

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
DOSIMÉTRICO POSTAL PARA USO EM
PROGRAMAS DE QUALIDADE EM
RADIOTERAPIA COM FEIXES DE
FÓTONS EM CONDIÇÕES DE NÃO
REFERÊNCIA**



Autor:

Alfredo Viamonte Marin

Orientadores:

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Anna Maria Campos de Araujo

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO POSTAL PARA
USO EM PROGRAMAS DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA COM FEIXES
DE FÓTONS EM CONDIÇÕES DE NÃO REFERÊNCIA.**

Alfredo Viamonte Marin

TESE SUBMETIDA À COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO DO INSTITUTO DE
RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA DA COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA
NUCLEAR COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA OBTENÇÃO
DO GRAU DE MESTRE EM RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA.

Aprovada por:

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD

Dr^a. Maria Helena da Hora Marechal
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD

Dr^a. Anna Cecília P. de Azevedo
Fundação Oswaldo Cruz

Dr^a. Linda Viola Ehlin Caldas
Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

29 DE ABRIL DE 2003

MARIN, ALFREDO VIAMONTE

Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para uso em Programas de Qualidade em Radioterapia com Feixes de Fótons em Condições de Não Referência. [Rio de Janeiro] 2003

XI, 118 p. 29,7 cm (IRD/CNEN, M.Sc., Radioproteção e Dosimetria, 2003)

Tese – Comissão Nacional de Energia Nuclear, IRD

1. Condições de Não Referência.
2. Dosimetria Termoluminescente.
3. Teleterapia
4. Controle da Qualidade.

I. IRD/CNEN II. Título (série)

À memória do meu Avô;
ele sempre confiou em
mim.

À minha esposa Odalys
e ao meu filho Alfredo
Alejandro, pelo tempo
sacrificado.

A meus pais pelo apoio
incondicional.

Ao meu irmão por sua
torcida silenciosa.

Quando se fecham
todas as portas aos erros,
corre-se o risco
de se deixar a verdade
de fora.

Rabin Denab Tagore

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é o fruto de muitas colaborações, assim gostaria de agradecer a todos os que, de uma forma ou de outra, ajudaram a realizá-lo. Mesmo que direta ou indiretamente, todos tiveram uma grande importância no início e finalização do projeto.

Gostaria de agradecer antes de tudo a Deus, por me permitir ser, saber e fazer.

A meu orientador, professor Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, pela orientação certa, compreensão, amizade e sobretudo pela confiança que sempre depositou em mim.

A Anna Maria Campos Araújo, pela confiança depositada, a orientação e pelo seu apoio maternal e incondicional.

A Rodolfo, esse grande amigo e irmão. Tudo começou graças a você.

A Delano V. Batista e Lúcia Helena Bardella, dois maravilhosos profissionais e, também, meus irmãos de alma, pela ajuda e suporte incondicional, sem os quais, nada, absolutamente nada, teria dado certo.

A Telpo pela ajuda, idéias, sugestões e pelos gratos e bons momentos.

A Claudio C. B. Viegas, meu grande parceirão, amigo e irmão, pelas idéias, a ajuda constante, o grande esforço e os bons momentos cheios de cachaça. Poucas vezes se acha um amigo de verdade, em todo sentido, e em pouco tempo.

A meu patrício, Dr. Andrés R. Papa, pela confiança e ajuda.

Ao Dr. Miguel F. Guizzardi, pela grande ajuda e apoio.

A Luis Eduardo, mais um grande amigo, pela paciência e ajuda a qualquer hora.

Ao pessoal da Área de Qualidade na Radioterapia do INCA, Eliane, Ricardo, Tatiana, pela grande amizade e pelos bons momentos.

Ao pessoal todo do setor da Física Médica do INCA, pela ajuda incondicional e grande amizade.

Ao pessoal do DEFISME do IRD pela ajuda.

Aos professores da pos-graduação do IRD, pelo ensino e os conhecimentos.

Ao pessoal da Mecânica do IRD, pelas correrias e pelo bom trabalho.

A minha esposa Odalys e meu filho Alfredo Alejandro, pela confiança, compreensão, apoio e incentivos constantes. Sem vocês minha vida seria simplesmente nada.

Aos meus pais, Migdalia e Valentin por me demonstrarem que nada é mais certo do que um dia atrás do outro.

A minha Avó, por seu grande amor e confiança em mim

A meu irmão Ivan, mesmo na dele, ele torce por mim.

A minha sogra Emelina e minha cunhada Moraima, obrigado por tanta ajuda desde os bastidores.

Aos meus primos Tony e Luisa Maria, por seu sempre apoio incondicional.

A minhas Tias Tina e Hortênsia, pela torcida.

A Macho e Daisy, meus grandes amigos, pela confiança e ajuda.

A minha grande amiga Tania la negra, por sua torcida incessante, mesmo estando tão longe.

Ao IRD pelo suporte financeiro e pela oportunidade.

Ao INCA pelo suporte, a oportunidade e a grande ajuda.

Ao Brasil, meu grande e lindo Brasil, pelo grande privilégio.

Resumo da Tese apresentada ao IRD/CNEN como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO POSTAL PARA USO EM PROGRAMAS DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA COM FEIXES DE FÓTONS EM CONDIÇÕES DE NÃO REFERÊNCIA.

Alfredo Viamonte Marin

Abril / 2003

Orientadores: Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Anna Maria Campos de Araújo

Departamento: DEFISME

Em radioterapia, é recomendada uma exatidão melhor que $\pm 5\%$ na administração da dose absorvida no volume alvo, quando se deseja a erradicação do tumor primário. Assim, considerando-se que o objetivo fundamental da radioterapia é a erradicação total do tumor, com o menor dano possível aos tecidos saudáveis, é necessário que se tenha uma grande certeza sobre a dose administrada ao paciente a diferentes profundidades e com diferentes configurações. Para tanto, um programa de controle da qualidade em radioterapia por parte dos órgãos regulatórios e programas nacionais de padronização, faz-se necessário, devendo constar de tal programa a avaliação postal da dosimetria do feixe terapêutico.

No Brasil, programas postais de controle da qualidade em radioterapia, nas denominadas condições de referência, já vêm sendo executados. Contudo, é necessário ampliá-los, de modo a contemplar as condições de não referência. Neste trabalho desenvolve-se um sistema dosimétrico postal com o uso de dosímetros termoluminescentes, tipo TLD-100 em pó, para o uso no controle da qualidade em radioterapia, na condição de não referência para feixes de fótons. Os resultados obtidos demonstram a adequação dele às medidas em questão.

Abstract of Thesis presented to IRD/CNEN as a partial fulfillment of requirements for the degree of Master in Science (M.Sc.)

DEVELOPMENT OF A POSTAL DOSIMETRIC SYSTEM FOR QUALITY ASSURANCE PROGRAMS IN RADIOTHERAPY USING FOTONS BEAMS IN NON REFERENCES CONDITIONS.

Alfredo Viamonte Marin

April / 2003

Advisors: Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Anna Maria Campos de Araújo

Department: DEFISME

In radiotherapy, to cure the primary tumor, the absorbed dose delivered at the target volume should have an accuracy better than $\pm 5\%$. As the basic aim in radiotherapy is the eradication of the primary tumor with the smallest possible damage to the healthy tissues, it is necessary to guarantee that the dose delivered to the patient in different depths and treatment configurations has the right accuracy. For this reason, a quality control program should be carried out by regulatory authorities and national standardization programs including postal evaluation of the beam dosimetry are also necessary. Since many years Brazil is running a postal quality control program in radiotherapy in reference conditions. Nevertheless it should be increased to include also measurements in non reference conditions. In this paper we present a new dosimetric postal system using thermoluminescent dosimeters (TLD-100 in powder) for photon beams quality control in radiotherapy, in non reference conditions. This system has been checked and applied in different units, confirming its adequacy to the proposed measurements.

ÍNDICE

Introdução	1
 CAPÍTULO I - ASPECTOS TEÓRICOS	
 1.1 A Dosimetria Termoluminescente	4
1.1.1 Modelo Simples de Emissão Termoluminescente	4
1.1.2 Materiais Termoluminescentes	5
1.1.3 A Curva de Emissão Termoluminescente	6
1.1.4 O Fluoreto de Lítio. LiF:Mg,Ti	7
1.1.5 Características do Fluoreto de Lítio	8
1.1.5.1 Resposta Termoluminescente em Função da Dose Absorvida	8
1.1.5.2 Sensibilidade	9
1.1.5.3 Dependência com Energia dos Fótons Absorvidos	9
1.1.5.4 Tratamentos Térmicos	10
1.1.5.4.1 Tratamento Térmico Pré-irradiação a Alta Temperatura	10
1.1.5.4.2 Tratamento Térmico Pré-irradiação a Baixa Temperatura	11
1.1.5.4.3 Tratamento Térmico durante o Processo de Leitura	12
1.1.5.4.4 Taxa de Aquecimento durante a Leitura	13
1.1.5.4.5 Temperatura durante o Processo de Irradiação	14
1.1.5.5 Desvanecimento	14
1.1.6 Vantagens e Desvantagens do Fluoreto de Lítio	14
1.1.6.1 Vantagens	14
1.1.6.2 Desvantagens	15
1.1.7 A Leitora dos Dosímetros Termoluminescentes	15
 1.2 Grandezas Físicas e Parâmetros Dosimétricos Utilizados	16
1.2.1 Exposição	16
1.2.2 Dose ou Dose Absorvida	16
1.2.3 Distância Fonte Superfície	16

1.2.4 Porcentagem de Dose em Profundidade, PDD	17
1.2.5 Planura e Simetria	17
1.2.6 Fator Filtro	18
1.2.7 Fator Bandeja	18
1.2.8 Tamanho de Campo	18
1.2.9 Qualidade do Feixe	19
1.3 Rastreabilidade das Medidas	19

CAPÍTULO II - MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Materiais	20
2.1.1. Dosímetros TL	20
2.1.2 Forno e Estufa	21
2.1.3 Conjunto Câmara-Eletrômetro	22
2.1.4 Fonte de Radiação Utilizada	22
2.1.5 Fantoma e Suporte	23
2.1.6 O Sistema Leitor	23
2.1.7 Sistema de Cálculo	24
2.2 Método	25
2.1.1 Desenvolvimento de Suportes para o uso do Sistema Postal	25
2.2.2 Preparação do Dosímetro TL	29
2.2.3 Calibração do Dosímetro TL	29
2.2.4 Leitura dos Dosímetros TL	30
2.2.5 Irradiação dos Dosímetros TL	31
2.2.6 Determinação do Fator de Calibração e Fatores de Correção	41
2.2.6.1 Fator de Calibração do Lote de Pó	42
2.2.6.2 Fator de Correção Devido à Dependência da Resposta do Dosímetro TL com a Energia	42

2.2.6.3 Fator de Correção Devido à não Linearidade da Resposta do Dosímetro TL em Relação com a Dose	42
2.2.6.4 Fator de Correção Devido ao Desvanecimento da Resposta do Dosímetro TL em Função do Tempo	43
2.2.7 Determinação dos Parâmetros em Condições de Não Referência	44
2.2.7.1 Dose na Profundidade de Referência	44
2.2.7.2 Planura e Simetria	46
2.2.7.3 Fator Filtro	46
2.2.7.4 Fator Bandeja Lisa	47
2.2.7.5 Dose para Tamanho de Campo Retangular.....	47
2.2.7.6 Dose em Profundidade	48
2.2.7.7 Índice de Qualidade do Feixe	48
2.2.8 Desenvolvimento da Planilha de Cálculo Excel	48
 CAPÍTULO III - RESULTADOS E DISCUSSÕES	
3.1.1 Calibração dos Feixes	50
3.1.2 Características da Resposta do Dosímetro TL	52
3.1.2.1 Repetitividade	52
3.1.2.1 Reprodutibilidade	52
3.1.3 Fator de Correção por Energia	54
3.1.4 Fator de Correção por Não Linearidade	55
3.1.5 Fator de Correção por Desvanecimento	56
3.1.6 Influência do Suporte e Cápsulas com o Pó TL nas Medidas	57
3.1.7 Resultados dos Diferentes Parâmetros Avaliados	60
 CAPÍTULO IV - CONCLUSÕES	
	72
 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	
	74
 ANEXOS	
	78

INTRODUÇÃO

Há pouco mais de um século do descobrimento das radiações ionizantes, o seu uso contínuo com fins terapêuticos vem aumentando e aperfeiçoando-se cada vez mais. Na radioterapia e, mais especificamente na teleterapia, é muito importante o controle das doses administradas aos pacientes. Portanto, existe a necessidade de um método que verifique o quão corretas estão as condições de irradiação. O método deve ser prático e simples de aplicar, de modo tal que não interfira na rotina de trabalho dos serviços de radioterapia. Estes métodos de verificação e controle das doses são conhecidos como Controle da Qualidade. Eles, de alguma forma, estão presentes em todas as instituições que têm serviços de radioterapia.

Na publicação 24 da *International Commission on Radiation Units* [1] é recomendado que “A evidência disponível para certos tipos de tumores aponta 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”. Portanto, sabendo que o objetivo fundamental da Radioterapia é a erradicação total do tumor com o menor dano possível aos tecidos sadios, é necessário que se tenha uma grande certeza sobre a dose administrada ao paciente a diferentes profundidades e com diferentes configurações.

Os controles da qualidade em Radioterapia são freqüentes e comuns. Um dos métodos utilizados para a verificação dos parâmetros que fazem parte do esquema de tratamento é a dosimetria física. Esta utiliza dosímetros tipo câmara de ionização para medida de dose em diferentes configurações e profundidades [2-6]. Contudo, ainda é possível a utilização de dosímetros termoluminescentes (dosímetros TL ou TLD) com o mesmo objetivo [7-11]. O uso do material termoluminescente como dosímetro na Medicina teve seu início a partir de 1950 com os trabalhos de Daniels e Wilkins na Universidade de Wisconsin nos Estados Unidos. Embora no início o método não tenha sido utilizado como rotina devido a seu alto custo, ele foi-se desenvolvendo aceleradamente até nossos dias [12]. Hoje é comum o uso de TLD na verificação de dose em feixes de fótons e elétrons. A grande maioria dos países com um alto nível de desenvolvimento na radioterapia possui programas de avaliação

postal envolvendo o uso de dosímetros TL. Os resultados publicados até hoje confirmam que os sistemas postais de avaliação usando dosimetria termoluminescente são mais uma ferramenta para a verificação do índice de exatidão na administração da dose nos pacientes de radioterapia [7-11].

O termo Controle da Qualidade na radioterapia envolve muitos aspectos que vão desde o paciente até o aparelho a ser usado e tem como princípio que cada detalhe no processo é importante. A dosimetria é um dos aspectos fundamentais na garantia da qualidade, especificamente a dosimetria física, que é quem garante toda uma série de parâmetros que permitem realizar um tratamento com radiação em ótimas condições.

O controle da qualidade em radioterapia pode ser definida como “o conjunto de ações características do processo da radioterapia que repercutem em sua capacidade para satisfazer as necessidades declaradas ou implícitas do cuidado ao paciente” [13]. Cada instituição toma suas próprias decisões em termos de equipamentos e procedimentos de controle da qualidade. Mesmo assim, hoje em dia existem vários programas estabelecidos e padronizados para diferentes países ou regiões [3-6,13], os quais exigem um mínimo de requisitos básicos a serem cumpridos por todos. Nos aspectos físicos do controle da garantia da qualidade, a maioria das instituições no Brasil segue o protocolo de garantia da qualidade TEC DOC – 1151 [13] e outros protocolos de dosimetria publicados pela Agencia Internacional de Energia Atômica (IAEA) [4-6].

No ano 2000 teve início no Instituto Nacional de Câncer (INCA) um ambicioso projeto com vista a padronizar a radioterapia no país. Como parte deste projeto surgiu o Programa de Controle da Qualidade em Radioterapia e dentro deste o sistema de auditoria postal usando dosímetros termoluminescentes. Seu objetivo era verificar apenas a dose fornecida em condições de referência para fótons [14].

No presente trabalho são acrescentados outros parâmetros a serem testados como parte do conjunto de ações que conformam os diferentes testes de controle da qualidade na radioterapia, cujo objetivo principal é o fornecimento ao paciente de uma dose certa com o menor grau de incerteza possível.

Existem dois termos fundamentais quando se usa dosímetros TL para testar parâmetros de um aparelho de irradiação, as denominadas condição de referência e condição de não referência.

O termo condição de referência é utilizado quando se mede um valor de dose padronizado, geralmente 2 Gy, e a qualidade do feixe utilizado por meio da relação da dose a 10 e 20 cm de profundidade em água, este último especificamente para aceleradores lineares. A dose se determina na profundidade de referência que, por sua vez, depende da energia do feixe. Estes valores de dose são medidos no eixo central do feixe, utilizando um campo de irradiação de 10 x 10 cm². O termo condição de não referência é utilizado desde que se realizem outras medidas em condições diferentes das acima mencionadas. Podem ser medidas dentro ou fora do eixo central do feixe, a profundidades diferentes e colocando diferentes dispositivos como filtros, bandejas lisas, etc no caminho do feixe.

Considerando que à maioria das avaliações são feitas com o suporte proposto pela IAEA [9], e que o mesmo pode levar a erros no posicionamento do dosímetro TL, decidiu-se pela criação de um novo suporte que fosse prático, evitando os erros de posicionamento e que, ao mesmo tempo fosse útil para avaliar diferentes parâmetros dosimétricos do feixe em questão. Assim, este trabalho tem como objetivo implantar dentro do serviço de dosimetria postal do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN) e do laboratório de dosimetria postal da Área de Qualidade em Radioterapia (AQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA), as avaliações de dose em condições de não referência para feixes de fótons, utilizando Fluoreto de Lítio, dopado com Mg e Ti. O TLD-100 foi escolhido devido às características altamente eficientes demonstradas durante muitos anos de uso [12,15].

CAPÍTULO I

ASPECTOS TEÓRICOS

1.1 A Dosimetria Termoluminescente.

A dosimetria termoluminescente é hoje em dia mais um método de verificação dos procedimentos dosimétricos usados na radioterapia. Implica no uso de dosímetros TL como uma ferramenta de controle para conferir a boa qualidade dos aspectos dosimétricos de um tratamento. Embora no presente trabalho esses dosímetros tenham sido utilizados em água (material tecido equivalente) para a avaliação de diferentes parâmetros que influenciam o tratamento radioterápico diário, eles também podem ser usados para a realização de dosimetria *in vivo*, medidas em proteção radiológica e doses ambientais. A dosimetria TL tem demonstrado a sua eficácia ao longo dos anos tanto para feixes de fótons como para elétrons. O uso da mesma pode revelar erros cometidos durante o processo de planejamento e administração da dose aos pacientes.

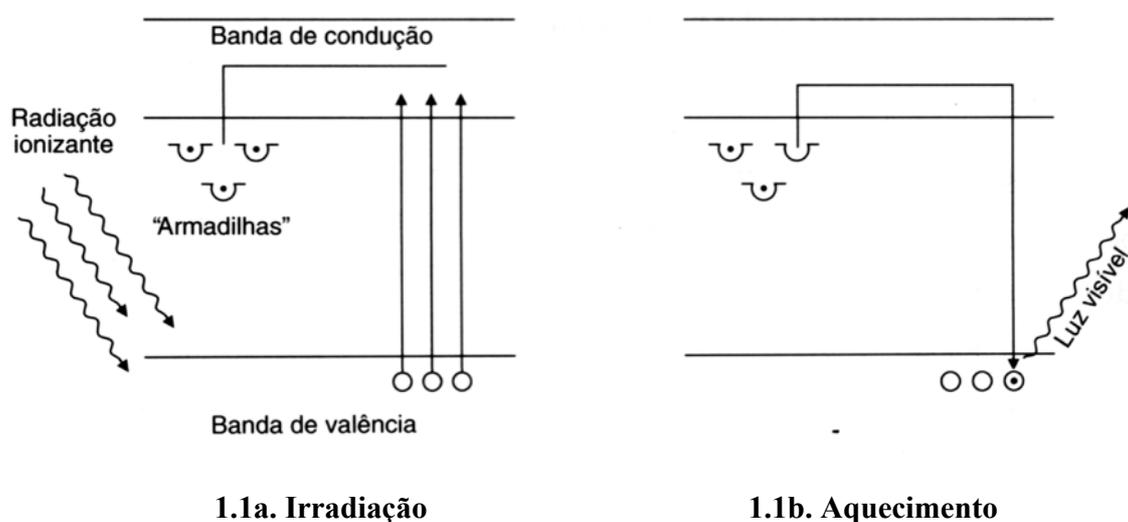
1.1.1 Modelo Simples de Emissão Termoluminescente.

A termoluminescência é uma parte do processo coletivo conhecido como “Fenômeno Termicamente Estimulado” e é, na sua essência, a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado. Mesmo que só uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no dosímetro TL seja emitida como luz [16], a quantidade de luz emitida será proporcional à energia da radiação absorvida pelo material termoluminescente. Este fenômeno pode ser descrito através da existência de dois estágios fundamentais, a saber: Estágio 1, a perturbação do sistema em equilíbrio levando-o para um estado metaestável; e Estágio 2, o relaxamento do sistema termicamente estimulado trazendo de volta o equilíbrio do sistema. No primeiro estágio, a radiação ionizante apresenta-se como protagonista da alteração no sistema e, no segundo, há a emissão de luz, luminescência, como resultado do relaxamento do sistema durante o retorno à estabilidade. O objetivo central da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo [12].

Este fenômeno pode ser explicado em termos das “armadilhas para elétrons ou buracos” através do modelo de bandas de energia: os materiais termoluminescentes possuem, em

geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução, vazia. Entre elas, uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos a elétrons e por isso denominada banda proibida [16].

A radiação ionizante faz com que os elétrons da banda de valência passem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e acabar caindo em uma das armadilhas, **Figura 1.1a**. Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas “armadilhas” adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência. Como resultado dessa “arrumação”, há emissão de luz **Figura 1.1b** [12].



Figuras 1.1a e 1.1b. Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia.

1.a. O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução.

1.b. Quando aquecido, o elétron retorna à banda de valência, havendo emissão de luz.

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar à sua condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, o aquecimento até uma temperatura superior à de leitura a fim de que todos os elétrons e buracos retornem aos seus estados iniciais [16].

1.1.2 Materiais termoluminescentes.

Na natureza existem diferentes materiais termoluminescentes, mas para serem considerados para o uso prático precisam possuir algumas características importantes [16,17], entre elas, as fundamentais:

- Ter uma resposta linear para um amplo intervalo de dose.
- Ter uma resposta pouco dependente da energia dos fótons.
- Apresentar alta sensibilidade mesmo para doses pequenas.
- Ter uma resposta estável, mesmo sob condições climáticas diferentes.
- Ser reprodutível, mesmo para pequenas doses.
- Ter uma curva de emissão simples com um único pico bem resolvido.

É claro que nenhum material termoluminescente reúne todas as características anteriormente mencionadas. Sendo assim, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficiente possível, vários materiais vêm sendo propostos, reunindo várias das características anteriores, apresentando um compromisso razoável entre elas, oferecendo diferentes vantagens, dependendo do uso que terão.

1.1.3 A Curva de Emissão Termoluminescente.

O parâmetro que caracteriza as diferentes fases da emissão luminosa de um material termoluminescente é conhecido como Curva de Emissão Termoluminescente [12]. Ela representa a intensidade da luz emitida pelo material TL em função da temperatura de aquecimento. Esta curva apresenta vários picos de emissão, os quais variam em número dependendo da quantidade de armadilhas para portadores de carga presentes no material. A área sob a curva de emissão TL localizada entre as temperaturas de 180 e 280 °C é geralmente adotada como a resposta do dosímetro TL. A **Figura 1.2** apresenta a curva de emissão termoluminescente característica do LiF:Mg,Ti irradiado à temperatura ambiente.

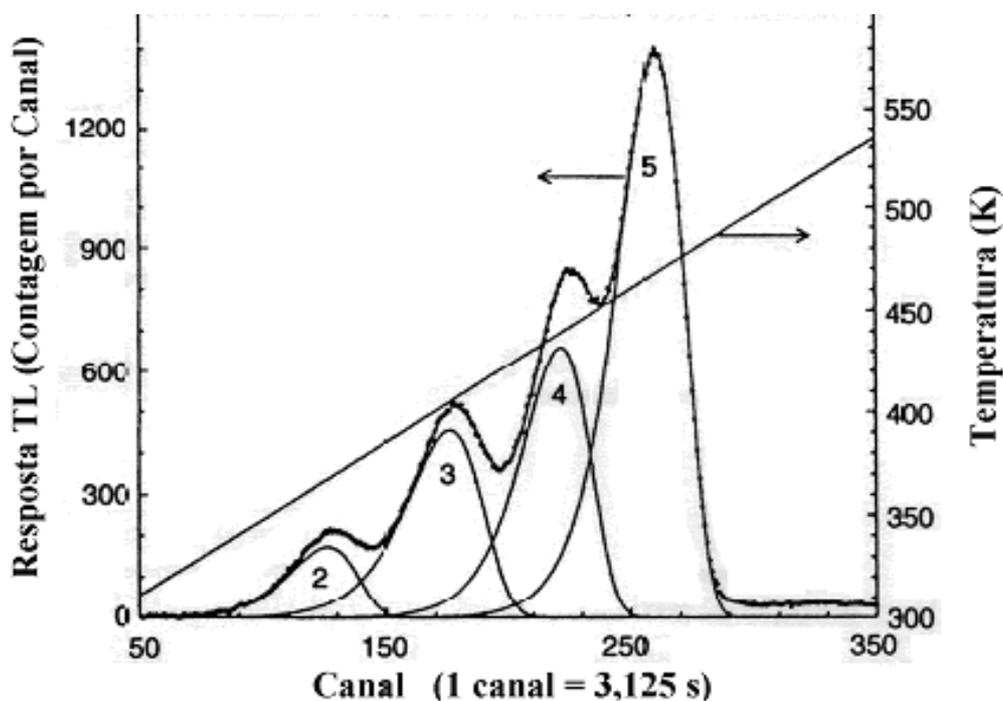


Figura 1.2. Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com ^{60}Co à temperatura ambiente.

1.1.4 O Fluoreto de Lítio, LiF:Mg,Ti.

O Fluoreto de Lítio é um halogeneto alcalino de densidade $2,6 \text{ g/cm}^3$, com número atômico efetivo bem perto do valor daquele do tecido humano e não solúvel em água. Estas duas últimas características, junto com a propriedade de ter uma eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04 % [18], fazem com que seja muito usado em aplicações médicas. Comercialmente, o Fluoreto de Lítio produzido pela Thermo RMP do Reino Unido [15,17] é mais conhecido como o Harshaw TLD-100. O material resulta da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, fluoreto de lítio e fluoreto de lítio e titânio, dando como resultado uma substância contendo no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras [12,15,16,19].

O excesso de carga positiva na rede cristalina do fluoreto de lítio, que implica na formação de armadilhas para os elétrons, é consequência da substituição de um íon de Li por um de Mg. A termoluminescência produzida no LiF:Mg,Ti por irradiação à temperatura ambiente é explicada por meio do modelo proposto por Mayhugh [20] onde as entidades móveis no material são os elétrons e os buracos. Este modelo permite explicar os picos de emissão do material TL a temperaturas compreendidas entre 50 e 450 °C. De todos os picos de emissão

do LiF:Mg,Ti; aproximadamente dez, só os chamados picos 4 e 5 são utilizados. Estes encontram-se entre 160 e 190 °C [16]. O pico 6 pode ser usado na dosimetria de nêutrons e partículas pesadas [16]. O LiF:Mg,Ti tem um baixo desvanecimento após irradiado tal como se mostra na **Figura 1.3** [15].

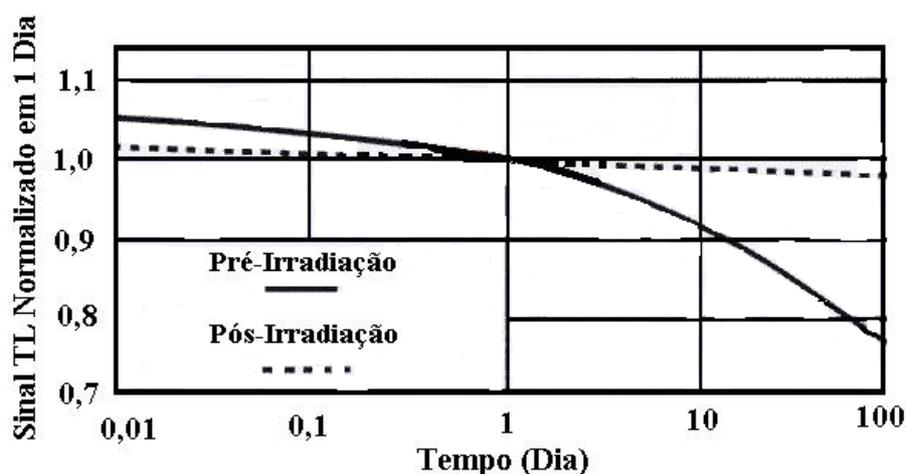


Figura 1.3. Desvanecimento do LiF:Mg,Ti antes e depois de irradiado.

1.1.5 Características do Fluoreto de Lítio.

O fluoreto de lítio apresenta toda uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas específicas.

