



COPPE/UFRJ

INCERTEZAS DOS PARÂMETROS AVALIADOS POR UM SISTEMA POSTAL EM
CONTROLE DE QUALIDADE PARA FEIXES DE FÓTONS EM RADIOTERAPIA

Marco Saulo Mello

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Delson Braz

Rio de Janeiro

Fevereiro de 2010

INCERTEZAS DOS PARÂMETROS AVALIADOS POR UM SISTEMA POSTAL EM
CONTROLE DE QUALIDADE PARA FEIXES DE FÓTONS EM RADIOTERAPIA

Marco Saulo Mello

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

Examinada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc

Prof. Edmilson Monteiro De Souza, D.Sc

Profa. Simone Coutinho Cardoso, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2010

Mello, Marco Saulo

 Incertezas dos Parâmetros Avaliados por um Sistema Postal
em Controle de Qualidade para Feixes de Fótons em Radioterapia /
Marco Saulo Mello – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

 XI, 114 p.: il.; 29,7 cm.

 Orientador: Delson Braz

 Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Nuclear, 2010.

 Referências Bibliográficas: p. 101-106.

 1. Incertezas. 2. TLD. 3. Controle de Qualidade. I. Braz,
Delson II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE,
Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Esse trabalho é dedicado à minha mãe Maria e ao meu pai Amaury

AGRADECIMENTOS

A Jesus Cristo, por me guiar por caminhos que culminaram com a realização de mais um propósito que busquei alcançar;

A minha mãe Maria, que sempre esteve comigo sem medir esforços para que eu chegasse a finalizar essa outra conquista;

Ao meu pai Amaury que me ajudou a enfrentar as dificuldades;

Às minhas tias Celeste e Solange, à prima Bia, a dona Heloisa e ao primo Átila, porém, em especial às tias que foram primordiais durante todo esse período em que não só me acolheram, mas que acima de tudo me deram amor, carinho e atenção como se dá a um filho;

Ao meu orientador Delson, que tanto me auxiliou com suas orientações durante o processo de desenvolvimento e conclusão dessa dissertação;

Aos amigos do Programa Qualidade Radioterapia (PQRT-INCA), e em especial ao Claudio e Paul que me proporcionaram todos os mecanismos e subsídios para a minha pesquisa;

A todos os professores que direta e indiretamente contribuíram para essa minha conquista;

A todos que fazem parte da coordenação do curso do mestrado da UFRJ;

Ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) que me ajudaram com o apoio da bolsa;

Ao meu amigo Dalton que assim como eu, também, embarcou nessa jornada e que no começo fomos companheiros de estudos num período que deixamos nossas famílias longes em busca de um sonho;

Aos meus amigos (as) Luiz (Juca), Valmir, Sarah, Antonio Carlos, Eduardo, Alessandra e Luciana que com os jeitos de serem irreverentes combinaram com o meu e que resultou para nós em uma amizade saudável;

A Valéria, que tanto me ajudou na dissertação.

E, por fim, a todos que de uma maneira ou de outra me apoiaram, por isso, só cabe nesse momento dizer “muito obrigado!”.

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

INCERTEZAS DOS PARÂMETROS AVALIADOS POR UM SISTEMA POSTAL EM CONTROLE DE QUALIDADE PARA FEIXES DE FÓTONS EM RADIOTERAPIA

Marco Saulo Mello

Fevereiro/2010

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

O programa de avaliação postal do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT), utilizando o dosímetro TLD-100, objetiva o controle de qualidade analisando a dose absorvida em condições de referência e não referência, para feixes de fótons de ^{60}Co e aceleradores lineares (de 4 MV a 18 MV), com caráter educacional de verificar a dose absorvida administrada no volume alvo (quando o objetivo é a erradicação do tumor primário). Para garantir a eficiência desse programa, um estudo das incertezas que envolvem este procedimento foi feito, analisando alguns parâmetros que influenciam na incerteza da dose absorvida, por exemplo: o desvanecimento, a não linearidade do dosímetro e a dependência energética. Estes parâmetros estão relacionados com o dosímetro TLD-100 e, também, foram analisadas as incertezas dos parâmetros utilizados para avaliação da auditoria postal. Os valores das incertezas estimadas dos parâmetros: dose de referência, dose campo retangular, dose profundidade, fator filtro, fator bandeja lisa, simetria e planura do feixe apresentaram 0,92%, 0,97%, 0,99%, 1,34%, 1,47%, 1,72%, 0,89% para aparelhos de ^{60}Co , respectivamente e 1,23%, 1,74%, 1,66%, 2,02%, 2,12%, 2,51% e 1,23% para aceleradores lineares, respectivamente e a razão $D_{20/10}$ e $\text{TPR}_{20,10}$ apresentaram valores 2,30% e 2,55%, respectivamente. Mostram-se satisfatórias comparadas com as de outros programas postais, como por exemplo, AIEA, porém não há condições de comparar as incertezas dos outros parâmetros nas condições de não referência utilizados pelo programa postal do PQRT, porque ainda não existe semelhante sistema postal no mundo.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

UNCERTAINTIES OF THE PARAMETERS FOR A RATED IN SYSTEM POSTAL
FOR QUALITY CONTROL IN PHOTON BEAM RADIOTHERAPY

Marco Saulo Mello

February/2010

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The Postal Avaliation Program of PQRT (Radiotherapy Quality Control Program), using dosimeter TLD-100, is used for the control of quality, analyzing the absorbed doses in reference and no reference conditions for photon beams to ^{60}Co and linear accelerators (from 4 MeV to 18 MeV), with educational character of verifying the administrated absorbed dose in the target (when the objective is the primary tumor eradication). To ensure the effectiveness of this program, a study of uncertainties surrounding this procedure was done by examining some parameters that can influence the uncertainty of the absorbed dose, for example, fading, non-linearity of the dosimeter and energy dependence. These parameters are related to dosimeter TLD-100 and also analyze the uncertainties of parameters used to evaluate the postal audit. The values of the estimated uncertainty of reference dose, rectangular field dose, maximum depth, filter factor, factor pan, beam symmetry and flatness presented; 0,92%, 0,97%, 0,99%, 1,34%, 1,47%, 1,72%, 0,89% for ^{60}Co apparatus respectively; 1,23%, 1,74%, 1,66%, 2,02%, 2,12%, 2,51%, e 1,23%, 1,23% for linear accelerators respectively, and the ratio $D_{20/10}$ e $\text{TPR}_{20,10}$ presented the values 2,30% and 2,55%, respectively. It is satisfactory comparing with other postal programs, for example, AEIA, but there are no conditions to compare the uncertainties of the other parameters in no reference conditions used for the postal program of PQRT, because there is no similar postal program in the world.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I.....	1
I. 1 INTRODUÇÃO	1
I.1.1 OBJETIVOS	3
CAPÍTULO II	4
II. 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
II. 2.1 Termoluminescência.....	4
2.1.1 Dosimetria Termoluminescente.....	4
2.1.2 Modelo Simplificado de Emissão Termoluminescente.....	5
2.1.3 Matérias Termoluminescentes.....	6
2.1.4 A Curva de Emissão Termoluminescente.....	7
2.1.5 O Fluoreto de Lítio, LiF: Mg, Ti	8
II. 2.2 Características do Fluoreto de Lítio, LiF: Mg, Ti	9
2.2.1 Desvanecimento.....	9
2.2.2 Resposta Termoluminescente em Função da Dose Absorvida.....	10
2.2.3 Sensibilidade.....	11
2.2.4 Dependência com a Energia dos Fótons Absorvidos.....	11
II. 2.3 Tratamento Térmico.....	12
2.3.1 Tratamento Térmico Pré-irradiação à Alta Temperatura.....	13
2.3.2 Tratamento Térmico Pré-irradiação à Baixa Temperatura.....	13
2.3.3 Tratamento Térmico Durante o Processo de Leitura.....	14
2.3.4 Temperatura Durante Processo de Irradiação.....	15
II. 2.4 O Sistema Postal do PQRT.....	16
II. 2.5 Grandezas Físicas.....	18
2.5.1 Exposição (X).....	18
2.5.2 Grandeza e Influência.....	18
2.5.3 Condições de Referência de Dose Absorvida na Água.....	19
2.5.4 Dose Absorvida.....	20
2.5.5 Distância Fonte Superfície.....	20
2.5.6 Porcentagem de Dose em Profundidade.....	21

2.5.7 Plunara e Simetria.....	21
2.5.8 Fator Filtro.....	22
2.5.9 Fator Bandeja.....	22
2.5.10 Tamanho de Campo.....	23
2.5.11 Qualidade do Feixe.....	23
2.5.12 Rastreabilidade das Medidas.....	23
II. 2.6 Avaliação das Incertezas.....	24
2.6.1 Avaliação das Incertezas.....	24
2.6.2 Erros Estatísticos e Sistemáticos.....	26
2.6.3 Avaliação da Incerteza Padrão Tipo A.....	28
2.6.4 Avaliação da Incerteza Padrão Tipo B.....	29
2.6.5 Propagação de Incerteza.....	29
2.6.6 Incerteza Expandida.....	29
2.6.7 Fatores de Abrangência.....	30
2.6.8 Expressão do Resultado.....	33
CAPÍTULO III.....	34
III. 3 MATERIAIS E MÉTODOS	34
III. 3.1 Materiais do Sistema Postal.....	34
3.1.1 Dosímetro-TL.....	34
3.1.2 Forno e Estufa.....	35
3.1.3 O Sistema para Leitura dos Dosímetros	36
3.1.3.1 Programa de Operação.....	37
3.1.4 Conjunto Câmara-Eletrômetro.....	41
3.1.5 Fantoma	42
3.1.6 Fonte Radiotiva Utilizada para Calibração	42
III. 3.2 Métodos do Sistema Postal.....	43
3.2.1 Suportes do Sistema Postal.....	43
3.2.2 Preparação do Dosímetro TL.....	48
3.2.3 Calibração do Dosímetro TL	49
3.2.4 Leitura dos Dosímetros TL.....	50
3.2.5 Irradiação dos Dosímetros TL.....	50

III. 3.3 Avaliação das Incertezas.....	62
3.3.1 Considerações Gerais.....	62
3.3.2 Incertezas na Leitura dos TLDs.....	62
3.3.3 Coeficiente de Calibração do Lote Pó.....	63
3.3.4 Fator de Correção Devido à Dependência da Resposta do Dosímetro TL com a Energia.....	63
3.3.5 Fator de Correção Devido a Não Linearidade da Resposta do Dosímetro TL em Relação com a Dose.....	64
3.3.6 Fator de Correção Devido ao Desvanecimento da Resposta do Dosímetro TL em Função do Tempo.....	65
3.3.7 Dose Bruta.....	67
III. 3.4 Determinação dos Parâmetros.....	68
3.4.1 Dose Absorvida na Água.....	68
3.4.2 Dose de Referência	69
3.4.3 Dose em Profundidade	70
3.4.4 Dose para Tamanho de Campo Retangular.....	71
3.4.5 Fator Filtro.....	73
3.4.6 Fator Bandeja Lisa.....	74
3.4.7 Planura e Simetria.....	76
3.4.8 Índice de Qualidade do Feixe	78
3.4.9 As Incertezas Estimadas e Experimentais.....	80
3.4.10 Desenvolvimento da Planilha de Cálculo Excel.....	81
CAPÍTULO IV.....	83
IV. 4 RESULTADO E DISCUSSÃO	83
IV. 4.1 Considerações Gerais	83
IV. 4.2 Incertezas das Componentes para Determinação da Dose Absorvida na Água e os seus Parâmetros Avaliados	83
IV. 4.3 Incertezas do Índice de Qualidade do Feixe	85
IV. 4.4 Incertezas Parâmetros Fator Filtro e Fator Bandeja	85
IV. 4.5 Incertezas dos Parâmetros Simetria e Planura	86
IV. 4.6 Incertezas Experimentais e Estimadas dos Parâmetros Avaliados pelo	86

Sistema Postal	
CAPÍTULO V	99
V. 5 CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES	99
V. 5.1 TRABALHOS FUTUROS.....	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
ANEXOS	107

CAPÍTULO I

I. Introdução

Há pouco mais de um século da descoberta das radiações ionizantes, o seu uso com fins terapêuticos vem aumentando e aperfeiçoando-se cada vez mais. Na Radioterapia é primordial o controle das doses administradas aos pacientes, quando a finalidade consiste em curar ou controlar a propagação da doença e minimizar a probabilidade de complicações nos tecidos normais. Contudo, o relatório 24 da Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU REPORT 24, 1976) recomenda que a dose absorvida no volume-alvo tenha uma exatidão de $\pm 5\%$, quando o objetivo é a erradicação do tumor primário.

Para garantir uma exatidão de $\pm 5\%$ na dose absorvida administrada ao paciente, existe a necessidade de um método que verifique se as condições de irradiação estão corretas. O método deve ser prático e simples de aplicar, de maneira que não interfira na rotina de trabalho dos serviços de Radioterapia. Este método de verificação dos equipamentos e controle de dose é conhecido como Controle de Qualidade. Deve estar presente em todas os serviços de Radioterapia e deve ser submetido, periodicamente, a uma auditoria externa. (CNEN-NN-3.01, 2005; TECDOC 1151, 2000; ANVISA RDC-20, 2006).

Os controles da qualidade em Radioterapia são freqüentes e comuns. Um dos métodos utilizados para a verificação dos parâmetros que fazem parte do planejamento do tratamento é a dosimetria física. Utiliza-se dosímetros tipo câmara de ionização para medida de dose em diferentes configurações e profundidades (VIAMONTE, 2003). Entretanto, é possível a utilização de dosímetro termoluminescente (TLD) com a mesma finalidade (PINHEIRO DE LIMA, 2001 e JOHN, *et al.*, 1982). Esse material termoluminescente já vem sendo usado na medicina como dosímetro desde 1950, com os trabalhos de Daniels e Wikins na Universidade de Wisconsin nos Estados Unidos (VIAMONTE, 2003), embora no início o TLD não tenha sido utilizado como rotina devido

ao seu alto custo. Porém, com o desenvolvimento científico e tecnológico, tornou-se comum o uso de TLD na verificação de dose absorvida em feixes de fótons e elétrons.

Alguns países com um alto nível de desenvolvimento na radioterapia como, por exemplo, EUA, Canadá, Coreia do Sul, China e República Tcheca possuem programas de auditoria postal envolvendo o uso de dosímetros TL. Os resultados publicados confirmam que os sistemas postais de avaliação usando dosimetria termoluminescente são mais uma ferramenta para auxiliar a verificação do índice de exatidão na dose administrada nos pacientes de radioterapia. (PINHEIRO DE LIMA, 2001 e JOHN, *et al.*, 1982).

No ano de 1999, teve início no Instituto Nacional de Câncer (INCA) um projeto com vista à padronização do Controle de Qualidade em Radioterapia no Brasil: A criação do Programa de Controle da Qualidade em Radioterapia (PQRT). Dentro deste programa existem duas atividades em radioterapia: auditorias locais, onde um físico visita o serviço a ser avaliado e realiza medições diretamente no equipamento, e existe a auditoria postal, com o uso de dosímetros termoluminescentes.

O objetivo inicial do sistema postal era verificar apenas a dose fornecida em condições de referência para feixes de fótons (VIAMONTE, VIEGAS, BARDELLA, *et al.*, 2001). A partir de 2003, começou também a examinar dose em condições de não referência. O sistema postal do PQRT realiza auditoria postal em 98% dos serviços de radioterapia do Brasil e alguns países da América Latina. Essa auditoria postal tem caráter educativo.

O termo Controle da Qualidade na Radioterapia envolve um rigor dosimétrico que desempenha fundamental importância na medição da dose absorvida administrada no tratamento radioterapêutico, entretanto, todo processo de medição possui limitações relacionadas com as incertezas dos instrumentos e dos métodos utilizados. Sendo assim, utiliza-se o conceito de incerteza para quantificar e determinar a qualidade da medição, possibilitando, assim, alcançar as intercomparações dos resultados e também com os valores de referência provenientes de especificações e/ou normas.

O termo condição de referência é utilizado quando se mede um valor de dose padronizado. É bom lembrar que estes procedimentos estão descritos no protocolo TRS-398 (IAEA, 2000), pela Agência Internacional Energia Atômica (IAEA). Antes da publicação do TRS-398, foram publicados os Technical Reports Série N° 277 (IAEA, 1987 e 1997) e o

TRS N° 381 (AIEA, 1997), destaque, principalmente, para o TRS N° 277 em 1987, que teve como finalidade normatizar os procedimentos de dosimetria. Este código internacional de prática foi preparado aproveitando as informações disponíveis nos protocolos nacionais vigentes para fornecer ao usuário um documento claro e compreensível com propósito de ser seguido com facilidade. Seu objetivo era atender a todos os hospitais que prestam serviços de radioterapia, servindo como documento útil aos especialistas em física aplicada à medicina e à comunidade radioterapêutica, ajudando a alcançar um grau aceitável de uniformidade no mundo inteiro quanto à administração de dose de radiação. Este protocolo teve um grande valor para rede de Laboratórios Secundários de Calibração Dosimétricos (LSCD) no que se refere a facilitação, a exatidão e a consistência de suas determinações de doses absorvidas, bem como a padronização da dosimetria de radiação. E, pela primeira vez, foi introduzida uma avaliação de incertezas que não constava em nenhum protocolo.

Com a implementação do novo sistema postal, o PQRT começou a examinar a dose absorvida em condições de não referência. Novos parâmetros nunca antes analisados via postal fizeram com que toda a sua metodologia inédita de cálculo fosse estudada através da propagação das incertezas das suas medições.

Por serem parâmetros inéditos no mundo, apenas a incerteza da dose na condição de referência poderia ser comparada com outros sistemas postais (IZEWSKA, et al., 2008, KIRBY, et al., 1992 e DERREUMAUX, et al., 1995).

1.1 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo realizar uma análise dos componentes das incertezas envolvidas neste sistema de auditoria postal, implementados pelo Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT), em condição de referência e não referência para feixes de fótons (^{60}Co e aceleradores lineares). Para isso foram analisadas as incertezas dos resultados dos parâmetros dose referência, dose em profundidade, dose no campo retangular, índice de qualidade, fator filtro, fator bandeja, simetria e planura, em 120 instituições auditadas pelo PQRT entre os anos de 2006 e 2008.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Termoluminescência

Muito provavelmente a termoluminescência já era conhecida pelos homens da pré-história no interior de uma caverna, pois ficavam ao redor de uma fogueira admirando com estranheza a luz emitida por algumas pedras depois de serem aquecidas ao fogo. (ROSA, 2000).

Alguns materiais quando aquecidos, após sofrerem uma exposição à radiação ionizante, são capazes de emitir luz. Esses materiais que apresentam esta propriedade são chamados de Radiotermoluminescentes ou, como são mais conhecidos, de termoluminescentes (TL). Os dosímetros possuem como característica a condição de manter a proporcionalidade entre a energia depositada e a luz emitida (ROSA, 2000).

2.1.1 Dosimetria Termoluminescente

A história da dosimetria termoluminescente teve início no mesmo tempo da descoberta dos raios X por Röntgen em 1895. Os primeiros trabalhos apresentados formam a base do uso da dosimetria TL em medicina, que foram realizados por F. Daniels, no início da segunda metade do século XX na Universidade de Wisconsin. (ROSA, 2000). Daniels descreveu a primeira aplicação clínica do fósforo TL:LiF (ROSA, 2000; DANIELS, *et al.*, 1953).

Este trabalho irá se ater, preferencialmente, à dosimetria TL, usando o dosímetro LiF:Mg,Ti para o controle de qualidade na radioterapia para feixes de fótons. A dosimetria TL tem demonstrado ser uma ferramenta de controle confiável para feixe de fótons e elétrons, com uma eficiência ao longo do tempo para conferir uma boa qualidade

nos aspectos dosimétricos de um tratamento (PINHEIRO DE LIMA, 2001 e JONH, *et al.*, 1982)

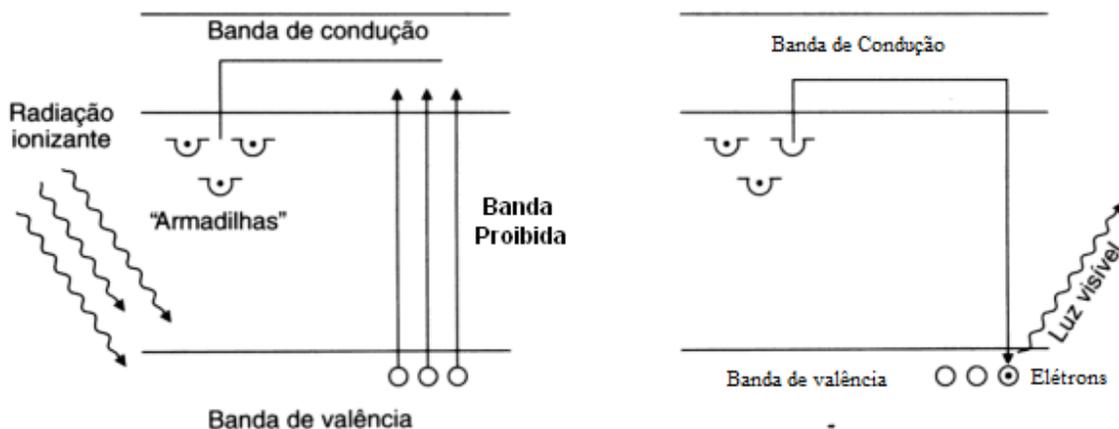
2.1.2 Modelo Simplificado de Emissão Termoluminescente

A termoluminescência pode ser esquematizada através da existência de dois estágios fundamentais: O estágio 1- a perturbação do sistema em equilíbrio levando-o para um estado metaestável; e o estágio 2 - 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, a luminescência como resultado do relaxamento do sistema durante o retorno à estabilidade.

A finalidade central da dosimetria TL é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo (STEPHEN, *et al.*, 1995).

Esse fenômeno pode ser explicado com a utilização do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução com vacâncias. Entre elas, há uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos aos elétrons e, por isso, denominada banda proibida (ROSA, 2000).

A radiação ionizante incidente faz com que os elétrons da banda de valência passem para a banda de condução, onde estão livres para se movimentar e cárem nas armadilhas, que se encontram na banda proibida originados pelos dopantes introduzidos na rede cristalina do cristal, produzindo assim, níveis de energias metaestáveis. De acordo com a profundidade da armadilha em relação à banda de condução, os elétrons podem ficar presos por tempos indefinidos, conforme a **Figura 2.1a**. Nestes casos, quando o material é aquecido, os elétrons que estão nas armadilhas adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência. Como resultado desse novo arranjo, há emissão de luz, de acordo com a **Figura 2.1b** (STEPHEN, *et al.*, 1995 e SILVA, 2003).



2.1a. Irradiação

2.1b. Aquecimento

Figuras 2.1a e 2.1b. Esquema da termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia(VIAMONTE, 2003).

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar ao seu estado original. Para isso, é necessário um tratamento térmico com aquecimento até uma temperatura superior à de leitura, a fim de que todos os elétrons e armadilhas retornem aos seus estados iniciais (ROSA, 2000).

2.1.3 Matérias Termoluminescentes

Na natureza existem vários materiais TL, porém para serem considerados adequados para uso prático precisam ter certas características essenciais, por exemplo: (ROSA, 2000 e CAMERON, *et al.*, 1968).

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

Nenhum material termoluminescente encontrado na natureza reúne todas as características anteriormente mencionadas. Sendo assim, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficaz possível, vários materiais vêm sendo propostos, reunindo, assim, várias das características mencionadas anteriormente, apresentando um compromisso razoável entre elas, oferecendo diferentes vantagens, dependendo da aplicação a que serão submetidos.

2.1.4 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 (STEPHEN, *et al.*, 1995). A curva de emissão representa a intensidade de luz emitida por um material termoluminescente em função da temperatura ou do tempo de aquecimento a que este é submetido. Essa curva apresenta vários picos de emissão, que variam conforme a quantidade de armadilhas presentes no material e suas profundidades. Adota-se como a resposta de um dosímetro TL a área correspondente sob a curva de emissão TL localizados aproximadamente entre 180 °C e 280 °C, onde se encontram os picos 4 e 5. A **Figura 2.2** apresenta a curva de emissão termoluminescente, característica do LiF:Mg,Ti irradiado à temperatura ambiente (VIAMONTE, 2003).

