulado, **Figura 1.2** [40].

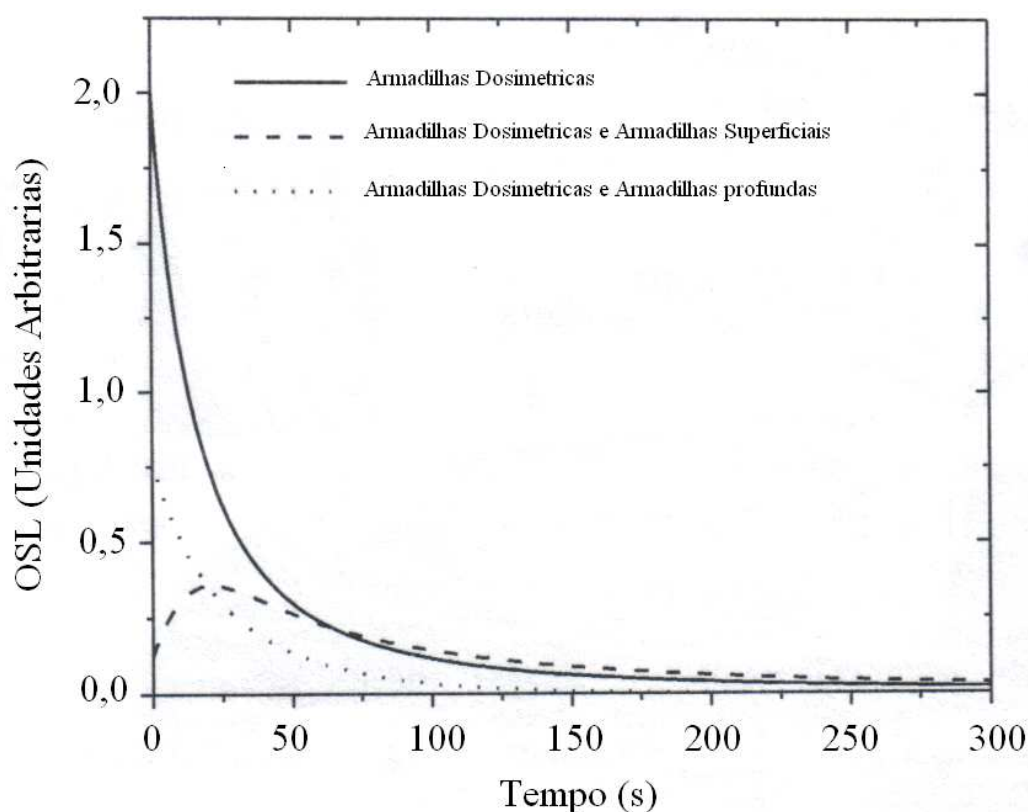


Figura 1.2. Curvas teóricas de sinal OSL emitido, segundo modelo que considera apenas o movimento de cargas entre diferentes níveis de armadilhas e centros de recombinação.

Entretanto, o fato das armadilhas profundas estarem completamente preenchidas faz com que não sejam muito competitivas na hora de capturar as cargas, ficando desse modo mais elétrons disponíveis para a recombinação, o que aumenta significativamente a sensibilidade dos dosímetros. Como uma solução alternativa com a finalidade de esvaziar as armadilhas profundas, eliminando a dependência descrita anteriormente, em alguns materiais como o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, alguns autores [39,41] sugerem um tratamento térmico pre-irradiação a 900°C por 15 minutos.

1.3 O Dióxido de Alumínio (Al_2O_3)

O uso de compostos de óxido de alumínio como material dosimétrico começou no início dos anos 50. Inicialmente testados como compostos $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ na dosimetria TL, o material foi dopado com inúmeros elementos (Si, Ti, Mg, Y, Cr). Porém o mesmo não apresentava uma sensibilidade significativa como material OSL [42-48].

No final dos anos 80 começou a ser testada a introdução do carbono como material dopante resultando nos primeiros dosímetros TL de alta sensibilidade [27] e posteriormente como excelente material OSL [49-50].

O $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ mostrou possuir uma boa relação entre o sinal luminoso emitido e a dose de radiação recebida, um desvanecimento baixo ou nulo e uma excelente estabilidade com respeito às condições ambientais. Estes fatos fizeram do óxido de alumínio dopado com carbono um material promissor para uso na dosimetria OSL.

Os cristais de Al_2O_3 (**Figura 1.3**) possuem uma estrutura hexagonal compacta. Para dopá-lo com carbono comumente é utilizada a chamada técnica Stepanov [28], na qual os cristais de Al_2O_3 são submetidos a altas temperaturas numa atmosfera rica em carbono, para logo a seguir serem cristalizados a baixa pressão.

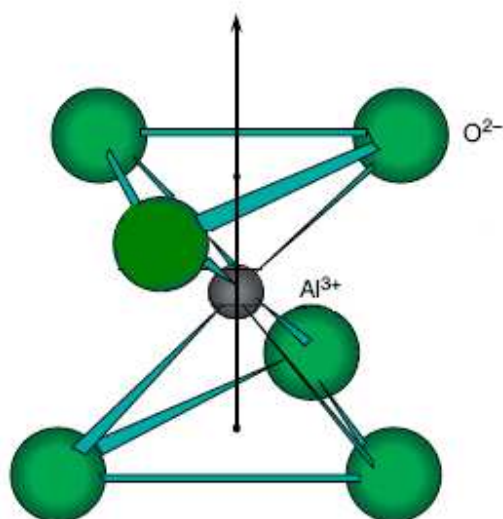


Figura 1.3. Estrutura cristalina do Al_2O_3

Esta condição permite a criação de vacâncias estáveis de oxigênio, geradas através de um processo denominado coloração por subtração. Estas vacâncias são chamadas de centros-F. Quando ocupadas por dois elétrons, resulta em um centro-F neutro e quando um elétron só a ocupa, se forma um centro F^+ , o que significa que foi armazenada uma carga positiva.

Estes centros se identificam pela forte absorção de energia na banda de 205nm, atribuída aos centros-F [51] e pela duas sobreposições nas bandas de 230 e 255nm atribuídas às transições de energia nos centros- F^+ [52].

A grande formação de centros- F^+ , **Figura 1.4**, produzida durante a irradiação do $Al_2O_3:C$ provoca um aumento significativo da sensibilidade do material. Esta situação é sugerida porque as vacâncias de oxigênio na forma de centros- F^+ , formadas nos cristais iônicos de Al_2O_3 dopado com carbono numa atmosfera rarefeita, são consequência da compensação fornecida pelas cargas dos íons de carbono bivalentes, substituindo os íons trivalentes de Al^{3+} [27].

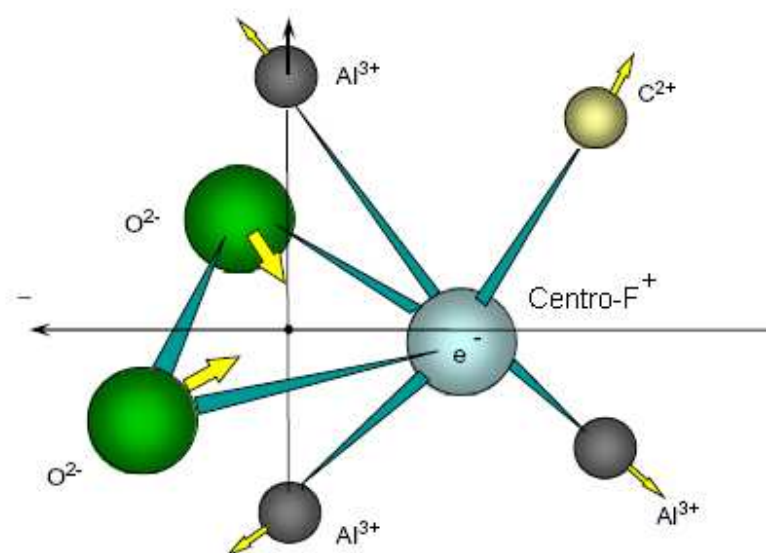


Figura 1.4. Configuração sugerida dos centros de carga F^+ compensados pelo íon divalente de carbono.

1.3.1 Propriedades Dosimétricas do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

O $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ é considerado na atualidade como o mais bem sucedido e promissor detector OSL para a radiação ionizante. Embora possua características dosimétricas similares as de outros materiais utilizados com a mesma finalidade, o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ se destaca por sua alta eficiência e rapidez na resposta, fato este que para procedimentos como dosimetria *in-vivo*, o torna extremamente competitivo. Entre as propriedades dosimétricas que lhe avaliam esta reputação podemos citar:

1. Alta sensibilidade à radiação, determinada pelo número de fótons emitidos por unidade de dose absorvida;
2. Boa linearidade para um amplo intervalo de dose;
3. Sinal de fundo extremamente baixo durante a estimulação óptica;
4. Ótima combinação das profundidades de energia térmica e óptica das armadilhas;
5. Boa separação entre as bandas de emissão e estimulação;
6. Elevada seção de choque de fotoionização das armadilhas;
7. Curto tempo entre os processos de irradiação e leitura;
8. Valor de desvanecimento do sinal menor de 5% ao ano, o que o torna desprezível nos procedimentos de leitura quase imediatas;
9. Podem ser reavaliados inúmeras vezes sem perder a informação;
10. Material reutilizável.

No entanto o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ também apresenta algumas desvantagens, fato este que não o faz diferir de outros materiais dosimétricos. A alta sensibilidade à luz e um elevado número atômico efetivo de 11,28 [53], que pode causar respostas maiores que as reais para baixas energias de Raios-X [27, 54], são algumas das desvantagens que o $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ apresenta. Mesmo assim, o seu uso como material dosimétrico continua em alta. Sem dúvida alguma, futuramente outros materiais OSL serão desenvolvidos [55] visando sempre melhorar o saldo positivo das vantagens em relação as desvantagens.

1.4 Indução do sinal OSL por estimulação luminosa

A luminescência opticamente estimulada pode ser induzida utilizando luz ultravioleta, mediante dois mecanismos:

- Ionização direta dos buracos no material.
- Fototransferência das cargas a partir das armadilhas profundas.

Para produzir a ionização dos átomos em materiais semicondutores ou isolantes, se faz necessário que as energias dos fótons estimuladores sejam maiores que a energia no intervalo das bandas. No entanto, também pode ocorrer a ionização dos buracos mesmo com fótons de energia inferior à energia do intervalo de bandas, como acontece durante a ionização dos centros-F no $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ [56]. A fotoionização das impurezas no material OSL gera uma quantidade de cargas livres que podem ser armadilhadas, produzindo posteriormente sinais OSL ou TL de acordo com o tipo de estímulo aplicado.

Quando se trata de um material OSL previamente irradiado, a estimulação com luz ultravioleta pode fazer com que as cargas das armadilhas profundas, sejam transferidas para as armadilhas dosimétricas, resultando na emissão de um sinal TL ou OSL chamado de fototransferência. Deste fato surge a importância de manter o material OSL irradiado protegido da luz. Naturalmente o nível de dose administrado ao material será determinante no momento de decidir quanto à proteção ou não do material.

1.4.1 Formas de Estimulação Luminosa

A forma de estimular opticamente o material OSL tem mudado muito com o tempo, devido ao alto grau de controle que a estimulação permite com diversas fontes de luz. Basicamente, podem ser mencionadas as três mais comumente utilizadas e que se classificam como:

1. OSL por onda contínua,
2. OSL pulsada,
3. OSL por modulação linear.

A luminescência opticamente estimulada por onda contínua ou também conhecida pela sigla em inglês CW-OSL, é a forma mais utilizada de leitura, devido à sua simplicidade. A iluminação do material é feita de forma contínua, utilizando uma fonte luminosa enquanto se verifica a intensidade OSL emitida, **Figura 1.5**.

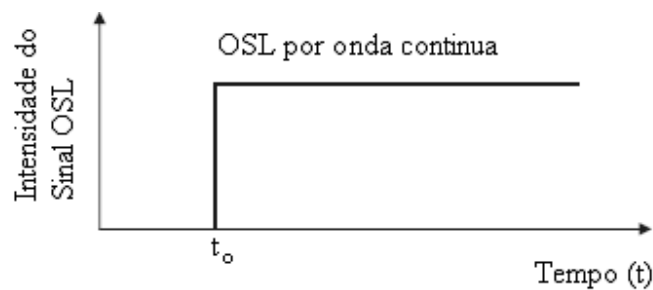


Figura 1.5. Representação esquemática da luminescência ópticamente estimulada pelo método de onda contínua.

A OSL pulsada é utilizada, preferencialmente, na avaliação de dosímetros expostos a baixas doses. Esta forma de estimulação é produzida bombardando o material com discretos pulsos luminosos provenientes de um laser e, ao mesmo tempo, realizando uma verificação assíncrona da intensidade luminosa emitida, **Figura 1.6** [57].

Esta técnica baseia a verificação e detecção da intensidade luminosa em função da integração de vários pulsos luminosos por vez. Para isto, a frequência de pulsação utilizada pode ser da ordem de até milhares de hertz.

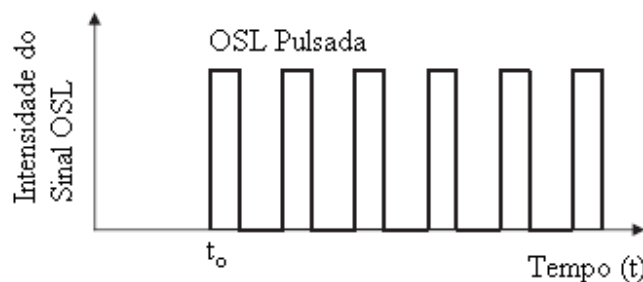


Figura 1.6. Representação esquemática da luminescência opticamente estimulada pelo método pulsado.

Embora proposta há vários anos como uma técnica alternativa [58] à estimulação óptica por onda contínua, inclusive com a possibilidade de variar o tempo de estímulo para modalidades exponenciais, senoidais e polinomiais, a OSL por modulação linear não mostrou até hoje vantagem alguma com relação ao método de estimulação por onda contínua. Sua complexidade não tem mostrado um uso específico na dosimetria que supere a OSL por onda contínua. Este método também conhecido por sua sigla em inglês LM-OSL, consiste em cortar bruscamente o estímulo luminoso, cuja intensidade é aumentada linearmente, enquanto é realizada a verificação da intensidade OSL, **Figura 1.7**. Este corte é feito mediante o método conhecido pela sigla em inglês “*step and shot*”.

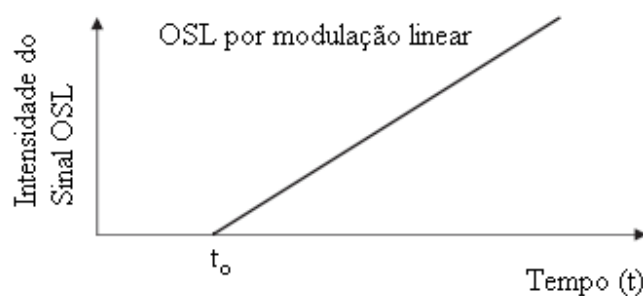


Figura 1.7. Representação esquemática da luminescência opticamente estimulada pelo método de modulação linear.

1.5 O Sistema de Leitura para a Luminescência Opticamente Estimulada

Da mesma forma que a dosimetria TL, a dosimetria OSL também possui dois elementos básicos que fundamentam a sua existência: a dupla detector-leitora. Este componentes, ainda não tem muita diversidade no mercado [34] o que de fato restringe as aplicações desta nova técnica.

Contudo, desde meados da década dos 90s o *Risø National Laboratory*, da Dinamarca, introduziu no mercado a leitora automática de alta capacidade TL/OSL-DA-15, principalmente para uso em dosimetria de datação [35, 59]. Esta leitora possui a capacidade de ler tanto dosímetros TL como OSL.

A firma norteamericana Landauer Inc., lançou no final dos anos noventa o sistema Luxel™ que utiliza o sistema de leitura pulsado através de um laser de 532nm [50] com a desvantagem de que os dosímetros só podiam serem lidos na própria firma. Já em 2006 lançaram o sistema InLight™ com opções automáticas e/ou manuais. Embora o sistema só possa ser utilizado com os dosímetros $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ InLight™, o objetivo de tornar mais acessível e prático o uso da dosimetria OSL, inclusive para outras áreas ficou mais claro [17, 35, 60],

Outros sistemas, ainda em fase de estudo, utilizam uma fibra ótica acoplada ao dosímetro OSL de forma tal que permita a coleta de dois sinais OSL um antes e outro depois da irradiação, o que permitiria uma estimativa dual da dose absorvida [18, 32, 61-64].

Basicamente o sistema de leitura utilizado na dosimetria OSL consta, além de toda a eletrônica associada, de quatro partes fundamentais, as quais representamos esquematicamente na **Figura 1.8**.

1. A fonte de luz utilizada para produzir a estimulação nos *dosímetros*,
2. Filtros de luz que selecionam o comprimento de onda a ser utilizado ou que deve ser eliminado a partir da fonte estimuladora,

3. Filtros detectores que eliminam a luz estimuladora enquanto permite o passo do sinal OSL proveniente do dosímetro,
4. Uma fotomultiplicadora para captar e amplificar o sinal OSL emitido pelo detector.

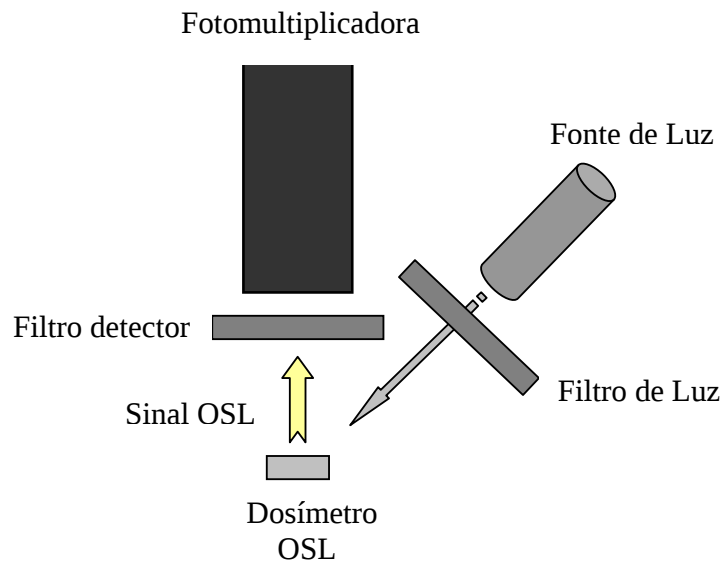


Figura 1.8. Representação esquemática de uma leitora OSL.

Um detalhe importante na leitura dos dosímetros OSL é a seleção adequada dos filtros que serão utilizados durante o processo de leitura, uma vez que a fonte de luz estimuladora tem uma intensidade bem maior que a intensidade do sinal OSL emitido. Portanto, os espectros de emissão da fonte estimuladora, assim como o do sinal OSL emitido, influenciam e têm que ser levados necessariamente em consideração na seleção dos filtros a serem utilizados. Esta escolha garantirá uma ótima sensibilidade ao sistema leitor, o que, sem dúvidas, proporcionará resultados mais confiáveis.

1.6 A Dosimetria.

A dosimetria é o método mediante o qual realizamos a medida da dose gerada por um feixe de radiação ionizante. Este procedimento é um dos aspectos mais importantes na garantia

da qualidade dos tratamentos na radioterapia. No que diz respeito à radioterapia, é possível subdividi-la em três grandes áreas:

1. Dosimetria física,
2. Dosimetria clínica,
3. Dosimetria *in-vivo*.

A primeira está relacionada aos parâmetros dos equipamentos utilizados nos tratamentos, sendo parte importante na garantia de um tratamento adequado do paciente. Um exemplo é a dosimetria precisa do feixe terapêutico. A dosimetria clínica cuida do comportamento do feixe de radiação interagindo com o paciente durante seu percurso. Ela é o planejamento do tratamento propriamente dito. Procura garantir que as doses prescritas pelo radioterapeuta para o volume alvo, nas condições específicas do tratamento, sejam aquelas efetivamente entregues, produzindo o menor dano possível aos tecidos sadios. Por último, a dosimetria *in-vivo*, avalia e verifica se a dose que foi planejada para o tratamento em função das características específicas de cada paciente está sendo administrada corretamente dentro das margens de erro aceitáveis.

1.6.1 O controle da Qualidade na Radioterapia

Segundo o TECDOC-1151 [65] da Agência Internacional de Energia Atômica, (IAEA segundo a sua sigla em inglês) o termo qualidade em radioterapia pode ser definido como:

O conjunto de ações características do processo da radioterapia que repercutem em sua capacidade para satisfazer as necessidades declaradas ou implícitas no cuidado com o paciente.

Na prática, cada instituição toma suas próprias decisões em termos de equipamentos e procedimentos de controle. No Brasil, em termos dosimétricos, a grande maioria das instituições segue os protocolos publicados pela IAEA [5, 65].

Todo plano de tratamento tem que ser o fruto da inter-relação entre os físicos-médicos responsáveis pelo planejamento e os radioterapeutas. Entretanto, em todas as etapas de um processo de planejamento ou tratamento, incertezas são introduzidas. É um fato inevitável num processo que envolve vários parâmetros entre o paciente a ser tratado e o equipamento a ser utilizado. Entre os aspectos que introduzem as incertezas mais relevantes neste processo temos:

- a localização e forma do volume-alvo,
- os algoritmos utilizados para o cálculo de dose,
- a calibração do aparelho de tratamento,
- o posicionamento do paciente,
- os movimentos involuntários do paciente;
- as diferentes formas anatômicas de cada paciente.