1.1.5.1 Resposta termoluminescente em função da dose absorvida.

A relação da resposta com a dose para o LiF:Mg,Ti é um dos mais complexos fenômenos que acontecem no dosímetro TL. Um dosímetro TL ideal deve ter uma resposta linear com a dose para um amplo intervalo de dose, porém a maioria dos materiais TL utilizados apresentam efeitos não lineares para uma mesma energia como é mostrado na **Figura 1.4** [12]. Em essência, as respostas dos dosímetros TL em função da dose absorvida possuem uma faixa linear, outra supralinear, seguida de uma faixa de sublinearidade ou saturação. É precisamente a faixa de supralinearidade a de maior interesse em radioterapia [21].

Uma vez que as doses utilizadas na radioterapia se encontram na região de supralinearidade da curva de resposta do TLD-100, é altamente necessária à correção da resposta do dosímetro quando utilizado na avaliação dessas doses. A não linearidade da resposta não é

um problema, desde que essas características sejam avaliadas individualmente e se gere uma curva de calibração adequada [12].

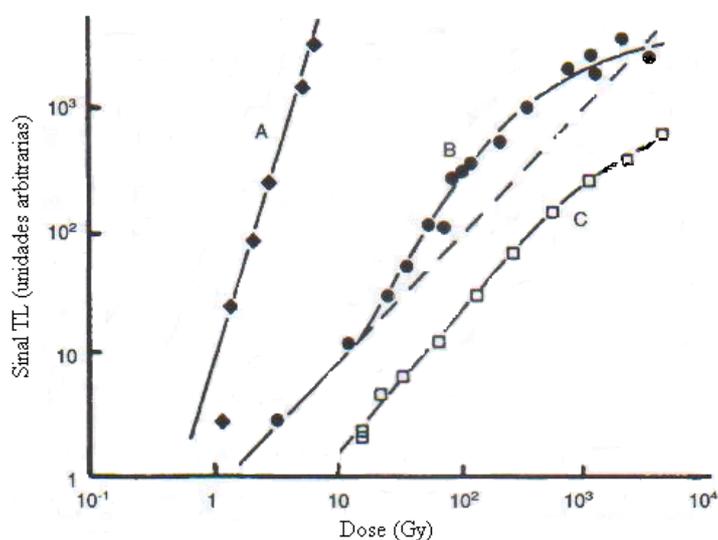


Figura 1.4. Curva da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para o ⁶⁰Co para diferentes materiais termoluminescentes. A: SiO₂; B: LiF:Mg,Ti; C: TLD-400 (CaF₂:Mn).

1.1.5.2 Sensibilidade.

O LiF:Mg,Ti, tem uma alta sensibilidade. Uma amostra de apenas 50 mg exposta a 0,01 Gy de ⁶⁰Co, produz uma quantidade de luz que pode ser enxergada a olho nu na escuridão. A sensibilidade do material TL é a quantidade de luz liberada pelo material TL por unidade de exposição. Esta característica permitiria avaliar doses menores do que 100 μGy. Mesmo assim a sensibilidade vai depender do lote do material TL, da dose administrada, do tempo de tratamento térmico, da temperatura utilizada na leitura, da região de integração de interesse na curva e do espectro de resposta da fotomultiplicadora usada durante a leitura.

1.1.5.3. Dependência com a energia dos fótons absorvidos.

Ao se comparar o número atômico efetivo do LiF:Mg,Ti ($Z = 8,2$) com o do tecido humano ($Z = 7,4$), é possível dizer que o mesmo é um material “tecido equivalente” [12]. Esta característica é bem refletida na resposta energética para fótons por parte do material TL, fazendo com que a mesma seja pouco dependente da energia da radiação incidente. Mesmo

assim, a resposta do TLD-100 deve ser corrigida quanto à dependência energética. O gráfico da **Figura 1.5** mostra a variação da resposta do LiF:Mg,Ti para uma mesma dose devido a fótons de diferentes energias. A energia média do ^{60}Co é utilizada para normalização.

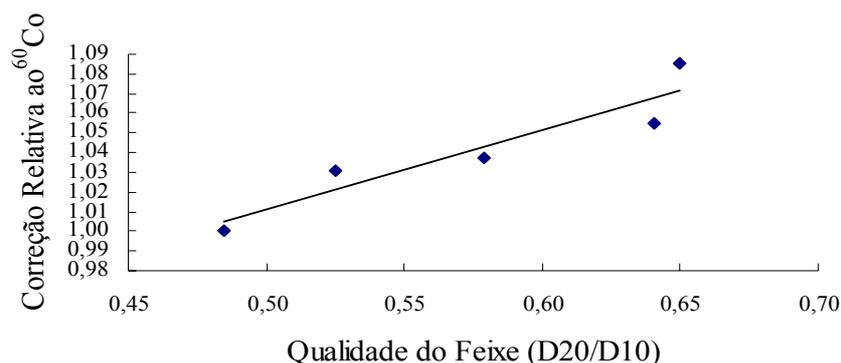


Figura 1.5. Respostas do LiF:Mg,Ti para uma mesma dose e várias energias normalizadas para a energia média do ^{60}Co . As energias dos feixes estão caracterizadas pela razão D_{20}/D_{10} .

1.1.5.4. Tratamentos térmicos.

A resposta do LiF:Mg,Ti é muito sensível aos diferentes procedimentos térmicos que envolvem o seu uso. Assim a constância e a reprodutibilidade desses procedimentos são mais importantes, inclusive, que os próprios valores de temperatura padronizados. No caso do TLD-100 o procedimento térmico consta de cinco etapas fundamentais [12], que são descritas a seguir.

1.1.5.4.1. Tratamento térmico pré-irradiação a alta temperatura.

Antes de ser utilizado, com o objetivo de eliminar os sinais residuais de termoluminescência do pó e restaurar a sua sensibilidade, o LiF:Mg,Ti é aquecido a $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante uma hora. Este procedimento foi sugerido inicialmente por Daniels e Rieman, confirmado logo depois por Cameron e colaboradores [17]. Em 1990, Horowitz [22], confirmou a dependência da sensibilidade do LiF:Mg,Ti com a temperatura de aquecimento durante uma hora, tal como é mostrado na **Figura 1.6**, e a viabilidade do

procedimento de 400 °C durante uma hora, inclusive para as novas versões do TLD-100 [12].

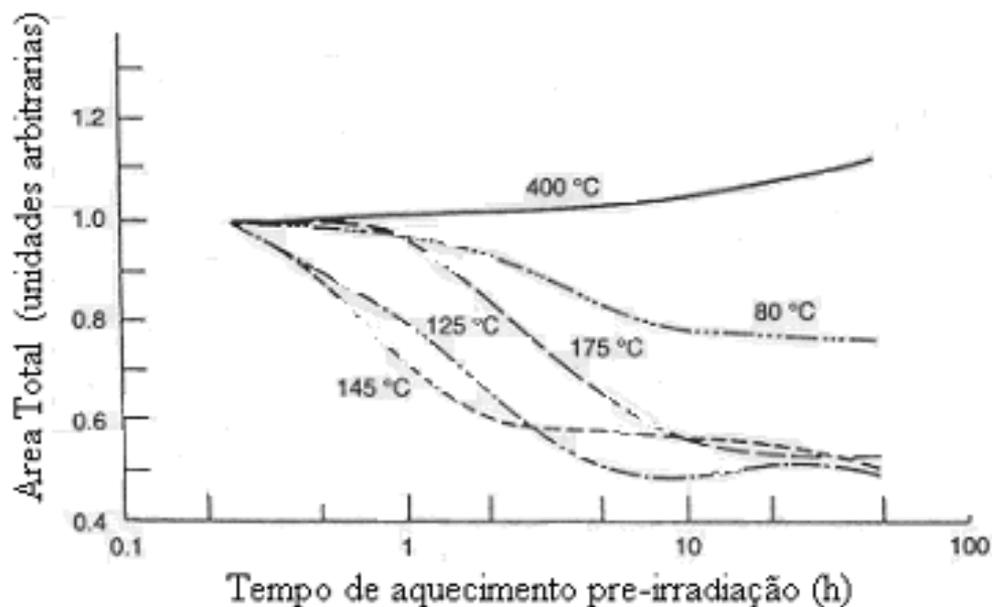


Figura 1.6. Sensibilidade do LiF:Mg,Ti como uma função da temperatura de tratamento.

1.1.5.4.2. Tratamento térmico pré-irradiação a baixa temperatura.

Logo após o tratamento a 400 °C durante uma hora, o pó TL é submetido a uma temperatura de 80 °C durante 24 horas. Esse procedimento foi descoberto acidentalmente [17] e tem como objetivo reduzir o desvanecimento da resposta TL do material, minimizando a contribuição dos picos de baixa temperatura 1, 2 e 3. Este efeito é mostrado na **Figura 1.7** [12].

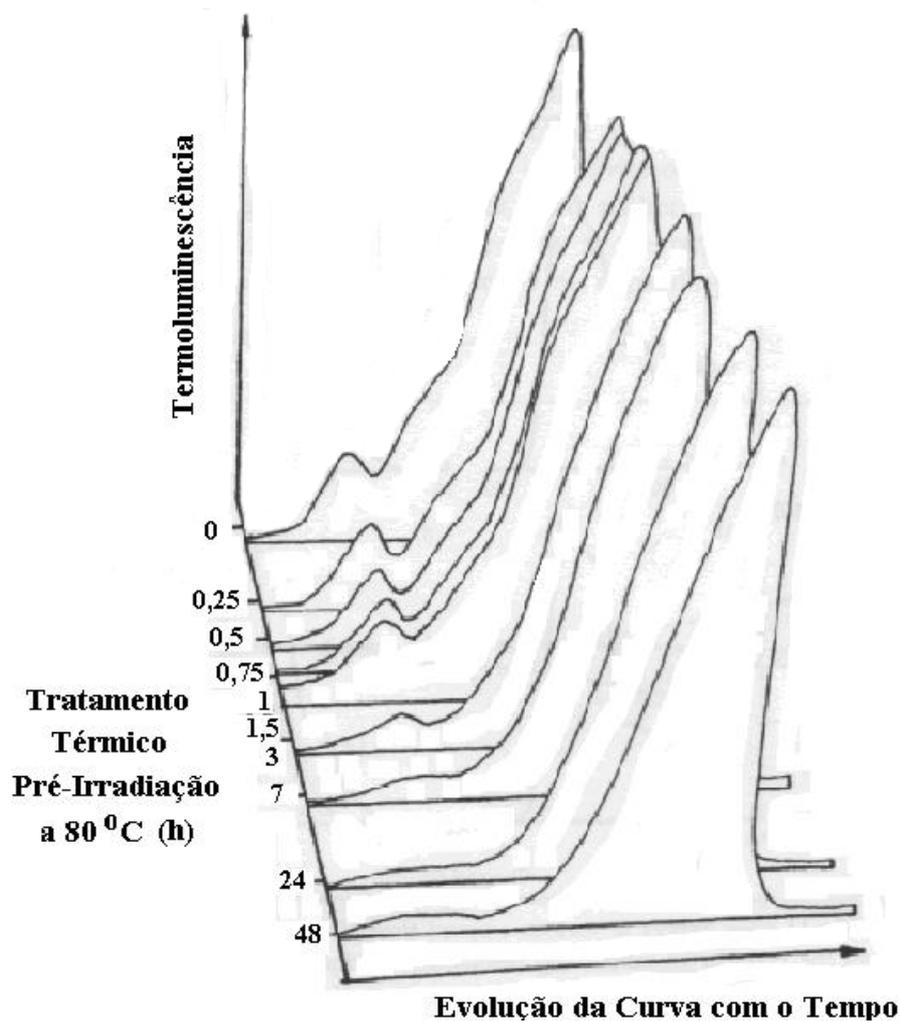


Figura 1.7. Efeito na sensibilidade dos picos TL de baixa temperatura do LiF:Mg,Ti devido ao tratamento de 80 °C para diferentes tempos de recozimento.

1.1.5.4.3. Tratamento térmico durante o processo de leitura.

Uma das questões mais importantes no processo da dosimetria TL é a leitura dos dosímetros. A leitura deve envolver uma técnica automática e rápida de aquecimento, o que garante uma estabilidade durante o procedimento. O processo todo é descrito numa curva de temperatura em função do tempo como se mostra a seguir na **Figura 1.8**, a qual é comumente chamada de Perfil de Tempo – Temperatura [12].

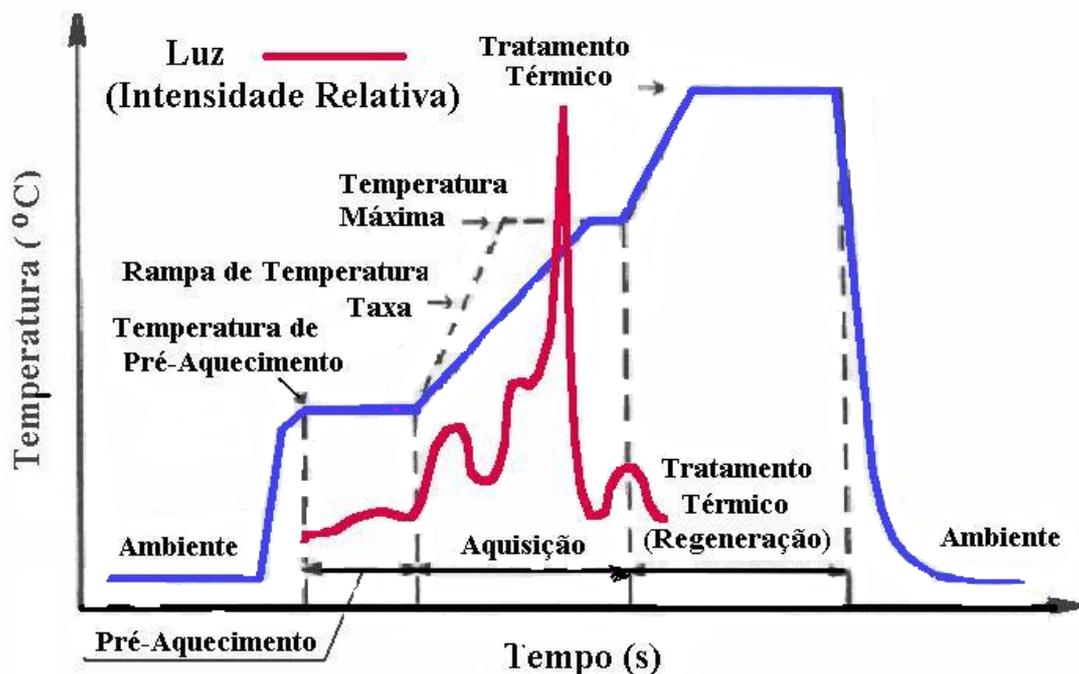


Figura 1.8. Curva de temperatura em função do tempo para um dosímetro TL.

Durante a leitura do dosímetro TL, realiza-se primeiro um aquecimento com uma temperatura abaixo da temperatura de avaliação, com a finalidade de eliminar os picos 1, 2 e 3, os quais apresentam dependência com a temperatura ambiente, o que faz com que sejam instáveis e, assim, de pouca utilização. Para o LiF:Mg,Ti o processo completo de leitura é menor do que 50 s [12]. Estudos sobre as características dosimétricas do LiF:Mg,Ti usado para medir doses até 0,1 Gy, mostram que o mesmo pode ser reutilizado no mínimo duas mil vezes, sem que aconteçam mudanças consideráveis na sua sensibilidade. A resposta do dosímetro TL mostra-se repetitiva dentro da faixa de $\pm 1\%$ para 1 desvio padrão e 10 medidas sucessivas [23].

1.1.5.4.4. Taxa de aquecimento durante a leitura.

Neste ponto os diversos resultados publicados diferem muito entre si. MacKeever [12], baseado na sua própria experiência e na de outros autores [24-25], afirma que o LiF:Mg,Ti é um material cujo comportamento é independente da taxa de aquecimento.

1.1.5.4.5. Temperatura durante o processo de irradiação.

A variação da temperatura durante o processo de irradiação do LiF:Mg,Ti faz com que sua sensibilidade mude significativamente no pico 5. Mas este fato só é importante para valores de temperatura entre 50 e 130 °C [26].

1.1.5.5. Desvanecimento.

O desvanecimento é um fato característico de todo dosímetro TL. Consiste na liberação espontânea dos elétrons das armadilhas. Assim, um dosímetro TL irradiado nunca vai reter 100 % das cargas armadilhadas. O parâmetro responsável por este fato é, fundamentalmente, a temperatura [12,16]. Porém, fatores como armazenamento, luz e umidade também podem influenciar. Os dados publicados apontam para um desvanecimento entre 10 % mensal e 1 % ao ano [27], sendo que os picos 2, 3 e 4 desvanecem mais rápido do que o pico 5 [28].

1.1.6. Vantagens e Desvantagens do Fluoreto de Lítio.

Em geral, o Fluoreto de Lítio apresenta uma série de vantagens e desvantagens que variam muito de um material para outro. Na prática, mesmo dependendo do uso específico, sempre são maiores as vantagens. No contexto médico o LiF:Mg,Ti tem uma série de vantagens e desvantagens, mesmo assim é o dosímetro TL mais utilizado [16,18]:

1.1.6.1. Vantagens:

- a) Alta sensibilidade em um amplo intervalo de dose.
- b) Dimensões pequenas e formas variadas.
- c) Pode ser usado inúmeras vezes, portanto proporciona economia.
- d) É relativamente barato.
- e) A leitura é realizada em tempo bem curto.
- f) Alta equivalência ao tecido humano.
- g) Alto grau de exatidão e precisão nas medidas.
- h) Possui uma grande disponibilidade e variedade comercial.

1.1.6.2. Desvantagens:

- a) Instrumentação necessária para as leituras é cara
- b) A sensibilidade varia com o tempo após a irradiação.
- c) As leituras e, portanto os resultados, não são imediatos.
- d) Desvanecimento.
- e) Sensibilidade à luz e umidade.

1.1.7. A Leitora dos Dosímetros Termoluminescentes.

Devido à criação de diferentes materiais TL com diferentes formas e tipos, a instrumentação necessária para a leitura evoluiu muito nos últimos 20 anos, sendo uma necessidade na atualidade as leitoras automáticas. Disponíveis na prática desde 1975, elas existem hoje em dia em ampla diversidade no mercado [29], o que torna mais ágil o processo de leitura dos dosímetros TL.

A instrumentação necessária para a leitura dos dosímetros TL é, em essência, bem simples. A construção de uma leitora TL, consiste em duas partes básicas [30]:

- i. Dispositivo para o aquecimento;
- ii. Sistema de detecção da luz,

ou seja, constitui-se de um forno para aquecer o material TL e de uma fotomultiplicadora para captar a luz emitida por ele. Utilizam-se, também, filtros com a finalidade de eliminar a contaminação luminosa devido a fenômenos químicos e à radiação infravermelha presentes durante o aquecimento do material TL. Esta contaminação, quando não suprimida, limita o nível inferior de detecção do sistema [16,30]. Os métodos mais utilizados no aquecimento do dosímetro TL são dois; um que utiliza uma prancheta metálica sobre a qual se coloca o dosímetro, a prancheta é aquecida pela passagem de uma corrente elétrica e o outro, um sistema a onde a temperatura do dosímetro TL é aumentada devido à ação de um fluxo de um gás aquecido.

1.2. Grandezas Físicas e Parâmetros Dosimétricos Utilizados.

No início todos os sistemas postais usando dosimetria TL verificavam somente a dose em profundidade no eixo central [31,32], o que é conhecido como condição de referência. Hoje em dia alguns deles passaram a verificar vários parâmetros, inclusive fora do eixo central, usando, ainda, dosímetros TL, fantasmas e suportes específicos [8-10,33].

1.2.1 Exposição (X).

Grandeza física definida exclusivamente para radiação X e gama e para o ar. É a medida que permite conhecer como a radiação ioniza o ar. É definida 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 em um dado volume de ar, de massa dM , são freados [18], ou seja:

$$X = \frac{dQ}{dM} \quad (1.1)$$

cuja unidade é o coulomb / quilograma, C/kg.

1.2.2. Dose ou Dose absorvida (D).

Ao contrário da grandeza anterior, a Dose Absorvida é definida para qualquer radiação ionizante. Relacionada à transferência de energia para a matéria, é definida como a energia, dE , da radiação absorvida por unidade de massa, dm , de um meio qualquer [18]. Podemos então escrever que:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.2)$$

a unidade é o Gray (Gy), que é igual a 1 joule / quilograma (J/kg)

1.2.3. Distância Fonte Superfície.

Qualquer processo de irradiação implica em irradiar um alvo a uma certa distância da fonte. Nos aparelhos de radioterapia existe a chamada distância fonte superfície DFS ou a distância fonte isocentro DFI. A primeira se refere à distância que existe entre a fonte e a

superfície do paciente. A segunda refere-se à distância da fonte ao isocentro do aparelho, ou seja, ao eixo central de rotação do *gantry*¹ do irradiador.

1.2.4. 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 1. Assim, o valor da PDD sempre será igual ou menor que 1 [34], podendo-se escrever:

$$PDD = \frac{\text{Dose na Profundidade de Interesse}}{\text{Dose na Profundidade de Máximo}} \quad (1.3)$$

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

1.2.5. Planura e Simetria.

A planura P, é definida como a variação percentual máxima permissível da dose dentro de 80 % da largura à meia altura (FWHM) do perfil do campo em um plano transversal ao eixo do feixe, a uma profundidade definida ou combinada. Geralmente são usados os planos que contêm o colimador, ou seja, longitudinal (*in-plane*) e transversal (*cross-plane*) [14]. Matematicamente tem-se:

$$P(\%) = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \times 100 \quad (1.4)$$

onde D_{\max} é D_{\min} são os valores máximo e mínimo de dose.

¹ Braço de sustentação do receptáculo da fonte de ⁶⁰Co ou do cabeçote do acelerador linear, capaz de girar 360 ° para facilitar a irradiação do paciente.

A simetria é o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80 % de sua largura total [14], ou seja.

$$S(\%) = \frac{(D_{i80\%} - D_{d80\%})}{(D_{\text{eixo}})} \times 100 \quad (1.5)$$

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

1.2.6. Fator Filtro.

Existem tratamentos para os quais, devido a sua complexidade, é necessário transformar a entrada do feixe no paciente; para isso se usam dispositivos chamados de filtros ou cunhas. Os mais usados são de 15°, 30°, 45° e 60°. 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 ou no máximo.

1.2.7. Fator Bandeja.

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

1.2.8. Tamanho de Campo.

É difícil achar uma definição conceitual única do parâmetro tamanho de campo, pois vai depender de muitos fatores. De acordo com o suplemento 25 do *British Journal of Radiology* [35] e tendo em consideração os objetivos deste trabalho, entende-se que a definição geométrica é a que melhor se encaixa. 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 fantoma.

1.2.9. Qualidade do Feixe.

É a propriedade do feixe que caracteriza a penetração do mesmo num fantoma de água [35]. É um parâmetro que depende da energia do feixe de radiação. A qualidade do feixe é caracterizada pela razão entre as doses às profundidades de 10 e 20 cm.

1.3. Rastreabilidade das Medidas.

A credibilidade de qualquer sistema de medidas é importante. Portanto, um sistema de medidas usando dosimetria TL deve ter um controle periódico interno e externo. A reprodutibilidade do feixe de ^{60}Co é monitorada mensalmente, usando uma câmara de ionização IC-70 fabricada pela Wellhöfer e um eletrômetro Keithley 35040. 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 TL, assim como dos diferentes fatores de correção utilizados, são testados a cada regeneração do pó termoluminescente. A estabilidade da leitora durante o processo de leitura, também é monitorada em cada ciclo de leitura. Ademais são realizadas intercomparações com o laboratório secundário da Agência Internacional de Energia Atômica duas vezes por ano.

CAPÍTULO II

MATERIAIS E MÉTODO.

Neste capítulo são apresentados os materiais utilizados e o método empregado para a realização do presente trabalho, o qual foi desenvolvido no laboratório de dosimetria termoluminescente da Área de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA) no Rio de Janeiro.

2.1. MATERIAIS.

2.1.1. Dosímetros TL.

Foi utilizado o Fluoreto de Lítio LiF:Mg,Ti, em forma de pó e comercialmente denominado Harshaw TLD-100, fabricado pela Thermo RMP do Reino Unido [13] e fornecido pelo laboratório secundario de dosimetria termoluminescente da IAEA. O lote de TLD-100 utilizado no presente trabalho foi identificado como H-1. Para a manipulação do pó foi utilizado um dispensador manual e pequenas placas de aço inoxidável. Para sua irradiação, o pó TL é encapsulado em pequenas cápsulas de polietileno [36] o que garante, no mínimo, uma quantidade suficiente para cinco leituras por cada cápsula irradiada. O material descrito é mostrado na **Figura 2.1**.



Figura 2.1. Placas, cápsulas e dispensador utilizados para o manuseio do pó TL.

2.1.2. Forno e Estufa.

Para a realização do tratamento térmico do pó foram utilizados um forno programável EDG 1800, fabricado pela EDG Equipamentos do Brasil e uma estufa FANEM, modelo 315 SE, produzida pela FANEM do Brasil S.A., pertencentes ao laboratório de dosimetria termoluminescente do Departamento de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). No caso da estufa, a temperatura foi monitorada com um termômetro digital French Cooking calibrado, pertencente ao setor de eletrônica da própria Instituição. As **Figura 2.2** e **Figura 2.3** mostram os meios utilizados.



Figura 2.2. Estufa FANEM utilizada na secagem e tratamento térmico pré-irradiação à baixa temperatura.

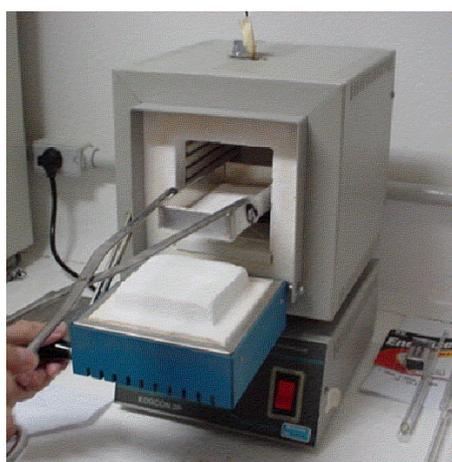


Figura 2.3. Colocação do pó TL no Forno EDG 1800 para tratamento térmico à alta temperatura.

2.1.3. Conjunto Câmara-Eletrômetro.

As medidas dosimétricas de referência foram realizadas com uma câmara de ionização IC-70 de 0,6 cm³, mostrada na **Figura 2.4**, à prova de água, número de série 205, fabricada pela firma alemã Wellhöfer, com certificados de calibração em 11 de outubro de 2000 e 5 de setembro de 2002, ambos emitidos pelo IRD, e um eletrômetro Keithley 35040, número de serie 86600, calibrado junto com a câmara.



Figura 2.4. Conjunto Câmara – Eletrômetro usado nas dosimetrias de referências.

2.1.4. Fonte de Radiação Utilizada.

Para a calibração do pó TL utilizou-se um feixe de ⁶⁰Co, produzido por um aparelho Theratron-780C, fabricado pela Theratronics Inc. do Canadá em 1992, sob o número de série 125, instalado no INCA, o qual é mostrado na **Figura 2.5**. O aparelho recebeu uma nova fonte em novembro de 2000, com uma atividade de 402,7 TBq (10884 Ci), com data de referência de 21 de setembro do 2000, o que garantiu um rendimento inicial de 2,8823 Gy/min segundo a dosimetria feita no dia 20 de novembro do próprio ano. A taxa de dose de referência do feixe é conferida mensalmente.



Figura 2.5. Aparelho de ^{60}Co utilizado na calibração do pó TL.

Para o estudo do pó TL, foram utilizados, também, feixes dos seguintes aceleradores lineares: Um Clinac 2300C/D com energias de 6 e 15 MV, número de série 209, fabricado pela Varian Medical System dos Estados Unidos e instalado no Instituto Nacional de Câncer (INCA); assim como um Mevatron 74 com energia de 10 MV e número de série 01412-S14, produzido pela firma alemã Siemens e instalado no Hospital Naval Marcílio Dias.

2.1.5. Fantoma e Suporte.

Foi utilizado um fantoma CNMC feito de Lucite, de dimensões internas $30,5 \times 38 \times 38 \text{ cm}^3$ para a realização das dosimetrias e irradiação dos dosímetros TL de calibração na água. Também foi utilizado um fantoma de Lucite de dimensões internas $28 \times 28 \times 29,3 \text{ cm}^3$, para a irradiação dos dosímetros TL simulando as condições das instituições.

2.1.6. O Sistema Leitor.

Para a leitura dos dosímetros TL, uma vez irradiados e colocados nas painéis, é utilizada uma leitora automática PCL3 [29], **Figura 2.6**, produzida pela empresa francesa FIMEL, com capacidade para ler até 94 painéis com o pó TL. A leitora possui um programa de leitura PCL3 versão 3.62, que controla o ciclo de leitura, fornecendo no final os resultados

na forma de contagens, incluindo o desvio padrão relativo ao valor médio para cada série de contagens.



Figura 2.6. Leitora automática PCL 3 utilizada nas leituras dos dosímetros TL.

2.1.7. Sistema de Cálculo.

Para o processamento dos dados obtidos da leitora e o cálculo dos diferentes parâmetros testados, foi utilizado o programa de cálculo Microsoft Excel 2002. Desenvolveu-se uma folha de cálculo com cinco planilhas, contendo todas as informações necessárias para o cálculo, avaliação e apresentação dos resultados.