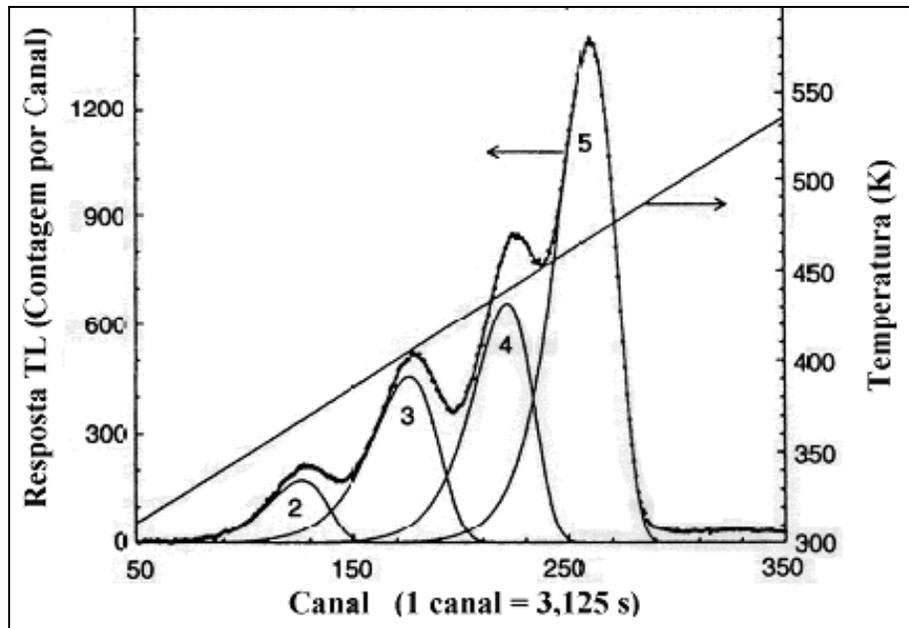


Figura 2.2 Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com fótons à temperatura ambiente. (VIAMONTE, 2003)

2.1.5 O Fluoreto de Lítio, LiF:Mg,Ti

O dosímetro TL de fluoreto de lítio é um halogeneto alcalino com uma densidade $2,6\text{g/cm}^3$ e com um número atômico próximo ao tecido humano, ainda tendo como propriedade a condição de ser insolúvel em água e possuindo uma eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04 % (ATTIX, 1986), portanto é o dosímetro mais utilizado nas aplicações médicas, e também usado na dosimetria ambiental e na dosimetria pessoal.

Comercialmente, o fluoreto de lítio produzido pela Thermo RMP do Reino Unido (CAMERON, *et al.*, 1968) 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, estas impurezas passam a capturar elétrons que saem da banda de valência (STEPHEN, *et al.*, 1995; ROSA, 2000; MCKINLAY, 1981 e VIAMONTE, 2003).

Existe um exagero de carga positiva na rede cristalina no fluoreto de lítio, que implica na formação de armadilhas. Isso ocorre por causa 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 (1970). Este modelo permite demonstrar os picos de emissão do material TL a temperaturas compreendidas entre 50 °C e 450 °C (VIAMONTE, 2003). De todos os picos de emissão do LiF:Mg,Ti, aproximadamente dez, só os chamados picos 4 e 5 são utilizados, por causa da sua estabilidade. (ROSA, 2000). O pico 6 pode ser usado na dosimetria de nêutrons e partículas pesadas (ROSA, 2000).

2.2 Características do Fluoreto de Lítio, LiF:Mg,Ti

2.2.1 Desvanecimento

O desvanecimento é uma característica de todo dosímetro TL que se baseia na liberação espontânea dos elétrons das armadilhas, proporcionando recombinações e, como consequência, emissão de luz pelo material. Assim, um dosímetro TL irradiado nunca vai reter 100 % das cargas armadilhadas. A grandeza responsável por este fato é, fundamentalmente, a temperatura dando energia térmica para liberação dos elétrons das armadilhas (STEPHEN, *et al.*, 1995 e ROSA, 2000). Porém, fatores como armazenamento, luz e umidade também podem influenciar. Os dados publicados apontam para um desvanecimento entre 10 % mensal e 1 % ao ano (HOROWITZ, 1993), sendo que os picos 2, 3 e 4 desvanecem mais rápido do que o pico 5 (MOSCOVITCH, 1986).

O LiF:Mg,Ti tem um baixo desvanecimento após irradiado. A **Figura 2.3** mostra a normalização do desvanecimento em 1 dia do dosímetro TL LiF:Mg,Ti irradiado e não irradiado.

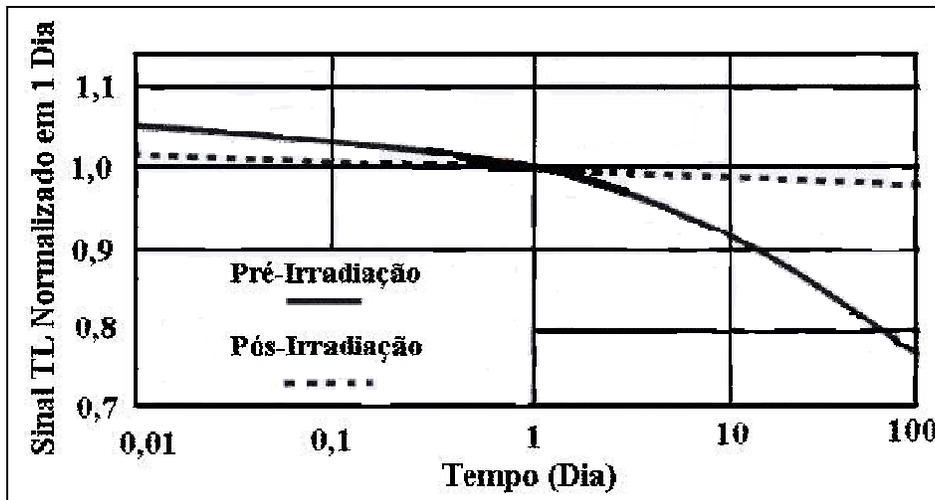


Figura 2.3 Desvanecimento do LiF:Mg,Ti antes e depois de irradiado (VIAMONTE, 2003)

2.2.2 Resposta Termoluminescente em Função da Dose Absorvida

A resposta termoluminescente em função da dose absorvida é uma relação complexa, onde se precisam de diferentes fatores de correção do sinal 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 2.4**.

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 (C. YU & G. LUXTON, 1999). Por causa disso 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 empregado 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 (STEPHEN, *et al.*, 1995).

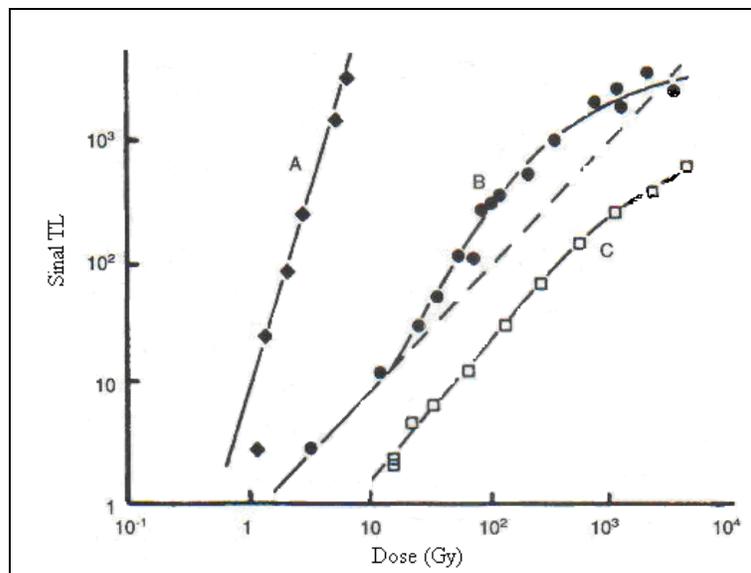


Figura 2.4 Curva da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para o ⁶⁰Co para diferentes materiais termoluminescentes. A: SiO₂; B: LiF:Mg,Ti; C: (CaF₂:Mn) (VIAMONTE, 2003).

2.2.3 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 pela dose absorvida. 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 (VIAMONTE, 2003).

2.2.4 Dependência com a energia dos fótons absorvidos

O número atômico efetivo do LiF:Mg,Ti ($Z = 8,2$) comparado com do tecido humano ($Z = 7,4$), é possível dizer que o material é um tecido equivalente ao tecido mole

(STEPHEN, *et al.*, 1995). 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 2.5** 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, onde D20/D10 é a razão da dose absorvida na água para o dosímetro TL irradiado num campo quadrado numa profundidade de 20cm e outro dosímetro TL irradiado num campo quadrado numa profundidade de 10cm.

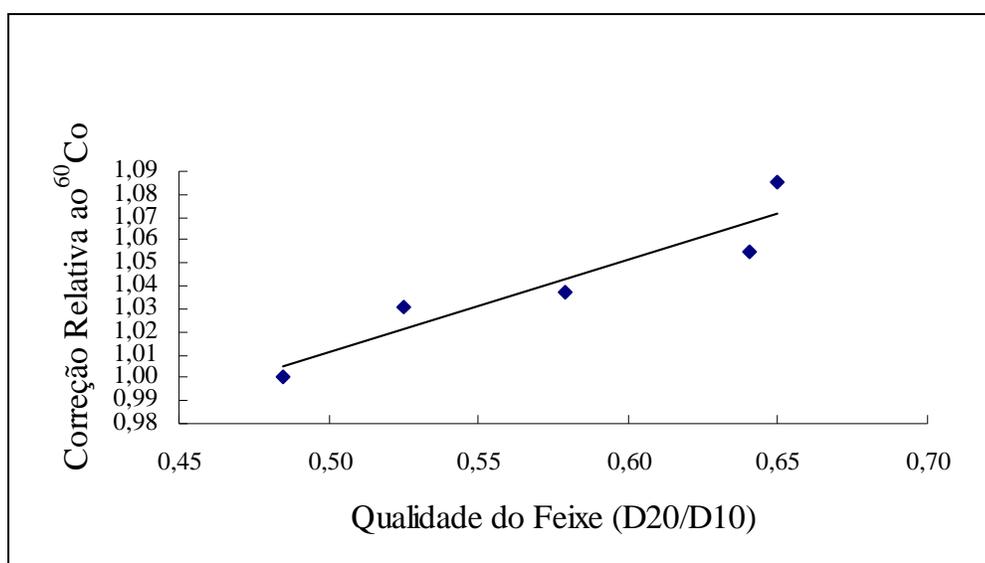


Figura 2.5 Respostas do LiF:Mg,Ti para uma mesma dose e várias energias normalizadas para a energia média do ^{60}Co . As energias dos feixes estão caracterizadas pela razão D20/D10 (VIAMONTE, 2003).

2.3. Tratamento Térmico

A resposta do LiF:Mg,Ti é muito sensível aos diversos procedimentos térmicos que envolvem a sua prática. Assim, a repetição e a reprodutibilidade desses procedimentos são mais importantes que os próprios valores de temperatura padronizados. No caso do TLD-100, o procedimento térmico consta de quatro etapas fundamentais (STEPHEN, *et al.*, 1995), que vão ser detalhadas a seguir.

2.3.1 Tratamento Térmico Pré-irradiação à Alta Temperatura

Para serem utilizados, precisam ser eliminados os sinais residuais da termoluminescência do pó e, dessa forma, terem sua sensibilidade restaurada. O LiF:Mg,Ti é aquecido a 400 °C durante uma hora. Este procedimento foi sugerido inicialmente por Daniels e Rieman, confirmado logo depois por Cameron e colaboradores (CAMERON, *et al.*, 1968). Em 1990, Horowitz, confirmou a dependência da sensibilidade do LiF:Mg,Ti com a temperatura de aquecimento durante uma hora, tal como é mostrado na **Figura 2.6**, e a viabilidade do procedimento é de 400 °C durante uma hora, inclusive para as novas versões do TLD-100 (STEPHEN, *et al.*, 1995). A **Figura 2.6**, demonstra que o procedimento de 400°C durante uma hora apresenta a maior área sob a curva de emissão, consequentemente sua sensibilidade é mais apurada nos procedimentos observados abaixo.

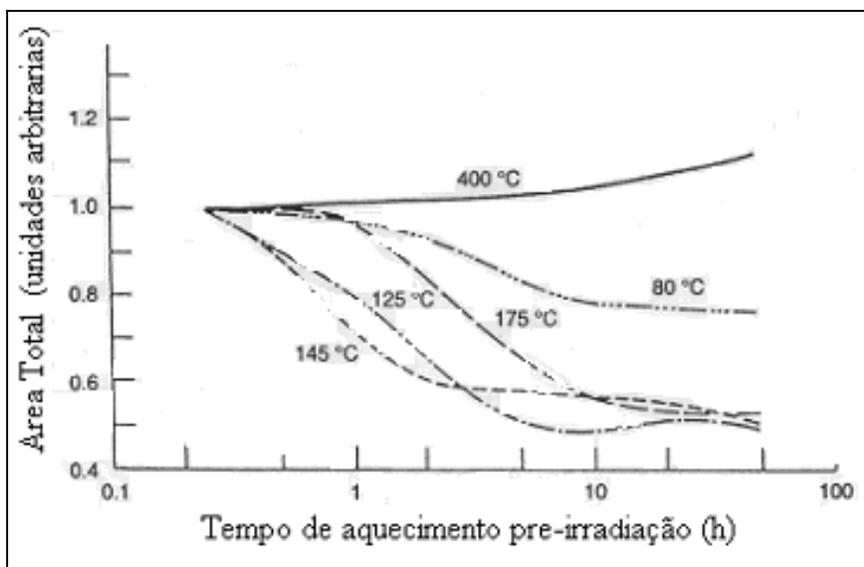


Figura 2.6 Sensibilidade do LiF:Mg,Ti como uma função da temperatura de tratamento (VIAMONTE, 2003).

2.3.2 Tratamento Térmico Pré-irradiação à Baixa Temperatura

Ao finalizar o tratamento a 400 °C durante uma hora, o pó TL é submetido a uma temperatura de 80°C durante 24 horas (CAMERON, *et al.*, 1968). Esse procedimento tem

como objetivo reduzir o desvanecimento da resposta TL do material, minimizando a contribuição dos picos de baixa temperatura 1, 2 e 3. A **Figura 2.7** demonstra a redução dos picos de baixa temperatura com o tratamento térmico descrito acima e expõe que o tratamento depois de 24h não tem mais resultados significativos. (STEPHEN, *et al.*, 1995).

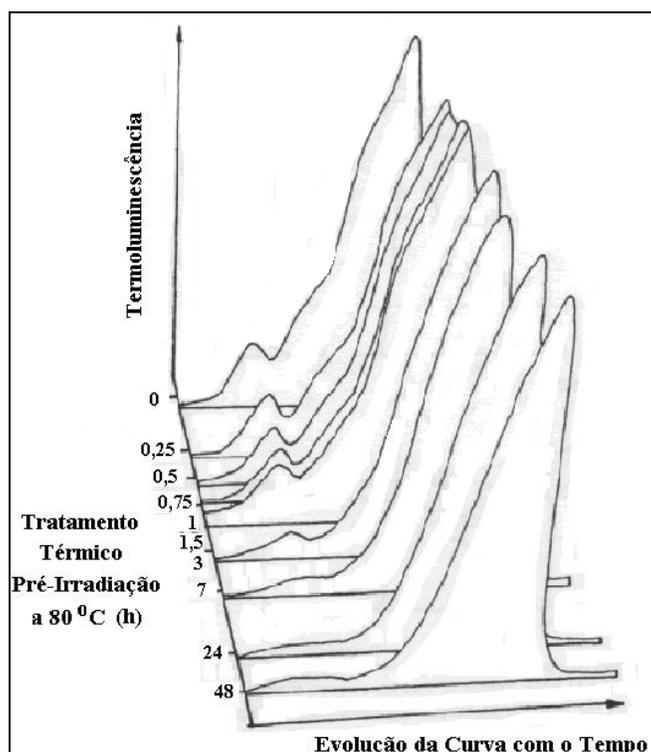


Figura 2.7 Efeito na sensibilidade dos picos TL de baixa temperatura do LiF:Mg,Ti devido ao tratamento de 80 °C para diferentes tempos de recozimento (VIAMONTE, 2003).

2.3.3 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 2.8**, a qual é comumente chamada de Perfil de Tempo – Temperatura (STEPHEN, *et al.*, 1995).

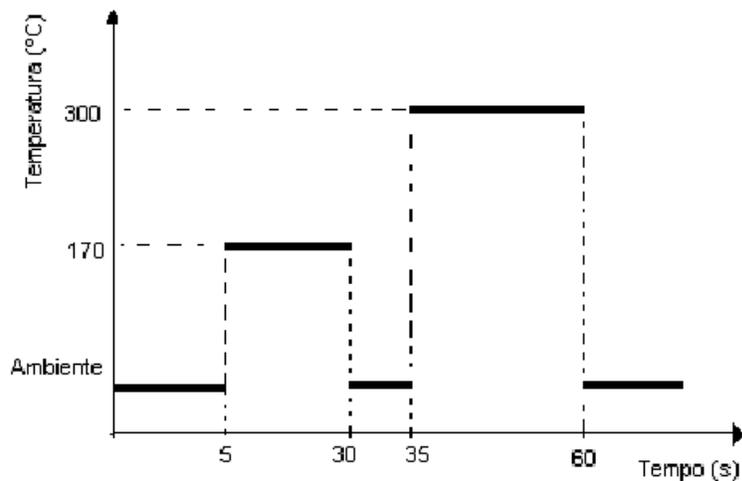


Figura 2.8 Temperatura em função do tempo.

Durante a leitura do dosímetro TL, realiza-se primeiro um aquecimento a 170°C, porém essa temperatura está abaixo da obtenção do sinal do pico 5. Esse procedimento tem como finalidade eliminar os picos 1, 2 e 3, os quais apresentam dependência com a temperatura ambiente, o que faz serem instáveis, assim sendo de pouca utilização. Para o LiF:Mg,Ti o processo completo de leitura é menor e igual que 60s (STEPHEN, *et al.*, 1995). Estudos sobre as características dosimétricas do LiF:Mg,Ti usado para medir doses até 0,1 Gy e mantidos em condições razoáveis de pressão, temperatura e umidade, 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 (MOSCOVITCH, *et al.*, 1990).

2.3.4 Temperatura Durante Processo de Irradiação

A variação da temperatura durante o processo de irradiação do LiF:Mg,Ti faz com que a área sob a curva de emissão aumente, conseqüentemente a sua sensibilidade muda significativamente do pico 5, entretanto, este fato só ocorre para valores de temperatura entre 50 e 130 °C (SUNTA, *et al.*, 1976). Este ganho de sensibilidade pode ser explicado através do fenômeno que, durante a irradiação, os portadores de cargas localizados nos

picos de baixa temperatura (pico 1 a 3) passam a contribuir na amplitude do sinal TL do pico 5. Para temperatura acima de 135 °C ocorre desvanecimento, ou seja, a diminuição da sensibilidade do dosímetro.

2.4 O Sistema Postal do PQRT

O Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer é um programa nacional, sem custo para os participantes, criado para estimular e promover condições para a aplicação da radioterapia com qualidade e eficiência. Ele começou em 1999 como um programa piloto de três anos de duração, cobrindo 33 instituições filantrópicas, distribuídas em 19 estados brasileiros (SOUZA *et al.*, 2009).

Desde 2002, devido aos seus resultados positivos, passou a fazer parte dos Programas Nacionais do INCA, e suas atividades foram estendidas a todos os serviços de radioterapia que prestam atendimento no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS) no Brasil e fora do país (SOUZA *et al.*, 2009 e VIAMONTE *et al.*, 2007).

A **tabela 2** demonstra a relação dos estados brasileiros com serviço de radioterapia que utilizam equipamentos com feixe de fótons no qual é avaliado pela auditoria postal do PQRT, que atualmente corresponde a 98% dos serviços de radioterapia do Brasil.

Tabela 2. Relação dos estados com equipamentos de fótons que o PQRT realiza auditoria postal.

UF	Equipamento com fótons	UF	Equipamento com fótons
AC	1	PB	3
AL	6	PE	9
AM	3	PI	3
AP	0	PR	25
BA	15	RJ	41
CE	8	RN	3
DF	7	RO	1
ES	4	RR	0
GO	5	RS	29
MA	2	SC	16
MG	39	SE	3
MS	4	SP	121
MT	3	TO	1
PA	6	-	-
Total		358	

O objetivo do PQRT é fazer com que o tratamento de radioterapia seja aplicado conforme planejado, de acordo com os padrões internacionais de qualidade e segurança. As principais atividades do PQRT são: avaliação local, avaliação postal com TLDs em condições de referência e não-referência, treinamento e desenvolvimento de projetos de pesquisa (SOUZA *et al.*, 2009).

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 10cm 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 cm x 10 cm. 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 (VIAMONTE, 2003).

Considerando que a maioria das avaliações é feita com o suporte proposto pela IAEA 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 (VIAMONTE, 2003).

2.5 Grandezas Físicas

2.5.1 Exposição (X)

Grandeza física que é definida exclusivamente para radiação X e gama no ar. É a medida que permite conhecer como a radiação ioniza o ar. É determinada 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 (ATTIX,1986), ou seja:

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

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

Existe outra unidade especial chamada de roentgen (R) que está relacionada com a unidade do Sistema Internacional (SI), por:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C \cdot Kg^{-1}$$

2.5.2 Grandeza de Influência

As grandezas de influência não são objetos de medidas diretamente, mas afetam na medida. Essas grandezas podem ser originadas por vários fatores, tais como pressão,

temperatura, tensão de polaridade ou relacionadas com o campo de radiação, por exemplo, qualidade do feixe, tamanho do campo e taxa de dose.

Na execução da calibração de câmara de ionização ou do dosímetro, as grandezas de influência são mantidas sobre controle na medida do possível. Entretanto, existem fatores que não podem ser controlados, como pressão, umidade do ar e taxa de dose da radiação gama do ^{60}Co . Porém, é possível fazer correção pelo efeito dessas grandezas, aplicando fatores de correção.

2.5.3 Condições de Referência de Dose Absorvida na Água

Os termos de referência são descritos por n fatores que influenciam na medida para as quais o coeficiente de calibração é válido, sem correção adicional. Os termos de referência para Dose Absorvida na Água são configurações geométricas (Distância Fonte Superfície, DFS, Porcentagem de Dose em Profundidade, PDD) tamanho de campo.

Tabela 2.1 : Termo de referência para a determinação dose absorvida na água feixe de radiação gama ^{60}Co (TRS-398, 2000).

Grandeza de Influência	Valor ou características de referência
Material do Fantoma	Água
Tipo da câmara	Cilíndrica ou Placa - paralela
Profundidade de Medição, Z_{ref}	5 g/cm ² (ou 10 g/cm ²)
Ponto de referência da câmara	Para câmaras cilíndricas, no eixo central, no centro do volume da cavidade. Para câmara de placa - paralela, na superfície interna da janela no centro da mesma.
Posição do ponto de referência da câmara	Câmaras cilíndricas e placas paralelas, na profundidade de medição Z_{ref}
SSD ou SCD	80 cm ou 100 cm
Tamanho de Campo	10 cm x 10 cm

2.5.4 Dose Absorvida

O possível efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento, cujos fótons podem escapar do material.

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingindo é a base da definição da grandeza dose absorvida. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse (TAUHATA, 2003), ou seja,

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

onde dE é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm . A unidade é o Gray (Gy), que é igual a 1 joule / quilograma (J/kg).

A unidade antiga de dose absorvida é o rad (radiation absorbed dose), em relação ao gray vale:

$$1\text{Gy} = 100 \text{ rad}$$

2.5.5 Distância Fonte Superfície

Qualquer processo de irradiação implica em irradiar um alvo a 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 se refere à distância da fonte ao isocentro do aparelho, ou seja, ao eixo central de rotação do *gantry*¹ do irradiador.