Embora todos os aspectos mencionados seguem um rigoroso controle durante a sua execução, a verificação da dose que o paciente recebe durante o tratamento, se torna um ente essencial a ser verificado, uma vez que tudo o que é feito está em função da dose que será administrada. Em consequência a verificação da dose é o caminho mais certo para se conseguir uma boa exatidão no tratamento do paciente.

1.6.2 A Dosimetria In-Vivo e os Programas de Controle da Qualidade

A dosimetria *in vivo* é utilizada como método de controle na radioterapia desde os dias em que o eritema de pele era a única forma de dosimetria disponível para avaliar um tratamento. No TECDOC 989 publicado pela IAEA [66] é recomendado que todos os pacientes devam ser submetidos a uma dosimetria *in-vivo* pelo menos uma vez durante o tratamento.

Inicialmente visto como um procedimento de alto custo e como uma interferência na rotina de trabalho dos tratamentos radioterápicos, a dosimetria *in-vivo* vem se consolidando como

um procedimento essencial em qualquer serviço de radioterapia [10, 18]. Uma rotina de dosimetria *in-vivo* é muito importante para o controle da qualidade do tratamento em radioterapia.

A dosimetria *in vivo* pode ser utilizada para identificar os desvios na administração de um tratamento e verificar e documentar a dose em estruturas críticas.

Sistemas de dosimetria *in-vivo* podem apresentar incertezas relativamente grandes, que devem ser conhecidas antes de sua utilização. Os diferentes métodos utilizados para sua realização têm evoluído muito com o tempo, tendo hoje em dia um alto grau de confiabilidade. Assim sendo, vários tipos de detectores têm sido desenvolvidos com sucesso para seu uso na dosimetria *in-vivo* nos diferentes feixes e energias utilizados na radioterapia [14, 31, 67-71].

A dosimetria *in-vivo* é bastante útil em medições individuais em pacientes e deveria ser considerada em, pelo menos, todas as primeiras sessões de tratamento de todos os programas de controle de qualidade [66].

Embora tratada na maioria das vezes como uma tarefa que atrapalha a rotina de trabalho, a dosimetria *in vivo* é particularmente importante na radioterapia. Antes de se realizar qualquer uso da mesma, se faz necessário pensar e analisar em alguns aspectos que de fato vão determinar seu sucesso:

- Qual o objetivo da medição?
- A dose a ser medida será na pele, ou numa determinada profundidade?
- Existem áreas de elevado gradiente de dose no ponto de medição?
- Qual o melhor dosímetro a ser utilizado?
- Como realizar a calibração do dosímetro?
- Realizar-se-ão uma ou duas medidas para cada campo de tratamento?
- Quais os fatores de correção que serão aplicados às medidas?
- Como interpretar os resultados obtidos?

Medidas de dose podem ser feitas de forma rotineira, visando, além de conferir a dose planejada, se tornarem um último teste de verificação de um planejamento. Medidas de doses de entrada podem verificar: a calibração do aparelho, os filtros e outros modificadores do feixe e o posicionamento do paciente segundo planejamento.

Para ser possível comparar medidas, a dose esperada no ponto de interesse deve ser calculada. A dose de entrada é simplesmente a dose na profundidade de máximo com as devidas correções conforme os modificadores do feixe utilizados. Quando se mede dose de entrada, a espessura de equilíbrio eletrônico do detector provoca uma perturbação significativa (a dose a 10 cm de profundidade pode ser reduzida em até 5%) e provocará aumento na dose da pele. Por isso, é aconselhável limitar o número de medidas de forma que seja proporcional a quantidade de frações do tratamento.

1.7 Grandezas Físicas e Parâmetros Dosimétricos Utilizados

A utilização do material OSL como dosímetro implica necessariamente na medida e avaliação de vários parâmetros físicos utilizados comumente nos tratamentos. Estes parâmetros, influenciam diretamente no cálculo da dose a administrar ao paciente e portanto se faz necessário realizar uma avaliação da adequação do detector na avaliação de tais parâmetros, com a finalidade de se conhecer a sua resposta e possíveis dependências.

A consideração dos parâmetros físicos relacionados ao cálculo da dose podem inclusive inviabilizar o uso de um detector. Os fatores de correção gerados para cada parâmetro estão em função do tipo e configuração do tratamento.

1.7.1 Exposição (X)

É uma grandeza física definida, exclusivamente, para a radiação X e gama e para o ar. É a medida do nível de ionização que acontece no ar. Se define como a soma de todas as cargas

elétricas dQ , dos íons de um mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no mesmo volume de ar, de massa dM , são freados [72], ou seja:

$$X = \frac{dQ}{dM} \quad (2.1)$$

A unidade no sistema internacional SI para a Exposição é o Coulomb / quilograma, C/kg.

1.7.2 Dose ou Dose absorvida (D)

Ao contrário da grandeza anterior, a Dose Absorvida é definida para qualquer tipo de radiação ionizante ou meio. Relacionada com a transferência de energia para a matéria, é definida como a quantidade de energia da radiação, dE , absorvida por unidade de massa, dm , em um meio qualquer [72]. Pode-se, então, escrever que:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.2)$$

A unidade no sistema internacional SI é o Gray (Gy), que é igual a um joule / quilograma (J/kg)

1.7.3 Distância Fonte Superfície e Distância Fonte Isocentro

Sempre que se irradia um alvo, a fonte radioativa utilizada se encontrará posicionada a certa distância do mesmo. Nos equipamentos utilizados em radioterapia existe a chamada distância fonte superfície DFS, como também a distância fonte isocentro DFI. A primeira dá conta da distância que existe da fonte à superfície do paciente. A segunda refere-se à distância da fonte ao isocentro do aparelho, ou seja, ao eixo central de rotação do braço do irradiador (em inglês *gantry*) **Figura 1.9.**

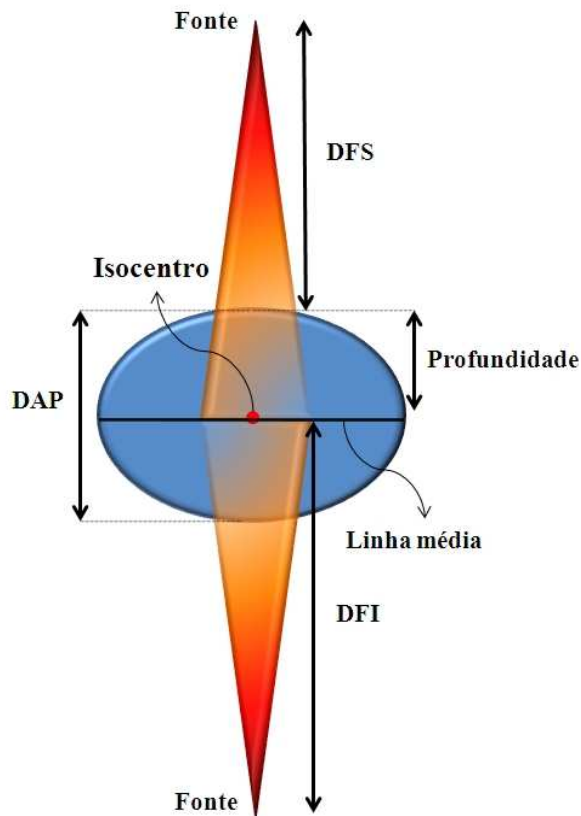


Figura 1.9. Representação esquemática da DFS e a DFI.

1.7.4 Porcentagem de Dose em Profundidade, PDD

A dose na profundidade de interesse é medida no eixo central do feixe, sendo que o ponto de medida tem que ser mais profundo que o ponto de dose máxima, que é o ponto onde acontece o equilíbrio eletrônico e depende da energia da radiação considerada. Ele é tomado como ponto de normalização, o que significa que no ponto máximo a porcentagem de dose profunda é 100%, **Figura 1.10**. Assim, o valor da PDD sempre será igual ou menor que 100% [73], podendo se escrever:

$$PDD = \frac{\text{Dose na Profundidade de Interesse}}{\text{Dose na Profundidade de Máximo}} \times 100 \quad (2.3)$$

com a condição de que o tamanho do campo seja o mesmo e que a distância fonte superfície (DFS) não mude.

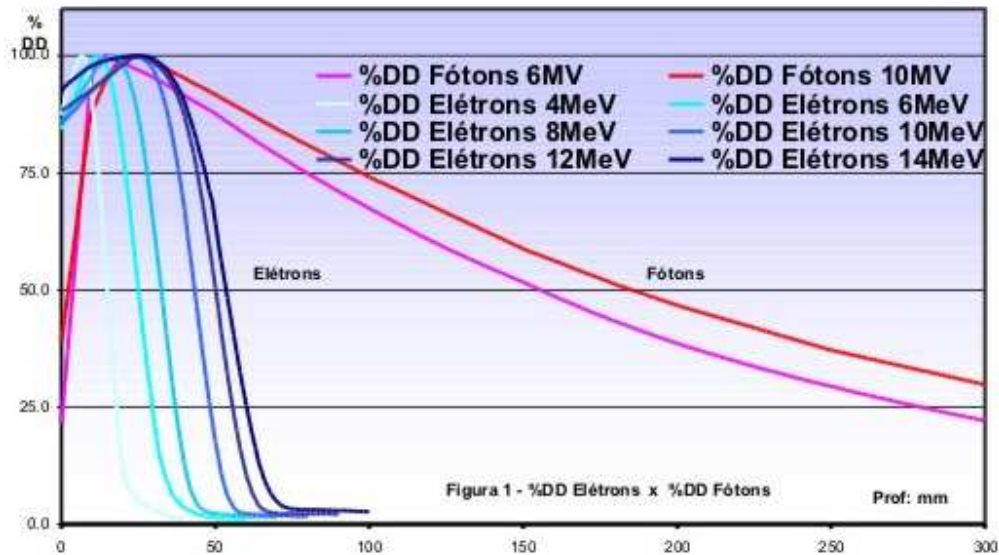


Figura 1.10. Curvas de PDD para feixes de fótons e elétrons de diferentes energias.

1.7.5 Fator Filtro

Existem tratamentos para os quais, devido a sua complexidade, é necessário transformar a entrada do feixe no paciente. Para isso são utilizados dispositivos chamados de filtros físicos ou filtros em cunhas, **Figura 1.11**.

Os mais usados são de 15°, 30°, 45° e 60°. Obviamente, 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 5 ou 10 cm na profundidade de máximo.



Figura 1.11. Filtro em cunha num aparelho de ^{60}Co .

Alguns aparelhos utilizam o chamado filtro eletrônico (dinâmico ou virtual, dependendo do fabricante). Este é um filtro não físico que gera distribuições de dose com um perfil oblíquo, moldadas pelo movimento de um dos colimadores e ajuste da taxa de dose durante o tratamento, sem endurecer o feixe. A vantagem é permitir um número arbitrário de ângulos, em vez dos tradicionais. O filtro eletrônico é igualmente importante, pois embora não produza uma atenuação do feixe, ele realiza uma modulação unidimensional da intensidade do feixe, que provoca como um filtro físico, uma alteração na distribuição de dose. Os filtros físicos e eletrônicos produzem diferentes distribuições de dose.

1.7.6 Fator Bandeja

Nem sempre os tratamentos realizados utilizam campos quadrados ou retangulares. Hoje em dia a personalização de cada tratamento marca um fato importante em termos de qualidade. Assim, os campos irregulares são bem comuns na prática e nem sempre todos os aparelhos têm colimadores multilâminas, **Figura 1.12**.

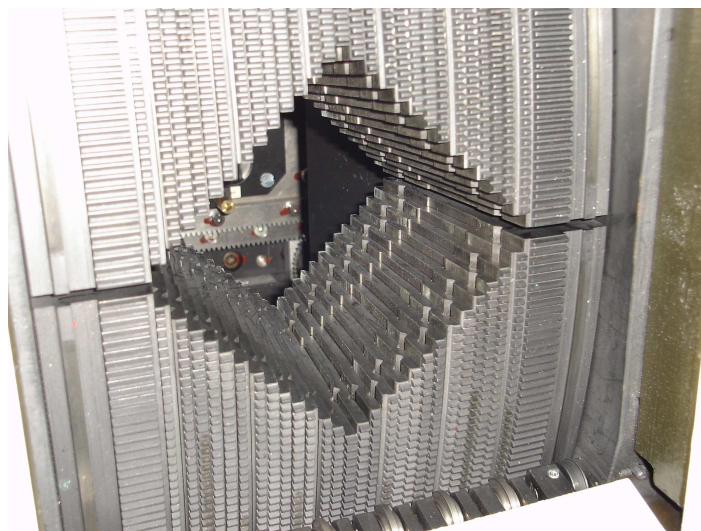


Figura 1.12. Colimador multilâminas utilizado em radioterapia para a construção de campos irregulares.

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, **Figura 1.13**.



Figura 1.13. Bloco de chumbo colado numa bandeja lisa e fixado no colimador num aparelho de ^{60}Co .

O fator de atenuação é determinado de maneira semelhante ao fator filtro. A bandeja pode ser lisa ou apresentar ranhuras, **Figura 1.14** e **Figura 1.15** respectivamente.



Figura 1.14. Bandeja lisa personalizada com modificador do feixe específico para um tratamento.

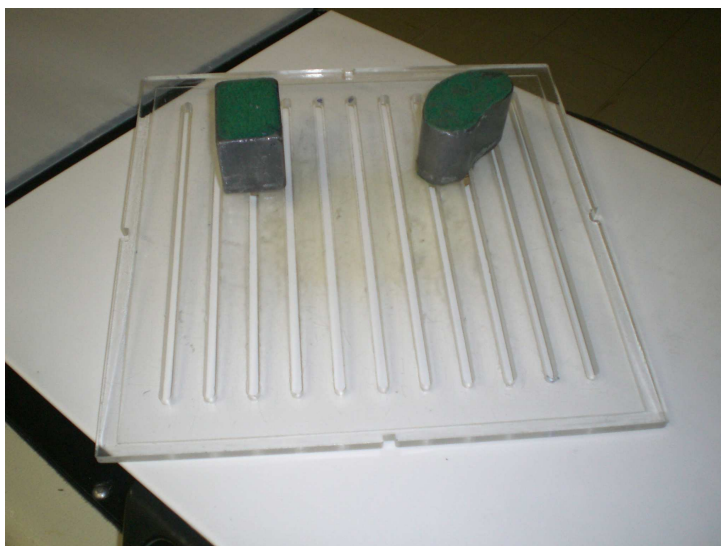


Figura 1.15. Bandeja ranhurada com bloqueadores móveis que podem ser fixados em diferentes posições.

1.7.7 Tamanho de Campo

É difícil achar uma definição conceitual única do parâmetro tamanho de campo, já que ele depende de muitos fatores. De acordo com o suplemento 25 do *British Journal of Radiology* [74] entende-se que a definição geométrica é a melhor, **Figura 1.16**. Assim, e partindo do critério de que campo é uma seção plana do feixe que é perpendicular ao eixo central do próprio feixe, pode-se dizer que o tamanho de campo é a projeção que o colimador do aparelho faz do feixe de radiação que emerge da fonte na superfície do objeto simulador.

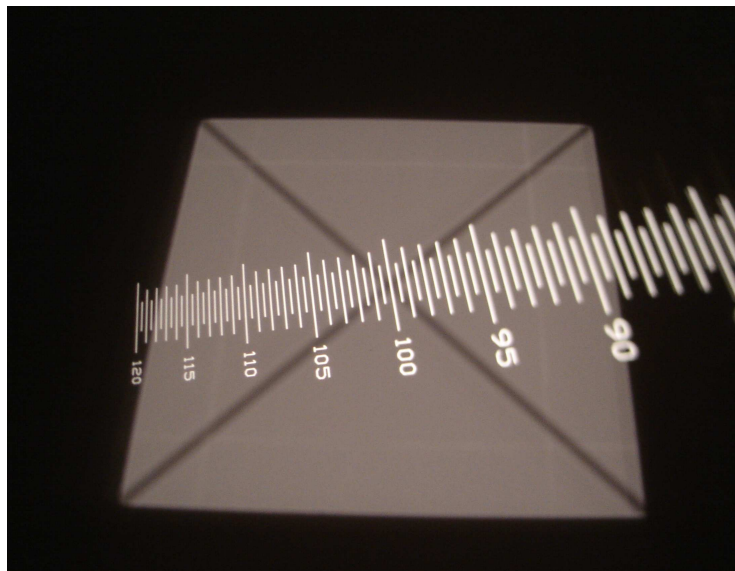


Figura 1.16. Projeção geométrica do tamanho de campo

1.7.8 A Taxa de Dose

A taxa de dose corresponde à variação da dose administrada com o tempo. É um dos parâmetros mais importantes a ter em consideração na hora de utilizar um detector com fins de dosimetria *in-vivo*, uma vez que o mesmo não pode apresentar dependência com este parâmetro. Em aparelhos de ^{60}Co a taxa de dose varia em função do decaimento da fonte radioativa, já nos aceleradores lineares ela está em função da eletrônica associada o que

permite aumentá-la ou diminuí-la, em função do tipo de tratamento. A taxa de dose pode ser expressada em termos de dose por minuto ou por hora (Gy/min, Gy/h). Nos aceleradores lineares a taxa de dose corresponderá a uma determinada quantidade de unidades de monitor por unidade de tempo, dependendo da calibração do acelerador linear.

1.8 Rastreabilidade das Medidas.

A credibilidade de qualquer sistema de medidas é importante. Portanto, um sistema de medidas usando dosimetria OSL deve ter um controle periódico. A reprodutibilidade do feixe utilizado nas medidas é monitorada mensalmente, usando uma câmara de ionização tipo *Farmer* PTW30013 a prova d'água, calibrada em feixe de ^{60}Co em conjunto com o eletrômetro PTW Unidos E. O conjunto é calibrado no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD a cada dois anos. A reprodutibilidade dos dosímetros OSL, assim como dos diferentes fatores de correção utilizados, também deve ser testada no mínimo uma vez por ano. A comparação da dose medida com os detectores e a calculada para cada tratamento servirá como índice de avaliação para o controle de qualidade do sistema de dosimetria *in-vivo* implementado.

CAPÍTULO II

MATERIAIS

Neste capítulo apresentamos os materiais utilizados para a realização do presente trabalho. Os materiais utilizados foram aportados pelo laboratório de dosimetria postal do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes (SQRI) e pelo serviço de Física Médica do Instituto Nacional de Câncer (INCA) no Rio de Janeiro. Também utilizou-se materiais do Departamento de Física Médica do “*The Ottawa Hospital Regional Cancer Center*” no Canadá.

2.1 Dosímetros OSL

Foi utilizado o Oxido de Alumínio dopado com carbono $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, em forma de pastilha com um diâmetro de 7 mm, encapsulado em um cassete plástico com largura de 1,2 cm, comprimento de 2,5 cm e espessura de 0,2 cm que o protege da luz, **Figura 2.1a**. Este cassete possui um formato que permite que o mesmo se ajuste a um mecanismo do sistema leitor de dosímetros OSL, que possibilita a ejeção do detector quando da sua leitura, **Figura 2.1b**.

Este detector denominado *Dot* por seu fabricante é produzido e comercializado pela empresa norte-americana Landauer Inc (www.landauerinc.com), e é o único detector comercialmente disponível no mercado [34]. O produto faz parte de forma exclusiva do sistema denominado InLight™ produzido pela mesma empresa.

Esses detectores e o sistema que o acompanha, foram produzidos inicialmente para o monitoramento de doses individuais como parte de programas de radioproteção, porém vêm sendo testados com êxito sob diferentes configurações dosimétricas na radioterapia [17, 35, 75, 76].

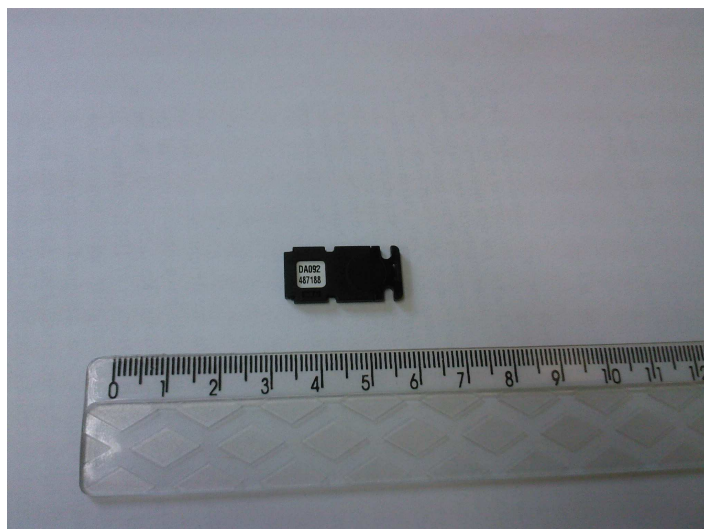


Figura 2.1a. Detector OSL, *Dots*, fabricado pela Landauer.