2.2. MÉTODO

2.2.1. Desenvolvimento de Suportes para o uso no Sistema Postal.

Para atingir os resultados esperados, foram criados dois sistemas suporte-braço em Lucite, para o posicionamento das cápsulas contendo o pó TL dentro da água.

A consideração fundamental consistia em que os suportes criados não poderiam influenciar o comportamento do feixe e portanto a resposta dos dosímetros.

O primeiro sistema suporte-braço foi desenhado para irradiar os dosímetros TL de calibração e consta de um suporte que possui 6 orifícios de forma que o braço com o TLD possa ser fixado às profundidades de 1, 2, 3, 5 ou 10 cm a partir de uma guia na parte superior que indica o nível de água no fantoma, como se mostra na **Figura 2.7**. A **Figura 2.8** mostra todo o sistema suporte-braço fixado na parede do fantoma com dois parafusos. O braço apresenta um comprimento efetivo de 13 cm e um diâmetro de 0,5 cm, em cujo extremo é fixada a cápsula contendo o dosímetro TL. Como o feixe de calibração é ^{60}Co , a profundidade de irradiação dos dosímetros TL de calibração é de 5 cm. Com este sistema suporte-braço consegue-se colocar o dosímetro TL numa posição na água como se ele estivesse suspenso nesse ponto, **Figura 2.9**, já que o braço não introduz variação significativa no comportamento do feixe e, assim, na resposta do dosímetro. Todo o sistema foi testado tendo como referência as leituras feitas com câmara de ionização. Este braço pode ser fixado às profundidades de 5 ou 10 cm, o que deixa o suporte em condições de ser utilizado para outros protocolos de calibração [6].

Atendendo aos interesses do presente trabalho, o segundo sistema suporte-braço desenhado, para testar os diferentes parâmetros em condições de avaliação postal, tinha que apresentar as seguintes características: não interferir no comportamento do feixe (e portanto, na resposta do dosímetro TL), ser leve para ser transportado via correio e apresentar praticidade e facilidade na manipulação durante seu uso. Este segundo sistema suporte-braço, em princípio bem parecido com o primeiro, possui também 6 orifícios de forma que o braço com o TLD possa ser fixado às profundidades de 1, 2, 3, 5, 10 e 20 cm a partir da

guia marcada na parte superior que indica o nível da superfície de água no fantoma, como se pode observar na **Figura 2.10**.

O suporte é fixado num extremo do fantoma com um parafuso. O braço deste suporte tem um comprimento efetivo de 18,2 cm e um diâmetro de 0,8 cm. Nele encontram-se distribuídos 5 orifícios separados por 2 cm um do outro, sendo que o primeiro deles, contando no sentido do suporte até o extremo do braço, encontra-se a 9,4 cm do suporte, distribuindo os outros de 2 em 2 cm, de forma tal que possam ser inseridos e irradiados de cada vez até 5 dosímetros TL, **Figura 2.11**. O desenho com as dimensões e especificações de ambos sistemas suporte-braço é mostrado nos **Anexos 3 e 4**.

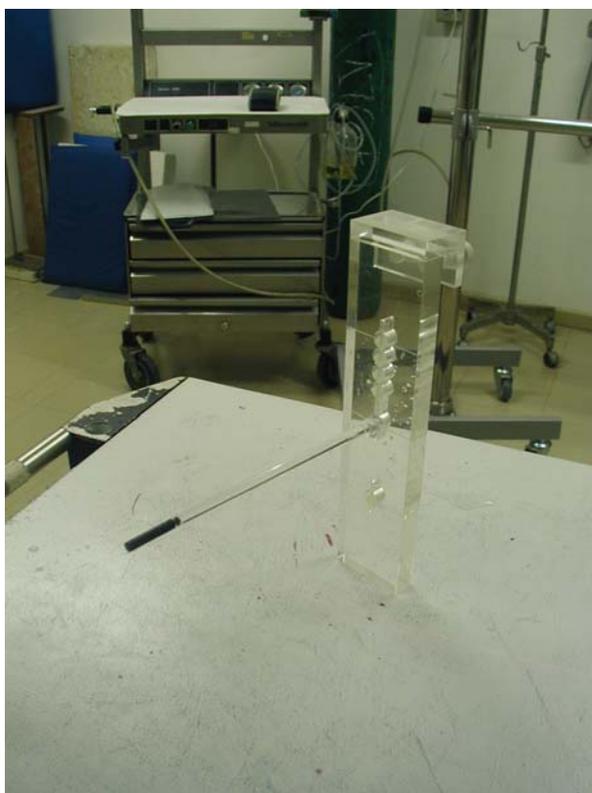


Figura 2.7. Sistema suporte-braço desenvolvido para irradiação dos dosímetros TL de calibração.

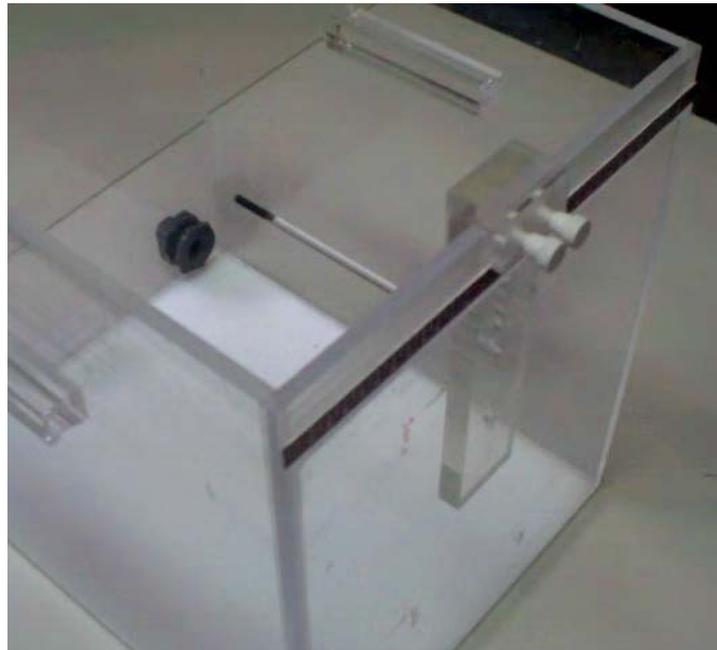


Figura 2.8. Sistema suporte-braço para irradiação dos dosímetros TL de calibração fixado no fantoma.



Figura 2.9. Dosímetro TL de calibração fixado no sistema suporte-braço no fantoma na água.



Figura 2.10. Sistema suporte-braço desenvolvido para as avaliações postais.



Figura 2.11. Sistema suporte-braço fixado no fantoma, para a irradiação dos dosímetros TL que verificarão os diferentes parâmetros a serem testados.

2.2.2. Preparação do Dosímetro TL.

O método para a limpeza e tratamento térmico do TLD-100 segue, basicamente, o mesmo protocolo recomendado pela IAEA para o TLD-700 [37] o qual é também recomendado por outros autores [12,17].

Primeiramente mistura-se num béquer aproximadamente 100 g do pó TL com álcool puro, tira-se as impurezas que flutuam na superfície e logo depois retira-se o álcool e coloca-se água destilada para se enxaguar o pó, apesar do fabricante não recomendar o enxágue com água destilada [13]. Para a secagem, coloca-se o béquer durante 24 horas numa estufa à temperatura de 80 °C.

Após a secagem, o pó é colocado e espalhado uniformemente numa bandeja de alumínio, que é colocada no forno, para o tratamento de 400 °C/1h. Após esse recozimento a bandeja é retirada do forno e colocada sobre uma placa de alumínio de aproximadamente 10 cm de espessura, com o objetivo de produzir um resfriamento rápido do pó TL à temperatura ambiente. Uma vez resfriado, o pó é colocado dentro da estufa, onde ficará por 24 horas a 80 °C. Depois do tratamento térmico, o pó TL é guardado no laboratório em um recipiente de vidro escuro, a uma temperatura ambiente de 24 °C.

2.2.3. Calibração do Dosímetro TL.

As medidas com dosímetros TL são relativas, portanto a dose é determinada comparando a resposta do dosímetro TL utilizado com um dosímetro TL de referência irradiado num ponto onde a dose é bem conhecida [10]. Para se conhecer a dose num ponto, da forma mais exata possível, são utilizadas as câmaras de ionização tipo Farmer.

O feixe de ^{60}Co é utilizado para calibrar os dosímetros TL, sendo também utilizado como referência para outras energias. Primeiramente foi calibrado o feixe de ^{60}Co usando um aparelho Theratron 780C, segundo os protocolos TRS-277 e TRS-381 da IAEA [4,5], utilizando um fantoma de água CNMC de dimensões internas 30,5 x 38 x 38 cm³ com dispositivos para colocar a câmara de ionização a diferentes profundidades. Foi utilizado um campo 10x10 cm², colocando a câmara IC-70 à prova de água, à profundidade de 5 cm na água, com ponto de referência em seu centro geométrico. A DFS utilizada foi de 80 cm. Foi feita uma planilha de cálculo em Excel 2000 para o processamento dos dados. A planilha e os resultados da dosimetria são mostrados no **Anexo 1**. Com a calibração do

feixe, é possível se conhecer o valor da dose na profundidade de referência e no máximo (0,5 cm para o ^{60}Co) com um desvio relativo de -0,7 %.

Logo após a dosimetria, realizou-se o conjunto de medidas descrito a seguir, para conhecer a possível influência do suporte de Lucite desenvolvido no presente trabalho para irradiar os dosímetros TL nas Instituições. À profundidade de 5 cm, para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a DFS 80 cm colocou-se a câmara de ionização e realizou-se um conjunto de medidas partindo do eixo central do feixe, deslocando a câmara para ambos lados de 2 em 2 cm, medindo 5 pontos, ou seja, no eixo central e dois a cada lado do eixo, sendo que a distância entre cada ponto de medida era de 2 cm. Realizou-se novamente o mesmo conjunto de medidas, nos mesmos pontos, desta vez com o suporte na frente da câmara, como se ela fosse o dosímetro. Por último, realizaram-se as mesmas medidas anteriores, mas colocando quatro dosímetros TL e a câmara em todas as combinações e nos mesmos pontos. Esta experiência, feita para comprovar se o suporte de Lucite e os dosímetros vizinhos, introduzem alguma variação na resposta TL do dosímetro analisado, não mostrou resultados significativos.

Uma vez feita a dosimetria e a verificação da possível influência do suporte de Lucite, foram irradiados dois grupos de dosímetros TL, um com doses de 2 Gy à profundidade de 5 cm e outro com doses diferentes à mesma profundidade. O suporte, feito em lucite, garante que a posição do centro geométrico da cápsula contendo o pó TL coincida, na mesma posição, com o centro geométrico da câmara de ionização.

Todas as leituras dos dosímetros TL irradiados são comparadas com as leituras da câmara.

2.2.4. Leitura dos Dosímetros TL.

Os dosímetros TL podem ser avaliados a partir de 24 horas após a irradiação, tempo necessário para que os picos de leitura mais instáveis, ou seja, os picos 1 e 2 da curva de emissão termoluminescente desapareçam [16,38].

Para a leitura, uma vez irradiado o dosímetro TL, usa-se um dispensador manual e pequenas painelas de aço inoxidável de forma que, uma vez colocado o pó nas painelas, cada uma delas recebe uma massa de 30,31 mg de pó, com uma precisão de 0,3 % para 2 desvios padrão ou 95% de confiança, $U_{95\%}$; o resultado foi obtido num universo de 37 amostras. As painelas com o pó TL, são colocadas em um dispositivo chamado carregador, que as

transfere ao disco giratório de modo a submetê-las ao ciclo de leitura. Após a leitura, as painéis são entregues no descarregador. Com a finalidade de separar as painéis referentes a um mesmo TLD irradiado, coloca-se uma painél vazia. Os parâmetros de leitura usados para o TLD-100 são mostrados no **Anexo 2**.

Uma vez lidas todas as painéis contendo o pó TL, o programa da leitora gera um relatório contendo os dados da leitura, a posição de cada painél, o número de contagens e o desvio padrão das leituras com respeito à média.

2.2.5. Irradiação dos Dosímetros TL.

Para a sua irradiação, o dosímetro TL é colocado em cápsulas de polietileno, numa quantidade suficiente para preencher 5 painéis quando de uma avaliação. As cápsulas contendo o pó TL são encaixadas no braço do suporte de Lucite desenvolvido, o qual está fixado na lateral direita do fantoma.

A quantidade e posição dos dosímetros TL a serem irradiados de uma vez na instituição que está sendo testada depende da energia do feixe. Existe um grupo de dosímetros TL que são irradiados na instituição, ou seja, os que testam os diferentes parâmetros, e outro grupo que é irradiado com 2 Gy no feixe de referência que fica no laboratório. Este grupo, é chamado de calibração e controle. O número total de dosímetros TL utilizados por feixe varia entre 15 e 16, o que garante que todos sejam avaliados em um único ciclo de leitura.

Uma vez posicionados os dosímetros TL no braço do suporte, é necessário centrá-lo com ajuda do reticulado e dos lasers num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, tomando como referência o dosímetro encaixado no centro do mesmo. A profundidade de irradiação é de 5 cm para as energias do ^{60}Co e feixes de Raios X de alta energia até 9 MV. Para energias acima de 10 MV a profundidade de irradiação é de 10 cm. A DFS utilizada durante a irradiação é de 80 ou 100 cm, dependendo da calibração do aparelho. A posição dos dosímetros TL é apontando na direção do **gantry**. A posição do **gantry** e do colimador é de 0° , exceto no caso da determinação do fator filtro, onde o colimador é girado de 90° e 270° . No caso dos parâmetros Planura e Simetria a instituição deve declarar quais são os valores de referência, de preferência aqueles que foram obtidos durante o comissionamento do aparelho ou, se for o caso, o valor que é utilizado como referência para o feixe, já que os valores medidos sempre são comparados com os valores de referência do equipamento.

A seguir apresentamos a quantidade de dosímetros TL utilizados por feixe de energia e por parâmetro a ser testado.

- Para feixes de ^{60}Co .

- 1 dosímetro TL para avaliar radiação de fundo.
- 1 dosímetro TL para o controle do desvanecimento durante o período de ida e volta do sistema dosimétrico.
- 2 dosímetros TL para controle durante a leitura (acompanhamento da estabilidade da sensibilidade do equipamento).
- 1 dosímetro TL de calibração.
- 2 dosímetros TL para a determinação da Dose à Profundidade de Referência.
- 5 dosímetros TL para a determinação da Planura e Simetria do feixe.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Filtro.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Bandeja Lisa.
- 1 dosímetro TL para a determinação da dose com Tamanho de Campo retangular.
- 1 dosímetro TL para a determinação da Dose em Profundidade.

- Para feixes de Raios X de altas energias entre 4 e 9 MV.

- 1 dosímetro TL para avaliar radiação de fundo.
- 1 dosímetro TL para o controle do desvanecimento durante o período de ida e volta do sistema dosimétrico.
- 2 dosímetros TL para controle durante a leitura (acompanhamento da estabilidade da sensibilidade do equipamento).
- 1 dosímetro TL de calibração.
- 2 dosímetros TL para a determinação da Dose na Profundidade de Referência.
- 5 dosímetros TL para a determinação da Planura e Simetria do feixe.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Filtro.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Bandeja Lisa.
- 1 dosímetro TL para a determinação da dose com Tamanho de Campo retangular.

- 2 dosímetros TL para a determinação da qualidade do feixe e a Dose em profundidade.

- Para feixes de Raios X de altas energias acima de 10 MV.

- 1 dosímetro TL para avaliar radiação de fundo.
- 1 dosímetro TL para o controle do desvanecimento durante o período de ida e volta do sistema dosimétrico.
- 2 dosímetros TL para controle durante a leitura (acompanhamento da estabilidade da sensibilidade do equipamento).
- 1 dosímetro TL de Calibração.
- 2 dosímetros TL para a determinação da Dose na Profundidade de Referência.
- 5 dosímetros TL para a determinação da Planura e Simetria do feixe.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Filtro.
- 1 dosímetro TL para a determinação do Fator Bandeja Lisa.
- 1 dosímetro TL para a determinação da dose com Tamanho de Campo retangular.
- 2 dosímetros TL para a determinação da qualidade do feixe e a Dose em profundidade.

Tanto os dosímetros TL que ficam no laboratório como os que são enviados para a verificação dos diferentes parâmetros, têm uma classificação correspondente com o parâmetro que será testado e com a ordem em que serão avaliados. Para irradiar os dosímetros de calibração e controle que ficam no laboratório ou viajam com o sistema dosimétrico (**TLD-1**, **TLD-2**, **TLD-3** e **TLD-11**), com uma dose de 2 Gy num campo 10 x 10 cm² à profundidade de referência (5 cm) no feixe de ⁶⁰Co, usa-se o sistema suporte-braço de calibração. Para a irradiação dos dosímetros que avaliam os diferentes parâmetros a testar (**TLD-5a**, **TLD-5b**, **TLD-5c**, **TLD-5d**, **TLD-5e**, **TLD-6**, **TLD-7**, **TLD-8**, **TLD-9** e **TLD-10**) no feixe de cada instituição, usa-se o sistema suporte-braço desenvolvido para o sistema dosimétrico postal.

TLD-0 é um dosímetro não irradiado que detecta a radiação de fundo durante o período necessário para a caixa ir e voltar com todos os dosímetros (sistema postal).

TLD-1 fica no laboratório. É um dosímetro para o controle da estabilidade da leitura. É irradiado e utilizado, no máximo, 24 horas antes da leitura.

TLD-2 é usado para avaliar o desvanecimento. A irradiação é anterior ao envio de todos os dosímetros TL. Acompanha o sistema postal durante todo seu percurso.

TLD-3 é o dosímetro de calibração. É irradiado no mínimo 24 horas antes de se realizar as leituras.

TLD-4 é irradiado na instituição com uma dose de 2 Gy num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de referência para o feixe em questão, **Figura 2.12**. Para isso é introduzido no orifício central do braço. É utilizado para o cálculo da dose à profundidade de referência.

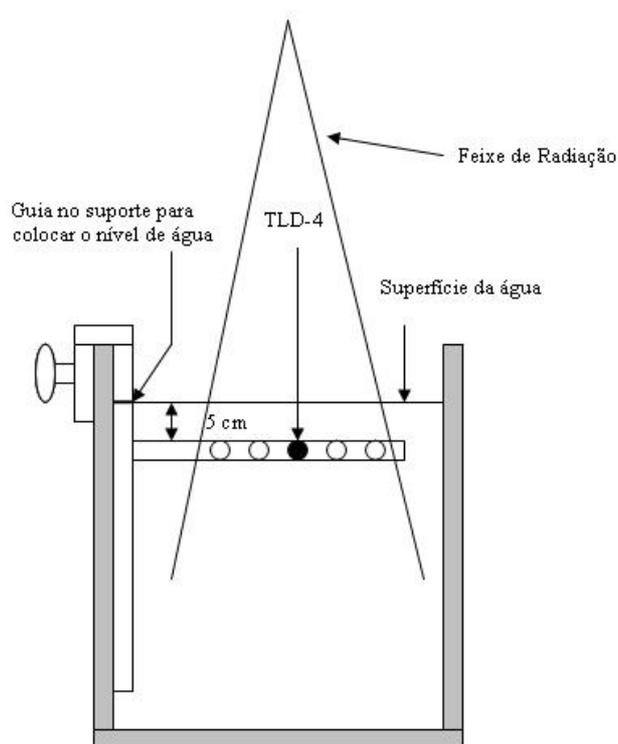


Figura 2.12. Posicionamento e irradiação do TLD-4.

TLD-5a, TLD-5b, TLD-5c, TLD-5d e TLD-5e são irradiados com 2 Gy nas mesmas condições que o TLD-4, colocando-os na ordem alfabética de esquerda para a direita, apontando para o *gantry* (Veja Figura 12.13). O TLD-5c seria o segundo dosímetro para o cálculo da dose na profundidade de referência. No seu conjunto, são utilizados no cálculo da Simetria e Planura.

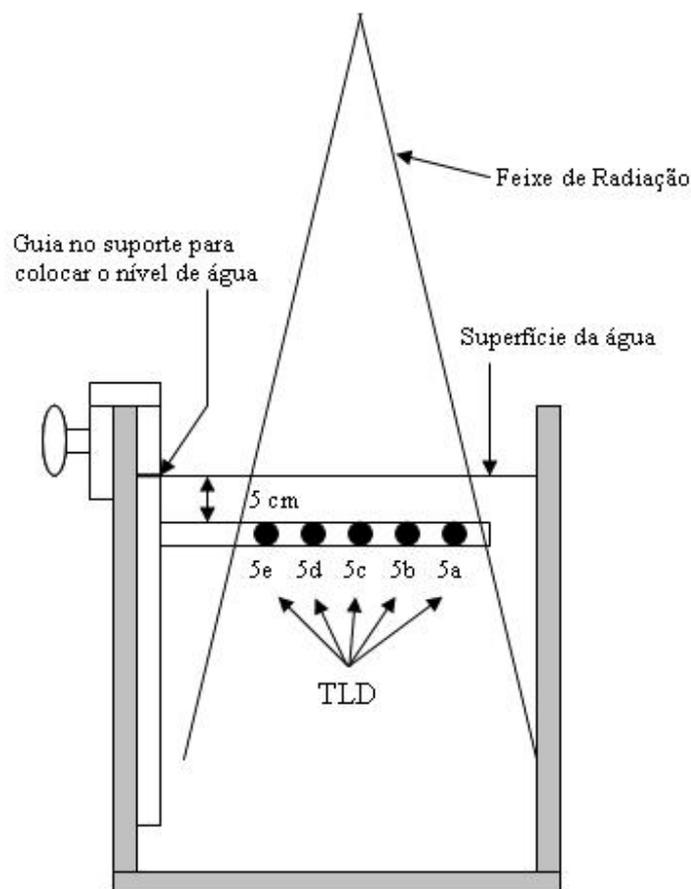


Figura 2.13. Posicionamento e irradiação dos TLD-5a, TLD-5b, TLD-5c, TLD-5d e TLD-5e.

TLD-6 é usado para o cálculo do Fator Filtro. Uma vez posicionado da mesma forma e nas mesmas condições que o TLD-4, coloca-se o filtro em cunha a ser avaliado e gira-se o colimador 90°; imediatamente é irradiado com a metade do tempo ou unidades de monitor (UM) utilizadas para irradiar o TLD-4. Logo depois gira-se o colimador até 270° e ele é irradiado com a outra metade do tempo ou UM, de forma tal que o tempo total de irradiação seja o mesmo que foi utilizado no TLD-4. Veja Figura 2.14a e Figura 2.14b.

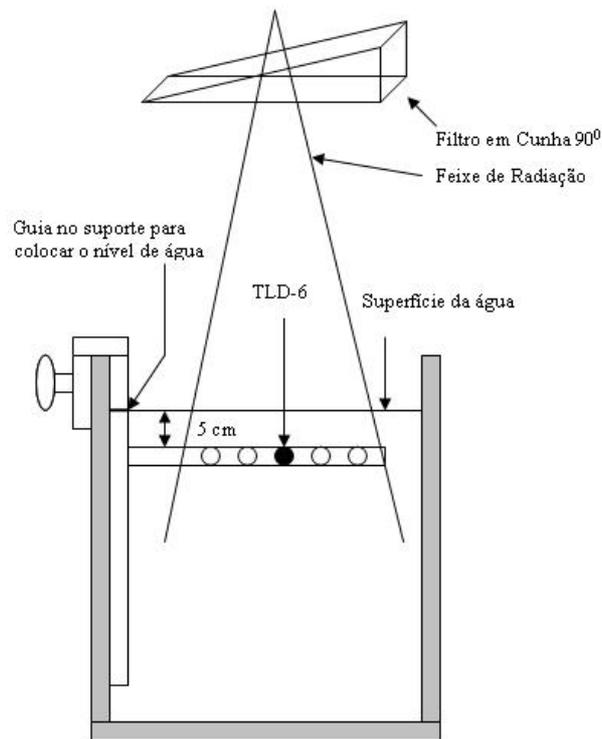


Figura 2.14a. Posicionamento e irradiação do TLD-6 com colimador girado 90°.

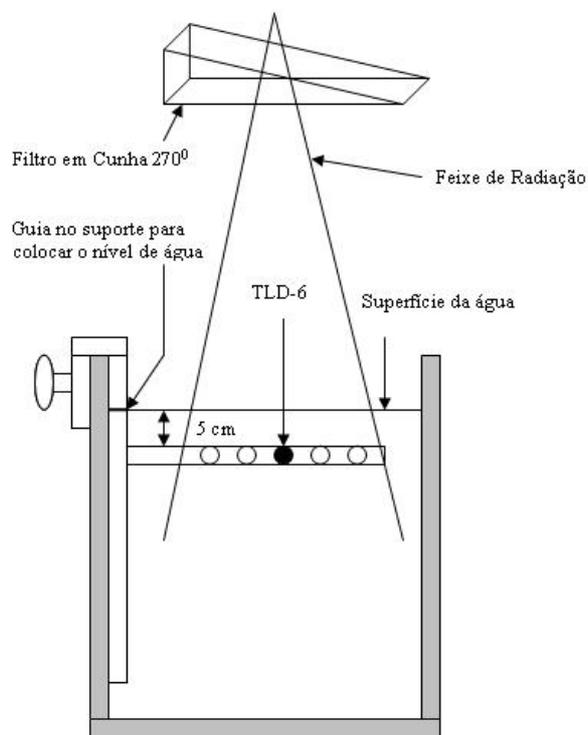


Figura 2.14b. Posicionamento e irradiação do TLD-6 com colimador girado 270°.

TLD-7 é utilizado para determinar o fator bandeja lisa. Uma vez posicionado da mesma forma e nas mesmas condições que o **TLD-4**, coloca-se a bandeja lisa a ser avaliada, **Figura 2.15**. É irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado o dosímetro **TLD-4**.

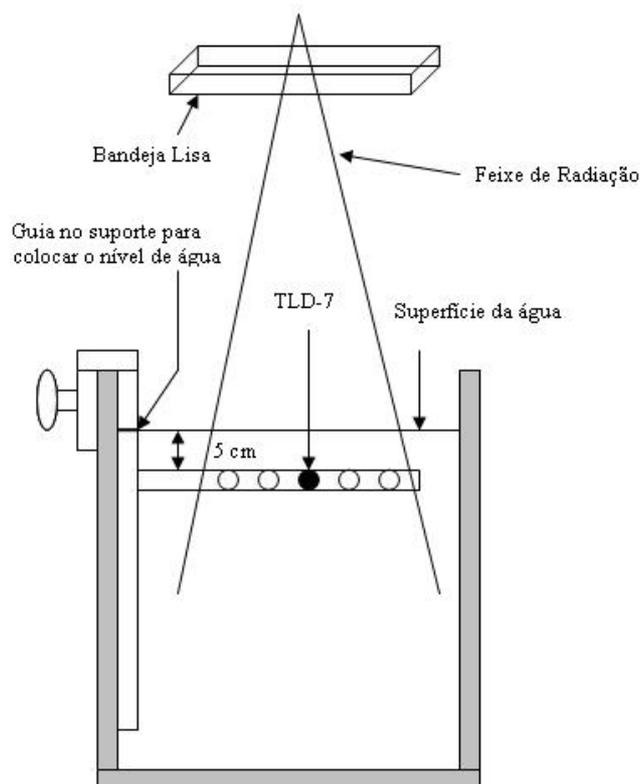


Figura 2.15. Posicionamento e irradiação do TLD-7.

TLD-8 é utilizado para avaliar a dose num campo retangular definido pelo laboratório (Ex $5 \times 15 \text{ cm}^2$). Uma vez posicionado da mesma forma que o **TLD-4**, **Figura 2.16**, é irradiado com uma dose de 2 Gy à profundidade de referência do feixe em questão. O tempo de irradiação vai depender do PDD e do Fator de Abertura do Colimador (FAC) calculado para o tamanho de campo previamente indicado.

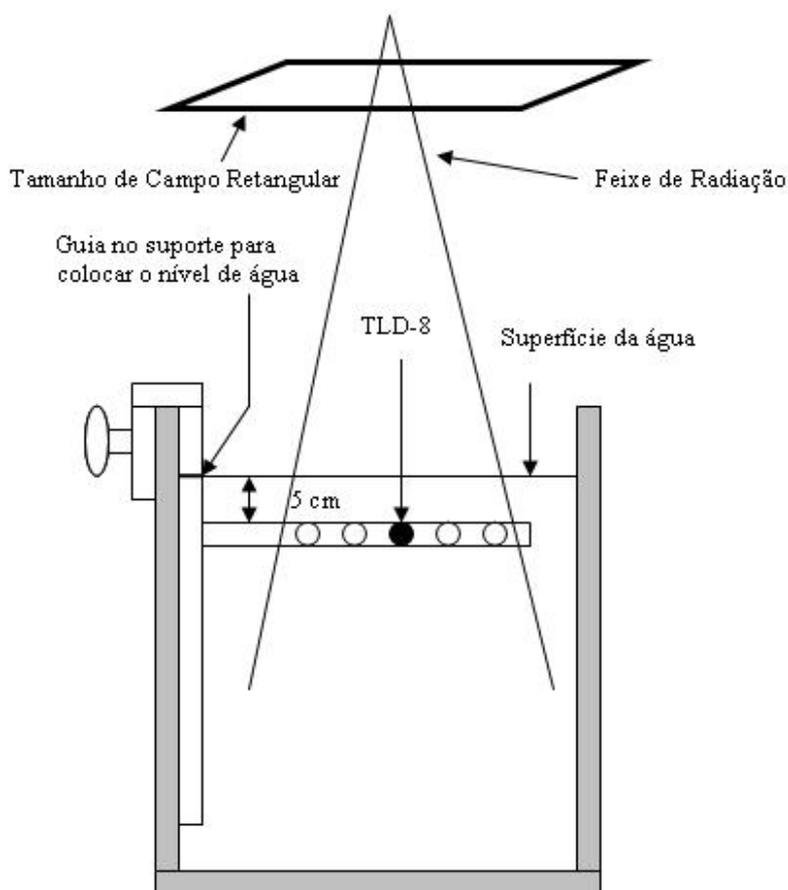


Figura 2.16. Posicionamento e irradiação do TLD-8.