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.

2.5.6 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 (na profundidade das condições de referência), que a partir desse ponto acontece o equilíbrio eletrônico que 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 (BLACKBURN'S, 1989), podendo-se escrever:

$$PDD = \frac{\text{Dose na Profundidade de Interesse}}{\text{Dose na Profundidade de Máximo}}$$

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

2.5.7 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*) (VIAMONTE, 2003). Matematicamente, tem-se:

$$P = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \times 100\% \quad (2.3)$$

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

A simetria é avaliada através do desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80 % de sua largura total (VIAMONTE, 2003). A equação é dada pela expressão abaixo:

$$S = \frac{(D_{i80\%} - D_{d80\%})}{(D_{eixo})} \times 100\% \quad (2.4)$$

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.

2.5.8 Fator Filtro

Existem tratamentos para os quais, devido a sua complexidade, é necessário modificar a curva de isodose no feixe do tratamento do 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 5cm ou 10cm no máximo.

2.5.9 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 da bandeja é determinado de maneira semelhante ao fator filtro. A bandeja pode ser lisa ou apresentar ranhuras. No presente trabalho só foram avaliadas as lisas.

2.5.10 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* (BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, 1996) e tendo em consideração os objetivos desse 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.

2.5.11 Qualidade do Feixe

A qualidade do feixe é descrita pela razão entre as doses às profundidades de 10cm e 20 cm (D_{10}/D_{20}). É um parâmetro que está sujeito à energia e tipo do feixe da radiação (partícula ou onda eletromagnética).

2.5.12 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 dos dosímetros TL, assim como dos diferentes fatores de correção utilizados, é testada a cada tratamento térmico do dosímetro TL. A estabilidade da leitora durante o processo de leitura também é monitorada em cada ciclo de leitura. É recomendada para a verificação do parâmetro a dose de referência utilizada na auditoria do sistema postal do PQRT, para ser avaliada por processos através das intercomparações com o laboratório secundário da Agência Internacional de Energia Atômica duas vezes por ano (VIAMONTE, 2003).

2.6 Avaliações das Incertezas

2.6.1 Avaliação da Incerteza de Medição

Antes de 1997, os protocolos existentes forneciam valores para o coeficiente de calibração para uma câmara de ionização (placas paralelas) em termos de kerma no ar (N_K), que precisavam converter para dose absorvida na água, para observar os efeitos biológicos da radiação, produzindo incerteza padrão maiores que 3% ou 4%. O TRS N° 381 (1997) introduzia na dosimetria pela primeira vez o termo de dose absorvida na água. Porém, este protocolo era incompleto. Sendo assim, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) teve a necessidade de propor ao Comitê Científico da Rede de Laboratórios Secundários (SSDL) da IAEA, Projeto de Pesquisa Coordenado pela IAEA (CRP) de 1997 a 1999, publicando assim o TRS N° 398 (IAEA, 2000), que preconizou um coeficiente de calibração para qualquer qualidade de referência, diretamente em termos de dose absorvida na água ($N_{D,w}$), contendo recomendações para utilização de valores experimentais ou calculados de fatores de conversão (k_{Q,Q_0}). Este protocolo eliminou erros sistemáticos que poderiam surgir no caso do Kerma no ar. Além desse aspecto positivo, este protocolo utiliza um formalismo mais simples, proporcionando um sistema harmonizado de dosimetria para todos os tipos de feixes e reduzindo as incertezas.

O protocolo TRS N° 398 segue recomendações do Guia para Expressões da Incerteza de Medições – ISO GUM (ISO, 1996), no qual as incertezas nos resultados medidos estão agrupadas em duas categorias, tipo A e tipo B, onde a incerteza do tipo A é calculada a partir de uma série de leituras empregando métodos estatísticos, e a do tipo B exige conhecimento da distribuição de probabilidade associada à incerteza. Nas tabelas em que estão inseridas no protocolo, as incertezas foram divididas em dois grupos referentes aos feixes dos laboratórios e ao feixe do usuário, de forma que são avaliados em cada passo e, no final, são combinadas. Ao examinar as incertezas produzidas na determinação de dose absorvida na água do protocolo TRS N° 398, observa-se que é menor que os outros protocolos publicados anteriormente. Sendo assim, confirmam a superioridade do grau de confiança dos padrões metrológicos empregados pelos laboratórios na determinação da dose absorvida na água, além da utilização de critérios mais rigorosos na determinação das

incertezas apresentadas no ISO GUM, que demonstram a melhoria no conhecimento destes métodos (Vianallo, 2004).

Uma grandeza física experimental deve ser determinada a partir de medições e o resultado é sempre uma aproximação do valor verdadeiro da grandeza (VUOLO, 1996). A incerteza tem como objetivo estimar, através de termos da probabilidade, o quanto esse valor pode diferenciar do valor verdadeiro do mensurando. Existem várias formas de indicar a incerteza. Esse trabalho vai dar relevância para as formas mais usuais:

- Incerteza padrão (σ): pode ser definida como desvio padrão da distribuição de erros. É a maneira mais usada, atualmente, para indicar a incerteza em trabalhos de física experimental (VUOLO, 1996);

- Incerteza expandida com confiança P ($k\sigma$): k é um fator multiplicativo, que indica em quanto sua incerteza padrão foi multiplicada, de modo a mostrar o seu nível de confiança na sua medida (VUOLO, 1996);

- Limite de erro (L): é o valor máximo admissível para o erro. Esta é a forma mais utilizada em especificações técnicas de instrumentos, padrões de calibração, componentes ou peças, por isso esta forma de indicar a incerteza também é usada em física experimental (VUOLO, 1996);

- Erro provável (Δ): é o valor Δ que tem 50% de probabilidade de ser excedido pelo erro (η), em módulo. Expressão muito usada em livros e artigos de antigamente (VUOLO, 1996).

De acordo com as especificações da ISO GUM (1996), podem ser classificados como componentes das incertezas do Tipo A aqueles que são estimados através do método estatístico, e Tipo B os que são estimados de outras formas.

Raramente uma grandeza pode ser medida diretamente com um instrumento, na maioria dos casos, a medição baseia-se em outras grandezas relacionadas àquela que se deseja medir, ou seja, a medida é indireta. Por consequência, o caminho para a avaliação das incertezas da medição consiste em determinar a relação matemática entre o mensurando R e as grandezas mensuráveis x, y, z, ..., pode ser representada por:

$$R = R(x, y, z, \dots)$$

As grandezas x, y, z, \dots são admitidas como grandezas experimentais, sendo $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \dots$ com as incertezas padrões correspondentes:

$$x \rightarrow \sigma_x \quad y \rightarrow \sigma_y \quad z \rightarrow \sigma_z$$

Em seguida, define-se o processo de medição enumerando-se todas as fontes, cujas contribuições são relevantes e procedendo à avaliação de cada uma delas usando métodos do Tipo A ou Tipo B.

2.6.2 Erros Estatísticos e Sistemáticos

O erro sistemático é sempre o mesmo nos n resultados, isto é, quando existe somente erro sistemático, os n resultados y_i são iguais e a diferença para o valor verdadeiro y_v é sempre igual (VUOLO, 1996). Os erros sistemáticos podem ser classificados como:

- Erros sistemáticos instrumentais: são erros resultantes da calibração do instrumento de medição. Além do erro na calibração inicial do instrumento, podem ser observados que a calibração poderá sofrer influência de diversos fatores, tais como temperatura, alterações dos materiais e componentes, desgaste de partes móveis e outros. Uma das maneiras aconselháveis para reduzir ou eliminar esse erro é uma recalibração ou nova aferição do instrumento de medida e correção dos resultados (VUOLO, 1996);

- Erros sistemáticos ambientais: são erros devido aos efeitos dos ambientes sobre a experiência. Fatores ambientais como temperatura, pressão, umidade, luz, ruídos eletromagnéticos, entre outros, podem introduzir ao erro nos resultados de uma medição (VUOLO, 1996);

- Erros sistemáticos observacionais: são erros devido às pequenas falhas de procedimentos ou limitações do próprio observador (VUOLO, 1996);

- Erros sistemáticos teóricos e outros: são erros resultantes do uso de fórmulas teóricas aproximadas para obtenção dos resultados.

Erro estatístico ou erro aleatório é um erro tal que os n resultados y_i se distribuem de maneira aleatória em torno do valor verdadeiro y_v , na ausência de erro sistemático, como é mostrado na **Figura 2.13** (VUOLO, 1996).

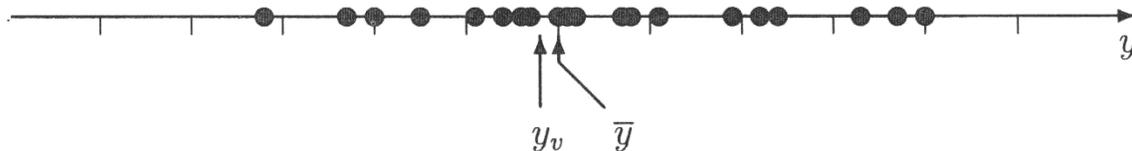


Figura 2.13: Resultados de medições quando existe somente erro estatístico, ou seja, o valor médio se aproxima do valor verdadeiro conforme o número de medições aumenta (VUOLO, 1996).

A acurácia ou exatidão é um conceito qualitativo muito importante para os trabalhos de física experimental que descreve o quanto o resultado de uma medição é próximo do valor verdadeiro. Em outros termos, um valor muito acurado (ou muito exato) é um valor muito próximo do valor verdadeiro, com erro total muito pequeno (VUOLO, 1996).

Outro conceito qualitativo importante é a precisão que caracteriza resultados com erros estatísticos pequenos, e assim, com pequena dispersão em relação ao valor médio verdadeiro. Em medições com boa precisão, obtêm-se resultados com muitos dígitos e bastantes repetitivos. Entretanto, pode existir erro sistemático grande e a acurácia pode ser ruim (VUOLO, 1996).

A **Figura 2.14** mostra o efeito de erro sistemático, na ausência de erro estatístico. As **Figuras 2.15** e **2.16** demonstram quando ambos os tipos de erros sistemáticos e estatísticos estão presentes.

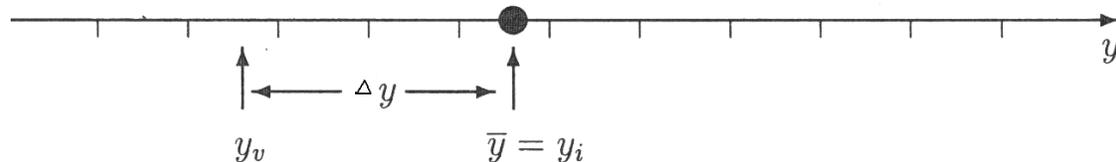


Figura 2.14: Resultados de medições somente quando existe erro sistemático, o resultado é sempre o mesmo ($y_i = \bar{y}$), mas não é o valor verdadeiro y_v , ou seja, a precisão é boa, mas a acurácia é ruim (VUOLO, 1996).

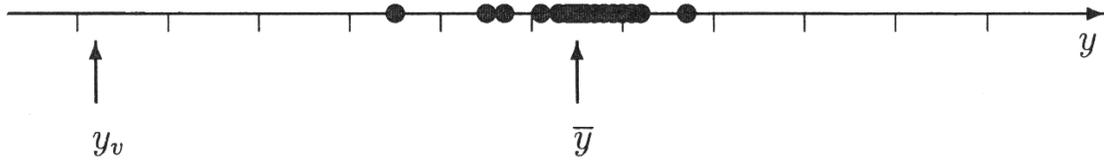


Figura 2.15: Resultados de medições com precisão razoável e acurácia ruim. O valor médio \bar{y} se distancia do valor verdadeiro y_v (VUOLO, 1996).

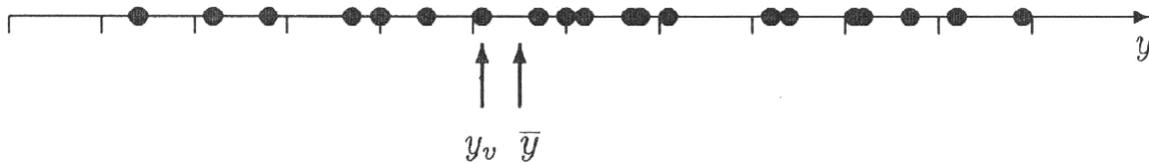


Figura 2.16: Resultados de medições com precisão ruim (erros estatísticos grandes). O erro sistemático relativamente pequeno, de forma que a acurácia do valor médio \bar{y} pode ser razoável (VUOLO, 1996).

2.6.3 Avaliação da Incerteza Padrão Tipo A

A avaliação do Tipo A da incerteza padrão utiliza princípios e métodos estatísticos, calculada a partir de uma amostragem de medidas y_i , que converge para distribuições estatísticas, tais como a de Gauss - denominada distribuição normal ou de *student*, de acordo com os procedimentos que estão descritos abaixo:

1. Cálculo do valor médio das medidas:

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (2.5)$$

2. Cálculo do desvio padrão da amostra:

$$\sigma(y_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (2.6)$$

3. Cálculo do desvio padrão médio:

$$\sigma(\bar{y}) = \frac{\sigma(y)}{\sqrt{n}} \quad (2.7)$$

2.6.4 Avaliação da Incerteza Padrão do Tipo B

As incertezas padrão do Tipo B são avaliadas através da informação disponível sobre seu comportamento e do conhecimento da distribuição de probabilidades a elas associadas ou atribuídas. São dadas como intervalos nos quais se supõe que não haja interferência de outro fator, a não ser a própria variação da grandeza em questão, determinada por limite máximo dentro dos quais imagina-se que todos estão contidos nos valores da grandeza. Caso esses valores sejam distribuídos igualmente, obtém-se uma distribuição retangular. Contudo, se os valores próximos aos limites do intervalo forem menos prováveis que os valores próximos ao centro, alcança-se uma distribuição triangular. Outras incertezas possuem uma distribuição aproximadamente normal.

2.6.5 Propagação de Incerteza

Se os erros das variáveis x, y, z, \dots são completamente independente entre si, a incerteza padrão em R pode ser representada pela a equação abaixo:

$$\delta_R = \sqrt{\left(\frac{\partial R}{\partial x} \cdot \sigma_x\right)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial y} \cdot \sigma_y\right)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial z} \cdot \sigma_z\right)^2 + \dots} \quad (2.8)$$

2.6.6 Incerteza Expandida

O intervalo em torno do resultado de medição, que tem a propriedade de que a probabilidade de qualquer resultado realizado nas mesmas condições resida neste intervalo,

denomina-se intervalo de confiança, e a incerteza que representa este intervalo é denominada de incerteza expandida e representada por U (VIANELLO, 2004).

É obtida multiplicando-se a incerteza propagada δ_R por um fator de abrangência k:

$$U = k \cdot \delta_R \quad (2.9)$$

Onde k produz um intervalo em torno do resultado r da medição, cuja escolha deste fator é feita com base no nível da confiança (p) exigido para o intervalo.

2.6.7 Fatores de Abrangência

Para situações de medição onde as distribuições de probabilidade associadas a R e incerteza padrão combinada de (δ_R) são aproximadamente normais para os graus de liberdade efetivos de incerteza padrão combinada de (δ_R) com valores significativos, a relação entre o fator de abrangências **K** e a **distribuição de probabilidades P** é estabelecida através uma aproximação simples (VIANELLO, 2004).

Pode-se então dizer que tomando k igual a 1, obtém-se um intervalo com nível da confiança de aproximadamente 68% equivalente ao intervalo $(r-\sigma)$ e $(r+\sigma)$, sendo σ o desvio padrão experimental e \bar{r} o seu valor médio, numa distribuição normal, **Figura 2.17** demonstra um exemplo de uma distribuição normal (VIANELLO, 2004).

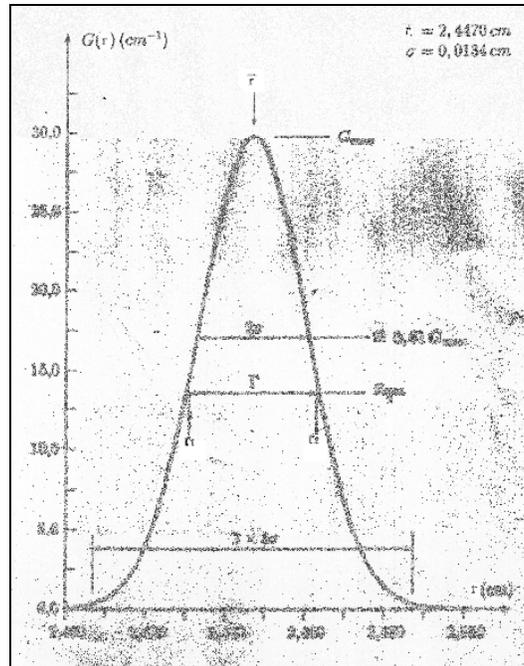


Figura 2.17. Exemplo de distribuição normal (VUOLO, 1996)

Para k igual a 2 e 3, os intervalos de confiança são de aproximadamente 95% e 99% , respectivamente, como é mostrado na **Figura 2.18**.

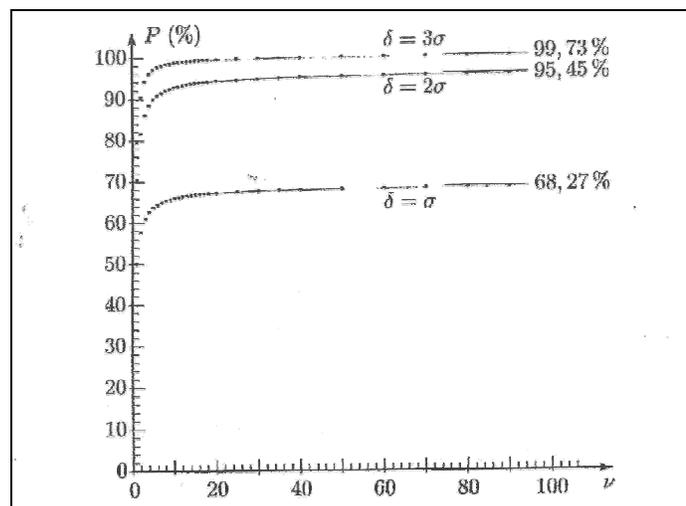


Figura 2.18. Níveis de confiança P para $k\sigma \leq (r - r_v) \leq k\sigma$, em função do número de graus de liberdade na obtenção de r (VUOLO, 1996).

Contudo, quando o número de medições é pequeno, utiliza-se a distribuição *t de Student* como forma mais recomendada para fazer os tratamentos estatísticos, executando o procedimento simplificado a seguir (VIANELLO, 2004).

1. Calcular a propagação de incertezas σ_R da grandeza R;
2. Cálculo dos graus de liberdade efetivos ν_{eff} da incerteza padrão combinada σ_w usando a equação Welch-Satterhwaite (VIANELLO, 2004):

$$\nu_{eff} = \frac{\sigma_R^4}{\sum_{i=1}^N \frac{\sigma_R^4}{\nu_i}} \quad (2.10)$$

Graus de liberdade ν_i :

- Para as avaliações do Tipo A

$$\nu_i = n - 1 \quad (2.11)$$

- Para as avaliações do Tipo B

$$\nu_i \cong \frac{1}{2} \left[\frac{\Delta\sigma_i(R)}{\sigma_i(R)} \right] \quad (2.12)$$

Onde $\Delta\sigma_i(R)/\sigma_i(R)$ é a incerteza relativa de $\sigma_i(R)$. Quando é empregado limite superior e inferior nas avaliações do tipo B e a probabilidade da grandeza fora destes valores é insignificante, conclui-se que os graus de liberdade são infinitos.

3. Após conseguir o valor de ν_{eff} , obtém-se o valor *t* para o nível de confiança desejado, usando a tabela de *t de Student* para efetuar o cálculo da incerteza expandida.

2.6.8 Expressão do Resultado

O valor do mensurando R e a incerteza expandida devem ser expressos como:

$$R = r \pm \sigma \quad (2.13)$$

Interpretado de forma a significar que a melhor estimativa do valor atribuível a R é r , e que $(r-\sigma)$ a $(r+\sigma)$ é um intervalo com o qual se espera abranger uma extensão fração da distribuição de valores que podem ser razoavelmente atribuídos a R (VIANELLO, 2004).

Recomenda-se fornecer o valor numérico da incerteza de medição no máximo com dois algarismos significativos e o valor numérico do resultado da medição, arredondando para o último algarismo significativo do valor da incerteza expandida, e assim, atribuir ao resultado da medição (VIANELLO, 2004).

Devido à incerteza, cada um dos algarismos no número tem uma determinada probabilidade de ser o algarismo verdadeiro. Geralmente, esta probabilidade está entre 50% e 100% para o primeiro algarismo não nulo e vai diminuindo para algarismo à direita, até se tornar muito próximo de 10% para algarismo denominado de não significativo, então esses algarismos não transmitem nenhuma informação (VUOLO, 1996).

CAPÍTULO III

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo, relatam-se os materiais e os métodos utilizados para a realização da análise das incertezas dos componentes do sistema postal para feixes clínicos de fótons para radioterapia.

3.1 Materiais do Sistema Postal

Os materiais citados abaixo pertencem e estão localizados no laboratório do PQRT no INCA, exceto o aparelho de cobalto e os aceleradores lineares que foram listados, que pertencem a HC-I (INCA). Estes materiais foram usados pelos físicos responsáveis do sistema postal do PQRT para a obtenção dos valores dos parâmetros dose referência, dose profundidade, dose campo retangular, índice de qualidade, fator filtro, fator bandeja, simetria e planura. Este trabalho utilizou 120 instituições que sofreram auditoria pelo PQRT. Como esta pesquisa tem por objetivo analisar as incertezas desses parâmetros, é relevante indicar como obtê-los, onde a metodologia empregada será descrita neste capítulo a partir do item 3.3.

3.1.1 Dosímetro TL

Foi utilizado o Fluoreto de Lítio LiF:Mg,Ti, fabricado pela Thermo RMP do Reino Unido (TECDOC-1151, 2000) e fornecido pelo laboratório secundário de dosimetria termoluminescente da IAEA. O lote de TLD-100 usado no presente trabalho foi identificado como H-1. Para a manipulação do pó foi utilizado um dosador e copelas de aço inoxidável. Para sua irradiação, o pó TL foi encapsulado em pequenas cápsulas de polietileno, (J. IZEWSKA, *et al.*, 1996) o que garante, no mínimo, uma quantidade suficiente para cinco leituras por cada cápsula irradiada. O material descrito é mostrado na **Figura 3.1.**

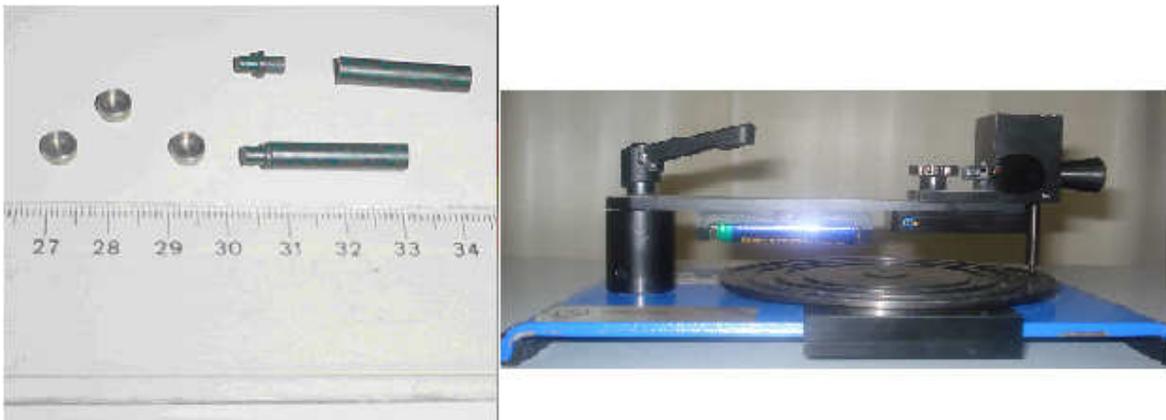


Figura 3.1 Copelas, cápsulas e dosador utilizados para o manuseio do pó TL.