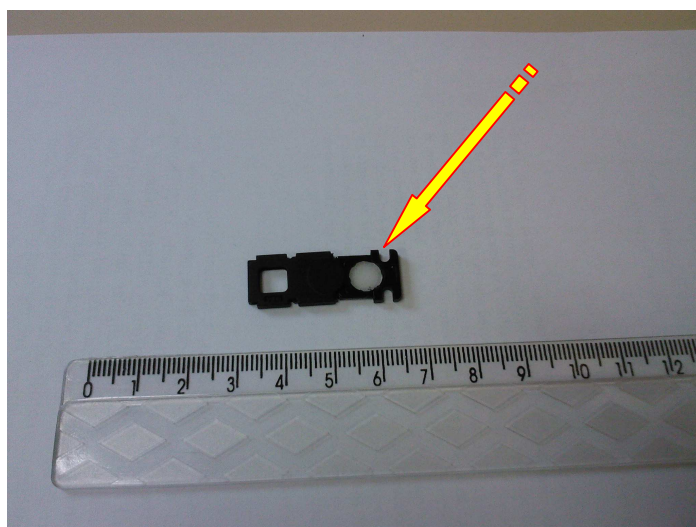


Figura 2.1b. Detector OSL, fora da cápsula protetora.

Todos os dosímetros possuem um código numérico que os identifica e os classifica por sua sensibilidade. Para a realização do presente trabalho foram fornecidos dois lotes de dosímetros de diferentes sensibilidades, classificados como: lote com sensibilidade de 0,81 e o lote com sensibilidade de 0,93.

2.1.2 O Sistema Leitor dos Dosímetros OSL

A leitura dos dosímetros OSL, é realizada numa leitora que faz parte do sistema InLight™ denominada leitora InLigh™ microStar OSL, número de serie 6710078 (**Figura 2.2**). Ela possui um diodo emissor de luz com comprimento de onda de 540 nm como fonte estimuladora. A estimulação luminosa utiliza o método de onda contínua e as leituras são realizadas em um tempo médio de 3 segundos. A luz estimuladora ativa apenas uma pequena fração das cargas armazenadas no material OSL. Este processo de leitura, não destrutivo, permite que o dosímetro seja lido várias vezes.



Figura 2.1b. Leitora de dosímetros OSL InLigh™ microStar da Landauer Inc.

Para realizar as leituras os dosímetros devem ser colocados num suporte plástico que posteriormente é introduzido na gaveta frontal da leitora (**Figura 2.2** e **Figura 2.3**).

Este suporte além de permitir a leitura de dosímetros com outros formatos, como os utilizados na dosimetria pessoal, dá a possibilidade de que o dosímetro seja fixado numa posição que permita sua abertura para ser opticamente estimulado dentro da leitora, permitindo posteriormente a quantificação do sinal emitido. Para a realização das leituras o sistema faz uso de um pequeno laptop o qual carrega o programa microStar, versão 1.2.84,

que coordena todo o procedimento de identificação dos dosímetros, condições de leitura, leitura e armazenagem dos dados. O sistema possui ainda uma base de dados própria.

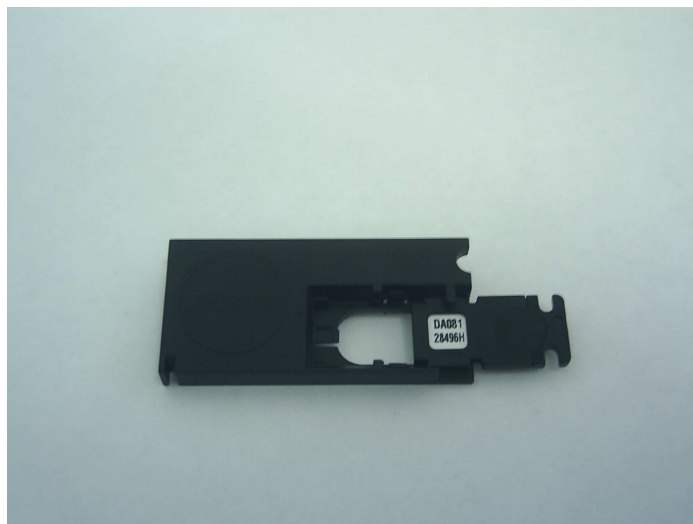


Figura 2.2. Suporte plástico para leitura contendo o dosímetro OSL.

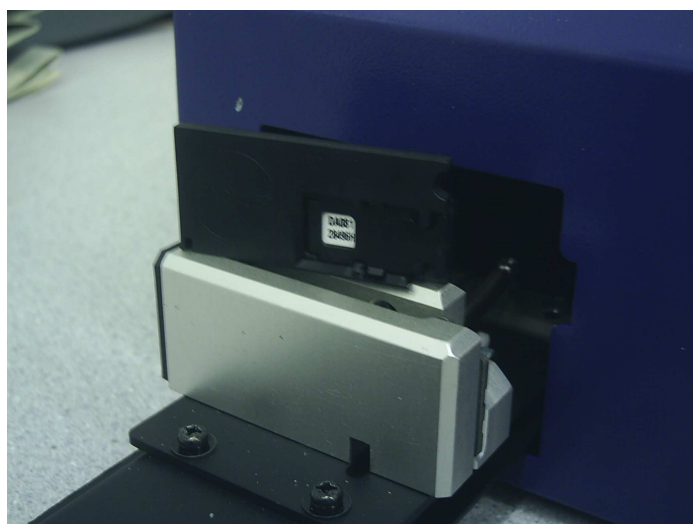


Figura 2.3. Suporte plástico contendo o dosímetro OSL sendo colocado na gaveta da leitora.

2.1.3 Conjunto Câmara-Eletrômetro

As medidas dosimétricas de referência foram realizadas com um conjunto dosimétrico fabricado pela firma alemã PTW. O conjunto, **Figura 2.4**, consta de uma câmara de ionização tipo Farmer a prova de água de 0,6 cm³, modelo 30013 e número de série 491 e um eletrômetro UNIDOS-E, número de serie T10010-00279. Para a medição da temperatura e da pressão utilizou-se, respectivamente, um termômetro Minipa e uma estação barométrica DB-898.



Figura 2.4. Conjunto dosimétrico, termômetro e barômetro usado nas dosimetrias de referência.

2.1.4 Os Irradiadores Utilizados

Os irradiadores utilizados na radioterapia são equipamentos produzidos com a finalidade de realizar tratamentos em pacientes com câncer.

Estes aparelhos podem produzir feixes de fótons ou elétrons com vários níveis de energia. A energia utilizada pode variar entre 1,25 MV e 18 MV para feixes de fótons, embora existam alguns aparelhos que podem chegar a produzir feixes de até 21 MV, e entre 4 MeV e 21 MeV para feixes de elétrons. Na prática, dois tipos de equipamentos são produzidos,

os aparelhos de ^{60}Co e os aceleradores lineares ou aceleradores clínicos. O critério para selecionar um tipo ou outro dependerá de diferentes fatores.

2.1.4.1 O Aparelho de ^{60}Co

Em nosso trabalho foram utilizados três aparelhos Theratron-780C, fabricado pela Theratronics Inc. do Canadá, um instalado no *The Ottawa Hospital Regional Cancer Center* e dois instalados no Hospital de Câncer I do INCA. Na **Figura 2.5**, mostramos uma das unidades de ^{60}Co utilizadas, pertencente ao INCA. A taxa de dose de referência do feixe é conferida mensalmente.



Figura 2.5. Aparelho de ^{60}Co Theratron 780C.

2.1.4.2 O Acelerador Linear

Para a realização deste trabalho foram utilizados dois aceleradores clínicos. O primeiro um Clinac 2300C/D, **Figura 2.6**, com energias de fótons de 6 e 15 MV, número de série 209 com filtro dinâmico e colimador multilâminas. O segundo, um Clinac 600C número de série 489, também com filtro dinâmico. Ambos equipamentos fabricados pela Varian Medical System dos Estados Unidos e instalados no Hospital de Câncer I, INCA. Algumas

medidas foram realizadas utilizando dois aceleradores Siemens, um com um feixe de fótons de 10 MV e outro com feixes de fótons de 6 e 18 MV, ambos instalados no *The Ottawa Hospital Regional Cancer Center*.



Figura 2.6. Acelerador clínico para uso em tratamentos com feixes de fótons e elétrons.

2.1.5 Simuladores.

Para a realização de todos os testes nos detectores OSL, se fez necessário a utilização de um meio que reproduza as condições reais nas quais, uma vez testados, eles serão utilizados. Na radioterapia existem vários tipos de objetos que simulam o tecido humano, desde a água, sempre muito prática, até objetos construídos com diferentes materiais, todos eles visando ter um número atômico perto do número atômico do tecido humano ($Z = 7,4$). Esta característica faz com que muitos simuladores sejam produtos caros e delicados, portanto requerendo uma manipulação cuidadosa na hora de sua utilização.

Para a realização de todos os testes com os detectores foram utilizados dois tipos de simuladores.

Primeiramente, foram realizados todos os testes de aceitação e calibrações, utilizando placas de água sólida tipo: simulador plástico G211 produzidos pela firma inglesa *Standard Imaging*, **Figura 2.7**.

A utilização da água sólida permite a realização dos testes com mais economia de tempo e praticidade. As placas de água sólida utilizadas têm dimensões de 40 x 40 cm² e altura que de 3 cm e 5 cm.

Foram realizadas modificações em duas das placas com 5 cm de altura. Em uma foi feito um orifício de forma a permitir a entrada da câmara de ionização tipo Farmer sem qualquer folga, na outra a superfície foi usinada de forma a permitir a inserção do detector OSL.



Figura 2.7. Placas de água sólida utilizadas.

Em seguida, para a realização dos testes prévios à dosimetria *in-vivo*, utilizou-se um simulador antropomórfico de corpo humano, sexo feminino, *Alderson Phantom* **Figura 2.8**.



Figura 2.8. Simulador antropomórfico de corpo humano, sexo feminino, RANDO Alderson.

O simulador RANDO Alderson foi desenvolvido no sentido de minimizar as desvantagens da não uniformidade dos materiais de simulação quanto à forma e tamanho.

O material utilizado para sua construção é a substância conhecida como *Presdwood*, que é um material equivalente ao tecido muscular. O simulador RANDO Alderson contém um esqueleto humano natural de tamanho apropriado, ajustado num molde onde prevalece a relação normal com os contornos do corpo.

Os tecidos moles são moldados num material plástico extremamente firme e resistente, baseado numa borracha sintética de isocianeto que apresenta estabilidade no que diz respeito à idade, temperatura, umidade e outros fatores ambientais; é resistente à abrasão, laceração e impacto, e não se deteriora [77].

2.1.6 Sistema de Cálculo.

Para o processamento dos dados obtidos da leitora e o cálculo dos diferentes parâmetros testados, assim como, da dose verificada, foi utilizada uma planilha eletrônica.

Desenvolveu-se um procedimento de cálculo com várias planilhas, contendo todas as informações necessárias para o cálculo, avaliação e apresentação dos resultados.

CAPÍTULO III

MÉTODOS

3.1 A estabilidade da leitora OSL

Para a realização das leituras dos dosímetros OSL previamente irradiados, a leitora deve estar em situação estável e com seus parâmetros dentro dos limites de tolerância estabelecidos pelo fabricante. Para isto, três testes diferentes são realizados sem a presença dos dosímetros:

- ✓ Teste de calibração, chamado de CAL (sigla em inglês para calibração),
- ✓ Teste do Laser, chamado de LED (sigla em inglês para diodo emissor de luz) e
- ✓ Teste de leitura sem o laser, chamado de DRK (sigla em inglês para escuro).

Essa leitora ainda oferece a possibilidade de ser calibrada para realizar correções das leituras por não-linearidade e por sensibilidade. Os dados para a criação destes ajustes podem ser introduzidos através do programa que controla as operações da leitora.

Outro teste necessário para verificar a estabilidade da leitora é o da reprodutibilidade do sinal OSL para um mesmo detector.

Para isto, foram selecionados aleatoriamente quatro detectores virgens com sensibilidade 0,81, os quais foram previamente irradiados num feixe de ^{60}Co com uma dose de 100cGy em condições padronizadas de irradiação (profundidade de 5 cm na água sólida, com DFS = 80 cm, para um tamanho de campo de 10 x10 cm²), **Figura 3.1**.

Uma vez irradiados, cada detector foi lido 40 vezes de forma consecutiva.

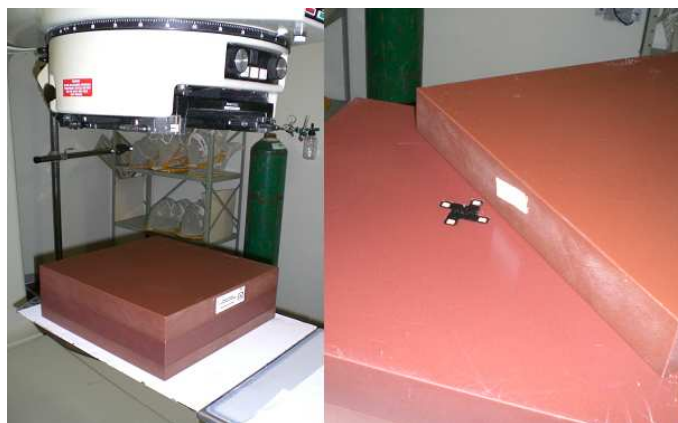


Figura 3.1, Montagem para realização do teste de reprodutibilidade dos detectores OSL num feixe de ^{60}Co .

3.2 A Preparação dos Dosímetros OSL para seu Uso

De forma geral os detectores utilizados para medidas de dose em pacientes em radioterapia apresentam dependência com o tipo de energia do feixe utilizado. Em consequência, a grande maioria é calibrada num feixe de ^{60}Co devido à estabilidade que a radiação gama emitida por uma fonte radioativa oferece, como é o caso dos irradiadores de ^{60}Co .

Inicialmente os dosímetros OSL eram utilizados de forma contínua, ou seja, eram irradiados, lidos e novamente irradiados. Para o segundo ciclo de leitura, era necessário subtrair o valor da primeira leitura, e assim por diante.

Durante o desenvolvimento do presente trabalho, descobriu-se que o acúmulo de dose leva o dosímetro a perder sensibilidade, o que implica num aumento dos desvios das leituras, fato este que afeta diretamente o resultado das medições. Esse fato levou-nos a optar pelo alvejamento (reutilização) do dosímetro previamente a cada irradiação. O procedimento para esse efeito será descrito no presente capítulo.

Para a determinação do fator sensibilidade, cada detector foi irradiado com uma dose de 0,5 Gy. Eles foram colocados a 5 cm de profundidade em água sólida e expostos à radiação

gama do ^{60}Co a uma DFS = 80 cm. Para determinar a sensibilidade de cada detector, utilizou-se a **Equação 3.1**, onde a razão entre a média das leituras de todos os detectores $\overline{M}$ e a leitura individual de cada detector M_i nos leva aos fatores de sensibilidade individual K_{sen} .

$$K_{\text{sen}} = \frac{\overline{M}}{M_i} \quad (3.1)$$

Este procedimento é repetido por 3 vezes, o que permite obter 3 fatores de sensibilidade para cada detector. A diferença entre o menor e o maior valor não pode ser superior a 3 % .

3.2.1 Reprodutibilidade dos Dosímetros OSL

Uma das propriedades mais importante dos dosímetros OSL aqui utilizados está no fato deles poderem ser lidos várias vezes, sem que ocorra uma mudança significativa em suas respostas. Segundo o fabricante, a informação que uma leitura aporta é pequena em relação a toda a informação armazenada no detector.

A reprodutibilidade da resposta do detector, numa série contínua de leituras, deve permitir avaliar o critério anterior.

3.2.2 Linearidade dos Dosímetros OSL

A linearidade com a dose é outra característica importante que todo detector deve possuir, já que um detector que não apresente um comportamento linear em sua resposta, não tem condições de ser utilizado em radioterapia, uma vez que não gera confiança no resultado obtido.

A intenção deste teste é avaliar se a resposta do dosímetro em questão, para um certo intervalo de dose, é linear. Este teste leva necessariamente a uma correção chamada de não-linearidade, já que uma linearidade plena é difícil de ser obtida.

Para esta avaliação utilizamos 8 detectores virgens com sensibilidade 0,81, os quais foram irradiados um por um num feixe de ^{60}Co , com doses de 0,5; 1, 1,5; 2; 3 e 4 Gy em condições padronizadas de irradiação (as mesmas do item anterior), **Figura 3.2**. Posteriormente foram realizadas cinco leituras consecutivas de cada dosímetro.



Figura 3.2, Montagem para realização do teste de reprodutibilidade dos detectores OSL.

O fator de correção devido a não linearidade da resposta do detector, K_{lin} se determina como o inverso da razão entre a média das leituras de uma dose específica $M_{D/DoseX}$, e a média das leituras obtida para a mesma dose com uma câmara de ionização, $M_{Câmara/DoseX}$, e a razão entre a média das leituras para uma dose padrão de 0,5 Gy obtida no ^{60}Co $M_{D/0,5Gy}$, e a média das leituras da câmara para essa dose, $M_{Câmara/0,5Gy}$. Esta análise para um intervalo de valores de dose útil gera uma série de pontos que são ajustados por uma reta ou por uma função polinomial, que relaciona o fator de correção devido a não linearidade com o valor da dose absorvida. O cálculo em questão é feito através da **Equação 3.2**.

$$K_{lin} = \left[\frac{\left(\frac{M_{D/Dose X}}{M_{Câmara/Dose X}} \right)}{\left(\frac{M_{D/0,5Gy}}{M_{Câmara/0,5Gy}} \right)} \right]^{-1} \quad (3.2)$$

3.2.3 A calibração dos Dosímetros OSL

O critério de calibração para detectores do tipo aqui utilizados segue duas variantes: conhecer o fator de calibração próprio de cada detector ou obter o fator de calibração de um lote como um todo.

Denominado como N_{cal} , é o fator de calibração que converte as contagens da leitora em valores de dose. Esse valor é determinado por meio da razão entre o valor da dose D_{OSL} administrada ao detector OSL, de referência, e o valor médio das leituras L_{OSL} do próprio dosímetro, **Equação 3.3**.

$$N_{cal} = \frac{D_{OSL}}{L_{OSL}} \quad (3.3)$$

O fator de calibração é geralmente obtido a partir da irradiação com energia do ^{60}Co como referência uma vez que os devidos fatores de correção, para as outras energias utilizadas, podem ser aplicados. Embora este seja o procedimento mais comumente utilizado, quando se analisa o comportamento dos detectores OSL irradiados com diferentes energias, observa-se que a calibração dos mesmos seria mais adequada se realizada no próprio feixe utilizado para o tratamento, pois as incertezas seriam menores.

3.2.4 Dependência com a Energia

Usualmente todo detector apresenta alguma dependência com a energia do feixe com o qual está interagindo. Isto faz com que seja necessário avaliar a resposta do detector em função da energia da radiação utilizada.

Para a realização deste teste foram irradiados 4 grupos de quatro detectores cada, em feixes de fótons de ^{60}Co , 6, 10 e 18 MV. A irradiação foi realizada com os detectores posicionados em um simulador de água sólida a 5 cm de profundidade. A distância fonte superfície (DFS) utilizada foi de 80 e 100 cm em aparelhos de ^{60}Co e aceleradores clínicos respectivamente, com um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

3.2.5 Dependência com a Taxa de Dose

Para verificar a possível dependência do detector OSL com a variação da taxa de dose nos aceleradores clínicos, foram irradiados três grupos de quatro detectores cada. Foi utilizado um feixe de 6 MV. Os dosímetros foram irradiados com 100 UM à profundidade de 5 cm na água sólida, com DFS = 100 cm e um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Cada grupo de detectores foi irradiado respectivamente com uma taxa de dose de 200, 400 e 600 cGy/min.

3.3 Desvanecimento do Sinal OSL

Para conhecer o desvanecimento ou perda do sinal do detector OSL (K_{desv}) com o tempo decorrido após a sua irradiação, um grupo com quatro detectores foi irradiado e repetidamente avaliado a intervalos durante 1 hora, a primeira avaliação ocorrendo 10 minutos após a irradiação. O cálculo do fator de correção K_{desv} é realizado segundo a **Equação 3.4**.

$$K_{\text{desv}} = \frac{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t_{\text{ref}}}}{\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t}} \quad (3.4)$$

onde:

$\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t_{\text{ref}}}$ é a razão entre a leitura do detector para a dose dada, num tempo Δt_{ref} que se toma

como referência o ponto de partida e,

$\left(\frac{M}{D}\right)_{\Delta t}$ razão entre a leitura do detector para a dose dada, num tempo Δt qualquer posterior

a irradiação do dosímetro.

A irradiação foi realizada num aparelho de ^{60}Co na profundidade de 5 cm em água sólida num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e DFS = 80 cm. A dose utilizada foi de 0,5 Gy.

3.4 Outros Fatores que Influenciam na Resposta do Detector OSL

Além dos fatores relacionados com a energia do feixe de irradiação e a dose administrada, existem outros parâmetros que também podem influenciar na resposta do detector e, portanto, na dose medida. Conhecer os fará com que as possíveis correções, se necessárias, sejam aplicadas corretamente.

3.4.1 Dependência Angular

Para avaliar a possível dependência da resposta do detector OSL com o ângulo de irradiação **Figura 3.3**, duas posições diferentes do detector foram testadas. Elas levam em consideração a forma do detector.



Figura 3.3. Avaliação da resposta dos detectores OSL em função do ângulo de irradiação.