TLD-9 é irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado **TLD-4**, num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Independente do tipo de feixe, sempre será posicionado no orifício central do braço. Este dosímetro TL serve para calcular vários parâmetros, dependendo do feixe que esteja sendo avaliado.

Se for um feixe de ^{60}Co , **Figura 2.17**, será colocado e irradiado à profundidade de 10 cm, uma vez que a instituição declare qual será a dose que se corresponde ao o tempo de irradiação para essa profundidade, será utilizado para avaliar a dose em profundidades diferentes à de referência.

Se for um feixe de alta energia de Raios-X, compreendida entre 4 e 9 MV, **Figura 2.17**, ele será colocado e irradiado à profundidade de 10 cm. Dessa forma será utilizado para o cálculo do D_{20}/D_{10} e do cálculo da dose em profundidades diferentes a de referência, desde

que a Instituição declare qual será a dose que se corresponde ao tempo de irradiação para essa profundidade.

Se for um feixe de alta energia de Raios-X, acima de 10 MV **Figura 2.18**, será colocado e irradiado na profundidade de 20 cm. Dessa forma será utilizado para o cálculo do D_{20}/D_{10} e do cálculo da dose em profundidades diferentes a de referência, desde que a Instituição declare qual será a dose que se corresponde ao tempo de irradiação para essa profundidade.

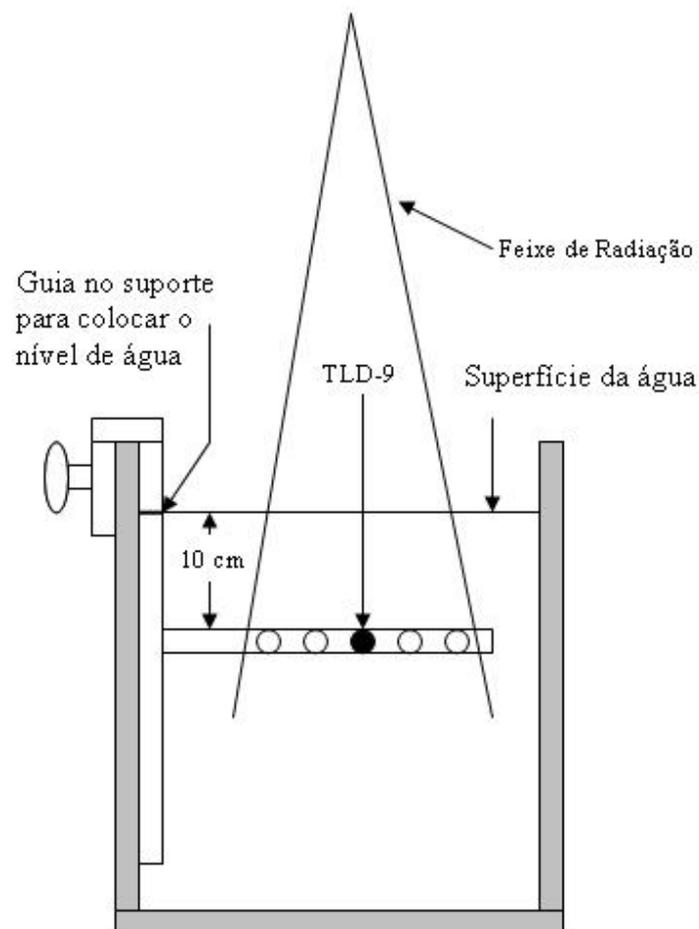


Figura 2.17. Posicionamento e irradiação do TLD-9 com feixes entre 4 e 9 MV.

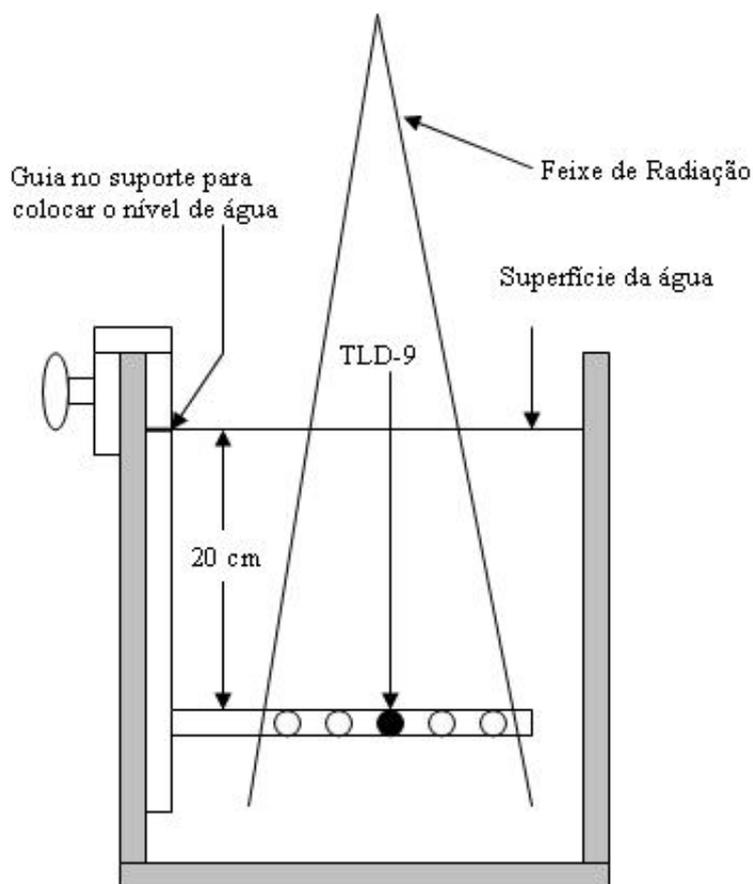


Figura 2.18. Posicionamento e irradiação do TLD-9 com feixes acima de 10 MV.

TLD-10, é irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado **TLD-4**, num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e colocado sempre à profundidade de 20 cm **Figura 2.19**. Dessa forma será utilizado para o cálculo do D_{20}/D_{10} . Também pode ser usado no cálculo da dose em profundidades diferentes a de referência, desde que a Instituição declare qual será a dose que se corresponde ao tempo de irradiação para essa profundidade.

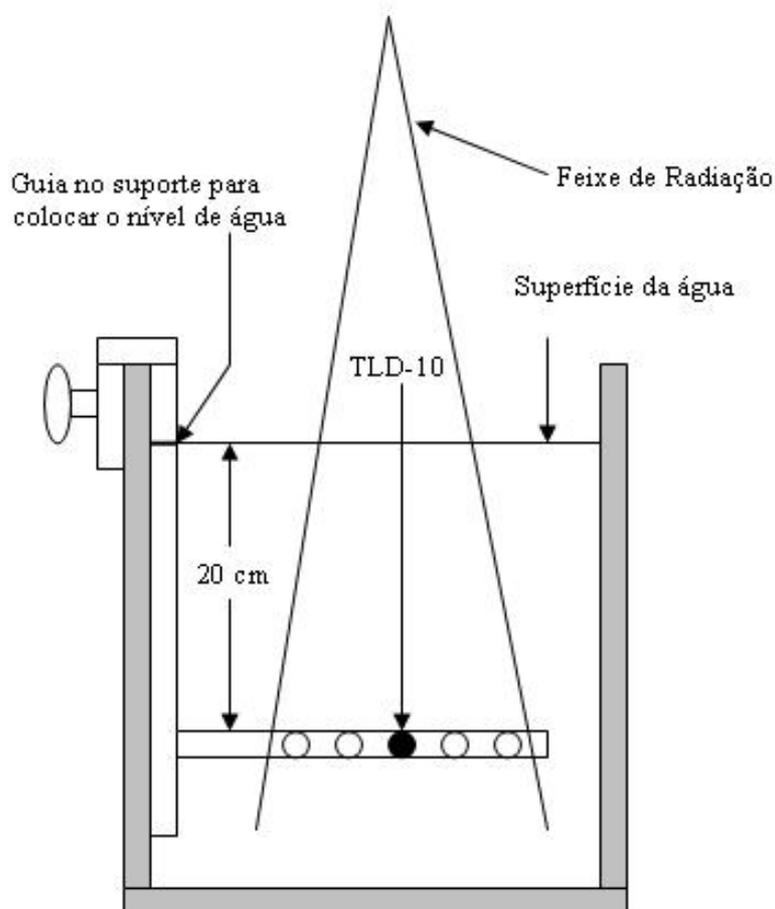


Figura 2.19. Posicionamento e irradiação do TLD-10.

TLD-11 fica no laboratório. É um dosímetro para o controle da estabilidade da leitura. É irradiado e utilizado, no máximo, 24 horas antes da leitura.

É importante que, uma vez posicionados e centralizados os dosímetros, seja conferida a horizontalidade dos mesmos. Também na hora da retirada, esta deve ser realizada devagar para evitar que a tampa da cápsula se separe. A folha de envio dos dosímetros e dados solicitados sobre a irradiação, assim como as instruções gerais de procedimento e dados solicitados à Instituição são mostrados nos **Anexo 5**, **Anexo 6** e **Anexo 7** respectivamente.

2.2.6. Determinação do Fator de Calibração e Fatores de Correção.

Devido às características próprias da resposta do material termoluminescente é necessário um grupo de fatores de correção. Num sistema de avaliação de dose com uso de dosímetros

TL, são usados vários fatores de correção com o fim de se obter um valor de dose o mais próximo possível ao valor real. A seguir são apresentados os fatores utilizados no presente trabalho.

2.2.6.1. Fator de Calibração do lote de pó.

Denominado como F_{cal} , é o fator que converte as contagens da leitora em valores de dose. É determinado por meio da razão entre o valor da dose D administrada ao dosímetro TLD-3 de calibração e o valor médio das leituras L do próprio dosímetro.

$$F_{cal} = \frac{D_{TLD-3}}{L_{TLD-3}} \quad (2.1)$$

2.2.6.2. Fator de correção devido à dependência da resposta do dosímetro TL com a Energia.

O F_{energ} é o fator que corrige a resposta do dosímetro TL quanto à sua dependência energética. Normalizado para a energia do ^{60}Co , é determinado como o inverso da razão entre a média das leituras para uma dose de 2 Gy $L_{m_{MV}}$ para uma energia dada, normalizada para a média das leituras de uma dose padrão de 2 Gy no ^{60}Co , $L_{m_{^{60}\text{Co}}}$. Matematicamente expressa-se como:

$$F_{energ} = \left(\frac{L_{m_{MV}}}{L_{m_{^{60}\text{Co}}}} \right)^{-1} \quad (2.2)$$

Obviamente como se analisam várias energias, obtemos vários pontos, os quais ajustamos por uma reta, a qual é chamada de reta ou curva de calibração para a energia, e da qual se pode obter o valor de correção para a energia que esteja sendo testada.

2.2.6.3. Fator de correção devido a não linearidade da resposta do dosímetro TL em relação com a Dose.

O fator de correção devido a não linearidade da resposta TL do TLD-100, F_{lin} se determina como o inverso da razão entre a média das leituras de uma dose específica $L_{TLD/DoseX}$, e a

média das leituras obtida para a mesma dose com uma câmara de ionização, $L_{\text{Câmara/Dose X}}$, e a razão entre a média das leituras para uma dose padrão de 2 Gy obtida no ^{60}Co $L_{\text{TLD/2Gy}}$, e a média das leituras da câmara para essa dose, $L_{\text{Câmara/2Gy}}$. 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, de segundo grau [10,18], que relaciona o fator de correção devido a não linearidade com o valor da dose absorvida. O cálculo em questão é feito através de:

$$F_{\text{lin}} = \left[\frac{\left(\frac{L_{\text{TLD/Dose X}}}{L_{\text{Câmara/Dose X}}} \right)}{\left(\frac{L_{\text{TLD/2Gy}}}{L_{\text{Câmara/2Gy}}} \right)} \right]^{-1} \quad (2.3)$$

2.2.6.4. Fator de correção devido ao desvanecimento da resposta do dosímetro TL em função do tempo.

A perda da sensibilidade na resposta do dosímetro TL em função do tempo é uma realidade. Assim é preciso ter uma avaliação rigorosa dessa perda, desvanecimento, devido ao tempo que transcorre após a irradiação do dosímetro TL. Existem vários métodos utilizados. Neste trabalho será utilizado o método proposto pela equipe do Instituto Gustave Roussy da França [10], por se considerar o mesmo rigoroso e bem apropriado. A utilização deste método junto ao alto grau de estabilidade do LiF:Mg,Ti utilizado, fazem com que o resultado final seja mais exato. O fator de correção para o desvanecimento, F_{des} é determinado através da relação entre a média das leituras do dosímetro TLD-3 $L_{\text{TLD-3}}$, e uma leitura de correção denominada L_{corr} , que leva em consideração as leituras dos dosímetros TLD-1, TLD-2, TLD-3 e TLD-11, assim como o tempo T_1 transcorrido entre a irradiação dos dosímetros TL na instituição e a irradiação do dosímetro TLD-3 e o tempo T_2 transcorrido entre a irradiação dos dosímetros TLD-1, TLD-2 e TLD11 e a irradiação do TLD-3.. As relações são expressas nas equações seguintes, onde o termo L refere-se à média das leituras para cada dosímetro TL em questão e Bg é a média das leituras do dosímetro TL que avalia a radiação ambiental ou *background*.

$$F_{\text{des}} = \frac{L_{\text{TLD-3}}}{L_{\text{corr}}} \quad (2.4)$$

$$L_{\text{corr}} = \left[\frac{(L_{\text{TLD-2}} - B_g) + \left\{ \frac{(L_{\text{TLD-1}} + L_{\text{TLD-11}})}{2} \right\}}{2} \right] \times \left[\frac{T_1}{T_2} \right] + \left[\frac{L_{\text{TLD-3}} \times (T_2 - T_1)}{T_2} \right] \quad (2.5)$$

No presente trabalho não é utilizado o fator F_{hol} , ou seja, o fator de correção devido à influência do material do suporte sobre os dosímetros TL na hora da irradiação já que eles não são presos dentro dele e, de acordo com as medidas realizadas com câmara com e sem a presença do suporte, os valores das medidas de doses não se alteram.

2.2.7. Determinação dos Parâmetros em Condições de não Referência.

2.2.7.1. Dose na Profundidade de Referência.

De forma geral a dose absorvida D_m é determinada por um dosímetro TL através da expressão [16]:

$$D_m = L \times F_{\text{cal}} \times F_{\text{energ}} \times F_{\text{lin}} \times F_{\text{des}} \times F_{\text{hol}} \quad (2.6)$$

Onde:

L é o valor da média das leituras do dosímetro LT.

F_{cal} é o fator de calibração para converter o valor das contagens em dose.

F_{energ} é o fator de correção por energia.

F_{lin} é o fator de correção por não linearidade.

F_{des} é o fator de correção por desvanecimento.

F_{hol} é o fator de calibração devido a utilização de algum suporte.

No presente trabalho e baseados na própria experiência da Área de Qualidade em Radioterapia do INCA [39] e da ESTRO [8,10] a dose absorvida na água na profundidade de referência D_m é calculada segundo a equação seguinte:

$$D_m = \left[\frac{(L_{TLD} - B_g) \times D_{TLD-3}}{L_{TLD-3}} \right] \times F_{energ} \times F_{lin} \times F_{des} \quad (2.7)$$

Onde:

L_{TLD} é o valor médio das leituras do dosímetro TL irradiado.

B_g é o valor médio das leituras do fundo radioativo ou B_g do TLD-0.

D_{TLD-3} é o valor da dose administrada ao dosímetro TLD-3.

L_{TLD-3} é o valor médio das leituras do dosímetro TLD-3.

F_{lin} é o fator de correção devido a não linearidade da resposta do dosímetro com a dose.

F_{energ} é o fator de correção devido à dependência do dosímetro com a energia do feixe.

F_{des} é o fator de correção devido ao desvanecimento do dosímetro TL, o qual também inclui a correção devido a possível variação da leitora durante o processo de leitura.

Para o cálculo da dose na profundidade de referencia, são usados os TLD-4 e TLD-5c. O valor da dose medida no laboratório D_m é comparado com o valor da dose declarada D_d pela instituição, para dessa forma determinar o desvio relativo resultante da avaliação. O desvio relativo é calculado como:

$$\text{Desvio (\%)} = \frac{D_m - D_d}{D_m} \times 100 \quad (2.8)$$

Se o desvio for positivo, significa dose a mais. Ao contrário, sendo negativo, implica dose administrada a menos. A máxima tolerância permitida no desvio é de $\pm 5\%$ [1]. As doses avaliadas são classificadas em 4 níveis, dependendo do resultado em:

- Nível Ótimo: Desvio $\leq 3\%$.
- Nível de Tolerância: $\pm 3\% < \text{Desvio} \leq \pm 5\%$.
- Nível de Investigação: $\pm 5\% < \text{Desvio} \leq \pm 10\%$.
- Nível de Emergência: Desvio $> 10\%$.

2.2.7.2. Planura e Simetria.

Como já fora apresentado, a planura **P** é calculada segundo a equação:

$$P(\%) = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \times 100 \quad (2.9)$$

Onde:

D_{max} é o valor máximo da dose dentro do 80 % da largura à meia altura (FWHM) do campo 10 x 10 cm e **D_{min}** é o valor mínimo dentro das mesmas condições.

Para determinar os valores máximo e mínimo, são utilizados os TLD-5a, TLD-5b, TLD-5c, TLD-5d, TLD-5e.

No caso da simetria **S**, esta é calculada utilizando-se os valores fornecidos pelos dosímetros TLD-5a, TLD-5c e TLD-5e, com o uso da equação:

$$S(\%) = \frac{(D_{i80\%} - D_{d80\%})}{(D_{\text{eixo}})} \times 100 \quad (2.10)$$

Onde:

D_{i80%} é a dose ao lado esquerdo a 80% da largura total do campo 10 x 10 cm²

D_{d80%} é a dose ao lado direito a 80% da largura total do campo 10 x 10 cm².

D_{eixo} é a dose no eixo central.

A tolerância máxima permitida para a Planura é de 2% desde que seja comparado a seu valor de referência inicial, da mesma forma para Simetria o valor máximo permitido é de ± 2% para feixes de ⁶⁰Co e até ± 3% para Aceleradores Lineares [14]. A irradiação será feita no plano transversal ao eixo do campo ou *cross-plane*.

2.2.7.3. Fator Filtro.

Uma vez colocado o filtro para irradiar o dosímetro TL, o colimador é girado de 90°, fornecendo a metade do tempo com que foi irradiado o TLD-4, logo é girado para 270° e é administrada a outra metade do tempo. O giro do colimador em um ou outro sentido obedece ao fato de colocar o eixo do dosímetro TL perpendicular ao ângulo de inclinação

do filtro para evitar a zona de gradiente de dose. O fator filtro F_{Filtro} é calculado através da razão da média das leituras do TLD-6, $Média_{\text{TLD-6}}$, com a média das leituras do TLD-4 e o TLD-5c, $Média_{\text{TLD-4/TLD-5c}}$, mediante a relação:

$$F_{\text{Filtro}} = \frac{Média_{\text{TLD-6}}}{Média_{\text{TLD-4/TLD-5c}}} \quad (2.11)$$

O desvio máximo permitido para este parâmetro é $\pm 2\%$.

2.2.7.4. Fator Bandeja Lisa.

Para determinar o fator bandeja lisa $F_{\text{Bandeja Lisa}}$, deve-se irradiar o TLD-7, utilizando-se a bandeja lisa de uso mais comum. Irradia-se o dosímetro TL à profundidade de referência no eixo central com um tempo igual ao utilizado para fornecer uma dose de 2 Gy no TLD-4. O valor é calculado como o quociente entre a média das contagens do TLD-7, $Média_{\text{TLD-7}}$, e a média das leituras dos TLD-4 e o TLD-5c, $Média_{\text{TLD-4/TLD-5c}}$, portanto:

$$F_{\text{Bandeja Lisa}} = \frac{Média_{\text{TLD-7}}}{Média_{\text{TLD-4/TLD-5c}}} \quad (2.12)$$

O máximo valor de desvio permitido para este parâmetro é $\pm 2\%$.

2.2.7.5. Dose para Tamanho de Campo Retangular.

A verificação da dose na profundidade de referência, utilizando um tamanho de campo retangular, tem como objetivo avaliar o uso correto do Fator de Campo ou Fator Abertura do Colimador como também é conhecido, e as tabelas do percentual de dose na profundidade (PDD). Administra-se uma dose de 2 Gy, para um tamanho de campo retangular, que é previamente definido (p.ex 5 x 15 cm²). Neste caso, a instituição informará os valores do fator abertura de colimador e PDD utilizados. O cálculo será realizado da mesma forma que é feito para os TLD-4 e TLD-5c, o desvio máximo permitido é de $\pm 5\%$ e é calculado e avaliado da mesma forma que os dosímetros TL que medem dose à profundidade de referência.

2.2.7.6. Dose em Profundidade.

A determinação da dose em profundidade tem por objetivo avaliar o uso correto do percentual de dose em profundidade, PDD, ou a Razão Tecido Ar (TAR). Para a sua determinação, irradia-se um dosímetro TL a uma profundidade diferente da profundidade de referência. No caso de aparelhos de ^{60}Co será irradiado o TLD-9 a uma profundidade de 10 cm no eixo central com uma dose de 2 Gy. Nos Aceleradores Lineares serão utilizados os TLD-9 e TLD-10, desde que a instituição declare qual é a dose que corresponderá às profundidades de 10 e 20 cm, uma vez que se irradiam com a mesma UM que o TLD-4. O desvio máximo permissível é calculado e avaliando da mesma forma que no item anterior.

2.2.7.7. Índice de Qualidade do Feixe.

O índice de qualidade do feixe é um termo exclusivo para radiação X de alta energia e refere-se à razão dos valores de energia ou dose à profundidade de 20 e 10 cm. O percentual de tolerância sempre deve permanecer dentro de $\pm 2\%$ em relação ao valor inicial medido durante o comissionamento do aparelho e que, também, deve coincidir com a relação do PDD a 20 e a 10 cm medida no mesmo ato. A Instituição deve declarar neste caso o valor do índice de qualidade do seu aparelho. O mesmo pode ser em termos de dose, ou seja, D_{20}/D_{10} ou em função do $\text{TPR}_{20}/\text{TPR}_{10}$ (razão tecido fantoma) neste último caso o valor do D_{20}/D_{10} seria calculado usando a tabela XIII do TRS-277 [4]. Matematicamente calcula-se o índice de qualidade do feixe D_{20}/D_{10} como a razão entre as doses brutas corrigidas pela não linearidade dos TLD-9 e TLD-10 para feixes de energias entre 4 e 9 MV ou a razão da média dos os TLD-4 e TLD-5c com o TLD-9, para energias acima de 10 MV. Matematicamente seria:

$$D_{20}/D_{10} = \frac{\text{Dose na profundidade de 20 cm}}{\text{Dose na profundidade de 10 cm}} \quad (2.13)$$

2.2.8. Desenvolvimento da planilha de cálculo Excel.

A planilha para os cálculos dos diferentes parâmetros testados foi desenvolvida no programa de cálculo Microsoft Excel 2002. Contém 5 planilhas de cálculo nomeadas como Dados, Principal, Cálculo, Resultados, Envio.

Na planilha Dados, que é protegida e ocultada, encontra-se uma série de dados de referência e os parâmetros das equações utilizadas, que podem mudar ao se mudar de lote de pó ou acontecer uma nova regeneração do mesmo.

Na Principal, encontram-se todos os dados da instituição participante e de quem realiza a irradiação. Também as datas de irradiação dos dosímetros TL na instituição e no Laboratório são mostradas. Todos os dados anteriormente mencionados, junto com a data de realização da leitura, são utilizados para o cálculo de L_{corr} e os diferentes parâmetros testados. As características gerais do aparelho e feixe de irradiação utilizados também são mostradas. As entradas dos valores de doses, com até 4 casas decimais, com que foram irradiados todos os dosímetros envolvidos na avaliação e a razão D_{20}/D_{10} considerada caso o aparelho utilizado seja um acelerador linear aparecem nesta primeira folha, além dos fatores de campo, filtro e bandeja utilizados. Também são mostrados os valores de referência de Simetria e Planura. Todos os dados anteriormente mencionados são utilizados nos diferentes cálculos que se realizam. A planilha é mostrada no **Anexo 8**.

A planilha Cálculo recebe e mostra os valores das leituras de todos os dosímetros TL utilizados na avaliação do feixe e que foram lidos na ordem já mencionada. Também é mostrada a avaliação estatística dos dados com a incerteza expandida relativa e o desvio padrão, tudo para $\sigma = 2$ ou 95% de nível de confiança, $U_{95\%}$. Todos os valores de correção e valores calculados para os diferentes itens avaliados são mostrados passo a passo. É mostrado também um gráfico com as variações da leitora durante o processo da leitura e o gráfico da simetria do feixe testado. A planilha é mostrada no **Anexo 9**.

A planilha Resultados contém todos os dados da Instituição, aparelho e feixe avaliados, como também as datas correspondentes, os responsáveis pelos cálculos e o resultado de cada item avaliado. Uma vez impressa é enviada como relatório da avaliação para a Instituição participante junto com a planilha Envio, que é enviada à chefia do serviço, contendo de forma mais geral os resultados finais. O modelo da folha de Envio se mostra no **Anexo 10**.

CAPÍTULO III

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os diferentes resultados obtidos, durante o processo de calibração do sistema e testes feitos em várias instituições, nas mesmas condições em que será aplicado o sistema postal.

3.1.1. Calibração dos Feixes.

Foram realizados os procedimentos de dosimetria nos feixes de ^{60}Co , 6 MV, 10 MV e 15 MV segundo os protocolos TRS-277 e TRS-381 da IAEA. Os resultados são apresentados nas **Tabelas 1, 2, 3, e 4** junto com suas respectivas incertezas expandidas para $\sigma=2$ ou 95% de confiança, $U_{95\%}$. Os resultados das dosimetrias nas diferentes energias de feixes encontram-se em concordância com as diferentes dosimetrias realizadas previamente nos diferentes aparelhos utilizados, assim como dentro dos padrões aceitos nacional e internacionalmente. Todas foram realizadas à DFS constante.

Tabela 1. Resultados da Dosimetria no Feixe de ^{60}Co (1,25 MV).

Média das Leituras (nC)	$U_{95\%}$	Rendimento de Referência (cGy/min)	Rendimento calculado por decaimento no dia da dosimetria (cGy/min)	Rendimento medido a 5 cm (cGy/min)	Rendimento normalizado para o Máximo (cGy/min)	Desvio (%)
17,992	0,02	288,23	217,11	172,35	218,71	- 0,7

Tabela 2. Resultados da Dosimetria no Feixe de 6 MV.

Média das Leituras (nC)	U _{95%}	Fator de Calibração de Referência (cGy/UM)	Razão D ₂₀ /D ₁₀	Dose na Profundidade de 5 cm (cGy)	Fator de calibração Calculado (cGy/UM)	Desvio (%)
17,316	0,01	1,000	0,577	85,38	0,981	1,9

Tabela 3. Resultados da Dosimetria no Feixe de 10 MV.

Média das Leituras (nC)	U _{95%}	Fator de Calibração de Referência (cGy/UM)	Razão D ₂₀ /D ₁₀	Dose na Profundidade de 10 cm (cGy)	Fator de calibração Calculado (cGy/UM)	Desvio (%)
15,961	0,02	1,03	0,639	77,63	1,038	-0,8

Tabela 4. Resultados da Dosimetria no Feixe de 15 MV.

Média das Leituras (nC)	U _{95%}	Fator de Calibração de Referência (cGy/UM)	Razão D ₂₀ /D ₁₀	Dose na Profundidade de 10 cm (cGy)	Fator de Calibração Calculado (cGy/UM)	Desvio (%)
15,027	0,02	0,9426	0,648	72,87	0,938	0,5

Características da Resposta do Dosímetro TL.

3.1.1.1. Repetitividade.

A repetitividade avalia o grau de concordância entre os resultados de leituras sucessivas e as contagens das mesmas [40]. Para o teste de repetitividade foram irradiados vários dosímetros TL com doses de 2 Gy, na profundidade de máximo no feixe de ^{60}Co . A **Figura 3.1** apresenta os valores das contagens normalizadas pela média das leituras. As incertezas relativas para 2 desvios padrão, ou 95% de confiança ($U_{95\%}$) oscilaram entre 0,4 e 0,7 %.