3.1.2 Forno e Estufa

Para efetuar o tratamento térmico do pó, foi utilizado um forno programável EDG 3000 e uma estufa Heraeus do modelo T6120. A **Figura 3.2** e a **Figura 3.3** mostram os meios utilizados.



Figura 3.2 Estufa Heraeus utilizada para fazer a secagem



Figura 3.3 Colocação do pó TL no Forno EDG 3000 para tratamento térmico à alta temperatura.

3.1.3 O Sistema para Leitura dos Dosímetros TL

Para a leitura dos dosímetros TL, uma vez irradiados e colocados nas copelas, foi utilizada uma leitora automática PCL3 (J. BARTHE, *et al.* 1990), **Figura 3.3**, produzida pela empresa francesa FIMEL, com capacidade para ler até 94 copelas com o pó TL. A leitora possui um programa de leitura PCL3 versão 3.62, que controla o ciclo de leitura, fornecendo ao final os resultados na forma de contagens, incluindo o desvio padrão relativo ao valor médio para cada série de contagens.



Figura 3.3 Leitora automática PCL 3 utilizada nas leituras dos dosímetros TL.

As copelas são empilhadas num carregador e instaladas na leitora. Os deslocamentos das amostras entre o carregador e o descarregador são efetuados automaticamente através de um sistema de pinças e um disco giratório com 3200 posições em torno do eixo (aproximadamente 0,4 mm de deslocamento), distribuídas em 5 setores de 640 passos cada.

A emissão de luz é detectada por uma fotomultiplicadora RTC modelo XP1122. A corrente produzida na fotomultiplicadora (FM) é convertida numa frequência com baixo nível de ruído corrente-frequência, por meio de um conversor de alto desempenho. Ao se escolher um ganho apropriado na FM, é possível realizar leituras de doses desde 1 μGy a 60 Gy.

3.1.3.1 Programa de Operação

O programa da leitura PCL 3 funciona através do sistema operacional de um computador pessoal, na versão 3.61-1.0. O programa apresenta três janelas, a saber:

- Monitoramento do sistema;

- Posicionamentos das copelas;
- Janelas para mensagens.

A interface com o usuário deste sistema operacional pode ser observada na

Figura 3.4;

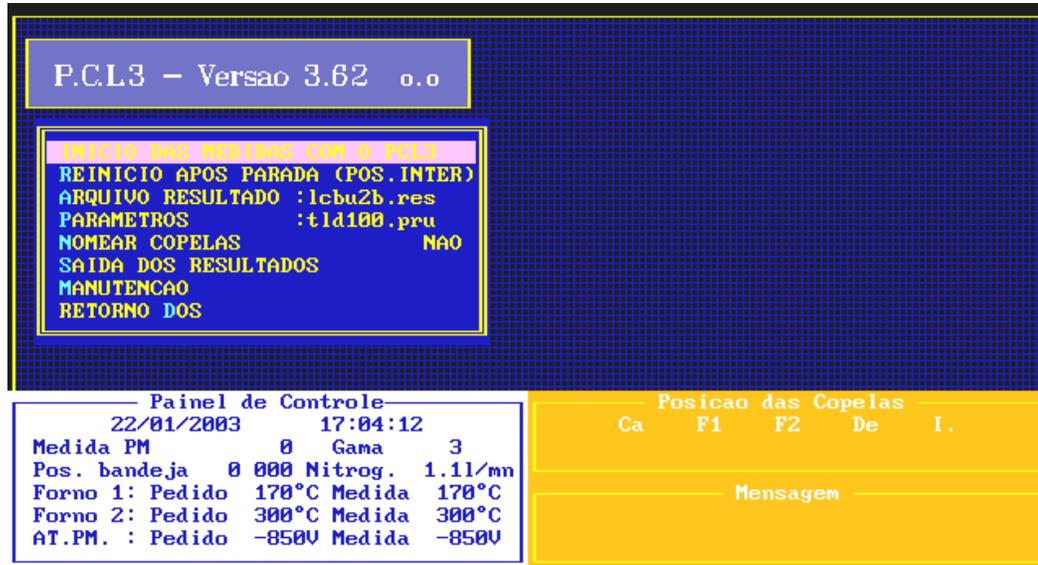


Figura 3.4 Visualização do programa de leitura PCL3

Entre as informações da janela de monitoramento do sistema, constam:

- ✓ Primeiro: a data e a hora;
- ✓ Segundo: a variação da fotomultiplicadora e o fator de amplificação da corrente na FM, utilizada pela leitora.
- ✓ Terceiro: os modos de ganho apresentam-se em quatro níveis:
 - zero para ganho de 1/16;
 - 1 para ganho de 1;
 - 2 para ganho de 16;
 - 3 para ganho de 256.

Quanto maior o ganho, melhor a resolução da FM, sendo assim ideal para baixas doses. Este último foi o ganho utilizado nas leituras.

A janela de monitoramento informa ainda:

- ✓ O fluxo de Nitrogênio com indicação em litros por minuto;
- ✓ Apresenta as temperaturas do forno 1 (temperatura de pré-aquecimento) e do forno 2, a temperatura de aquecimento, sob a janela da FM, para aquisição de dados;
- ✓ Apresenta também a tensão de operação da FM, alta-voltagem.

A seguir, as principais características dos parâmetros envolvidos na operação.

Os parâmetros de leitura para o TLD em pó utilizado no trabalho estão na **Tabela 3**.

Tabela 3. Descrição dos parâmetros do ciclo de leitura da leitora Filme PCL3.

Parâmetro	Descrição
Temperatura Forno 1	Pré-aquecimento
Temperatura Forno 2	Aquecimento para aquisição de dados
Alta Tensão	Tensão da Fotomultiplicadora
Parada na Posição Intermediária	Tempo de parada entre forno
Parada na Posição dos Fornos	Tempo de parada sobre cada forno
Duração da Integração	Tempo de abertura do obturador FM
Coefficiente Angular (a)	Componente angular para correção das leituras por uma reta
Coefficiente Linear (b)	Componente linear para correção das leituras por uma reta
Modo de Operação	Tipo de leitura
Mínimo FM (Razão de Cálculo)	Valor mínimo de contagem para cálculo do desvio padrão
CAG PM Filtro da FM	Controle automático de ganho Varia de acordo com pó usado

Os parâmetros listados abaixo representam as características técnicas da leitora Fimel PCL3.

- ✓ **Fornos:** o forno 1, de pré-aquecimento, pode ser programado para temperaturas entre 30°C e 400°C, com precisão de $\pm 1^\circ\text{C}$. A mesma precisão é

apresentada para o forno 2, de aquecimento, com possibilidade de programação entre 30°C e 600 °C.

✓ **Alta-Tensão:** a alta-tensão de alimentação da FM pode ser selecionada entre 800 e 900 volts, sempre negativos. O fabricante recomenda usar 850 V.

✓ **Tempo de Permanência na Posição Intermediária dos Fornos:** é possível selecionar intervalos desde 3 a 3000 em unidade de décimos de segundos. Essa é a forma como os valores são expressos.

✓ **Tempo de Integração:** é o tempo de permanência sobre o forno 2 para a aquisição de dados. Tem as mesmas características do item anterior.

✓ **Fator Divisor e Constante de Ajuste:** permite com que o sinal TL possa ser convertido em unidades físicas. Pode ser escolhido um valor entre 1 e 32000 para o coeficiente angular (**a**) e valores entre 1 e 10000, para coeficiente linear (**b**), de acordo com a equação da reta $y = x/a - b$, onde **y** é a medida final TL e **x** é o valor TL bruto.

✓ **Modos de Operação:** a leitora apresenta três modos de operação, a saber:

- Normal: onde todo o ciclo é efetuado, o modo normal de leitura.
- Calibração: para ser usado com fonte de radiação instalada na leitora.
- Teste: onde tem por finalidade uma verificação do sistema.

✓ **Limite de Sinal para FM:** estabelece um valor mínimo para que o programa execute o cálculo do desvio padrão amostral.

✓ **Controle Automático de Ganho da FM (CAG):** este sistema evita qualquer possibilidade de fuga de sinal da FM. Três opções estão disponíveis:

- Azul: para utilização com fluoretos e materiais que emitem luz no espectro do azul.
- Vermelho: para os emissores nessa faixa do espectro como os boratos ativados com Manganês.
- Sem compensação: é a terceira opção para a FM.

✓ **Saída de Resultados:** a leitora está programada para imprimir um relatório com os parâmetros de leitura e os resultados, informando: número de série

(histórico) da leitura, número local, número da copela, medida TL, média parcial e desvio padrão amostral. São gerados três tipos de arquivos ao final da leitura: primeiro arquivo tem como extensão RES, documento que a leitora gera, o segundo arquivo tem como extensão XLS, documento do Excel e o terceiro arquivo tem como extensão TXT, documento de texto. A **Figura 3.5** representa um exemplo de arquivo de texto com extensão TXT.

Nova Sessão Terça 13 Janeiro 2009 11:23:10
 Arquivo de parametros : tld1LU.pru
 Arquivo de resultados : llnopt1bres
 -DMPCFAT1 : 170 (em graus)
 -DMPCFAT2 : 000 (em graus)
 -EVS_P_M_ : 950 (em Volts)
 -EMPS_NT_ : 500 (em 1/10 seg)
 -EMPS_NCR : 250 (em 1/10 seg)
 DUREE_IN_ : 250 (em 1/10 seg)
 SEJIL_P_M : 1000 (em medidas PM)
 COEF_ETAL : 100 (em 1/1000)
 MCDE_FONC : 1 (quantidades de medidas perdida por mostra)
 CORREC_ME : 3 (em medidas do 2º N)
 CAC_PM___ : 0 (Acu=0, vermelho=1,sem=2)

Segunda 12 Janeiro 2002 11:23:10

Série	Numerc Local	Numero Ret.	Leitura (LU)	Leitura Média	SD	Comentários
24428	1	70	87706	87706	0,00	
24429	2	71	87277	87429	0,31	
24430	3	72	87597	87052	1,18	
24431	4	73	83066	87831	1,35	
24432	5	74	87360	87528	1,37	
24433	6	75	12	0	0,00	
24434	7	76	97720	97720	0,00	
24435	8	77	101036	99378	0,71	
24436	9	78	99846	98733	0,76	
24437	10	79	93933	98327	0,75	
24438	11	80	92414	90037	1,05	
24439	12	81	7	0	0,00	
24430	13	82	103700	103700	0,00	
24431	14	83	105660	104636	0,68	
24432	15	84	104546	104123	0,84	
24433	16	85	103780	103740	0,82	
24434	17	86	87531	95616	1,20	

Figura 3.5 Relatório do resultado da leitora Filme PCL3.

3.1.4 Conjunto Câmara-Eletrômetro

O grupo de medidas dosimétricas de referência usado para a calibração do dosímetro TL foi obtido através da câmara de ionização IC-70 de 0,6 cm³, demonstrada na **Figura 3.6**, 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 série 86600, calibrado junto com a câmara.



Figura 3.6 Conjunto Câmara – Eletrômetro usado nas dosimetrias de referências.

3.1.5 Fantoma

Foi utilizado um fantoma (Simulador do Corpo Humano) CNMC feito de Lucite, de dimensões internas 30,5 x 38 x 38 cm³ para a realização das dosimetrias para calibração dos dosímetros TL na água. Também foi utilizado um fantoma de Lucite de dimensões internas 28 x 28 x 29,3 cm³ para a irradiação dos dosímetros TL, simulando as condições das instituições.

3.1.6 Fonte Radioativa Utilizada para Calibração

Para efetuar a calibração do lote do dosímetro TL utilizado nas avaliações das instituições, usou-se um feixe de ⁶⁰Co, gerado pelo aparelho Theratron-780C, fabricado pela Theratronics Inc. do Canadá em 1992, com um número de série 125, instalado no INCA, demonstrado na **Figura 3.7**. O aparelho ganhou 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 afirmou um rendimento inicial de 2,8823 Gy/min, segundo na

dosimetria realizada no dia 20 de novembro do próprio ano. A taxa de dose de referência do feixe é aferida mensalmente.



Figura 3.7 Aparelho de ^{60}Co utilizado na calibração do pó TL.

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

3.2 Métodos do Sistema Postal

Os métodos indicados abaixo são os procedimentos recomendados e utilizados para avaliação do sistema postal.

3.2.1 Suportes do 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 criado para a irradiação dos dosímetros TL de calibração e constitui um suporte de 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 3.9**.

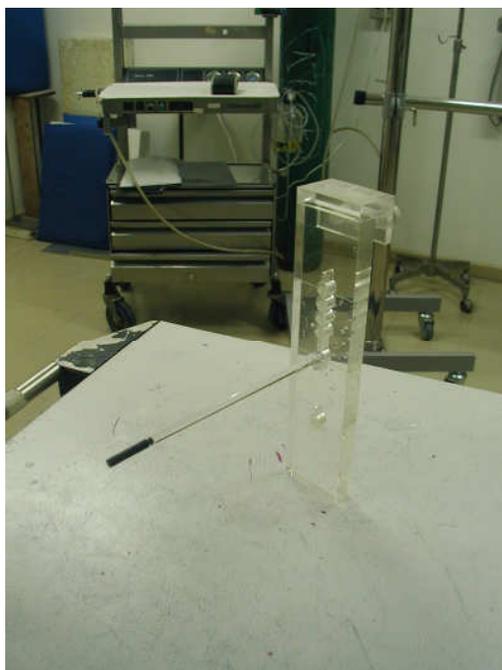


Figura 3.9 Sistema suporte-braço desenvolvido para irradiação dos dosímetros TL de calibração (VIAMONTE, 2003).

A **Figura 3.10** demonstra o sistema suporte-braço que é colocado na parede do fantoma com dois parafusos. O braço apresenta um comprimento de 13 cm e um diâmetro de 0,5 cm, já que o extremo é fixado na 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 esse suporte-braço consegue fixar o dosímetro TL numa posição na água como estivesse suspenso nesse ponto, **Figura 3.11**.

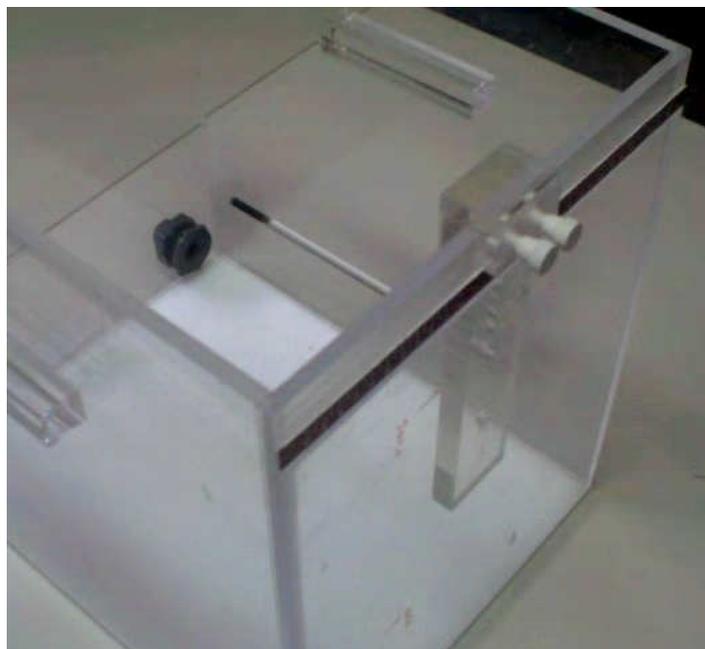


Figura 3.10 Sistema suporte-braço para irradiação dos dosímetros TL de calibração fixado no fantoma (VIAMONTE, 2003).



Figura 3.11 Dosímetro TL de calibração fixado no sistema suporte-braço no fantoma na água (VIAMONTE, 2003).

Será demonstrado nos testes que foram feitos, conforme citados no tópico 3.2.3 calibração do dosímetro TL, que o braço não introduz variação significativa no comportamento do feixe, e nem na resposta do dosímetro. Todo o sistema foi testado tendo como referência as leituras feitas com câmara de ionização. Esse braço pode ser fixado às profundidades de 5cm ou 10cm, o que deixa o suporte em condições de ser utilizado para outros protocolos de calibração (TRS-398, 2000).

Para atender as necessidades do sistema de auditoria postal, é utilizado um suporte-braço que pode ser testado em diferentes parâmetros nas condições de avaliação postal. É necessário mostrar as seguintes características: primeiro não interferir no comportamento do feixe, ou seja, na resposta do dosímetro TL; segundo, ter praticidade do transporte por meio do correio; e terceiro, apresentar praticidade e facilidade na manipulação durante seu uso.

Esse segundo sistema de suporte-braço poderá ser bem parecido com o primeiro, pois também possui 6 orifícios, de forma que o braço com o TLD possa ser fixado às profundidades de 1cm, 2cm, 3cm, 5cm, 10cm e 20cm, a partir da guia marcada na parte superior que indica o nível da superfície de água no fantoma, como se pode observar na **Figura 3.12**.



Figura 3.12 Sistema suporte-braço desenvolvido para as avaliações postais (VIAMONTE, 2003).

O suporte é aderido na parte extrema do fantoma com um parafuso. O braço desse suporte tem um comprimento de 18,2 cm e um diâmetro de 0,8 cm. Nele localizam-se 5 orifícios, separados por 2 cm, sendo que o primeiro deles, contando no sentido do suporte até o extremo do braço, acha-se a 9,4cm do suporte, com a distribuição de 2 em 2cm de separação, numa maneira que possam ser inseridos e irradiados até 5 dosímetros TL de cada vez, **Figura 3.13**.

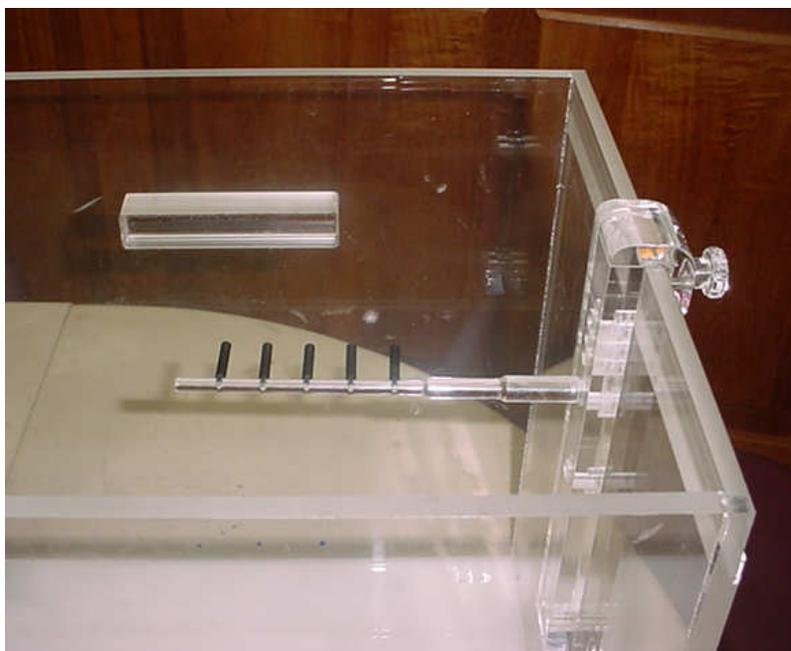


Figura 3.13 Sistema suporte-braço fixado no fantoma para a irradiação dos dosímetros TL que verificarão os diferentes parâmetros a serem testados do sistema postal do PQRT (VIAMONTE, 2003).

3.2.2 Preparação do Dosímetro TL

O método de limpeza e tratamento térmico do TLD-100 segue, basicamente, o mesmo protocolo recomendado pela IAEA para o TLD-700 (JOANNA, PAWEL, 1998), o qual é também recomendado por outros autores (STEPHEN, MARKO, PETER, 1995, CAMERON, SUNTHARALINGAM e KENNEY, 1968).

Inicialmente, mistura-se num béquer aproximadamente 100 g do pó TL e álcool puro, recolhe-se as impurezas que flutuam na superfície e, logo depois, retira-se o álcool e coloca-se água destilada para se enxaguar o pó, embora o fabricante não recomende o enxágue com água destilada (TECDOC-1151, 2000). Para a secagem, deposita-se o béquer durante 24 horas numa estufa à temperatura de 80°C.

Depois da secagem, o pó TL é colocado e espalhado de maneira uniforme numa bandeja de alumínio, que é introduzida 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 obter um resfriamento rápido do pó TL à temperatura ambiente. Uma vez resfriado, o pó é depositado 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.

3.2.3 Calibração do Dosímetro TL

Os valores das medidas obtidas com dosímetros TL são relativos, portanto a dose absorvida é determinada na comparação da resposta do dosímetro TL utilizado com um dosímetro TL de referência irradiado num ponto onde a dose é bem conhecida (DERREUMAUX, CHAVAUDRA, BRIDIER, *et al.*, 1995). 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 usado na calibração dos dosímetros TL, sendo também empregado como referência para outras energias. Inicialmente, foi calibrado o feixe de ^{60}Co utilizando um aparelho Theratron 780C, segundo os protocolos TRS-277 e TRS-381 da IAEA (TRS-277, 1997 e TRS-381, 1997), aproveitando o fantoma de água de dimensões internas $30,5\text{cm}^3 \times 38\text{cm}^3 \times 38\text{cm}^3$ com dispositivos para colocar a câmara de ionização a diferentes profundidades. Foi utilizado um campo $10 \times 10\text{ cm}^2$, colocando a câmara IC-70 à prova de água, à profundidade de 5cm na água, com ponto de referência em seu centro geométrico. A DFS utilizada foi de 80cm.

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**.

Logo em seguida da dosimetria, executou-se o grupo de medidas, conforme descrito a seguir, para conhecer a possível influência do suporte de Lucite, desenvolvido para irradiar os dosímetros TL nas instituições. À profundidade de 5 cm, para um campo $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$ 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 2cm em 2cm, 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 2cm. 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. Essa 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 (VIAMONTE, 2003).

Ao final dos testes realizados e comentados nesse capítulo, verifica-se que o suporte desenvolvido no PQRT não influencia no cálculo da incerteza na dose absorvida na água.

3.2.4 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, 2 e 3 da curva de emissão termoluminescente desapareçam (ROSA, 2000 e MAURICIO, 2001).

Para executar a leitura do dosímetro TL, usa-se um dosador e copelas de aço inoxidável de forma, que uma vez colocado o pó nas copelas, 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 copelas 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 copelas são entregues no descarregador. Com a finalidade de separar as copelas referentes a um mesmo TLD irradiado, coloca-se uma copela vazia. Os parâmetros de leitura usados para o TLD-100 são mostrados no **Anexo 2**.

3.2.5 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 (VIAMONTE, 2003).

A quantidade e a posição dos dosímetros TL a serem irradiados de uma vez na instituição que está sendo testada dependem 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 2Gy 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.

Quando os dosímetros TL são colocados no braço do suporte, é primordial centrá-los com ajuda do reticulado e dos lasers num campo $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$, tomando como referência o dosímetro encaixado no centro do mesmo. A profundidade de irradiação é de 5 cm para feixes de ^{60}Co e feixes de Raios X de alta energia até 9 MV. Para energias de 10 MV, a profundidade de irradiação é de 10cm. A DFS utilizada durante a irradiação é de 80 cm 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, é apresentada a quantidade de dosímetros TL utilizada por feixe de energia e por parâmetro a ser testado.

- Para aparelhos de ^{60}Co

- 1 dosímetro TL para avaliar radiação de fundo;
- 1 dosímetro TL para o controle de 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 aceleradores lineares com 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 aceleradores lineares com 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.

Para os dosímetros TL que permanecem no laboratório como os que são mandados para a verificação dos diferentes parâmetros, há uma classificação correspondente com o parâmetro que será testado e com a ordem em que serão avaliados. Para efetuar a irradiação dos dosímetros de calibração e de 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 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à profundidade de referência de 5cm no feixe de ^{60}Co , utilizando o suporte de calibração. Para a irradiação dos dosímetros que avaliaram os diferentes parâmetros a testar (TLD-4, 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, utiliza-se o suporte destinado para o sistema dosimétrico postal. A folha de envio com os procedimentos de irradiação dos dosímetros TL na instituição são descritos no **anexo 8**.