Inicialmente foi irradiado um grupo de 4 detectores para cada ângulo em estudo. Irradiados individualmente com uma capa de equilíbrio eletrônico na superfície da água sólida, os detectores receberam uma dose de 0,5 Gy num feixe de ^{60}Co à distância fonte superfície de 80 cm, num campo de tamanho $10 \times 10\text{cm}^2$. Para as energias de 6 e 15 MV a distância da fonte à superfície foi de 100 cm. Nesta configuração, os detectores foram irradiados na posição “*in-plane*” ou seja, o irradiador muda de ângulo no sentido longitudinal do detector, **Figura 3.4**, tanto para o lado direito como para o lado esquerdo, partindo sempre da posição 0° .

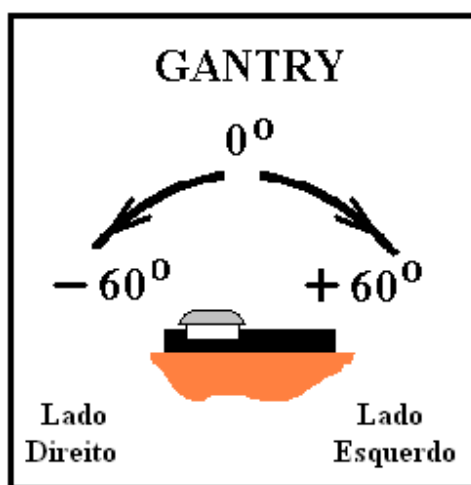


Figura 3.4. Posicionamento “*in-plane*” do detector para o teste de dependência angular.

O segundo grupo foi irradiado nas mesmas condições do primeiro, colocando porém os detectores na posição “*cross plane*” (**Figura 3.5**), ou seja, o irradiador muda de ângulo cruzando o detector perpendicularmente.

Por apresentar as mesmas condições em ambos os lados, os detectores foram irradiados apenas do centro para o lado esquerdo.

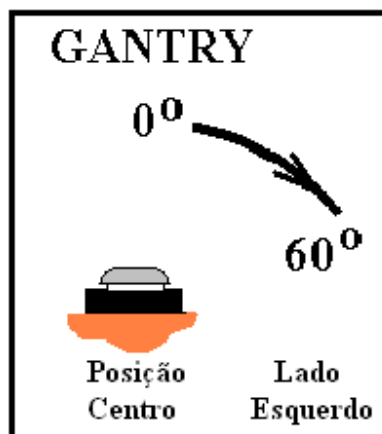


Figura 3.5. Posicionamento “cross plane” do detector para o teste de dependência angular.

Os ângulos testados foram 0°, ±15°, ±30°, ±45° e ±60° na primeira configuração e 0°, 15°, 30°, 45° e 60° na segunda. Para o cálculo do fator de correção devido à variação da resposta do detector com o ângulo de irradiação K_{ang} , utilizamos a **Equação 3.5**.

$$K_{ang} = \frac{M_{0^\circ}}{M_{ang}} \quad (3.5)$$

onde M_{0° é a média das medidas obtidas para a irradiação do detector com um ângulo igual a 0° e M_{ang} é a média das medidas obtidas com o ângulo testado.

3.4.2 Distância Fonte Superfície

Como nem sempre a distância de tratamento selecionada é constante, é preciso verificar a resposta do detector em função da variação da distância da fonte à superfície a ser irradiada.

Para isto utilizou-se o aparelho de ^{60}Co e o acelerador clínico com energias de 6 e 15 MV. O detector com sua capa de equilíbrio eletrônico foi colocado na superfície da água sólida, no centro de um campo de irradiação de 10 x 10 cm². A dose fornecida ao detector foi de 100 cGy, calculada na profundidade de máximo para cada uma das distâncias fonte superfícies a testar.

As seguintes distâncias fonte superfície foram avaliadas: 70; 80; 90,2; 100 e 109,2. Os valores são normalizados para a DFS = 80 cm ou 100 cm, dependendo do equipamento utilizado.

Para o cálculo do valor de correção devido à mudança da DFS (K_{DFS}) utilizou-se a **Equação 3.6** onde M_0 , D_0 e DFS_0 correspondem à média das leituras do detector, à dose determinada com câmara de ionização e à DFS para a distância padrão, ou seja, 80 cm para o aparelho de ^{60}Co e 100 cm para os aceleradores clínicos. A $d_{\max}$ é o valor da profundidade de máximo para o tipo de energia utilizada, e d_s é a distância ao centro geométrico do detector que está localizado na superfície a ser irradiada.

Os mesmos termos, no denominador, se aplicam para distâncias diferentes às padronizadas para as energia do ^{60}Co , 6 e 15 MV.

$$K_{DFS} = \frac{\left[\frac{M_0}{D_0} \times \left(\frac{(DFS_0 - d_s)}{(DFS_0 + d_{\max})} \right)^2 \right]}{\left[\frac{M_{DFS}}{D_{DFS}} \times \left(\frac{(DFS - d_s)}{(DFS + d_{\max})} \right)^2 \right]} \quad (3.6)$$

3.4.3 Tamanho de Campo

O tamanho de campo utilizado para um tratamento varia muito em função do tamanho, da localização e da profundidade da lesão. Portanto se faz necessário verificar se existe alguma mudança na resposta do detector em função do tamanho do campo selecionado.

O teste foi realizado tanto no aparelho de ^{60}Co como nos aceleradores clínicos, para feixes de 6 e 15 MV. A montagem foi a mesma do item anterior com a particularidade que, neste caso, o parâmetro que muda é o tamanho de campo.

Para o cálculo do fator de correção para cada tamanho de campo K_{camp} , utilizou-se a **Equação 3.7**, lembrando que os valores sempre estarão normalizados para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

$$K_{\text{camp}} = \frac{\left[\frac{M}{D_0} \right]_{10 \times 10}}{\left[\frac{M}{D} \right]_{X \times X}} \quad (3.7)$$

Na equação 3.5, M é a média das leituras do detector OSL para um tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (10×10) e para um tamanho de campo específico diferente de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ($X \times X \text{ cm}^2$), D_0 é a dose medida com câmara de ionização para um tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e D é a dose medida também com câmara de ionização para um tamanho de campo específico ($X \times X \text{ cm}^2$).

3.4.4 Fator Filtro

Para a determinação do fator de correção pelo uso de filtros físicos e eletrônicos, utilizou-se um procedimento similar ao realizado para a obtenção destes fatores durante o comissionamento dos aparelhos.

Para o filtro físico utilizado no aparelho de ^{60}Co , colocou-se o detector com sua capa de equilíbrio eletrônico no centro de um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície da água sólida a uma DFS = 80 cm. Irradiou-se primeiramente um detector com o *gantry* a 0° e uma dose de 50 cGy, que serviu como referência. Logo a seguir, colocou-se na mesma posição um outro detector, e fixou-se o filtro físico no colimador do equipamento. Antes de irradiar esse

outro detector, o colimador foi girado de 90°, e a irradiação foi feita com a metade do tempo com que foi irradiado o primeiro detector. Em seguida girou-se o colimador para 270° e irradiou-se o detector com a outra metade do tempo.

O giro do colimador em um ou outro sentido obedece ao fato de irradiar o dosímetro OSL nas mesmas condições em que foram determinados os fatores do filtro durante o comissionamento do equipamento.

O fator filtro F_{Filtro} é calculado através da razão da média das leituras do detector irradiado para cada filtro físico testado M_x , com a média das leituras do primeiro detector, denominado de referência M_0 . A **Equação 3.8** mostra essa relação.

$$K_{\text{Filtro}} = \frac{M_x}{M_0} \quad (3.8)$$

Os filtros físicos mais comumente utilizados são de 15°, 30°, 45° e 60°.

Para a determinação do fator filtro eletrônico o procedimento é similar, com algumas especificações em particular. A DFS é igual a 100 cm. O filtro eletrônico se produz pelo fechamento de um dos colimadores enquanto o outro fica fixado para o tamanho do campo específico. Isto permite, em função da velocidade com que o colimador se desloca, determinar o ângulo do mesmo.

Todos os fatores filtro, físico ou eletrônico, foram medidos previamente com câmara de ionização.

3.4.5 Fator Bandeja

Na radioterapia é comum o uso de dois tipos de bandejas, uma lisa e outra com ranhuras. Para determinar o fator bandeja lisa F_{BL} num aparelho de ^{60}Co , deve-se irradiar primeiramente um detector na superfície da água sólida com sua capa de equilíbrio eletrônica num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com $\text{DFS} = 80 \text{ cm}$. Posteriormente se irradia um segundo detector, utilizando-se a bandeja lisa de uso mais comum. Ambos os detectores são irradiados com uma dose de 50 cGy.

O valor do fator de correção é calculado como o quociente entre a média das contagens do detector irradiado sem bandeja, M_{SB} , e a média das leituras do detector irradiado com a bandeja M_{CB} , **Equação 3.9**:

$$K_{BL} = \frac{M_{CB}}{M_{SB}} \quad (3.9)$$

No caso da bandeja com ranhuras, o procedimento é o mesmo, **Figura 3.6**, porém devemos medir e levar em consideração as três possíveis posições do detector.

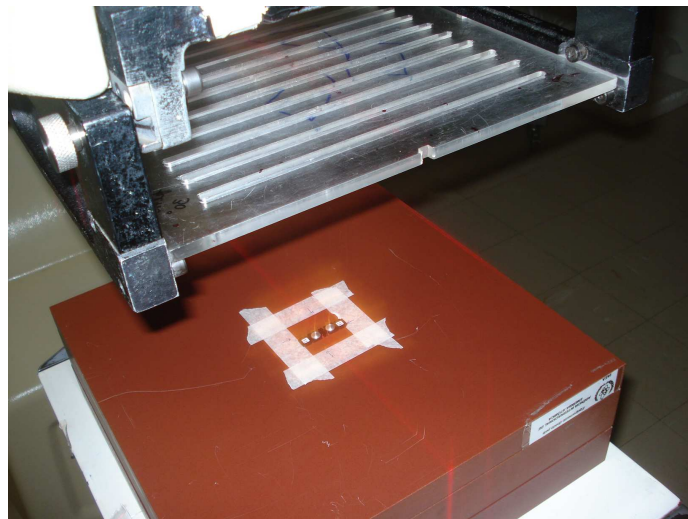


Figura 3.6. Montagem para a determinação do fator bandeja com ranhuras.

Nesta configuração três podem ser as posições do detector: no vão entre o acrílico e a ranhura, no acrílico e na aresta (entre o acrílico e o vão) **Figura 3.7** (da direita para a esquerda).

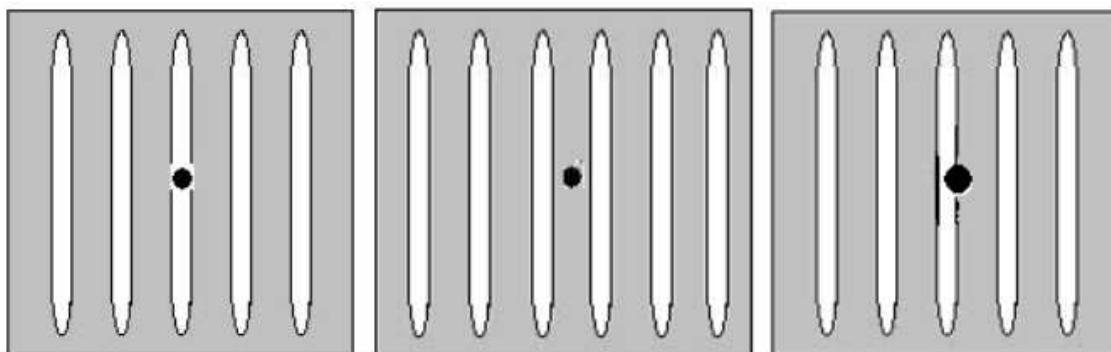


Figura 3.7. Posições do detector OSL na bandeja com ranhuras: no vão, no acrílico e na aresta.

3.5 Alvejamento dos Detectores

A possibilidade de se reutilizar um detector é sempre bem-vida. O que em determinadas circunstâncias pode ser uma dificuldade, em outras, pode ser uma boa oportunidade.

Embora não exista uma palavra na língua portuguesa para definir o termo técnico para limpeza das armadilhas, no presente trabalho optou-se pela tradução literal do termo *bleaching* em inglês como alvejamento, no sentido de liberação dos elétrons das armadilhas por estimulação ótica.

O fato dos detectores serem sensíveis à luz natural, e por isso estarem encapsulados num pequeno cassete se apresenta justamente como uma ótima possibilidade para seu reaproveitamento [78].

Na **Figura 3.8**, mostra-se a montagem experimental para o alveijamento dos detectores. Nela, um grupo de dosímetros é colado com fita adesiva numa placa de isopor e esta é colocada de frente para a fonte luminosa.

Foi utilizada uma fonte de luz alógena com potência de 500 watts. O tempo de irradiação luminosa pode variar entre 2 e 6 horas

Entre os detectores e a fonte de luz foi colocado um reservatório com água com o objetivo de evitar o aquecimento dos dosímetros. A temperatura foi controlada durante todo o processo de alveijamento.

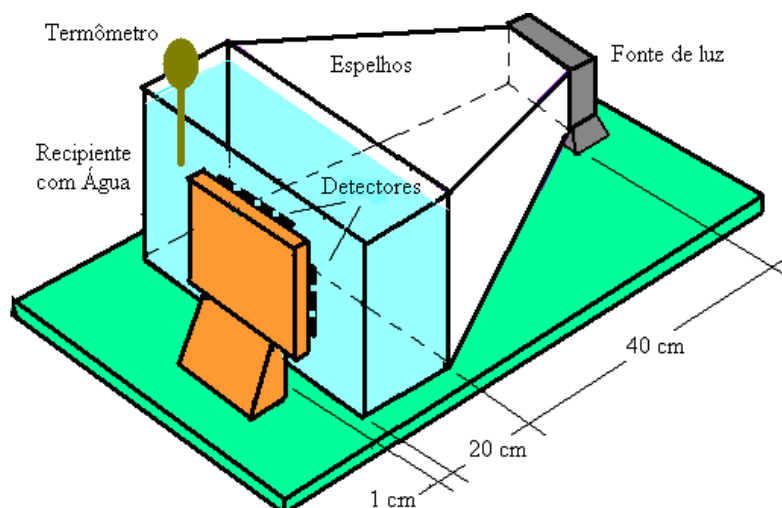


Figura 3.8. Montagem experimental para a realização do alveijamento dos detectores.

3.6 O uso do simulador antropomórfico

Uma vez caracterizados, os detectores OSL são testados num simulador antropomórfico, condição prévia ao uso em pacientes. O simulador é posicionado em idênticas condições às do paciente, inclusive utilizando os mesmos acessórios imprescindíveis ao tratamento.

Para isto, os detectores OSL com sua respectiva capa de equilíbrio eletrônico foram fixados com fita adesiva no centro do campo de irradiação a ser avaliado como mostrado na **Figura 3.9**.



Figura 3.9. Colocação do detector OSL no simulador antropomórfico.

As medidas *in vivo* realizadas no presente trabalho avaliaram, doses de entrada em diferentes regiões anatômicas: cabeça e pescoço, tórax e pélvis, utilizando campos regulares e irregulares e inclusive modificadores do feixe, .

No caso específico das medidas feitas na região da cabeça e pescoço, os detectores foram colocados sobre a máscara imobilizadora, segundo o planejamento realizado, **Figura 3.10**.

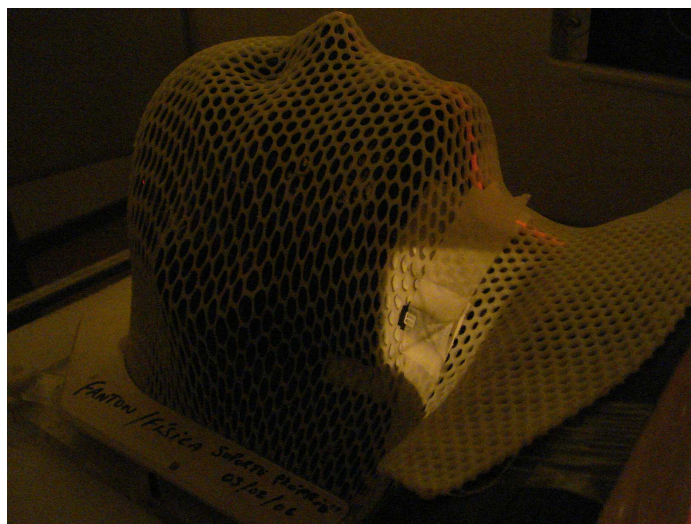


Figura 3.10. Detector OSL colocado na máscara imobilizadora.

3.7 O planejamento da dose a ser administrada

Para o cálculo da dose de irradiação a ser administrada, foi utilizado o sistema de planejamento computadorizado Eclipse, versão 8.1 de 2008 comercializado pela firma norte-americana Varian Medical Systems.

O planejamento do tratamento antes da realização das medidas com o simulador antropomórfico é uma etapa importante, uma vez que a dose calculada pelo sistema de planejamento será comparada com a dose calculada a partir das medidas feitas com os detectores OSL. Para a realização do planejamento, é realizada inicialmente, uma tomografia do simulador antropomórfico para determinar suas estruturas internas. A imagem tomográfica é transferida para o sistema de planejamento que irá simular virtualmente um contorno do volume a ser irradiado. A tomografia da região da cabeça e pescoço foi realizada com e sem máscara imobilizadora, fato que permitiu comparar os resultados das medidas *in vivo* com ambas opções de tratamento.

As doses calculadas pelo sistema de planejamento foram conferidas manualmente. A diferença na dose entre o cálculo manual e o do sistema de planejamento não deve ser

superior a 3%. Os dois valores foram comparados, por sua vez, com as doses que reportaram os detectores OSL uma vez irradiados.

3.8 Cálculo da Dose Recebida pelo Detector OSL

Para calcular a dose no detector OSL, todos os fatores mencionados no presente capítulo, foram levados em consideração. Para o cálculo utilizamos a **Equação 3.10**, onde M é a média das leituras do dosímetro OSL, e N_{cal} é o fator de calibração que converte as contagens em dose. Os demais fatores mostrados na equação já foram descritos anteriormente.

$$D = \overline{M} \times N_{cal} \times \left[\frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2 \times K_{energ} \times K_{desv} \times K_{lin} \times K_{ang} \times K_{DFS} \times K_{camp} \times K_{filtro} \times K_{BL/BR} \quad (3.10)$$

A incerteza, σ_D , associada ao valor da dose calculada utilizando a equação (3.10) é obtida pela combinação das incertezas associadas aos fatores que compõe a equação em questão. Estas são menores que 1 % para as doses compreendidas entre 0,5 e 1,5 Gy e, portanto, σ_D é menor 3,3 %, como calculado a seguir, segundo a **Equação 3.11**:

$$\sigma_D < \sqrt{\sum_{1}^{11} (1\%)^2} < 3,3\% \quad (3.11)$$

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1 A estabilidade da leitora OSL

Com a leitora pronta para ser utilizada, foram realizadas medidas prévias às leituras dos detectores. Os três testes exigidos devem apresentar resultados dentro dos limites de tolerância estabelecidos pelo fabricante.

Os níveis de tolerância estabelecidos pelo fabricante para os testes de CAL e LED devem estar na faixa de $\pm 10\%$, já para o teste DRK a contagem contabilizada pela leitora deve sempre ser menor de 30 contagens. Os resultados são mostrados na **Figura 4.1** onde a escala da esquerda identifica os valores obtido nos testes CAL e LED e na escala da direita os correspondentes ao teste DRK. Os testes de estabilidade da leitora são realizados toda vez que se inicia a avaliação de um novo lote de dosímetros previamente irradiados.

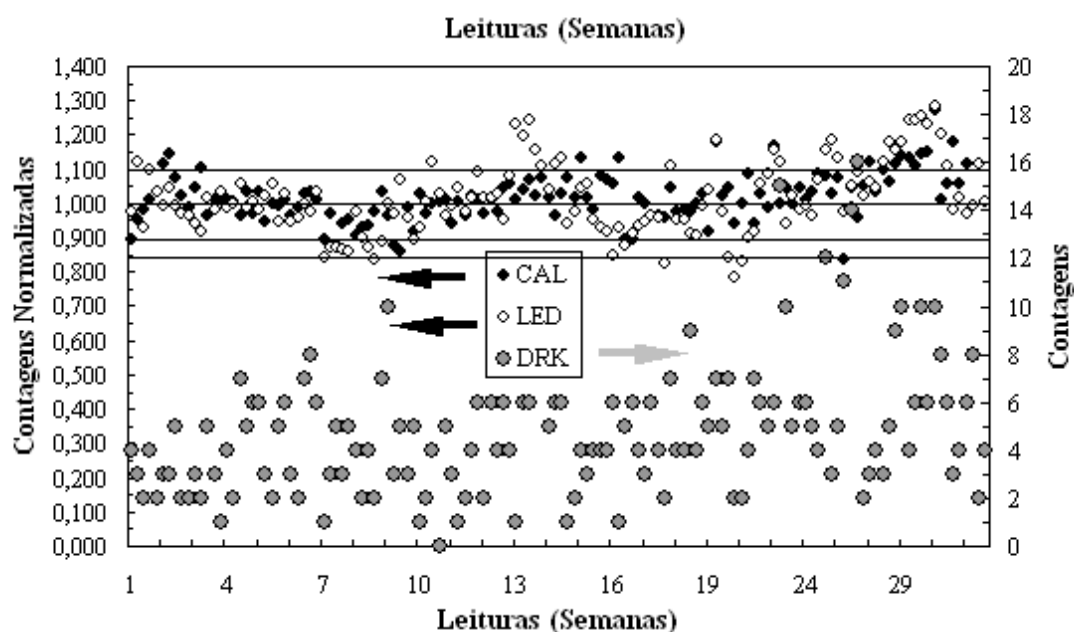


Figura 4.1. Resultados dos testes leituras que mostram a estabilidade da leitora OSL.