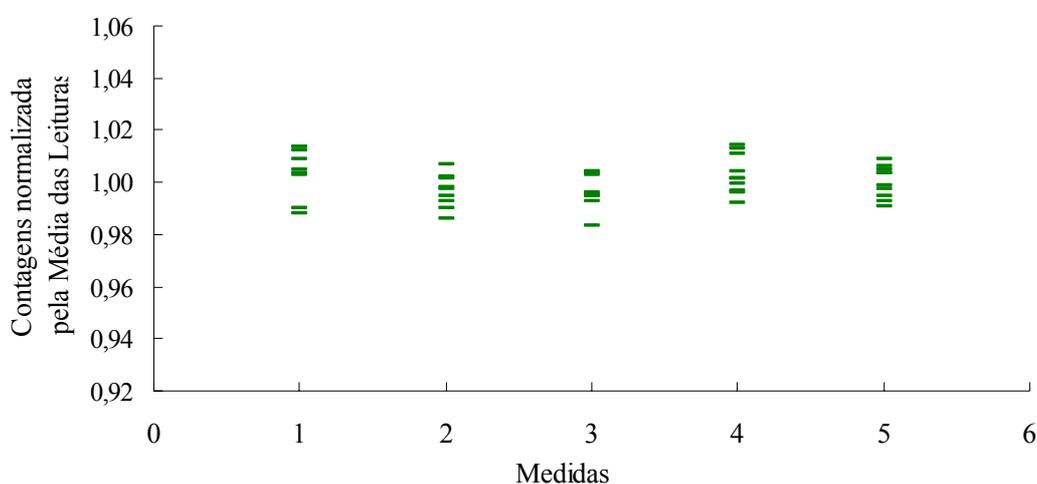


Figura 3.1. Teste de Repetitividade; Leituras dos dosímetros TL normalizadas pela Média.

3.1.2.2. Reprodutibilidade:

A reprodutibilidade avalia o comportamento das medidas para diferentes doses de irradiação [40]. Os dosímetros TL se mostraram reprodutíveis para todas as diferentes doses avaliadas. A **Tabela 5** resume os dados obtidos para o estudo da reprodutibilidade. A primeira coluna relaciona as doses absorvidas medidas com a câmara de ionização a 5 cm de profundidade corrigidas para o máximo (0,5 cm). A segunda coluna trata das médias das leituras dos dosímetros TL para as mesmas doses medidas com a câmara de ionização e suas respectivas incertezas expandidas para 2 desvios padrões ou 95% de confiança, $U_{95\%}$.

A **Figura 3.2** apresenta a reprodutibilidade dos dosímetros TL com a dose, normalizada pela média das leituras.

Tabela 5. Resultados do Teste de Reprodutibilidade com os dosímetros TL.

Dose (Gy)	Médias (Unidades TL)	$U_{95\%}$
0,0931	3486,6	1,09
0,2482	9685,7	0,72
0,4033	15760,0	1,05
0,6028	23720,8	0,70
0,8022	31824,3	1,49
1,0017	38429,3	0,75
1,2011	47347,4	1,07
1,4006	55699,5	0,66
1,6000	64387,6	0,75
1,7995	69968,4	0,79
1,9989	80721,4	1,12
2,1984	87597,2	0,44
2,3978	99938,3	2,62
2,5973	104398,8	1,32
2,7967	113763,6	0,87
2,9962	122792,3	1,00

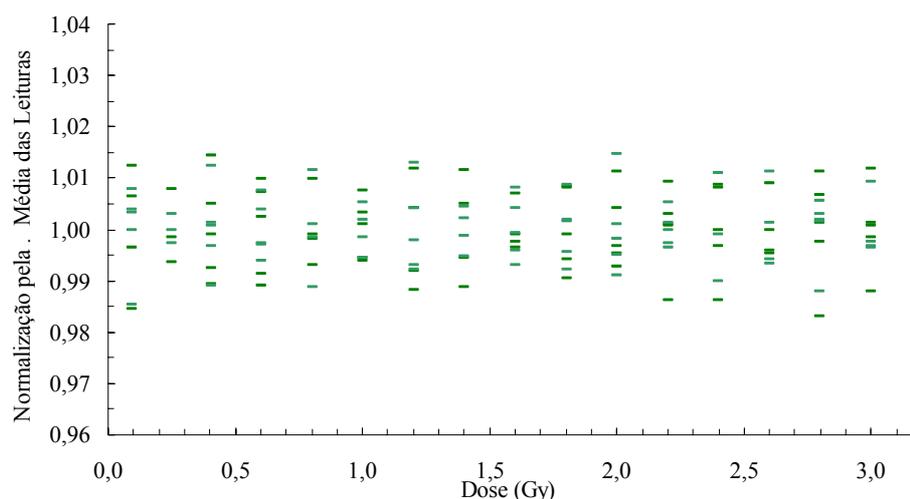


Figura 3.2. Teste de Reprodutibilidade com os dosímetros TL.

3.1.3. Fator de Correção por Energia.

Os resultados para a determinação da equação para o cálculo do fator de correção por energia, normalizado para a energia do ^{60}Co , são apresentados na **Tabela 6** e na **Figura 3.3**. Esses resultados estão em concordância com outros publicados internacionalmente para sistemas dosimétricos similares ao utilizado no presente trabalho [7,11,15, 32, 33, 41, 42]. As leituras dos dosímetros TL são mostradas junto a suas respectivas incertezas expandidas para 2 desvios padrões ou 95% de confiança, $U_{95\%}$. O valor de x na equação de ajuste corresponde ao valor do D_{20}/D_{10} declarado pela instituição avaliada, o que permite calcular o fator de correção em função da energia utilizada para cada feixe em questão.

Tabela 6. Valores de resposta dos dosímetros TL em função da energia utilizada e fatores de correção gerados relativos ao ^{60}Co .

Feixe	D_{20}/D_{10}	Dose administrada (Gy)	Média das Contagens do Dosímetro TL	$U_{95\%}$	Fator de Correção Relativo ao ^{60}Co
^{60}Co	0,498	2,0050	79677,20	0,4	1,000
6 MV	0,577	2,0022	78649,00	0,6	1,013
10 MV	0,639	1,9947	77020,11	0,3	1,034
15 MV	0,648	2,0034	76918,00	0,7	1,036

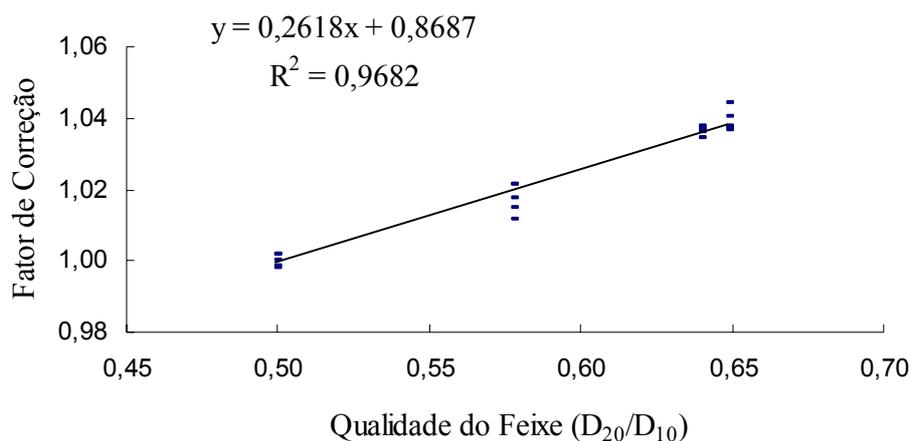


Figura 3.3. Variação do fator de correção de energia para o TLD-100 em função dos Valores de D_{20}/D_{10} , normalizados para o ^{60}Co .

3.1.4. Fator de Correção para a Não Linearidade.

A determinação do fator de correção para a não linearidade é realizada para a energia do ^{60}Co , já que a variação da resposta com a dose para as diferentes energias estão normalizadas em função dela. Os valores da não linearidade da resposta do dosímetro TL para uma faixa de doses estão normalizados para uma dose padrão de 2 Gy. A **Tabela 7** mostra os valores de contagens para uma faixa de doses compreendida entre 1 e 3 Gy, com suas respectivas incertezas relativas para 2 desvios padrão, ou 95% de confiança, $U_{95\%}$. Com os dados obtidos, determinamos os diferentes pontos que ajustados, dão a equação para a determinação do fator de correção do sistema. Os valores de dose administrados foram conferidos com câmara de ionização no mesmo ponto onde é irradiado o dosímetro TL. O resultado mostra uma diminuição no valor do fator de correção segundo o aumento da dose, a qual está em concordância com os resultados esperados para este ajuste. A **Figura 3.4** mostra a equação obtida onde, substituindo x pelo valor da dose bruta calculada no dosímetro irradiado, se obtém o ajuste por não linearidade.

Tabela 7. Valores de resposta dos dosímetros TL em função da dose, normalizados para 2 Gy.

Contagens do Dosímetro TL	Dose Calculada (Gy)	$U_{95\%}$	Dose Medida com Câmara (Gy)	Diferença (%)	Fator de Correção Relativo a dose de 2 Gy
39242,37	1,0080	0,5	1,0119	- 0,4	1,043
59690,14	1,5007	0,8	1,5067	- 0,4	1,021
80963,88	1,9934	0,6	2,0010	- 0,4	1,000
102775,10	2,5043	0,6	2,4934	- 0,4	0,982
126552,81	2,9970	0,8	3,0074	- 0,3	0,962

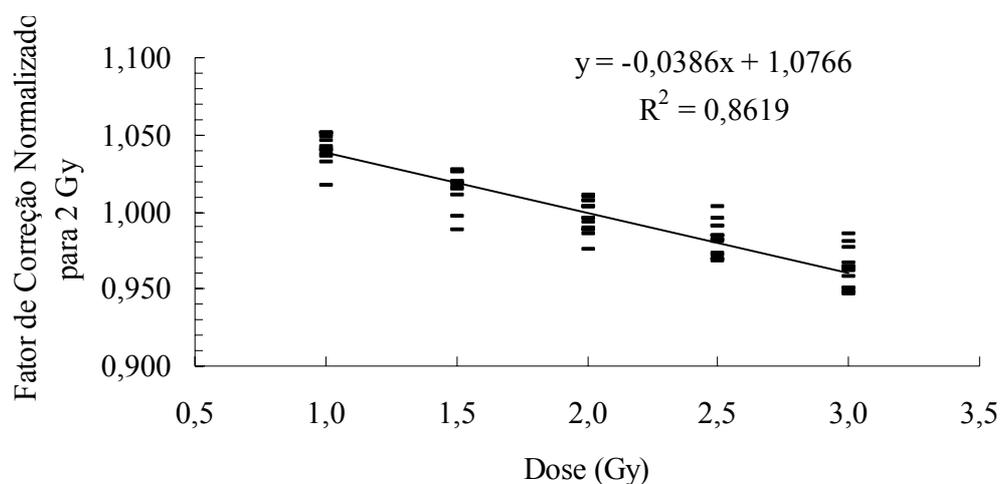


Figura 3.4. Variação do fator de correção por não linearidade em função da dose, normalizado para 2 Gy.

3.1.5. Fator de correção por Desvanecimento.

O desvanecimento é um fato que não pode ser desconsiderado, já que os dosímetros TL ao serem enviados para as diferentes instituições estarão submetido a variações climáticas, fundamentalmente de temperatura. Por outro lado, o tempo de ida e volta do envio pode variar entre 30 e 45 dias de acordo com a experiência da Área de Qualidade em Radioterapia do INCA [39]. Na **Figura 3.5** se mostra o comportamento da sensibilidade da resposta do TLD-100 em função do tempo em condições de laboratório a uma temperatura de 24 °C. A média das incertezas expandidas das leituras para 2σ é de 0,7 ou 95% de confiança, $U_{95\%}$. Logo, após um ajuste exponencial, podemos perceber que a variação na sensibilidade do pó TL é pequena. Mesmo que submetido a variações de temperatura durante o tempo de ida e volta, estas variações estariam na faixa de comportamento normal do dosímetro TL, ou seja, temperaturas menores do que 50 °C. Nesta faixa não são esperadas mudanças significativas na resposta do dosímetro TL [16].

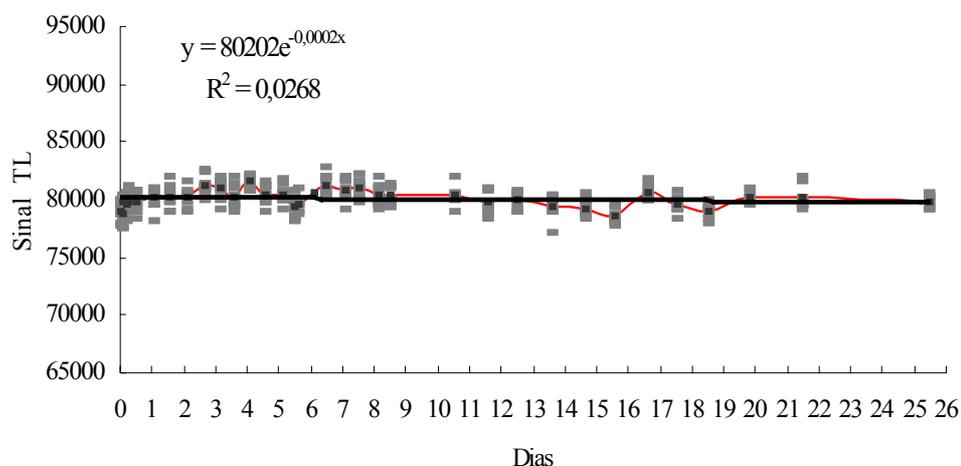


Figura 3.5. Variação do sinal termoluminescente em função do tempo de leitura após irradiação com 2 Gy.

3.1.6. Influência do Sistema Suporte-Braço na Resposta dos Dosímetros TL.

A experiência feita durante a calibração dos dosímetros TL no feixe de ^{60}Co para avaliar a possível influência do braço e das cápsulas contendo o pó TL nas medidas dos próprios dosímetros TL não mostrou resultados significativos que impliquem na necessidade de fatores de correção. A orientação dos pontos de medida se entende da esquerda para a direita de frente para o *gantry* do aparelho, ou seja desloca-se desde o lado extremo do braço até o suporte encaixado na parede do fantoma (ver **Figura 2.11**). Na **Tabela 8** mostramos os resultados das medidas, utilizando o sistema suporte-braço de calibração; para testar a possível influência na resposta do dosímetro TL e o desvio percentual entre elas, também aparecem as incertezas expandidas para $\sigma=2$ ou 95% de confiança, $U_{95\%}$.

Tabela 8. Comportamento das medidas para o suporte de calibração, no feixe de ^{60}Co .

Ponto de Medida	Ponto a	$U_{95\%}$	Ponto b	$U_{95\%}$	Ponto c	$U_{95\%}$	Ponto d	$U_{95\%}$	Ponto e	$U_{95\%}$
Só Câmara (nC)	39,40	0,028	40,55	0,017	40,63	0,037	40,31	0,038	38,31	0,018
Braço/Câmara (nC)	39,39	0,032	40,54	0,017	40,62	0,059	40,29	0,034	38,28	0,067
Desvio (%)	0,04		0,04		0,02		0,05		0,08	

O comportamento das três séries de medidas, utilizando o sistema suporte-braço para as avaliações dos diferentes parâmetros propostos para os cinco pontos avaliados, assim como suas respectivas incertezas expandidas para $\sigma=2$ ou 95% de confiança, $U_{95\%}$, para as energias de ^{60}Co , 6 MV e 15 MV são mostradas nas **Tabela 9**, **Tabela 10** e **Tabela 11**. Os desvios entre as leituras nas diferentes posições da câmara de ionização, o suporte e os dosímetros TL, são mostrados nas **Tabela 12**, **Tabela 13** e **Tabela 14**.

Tabela 9. Comportamento das medidas nas diferentes configurações para o feixe de ^{60}Co .

Ponto de Medida	Só Câmara (nC)	$U_{95\%}$	Câmara e Suporte (nC)	$U_{95\%}$	Câmara Suporte e TLD (nC)	$U_{95\%}$
Ponto a	33,73	0,025	33,73	0,040	33,73	0,040
Ponto b	34,75	0,010	34,74	0,020	34,75	0,016
Ponto c	34,90	0,007	34,92	0,030	34,92	0,019
Ponto d	34,58	0,007	34,57	0,016	34,58	0,020
Ponto e	33,35	0,007	33,36	0,033	33,36	0,031

Tabela 10. Comportamento das medidas nas diferentes configurações para o feixe de 6 MV.

Ponto de Medida	Só Câmara (nC)	$U_{95\%}$	Câmara e Suporte (nC)	$U_{95\%}$	Câmara Suporte e TLD (nC)	$U_{95\%}$
Ponto a	17,1054	0,004	17,1012	0,047	17,0998	0,006
Ponto b	17,4458	0,022	17,4434	0,039	17,4396	0,004
Ponto c	17,3970	0,010	17,3938	0,019	17,3954	0,003
Ponto d	17,4164	0,014	17,4184	0,026	17,4156	0,007
Ponto e	16,9666	0,008	16,9674	0,007	16,9654	0,001

Tabela 11. Comportamento das medidas nas diferentes configurações para o feixe de 15 MV.

Ponto de Medida	Só Câmara (nC)	U _{95%}	Câmara e Suporte (nC)	U _{95%}	Câmara Suporte e TLD (nC)	U _{95%}
Ponto a	15,0154	0,030	15,0188	0,009	15,0152	0,020
Ponto b	15,2154	0,0129	15,2254	0,015	15,2226	0,015
Ponto c	15,0912	0,024	15,0982	0,031	15,0866	0,050
Ponto d	15,1768	0,022	15,1694	0,035	15,1664	0,045
Ponto e	14,7916	0,057	14,7916	0,073	14,7894	0,040

Tabela 12. Desvios percentuais nas diferentes configurações para o feixe de ⁶⁰Co.

Relação	Ponto a	Ponto b	Ponto c	Ponto d	Ponto e
Braço com TLD / Câmara Desvio (%)	-0,01	0,00	-0,03	-0,02	-0,01
Só o Braço / Câmara Desvio (%)	-0,01	0,01	-0,05	0,02	-0,01
Braço-Câmara / Braço-Câmara-TLD Desvio (%)	0,00	0,01	-0,01	0,04	0,01

Tabela 13. Desvios percentuais nas diferentes configurações para o feixe de 6 MV.

Relação	Ponto a	Ponto b	Ponto c	Ponto d	Ponto e
Braço com TLD / Câmara Desvio (%)	0,03	0,04	0,01	0,00	0,01
Só o Braço / Câmara Desvio (%)	0,02	0,01	0,02	-0,01	0,00
Braço -Câmara / Braço -Câmara-TLD Desvio (%)	-0,01	-0,02	0,01	-0,02	-0,01

Tabela 14. Desvios percentuais nas diferentes configurações para o feixe de 15 MV.

Relação	Ponto a	Ponto b	Ponto c	Ponto d	Ponto e
Suporte com TLD / Câmara Desvio (%)	0,00	-0,05	0,03	0,07	0,01
Só o Suporte / Câmara Desvio (%)	-0,02	-0,07	-0,05	0,05	0,00
Suporte-Câmara / Suporte-Câmara-TLD Desvio (%)	-0,02	-0,02	-0,08	-0,02	-0,01

Como se pode observar, não existe influência, por parte dos dois sistemas suporte-braço nas respostas dos dosímetros TL, o que corrobora com as idéias iniciais durante o desenho deles confirma a sua utilidade para os objetivos do presente trabalho.

3.1.7. Resultados dos Diferentes Parâmetros Avaliados.

Os resultados dos feixes testados encontram-se dentro do esperado para este tipo de sistema. Devido à experiência de mais de dois anos na Área de Qualidade em Radioterapia [15,39], o método de seleção das leituras continua a ser o de escolher aquelas leituras que apresentem a melhor correlação entre desvio padrão e contagem bruta, o que evidentemente repercute no valor da dose a calcular. Como critério, de um total de 5 leituras por dosímetro TL, serão escolhidas aquelas que no conjunto apresentem um desvio padrão relativo menor do que 3%, sendo que, na prática, este valor sempre é menor que 1%. Assim é possível, de 5 leituras, se chegar a um mínimo de 3, desde que elas garantam uma boa relação desvio padrão-contagem bruta e um desvio padrão relativo menor do que 1%. Contudo, é possível ainda manter 4 ou as 5 leituras, desde que elas atendam ao critério de escolha.

No presente trabalho, foram avaliados um total de 12 feixes de diferentes energias: 2 correspondentes a feixes de ^{60}Co , 1 feixe de 4 MV, 6 feixes de 6 MV, 2 feixes de 10 MV e 1 feixe de 15 MV, num total de 5 Instituições. A seguir são mostrados os resultados obtidos, para os diferentes feixes por parâmetros testados. São apresentados, inicialmente, na **Tabela 15** os valores declarados pelas Instituições exceto os valores de Simetria e Planura, seguido na **Tabela 16** os valores calculados pelo novo sistema proposto, exceto os valores de Simetria e Planura e logo depois na **Tabela 17**, as variações percentuais entre o valor declarado e o valor medido, exceto os valores de Simetria e Planura. Nas **Tabela 18** e

Tabela 19, são mostrados e comparados, os valores de Simetria e Planura declarados pela instituição e os calculados pelo laboratório no plano transversal ao feixe ou *cross plane* respectivamente. A ordem dos feixes nas respectivas tabelas, corresponde à ordem em que foram avaliados. Nas **Figuras 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11, 3.12 e 3.13** pode-se observar a variação dos diferentes parâmetros avaliados.

Tabela 15. Valores dos diferentes parâmetros a testar, declarados pelas Instituições.

Feixes	Dose à Profundidade de Referência (Gy)	Dose num Campo Retangular (Gy)	Dose em Profundidade (Gy)	Fator Filtro	Fator Bandeja Lisa	Razão D ₂₀ /D ₁₀
⁶⁰ Co	1,9917	2,0013	1,9886	0,4690	0,9370	N/A
⁶⁰ Co	2,0051	1,9953	1,9985	0,6150	0,9380	N/A
4 MV	1,9977	2,0017	1,4898	0,4270	0,9620	N/A
6MV	2,0000	1,9977	1,5474	0,4940	0,9700	0,5658
6MV	2,0010	1,9975	1,5502	0,6123	0,9720	0,5790
10MV	2,0034	2,0029	1,2735	0,6250	0,9930	0,6368
15MV	2,0000	1,9609	1,2943	0,5152	0,9720	0,6498
6 MV	2,0032	2,0030	1,5445	0,477	N/A	0,5750
10MV	2,0000	2,0000	1,2616	0,663	N/A	0,6320
6 MV	1,9509	1,9508	1,5087	0,4920	0,9700	0,5690
6 MV	2,0254	1,9992	1,5926	N/A	0,9400	0,5870
6 MV	1,9718	1,9790	1,5285	0,4660	N/A	0,5750

Tabela 16. Valores calculados pelo sistema que se propõe.

Feixes	Dose na Profundidade de Referência (Gy)	Dose num Campo Retangular (Gy)	Dose em Profundidade (Gy)	Fator Filtro	Fator Bandeja Lisa	Razão D ₂₀ /D ₁₀
⁶⁰ Co	1,9885	2,0052	1,9877	0,4782	0,9482	N/A
⁶⁰ Co	1,9999	1,9938	2,0221	0,6213	0,9511	N/A
4 MV	2,0171	2,0287	1,4894	0,4243	0,9456	N/A
6MV	1,9932	1,9754	1,5230	0,4953	0,9578	0,5872
6MV	2,0008	1,9878	1,5409	0,6069	0,9707	0,5689
10 MV	2,0204	2,0018	1,2893	0,6273	0,9974	0,6381
15 MV	1,9857	1,9524	1,2975	0,5135	0,9649	0,6597
6 MV	2,0086	2,0044	1,6070	0,4869	N/A	0,5770
10 MV	2,0291	1,9682	1,2726	0,6882	N/A	0,6315
6 MV	1,9446	1,9596	1,4978	0,4913	0,9563	0,5642
6 MV	2,0309	2,0309	1,6173	N/A	0,9445	0,5802
6 MV	1,9530	1,9726	1,4983	0,4575	N/A	0,5788

Tabela 17. Desvio percentual, entre os valores Declarados e os Medidos.

Feixes	Dose na Profundidade de Referência (%)	Dose num Campo Retangular (%)	Dose em Profundidade (%)	Fator Filtro (%)	Fator Bandeja Lisa (%)	Razão D ₂₀ /D ₁₀ (%)
⁶⁰ Co	-0,2	0,2	0,0	1,9	1,2	N/A
⁶⁰ Co	-0,3	-0,1	1,1	1,0	1,4	N/A
4 MV	0,9	1,3	0,0	-0,6	-1,7	N/A
6 MV	-0,3	-1,1	-1,6	0,3	-1,3	3,6
6 MV	0,0	-0,5	-0,6	-0,9	-0,1	-2,0
10 MV	0,8	-0,1	1,2	0,4	0,4	0,2
15 MV	-0,7	-0,4	0,2	-0,3	-0,7	1,2
6 MV	0,3	0,1	3,9	2,0	N/A	0,4
10 MV	1,4	-1,6	0,9	3,7	N/A	-0,1
6 MV	-0,3	0,4	-0,7	-0,1	-1,4	-0,9
6 MV	0,3	1,6	1,5	N/A	0,5	-1,2
6 MV	-1,0	-0,3	-2,0	-1,9	N/A	0,7

Tabela 18. Valores de Planura declarados e calculados. Comparação dos resultados.

Feixes	Valor Declarado da Planura (%)	Valor Calculado da Planura (%)
^{60}Co	0,4	2,5
^{60}Co	0,4	1,4
4 MV	0,6	1,7
6 MV	2,3	1,6
6 MV	3,6	1,2
10 MV	2,5	2,0
15 MV	1,7	1,8
6 MV	5,0	1,2
10 MV	4,9	1,6
6 MV	4,1	1,8
6 MV	3,3	1,8
6 MV	2,2	1,3

Tabela 19. Valores de Simetria declarados e calculados. Comparação dos resultados.

Feixes	Valor Declarado da Simetria (%)	Valor Calculado da Simetria (%)
⁶⁰ Co	-0,8	-1,5
⁶⁰ Co	-0,8	0,8
4 MV	5,4	3,0
6 MV	-1,0	1,3
6 MV	-3,1	-0,3
10 MV	1,0	1,8
15 MV	0,2	-0,3
6 MV	1,0	0,9
10 MV	0,7	1,3
6 MV	0,1	-0,7
6 MV	2,7	-2,5
6 MV	1,5	0,6

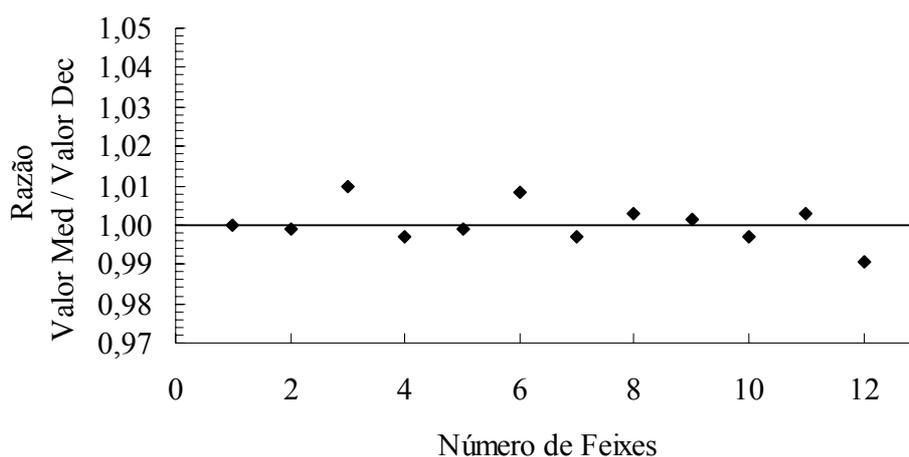


Figura 3.6. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para a Dose na Profundidade de Referência.

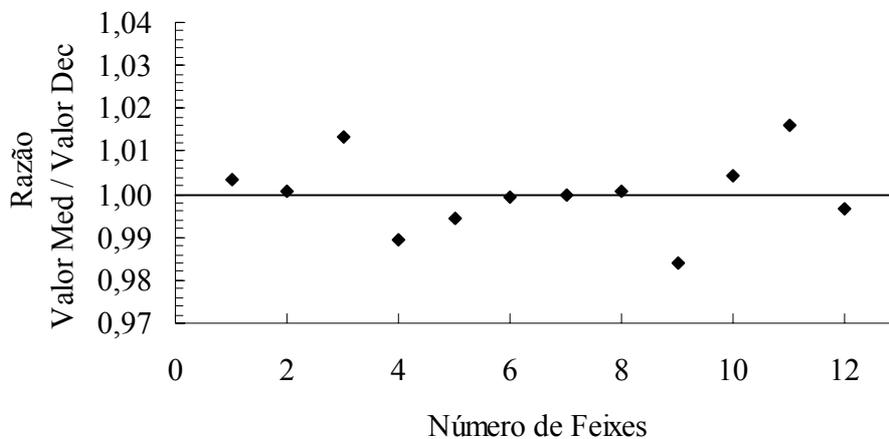


Figura 3.7. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para a Dose num Campo Retangular.