Descrição e função dos dosímetros TL que constituem o sistema postal:

- ✓ **TLD-0** é um dosímetro não irradiado, para detectar irradiação de fundo no período de viagem do kit postal e possíveis irradiações acidentais na viagem.
- ✓ **TLD-1** permanece no laboratório com a finalidade de controle da estabilidade da leitura. Após o retorno do kit postal, é irradiado e utilizado no máximo 24 horas antes da leitura.
- ✓ **TLD-2** tem como finalidade avaliar o desvanecimento. A irradiação é anterior ao envio de todos os dosímetros TL. Segue o sistema postal durante todo seu caminho.
- ✓ **TLD-3** é o dosímetro de calibração. Tem que ser irradiado no prazo mínimo de 24 horas antes da realização das leituras.
- ✓ **TLD-4** é irradiado na instituição com uma dose de 2 Gy num campo $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$ na profundidade de referência para o feixe em questão, descrito na **Figura 3.14**. Para ser prático, o TLD é introduzido no orifício central do braço para o cálculo da dose à profundidade de referência.

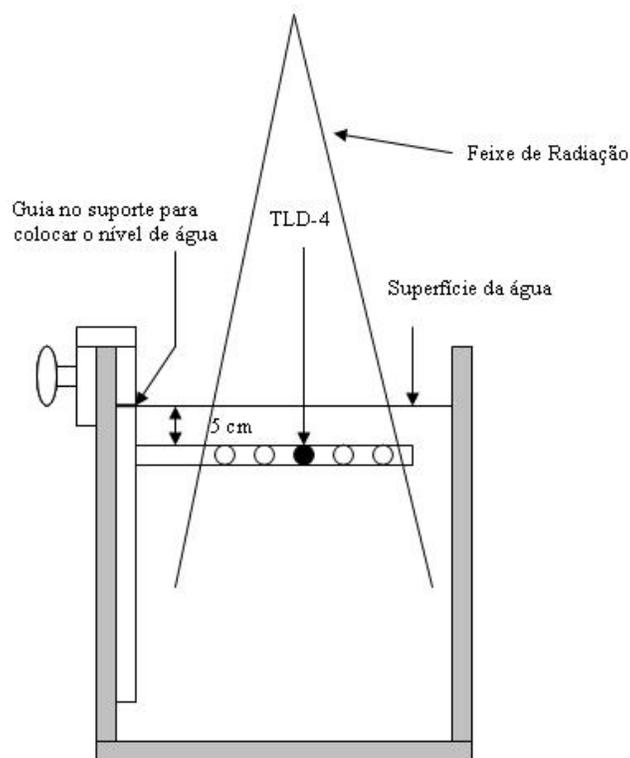


Figura 3.14 Posicionamento e irradiação do TLD-4.

Os **TLD-5a**, **TLD-5b**, **TLD-5c**, **TLD-5d** e **TLD-5e** são irradiados com 2 Gy nas mesmas condições do **TLD-4**, observando a ordem alfabética da esquerda para a direita, apontando para o *gantry* (Veja **Figura 3.15**). O **TLD-5c** é o segundo dosímetro para calcular a dose na profundidade de referência. O conjunto 5 é utilizado no cálculo da simetria e planura.

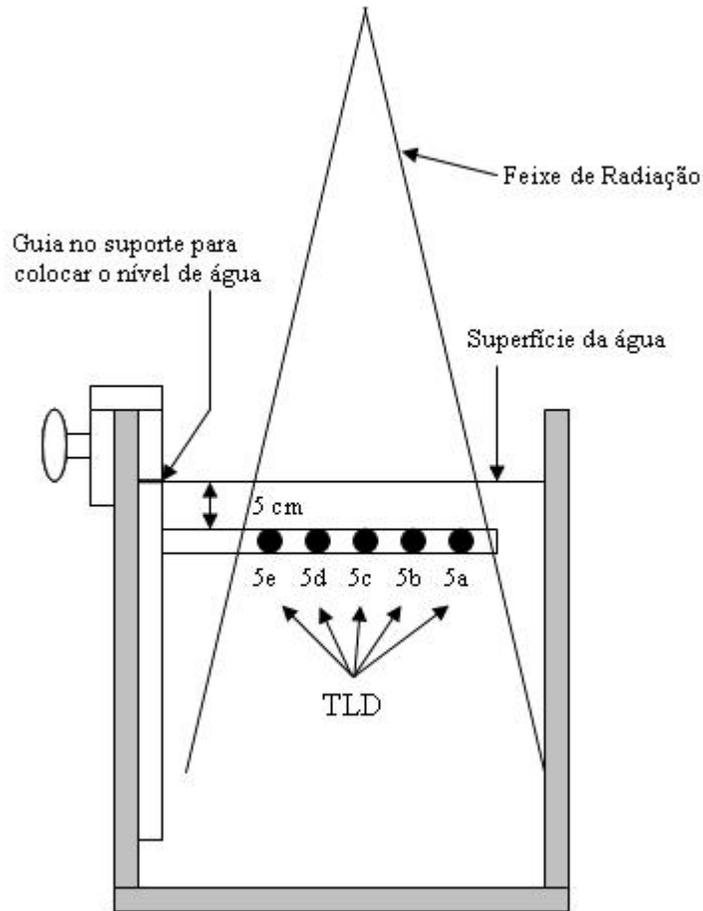


Figura 3.15 Posicionamento e irradiação dos TLD-5a, TLD-5b, TLD-5c, TLD-5d e TLD-5e.

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 3.16a** e **Figura 3.16b**.

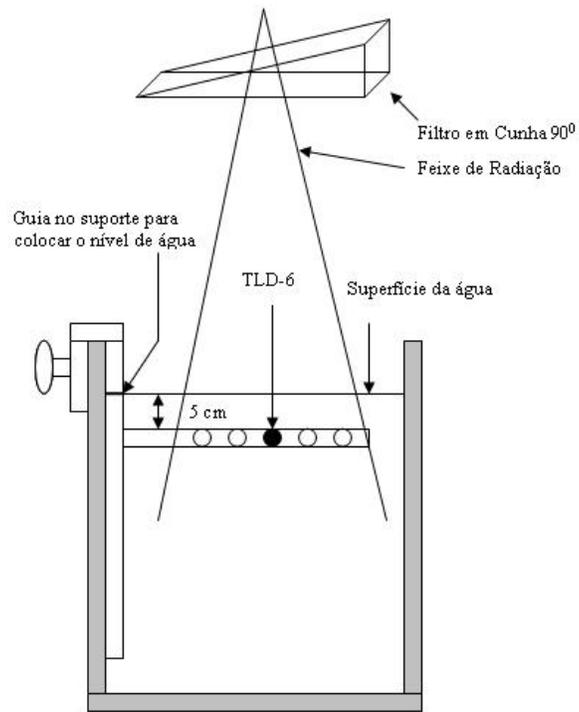


Figura 3.16a Posicionamento e irradiação do TLD-6 com colimador girado 90° .

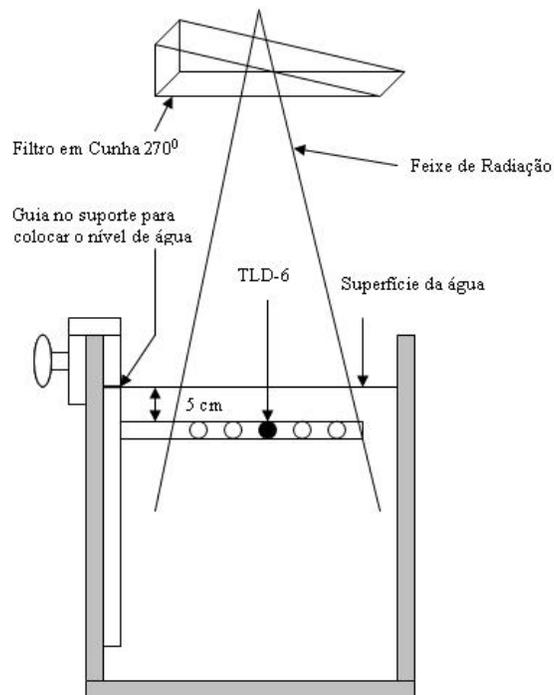


Figura 3.16b Posicionamento e irradiação do TLD-6 com colimador girado 270° .

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 3.17**. É irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado o dosímetro **TLD-4**.

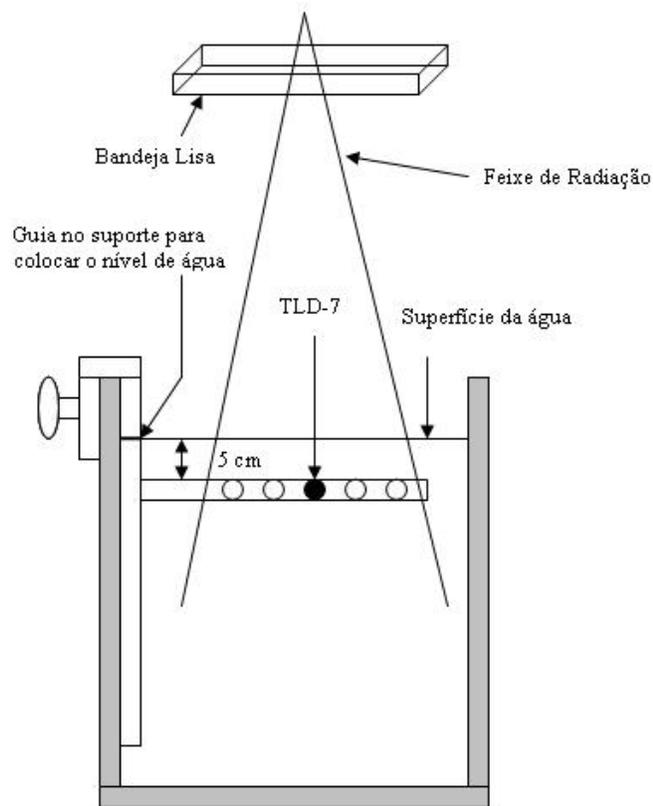


Figura 3.17 Posicionamento e irradiação do TLD-7.

TLD-8 é necessário para avaliar a dose num campo retangular definido pelo laboratório (Ex $5\text{cm}^2 \times 15\text{cm}^2$). Uma vez posicionado da mesma forma que o **TLD-4**, **Figura 3.18**, 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.

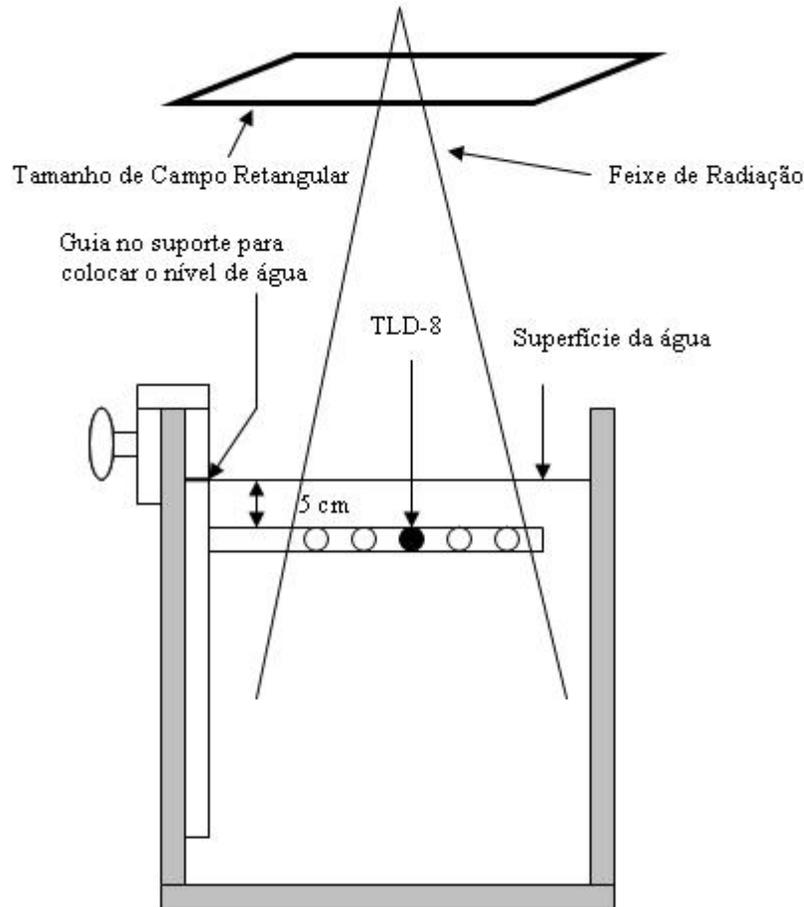


Figura 3.18 Posicionamento e irradiação do TLD-8.

TLD-9 é irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado **TLD-4**, num campo $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$. Não depende 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 3.19**, será colocado e irradiado à profundidade de 10 cm, uma vez que a instituição declare qual é a dose que se corresponde ao 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 4MV e 9 MV, **Figura 3.19**, poderá ser colocado e irradiado à profundidade de 10 cm. Dessa forma, utilizará 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 é a dose que se corresponde ao tempo de irradiação para essa profundidade.

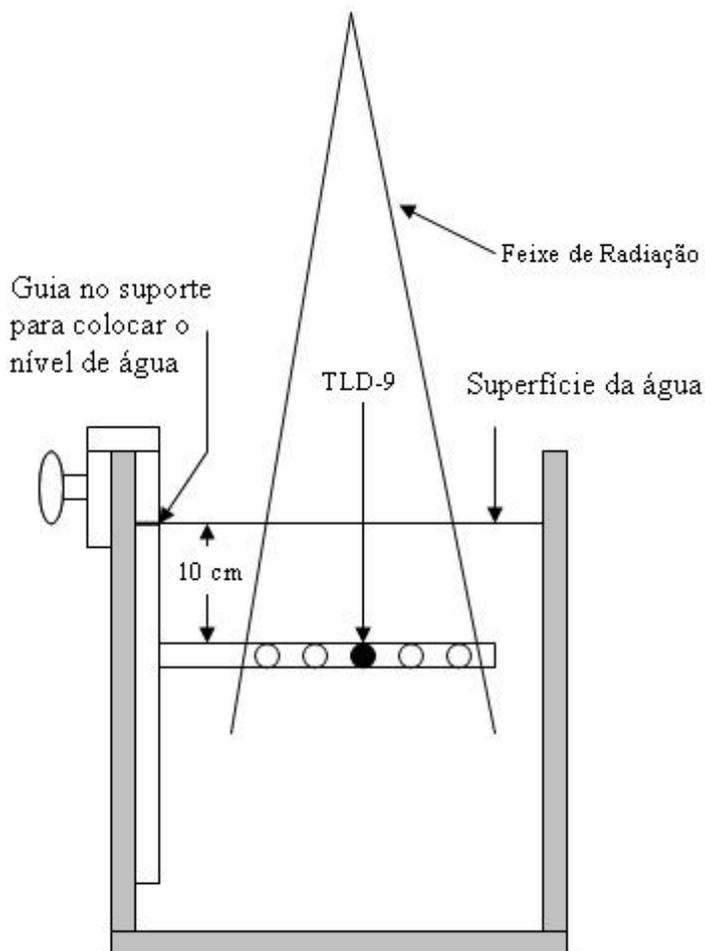


Figura 3.19 Posicionamento e irradiação do TLD-9 com feixes entre 4MV e 9MV.

Se for um feixe de alta energia de Raios-X, acima de 10MV, **Figura 3.20**, será colocado e irradiado na profundidade de 20 cm. Dessa forma utilizará 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.

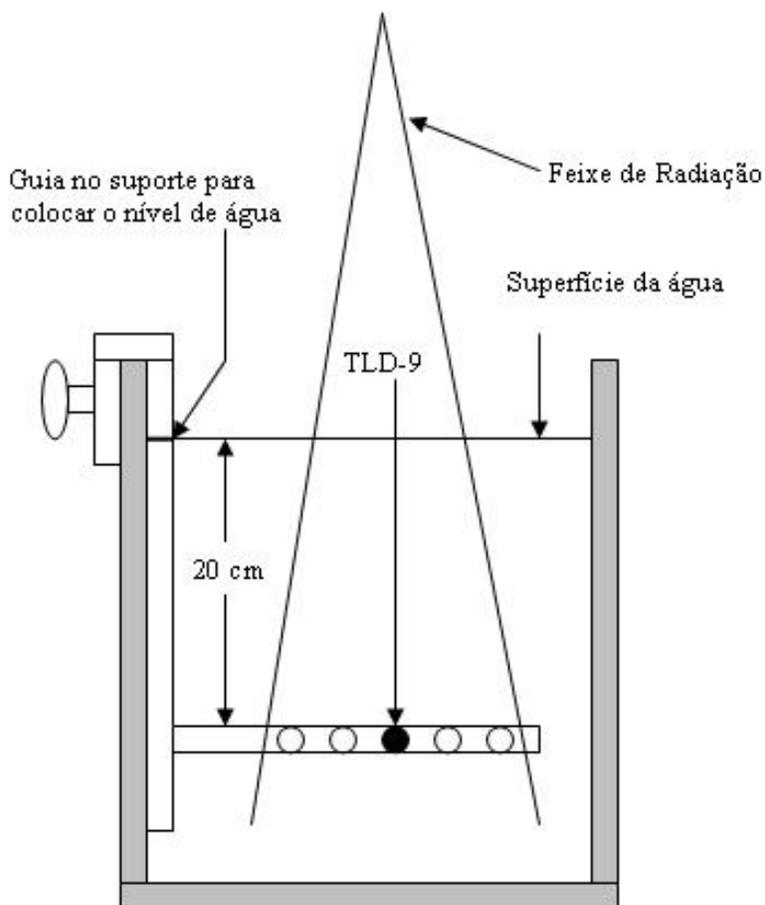


Figura 3.20 Posicionamento e irradiação do TLD-9 com feixes acima de 10 MV.

TLD-10 é irradiado com o mesmo tempo ou UM com que foi irradiado **TLD-4**, num campo $10\text{cm}^2 \times 10\text{cm}^2$, e colocado sempre à profundidade de 20cm, **Figura 3.21**. Dessa forma será utilizado para o cálculo do D_{20}/D_{10} . Também poderá ser usado no cálculo da dose em profundidades diferentes a de referência, desde que a Instituição declare qual é a dose que se corresponde ao tempo de irradiação para essa profundidade.

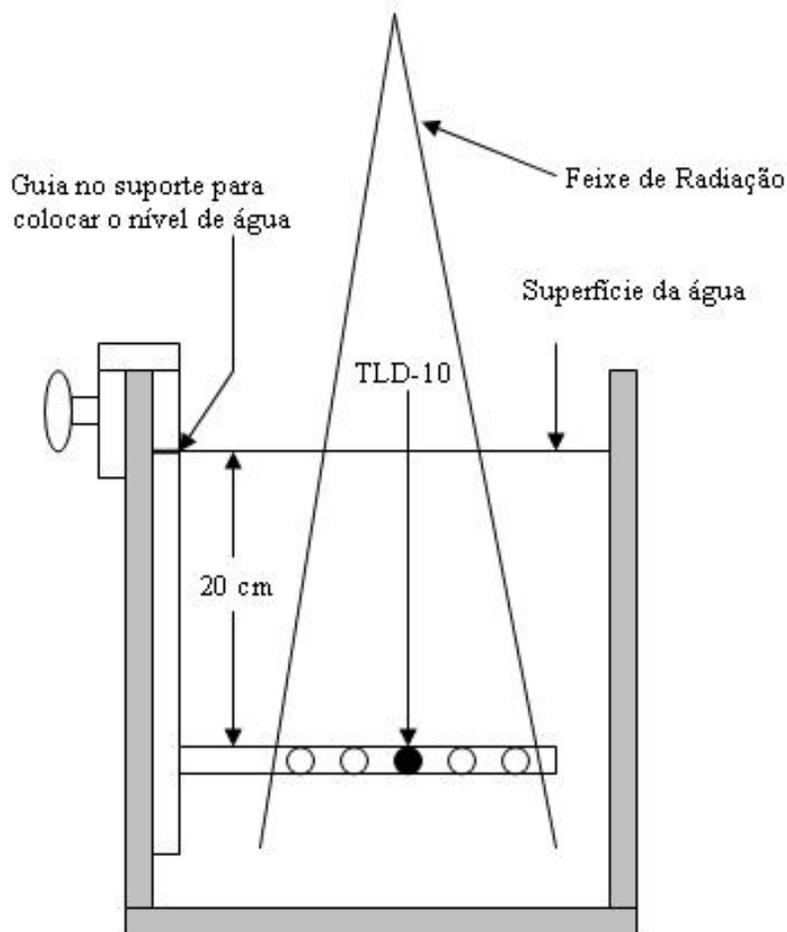


Figura 3.21 Posicionamento e irradiação do TLD-10.

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 (VIAMONTE, 2003). A folha de envio dos dosímetros e de dados solicitados sobre a irradiação é descrita no **Anexo 3**.

3.3 Avaliações das Incertezas

3.3.1 Considerações Gerais

Devido às características próprias da resposta do material termoluminescente, são necessários os fatores de correções que introduzem as suas incertezas nos cálculos da dose absorvida. Num sistema de avaliação de dose com uso de dosímetros TL, são usados vários fatores de correção a fim de obter-se um valor de dose o mais próximo possível ao valor real. As grandezas necessárias para o cálculo da dose no TLD comportam-se independente uma das outras (KIRBY, T. H., *et. al.*, 1992). Para executar uma comparação de dispersão em dados de natureza diferente é preciso obrigatoriamente expressar em termos relativos.

Os desvios apresentados neste trabalho representam o grau de dispersão entre o valor declarado da instituição e o valor medido através dos TLDs, contudo o objetivo desse trabalho é analisar os componentes de incertezas desses desvios e não examinar a dispersão entre os valores declarados e medidos.

3.3.2 Incertezas na Leitura dos TLDs

Para efetuar os cálculos das incertezas das leituras dos TLDs foi usado o *t student* com grau de liberdade 4. A escolha do grau de liberdade é explicada no item 3.2.5, com nível de significância $\alpha=0,33$, ou seja, com o nível de confiança de um desvio padrão, concordando com a literatura (IZEWSKA, *et. al.*, 2008). Determina o desvio padrão médio, definido pela expressão 2.7, de cada leitura e multiplica com o *t student*, conforme está especificado abaixo:

$$\frac{\delta L_x}{L_x} = \frac{t_{0,33;4} \cdot \sigma(\bar{L})}{L_x} \quad (3.1)$$

onde, L_x é média da leitura do TLD em questão.

3.3.3 Coeficiente de Calibração do Lote de Pó

Denominado como C_{cal} , é o fator que converte as contagens da leitora em valores de dose. É determinado por meio de uma câmara de ionização, na qual se irradia com o valor de dose D_{Cal} administrada no dosímetro TLD-3 de calibração e o valor médio das leituras L_3 do próprio dosímetro.

$$C_{Cal} = \frac{D_{Cal}}{L_3} \quad (3.2)$$

Para avaliação da incerteza propagação do coeficiente de calibração C_{cal} , utiliza-se a equação 2.8 e 3.2. A incerteza relativa é dada pela relação abaixo:

$$\frac{\delta C_{Cal}}{C_{Cal}} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_{cal}}{D_{cal}}\right)^2 + \left(\frac{\delta L_3}{L_3}\right)^2} \quad (3.3)$$

onde, os termos $\frac{\delta D_{cal}}{D_{cal}}$ e $\frac{\delta L_3}{L_3}$ são incertezas relativas de D_{cal} e L_3 , respectivamente. A incerteza δD_{Cal} é obtida através do TRS-398, sendo estabelecida como uma incerteza do tipo B de valor 0,9% (TRS-398, 2000).