A leitora apresentou uma ótima reprodutibilidade. Para um ciclo de 40 leituras consecutivas, com quatro detectores escolhidos aleatoriamente A variação das leituras mostrou-se menor que 1 %, **Figura 4.2**.

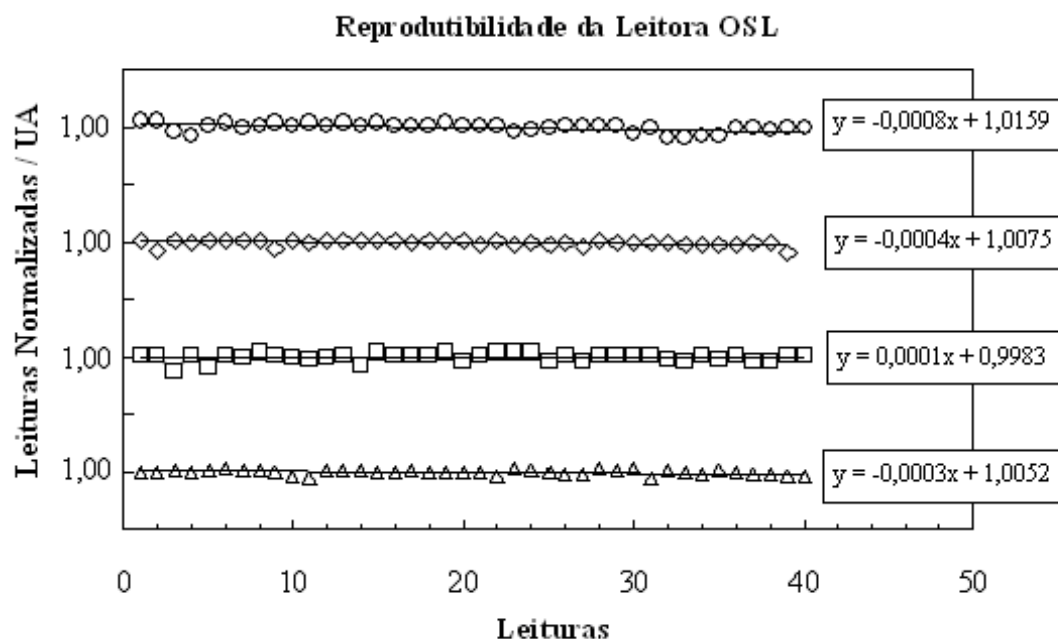


Figura 4.2. Resultados das leituras que mostram a reprodutibilidade da leitora OSL.

4.2 A Preparação dos Dosímetros OSL para seu Uso

Antes de serem utilizados em medidas, 192 dosímetros foram submetidos a cinco ciclos de irradiação/leitura.

O acúmulo de dose no detector faz com que a sensibilidade do mesmo mostre uma queda **Figura 4.3**, a qual é mais acentuada quando maior o valor da dose acumulada, **Figura 4.4**.

Este comportamento coloca os detectores em franca desvantagem, uma vez que o critério de seleção para serem utilizados na radioterapia é de até ± 3 % de reprodutibilidade na sua resposta. Seguindo o procedimento inicial apenas 6,3 % dos 192 detectores utilizados têm

uma reprodutibilidade menor do que 3 %. Uma vez que os detectores foram submetidos a um novo tratamento, que inclui vários ciclos de irradiação/leitura/alveijamento, os resultados mudaram drasticamente, uma vez que 60 % do total de detectores ficou com uma reprodutibilidade menor que 3 % **Figura 4.5** o que viabiliza a sua utilização na radioterapia.

Este resultado se mostra altamente promissor, uma vez que o lote contendo os 192 detectores não foi previamente selecionado.

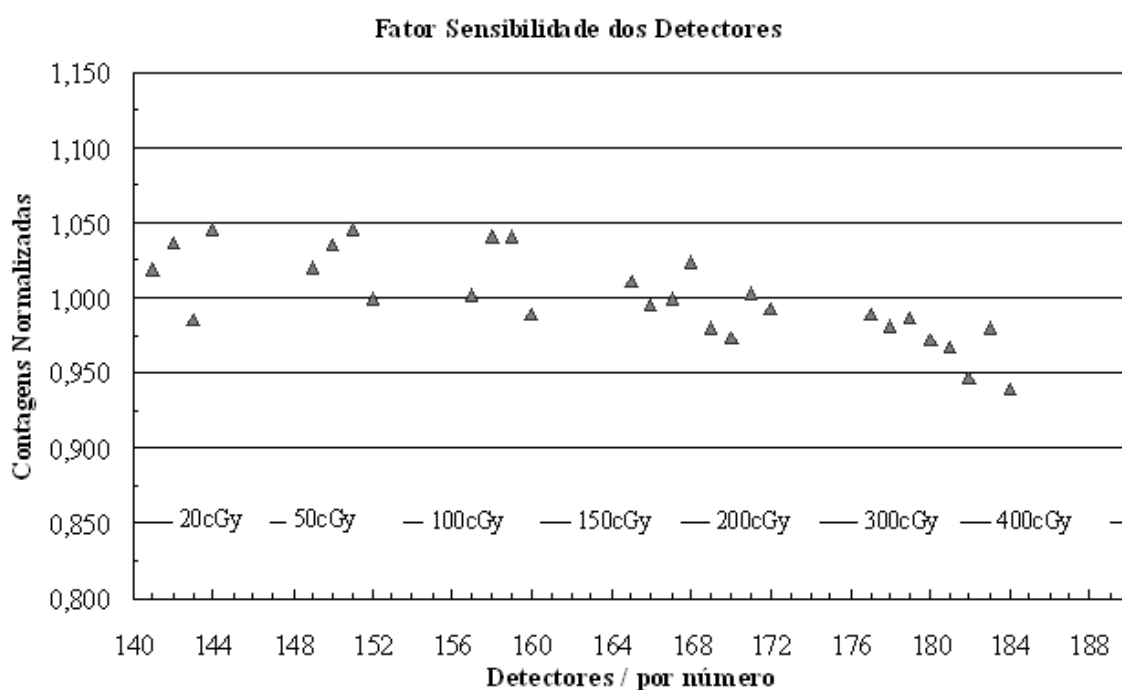


Figura 4.3. Perda da sensibilidade do detector OSL com o acúmulo da dose.

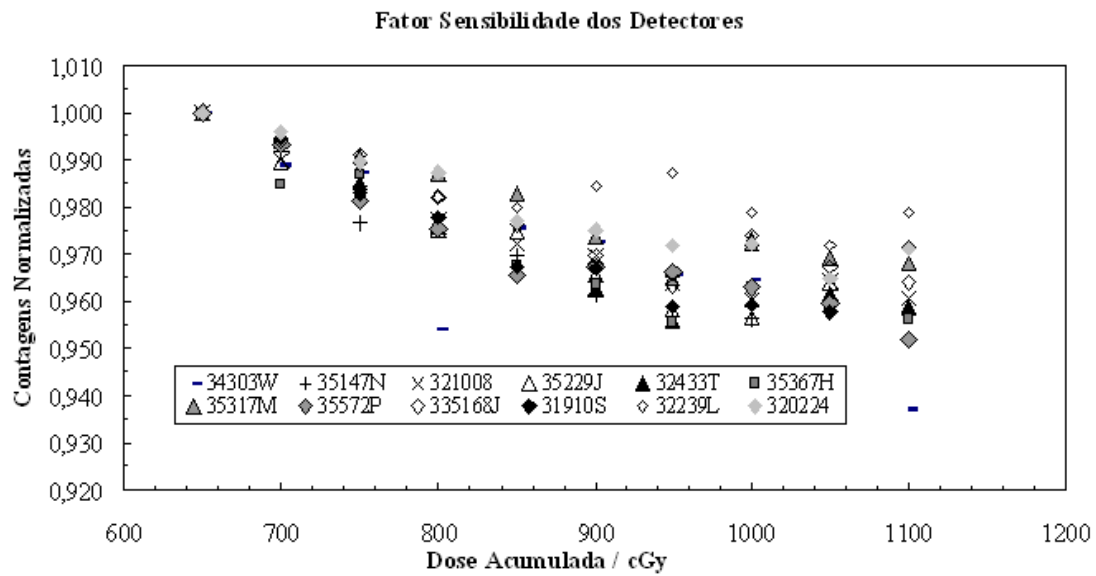


Figura 4.4. Aumento da perda da sensibilidade do detector OSL com o acúmulo da dose.

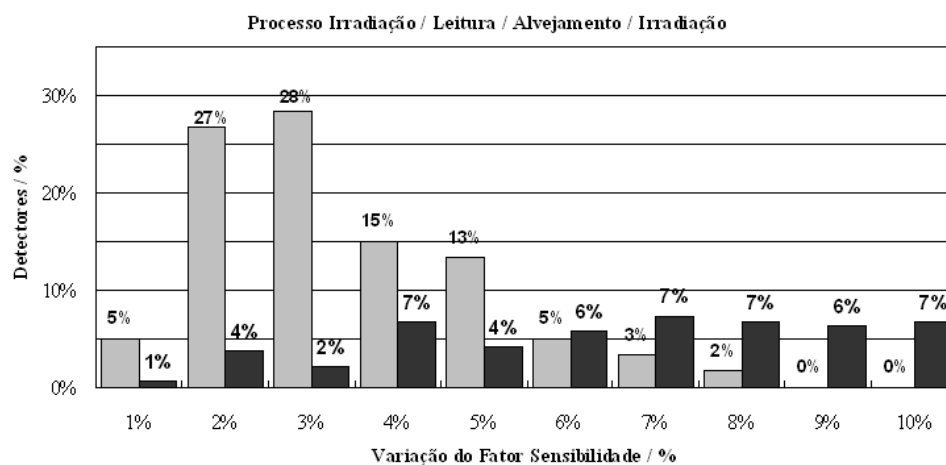


Figura 4.5. Histograma mostrando a mudança no fator de sensibilidade dos detectores OSL uma vez que se muda o método de tratamento.

4.3 O Alvejamento dos Detectores

Após algumas horas de alvejamento, os detectores OSL alcançaram contagens ao nível de dosímetros virgens. Para doses acumuladas de 0,5 Gy foram necessárias 2 horas de tratamento. Na **Figura 4.6**, são mostrados três ciclos diferentes de alvejamento, os quais mostram resultados similares. Para doses de até 10 Gy, o tempo foi de 6 horas, **Figura 4.7**.

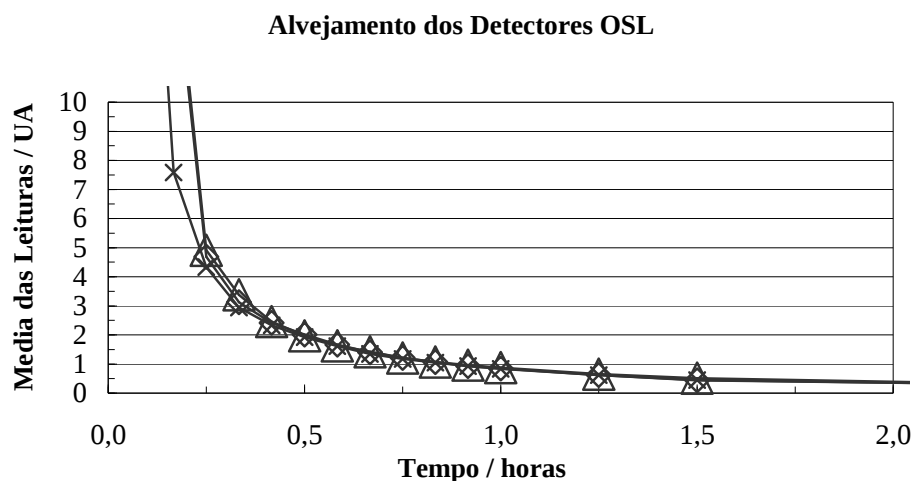


Figura 4.6. Alvejamento por duas horas em detectores irradiados com doses de até 0,5 Gy.

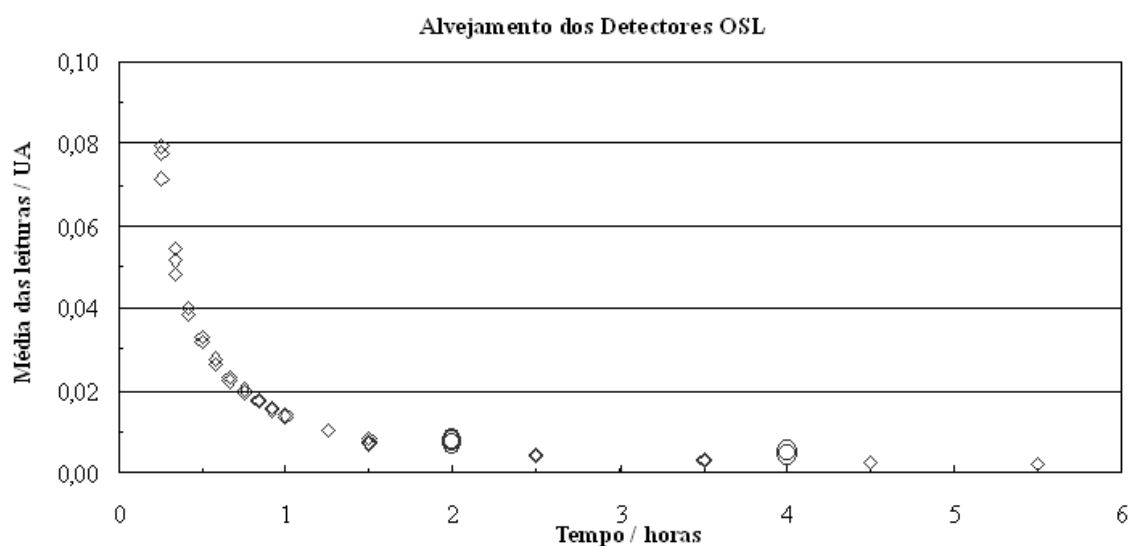


Figura 4.7. Alvejamento por seis horas em detectores irradiados com doses de até 10 Gy.

O tempo de alvejamento mostrou-se independente da sensibilidade intrínseca dos dosímetros, porém altamente dependente da dose acumulada como pode ser visto em ambos gráficos.

Os dosímetros OSL apresentaram um padrão comum na redução das contagens e mostraram uma reprodutibilidade menor que 2 % durante todo o trabalho.

4.4 Linearidade na Resposta do Dosímetro OSL

A linearidade da resposta ou a correção por não-linearidade da resposta do detector é realizada para a energia do ^{60}Co , já que a variação da resposta com a dose, para as diferentes energias, está normalizada em função dela.

Os valores da não-linearidade da resposta do dosímetro OSL para uma faixa de doses estão normalizados para uma dose padrão de 0,5 Gy. A **Tabela 1** mostra os valores de contagens para uma faixa de doses compreendida entre 0,5 e 4 Gy, com suas respectivas incertezas (S_M) relativas para um desvio padrão (1σ).

Com os dados obtidos, foram determinados os diferentes pontos que ajustados, deram origem a equação para a determinação do fator de correção devido a não-linearidade da resposta dos detectores em função da dose.

Os valores de dose administrados foram conferidos com uma câmara de ionização. O resultado mostra uma diminuição no valor do fator de correção segundo o aumento da dose.

A **Figura 4.8** mostra como resultado do ajuste linear e a equação obtida, onde, substituindo **D** pelo valor da dose avaliada pelo dosímetro irradiado, se obtém o ajuste por não-linearidade.

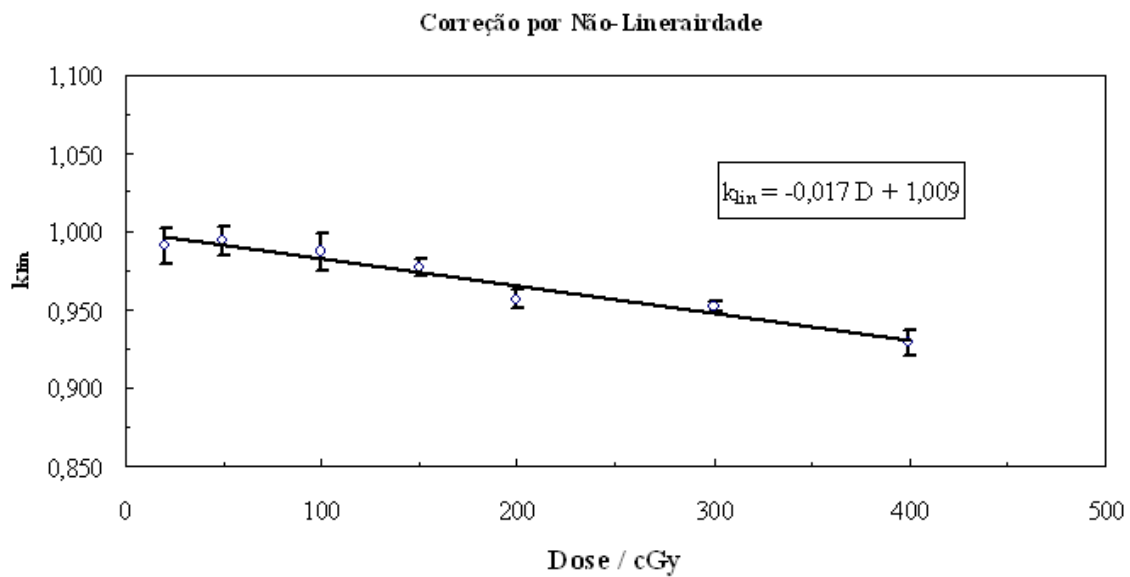


Figura 4.8. Variação do fator de correção por não-linearidade em função da dose, normalizado para 0,5 Gy.

Tabela 1. Valores do fator de correção devido a não linearidade da resposta dos dosímetros OSL, K_{lin} , em função da dose, normalizados para 0,5 Gy suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

Dose (cGy)	K_{lin}	S_M
20,30	0,997	0,012
49,90	1,000	0,009
99,50	0,993	0,012
150,30	0,983	0,006
199,90	0,963	0,006
300,30	0,958	0,003
399,60	0,954	0,008

4.5 Dependência com a Energia

A resposta dos dosímetros OSL em função da energia é mostrada na **Figura 4.9**. Como se pode observar, para valores de energia acima de 6 MV, não se evidencia de forma clara dependência com a energia. Este resultado está em completa concordância com outros trabalhos (17-19; 28, 34-35; 76).

Comparando-se estes resultados para energias entre 6 e 18 MV com a energia do ^{60}Co (1,25 MV), podemos constatar claramente que existe um decréscimo da ordem de 4 % na sensibilidade do detector para esta energia.

Em outras palavras o fator de calibração para altas energias aumenta na ordem de 4 % se comparado com o fator de calibração para o ^{60}Co .

Podemos dizer que para detectores calibrados para a energia do ^{60}Co , será necessário aplicar fator de correção por energia se fossem utilizados para avaliar dose em energias compreendidas entre 6 e 18 MV.

Este resultado sugere realizar a calibração energética do dosímetro no próprio feixe utilizado para realizar as medições. Isto implica que, não será necessário realizar correção por energia para determinar a dose no detector, desde que o dosímetro utilizado como referência para a calibração, seja irradiado na mesma energia.

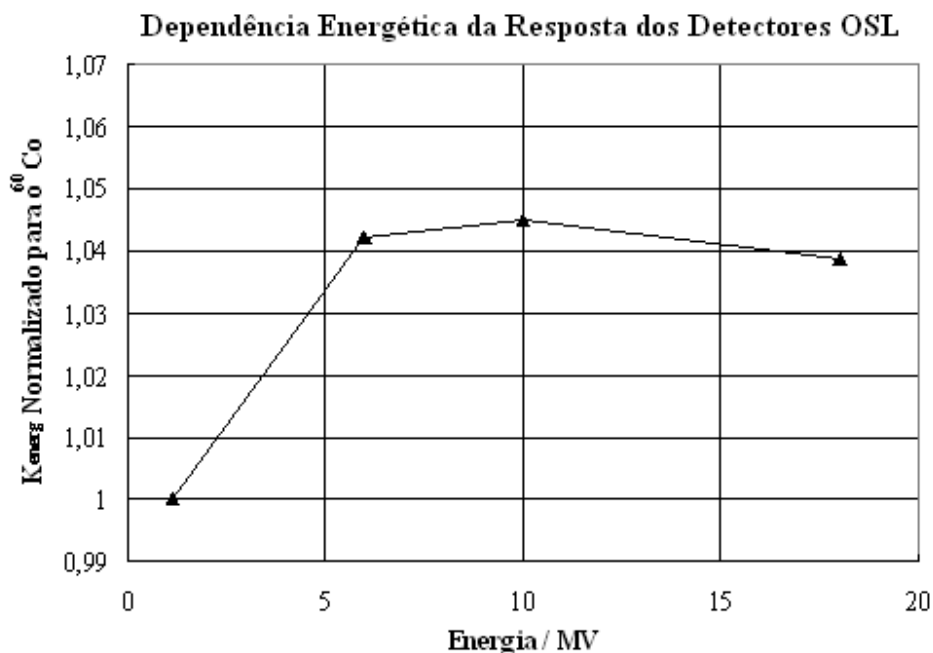


Figura 4.9. Fatores de correção para a dependência com a energia mostrada pelos detectores OSL, normalizado para a energia do ^{60}Co .