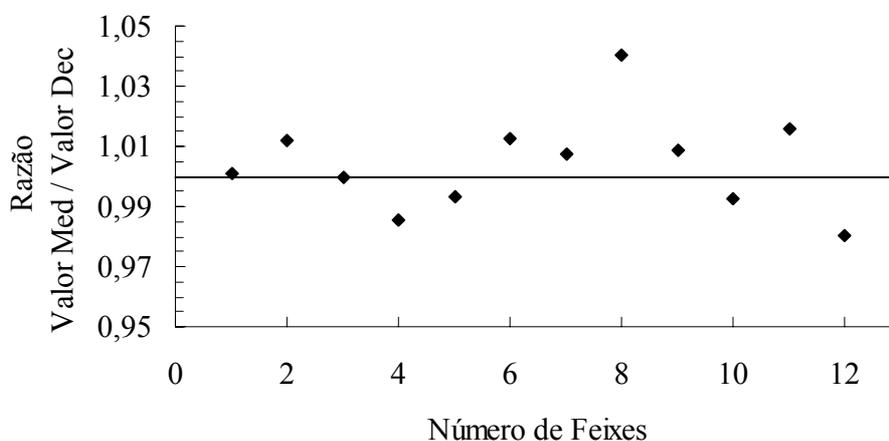


Figura 3.8. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para a Dose em Profundidade.

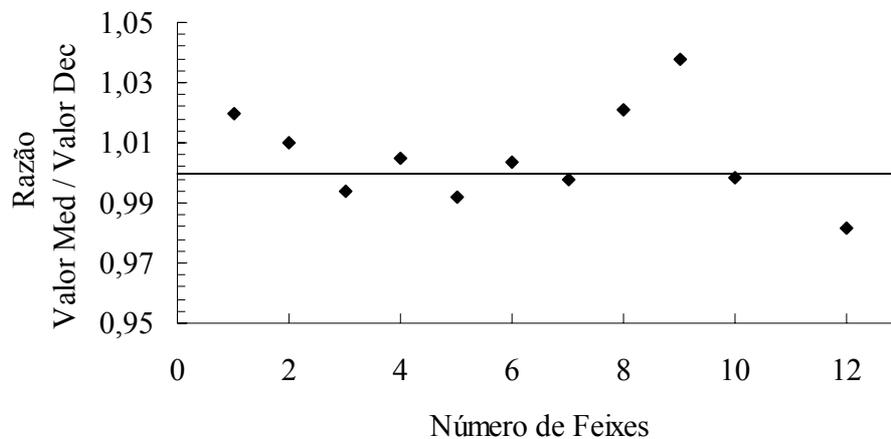


Figura 3.9. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para o Fator Filtro.

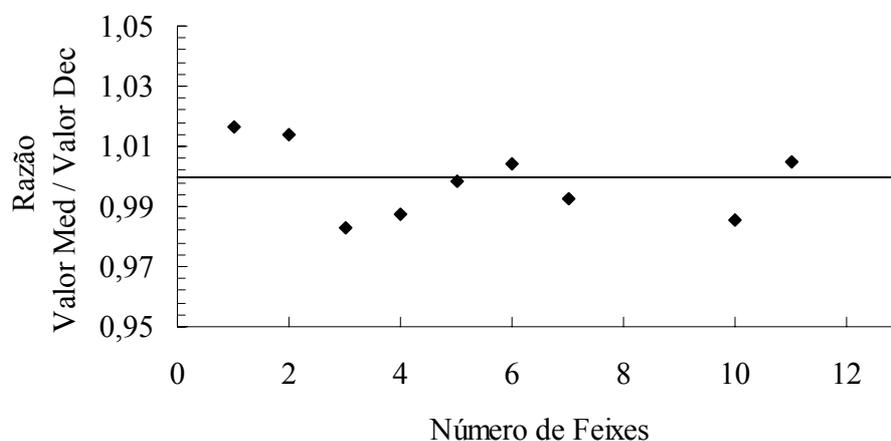


Figura 3.10. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para o Fator Bandeja Lisa.

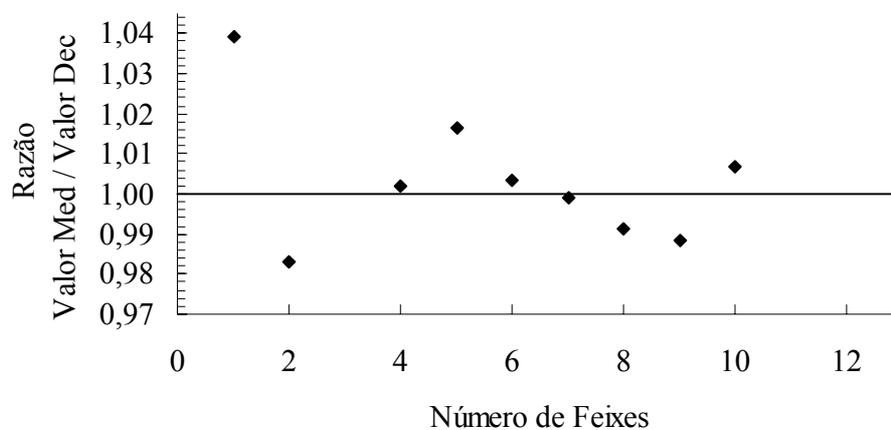


Figura 3.11. Razão entre os valores declarados pelas Instituições e os valores medidos pelo novo sistema para a razão D_{20}/D_{10} .

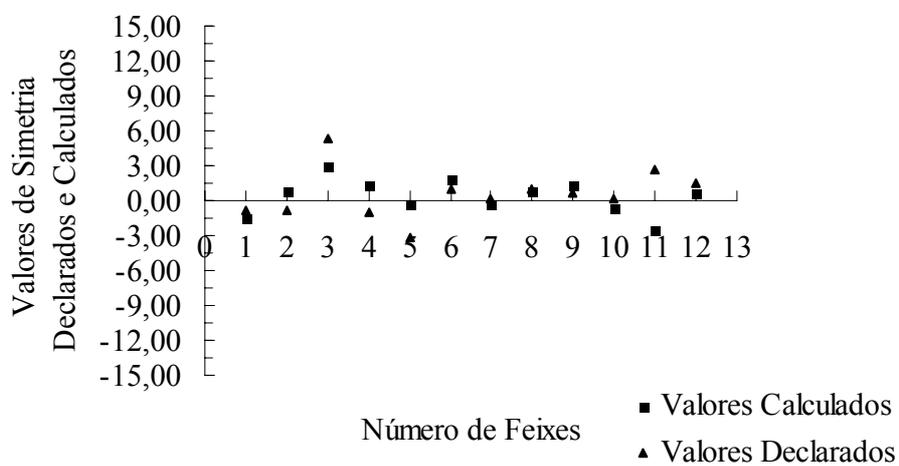


Figura 3.12. Valores percentuais de Simetria Declarados e Calculados.

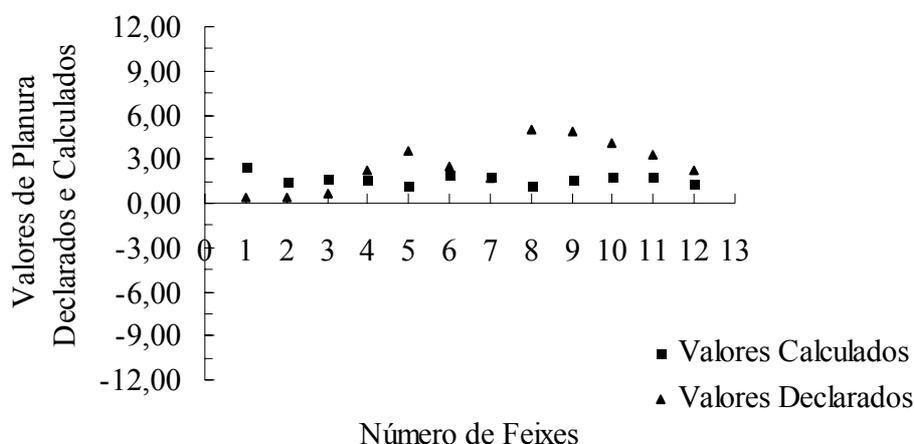


Figura 3.13. Valores percentuais de Planura Declarados e Calculados.

Dos dados da **Tabela 17**, podemos deduzir que os desvios percentuais dos diferentes parâmetros avaliados encontram-se perfeitamente dentro dos limites propostos nos diferentes protocolos. O critério para a avaliação da Dose à profundidade de referência, Dose para um tamanho de campo retangular e Dose em profundidade, segue o recomendado pela IAEA [9] para feixes de fótons. Desvios entre $\pm 3,0\%$ são classificados como nível ótimo; entre $\pm 3,1\%$ e $\pm 5,0\%$ são classificados como de nível de tolerância e acima de $\pm 5,1\%$ como de nível de investigação. Para a classificação dos parâmetros Fator filtro, Bandeja lisa, Razão D_{20}/D_{10} , Planura e Simetria segue-se o critério do TECDOC-1151 da IAEA [13], onde o nível de aceite para os diferentes parâmetros dosimétricos é de 2 ou $\pm 2,0\%$, exceto para a Simetria nos aceleradores que permite um desvio de até $\pm 3,0\%$. No caso da Planura e Simetria, os valores medidos devem ser comparados com os valores de referência que a Instituição possa ter, de preferência os medidos durante o comissionamento do aparelho, não permitindo um incremento maior do que a tolerância especificada, ou seja, se o valor de referência inicial da Planura para um aparelho era de $1,2\%$, então pode ser aceita uma tolerância de até $3,2\%$. No presente trabalho a simetria e a planura do feixe são medidas no sentido transversal ao feixe ou no plano *cross plane*. A classificação destes últimos parâmetros mencionados será em Aceitável ou Não Aceitável.

Os diferentes feixes testados foram avaliados usando um fantoma 28 x 28 x 29,3 cm³ que é o mais comum de se encontrar em todos os hospitais com serviço de radioterapia.

Uma questão de suma importância é a estabilidade da leitora durante o processo de leitura. Ela é controlada pelos **TLD-1** e **TLD-11**, ou seja, a primeira e última leitura do processo. A variação durante o processo de leitura dos diferentes feixes avaliados é mostrada na **Tabela 20**. O critério estabelecido para este parâmetro é o de aceitar ciclos de leitura com uma variação menor do que $\pm 3,0\%$ se bem que a oscilação da leitora, medida com os dosímetros TL anteriormente mencionados, entra no fator de correção **L_{corr}**. Mesmo assim, ele é monitorado.

Tabela 20. Variação da leitora durante o ciclo de leitura para cada feixe.

Feixes	Variação da Leitura (%)
⁶⁰ Co	-2,2
⁶⁰ Co	-0,5
4 MV	0,0
6 MV	0,9
6 MV	0,1
15 MV	0,5
10 MV	-0,5
6 MV	0,6
10 MV	-1,7
6 MV	-0,8
6 MV	-0,9
6 MV	0,9

Se durante o processo de avaliação diferentes desvios fossem detectados ou se vários parâmetros apresentassem problemas, o fato será comunicado à Instituição com o pedido de realização de uma dosimetria a fim de avaliar o possível erro e comunicar de imediato ao

laboratório. Se os erros persistissem, então seria necessária uma visita de uma equipe do próprio laboratório, para avaliar em conjunto as possíveis causas dos erros.

CAPITULO IV

CONCLUSÕES

O novo sistema suporte-braço proposto para a avaliação dos parâmetros dosimétricos em condições de não referencia é de fácil manuseio e reduz as possibilidades de erros devido ao posicionamento do TLD, não interfere no comportamento feixe e portanto na resposta do dosímetro TL.

Baseado nos diferentes testes realizados e feixes avaliados, o novo suporte construído para ser utilizado na irradiação de dosímetros TL em condições de auditoria postal, mostra-se bem eficiente para a avaliação de diferentes parâmetros dosimétricos em feixes de diferentes energias. Observando-se que as variações detectadas nos parâmetros envolvendo Dose ficam entre $\pm 3\%$, confirma-se então uma ótima relação entre a dose calculada e dose administrada, objetivo fundamental da radioterapia e do presente trabalho.

Os parâmetros envolvidos no comportamento e modificação do feixe apresentam uma boa concordância entre os resultados e os limites de tolerância. No caso do D_{20}/D_{10} é mais recomendável irradiar num fantoma de dimensões internas $30,5 \times 38 \times 38 \text{ cm}^3$, já que dessa forma se evita a contribuição por radiação espalhada. A distância do centro do **TLD-9** ou do **TLD-10** até o fundo do fantoma é de 6,4 cm quando usado o fantoma $28 \times 28 \times 29,3 \text{ cm}^3$; o ideal seria 10 cm. Mesmo assim a correlação entre os resultados é boa.

Embora o resultado da avaliação em condições de não referência constitua mais uma ferramenta de verificação, ele não deve substituir de forma alguma os testes dosimétricos de rotina nem ser entendido como uma calibração adicional do aparelho.

Toda vez que forem encontradas dificuldades em algum parâmetro do feixe, será solicitada uma dosimetria à Instituição para a verificação do parâmetro em questão. O resultado dessa dosimetria deve ser informado aos laboratórios de dosimetria do IRD/CNEN ou da AQRT do INCA segundo corresponda. Caso o erro persista, uma visita no local por uma equipe credenciada será necessária.

Os resultados obtidos no presente trabalho avaliam e confirmam mais uma vez o uso do TLD-100 como um ótimo dosímetro a ser utilizado em controles de qualidade na radioterapia com fótons. O suporte desenvolvido fica a princípio em condições de ser testado para feixes de elétrons em condições de referência para as profundidades de 1, 2 ou 3 cm na água, dependendo da energia do feixe utilizado.

O método desenvolvido neste trabalho vai ser implementado como rotina de avaliação postal no Laboratório de Dosimetria Termoluminescente da Área de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer e no Laboratório de Dosimetria do Departamento de Física Médica (DEFISME) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), atendendo fundamentalmente aos interesses educativos e de inspeção regulatória, respectivamente, de cada um deles. Esta implementação coloca o país no reduzido grupo de nações que utilizam de forma própria a dosimetria postal com dosímetros TL em condições de não referência com fins de controle da qualidade dos feixes de fótons usados na radioterapia.

REFERÊNCIAS

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. KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*, 2^a ed, NY, John Wiley and Sons, 1989.
3. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, TG-21. *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beam*. Med. Phys. **10** (6), Nov/Dec 1983.
4. TRS-277. *Absorbed dose determination in photons and electrons beams: An international Code of Practice*. –2nd ed. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 1997.
5. TRS-381. *The use of plane parallel chambers in the high energy electrons and photons beams: An international code of practice for dosimetry*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 1997.
6. 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.
7. PINHEIRO DE LIMA, L., *Implementação da dosimetria termoluminescente para controle de qualidade, calibração e planejamento num serviço de radioterapia*. Tese de Mestrado, USP. Ribeirão Preto, SP. 2001.
8. IVALDO H. FERREIRA., ANDRÉE DUTREIX., ANDRÉ BRIDIER., et al., *The ESTRO-quality assurance network (EQUAL)*. Radiotherapy and Oncology 55 (2000) 273-284.
9. JOANNA IZEWSKA., PEDRO ANDREO., *The IAEA / WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals*. Radiotherapy and Oncology 54 (2000) 65-72.
10. DERREUMAUX, S., CHAUDAUDRA, J., BRIDIER A., et al., *A European quality assurance network for radiotherapy: Dose measurement procedure*. Phys. Med. Biol. 1995; 40: 1191-1209

11. JOHN F WOCHOS., LARRY A., DEWERD L. A., et al., Dubuque. *Mailed thermoluminescent dosimetry reviews in radiation therapy*. Med. Phys. **9** (6), Nov/Dec 1982.
12. STEPHEN W. S. MACKEEVER., MARKO MOSCOVITCH., PETER D. TOWNSEND., *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.
13. TECDOC-1151. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. Viena: Agencia Internacional de Energía Atómica, 2000.
14. VIAMONTE. A., VIEGAS. C., BARDELLA. L. H., et al., *Programa de Avaliação Postal de Feixes de Fótons de Radioterapia com Dosimetria TLD. Resultados parciais*. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Física Médica*. Rio de Janeiro, Outubro, 2001.
15. Informação obtida no site www.thermomp.com firma produtora do Harshaw TLD-100 o dia 8 de dezembro de 2002.
16. DA ROSA. L. A. R., *Dosimetria termoluminescente aplicada à física medica*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, publicação interna, DEFISME/IRD. 2000
17. CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N., and KENNEY G. N., *Thermoluminescent Dosimetry*. (Univ. Wisconsin Press, Madison), 1968.
18. FRANK HERBERT ATTIX., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc, 1986.
19. MCKINLAY A. F., *Thermoluminescent Dosimetry*. Medical Physics Handbook 5. 1981.
20. MAYHUGH, M. R., J. *Colors Centers and the Thermoluminescence Mechanism in LiF*. Appl. Phys. **41**, 4776 (1970).
21. C. YU & G. LUXTON., *TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0,5 cGy to 1000 cGy*. Méd. Phys. **26** (6), june 1999.
22. HOROWITZ, Y. S., *The annealing characteristics of LiF:Mg,Ti*. Radiat. Prot. Dosim. **30**, 219 (1990).

23. MOSCOVITCH, M., SZALANEZY, A., BRUML, W. W., et al., *A TLD system based on gas heating with linear time-temperature profile*. Radiat. Prot. Dosim. **34**, 361 (1990).
24. GORBICS, S.G., NASH, A.E., & ATTIX, F.H., Int. J. Appl. Radiat. Isot. **20**, 843, (1969).
25. BEM-SHACHAR, B., & HOROWITZ, Y. S., *Thermoluminescence in annealed and unannealed LiF:Mg,Ti (TLD-100 Harshaw) as a function of glow curve heating rate and using computerized glow curve deconvolution*. J. Phys D: Appl. Phys. **25**, 694 (1992).
26. SUNTA, C.M., MAZZARO, A.C., & SORDI, G.M.A.A., *Dependence of LiF TLD-100 response on temperature during exposure*. Health Phys. **30**, 309 (1976).
27. HOROWITZ, Y. S., *Fading in LiF:Mg,Ti*. Radiat. Prot. Dosim. **32**, 147 (1993).
28. MOSCOVITCH, M., *Automatic method for evaluating elapse time between irradiation and readout in LiF - TLD*. Radiat. Prot. Dosim. **17**, 165 (1986).
29. J. BARTHE., G. MARINELLO., J. POLLACK., 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.
30. ISPRA COURSES., *Applied Thermoluminescence Dosimetry. Lectures of a course held at the Joint Research Centre, Ispra, Italy, 12-16 November 1979*.
31. SVENSON, H., HANSON, G. P., ZSDANSKZKY, K., *The IAEA/WHO dosimetry service for radiotherapy centers*. 1969 – 1987. SSDL Newsl. 1989; 28:3-21.
32. B. E. BJÄRNGARD., K. R. KASE., B. I. RUDÉN., et al., *Postal intercomparison of absorbed dose for high-energy X rays with thermoluminescent dosimeters*. Med. Phys. 7(5), Sept./Oct. 1982.
33. T. H. KIRBY., W. F. HANSON., D., R. J. GASTORE., et al., *Mailable TLD System for Photon and Electron Therapy Beams*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 12, Number 2, pp. 261-265. February 1986.
34. BLACKBURN`S., *Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*. Medical Physics Publishing Corporation. Madison, Wisconsin. 1989.
35. BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY., *Central Axis Depth Dose Data for use in Radiotherapy*. Supplement 25. British Institute of Radiology. London, 1996.

36. J. IZEWSKA., J. NOVOTNY., J VAN DAM., et al., *The influence of the IAEA standard holder on dose evaluated from TLD samples*. Phys. Med. Biol. **41** (1996) 465-473.
37. JOANNA IZEWSKA & PAWEL OLKO., *Maintenance of the Thermoluminescence (TL) Reference Dosimetry System for Radiotherapy*. Dosimetry Laboratory Procedures DOLP.004. IAEA DMRP-9809, Vienna, October 1998.
38. MAURICIO, C.L.P., *Mini-Curso de Dosimetria Termoluminescente*. Curso de Pós-graduação do IRD. 19-30, novembro, 2001.
39. VIAMONTE M.A., VIEGAS, C.C.B., ARAUJO, A.M.C., et al., *Programa de Avaliação Postal de Feixes de Fótons de Radioterapia com TLD em Condições de Referência. Resultados de um ano de Implementação*. In: Anais do VII Congresso Brasileiro de Física Médica. Campos de Jordão. SP. Junho, 2002.
40. ABNT, INMETRO, SBM, PROGRAMA RH-METROLOGIA, *Guia para a Expressão da Incerteza na Medição*, 2^a Ed. Brasileira em Língua Portuguesa, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, SERIFA Editoração e Informática Ltda., 1998
41. A. BRIDIER., I. FERREIRA., J. CHAUAUDRA., *Etalonnage des Dosimetres Thermoluminescents*. Service de Physique. Institut Gustave-Roussy, Villejuif. In: Atos do EPU. SFPH, Benodet, 3 au 5, avril, 1997.
42. H. NYSTRÖN; P BERA; P NETTE. *Beam Quality Dependence of IAEA TLD`s Irradiated in a Standardized Geometry*. IAEA-SM-330/72. Vienna. 1972.

ANEXOS

Anexo 1.

Folha de cálculo para dosimetria em feixes de ⁶⁰Co, baseado nos protocolos TRS-277 e TRS-381 da IAEA.

Dosimetria na água (TH-780C / INCA) Imprimir

Data: 16/11/2003

Câmara: Wellhöfer IC 70 Serie No: 205
 Eletro metro: Kabyley 35040 Serie No: 56600

Data Re: 20-nov-00
 Data Ad: 16-jan-03

Ro ref.: 288,23 cGy/min
 d = 787 dias

Ro hoje = 217,11 cGy/min
 Tempo error: -0,012 min

Tempo Medidas
 0,50 18,099
 1,50 53,452

Para Y = 1 min
 x (t; error) = -0,012 min

Parâmetros da Reta
 B = 35,353
 A = 0,4221

Time Error
 y = 38,375x + 0,4739
 R² = 1

Rendimento de Referência: 288,23 cGy/mi 20/11/2000 cGy/mi D = 200 cGy
 Energia: 1,25 MV (Co-60) T_{ref} = 1,16 min
 Para T: 1,16 min
 D real = 209,50 cGy
 Diferença entre D_{presc}: -0,25 %

Po: 1017,6 hPa To: 23,2 °C
 Pf: 1017,6 hPa Tf: 22,8 °C
 Média: 1017,6 hPa Média: 23 °C

V = -300 V

Tempo (min)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média (nC)	s%	U ₉₅	U ₉₅ %
0,50	17,998	17,991	17,992	17,989	17,992	17,992	0,019	0,004	0,023
1,50	53,140	53,130	53,140	53,140	53,140	53,138	0,008	0,006	0,010

V = -150 V

Tempo (min)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média (nC)	s%	U ₉₅	U ₉₅ %
0,50	17,995	17,995	17,994	17,993	17,994	17,994	0,005	0,001	0,006
1,50	53,140	53,140	53,140	53,140	53,140	53,140	0,000	0,000	0,000

V = -300 V

Tempo para: (min)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média (nC)	s%	sM%	95% (nC)
1,16	41,020	41,030	41,020	41,020	41,010	41,020	0,02	0,01	0,88

Dp 5cm = Lm x Ptp x Ndar x Sw,air x Pu x Pdis x Pcel Ro scd = 172,35 cGy/min
 R_{max} = 218,71 cGy/min

Lm = 35,146 nC

Raço R_o Calculado / Rendimento Medido no Máximo
 Ptp = 1013,25 x (273,2 + T) / p x (273,2 + 20) Dif (%) = -0,73 %
 Ptp = 1,0059

Ndar = Nk x Kcell x (1-g) x KmKatt
 Ndar = 4,4314

Valores de Referência das Câmaras

Pu = α x Sw_{air} x (μ/p)_{w,wall} + (1-α)Sw_{air} / Sw_{Katt} r = 3,10 mm
 Km x Katt = 0,072 g/cm²
 Pu = 0,9310 twall = 0,986
 α = 0,575

Ps = (YHP2)² - 1 / (YHP2)² - LHL2 Nk = 4,481 cGy/div
 Ps = 1,0000 S_{air} = 1,131 Pag. 82 TRS 381
 S_{air} = 1,002 Pag. 66 TRS 277
 P_{air} = 0,994 Pag. 72 TRS 381
 P_{air} = 1 - (0,004 x r) K_{att} = 1,006 Pag. 68 TRS 381
 P_{air} = 0,9876 (μen/p) = 1,111 Pag. 82 TRS 381

Dose medida a profundidade de 5 cm com a câmara para t = 1,16 min: Do = 201,15 cGy

Raço Dose Calculada para esse tempo / Dose Média com a Câmara: -0,33 %

Dosimetria Co-60

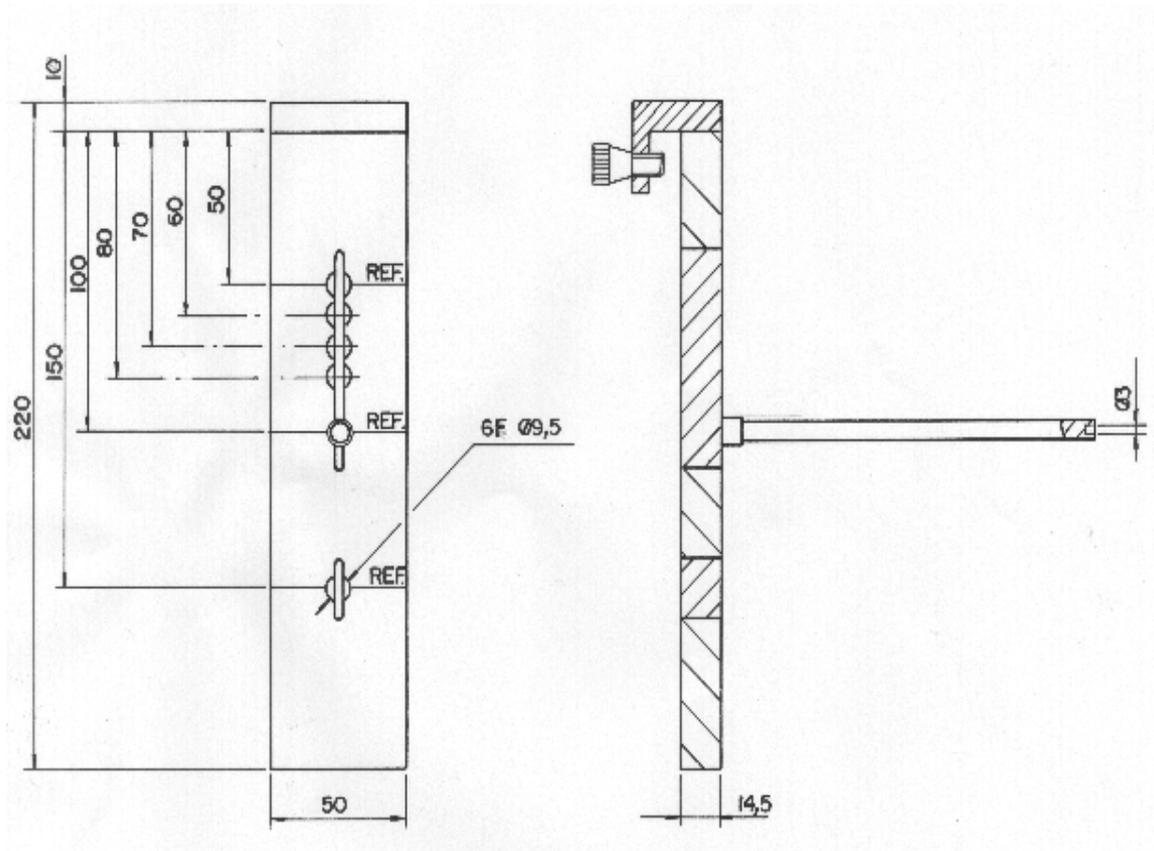
Anexo 2.

Parâmetros do ciclo de leitura da Leitora PCL 3 para o TLD-100.