3.3.4 Fator de Correção Devido à Dependência da Resposta do Dosímetro TL com a Energia

O f_E é o fator que corrige a resposta do dosímetro TL quanto à sua dependência energética, determina-se através da equação abaixo.

$$f_E = A + B.(D_{20,10}) \quad (3.4)$$

onde, A é o coeficiente linear, B é o coeficiente angular e o $D_{20,10}$ é o índice de qualidade do feixe na razão de um campo quadrado de 20cm x 20cm e campo quadrado de 10cm x 10cm.

Para avaliação da incerteza propagada do fator energia f_E , utiliza-se as normas da ABNT- Associação Brasileira de Normas Técnicas (ISO-GUM,1996). A incerteza é especificada pela equação abaixo:

$$\delta f_E = \sqrt{u^2(A) + u^2(B) \cdot (D_{20,10})^2 + 2(D_{20,10})u(A) \cdot u(B) \cdot r_{A,B}} \quad (3.5)$$

Onde os termos $r_{A,B}$, $u^2(A)$, $u^2(B)$ e $D_{20,10}$ são coeficientes de correlação da reta

$$r_{A,B} = \frac{\sigma_{A,B}}{\sqrt{\sigma_A \cdot \sigma_B}},$$

incertezas do coeficiente linear, incerteza do coeficiente angular e o índice de qualidade do feixe na razão D_{20}/D_{10} , respectivamente.

3.3.5 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} determina-se através da equação abaixo:

$$f_{Lin} = A + B \cdot D_{Bruta,x} \quad (3.6)$$

Essa 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 (DERREUMAUX, *et al.*, 1995 e ATTIX, 1986), que relaciona o fator de correção devido a não linearidade com o valor da dose absorvida.

Assim, para avaliação da incerteza propagada do fator linearidade f_{Lin} , utiliza-se as normas da ABNT (ISO-GUM,1996). Dessa forma, a incerteza é especificada de acordo com a equação abaixo:

$$\delta f_{\text{Lin}} = \sqrt{u^2(A) + u^2(B) \cdot D_{\text{Bruta},x}^2 + 2 \cdot D_{\text{Bruta},x} \cdot u(A) + u(B) \cdot r_{A,B}} \quad (3.7)$$

onde os termos $r_{A,B}$, $u^2(A)$, $u^2(B)$ e $D_{20,10}$ são coeficiente de correlação da reta

$$r_{A,B} = \frac{\sigma_{A,B}}{\sqrt{\sigma_A \cdot \sigma_B}},$$

incertezas do coeficiente linear, incerteza do coeficiente angular e o índice de qualidade do feixe na razão D_{20}/D_{10} , respectivamente.

3.3.6 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. Nesse trabalho, será utilizado o método proposto pela equipe do Instituto Gustave Roussy da França (DERREUMAUX, *et al.*, 1995), por se considerar o mesmo rigoroso e bem apropriado. A utilização deste método junto ao alto grau de estabilidade do LiF:Mg,Ti utilizado, faz com que o resultado final seja mais confiável (VIAMONTE, 2003). O fator de correção para o desvanecimento, f_{Desv} é determinado através da relação entre a média das leituras do dosímetro TLD-3 L_3 e uma leitura de correção denominada L_{Crgd} , que leva em consideração as médias das leituras dos dosímetros TLD-0 L_0 , TLD-1 L_1 , TLD-2 L_2 , TLD-3 L_3 e TLD-11 L_{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 3.8 e 3.9 seguintes.

$$f_{\text{Desv}} = \frac{L_3}{L_{\text{Crgd}}} \quad (3.8)$$

$$L_{\text{Crgd}} = \frac{2}{(L_2 - L_0) + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)} \cdot \frac{t_2}{t_1} + \frac{t_2}{L_3 \cdot (t_2 - t_1)} \quad (3.9)$$

onde o termo L refere-se à média das leituras para cada dosímetro TL em questão e L_0 é a média das leituras do dosímetro TL que avalia a radiação ambiental ou *background*.

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.

A incerteza propagada do fator desvanecimento é especificada pelas equações 2.8, 3.8 e 3.9. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta f_{\text{Desv}}}{f_{\text{Desv}}} = \sqrt{\left(\frac{\delta L_3}{L_3}\right)^2 + \left(\frac{\delta L_{\text{Crgd}}}{L_{\text{Crgd}}}\right)^2} \quad (3.10)$$

onde os termos $\frac{\delta L_3}{L_3}$ e $\frac{\delta L_{\text{Crgd}}}{L_{\text{Crgd}}}$ são as incertezas relativas da leitura do **TLD-3** e da função

corrigida, e são especificados pelas equações 3.1 e 3.11, respectivamente.

$$\frac{\delta L_{\text{Crgd}}}{L_{\text{Crgd}}} = \frac{\sqrt{\left(\frac{2t_2\delta L_0}{t_1\left[L_2 - L_0 + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)\right]^2}\right)^2 + \left(\frac{-t_2\delta L_1}{t_1\left[L_2 - L_0 + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)\right]^2}\right)^2 + \left(\frac{-2t_2\delta L_2}{t_1\left[L_2 - L_0 + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)\right]^2}\right)^2 + \dots}{\left(\frac{2t_2}{(L_2 - L_0) + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)}\right) \cdot \frac{t_2}{t_1} + \frac{t_2}{L_3 \cdot (t_2 - t_1)}} \cdot \sqrt{\left(\frac{-t_2\delta L_3}{L_3^2[t_2 - t_1]}\right)^2 + \left(\frac{-t_2\delta L_{11}}{t_1\left[L_2 - L_0 + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)\right]^2}\right)^2 + \left(\left[\frac{-2t_2}{t_1\left[L_2 - L_0 + \left(\frac{L_1 + L_{11}}{2}\right)\right]} + \frac{t_2}{L_3[t_2 - t_1]}\right] \delta t_1\right)^2 + \dots} \quad (3.11)$$

onde os termos $\delta t_1, \delta t_2, \delta L_0, \delta L_1, \delta L_2, \delta L_3$ e δL_{11} , são as incertezas absolutas do tempo t_1 e t_2 , que obedecem a uma distribuição retangular que é determinada por $\frac{1}{\sqrt{3}}$ e a média das leituras dos TLD-0, TLD-1, TLD-2, TLD-3 e TLD-11, respectivamente.

3.3.7 Dose Bruta

É a dose no TLD em questão, ainda não corrigida pelos fatores modificadores do sinal TL, que é dada pela expressão abaixo:

$$D_{\text{Bruta},x} = (\bar{L}_x - \bar{L}_0) \cdot C_{\text{cal}} \quad (3.12)$$

Onde:

\bar{L}_x é a média do sinal TL no dosímetro x

\bar{L}_0 é a média do sinal TL para radiação de fundo (*background*)

C_{Cal} é o Coeficiente de calibração, calculado a partir do dosímetro termoluminescente de calibração (L_3).

A incerteza propagada da dose bruta é especificada pelas equações 2.8, 3.12. A incerteza determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta D_{\text{Bruta},x}}{D_{\text{Bruta},x}} = \sqrt{\left(\frac{\delta L_x}{L_x - L_0}\right)^2 + \left(\frac{\delta L_0}{L_x - L_0}\right)^2 + \left(\frac{\delta C_{\text{Cal}}}{C_{\text{Cal}}}\right)^2} \quad (3.13)$$

onde os termos $\frac{\delta L_x}{L_x}$, $\frac{\delta L_0}{L_0}$ e $\frac{\delta C_{\text{Cal}}}{C_{\text{Cal}}}$ são as incertezas relativas do TLD em questão,

background (**Bg**) e o coeficiente de calibração, que se obtém pela expressão 3.1, 3.1 e 3.3, respectivamente.

3.4 Determinações dos Parâmetros

3.4.1 Dose Absorvida na Água

Este trabalho está baseado na própria experiência da Área de Qualidade em Radioterapia do INCA, que segue o protocolo da IAEA TRS-398 (VIAMONTE, VIEGAS, ARAUJO, *et al.*, 2002) e da ESTRO (FERREIRA, DUTREIX, BRIDIER., *et al.*, 2000, DERREUMAUX, CHAUAUDRA, BRIDIER, *et al.*, 1995), para calcular a dose absorvida na água em profundidade de referência $D_{L,x}$, usando a seguinte expressão:

$$D_{TLx} = D_{Bruta,x} \cdot f_{Desv} \cdot f_{Lin} \cdot f_E \quad (3.14)$$

Onde:

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 à possível variação da leitora durante o processo de leitura.

$D_{Bruta,x}$ é a dose no TLD_x ainda não corrigida pelos fatores modificadores do sinal TL, onde: $D_{Bruta,x} = (\bar{L}_x - \bar{L}_0) \cdot C_{cal}$

A incerteza propagada da dose absorvida na água é especificada pelas equações 2.8 e 3.14. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta D_{TL,x}}{D_{TL,x}} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_{Bruta,x}}{D_{Bruta,x}}\right)^2 + \left(\frac{\delta f_{Desv}}{f_{Desv}}\right)^2 + \left(\frac{\delta f_{Lin}}{f_{Lin}}\right)^2 + \left(\frac{\delta f_E}{f_E}\right)^2} \quad (3.15)$$

onde os termos $\frac{\delta D_{\text{Bruta},x}}{D_{\text{Bruta},x}}$, $\frac{\delta f_{\text{Desv}}}{f_{\text{Desv}}}$, $\frac{\delta f_{\text{Lin},x}}{f_{\text{Lin},x}}$ e $\frac{\delta f_E}{f_E}$ são as incertezas relativas da dose bruta, fator desvanecimento, fator linearidade e energia, que são especificadas pelas expressões 3.13, 3.10, 3.7, 3.5

3.4.2 Dose de Referência

Para o cálculo da dose na profundidade de referência, faz-se uma média aritmética usando as doses absorvidas na água dos TLD-4, D_4 , e TLD-5c, D_{5c} , como se pode observar na expressão abaixo:

$$D_{\text{Ref}} = \frac{D_4 + D_{5c}}{2} \quad (3.16)$$

A incerteza propagada da dose na profundidade de referência é especificada pelas equações 2.8, 3.16. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta D_{\text{Ref}}}{D_{\text{Ref}}} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_4}{D_4 + D_{5c}}\right)^2 + \left(\frac{\delta D_{5c}}{D_4 + D_{5c}}\right)^2} \quad (3.17)$$

onde os termos δD_4 e δD_{5c} são as incertezas absolutas das doses absorvidas na água dos TLD-4 e TLD-5c, respectivamente.

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 a razão entre os valores D_m e D_d . O desvio é calculado pela equação abaixo:

$$Q_{\text{Ref}} = \left(\frac{D_d - D_m}{D_d}\right)_{\text{Ref}} \cdot 100 \quad (3.18)$$

A incerteza propagada do desvio na profundidade de referência entre os valores declarado e medido são especificados pelas equações 2.8 e 3.18. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\delta Q_{\text{Ref}} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_m}{D_m}\right)^2 + \left(\frac{D_m \delta D_d}{D_d^2}\right)^2} \quad (3.19)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e do valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.3 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 para aceleradores linear de 4MV a 9MV, desde que a instituição declare qual é a dose que corresponderá às profundidades de 10cm e 20cm, uma vez que se irradiam com a mesma UM que o TLD-4.

$$D_{\text{Prof}} = D_{9\text{ ou }10} \quad (3.20)$$

A incerteza propagada da dose em profundidade é especificada pelas equações 2.8 e 3.20. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta D_{\text{Prof}}}{D_{\text{Prof}}} = \frac{\delta D_{9 \text{ ou } 10}}{D_{9 \text{ ou } 10}} \quad (3.21)$$

onde o termo $\frac{\delta D_{9 \text{ ou } 10}}{D_{9 \text{ ou } 10}}$ é a incerteza relativa da dose absorvida na água dos TLD-9 ou TLD-10, que é especificada pela expressão 3.15.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente ao campo retangular, é usada a expressão abaixo:

$$Q_{\text{Prof}} = \left(\frac{D_d - D_m}{D_d} \right)_{\text{Prof}} \cdot 100 \quad (3.22)$$

A incerteza propagada dose em profundidade entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.22. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta Q_{\text{Prof}}}{Q_{\text{Prof}}} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_m}{D_m} \right)^2 + \left(\frac{D_m \delta D_d}{D_d^2} \right)^2} \quad (3.23)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e o valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.4 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 5cm² x 15cm²). Neste caso, a instituição informará os valores do fator abertura de colimador e PDD utilizados, calculado através da expressão abaixo:

$$D_{\text{CpoRet}} = D_8 \quad (3.24)$$

A incerteza propagada de dose para tamanho de campo retangular é especificada pelas equações 2.8 e 3.24. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta D_{\text{CpoRet}}}{D_{\text{CpoRet}}} = \frac{\delta D_8}{D_8} \quad (3.25)$$

onde o termo $\frac{\delta D_8}{D_8}$ é a incerteza relativa das doses absorvidas na água dos TLD-8, que é especificada pela expressão 3.15.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente ao campo retangular, é usada a expressão abaixo:

$$Q_{\text{CpoRet}} = \left(\frac{D_d - D_m}{D_d} \right)_{\text{CpoRet}} \cdot 100 \quad (3.26)$$

A incerteza propagada dose no campo retangular entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.26. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\delta Q_{\text{CpoRet}} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_m}{D_m} \right)^2 + \left(\frac{D_m \delta D_d}{D_d^2} \right)^2} \quad (3.27)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e o valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.5 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° , onde 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 dose absorvida no TLD-6, D_6 , com a média das doses absorvidas nos TLD-4 e o TLD-5c, $D_{\text{Ref,L}}$, mediante a relação:

$$F = \frac{D_6}{D_{\text{Ref}}} \quad (3.28)$$

A incerteza propagada do fator filtro é especificada pelas equações 2.8 e 3.28.

A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta F}{F} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_6}{D_6}\right)^2 + \left(\frac{\delta D_{\text{Ref}}}{D_{\text{Ref}}}\right)^2} \quad (3.29)$$

onde os termos $\frac{\delta D_6}{D_6}$ e $\frac{\delta D_{\text{Ref}}}{D_{\text{Ref}}}$ são as incertezas relativas da dose absorvida na água do TLD-6 e da dose de referência, que são especificados pelas expressões 3.15 e 3.17, respectivamente.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente ao fator filtro, é usada a expressão abaixo:

$$Q_F = \left(\frac{D_d - D_m}{D_d} \right)_F \cdot 100 \quad (3.30)$$

A incerteza propagada do fator filtro entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.30. A incerteza determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta Q_F}{Q_F} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_m}{D_m} \right)^2 + \left(\frac{D_m \delta D_d}{D_d^2} \right)^2} \quad (3.31)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e o valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.6 Fator Bandeja Lisa

Para determinar o fator bandeja lisa (**B**), 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 usado para fornecer uma dose de 2 Gy no TLD-4. O valor é calculado com o quociente entre a dose absorvida do TLD-7, D_7 e a média das doses absorvidas nos TLD-4 e o TLD-5c, D_{Ref} , portanto:

$$B = \frac{D_7}{D_{\text{Ref}}} \quad (3.32)$$

A incerteza propagada do fator bandeja é especificada pelas equações 2.8 e 3.32. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta B}{B} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_7}{D_7}\right)^2 + \left(\frac{\delta D_{Ref}}{D_{Ref}}\right)^2} \quad (3.33)$$

onde os termos $\frac{\delta D_7}{D_7}$ e $\frac{\delta D_{Ref}}{D_{Ref}}$ são as incertezas relativas da dose absorvida na água do TLD-7 e da dose de referência, que são especificados pelas expressões 3.15 e 3.17, respectivamente.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente ao fator bandeja, é usada a expressão abaixo:

$$Q_B = \left(\frac{D_d - D_m}{D_d}\right)_B \cdot 100 \quad (3.34)$$

A incerteza propagada do fator bandeja entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.34. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta Q_B}{Q_B} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_m}{D_m}\right)^2 + \left(\frac{D_m \delta D_d}{D_d^2}\right)^2} \quad (3.35)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e o valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.7 Planura e Simetria

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

$$P = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \cdot 100 \quad (3.36)$$

Onde:

D_{\max} é o valor máximo da dose dentro de 80 % da largura à meia altura (FWHM) do campo 10cm x 10cm 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.

A incerteza propagada da planura é especificada pelas equações 2.8 e 3.36. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\delta P = 100 \cdot \sqrt{\left[\left[\frac{2D_m \delta D_M}{(D_M + D_m)^2} \right]^2 + \left[\frac{-2D_M \delta D_m}{(D_M + D_m)^2} \right]^2 \right]} \quad (3.37)$$

onde os termos δD_{\max} e δD_{\min} são incertezas absolutas da dose absorvida máxima e mínima do conjunto 5 dos TLDs.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente à planura, é usada a expressão abaixo:

$$P^- = P_m - P_d \quad (3.38)$$

A incerteza propagada do desvio da planura entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.38. A incerteza é especificada pela equação abaixo:

$$\delta P^- = \sqrt{\delta P_m^2 + \delta P_d^2} \quad (3.39)$$

onde os termos δP_m e δP_d são incertezas absolutas dos valores medidos e declarado, que são obtidos pela expressão 3.37 e pelo valor declarado da incerteza, respectivamente. Quando o Físico da instituição a que está sendo avaliado não declara o valor, a incerteza é 0,60% para 1 desvio padrão, que foi avaliado através da expressão 3.37, usando aproximadamente 1 minuto de feixe e 100cGy de dose aproximadamente, com as leituras do eletrômetro apresentando os valores entre 10 e 10,1nC (mínimo e máximo para cálculo da planura) com incerteza de $\pm 0,11\%$.

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 abaixo:

$$S = \frac{D_{5e} - D_{5a}}{D_{5c}} \cdot 100 \quad (3.40)$$

A incerteza propagada da simetria é especificada pelas equações 2.8 e 3.40. A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\delta S = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_{5e}}{D_{5c}}\right)^2 + \left(\frac{-\delta D_{5a}}{D_{5c}}\right)^2 + \left(\frac{D_{5a} - D_{5e}}{D_{5c}^2} \cdot \delta D_{5c}\right)^2} \quad (3.41)$$

onde os termos δD_{5e} , δD_{5a} e δD_{5c} são as incertezas absolutas da dose absorvida dos TLD-5e, TLD-5a, TLD-5c, respectivamente.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente à simetria, é usada a expressão abaixo:

$$S^- = S_m - S_d \quad (3.42)$$

A incerteza propagada da simetria entre os valores declarado e medido é especificada pelas equações 2.8 e 3.42 A incerteza é determinada pela equação abaixo:

$$\delta S^- = \sqrt{\delta S_m^2 + \delta S_d^2} \quad (3.43)$$

onde os termos δS_m e δS_d são incertezas absolutas dos valores medidos e declarado, que são obtidos pela expressão 3.41 e pelo valor declarado da incerteza, respectivamente. Quando o Físico da instituição a que está sendo avaliado não declara o valor, a incerteza é 1,22% para 1 desvio padrão, que foi avaliado através da expressão 3.41, usando aproximadamente 1 minuto de feixe e 100cGy de dose aproximadamente, com as leituras do eletrômetro apresentando os valores entre $10nC \pm 0,11\%$ ou $0,011nC$.

3.4.8 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. 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 TPR_{20}/TPR_{10} (razão tecido fantoma), neste último caso o valor do D_{20}/D_{10} seria calculado usando a tabela XIII do TRS-277 (VIAMONTE, VIEGAS, BARDELLA, *et al.*, 2001). 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 4MV e 9MV ou a razão da média dos TLD-4 e TLD-5c com o TLD-9, para energias acima de 10 MV. Matematicamente, seria:

$$D_{20/10} = \frac{D_{10}}{D_9} \text{ (Para A.L. } < 10\text{MV)} \quad (3.44)$$

$$D_{20/10} = \frac{D_9}{D_{Ref}} \text{ (Para A.L. } \geq 10\text{MV)}$$

A incerteza propagada do índice de qualidade do feixe D_{20}/D_{10} , como foi citada anteriormente, dependerá da energia do feixe utilizado. Assim foi feito cálculo da incerteza para as duas condições.

$$\frac{\delta D_{20/10}}{D_{20/10}} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_{10}}{D_{10}}\right)^2 + \left(\frac{\delta D_9}{D_9}\right)^2} \quad (\text{Para AL} < 10\text{MV})$$

(3.45)

$$\frac{\delta D_{20/10}}{D_{20/10}} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_9}{D_9}\right)^2 + \left(\frac{\delta D_{\text{Ref}}}{D_{\text{Ref}}}\right)^2} \quad (\text{Para AL} \geq 10\text{MV})$$

onde os termos da equação podem variar, dependendo da energia do feixe, que podem assumir $\frac{\delta D_{L10}}{D_{L10}}$ e $\frac{\delta D_{L9}}{D_{L9}}$ para energia menor que 10 MV, $\frac{\delta D_{L9}}{D_{L9}}$ e $\frac{\delta D_{\text{Ref,L}}}{D_{\text{Ref,L}}}$ para energia maior que 10 MV. São as incertezas relativas dos TLD-10, TLD-9 e da dose de referência que é a média dos TLD-4 e TLD-5c, que são especificadas pelas equações 3.15 e 3.17.

A equação abaixo representa a fórmula empírica (VIAMONTE, *et al.*, 2001 e VIAMONTE, 2003), utilizada para converter D_{20}/D_{10} em $\text{TPR}_{20/10}$.

$$\text{TPR}_{20/10} = \frac{D_{20/10} - 0,056065}{0,776387} \quad (3.46)$$

A equação que representa a incerteza propagada $\text{TPR}_{20/10}$ (razão tecido fantoma), é determinada pela equação abaixo:

$$\frac{\delta \text{TPR}_{20/10}}{\text{TPR}_{20/10}} = \frac{\delta D_{20/10}}{D_{20/10} - 0,056065} \quad (3.47)$$

onde o termo $\delta D_{20/10}$ é a incerteza absoluta do índice de qualidade do feixe, determinada pela equação 3.45.

Para encontrar o desvio entre os valores declarado e medido referente ao índice de qualidade do feixe D_{20}/D_{10} , é usada a expressão abaixo:

$$Q_{D_{20}/D_{10}} = \frac{D_{20/10,d} - D_{20/10,m}}{D_{20/10,d}} \cdot 100 \quad (3.48)$$

A incerteza propagada do desvio do índice de qualidade D_{20}/D_{10} é especificada pelas equações 2.8 e 3.48, determinada pela equação abaixo:

$$\delta Q_{D_{20}/D_{10}} = 100 \sqrt{\left(\frac{\delta D_{20/10,m}}{D_{20/10,m}}\right)^2 + \left(\frac{D_{20/10,m} \cdot \delta D_{20/10,d}}{D_{20/10,d}^2}\right)^2} \quad (3.49)$$

onde os termos $\frac{\delta D_m}{D_m}$ e $\frac{\delta D_d}{D_d}$ são as incertezas relativas do valor medido e o valor declarado, respectivamente. A incerteza do valor declarado origina-se da instituição. Quando o físico responsável não o declara, recebe o valor de 0,015 para Acelerador Linear e 0,009 para ^{60}Co (TRS-398, 2000).

3.4.9 As Incertezas Estimadas e Experimentais

As incertezas estimadas dos parâmetros citados acima foram calculadas através de uma estimativa da incerteza proveniente do técnico responsável do laboratório e da leitora.

O cálculo foi realizado pela planilha de incerteza, a qual foi programada com todas as equações apresentadas nesse trabalho, sobre as incertezas dos parâmetros e fatores de correção da dose absorvida na água. Porém os dados de entrada da planilha de incerteza originam-se na planilha de cálculo, na qual se encontra o valor das cinco medidas do TLD em questão, a média e o desvio padrão da média. Para estimar essa incerteza do operador e da leitura Fimel PCL3, é necessário obter 1% no desvio padrão da média. Entretanto, é necessário manter a relação da média da contagem com sua dose absorvida do TLD em questão, para a incerteza do parâmetro que está sendo estimada. No caso da incerteza experimental obteve através da média das incertezas, que foram calculadas na planilha de incerteza. Para realizar esses cálculos das incertezas experimentais foram utilizadas 120

instituições no total, 51 instituições de cobalto (alguns parâmetros não foram avaliados devido à perda do dosímetro-TL) que abrangem avaliações postais do PQRT do ano 2006 a 2008 e 69 instituições de acelerador linear (alguns parâmetros não foram avaliados devido à perda do dosímetro-TL), que compreendem avaliações postais do PQRT do ano 2008.