Este resultado leva necessariamente a reforçar o critério dos fabricantes dos detectores de que para altas energias de fótons (acima de 6 MV), e inclusive elétrons, a variação a respeito da dependência energética dos detectores OSL esta dentro de $\pm 1\%$.

4.6 Dependência com a Taxa de Dose

A **Figura 4.10** mostra a resposta dos dosímetros OSL em função da taxa de dose, normalizada para a resposta para uma taxa de dose nominal de 2 Gy/min.

Como pode ser visto, não se manifesta dependência alguma quando existe variação da taxa de dose. Este resultado aporta mais uma vantagem para o uso do dosímetro OSL na radioterapia uma vez que a taxa de dose pode mudar em função do tipo de tratamento.

Devido a independência da taxa de dose com o tipo de energia utilizada, o teste foi realizado apenas para a energia de 6 MV.

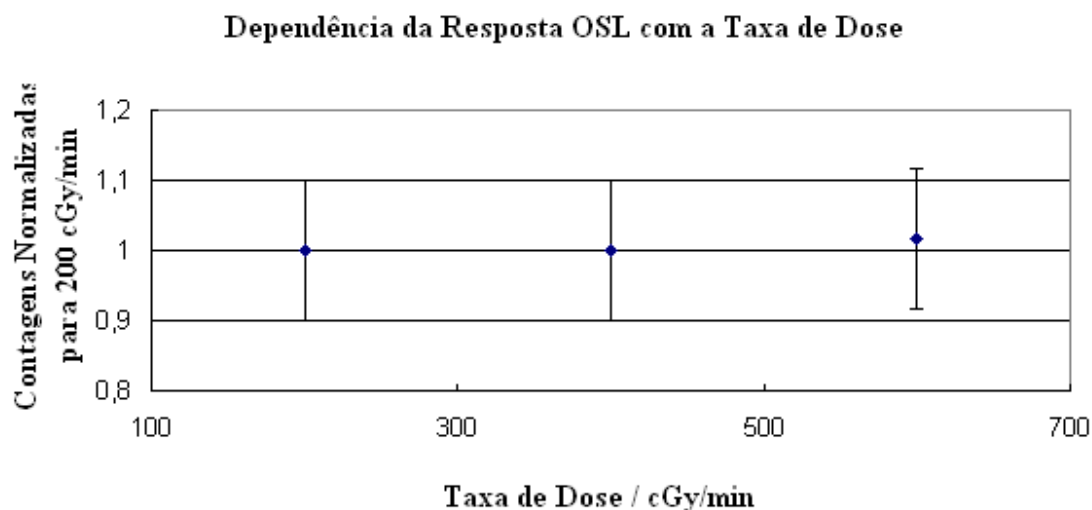


Figura 4.10. Dependência da resposta do detector OSL com a taxa de dose.

4.7 Desvanecimento do Sinal OSL

Na **Figura 4.11** mostra-se o comportamento da sensibilidade da resposta do dosímetro OSL em função do tempo decorrido após a sua exposição à radiação ionizante. O desvanecimento se mostra bastante instável nos primeiros 10 minutos, estabilizando-se após este período.

Como o objetivo do presente trabalho é a utilização dos detectores para medidas *in vivo* na radioterapia, os resultados sugerem a realização das leituras 10 minutos após a irradiação do detector. Consequentemente, para leituras entre 10 minutos e 1 hora após a irradiação do detector, a correção por desvanecimento será desprezível uma vez que o resultado da medida *in vivo* é analisado de forma imediata.

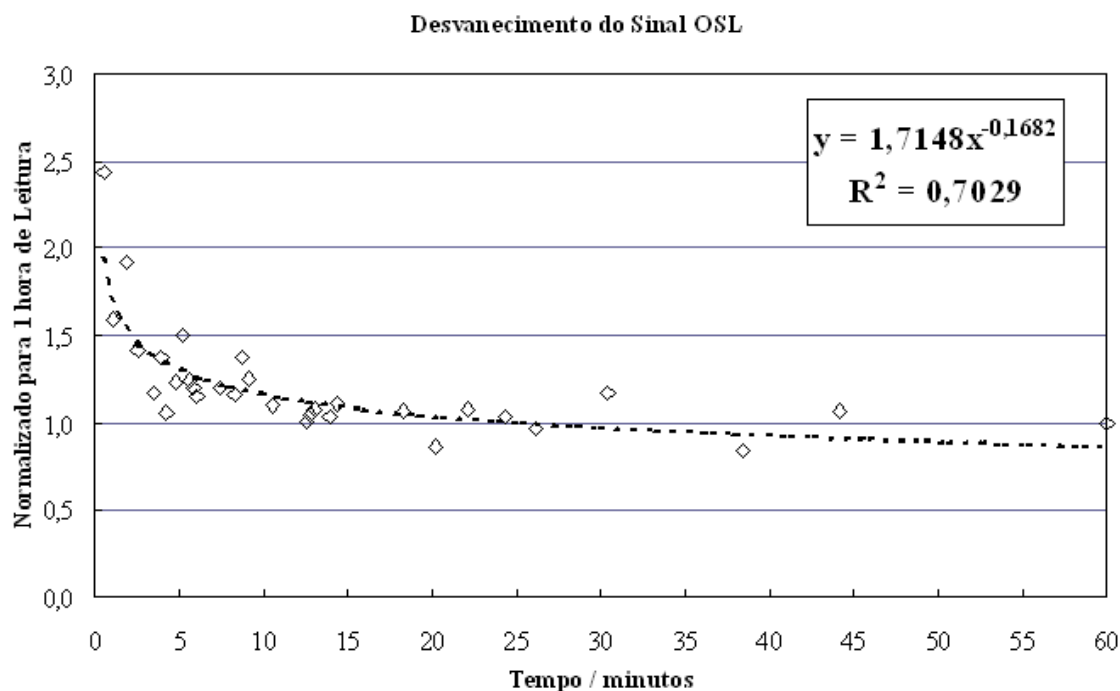


Figura 4.11. Desvanecimento do sinal OSL com o tempo.

4.8 Dependência Angular

A **Figura 4.12** e a **Figura 4.13** mostram respectivamente a variação do sinal OSL em função do ângulo de incidência do feixe de radiação para as posições *cross-plane* e *in-plane* respectivamente.

Na **Tabela 2** e **Tabela 3**, podemos ver os fatores de correção para s diferentes ângulos avaliados com seus respectivos desvios (S_M) para 1σ .

As diferenças entre os valores de correção pelo ângulo de incidência (K_{ang}), para ângulos iguais nas duas configurações é devido à influencia do cassete plástico que guarda o detector.

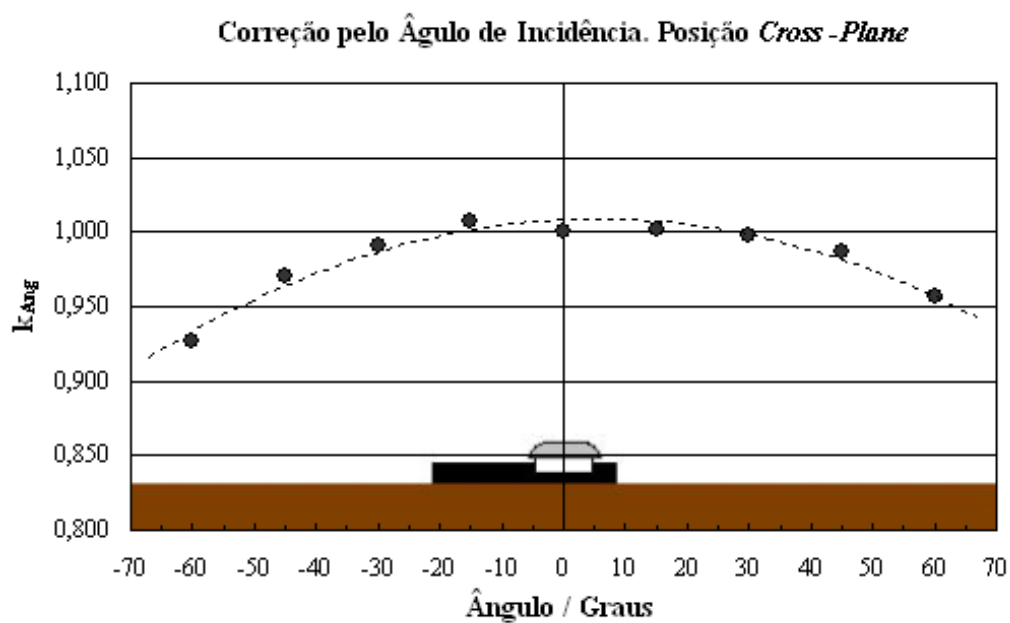


Figura 4.12. Dependência angular do detector OSL na posição “*cross-plane*”.

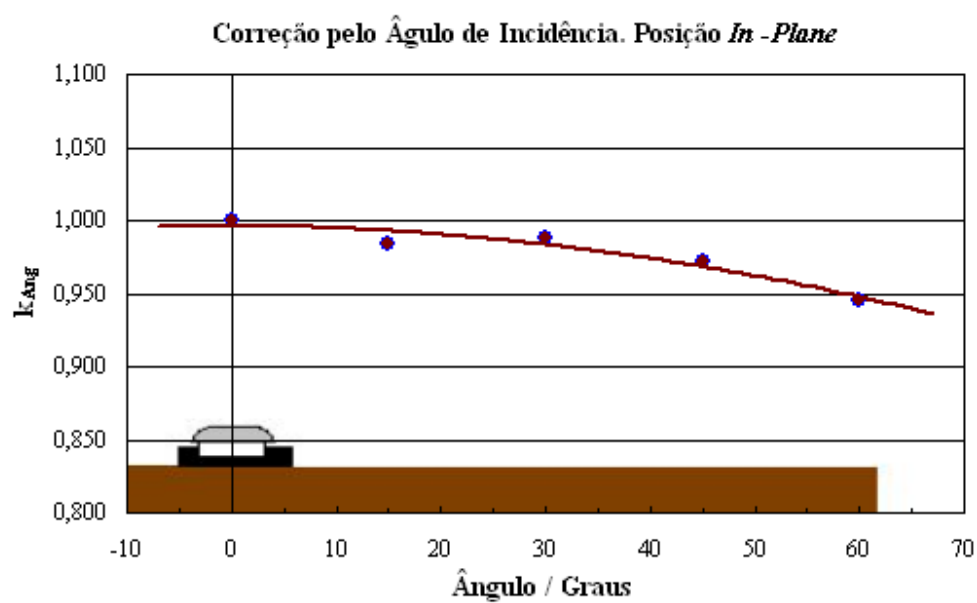


Figura 4.13. Dependência angular do detector OSL na posição “*in-plane*”.

Tabela 2. Dependência angular do detector OSL na posição “*cross-plane*”.

Ângulo	K_{ang}	S_M
-60°	0,926	0,002
-45°	0,971	0,002
-30°	0,990	0,003
-15°	1,007	0,002
0°	1,000	0,002
15°	1,002	0,002
30°	0,998	0,003
45°	0,986	0,002
60°	0,956	0,002

Tabela 3. Dependência angular do detector OSL na posição “*in-plane*”.

Ângulo	K_{ang}	S_M
0°	1,000	0,003
15°	0,984	0,001
30°	0,988	0,003
45°	0,972	0,003
60°	0,945	0,002

.9 Distância Fonte Superfície

Como esperado, os resultados do teste de dependência da resposta do detector com a distância fonte superfície mostram o comportamento padrão para este tipo de avaliação. Na **Figura 4.14**, mostramos o comportamento do detector OSL quando da variação da DFS.

Na **Tabela 4**, são apresentados os fatores de correção e seus respectivos desvios (S_M) para 1σ . OS valores se encontram normalizados para a DFS = 80 cm.

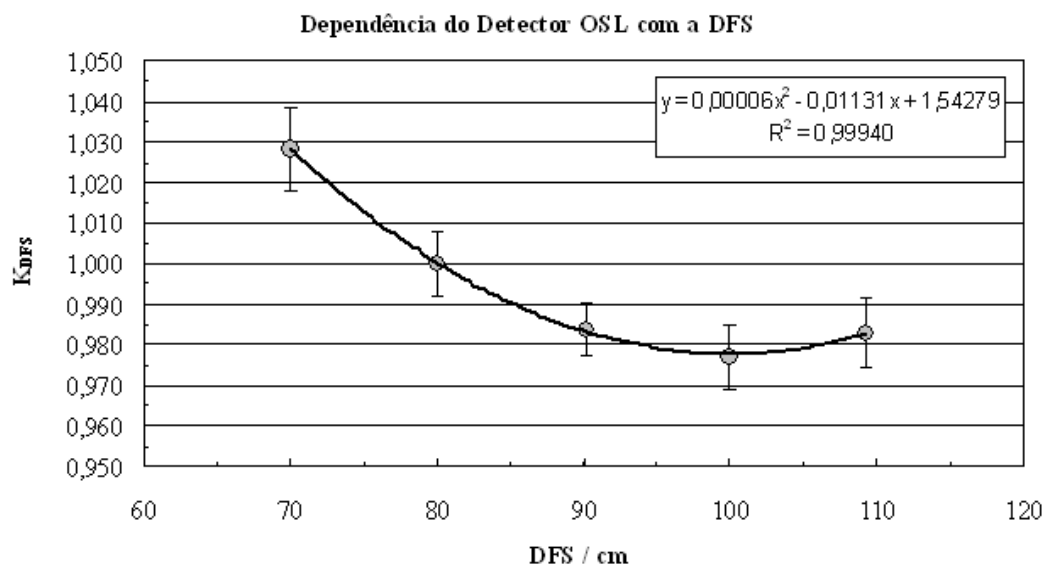


Figura 4.14. Gráfico mostra a variação da resposta do detector em função da DFS.

Tabela 4. Fatores de correção devido à variação da distância fonte superfície (DFS) e suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

DFS	K_{DFS}	S_M
70,0	1,028	0,010
80,0	1,000	0,008
90,2	0,984	0,007
100,0	0,977	0,008
109,2	0,983	0,009

4.10 Tamanho de Campo

De maneira similar ao item anterior, foram realizadas as medidas para a determinação dos fatores de correção em função do tamanho de campo utilizado.

A **Figura 4.15** mostra a equação de ajuste que permite o cálculo do fator de campo para os diferentes campos quadrados utilizados.

Os valores estão normalizados para o tamanho de campo de 10 x10 cm².

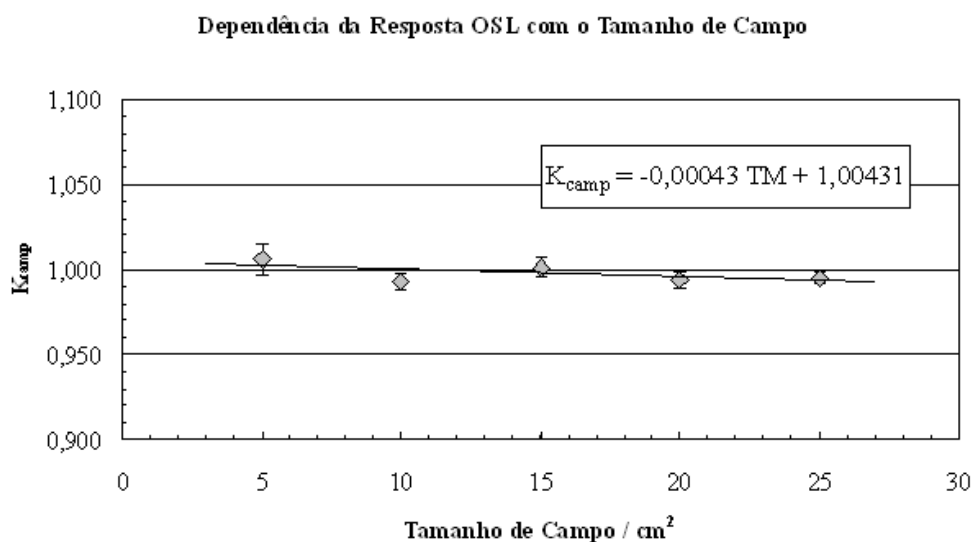


Figura 4.15. Variação da resposta do detector em função do tamanho de campo.

Na **Tabela 5**, mostramos os fatores de correção para os diferentes tamanhos de campos testados no feixe de ⁶⁰Co com seus respectivos desvios (S_M) para 1σ.

Tabela 5. Fatores de correção devido à variação do tamanho de campo K_{camp} e suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

Tamanho de Campo (cm ²)	K_{camp}	S_M
5 x 5	1,014	0,005
10 x 10	1,000	0,009
15 x 15	1,009	0,006
20 x 20	1,001	0,009
25 x 20	1,003	0,004

4.11 Fator Filtro

Na **Figura 4.16** o comportamento do fator filtro para um feixe de ^{60}Co e mostrado. Na avaliação deste fator, utilizaram-se apenas os três filtros mais comumente empregados na rotina de tratamento; 15°, 30° e 45°. A **Tabela 6** mostra os fatores de correção determinados e seus respectivos desvios (S_M) para 1σ .

Na **Figura 4.17** mostra-se o comportamento do fator filtro físico para o feixe de 6 MV. Na avaliação deste fator, utilizaram-se os filtros físicos comumente empregados na rotina de tratamento com o feixe de 6 MV; (15°, 30°, 45° e 60°). A **Tabela 7**, mostram os fatores de correção determinados para a energia de 6 MV com seus respectivos desvios (S_M) para 1σ .

O uso do filtro eletrônico para a energia de 15 MV tem a particularidade de mudar o fator de correção (fator filtro eletrônico) de forma contínua, segundo o ângulo utilizado. Devido a este fato e a complexidade do processo de medidas, optou-se pela utilização do fator filtro eletrônico utilizado no planejamento.

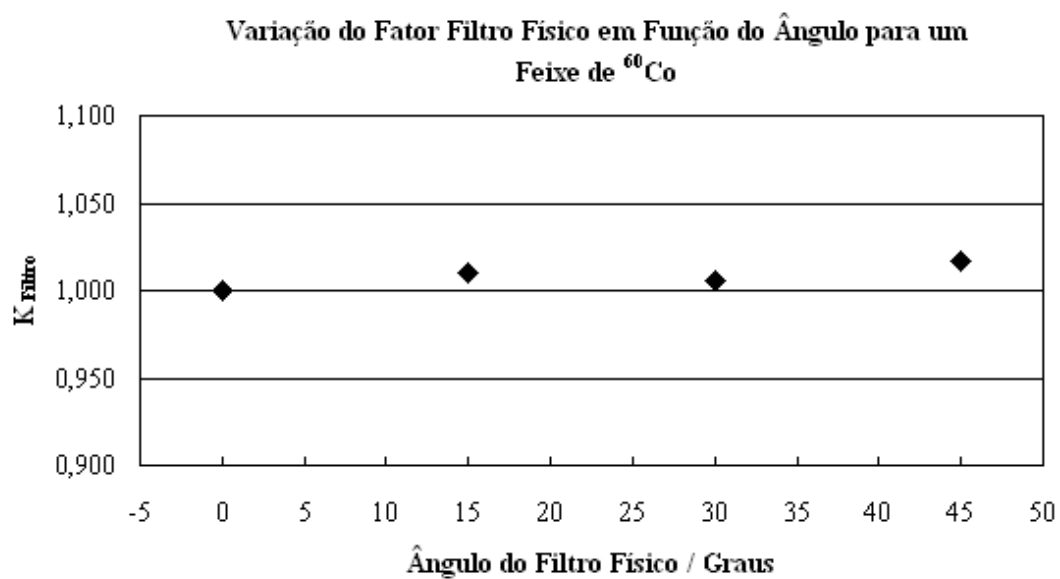


Figura 4.16. Variação da resposta do detector em função do ângulo do filtro físico num feixe de ^{60}Co .