Parâmetro	Descrição	Valor
Temperatura Forno 1.	Pré-aquecimento.	170 °C
Temperatura Forno 2.	Aquecimento.	300 °C
Alta Tensão PM (negativa)	Tensão da Fotomultiplicadora	- 850 V
Parada posição intermediária.	Tempo de parada entre os fornos.	50 1/10 s
Parada posição dos fornos.	Tempo de parada sobre cada forno.	250 1/10 s
Duração da integração.	Tempo de abertura do obturador da PM.	250 1/10 s
Coefficiente divisor. (a) [1 – 32000]	Transforma unidades relativas em medidas físicas.	100
Decalagem da origem. (b) [número de contagens]	Valor fixo que é subtraído.	0
Modo de funcionamento.	Depende do tipo de leitura.	Normal
Mínimo PM. (RAZ Cálculo) [número de contagens]	Valor mínimo de contagens para cálculo do desvio padrão.	1000
CAG PM	Filtro da PM, varia de acordo com o pó usado.	Azul

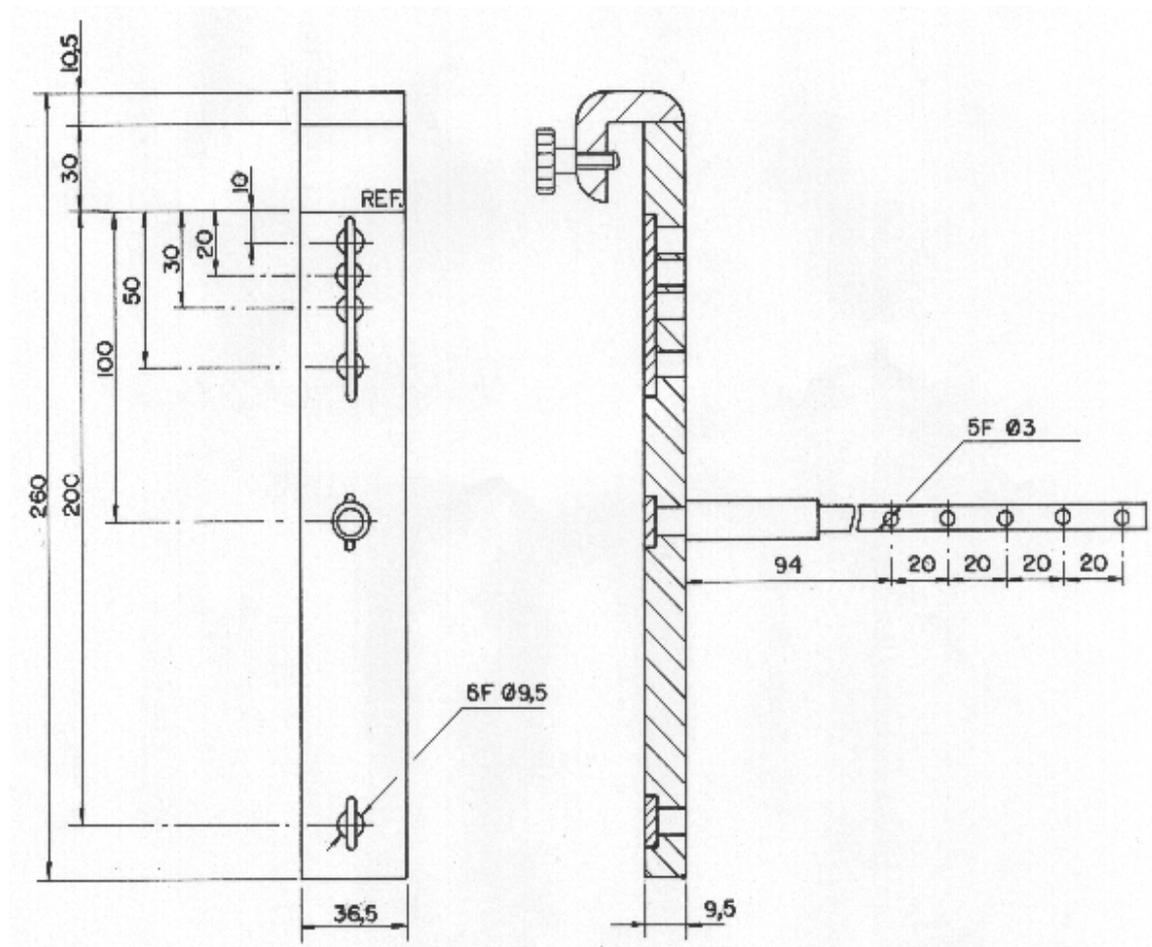
Anexo 3.

Desenho do sistema suporte-braço que se propõe para ser utilizado na irradiação dos TLD de calibração. Todas as medidas estão em mm.



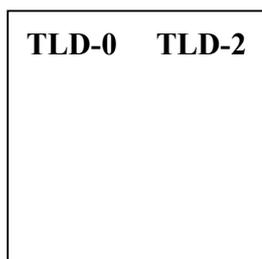
Anexo 4.

Desenho do sistema suporte-braço, que se propõe para ser utilizado nas auditorias postais em condições de não referência. Todas as medidas estão em mm.

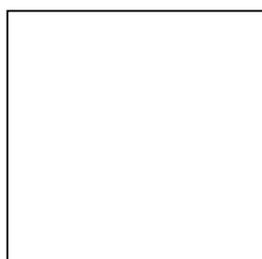


Anexo 5.

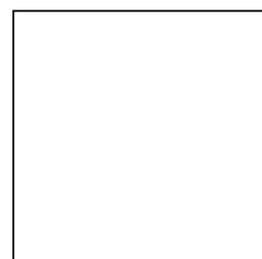
Folha de envio **F-1** dos dosímetros TL para as instituições participantes. Neste caso para feixes de ^{60}Co e Aceleradores Lineares com energia igual ou superior a 10 MV. Para aceleradores entre 4 e 9 MV a caixa marcada com TLD-10 também seria usada.



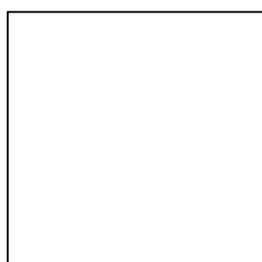
**TLD's de Controle
NÃO IRRADIAR**



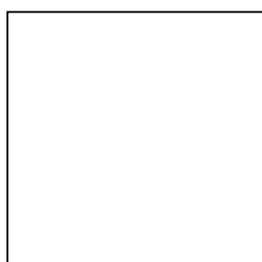
TLD-4



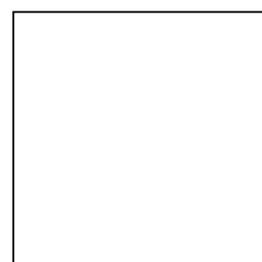
TLD-5a



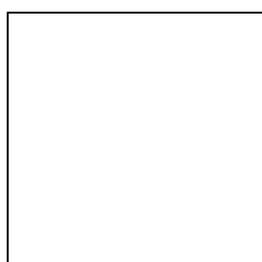
TLD-5b



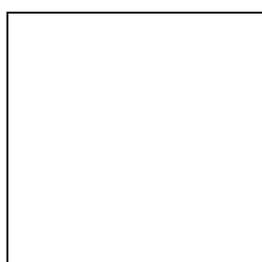
TLD-5c



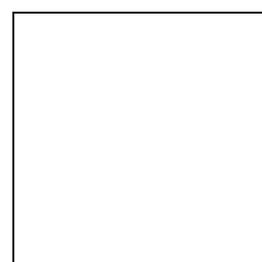
TLD-5d



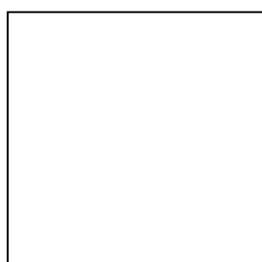
TLD-5e



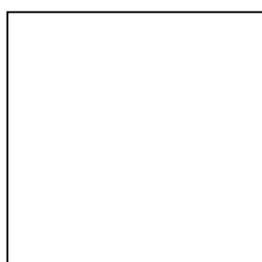
TLD-6



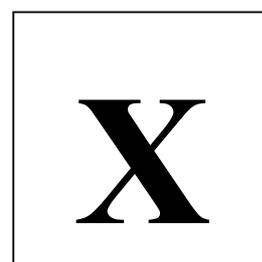
TLD-7



TLD-8



TLD-9



TLD-10

Anexo 6.

Folha **F-2**, onde se recolhem os dados utilizados durante a irradiação dos dosímetros TL na instituição. Neste caso para um feixe de ^{60}Co

- **IMPORTANTE**

- Informe o valor da Dose com duas casas decimais.
- Não mude a ordem de irradiação que se recomenda.
- O suporte será fixado no fantoma de forma tal que quando sejam encaixadas as cápsulas, as mesmas fiquem apontando para o gantry
- A distância de irradiação, SSD ou SAD, dependerá da calibração do seu aparelho.
- O Tamanho de Campo é fixo, 10x10 cm², exceto para a irradiação da **cápsula 8**.
- A profundidade de irradiação é de 5 cm para todas as cápsulas, exceto para a **cápsula 10**.
- Como referência para centrar e fixar o suporte, utilize os lasers e o reticulado e tome como referência a **cápsula 4**, (a primeira a ser irradiada), fixada no centro dos 5 orifícios.
- Confira sempre a horizontalidade da(s) cápsula(s), uma vez encaixada(s).
- As **cápsulas 4, 5a, 5b, 5c, 5d e 5e**, serão irradiadas com uma dose de 200 cGy.
- É importante manter a ordem das **cápsulas 5a, 5b, 5c, 5d e 5e** da direita para a esquerda na hora da retirada.
- A **cápsula 6** será irradiada com o mesmo **TEMPO** de irradiação das cápsulas **4, 5a, 5b, 5c, 5d e 5e**, sendo administrada a metade da dose (metade do tempo) com o colimador girado 90 graus e a outra metade com o colimador girado a 270 graus.
- A **cápsula 7** será irradiada com o mesmo **TEMPO** de irradiação das cápsulas **4, 5a, 5b, 5c, 5d e 5e**.
- A **cápsula 8** será irradiada com uma dose de 200 cGy. O tempo de irradiação dependerá do cálculo realizado para o Tamanho de Campo que se especifica.
- A **cápsula 9** será irradiada com uma dose de 200 cGy. O tempo de irradiação dependerá da profundidade que se escolha 10 ou 20 cm.

TIPO OU MODELO	
Taxa de Dose	cGy/min
Na Data	
SSD <input type="checkbox"/> ou SAD <input type="checkbox"/>	cm
Tamanho de Campo	10 x 10 cm²
Profundidade	5 cm
PDD utilizado	
Dose na cápsula 4	cGy
Tempo	min
Dose nas cápsulas: 5a, 5b, 5c, 5d e 5e	cGy
Tempo	min
Simetria do Feixe	%
Planura do Feixe	%
Filtro Utilizado	Graus
Fator Filtro (Campo 10x10)	
Tempo de Irrad. cápsula 6	min
Fator Bandeja Lisa utilizado	
Tempo de Irrad. cápsula 7	min
Campo Retangular	15 x 5 cm²
FAC utilizado	
PDD utilizado	
Dose na cápsula 8	cGy
Tempo de Irradiação	min
Na Profundidade de	10 cm
PDD	
Tempo de Irrad. cápsula 9	min
Dose na cápsula 9	cGy
Irradiação Feita na Data	

Anexo 7.

Instruções Gerais para a irradiação dos dosímetros TL e o preenchimento da segunda folha com os dados da irradiação.

QUESTÕES GERAIS:

O objetivo da presente avaliação utilizando dosímetros TLD é conferir os seguintes dados dosimétricos relacionados à sua unidade de tratamento de radioterapia:

- Dose na profundidade de referência (5 cm para ^{60}Co e feixes de até 9 MV, 10 cm para feixes acima de 10 MV).
- Simetria e Planura do feixe (sendo que os valores que se reportam devem ser aqueles que foram obtidos durante o comissionamento do aparelho ou que sejam os de referência para os testes anuais).
- Fator de transmissão do filtro em cunha.
- Fator de transmissão da bandeja lisa.
- Dose na profundidade de referência para um campo retangular.
- Índice de qualidade do feixe D_{20}/D_{10} (só para aceleradores lineares).
- Dose em profundidade.

As avaliações serão feitas irradiando-se entre 9 e 10 cápsulas (a quantidade depende do tipo de feixe a testar) contendo LiF:Mg,Ti, TLD-100 em um fantoma de água utilizando **o novo suporte** desenvolvido na Área de Qualidade em Radioterapia do INCA.

IMPORTANTE: OS TLD DEVEM SER IRRADIADOS EM UM INTERVALO DE TEMPO MÁXIMO DE UMA SEMANA APÓS SEREM RECEBIDOS NA INSTITUIÇÃO E DEVOLVIDOS RAPIDAMENTE.

O tempo ou unidades de monitor necessárias serão calculados seguindo o mesmo procedimento usado na rotina diária. Não deve ser feita nova dosimetria antes de irradiar

esses dosímetros TLD, pois a intenção é testar o feixe e os acessórios nas mesmas condições em que estão sendo utilizados no dia a dia.

Pedimos que o manuseio do suporte e do braço seja feito com o máximo de cuidado possível, devido às características frágeis dos mesmos.

VOCÊ RECEBEU UMA CAIXA CONTENDO:

- Instruções gerais para a irradiação dos TLD e do preenchimento da tabela com os dados utilizados na irradiação.
- 2 folhas grampeadas: **F-1** contendo os TLD a serem irradiados, colados com fita crepe e **F-2** com recomendações adicionais e uma tabela onde devem ser colocados todos os dados utilizados na irradiação.
- 1 suporte de Lucite com um parafuso para fixação com 6 orifícios e uma linha guia.
- 2 braços de Lucite com 5 orifícios.

1. INSTRUÇÕES PARA A IRRADIAÇÃO DOS DOSÍMETROS TLD:

Mesmo que aqui se detalhe passo a passo o procedimento para irradiar os TLD, na folha **F-2**, junto com a tabela a ser preenchida com os dados utilizados na irradiação, são oferecidas algumas dicas importantes.

Mais uma vez pedimos para manusear o suporte e o braço com muito cuidado.

1. Todos os dosímetros TLD têm que ser irradiados no mesmo dia.
2. O segundo braço fornecido, só será utilizado caso o primeiro sofra alguma imperfeição.
3. Confira que no seu aparelho, o gantry e o colimador estejam a 0 graus.
4. Se seu aparelho é um ^{60}Co ou um acelerador até 9 MV, pegue o braço de Lucite e coloque-o no quarto orifício do suporte contando da guia para baixo (garante uma profundidade de 5 cm).
5. Se seu aparelho for um acelerador com energia de 10 MV ou superior, pegue o braço de Lucite e coloque-o no quinto orifício do suporte contando da guia para baixo (garante uma profundidade de 10 cm).

6. Coloque o suporte em umas das laterais do fantoma de forma que os cinco orifícios do braço apontem para o gantry do aparelho e fixe-o com o parafuso tendo o cuidado de apertá-lo, **somente** o necessário para que ele não se mexa.
7. Encha o fantoma com água até a guia do suporte. É importante que o nível da água esteja bem junto com a guia, para evitar erros no posicionamento da DFS.
8. Coloque um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
9. Coloque a distância fonte superfície de calibração do seu aparelho (80 ou 100 cm).
10. No braço do suporte, coloque o **TLD-4** no orifício do meio de forma que o mesmo fique apontando para o gantry. Tomando-o como referência, centralize seu sistema utilizando o reticulado e os lasers, de maneira que o centro do campo coincida com o centro do TLD. Fixe a mesa de tratamento. Veja **Figura 1**.

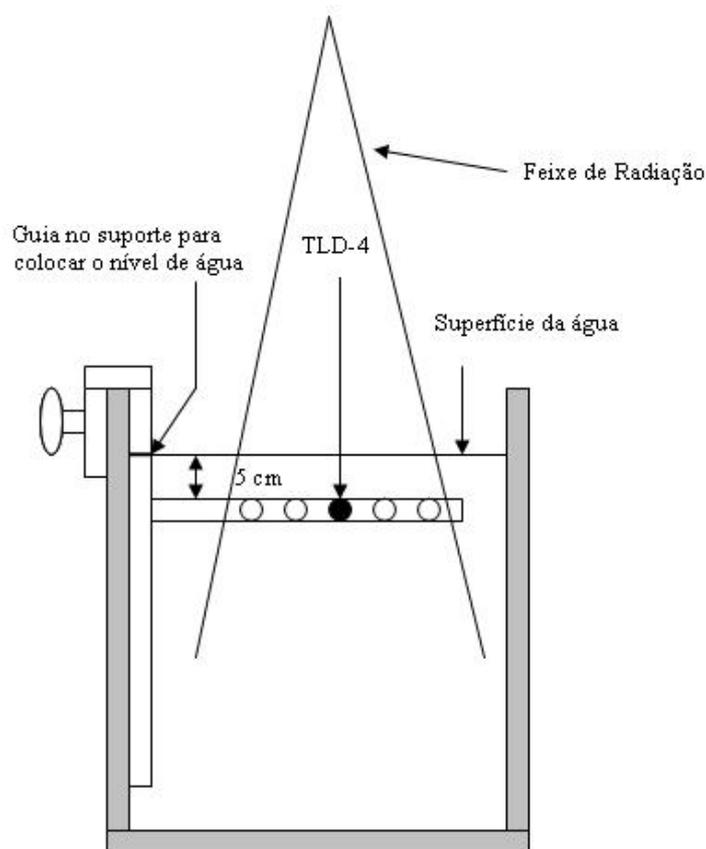


Figura 1. Posicionamento do TLD-4.

11. Confira a horizontalidade do TLD.
12. Com o **TLD-4** na profundidade de 5 ou 10 cm de acordo com o caso (como se

- explicou nos itens 4 e 5), um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma distância fonte superfície de 80 ou 100 cm, conforme o aparelho, irradie-o com uma dose de 200 cGy. Escreva o valor da dose com duas casas decimais (Ex 200,37 cGy ; ou 199,92 cGy) e o tempo de irradiação no quadro correspondente na tabela da folha **F-2**.
13. Coloque o valor do PDD utilizado no quadro da tabela da folha **F-2**.
 14. É de suma importância, toda vez que se colocar um novo TLD, verificar a horizontalidade do mesmo e a centralização no campo.
 15. Uma vez irradiado, retire o **TLD-4** e coloque-o no respectivo quadro na folha **F-1** dos TLD.
 16. Coloque os **TLD-5a**, **TLD-5b**, **TLD-5c**, **TLD-5d** e **TLD-5e**, respectivamente nesta ordem a partir da extremidade do braço conforme a **Figura 2**. Irradie-os com uma dose de 200 cGy, ou seja, a mesma do **TLD-4**. Escreva o valor da dose com duas casas decimais e o tempo de irradiação no quadro correspondente na tabela da folha **F-2**, dados que devem coincidir com os do **TLD-4**.
 17. Na hora da retirada dos TLD é **muito importante** mantê-los na mesma ordem no momento de colocá-los nos respectivos quadros da folha **F-1**. Eles serão utilizados para o cálculo da simetria e planura. **Portanto, manter a ordem é importante.**

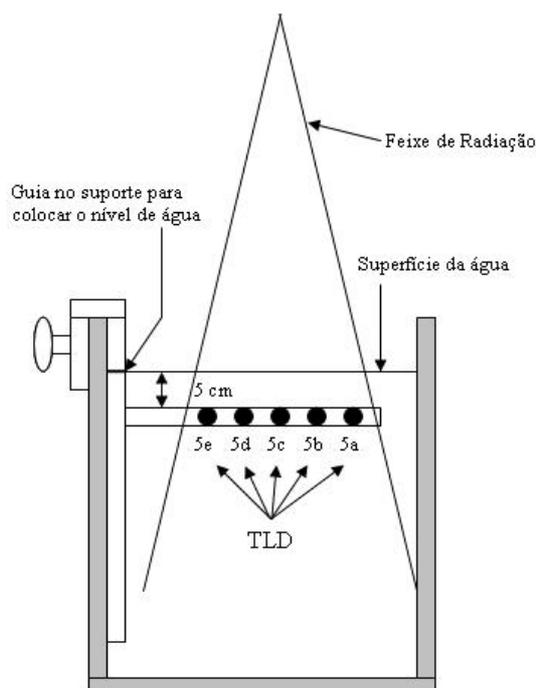
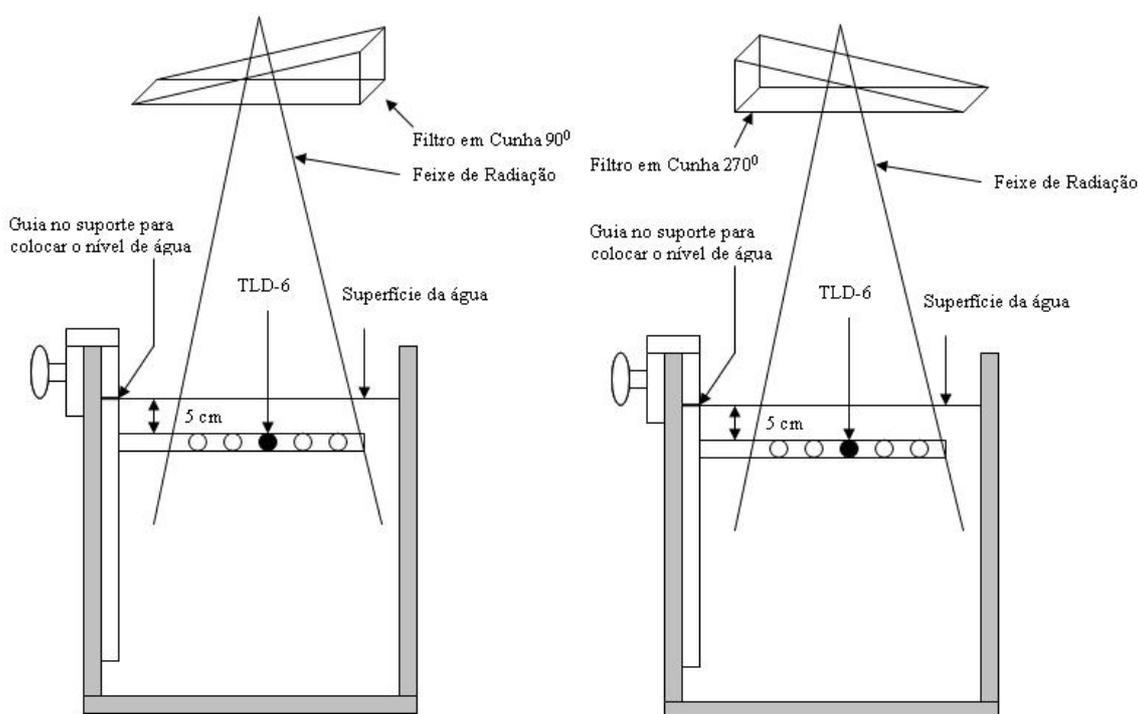


Figura 2. Posicionamento dos TLD-5a, TLD-5b, TLD-5c, TLD-5d e TLD-5e.

18. Coloque o **TLD-6** no orifício do meio, confira sua posição. Coloque o filtro que é mais utilizado na rotina diária.
19. O **TLD-6**, será irradiado **com o mesmo TEMPO** com que foram irradiados os TLD anteriores. Gire o colimador a 90 graus e irradie o TLD com a metade do tempo ou UM utilizadas para fornecer 200 cGy ao **TLD -4**. Logo depois, gire o colimador até 270 graus e irradie o TLD com a outra metade do tempo ou UM. Veja as **Figuras 3 e 4**.
20. Coloque o tipo de filtro e o valor do fator filtro utilizado no quadro da tabela da folha **F-2**.
21. **IMPORTANTE:** Se o tempo ou UM utilizadas não forem divisíveis por 2, então utilize dois valores seguidos que dêem o tempo total. **Exemplo:** Se for um aparelho de ^{60}Co e o tempo para dar 200 cGy é de 1,17 minutos, irradie primeiro com o colimador a 90 graus com 0,58 minutos e depois com o colimador a 270 graus com 0,59 minutos. Se for um acelerador e as UM para 200 cGy forem 235, irradie primeiro a 90 graus com 117 UM e depois a 270 graus com 118 UM.



Figuras 3 e 4. Posicionamento do TLD-6 a 90 e 270 graus.

22. Coloque o colimador novamente a 0 grau e retire o filtro utilizado.
23. Retire o **TLD-6** e coloque-o no respectivo quadro na folha **F-1** dos TLD.
24. Pegue o **TLD-7** e coloque-o no orifício do meio, confira o posicionamento conforme a **Figura 5**.

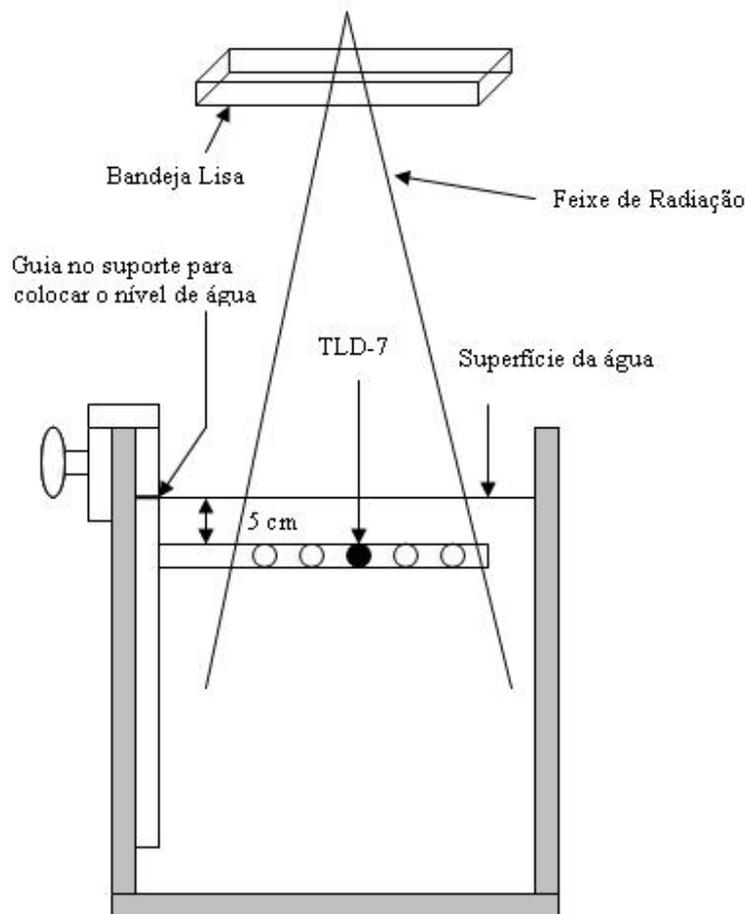
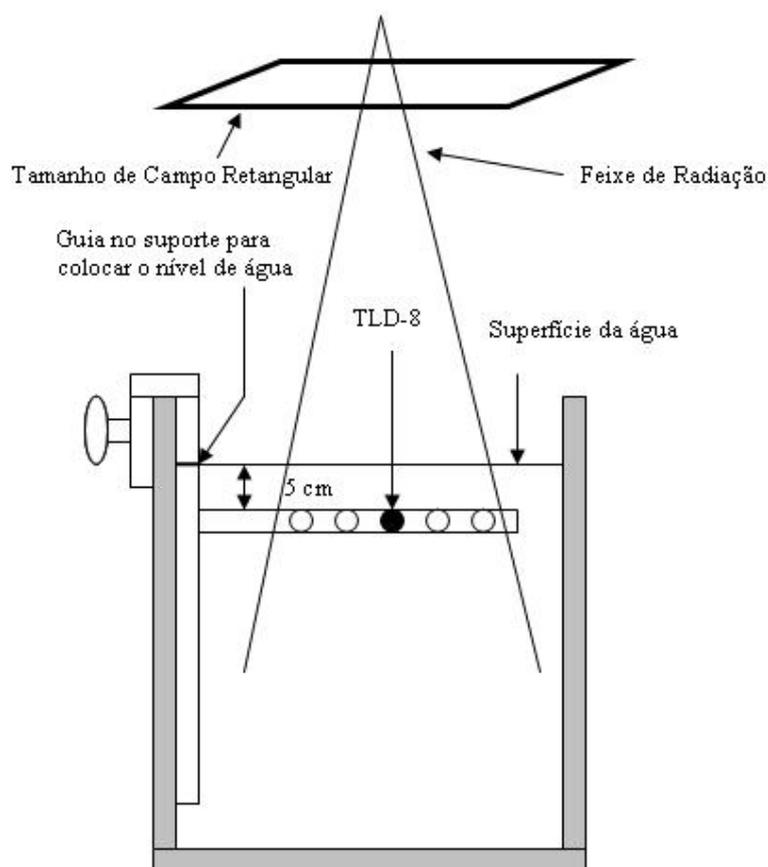


Figura 5. Posicionamento do TLD-7.

25. Coloque a bandeja lisa que é utilizada na rotina do serviço.
26. Irradie o **TLD-7** com o mesmo **TEMPO** com que foi irradiado o **TLD-4**.
27. Coloque o valor do fator bandeja lisa utilizado no quadro da tabela da folha **F-2**.
28. Retire a bandeja lisa.
29. Retire o **TLD-7** e coloque-o no respectivo quadro na folha **F-1** dos TLD.
30. Pegue o **TLD-8** e coloque-o no orifício do meio, confira o posicionamento conforme a **Figura 6**.



Figuras 6. Posicionamento do TLD-8.

31. Mude o tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para o tamanho de campo que se especifica na tabela da folha **F-2**.
32. Irradie o **TLD-8** com uma dose de 200 cGy. Você deverá calcular o campo equivalente e os valores de PDD e FAC para esse campo. Coloque-os no respectivo quadro da tabela da folha **F-2**, assim como o tempo ou UM utilizadas.
33. Coloque novamente um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
34. Retire o **TLD-8** e coloque-o no respectivo quadro na folha **F-1** dos TLD.
35. **Com cuidado** retire o braço do suporte.
36. Os **TLD-9** e **TLD -10** serão irradiados conforme uma das opções a seguir **dependendo do tipo de aparelho que você possui.**

1.1. Opção I : APARELHO DE ^{60}Co

37. Coloque o braço com o **TLD-9** no quinto orifício da guia para baixo, para dessa forma estar a 10 cm em profundidade.
38. Confira as condições para a irradiação conforme **Figura 7**.
39. Irradie o **TLD-9** com 200 cGy e anote o tempo, dose e o PDD utilizado na profundidade de 10 cm, nos quadros correspondentes na tabela da folha **F-2**.
40. Retire o **TLD-9** e coloque-o no respectivo quadro na folha **F-1** dos TLD.
41. Retire o suporte e o braço, seque-os e coloque-os na caixa junto com as folhas **F-1** e **F-2** dos TLD irradiados e os dados da irradiação respectivamente.