3.4.10 Desenvolvimento da Planilha de Cálculo Excel

Para o processamento dos dados obtidos da leitora e o cálculo dos diferentes parâmetros testados, foi utilizado o programa de cálculo Microsoft Excel 2003. Este programa contém seis planilhas, contendo todas as informações necessárias para o cálculo, avaliação e apresentação dos resultados. Essas planilhas foram denominadas de Dados, Principal, Cálculo, Incertezas, Resultados e Envio, que serão detalhadas a seguir.

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

Na Principal, encontram-se todos os dados da instituição participante, a qual foi realizada a irradiação. Também são mostradas as datas de irradiação dos dosímetros TL na instituição e no laboratório. Todos os dados mencionados anteriormente, por exemplo, a data de realização da leitura, são necessários para o cálculo de L_{Crgd} e os diferentes parâmetros testados. As características gerais do aparelho e do feixe de irradiação usados também são demonstradas.

As entradas dos valores de doses, com até 4 casas decimais, com que foram irradiados todos os dosímetros envolvidos na avaliação e no índice qualidade do feixe considerada, caso do aparelho manuseado 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 4**.

A planilha de 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 das leituras realizadas dos TLDs,

onde aparece o desvio padrão da média. 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 5**.

A planilha Incerteza recebe os valores das incertezas das leituras de cada TLD, onde essas leituras dos TLD estão incluindo o *t de Student* com um fator de abrangência K igual a 1, que corresponde ao intervalo de confiança de 68,27% igual a 1 desvio padrão. Também temos os fatores de correção, coeficiente de calibração e os parâmetros de condições de não referência. Através das equações que já foram citadas, são calculadas as incertezas de cada item avaliado na planilha de cálculo com suas incertezas respectivas. A planilha é mostrada no **Anexo 6**.

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 7**.

CAPÍTULO IV

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Considerações Gerais

Nesse capítulo são apresentados os resultados obtidos durante o processo da análise das incertezas dos parâmetros empregados no sistema postal do PQRT, para realizar a avaliação da instituição. Foram utilizadas para esse estudo 120 instituições de radioterapia de diferentes regiões do Brasil, que usam Aceleradores Lineares com energia de 4 MV, 6 MV, 10 MV, 15 MV e 18MV e aparelhos de ^{60}Co , de modelos e fabricantes diferentes para ambos.

4.2 Incertezas dos Componentes para Determinação da Dose Absorvida na Água e os seus Parâmetros Avaliados

A tabela 4.1 apresenta as estimativas das incertezas relativas dos componentes necessários para determinação da dose absorvida na água, que são as leituras dos TLDs, do fator energia, do fator linearidade, do fator desvanecimento e do coeficiente de calibração. Foi utilizado um fator de abrangência K igual a 1, correspondente ao intervalo de confiança de 68,27%, equivalente a 1 desvio padrão, conformidade a literatura. Essa tabela ilustra, também, as incertezas estimadas dos parâmetros avaliados pela auditoria postal, que estão relacionadas com a dose absorvida na água em aceleradores lineares e aparelhos de cobalto 60 em condições de referência e não referência.

Tabela 4.1. Incertezas relativas dos parâmetros e os componentes relacionados com a determinação da dose absorvida na água.

Fatores	Tipo A	Tipo B	Incerteza Combinada
Leituras	0,53%	-	0,53%
BG	0,53%	-	0,53%
Coeficiente Calibração	-	0,67%	0,67%
Fator Desvanecimento	-	0,49%	0,49%
Fator Energia	-	1,24%	1,24%
Fator Linearidade	-	0,63%	0,63%
Co-60	Dose Referência Dose Campo Retangular Dose em Profundidade		0,92%
			0,97%
			0,99%
Acelerador Linear	Dose Referência Dose Campo Retangular Dose em Profundidade		1,23%
			1,74%
			1,66%

Os valores das incertezas dos fatores de correção do sinal TLD apresentaram concordância com os trabalhos publicados da AIEA. A incerteza relativa estimada da dose de referência, o único parâmetro que possibilita a comparação entre os sistemas postais como ESTRO, AIEA e RPC-MDACC, apresentou satisfatória a incerteza. Os valores das incertezas estão demonstrados na tabela 4.2.

Tabela 4.2. Incertezas globais, estimadas e experimentais para unidades de Co-60 e Aceleradores Lineares dos organismos internacionais usados como referência pelo PQRT.

Dose Referência	Co-60		Acelerador Linear	
	Estimada	Experimental	Estimada	Experimental
AIEA	1,1%	2,6%	1,6%	2,1%
RPC-MDACC	2,1%	3,0%	2,1%	3,1%
ESTRO	1,5%	-	2,0%	-

4.3 Incerteza do Índice de Qualidade do Feixe

Na tabela 4.3, ilustra-se a estimativa da incerteza relativa, referente ao parâmetro índice de qualidade do feixe (D_{20}/D_{10} e $TPR_{20,10}$), onde essas incertezas são determinadas pela razão da dose D_{10} na profundidade de 10cm, e a dose D_{20} na profundidade de 20cm. Foi utilizado um fator de abrangência K igual a 1, correspondente ao intervalo de confiança de 68,27%, que equivale a 1 desvio padrão.

Tabela 4.3. As incertezas relativas do índice de qualidade e $TPR_{20,10}$, e seus componentes

Parâmetros	Tipo A	Tipo B	Incerteza Combinada
D_{20}	-	1,59%	1,59%
D_{10}	-	1,66%	1,66%
D_{20}/D_{10}			2,30%
$TPR_{20,10}$			2,55%

4.4 Incertezas dos Parâmetros Fator Filtro e Fator Bandeja

A tabela 4.4 representa a estimativa das incertezas relativas aos parâmetros, fator filtro, fator bandeja e as dos seus componentes, como por exemplo, dose de referência, dose no TLD-6, usado para determinar o fator filtro e a dose no TLD-7, usado para determinar fator bandeja e o fator energia, usado somente em aceleradores lineares. Foi utilizado um fator de abrangência K igual a 1, correspondente ao intervalo de confiança de 68,27%, que equivale a 1 desvio padrão.

Tabela 4.4. Representa as incertezas combinadas do fator filtro e do fator bandeja, e as incertezas relativas de seus componentes.

Parâmetros	Tipo A	Tipo B	Incerteza Combinada
Dose Referência	-	0,92%	0,92%
TLD-6	-	1,08%	1,08%
TLD-7	-	1,25%	1,25%
Fator Energia	-	1,24%	1,24%
Co-60	Fator Filtro Fator Bandeja		1,34%
			1,47%
Acelerador Linear	Fator Filtro Fator Bandeja		2,02%
			2,12%

4.5 Incertezas dos Parâmetros Simetria e Planura

Na tabela 4.5, ilustra-se as incertezas estimadas absolutas dos parâmetros simetria e planura, e as incertezas relativas de seus componentes, que são conjunto 5 dos dosímetros TL. Foi utilizado um fator de abrangência K igual a 1, correspondente ao intervalo de confiança de 68,27%, que equivale a 1 desvio padrão.

Tabela 4.5: Representa as incertezas absolutas dos parâmetros simetria e planura, e as incertezas relativas de seus componentes

Parâmetros	Tipo A	Tipo B	Incerteza Combinada
TLD-5a	-	1,12%	1,12%
TLD-5b	-	1,17%	1,17%
TLD-5c	-	1,17%	1,17%
TLD-5d	-	1,19%	1,19%
TLD-5e	-	1,20%	1,20%
Fator Energia	-	1,24%	1,24%
Simetria	Co-60		1,72%
	Acelerador Linear		2,51%
Planura	Co-60		0,89%
	Acelerador Linear		1,23%

Foram usadas as incertezas absolutas dos parâmetros simetria e planura do feixe devido, e estes valores são expressos em percentuais explicados no tópico 2.5.7.

4.6 Incertezas Experimentais e Estimadas dos Parâmetros Avaliados pelo Sistema Postal

Na tabela 4.6, apresentam-se as incertezas relativas experimentais e estimadas dos parâmetros referentes: a dose referência, dose profundidade, dose campo retangular razão D_{20}/D_{10} , $TPR_{20,10}$, fator filtro, fator bandeja, simetria e planura, que são avaliados pela auditoria postal do PQRT, distinguindo em colunas as instituições que usam aceleradores lineares com aparelhos de ^{60}Co . Utilizando um fator de abrangência K igual a 1, que corresponde ao intervalo de confiança de 68,27%, que equivale a 1 desvio padrão. Para efetuar o cálculo das incertezas experimentais para serviços de radioterapia que utilizam aceleradores lineares, foram usados os dados de 69 instituições, as quais foram avaliadas no ano de 2008, e para aparelhos de cobalto, os dados de 51 instituições, referentes aos anos de 2006 a 2008. Os valores das incertezas experimentais foram adquiridos através da média aritmética das incertezas dos parâmetros avaliados pelo sistema postal do PQRT das

instituições avaliadas. As incertezas estimadas são uma estimativa das incertezas oriundas do operador e da leitora PCL3. O procedimento para obtenção das incertezas estimadas e experimental está explicado no tópico 3.4.9 - Incertezas Estimadas e Experimentais.

Tabela 4.6 Representação das incertezas experimentais e estimadas para aceleradores lineares ou aparelhos de ^{60}Co nos parâmetros utilizados para avaliação do sistema postal do PQRT.

Parâmetros	Co-60		A.L.	
	Estimado	Experimental	Estimado	Experimental
Dose Referência	0,92%	0,99%	1,23%	1,45%
Dose Campo Retangular	0,97%	1,43%	1,74%	2,05%
Dose Profundidade.	0,99%	1,32%	1,66%	1,93%
Razão D_{20}/D_{10}	-	-	2,30%	2,90%
$\text{TPR}_{20,10}$	-	-	2,55%	2,63%
Fator Filtro	1,34%	1,71%	2,02%	2,57%
Fator Bandeja	1,47%	1,72%	2,12%	2,48%
Simetria	1,72%	1,88%	2,51%	2,74%
Planura	0,89%	0,97%	1,23%	1,43%

Através das comparações dos resultados das incertezas experimentais e estimadas apresentados acima, conclui-se que há possibilidade para melhorar a qualidade do serviço prestado em radioterapia no Brasil.

Analisando-se as tabelas acima, pode-se observar que os valores das incertezas dos parâmetros do sistema postal para aparelhos de ^{60}Co e aceleradores lineares são maiores para estes últimos. Entretanto, o resultado era esperado, devido ao fator energia utilizado como correção, uma vez que os dosímetros TL são calibrados e normalizados em função da energia do ^{60}Co .

A tabela 4.7 apresenta as incertezas absolutas do parâmetro desvios da auditoria postal do PQRT, que compara a dose absorvida dos valores declarados pela instituição

avaliada com os valores medidos dos TLDs no laboratório do PQRT. Os procedimentos para cálculos dessas incertezas são explicados no tópico 3.4. Os valores das incertezas experimentais dos parâmetros citados acima foram obtidos na tabela 4.6.

Tabela 4.7: As incertezas dos desvios dos valores declarados e medidos dos parâmetros avaliados pelo sistema postal.

Parâmetros	^{60}Co	A.L.
Dose Referência	1,13%	1,65%
Dose Campo Retangular	1,55%	2,21%
Dose Profundidade	1,50%	2,20%
Fator Filtro	2,37%	3,86%
Fator Bandeja	2,10%	2,92%
Razão D_{20}/D_{10}	-	3,72%
Simetria	8,44%	11,38%
Planura	5,90%	7,91%

Como as incertezas declaradas nunca foram especificadas pela instituição avaliada, estas incertezas foram estimadas como é apresentado no tópico 3.4. Por causa dessas estimativas das incertezas declaradas, os valores das incertezas dos parâmetros desvios do sistema postal do PQRT poderão aumentar ou diminuir. Os físicos responsáveis do sistema postal do PQRT começaram o estudo da viabilização da exigência da declaração das incertezas de cada parâmetro utilizado pelo físico responsável da instituição avaliada. As incertezas desses parâmetros são absolutas, uma vez que os valores dos parâmetros desvios são expressos em percentuais, conforme o tópico 3.4.

Os histogramas abaixo mostram o comportamento dos valores das incertezas experimentais dos parâmetros relacionados na tabela 4.6.

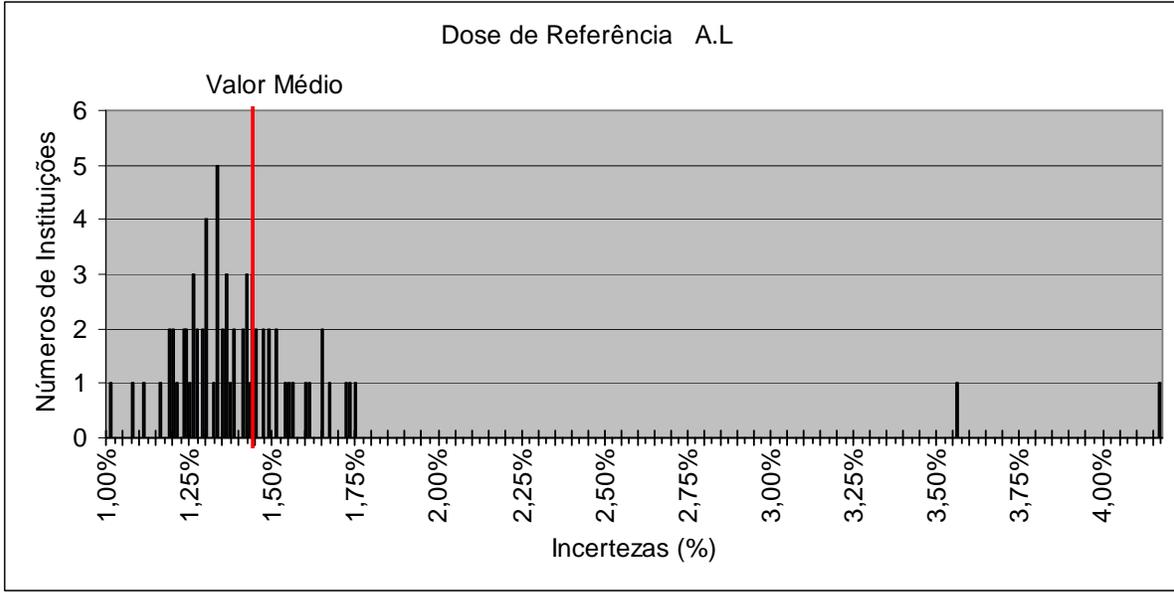


Figura 4.1. Distribuição do valor da incerteza experimental na dose de referência para aceleradores lineares com valor médio de 1,45%.

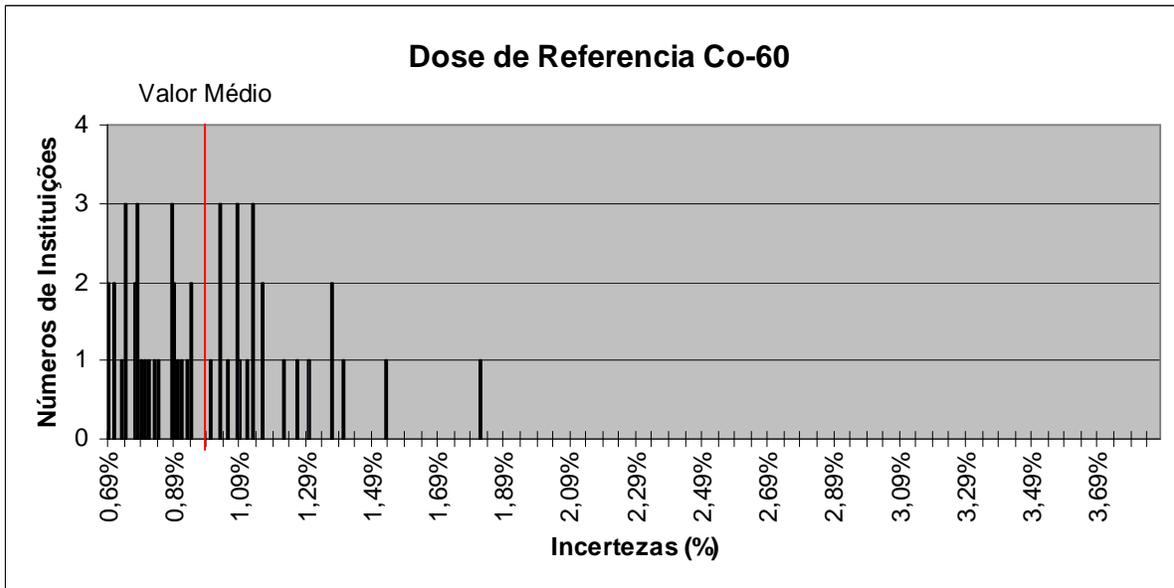


Figura 4.2. Distribuição do valor da incerteza experimental na dose de referência para aparelho de ^{60}Co com valor médio de 0,99%.

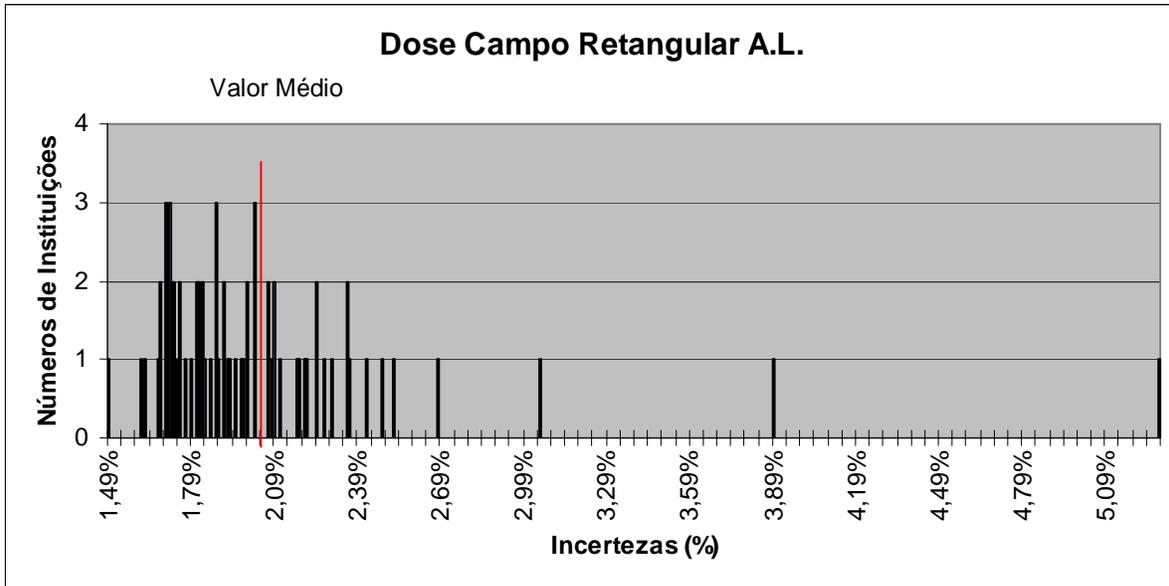
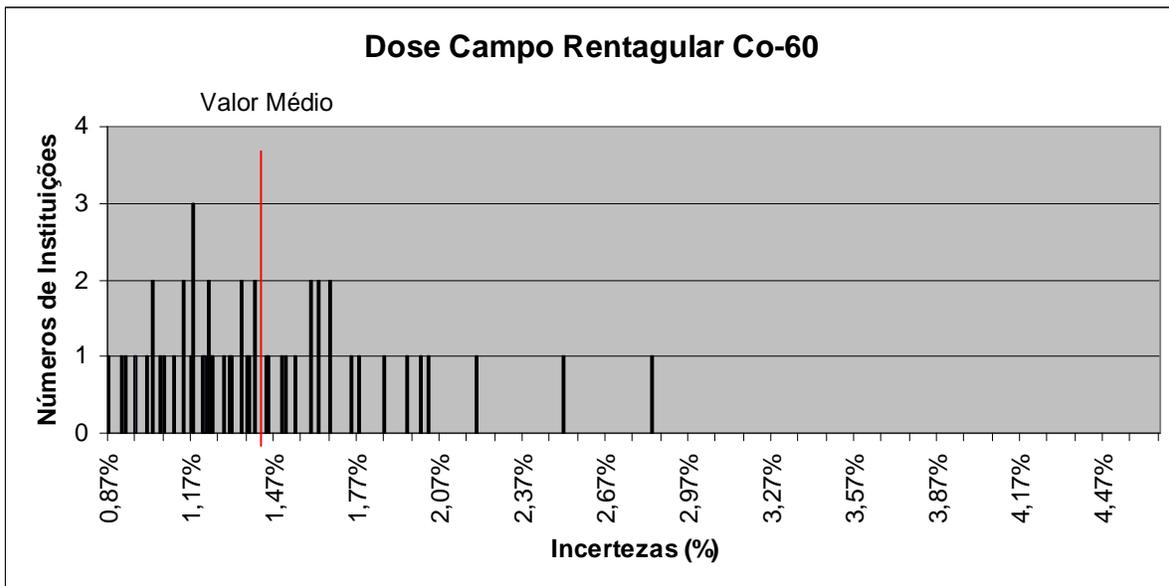


Figura 4.3. Distribuição do valor da incerteza experimental na dose no campo retangular para aceleradores lineares com valor médio de 2,05%.



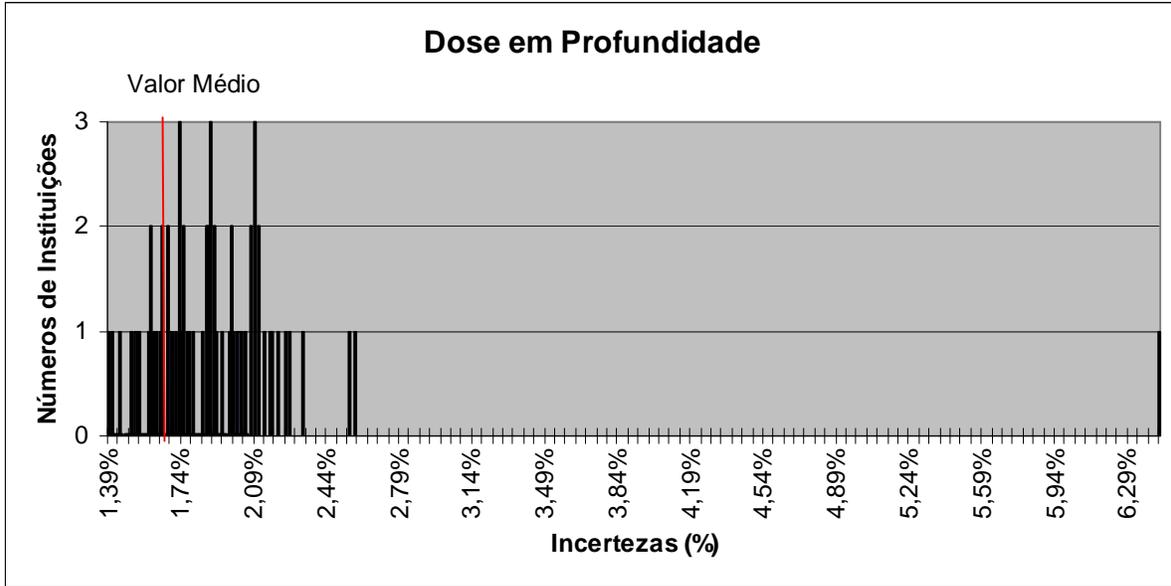
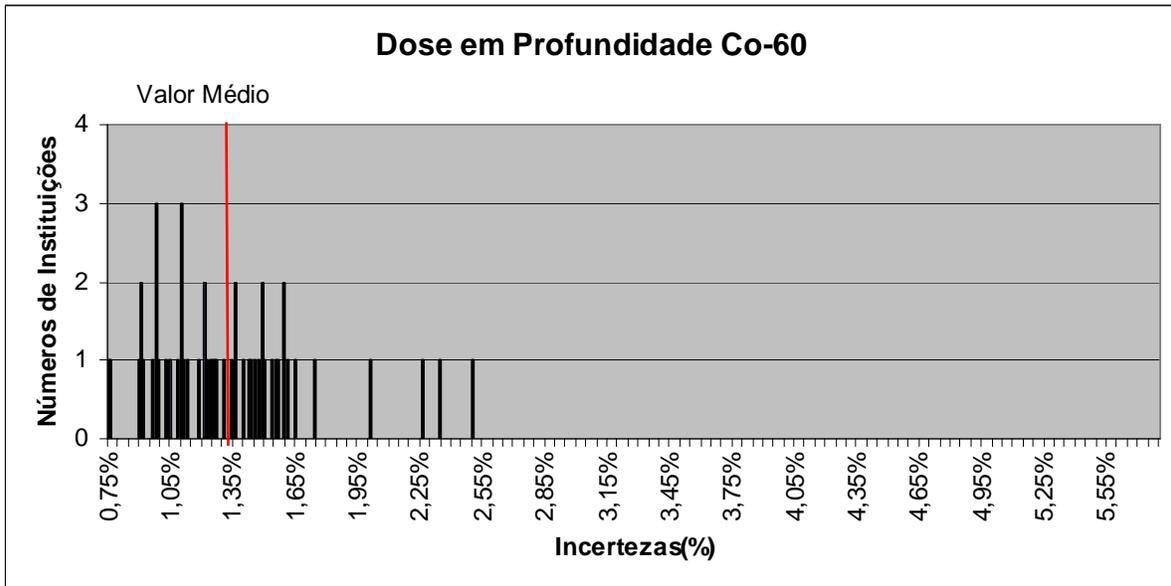


Figura 4.5. Distribuição do valor da incerteza experimental na dose em profundidade para aceleradores lineares com valor médio de 1,93%.