Tabela 6. Fatores de correção para o filtro físico, K_{Filtro} , num feixe de ^{60}Co com suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

Filtro Físico	K_{Filtro}	S_M
0°	1,000	0,011
15°	1,010	0,010
30°	1,006	0,008
45°	1,017	0,007

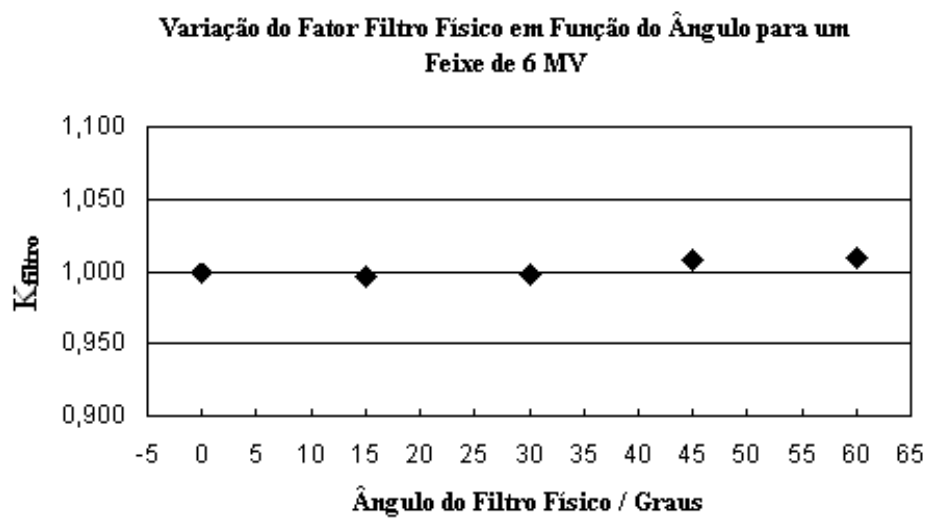


Figura 4.17. Variação da resposta do detector em função do ângulo do filtro físico num feixe de 6 MV.

Tabela 7. Fatores de correção para o filtro físico, K_{Filtro} , num feixe de 6 MV com suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

Filtro Físico	K_{Filtro}	S_M
0°	1,000	0,005
15°	0,995	0,011
30°	0,997	0,008
45°	1,008	0,006
60°	1,007	0,012

4.12 Fator Bandeja

O fator bandeja foi medido em função dos dois tipos de bandeja disponíveis: lisa e rasgada. No caso da bandeja rasgada, as medidas foram feitas visando avaliar as três possíveis posições do detector.

Na **Tabela 8**, são mostrados os diferentes fatores de correção calculados em função do tipo de bandeja e da posição do detector no caso da bandeja rasgada. São ainda mostrados os respectivos desvios (S_M) considerando um nível de confiança de 2σ .

Tabela 8. Fatores de correção para as bandejas lisa e rasgada com suas respectivas incertezas (S_M) para 1σ .

Bandeja	K_{BL}	S_M
Bandeja Lisa	1,007	0,013
Bandeja rasgada (No Acrílico)	1,007	0,013
Bandeja rasgada (No Vão)	1,017	0,013
Bandeja rasgada (Na Aresta)	1,011	0,006

4.13 Cálculo da Dose Recebida pelo Detector OSL

Uma vez que os fatores de correção por energia e por desvanecimento do sinal OSL não serão necessários, como já explicado em seus respectivos itens, a equação para o cálculo da dose com os detectores OSL é mostrada abaixo **Equação 4.1**.

$$D = \overline{M} \times N_{ca1} \times \left[\frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2 \times K_{lin} \times K_{ang} \times K_{DFS} \times K_{camp} \times K_{filtro} \times K_{BL/BR} \quad (4.1)$$

onde:

$\overline{M}$ é a média das leituras do detector utilizado;

N_{cal} fator de calibração do detector;

$\left[\frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2$ fator de correção que leva a dose medida pelo detector da superfície (dose

de entrada) para a dose na profundidade de máximo;

K_{lin} fator de correção devido à não-linearidade da resposta do detector com a dose;

K_{ang} fator de correção devido à dependência angular;

K_{DFS} fator de correção caso o detector tenha sido irradiado a uma DFS diferente à do detector de calibração;

K_{camp} fator de correção devido ao tamanho de campo utilizado;

K_{filtro} fator de correção devido ao uso de filtro em cunha ou dinâmico;

$K_{BL/BR}$ fator de correção caso seja utilizada uma bandeja lisa ou ranhurada.

4.14 Análise das Incertezas

No presente trabalho, a avaliação das incertezas é parte importante do processo de análise dos resultados encontrados. Todas as incertezas avaliadas são de caráter experimental, ou seja, os resultados estão expressos em termos globais obtidos através da propagação das incertezas relativas de cada parâmetro. Para calculá-las, utilizamos a **Equação 4.2**

$$S_M = \frac{S}{\sqrt{n}} \cdot t_{v,\alpha} \quad (4.2)$$

onde:

S é o desvio padrão

$t_{v,\alpha}$ Fator t (ou t de Student) para v graus de liberdade e um nível de significância α .

α $1 - \beta$ (β = nível de confiança: 68,27% correspondente a 1 desvio padrão)

A **Tabela 9**, mostra os resultados das incertezas para cada parâmetro avaliado. Os valores máximos das incertezas, estariam em função do uso de todos os parâmetros envolvidos no processo de cálculo da dose segundo a **Equação 4.1**. O valor máximo das incertezas calculadas estão na ordem de 2,43 % para 1σ quando utilizados todos os parâmetros. Note-se que nem sempre todos os parâmetros entram no cálculo da dose medida, quando o número deles é reduzido ao menor valor, a incerteza diminui para 1,88 % para 1σ . Devido ao caráter pontual na medida do fator de transmissão do filtro, as incertezas são mostradas para os três ângulos mais utilizados.

Tabela 9. Incertezas para cada parâmetro utilizado que pode fazer parte do calculo da dose.

Parâmetro	Incerteza S_M %
$\overline{M}$	1,59
N_{cal}	0,97
$\left[\frac{DFS - d_s}{DFS - d_{max}} \right]^2$	0,21
K_{lin}	0,12
K_{ang}	0,24
K_{DFS}	0,12
K_{camp}	0,03
K_{filtro} (filtro de 15°)	0,56
K_{filtro} (filtro de 30°)	0,90
K_{filtro} (filtro de 45°)	1,45
$K_{BL/BR}$	0,44

4.15 Testes para Medidas *in vivo* no Simulador Antropomórfico

As doses medidas com os detectores no simulador antropomórfico, D_m , com e sem máscara imobilizadora, na região da cabeça e do pescoço são comparadas com os valores calculados pelo sistema de planejamento, D_{plan} , e determinados manualmente, D_c .

A **Figura 4.18** mostra a razão entre os valores medidos com os detectores OSL e os calculados pelo sistema de planejamento e manualmente.

Evidencia-se nos resultados, uma concordância entre a dose planejada e a dose administrada, mostrando uma diferença menor do que 5%.

O resultado prova a viabilidade do detector OSL para seu uso em medidas *in vivo*. Os resultados são mostrados nas **Tabela 10** e **Tabela 11** respectivamente.

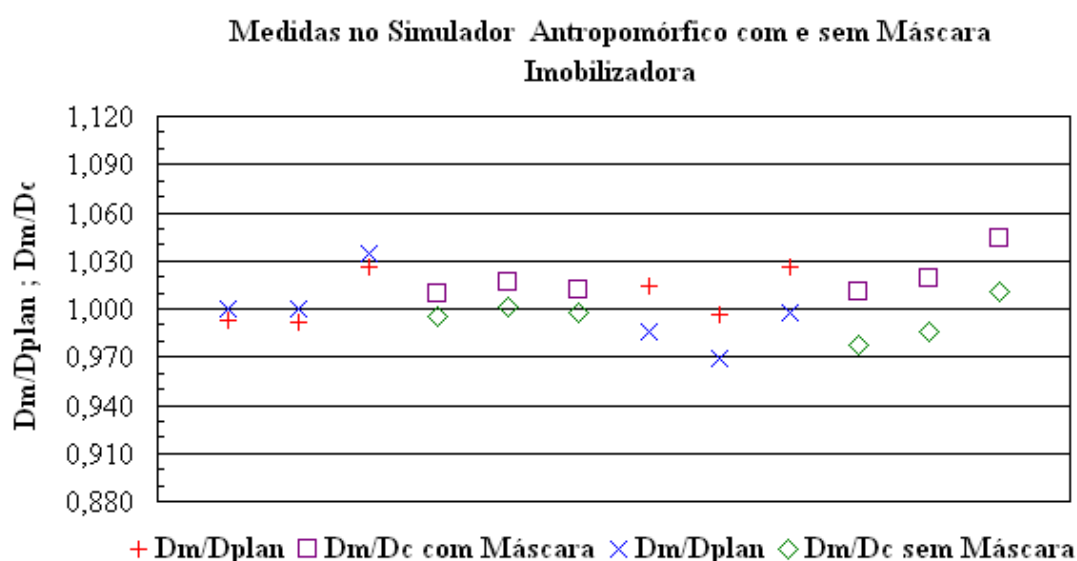


Figura 4.18. Razão das doses medidas e calculas com e sem máscara no simulador antropomórfico.

Tabela 10. Razão entre os valores de doses medidos com os detectores OSL, o sistema de planejamento e o método manual com máscara imobilizadora.

Com Máscara Imobilizadora	
D_m/D_{plan}	D_m/D_c
0,992	1,000
0,992	1,000
1,026	1,034
1,014	0,986
0,997	0,969
1,026	0,997

Tabela 11. Razão entre os valores de doses medidos com os detectores OSL, o sistema de planejamento e o método manual sem máscara imobilizadora.

Sem Máscara Imobilizadora	
D_m/D_{plan}	D_m/D_c
1,009	0,995
1,016	1,002
1,012	0,997
1,010	0,978
1,019	0,986
1,044	1,011

4.16 Medidas *in vivo*

Foram realizadas medidas *in vivo* num universo de 178 pacientes planejados, o que permitiu avaliar a dose em 375 campos de tratamento. As medidas foram realizadas em diferentes configurações anatômicas, nas regiões de: cabeça e pescoço, tórax, abdome e pélvis. O 93,87% de todos os campos medidos ficaram dentro de $\pm 5\%$ de tolerância, limite estabelecido para a razão entre a dose planejada D_{plan} e a dose medida D_m pelo detector.

O valor médio dos desvios percentuais para os dos equipamentos de ^{60}Co utilizados foi de 0,3 %. Para os feixes de 6 MV e 15 MV esta relação foi de 0,4 % e 0,1 % respectivamente. O desvio padrão de todas as medidas realizadas no feixe de ^{60}Co foi de 2,8 % para 1σ . Já as medias realizadas nos feixes de 6 MV e 15 MV mostraram resultados de 2,8 % e 2,6 % respectivamente para 1σ .

4.17 Medidas *in vivo* no feixe de ^{60}Co

Foi medida a dose de entrada em 204 campos de tratamento, correspondente ao planejamento de 99 pacientes, que foram tratados em dois aparelhos de ^{60}Co .

A **Tabela 12**, mostra os resultados das medições por unidade de tratamento, pode-se apreciar que a dose medida em 191 campos de tratamento de um universo de 204 ficaram dentro do limite de $\pm 5\%$.

Este resultado, confirma as medidas feitas com antecedência no simulador antropomórfico, ratificando a viabilidade do detector OSL para a realização de medidas *in vivo*.

Tabela 12. Total de campos medidos por pacientes e percentual de campos dentro da tolerância.

Aparelho ^{60}Co	Pacientes Tratados	Campos Medidos	Campos dentro de $\pm 5\%$	% de medidas dentro da tolerância
THC	52	87	77	88,5 %
THX	47	117	114	97,4 %
Total	99	204	191	93,6 %

A **Figura 4.19** e **Figura 4.20**, mostram os resultados das medições por unidade de tratamento. A relação dose medida D_m , dose planejada D_{plan} incluem pacientes com e sem máscara imobilizadora. A **Figura 4.21** representa um histograma de frequência absoluta para todos os detectores OSL utilizados. Evidencia-se que 93,6 % de todos os campos medidos encontram-se dentro da tolerância de $\pm 5\%$.

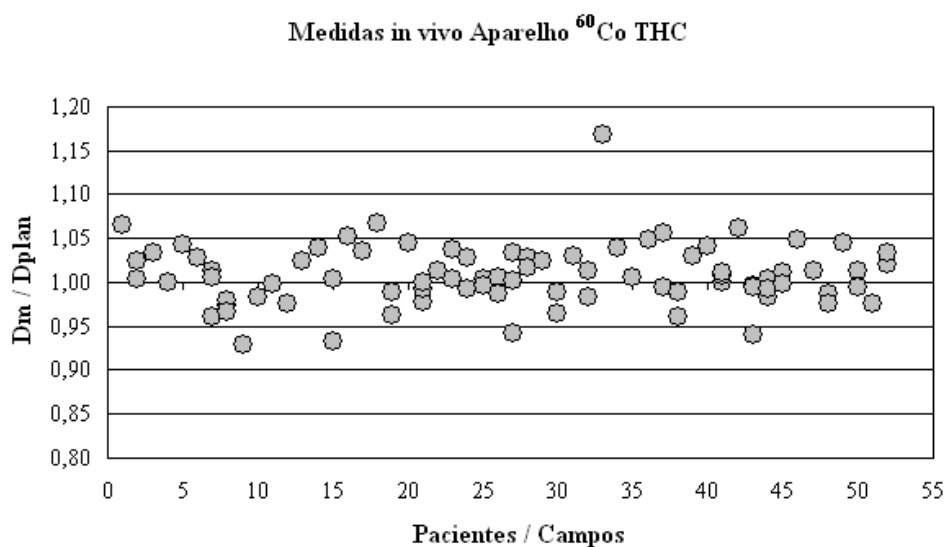


Figura 4.19. Medias *in vivo* realizadas no aparelho de ^{60}Co THC.

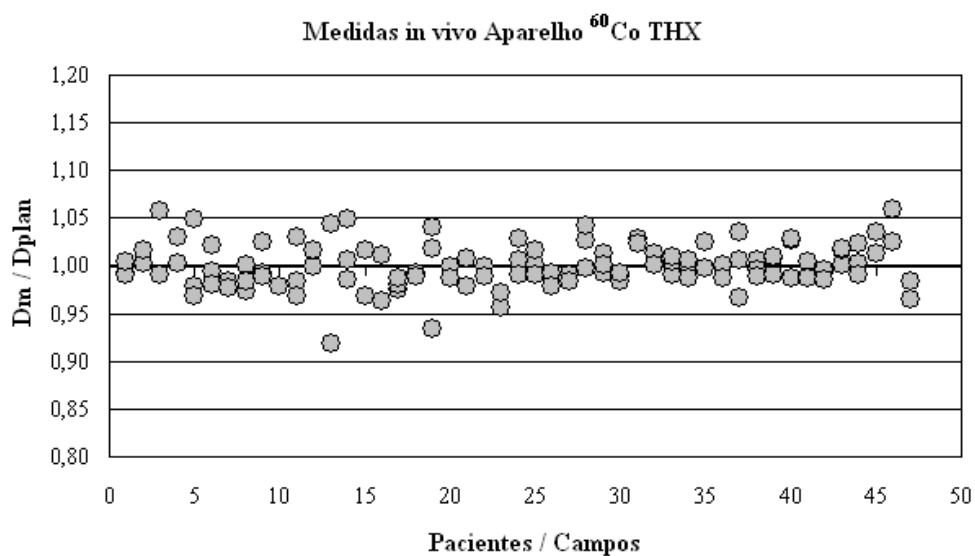


Figura 4.20. Medias *in vivo* realizadas no aparelho de ^{60}Co THX.

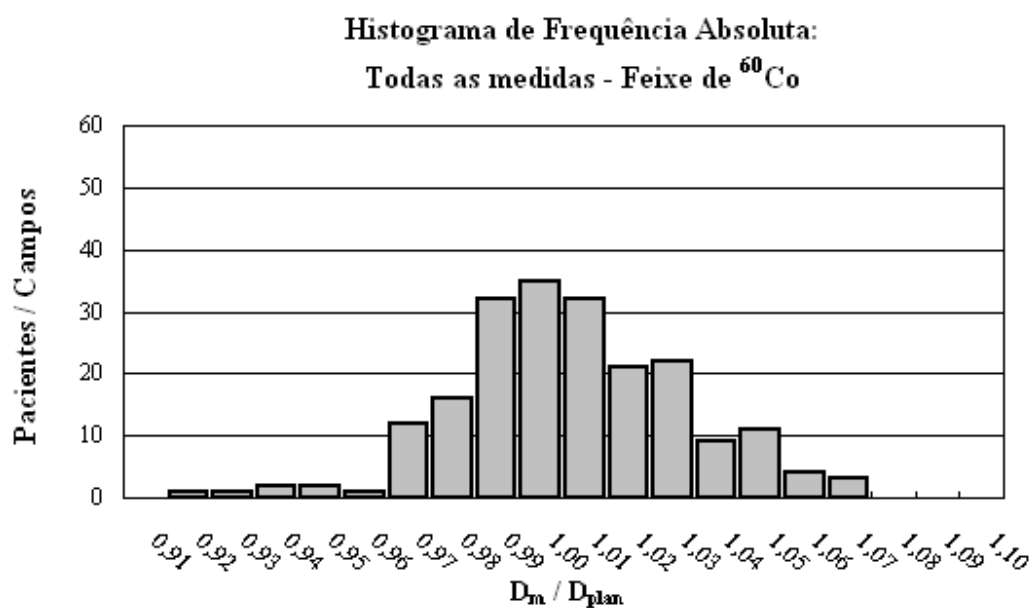


Figura 4.21. Histograma de frequência absoluta para todas as medias *in vivo* realizadas com feixes de ^{60}Co .

4.18 Medidas *in vivo* no feixe de 6 MV

Foram realizadas medidas da dose de entrada em 47 pacientes, tratados em dois aceleradores clínicos com energia de 6 MV. No total foram avaliados 81 campos de tratamento planejados, 74 no acelerador clínico Clinac 600C e 7 no Clinac 2300CD.

A **Tabela 13**, mostra os resultados das medições por unidade de tratamento, pode-se apreciar que de 81 campos de tratamento medidos, 78 ficaram dentro do limite estabelecido de $\pm 5\%$.

Tabela 13. Total de campos medidos por pacientes e percentual de campos dentro do intervalo de tolerância ($\pm 5\%$).

Feixe de 6 MV	Pacientes Tratados	Campos Medidos	Campos dentro de $\pm 5\%$	% de medidas dentro da tolerância
Clinac 600C	40	74	71	95,95 %
Clinac 2300CD	7	7	7	100,00 %
Total	47	81	78	97,97 %

A **Figura 4.22**, mostra os resultados de todas as medições (razão dose medida D_m ; dose planejada D_{plan}) realizadas para a energia de 6 MV em ambos aceleradores clínicos utilizados. 97,97 % de todos os campos medidos encontram-se dentro do limite de tolerância estabelecido.

A **Figura 4.23** mostra um histograma de frequência absoluta de todos os resultados dos detectores OSL utilizados no feixe estudado.

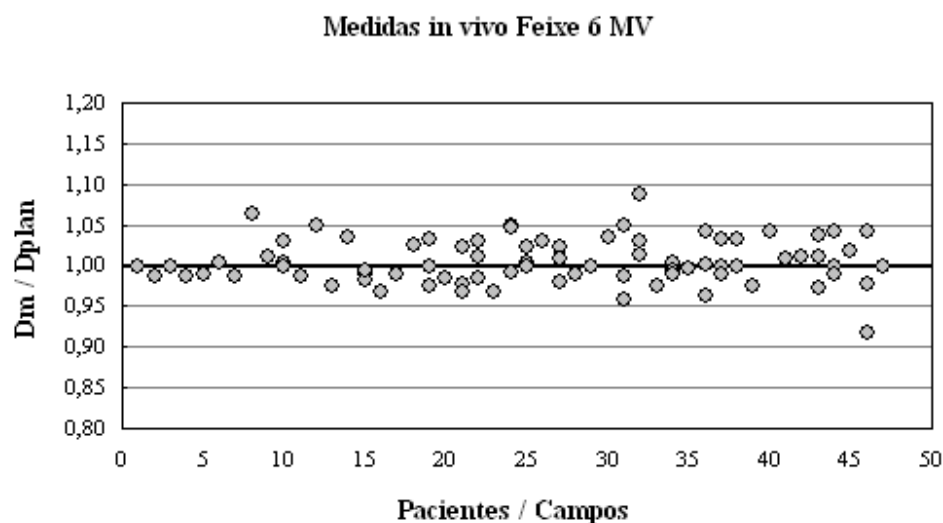


Figura 4.22. Medias *in vivo* realizadas nos aceleradores clínicos com feixes de 6 MV.

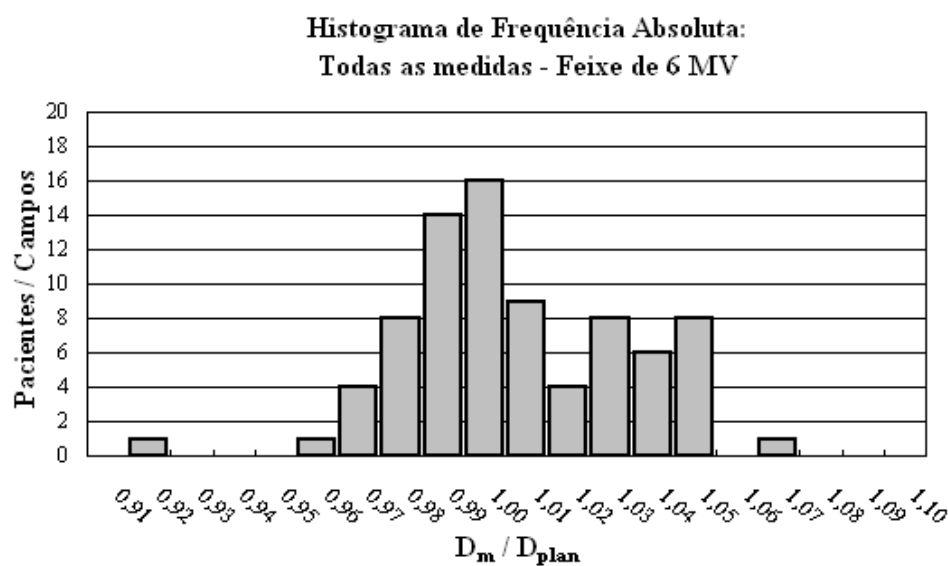


Figura 4.23. Histograma de frequência absoluta para todas as medias *in vivo* realizadas com feixes de 6MV.