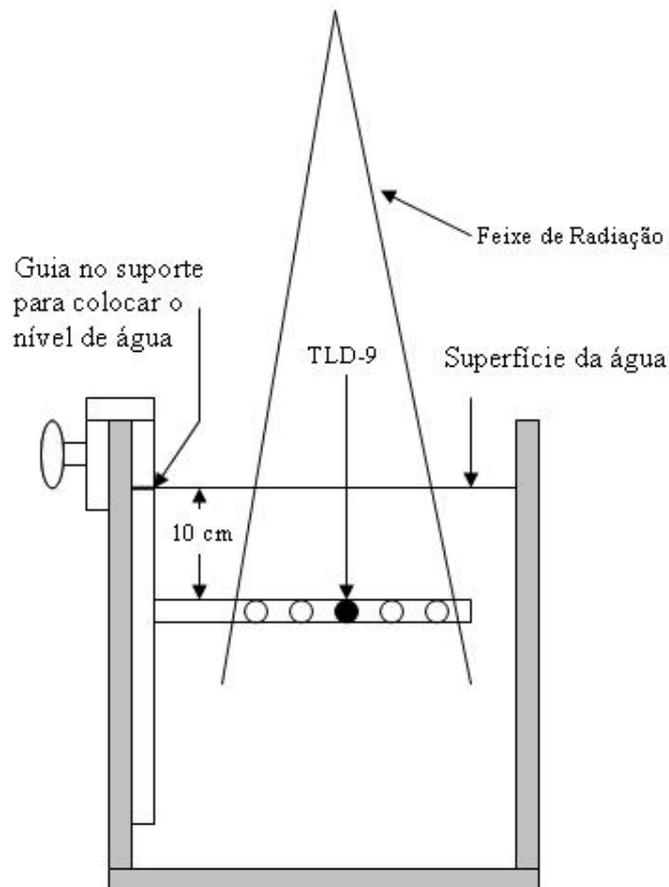


Figura 7. Posicionamento do TLD-9.

1.2. Opção II : ACELERADOR LINEAR COM ENERGIAS ENTRE 4 e 9 MV.

37. Coloque o braço com o **TLD-9** no quinto orifício do suporte contando da guia para baixo, para dessa forma estar a 10 cm de profundidade.
38. Confira as condições para a irradiação conforme **Figura 7**.

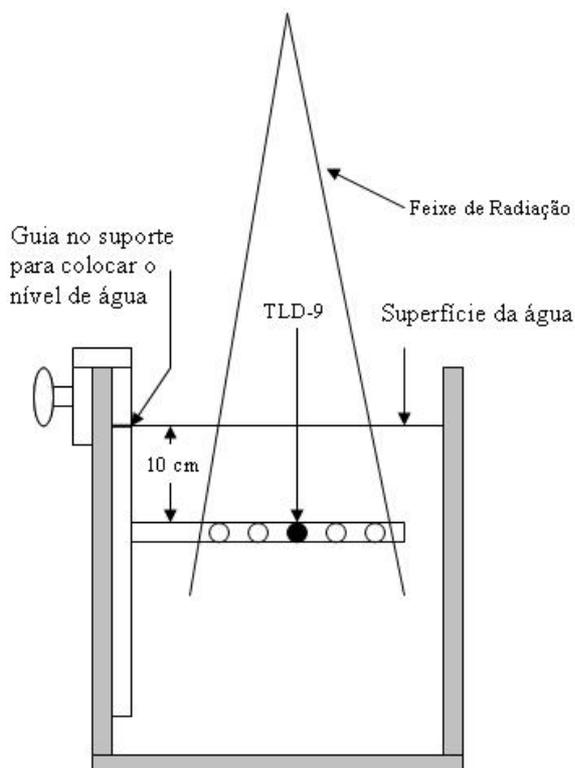


Figura 7. Posicionamento do TLD-9.

39. Irradie o **TLD-9** com as mesmas **UM** com que foi irradiado o **TLD-4** e anote o valor de dose que corresponde a essas condições de irradiação e o valor do seu PDD na profundidade de 10 cm nos quadros correspondientes na tabela da folha **F-2**.
40. Uma vez irradiado o **TLD-9** retire-o junto com o braço.
41. Coloque o **TLD-9** no respectivo quadro da folha **F-1**.
42. Pegue o **TLD-10** e coloque-o no orifício do meio.
43. Coloque o braço com o **TLD-10** no sexto (último) orifício do suporte, contando da guia para baixo, para dessa forma estar a 20 cm de profundidade. Veja **Figura 8**.

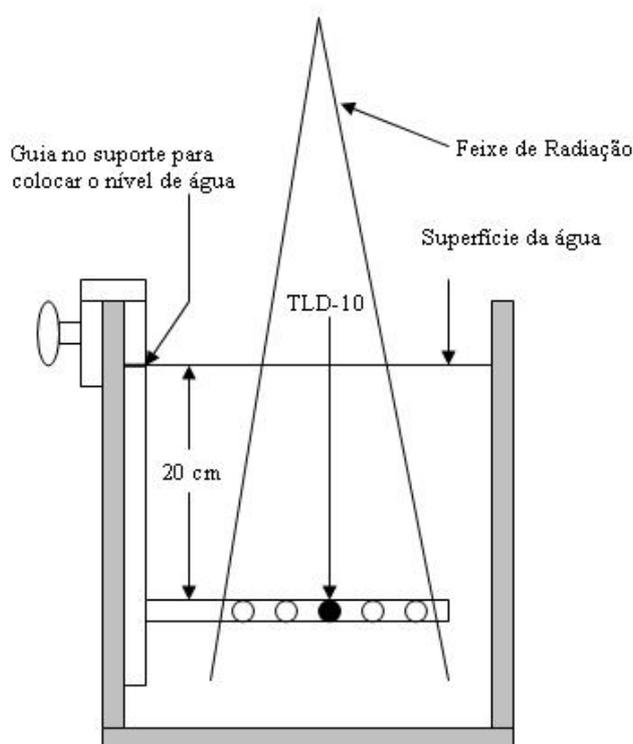


Figura 8. Posicionamento do TLD-10.

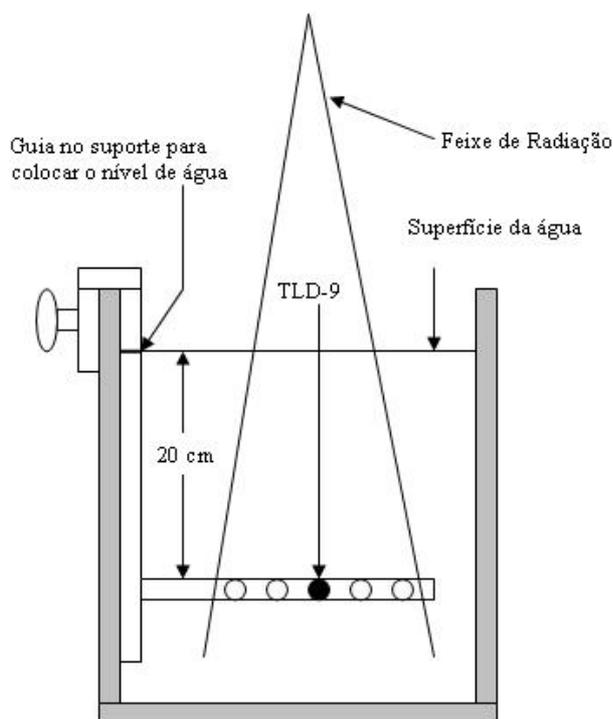
44. Irradie o **TLD-10** com as mesmas **UM** com que foi irradiado o **TLD-4** e anote o valor da dose que corresponde a essas condições de irradiação e o valor do seu PDD na profundidade de 20 cm nos quadros correspondentes na tabela da folha **F-2**.
45. Uma vez irradiado o **TLD-10** retire-o junto com o braço.
46. Coloque o **TLD-10** no respectivo quadro da folha **F-2**.
47. Retire o suporte e o braço, seque-os e coloque-os na caixa junto com as folhas **F-1** e **F-2** dos
TLD irradiados e os dados da irradiação respectivamente.

RECOMENDAÇÃO :

Se seu aparelho permite colocar os filtros em posição IN, OUT, RIGHT ou LEFT, utilize as posições RIGHT e LEFT para irradiar o TLD-6 para a determinação do fator filtro e dessa forma não precisa girar o colimador.

1.3. Opção III: ACELERADOR LINEAR COM ENERGIAS IGUAL OU SUPERIOR A 10 MV.

37. Coloque o braço com o **TLD-9** no sexto (último) orifício do suporte, contando da guia para baixo, para desta forma estar a 20 cm de profundidade.
38. Confira as condições para a irradiação, conforme **Figura 7**.



Figuras 7. Posicionamento do TLD-9.

39. Irradie o **TLD-9** com as mesmas **UM** com que foi irradiado o **TLD-4**. Colocar o valor da dose que corresponde a essas condições de irradiação e o valor do seu PDD na profundidade de 20 cm nos quadros correspondentes na tabela da folha **F-2**.
40. Uma vez irradiado o **TLD-9** retire-o junto com o braço.
41. Coloque o **TLD-9** no respectivo quadro da folha **F-1**.
42. Retire o suporte e o braço, seque-os e coloque-os na caixa junto com as folhas **F-1** e **F-2** dos
TLD irradiados e os dados da irradiação respectivamente.

RECOMENDAÇÃO :

Se seu aparelho permite colocar os filtros em posição IN, OUT, RIGHT ou LEFT, utilize as posições RIGHT e LEFT para irradiar o TLD-6 para a determinação do fator filtro e dessa forma não precisa girar o colimador.

2. INSTRUÇÕES PARA O PREENCHIMENTO DOS DADOS SOLICITADOS NA FOLHA F-2:

OPÇÃO I : APARELHO DE ^{60}Co

Tipo ou Modelo:

Tipo ou modelo de aparelho utilizado. Ex: Theratron 780C, Alcyon II, etc.

Taxa de dose de referência:

Taxa de dose de referência utilizada para o cálculo da dose. Ex: 189,45 cGy/min, 110,01 cGy/min

Na Data:

Data de referência para o cálculo da taxa de dose.

SSD ou SAD :

Se seu feixe está calibrado em SSD ou SAD e o valor da distância fonte superfície ou fonte isocentro.

Tamanho de Campo:

Neste caso não preencher nada, já está 10 x 10 cm², ou seja, o campo padrão utilizado.

Profundidade:

Neste caso não preencher nada, já está 5 cm, ou seja, na profundidade de referência para o feixe de ^{60}Co .

PDD utilizado:

O valor de sua tabela de PDD a 5 cm. Ex: 78,8; 80,4 etc.

Dose na cápsula 4:

Dose administrada ao **TLD-4**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-4**. Ex: 1,17 min; 3,81 min; etc.

Dose nas cápsulas: 5a, 5b, 5c, 5d e 5e:

Dose administrada aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais. Neste caso é o mesmo valor que no **TLD-4**. Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. Neste caso o valor é o mesmo da irradiação do **TLD-4**. Ex: 1,17 min; 3,81 min; etc.

Simetria do Feixe:

Valor de referência da Simetria do Feixe. De preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho ou, no caso, o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,8 % ou 1.7 %.

Planura do Feixe:

Valor de referência da Planura do Feixe, de preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho, ou no caso o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,5 % ou 1.4 %.

Filtro Utilizado:

O tipo de filtro que mais é usado na rotina diária. Ex: 30°; 45°.

Fator Filtro (Campo 10x10):

Valor do fator de transmissão do filtro em cunha utilizado para o campo 10 x10 cm². Ex: 0,615 ou 0,494.

Tempo de Irrad. cápsula 6:

Tempo utilizado para irradiar o TLD-6. É o mesmo que foi utilizado para irradiar o **TLD-4**. Ex: 1,17 min; 3,81 min; etc.

Fator Bandeja Lisa utilizado:

Valor do fator de transmissão da bandeja lisa utilizada na rotina diária. Ex:0,938 ou 0,972.

Tempo de irrad. cápsula 7:

Tempo utilizado para irradiar o TLD-7. É o mesmo que foi utilizado para irradiar **TLD-4**. Ex: 1,17 min; 3,81 min; etc.

Campo Retangular:

Neste caso não preencher nada, já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT. Ex 5 x 15 cm² ou 8 x 20 cm².

FAC utilizado:

Valor do fator abertura do colimador, utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

PDD utilizado:

Valor do PDD utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

Dose na cápsula 8:

Dose administrada ao **TLD-8** no campo irregular. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,01cGy ou 199,97 cGy.

Tempo de Irradiação:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-8**. Ex: 1,24 min; 3,93 min; etc.

Na profundidade de:

Neste caso não preencher nada, já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT. Ex 10 cm.

PDD:

O valor do seu PDD a 10 cm para um campo 10 x 10 cm². Ex. 56,4; 58,7; etc.

Tempo de Irrad. cápsula 9:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-9** na profundidade de 10 cm. Ex: 1,65 min; 4,28 min; etc.

Dose na cápsula 9:

Dose administrada ao **TLD-9**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais. Ex: 201,01cGy ou 198,97 cGy etc.

Irradiação Feita na Data:

Data em que se realiza a irradiação de todos os TLD.

OPÇÃO II : ACELERADOR LINEAR COM UMA ENERGIA ENTRE 4 E 9 MV.

Tipo ou Modelo:

Tipo ou modelo de aparelho utilizar. Ex: Clinac 600C, Clinac 2300 C, Mevatron, etc.

Energia do Feixe:

Valor nominal da energia do acelerador. Ex: 4 MV; 6MV; 9 MV; etc

Fator de calibração:

Fator de calibração do feixe que é utilizado para o cálculo da dose. 1,000; 1,03; 0,998; etc.

D_{20}/D_{10} \square ou TPR $_{20/10}$ \square :

Valor do D_{20}/D_{10} utilizado ou TPR $_{20/10}$ utilizado se for o caso. Ex: 0,5706; 0,5841; etc.

SSD \square ou SAD \square :

Se seu feixe está calibrado em SSD ou SAD e o valor da distância fonte superfície ou fonte isocentro.

Tamanho de Campo:

Neste caso não preencher nada pois já está $10 \times 10 \text{ cm}^2$, ou seja, o campo padrão utilizado.

Profundidade:

Neste caso não preencher nada, já está 5 em cm, ou seja, na profundidade de referência para o feixe.

PDD utilizado:

O valor do PDD na sua tabela a 5 cm de profundidade para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Dose na cápsula 4:

Dose administrada ao **TLD-4**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-4**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Dose nas cápsulas: 5a, 5b, 5c, 5d e 5e:

Dose administrada aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Simetria do Feixe:

Valor de referência da Simetria do Feixe. De preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho ou, no caso, o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,8 % ou 1.7 %.

Planura do Feixe:

Valor de referência da Planura do Feixe. De preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho ou, no caso, o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,5 % ou 2.1 %.

Filtro Utilizado:

O tipo de filtro que mais é usado na rotina diária. Ex: 30°; 45°.

Fator Filtro (Campo 10x10):

Valor do fator de transmissão do filtro em cunha utilizado para o campo 10 x 10 cm². Ex: 0,615 ou 0,494.

Tempo de Irrad. cápsula 6:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-6**. É o mesmo que foi utilizado para irradiar **TLD-4**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Fator Bandeja Lisa utilizado:

Valor do fator de transmissão da bandeja lisa utilizada na rotina diária. Ex:0,938 ou 0,972.

Tempo de irrad. cápsula 7:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-7**. É o mesmo que foi utilizado para irradiar **TLD-4**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Campo Retangular:

Neste caso não preencher nada pois já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT. Ex 5 x 15 cm² ou 8 x 20 cm².

FAC utilizado:

Valor do fator abertura do colimador, utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

PDD utilizado:

Valor do PDD utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

Dose na cápsula 8:

Dose administrada ao **TLD-8** no campo irregular. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,01cGy ou 199,97 cGy.

Tempo de Irradiação:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-8**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Na profundidade de:

Neste caso não preencher nada pois já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT. Ex: 10 cm.

PDD:

O valor do seu PDD a 10 cm para um campo 10 x 10 cm². Ex. 56,4; 58,7; etc.

Tempo de Irrad. cápsula 9:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-9**, na profundidade de 10 cm. E o mesmo **TEMPO** utilizado para irradiar o **TLD-4**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Dose na cápsula 9:

Dose que recebera o **TLD-9** ao ser irradiado na profundidade de 10 cm com as mesmas UM com que foi irradiado o **TLD-4**. Ex:230 UM; 228 UM, etc.

Na profundidade de:

Neste caso não preencher nada, já está predefinido pelo laboratório de dosimetria. Ex: 20 cm.

PDD:

O valor do seu PDD a 20 cm para um campo 10 x 10 cm². Ex: 39,3; 36,2; etc.

Tempo de Irrad. cápsula 10:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-10**, na profundidade de 20 cm. É o mesmo utilizado para irradiar o **TLD-4**. Ex: 230 UM; 228 UM, etc.

Dose na cápsula 10:

Dose que recebeu o **TLD-10** ao ser irradiado na profundidade de 20 cm com as mesmas UM com que foi irradiado o **TLD-4**. Ex:230 UM; 228 UM, etc.

Irradiação Feita na Data:

Data em que se realiza a irradiação de todos os TLD.

OPÇÃO III : ACELERADOR LINEAR COM UMA ENERGIA IGUAL OU MAIOR A 10 MV.

Tipo ou Modelo:

Tipo ou modelo de aparelho utilizar. Ex: Clinac 2300C, Mevatron 74, etc

Energia do Feixe:

Valor nominal da energia do acelerador. Ex: 10 MV ou 15MV; etc

Fator de calibração:

Fator de calibração do feixe que é utilizado para o cálculo da dose. 1,000; 1,03; 0,998; etc

D_{20}/D_{10} ou $TPR_{20/10}$:

Valor do D_{20}/D_{10} utilizado ou $TPR_{20/10}$ utilizado se for o caso. Ex: 0.6421; 0,6509; etc

SSD ou SAD :

Se seu feixe está calibrado em SSD ou SAD e o valor da distância fonte superfície ou fonte isocentro.

Tamanho de Campo:

Neste caso não preencher nada pois já está $10 \times 10 \text{ cm}^2$, ou seja, o campo padrão utilizado.

Profundidade:

Neste caso não preencher nada pois já está a 10 cm, ou seja, na profundidade de referência para o feixe.

PDD utilizado:

O valor do PDD da sua tabela a 10 cm de profundidade para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Ex: 73,0; 62,1; etc.

Dose na cápsula 4:

Dose administrada ao **TLD-4**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Dose nas cápsulas: 5a, 5b, 5c, 5d e 5e:

Dose administrada aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais é a mesma do **TLD-4** Ex: 200,78 cGy ou 199,92 cGy.

Tempo:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy aos **TLD-5a, 5b, 5c, 5d e 5e**. São as mesmas UM utilizadas no **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Simetria do Feixe:

Valor de referência da Simetria do Feixe. De preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho ou, no caso, o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,8 % ou 1.7 %.

Planura do Feixe:

Valor de referência da Planura do Feixe. De preferência o valor obtido durante o comissionamento do aparelho ou, no caso, o valor de referência que é utilizado. Ex: 0,5 % ou 2.4 %.

Filtro Utilizado:

O tipo de filtro que mais é usado na rotina diária. Ex 30°; 45°.

Fator Filtro (Campo 10x10):

Valor do fator de transmissão do filtro em cunha utilizado para o campo 10 x 10 cm². Ex: 0,615 ou 0,494.

Tempo de Irrad. cápsula 6:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-6**. É o mesmo que foi utilizado para irradiar **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Fator Bandeja Lisa utilizado:

Valor do fator de transmissão da bandeja lisa utilizada na rotina diária. Ex:0,938 ou 0,972.

Tempo de irrad. cápsula 7:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-7**, é o mesmo **TEMPO** que foi utilizado para irradiar **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Campo Retangular:

Neste caso não preencher nada pois já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT. Ex: 5 x 15 cm² ou 8 x 20 cm².

FAC utilizado:

Valor do fator abertura do colimador, utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

PDD utilizado:

Valor do PDD utilizado para irradiar com 200 cGy no campo irregular o **TLD-8**.

Dose na cápsula 8:

Dose administrada ao **TLD-8** no campo irregular. Neste caso 200 cGy. Deve ser informada com duas casas decimais Ex: 200,01cGy ou 199,97 cGy.

Tempo de Irradiação:

Tempo utilizado para fornecer os 200 cGy ao **TLD-8**. Ex: 266 UM; 279 UM, etc.

Na profundidade de:

Neste caso não preencher nada pois já está predefinido pelo laboratório de dosimetria da AQRT.
Ex: 20 cm.

PDD:

O valor do seu PDD a 20 cm para um campo 10 x 10 cm². Ex: 45,6; 50,0; etc.

Tempo de Irrad. cápsula 9:

Tempo utilizado para irradiar o **TLD-9**, na profundidade de 20 cm. É o mesmo utilizado para irradiar o **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Dose na cápsula 9:

Dose que recebeu o **TLD-9** ao ser irradiado na profundidade de 20 cm com as mesmas UM com que foi irradiado o **TLD-4**. Ex: 260 UM; 273 UM, etc.

Irradiação Feita na Data:

Data em que é realizada a irradiação de todos os TLD.

Anexo 8.

Planilha “Principal” do Programa de Cálculo, onde são recolhidos os dados gerais da Instituição e a irradiação dos dosímetros TL.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1																
2		Instituição							Data de Irradiação dos TLD-1, TLD-2 e TLD-11				TLD's irradiados na Instituição Dose declarada (cGy)			
3		Laboratório de Dosimetria AQRT							[]				TLD-4	[]		
4													TLD-5a	[]		
5		Endereço							Data de Irradiação dos TLD na Instituição				TLD-5b	[]		
6		Rua do Resende 128, Terceir Andar, Sala 322. Centro							[]				TLD-5c	[]		
7													TLD-5d	[]		
8		Cidade		UF		Código			Data de Irradiação do TLD-3				TLD-5e	[]		
9		Rio de Janeiro		RJ		0037			[]				TLD-6	[]		
10													TLD-7	[]		
11		Físico Responsável			Cargo				Data de Leitura dos TLD				TLD-8	[]		
12		Claudio C. B. Viegas			Físico Responsável				[]				TLD-9	[]		
13													TLD-10	[]		
14		Aparelho		Energia					Data do Cálculo				Parâmetros Declarados pela Instituição			
15		Theratron 780 C		Co-60					18-mar-03				Razão D_{20}/D_{10}	[]		
16													Planura (%)	[]		
17		DFS ou DFI		Profundidade de Irradiação									Simetria (%)	[]		
18		80 cm		5 cm									Fator Filtro	[]		
19													Fator Bandeja	[]		
20		Filtro		Campo Retangular					Lote do Pó							
21		45 Físico		[] cm					H-1							
22																
23		Físicos Responsáveis no Laboratório							TLD's de controle Dose administrada (cGy)							
24		[]							TLD-1 e TLD-11							
25		[]							TLD-2							
26		[]							TLD-3							
27																

Anexo 9.

Planilha “Cálculo” do Programa de Cálculo, onde são mostrados os valores utilizados, os resultados dos diferentes itens avaliados, assim como a oscilação da leitora durante a leitura dos dosímetros TL.

Ordem	Leitura	Média da Leitura	U ₃₅	U ₃₅ x S _d
TLD-1	41	36	7	20,1 12,6
TLD-1	79073	79071	1344	1,7 0,7
TLD-2	79732	1259	1,6	0,4
TLD-2	91973	945	1,0	0,4
TLD-4	77794	625	0,8	0,3
TLD-5	76233	1052	1,4	0,4
TLD-5	78181	1507	1,9	0,8
TLD-5	77595	275	0,4	0,2
TLD-5	78334	273	0,3	0,1
TLD-5	76236	1557	2,0	0,8

Parâmetros	Valor Declarad	Valor Medido	Razão Med/Dac	Desvio (%)	
Dose de Referência	2,0010	2,0021	1,0005	0,1	OK
Dose de Referência	2,0010	1,9973	0,9982	-0,2	OK
Fator Filtro	0,6123	0,6072	0,9916	-0,3	OK
Fator Bandeira Liza	0,9720	0,7707	0,9987	-0,1	OK
Dose Campo Retan	1,9975	1,9867	0,9946	-0,5	OK
Razão D ₃₅ /D ₁₁	0,5803	0,5891	0,9807	-2,0	OK
Dose em Profundid	1,5502	1,5405	0,9937	-0,4	OK
Planura do Feixe	0,5	1,2			OK
Simetria do Feixe	0,5	-0,3			OK

TLD-0	TLD-2	TLD-1	TLD-3	L ₀₀₀₀	T ₁	T ₂
36	79732	79121	91953	50646	6	12

TLD	Valor Declar	F _{dec}	Dec + F ₁₂	Dec + F ₁₂ + F _{12a}	Dec + F ₁₂ + F _{12a} + F _{12b}	Desv Med/Dac	Desv Declarad	Razão D ₃₅ /D ₁₁	Desvio (%)
TLD-4	1,5007	1,9291	1,9404	2,0021	2,0021	2,0021	2,0010	1,0005	0,1
TLD-5a	1,2440	1,9299	1,9058	1,9654	1,9654	1,9654	2,0010	0,9527	-5,2
TLD-5b	1,4092	1,9379	1,9434	2,0103	2,0103	2,0103	2,0010	1,0047	0,5
TLD-5c	1,8958	1,9242	1,9059	1,9973	1,9973	1,9973	2,0010	0,9982	-0,2
TLD-5d	1,9146	1,9423	1,9636	2,0156	2,0156	2,0156	2,0010	1,0073	0,7
TLD-5e	1,3641	1,8920	1,9059	1,9664	1,9664	1,9664	2,0010	0,9827	-1,8
TLD-6	1,1172	1,9329	1,9763	1,2142	1,2142	1,2142	0,0000	EDWHH	100,0
TLD-7	1,2332	1,8858	1,8135	1,9412	1,9412	1,9412	0,0000	EDWHH	100,0
TLD-8	1,3249	1,9121	1,9255	1,9357	1,9357	1,9357	1,9975	0,9846	-0,5
TLD-9	1,4354	1,4854	1,4931	1,5405	1,5405	1,5405	1,5502	0,9937	-0,4
TLD-10	0,7966	0,8055	0,8497	0,8767	0,8767	0,8767	0,8993	0,9749	-2,6

Valor Máximo	Valor Mínimo
2,0156	1,2664

Posição	Dado
-4,5	1,5000
-4	1,2664
-2	2,0103
0	1,9997
2	2,0156
4	1,9664
4,5	1,5000

Anexo 10.

Planilha “Envio” do Programa de Cálculo, onde são mostrados os resultados e características do feixe avaliado. Ela é enviada como relatório da avaliação.



**Instituto Nacional de Câncer - Área de Qualidade em Radioterapia
Laboratório de Dosimetria TLD**

Instituição: Laboratório de Dosimetria AQR
Irradiação executada por: Claudio C. B. Wiegas

Cargo: Físico Médico

Código: 0037
Lote do TLD: H-1

Unidade de Tratamento: Clinac 2300 C/D
Tamanho de Campo: 10 x 10 cm
SSD ou SAD: 100 cm
Profundidade na água: 5 cm
Energia do Feixe: 6 MV
Filtro Utilizado: 30 Físico
Campo Retangular: 15x5
Data da Irradiação na Instituição: 08-mar-03
Data do Cálculo da Dose no PQRT: 18-mar-03

Parâmetros	Valor Declarado	Valor Medido	Razão Med/Dec	Desvio * (%)	Classificação
Dose de Referência	2,0010	1,9997	0,9994	-0,1	Ótimo
Dose Campo Retangular	1,9975	1,9867	0,9946	-0,5	Ótimo
Dose em Profundidade	1,5502	1,5405	0,9937	-0,6	Ótimo
Fator Filtro	0,6123	0,6072	0,9916	-0,8	Aceitável
Fator Bandeja Lisa	0,9720	0,9707	0,9987	-0,1	Aceitável
Razão D₂₀/D₁₀	0,5803	0,5691	0,9807	-2,0	Aceitável
Planura do Feixe	0,5	1,2			Aceitável
Simetria do Feixe	0,5	-0,3			Aceitável

* O desvio relativo positivo correspondente com um valor administrado maior que o declarado e vice-versa.
A incerteza relativa com o medidor de TLD, para a desvio padrão é de: 2,0% para Co-60 e 2,0% para Cs-137

Físicos Responsáveis: _____

IMPORTANTE: Esta informação é fornecida somente como uma verificação independente do feixe e não deve ser entendida como uma calibração do aparelho nem como uma alternativa de calibração freqüente por um físico qualificado.
ELA NÃO CONSTITUI UMA DECLARAÇÃO EM RELAÇÃO À QUALIDADE DOS TRATAMENTOS.

Área de Qualidade em Radioterapia
Rua do Rezende, 128, 3º andar, sala 322, Centro, Rio de Janeiro, RJ, CEP:20230-092
Tel. (xx21) 3970-7830 Fax. (xx21) 3970 7829 E-mail: dosimetriad@yaho.com.br