4.19 Medidas *in vivo* no feixe de 15 MV

Utilizando um acelerador clínico Clinac 2300CD com energia de 15 MV, foram avaliados 90 campos de tratamento num universo de 32 pacientes tratados. A **Tabela 14**, mostra os

resultados das medições, onde pode-se apreciar que de 90 campos de tratamento medidos, 83 ficaram dentro da tolerância de $\pm 5\%$ o que significa 92,22 % de eficiência na medida com os detectores OSL.

Tabela 14. Total de campos medidos por pacientes e percentual de campos dentro da tolerância para o feixe de 15 MV.

Feixe de 15 MV	Pacientes Tratados	Campos Medidos	Campos dentro de $\pm 5\%$	% de medidas dentro da tolerância
Clinac 2300CD	32	90	83	92,22 %

A **Figura 4.24**, exibe a razão entre a dose medida D_m e a dose planejada D_{plan} para os 90 campos irradiados com a energia de 15 MV. A **Figura 4.25** mostra o histograma de frequência absoluta de todos os resultados dos detectores OSL utilizados neste feixe.

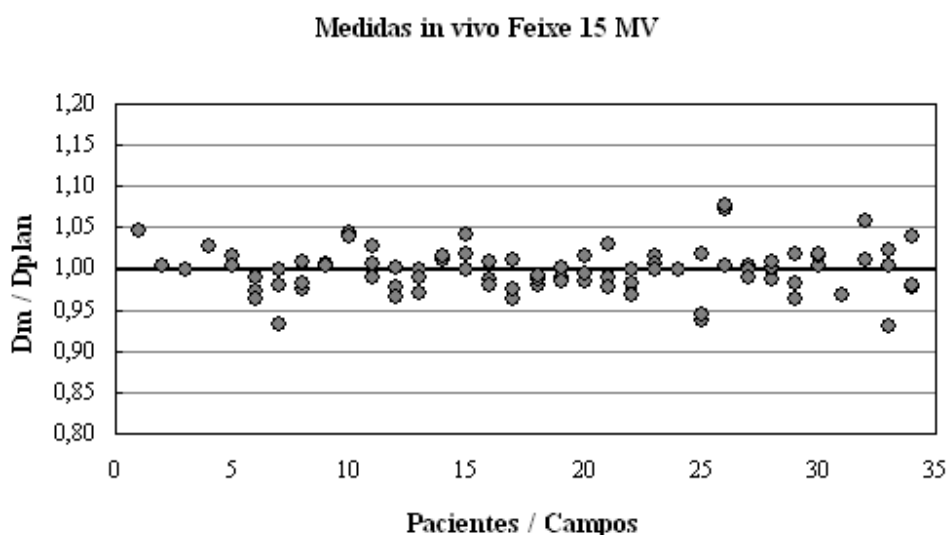


Figura 4.24. Medias *in vivo* realizadas no aceleradores clínico com feixe de 15 MV.

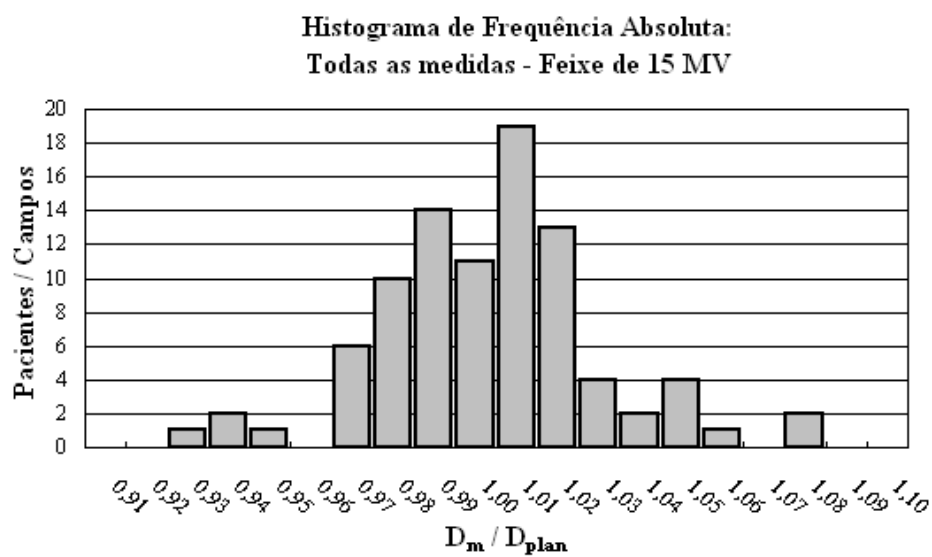


Figura 4.25. Histograma de frequência absoluta para todas as medias *in vivo* realizadas com feixe de 15 MV.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos validam a possibilidade de se utilizar os detectores opticamente estimulados, OSL, para a realização de medidas *in-vivo* em radioterapia uma vez que:

O dosímetros OSL avaliados mostraram uma resposta eficaz nos diferentes testes a que foram submetidos, principalmente no que se refere à estabilidade do sinal luminoso, o que permite se ter uma confiança no resultado obtido

O sistema InLight™ da Landauer Inc. como um todo (leitora e dosímetros OSL) mostrou-se viável para seu uso em diferentes medidas dosimétricas em radioterapia uma vez que os resultados, comparados com câmara de ionização e/ou com o sistema de planejamento, mostram um ótimo desempenho e concordância dentro do limite de tolerância estabelecido de $\pm 5\%$.

A maioria das medidas que ficaram fora do limite de tolerância estabelecido foram resultado de detectores deslocados de suas posições durante a entrega da dose, o que fez com que a irradiação do mesmo não acontecesse no centro do campo nem com a capa de equilíbrio eletrônico posicionada corretamente

A independência da resposta dos dosímetros com as diferentes energias utilizadas sugere que o fator de calibração pode ser gerado a partir do próprio feixe utilizado, evitando, assim, o uso de fatores de correção.

A estabilidade do sistema e uma ótima resposta linear dos detectores para a faixa de dose e energias usadas em radioterapia fazem deles fortes candidatos para a realização de medidas *in-vivo* em radioterapia. A sua utilização, considerando os presentes resultados, pode convertê-lo, inclusive, em uma boa opção para medições em outras áreas da dosimetria clínica.

A grande vantagem que o sistema OSL apresenta, quanto à rapidez na obtenção dos resultados, é que permite a correção da dose de tratamento durante o intervalo entre duas aplicações, o que ajuda a diminuir o percentual de erros na entrega total da dose terapêutica.

Recomendamos a realização futura de novas medidas *in vivo* com o intuito de reforçar os resultados obtidos no presente trabalho e de estabelecer o uso da dosimetria OSL como um método rotineiro de avaliação da dose de tratamento calculada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ICRU REPORT 24. *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures*, ICRU Publications, Washington DC, 1976.
2. DISCHE S, SAUNDERS MI, WILLIAMS C, HOPKINS A, AIRD E. *Precision in reporting the dose given in a course of radiotherapy*. *Radiother Oncol*, **29**: 287-293, 1993.
3. ICRU REPORT 50. *Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones*, Sociedad Española de Física Médica, Noviembre, 1999.
4. VIAMONTE MARIN, A., *Desenvolvimento de um sistema dosimétrico postal para uso em programas de qualidade em radioterapia com feixes de fótons em condições de não referência*. Tese de Mestrado, IRD. Rio de Janeiro, RJ. 2003.
5. TRS-398. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2000.
6. JAKOB VAN DYK. The modern technology of radiation oncology. A compendium for medical physicist and radiation oncologists. *Madison, WI: Medical Physics Publishing*, pp 19-50, 1999.
7. GRAY J.E. OSL, *Dosimetry for the Twenty-First Century*. First RCM on development of procedures for in-vivo dosimetry in radiotherapy (e2-rc-982.1). IAEA. 4 – 8, April 2005.
8. HUYSKENS D.P., BOGAERTS R., VERSTRAETE J., LÖÖF M., NYSTRÖM H., FIORINO C., BROGGI S., JORNET N., RIBAS M., THWAITES D.I.. *Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose)*. ESTRO booklet No. 5, first edition 2001.
9. REPORT OF TASK GROUP 62 OF THE RADIATION THERAPY COMMITTEE. *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy*. AAPM report No. 87, February 2005

10. VIEGAS, C.C.B., *Dosimetria in vivo com uso de detectores semicondutores e termoluminescentes aplicada ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço*. Tese de Mestrado, UFRJ. Rio de Janeiro, RJ. 2003
11. ESSERS M. AND MIJNHEER B.J. *In vivo dosimetry during external photon beam radiation therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;**43**(2): 245-259
12. BARTHE J., MARINELLO G., POLLACK J., et al., *New Automatic fast reader for powder or sintered pellets used in medical physics. Radiation Protection Dosimetry*. Vol. 34 No. ¼ pp. 261-263 (1990). Nuclear Technology Publishing.
13. HELEN M. FERGUSON, GEOFFREY D. LAMBERT AND ROGER M. HARRISON. *Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam radiotherapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997;**38**(4): 899-905.
14. SOUBRA M AND CYGLER J. *Evaluation of a dual bias dual metal oxide silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter*. Med. Phys. **21**(4), April 1994.
15. HALVORSEN P.H. *Dosimetric evaluation of a new design MOSFET in vivo dosimeter*. Med. Phys. **31**(1), January 2005.
16. GRAY J.E. *OSL, Dosimetry for the Twenty-First Century*. First RCM on development of procedures for in-vivo dosimetry in radiotherapy (e2-rc-982.1). IAEA. 4 – 8, April 2005.
17. JURINIC P.A. *Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements*. Med. Phys. **34** (12), December 2007.
18. AZNAR M.C. et al. *Real-time optical-fibre luminescence dosimetry for radiotherapy: Physical characteristics and application in photon beams*. Phys. Med. Biol. **49**, 1655-1669 (2004).
19. YUKIHARA E.G., YOSHIMURA E.M., LINDSTROM T.D., AHMAD S., TAYLOR K.K. AND MARDIROSSIAN G. *High-precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin Al₂O₃:C dosimeters*. Phys. Med. Biol. **50** 5619-5628 (2005).

20. ANDERSEN C.E., MARCKMANN C.J. AND AZNAR M.C. *An algorithm for real-time dosimetry in intensity-modulated radiation therapy using the radioluminescence signal from $Al_2O_3:C$* . Radiat. Prot. Dosim. **120**, 7-13 (2006).
21. ANTONOV-ROMANOSVSKII, V.V., KEIRUM-MARCUS, I.F., POROSHINA, M.S., TRAPEZNIKOVA, Z.A., 1956 . *IR Stimulable phosphors*. In: Conference of the Academy of Sciences of the USSR on the Peaceful uses of Atomic Energy, Moscow, 1955. USAEC Report AEC-tr-2435, pp. 239-250.
22. BRÄUNLICH, P., SCHAFER, D., SCHARMANN, A., 1967. *A simple model for thermoluminescence and thermally stimulated conductivity of inorganic photoconducting phosphors and experiments pertaining to infra-red stimulated luminescence*. In: Proceedings of the First International Conference on Luminescence Dosimetry, Stanford, June 1965. USAEC, pp. 57-73.
23. SANBORN, E.N., BEARD, E.L. *Sulfides of strontium, calcium, and magnesium in infrared-stimulated luminescence dosimetry*. Proceedings of the first international conference on luminescence dosimetry pp. 183-191. 1967
24. HUNTLEY, D.J., GODFREY-SMITH, D.L., THEWALT, M. L. W., *Optical dating of sediments*. Nature 313, 105-107. 1985.
25. BØTTER-JENSEN L., MCKEEVER S.W.S. AND WINTLE A.G. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*. Elsevier Science B.V, Amsterdam. 2003.
26. MCKEEVER S.W.S. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B **184**, 29-54 (2001).
27. AKSELROD M.S. et al., *Highly sensitive thermoluminescent anion-defect $\alpha-Al_2O_3:C$ single crystal detectors*. Radiat. Prot. Dosim. **33**. 119-122 (1990).
28. AKSELROD, M. S., et al., *Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry*. Radiat. Meas. (2007), doi: 10.1016/j.radmeas.2007.01.2004.
29. JUSTUS B.L, POWLOWICH K.J, MERRITT C.D, HOUSTON A.L., *Optically and Thermally Stimulated Luminescence Characteristics of Cu^{++} -doped Fused Quartz*. Radiat. Prot. Dosim. 81 5-10 1999.
30. JUSTUS B.L., MERRITT C.D., POWLOWICH K.J., HOUSTON A.L., RYCHNOVSKY S. *Optically and Thermally Stimulated Luminescence Dosimetry Using Doped Fused Quartz*. Radiat. Prot. Dosim. 84 189-192 1999.

31. HUSTON A.L., JUSTUS B.L., FALKENSTEIN P.L., MILLER R.W., NING H., ALTEMUS R.; *Remote Optical Fibre Dosimetry*. Nucl. Instr. Meth. B 184 55-77 2001.
32. POLF J.C., MCKEEVER S.W.S., AKSELROD M.S., HOLMSTROM S. *A Real Time Fibre Optic Dosimetry System Using Al₂O₃ Fibres*. Radiat. Prot. Dosim. 100 301-304 2002.
33. RANCHOUX G., MAGNE S., BOUVET J.P., FERDINAND P. *Fibre Remote Optoelectronic Gamma Dosimetry Based on Optically Stimulated Luminescence of Al₂O₃:C*. Radiat. Prot. Dosim. 100 255-260 2002.
34. YUKIHARA E.G., MCKEEVER S.W.S. *Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine*. Phys. Med. Biol. 53 (2008) R351-R379
35. VIAMONTE A., DA ROSA L.A.R., BUCKLEY L.A., CHERPAK A. AND CYGLER J.E. *Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system*. Med. Phys. 35 (4), 1261-1266, April 2008.
36. BUBE R.H., *Photoconductivity*. (New York: Wiley), 1960.
37. YUKIHARA E.G., MCKEEVER S.W.S. *Spectroscopy and optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C using time-resolved measurements*. J. Appl. Phys. **100** 083512, 2006.
38. YUKIHARA E.G., WHITLEY V.H., MCKEEVER S.W.S., AKSELROD A.E. AND AKSELROD M.S. *Effect of high-dose irradiation on the optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C*. Radiat. Meas. **38** 317-330. 2004.
39. YUKIHARA E.G., WHITLEY V.H., POLF J.C., KLEIN D.M., MCKEEVER S.W.S., AKSELROD A.E. AND AKSELROD M.S. *The effects deep trap population on the thermoluminescence of Al₂O₃:C*. Radiat. Meas. **37** 627-638. 2003.
40. MCKEEVER S.W.S., BØTTER-JENSEN L., AGERSNAP LARSEN N AND DULLER G.A. *Temperature dependence of OSL decay curves: experimental and theoretical aspects*. Radiat. Meas. **27** 161-170. 1997
41. AKSELROD M.S AND GORELOVA E.A. *Deep traps in highly sensitive α -Al₂O₃:C TLD crystals*. Nucl. Tracks. Radiat. Meas. **21** 143-146. 1993.
42. RIEKE, J.K. AND DANIELS F. *Thermoluminescence studies of aluminum oxide*. J. Phys. Chem. 61, 629-633. 1957.

43. BUCKMAN W.G. *Aluminium oxide thermoluminescence properties for detecting radiation*. Health Phys. 22, 402. 1972.
44. MCDOUGALL R.S. AND RUDIN S. *Thermoluminescent dosimetry of aluminium oxide*. Health Phys. 19, 281-283. 1970.
45. MEHTA S.K. AND SENGUPTA S. *Gamma dosimetry using $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:Si,Ti}$ thermoluminescent phosphor*. Phys. Med. Biol. 21. 955-964. 1976.
46. OSVANY M. BIRO T. *Aluminium oxide in TL dosimetry*. Nucl. Instrum. Methods. 175, 60-61. 1980.
47. LAPRAZ D, et al. *Some termoluminescence of an $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ sample*. Phys. Stat. Sol. (a) **108**, 783-794. 1988.
48. POKORNY P. AND IBARRA A. *On the origin of the thermoluminescence of $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:Cr,Ni}$* . Phys. Condens. Matter 5, 7387-7396. 1994.
49. MCKEEVER S.W.S. et al. *Pulsed optically stimulated luminescence using $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$* . Radiat. Prot. Dosim. 65, 267-272. 1996
50. AKSELROD M.S AND MCKEEVER S.W.S. *A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence*. Radiat. Prot. Dosim. 81, 167-176. 1999.
51. LEE K.H. AND CRAWFORD J.H. *Electron centers in sigle crystal Al_2O_3* . Phys. Rev. B 15, 4065-4074. 1977
52. EVANS B.D AND STAPELBROEK M. *Optical properties of the F^+ centre in crystalline Al_2O_3* . Phys. Rev. B 18, 7089-7098. 1978.
53. BOSS A.J.J. *High sensitivity thermoluminescence dosimetry*. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B **184**, 3-28. 2001.
54. MOBIP P., ANGYINGI E. AND SANDISONG. *Comparison of the energy-response factor of LiF and Al_2O_3 in radiotherapy beams*. Radiat. Prot. Dosim. **119**, 497-499. 2006.
55. BOSS A.J.J, et al. *Optically and thermally stimulated luminescence characteristics of MgO:tb^{3+}* . Radiat. Prot. Dosim. **119**, 130-133. 2006.
56. EVANS B.D. et al. *Optical properties of lattice defects in Al_2O_3* . Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. **B 91**, 258-262. 1994.
57. SANDERSON D.C.W AND CLARK R.J. *Pulsed photostimulated luminescence of alkali feldspars*. Radiat. Meas. **23**, 633-639. 1994.

58. BULUR E. *An alternative technique for optically stimulated luminescence (OSL) experiment*. Radiat. Meas. **26**, 639-650. 1996.
59. BØTTER-JENSEN. *Luminescence techniques: instrumentation and methods*. Radiat. Meas. **27**, 749-768. 1997.
60. PERKS C.A et al. *Introduction of the InLight monitoring service*. Radiat. Prot. Dosim. **125**, 220-223. 2007.
61. ANDERSEN C.E et al. *Development of optical fibre luminescence technique for real time in vivo dosimetry in radiotherapy*. Int. Symp. On Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. (Vienna: IAEA) pp 353-360. 2003.
62. HUSTON A.L. *Optically stimulated luminescence glass optical fibre dosimeters*. Radiat. Prot. Dosim. **101**, 23-26. 2002.
63. GAZA R. et al. *Near-real-time radiotherapy dosimetry using optically stimulated luminescence of $Al_2O_3:C$: mathematical models and preliminary results*. Med. Phys. **32**, 1094-1102, 2005.
64. GAZA R. et al. *A fiber-dosimetry method based on OSL from $Al_2O_3:C$: for radiotherapy applications*. Radiat. Meas. **38**, 809-812, 2004.
65. IAEA – TECDOC–1151. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. OIEA, Viena, 2000.
66. IAEA – TECDOC – 989. *Quality Assurance in Radiotherapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1997.
67. RAMANI R et al. *Clinical dosimetry using MOSFETs*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **37**, 954-964, 1997.
68. PEET D.J AND PRYOR M.D. *Evaluation of a MOSFET radiation sensor for the measurements of entrance surface dose in diagnostic radiology*. Brit. J. Radiol. **72**, 562-568, 1999.
69. LAUD W.U et al. *A diamond detector in the dosimetry of high energy electrons and photon beams*. Phys. Med. Biol. **44**, 2183-2192, 1999.
70. BEDDAR A.S et al. *Cherenkov light generated in optical fibres and other light pipes irradiated by electrons beams*. Phys. Med. Biol. **37**, 925-935, 1992.

71. BEDDAR A.S et al. *Water-equivalent plastic scintillation detectors for high energy beam dosimetry: I Physical characteristics and theoretical considerations*. Phys. Med. Biol. **37**, 1833-1900, 1992.
72. FRANK HERBERT ATTIX., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc, 1986.
73. BLACKBURN`S., *Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*. Medical Physics Publishing Corporation. Madison, Wisconsin. 1989.
74. BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY., *Central Axis Depth Dose Data for use in Radiotherapy*. Supplement 25. British Institute of Radiology. London, 1996.
75. SCHEMBRI V. AND HEIJMEN B.J.M., *Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminium oxide $Al_2O_3:C$ for film dosimetry in radiotherapy*. Med. Phys. **34**, 2113-2118, 2007.
76. YUKIHARA E.G et al. *Evaluation of $Al_2O_3:C$ optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters for passive dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy*. Med. Phys. **35**, 260-269, 2007.
77. LANZL L. H., *The Rando Phantom and its Medical Applications*, Department of Radiology - The University of Chicago, Illinois, USA, ARL Inc., 1973.
78. VIEGAS C.C.B et al. *Tratamento Óptico de Dosímetros de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) usados em Radioterapia*. Anais do XIII Congresso Brasileiro de Física Médica. Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil. Julho 2000.