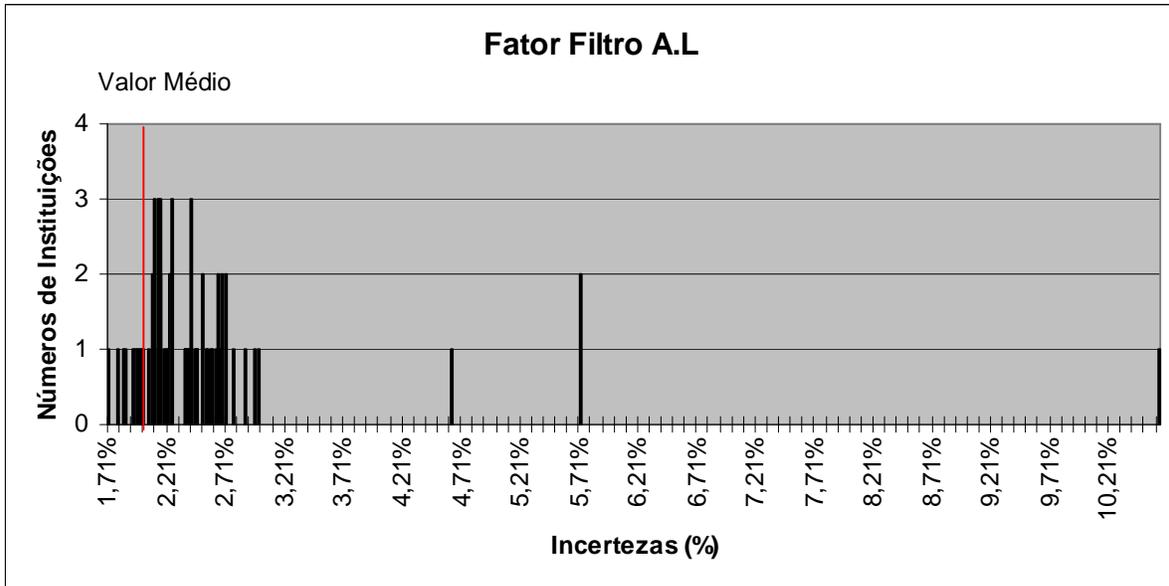


Figura 4.7. Distribuição do valor da incerteza experimental do fator filtro para aceleradores lineares com valor médio de 2,57%.

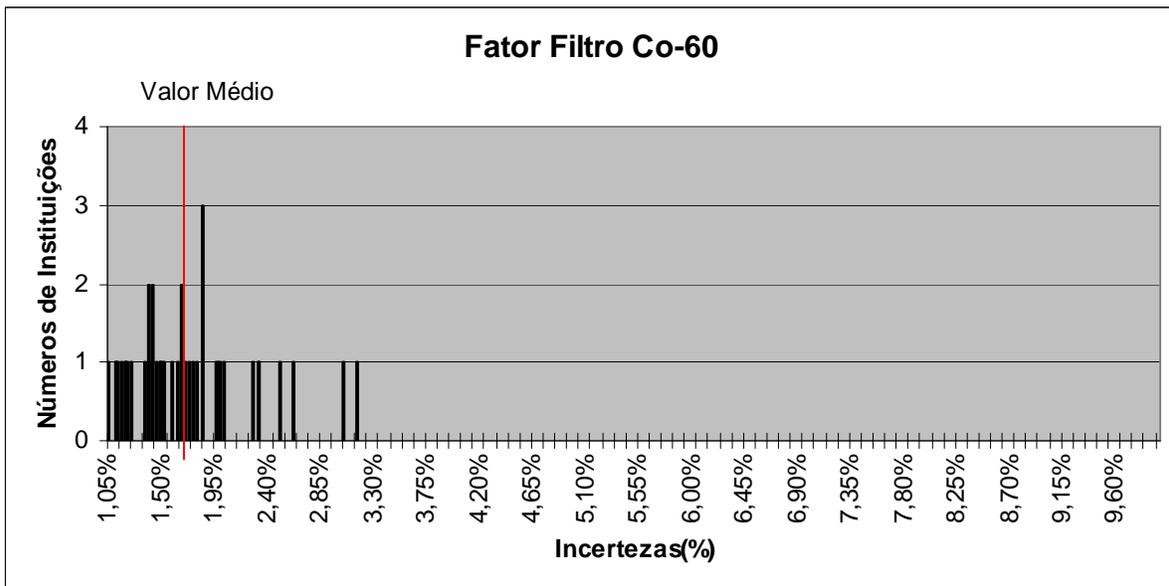


Figura 4.8. Distribuição do valor da incerteza experimental do fator filtro para aparelho de ^{60}Co com valor médio de 1,71%.

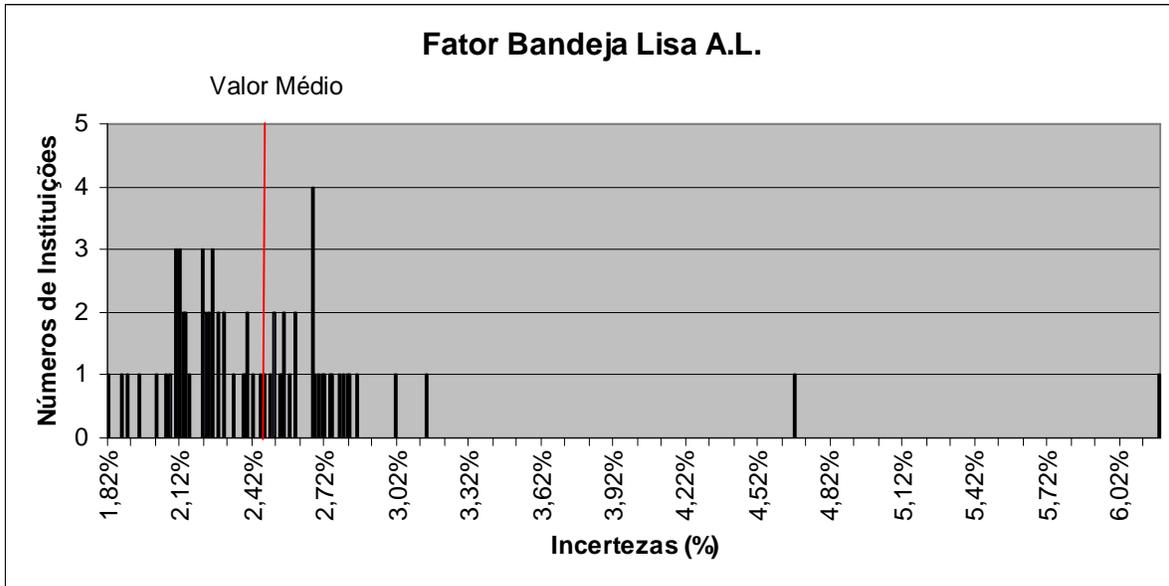


Figura 4.9. Distribuição do valor da incerteza experimental do fator bandeja lisa para aceleradores lineares com valor médio de 2,48%.

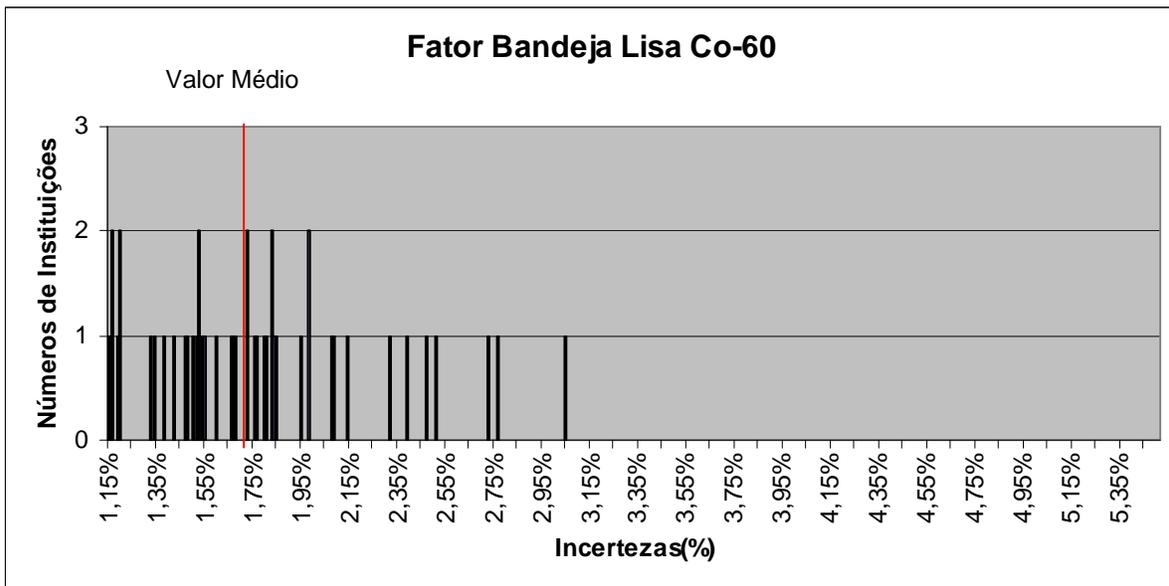


Figura 4.10. Distribuição do valor da incerteza experimental do fator bandeja lisa para aparelho de ^{60}Co com valor médio de 1,72%.

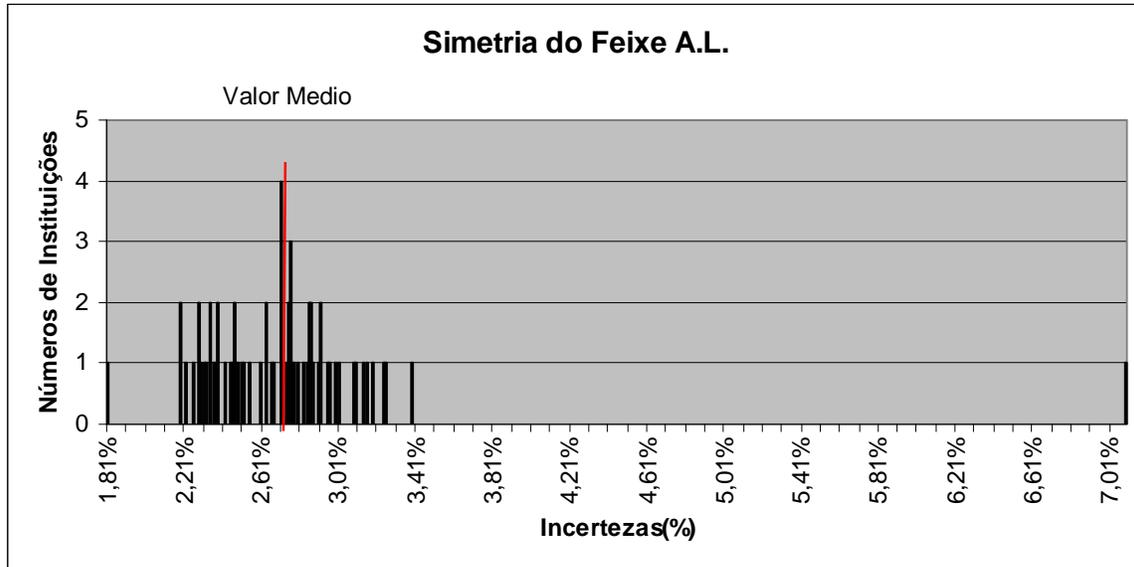


Figura 4.11. Distribuição do valor da incerteza experimental da simetria do feixe em aceleradores lineares com valor médio de 2,74%.

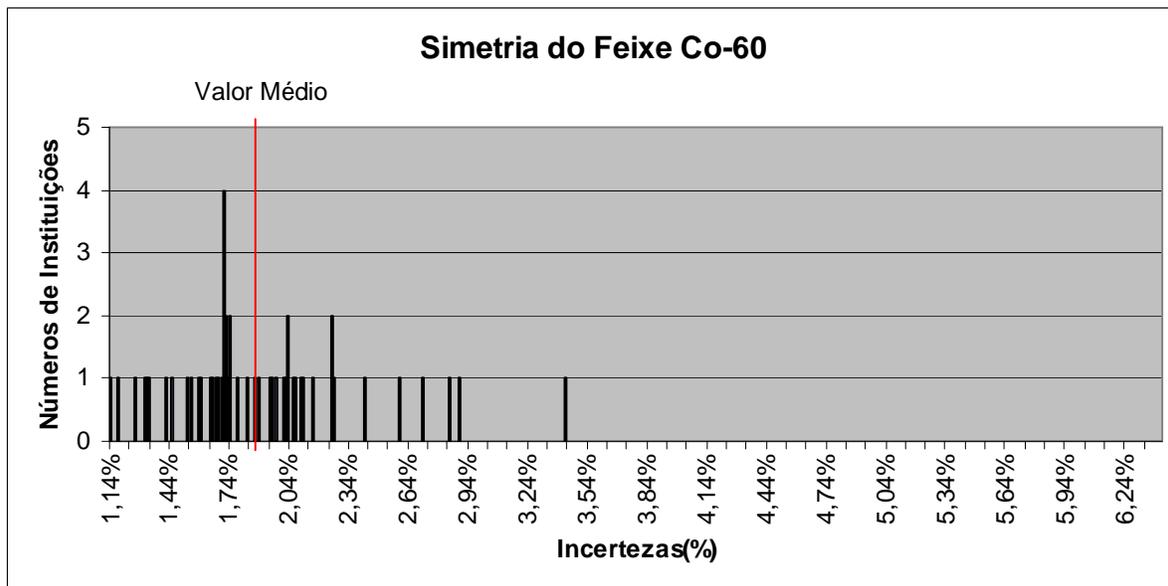


Figura 4.12. Distribuição do valor da incerteza experimental da simetria do feixe em aparelho de ^{60}Co com valor médio de 1,88%.

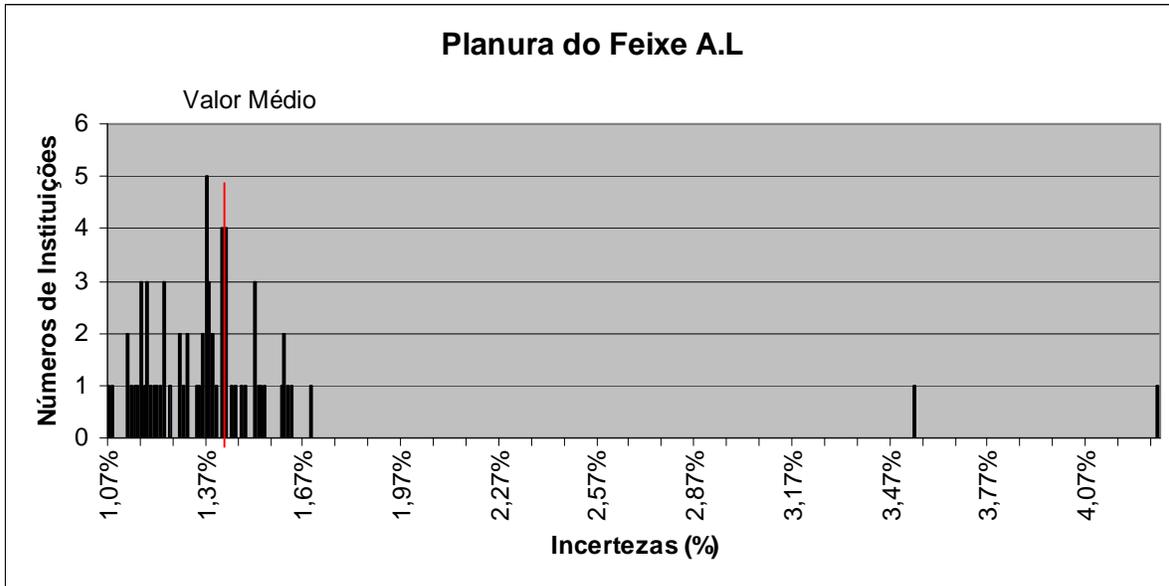


Figura 4.13. Distribuição do valor da incerteza experimental da planura do feixe em aceleradores lineares com valor médio de 1,43%.

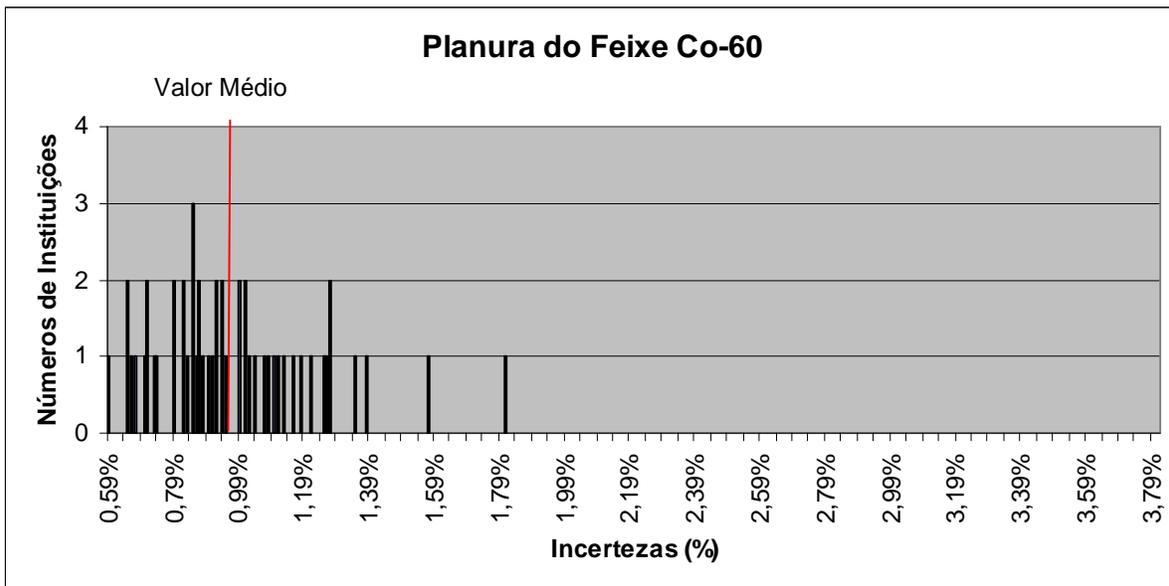


Figura 4.14. Distribuição do valor da incerteza experimental da planura do feixe em aparelho de ^{60}Co com valor médio de 0,97%.

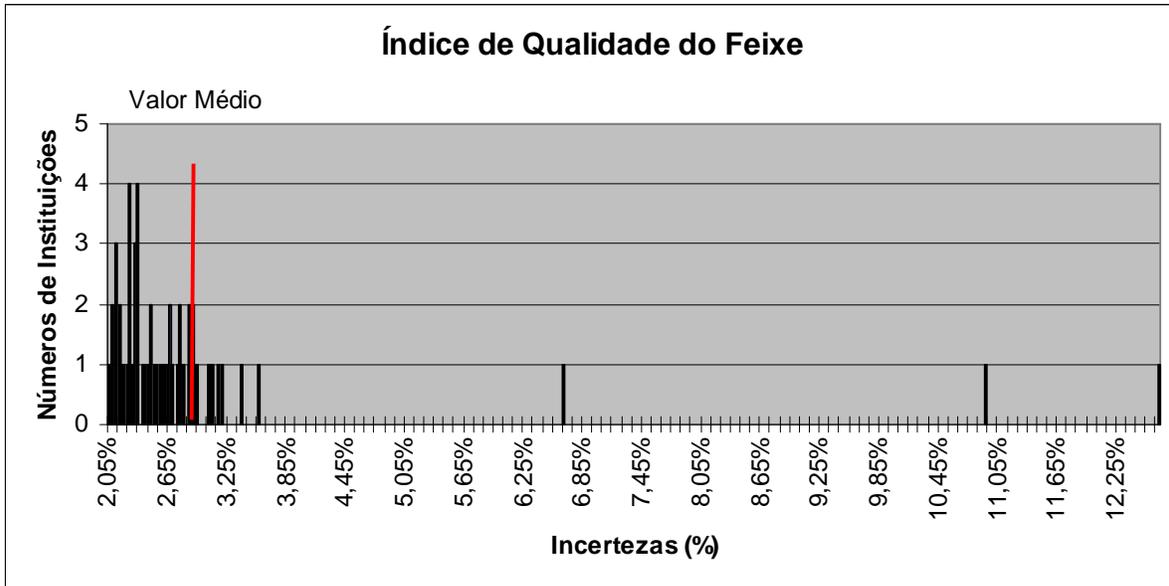


Figura 4.15. Distribuição do valor da incerteza experimental na razão D20/D10 com valor médio de 2,90%.

Analisando os histogramas apresentados anteriormente podemos verificar que algumas instituições apresentaram valores de incertezas, de alguns parâmetros, elevados comparados com as demais instituições. A fim de se investigar o motivo ou possíveis motivos dessa dispersão foram analisados os dados obtidos por cada uma dessas instituições quando das auditorias postais feitas pelo serviço de radioterapia.

Após essa análise, verificamos que 3 instituições (01 de acelerador linear e 02 de aparelhos de ^{60}Co) apresentaram dispersão em relação ao valor médio das incertezas para maioria dos parâmetros avaliados, e ainda no parâmetro desvio (relação entre valor da dose absorvida declarado pela instituição e valor da dose absorvida medido no laboratório do PQRT). Este parâmetro (desvio) mostrou que estas instituições não se encontram dentro dos limites de aceitação fixados pelos órgãos internacionais, nacionais e também pelo sistema de auditoria postal feita pelo INCA, o que comprova o péssimo desempenho dessas instituições.

Algumas instituições, 10 no total (07 de acelerador linear e 03 aparelho de ^{60}Co), apresentam dispersão no valor da incerteza em pelo menos 01 parâmetro analisado. Na busca pelas possíveis causas dessas dispersões, verificou-se que os valores dos desvios

padrões das leituras dos dosímetros-TL destas instituições, quando da auditoria postal, eram superiores aos valores dos desvios padrões das leituras dos dosímetros-TL das demais instituições.

Observa-se que há uma relação de proporcionalidade do valor do desvio padrão da leitura dos TLD com a sua incerteza. Sendo assim, qualquer variação no desvio padrão da leitura do sinal TLD acarretará uma variação na sua incerteza que se propaga para o cálculo da incerteza do parâmetro a ser avaliado. Diversos motivos podem acarretar esse aumento dos valores dos desvios padrões das leituras desses TLDs, cabendo assim uma investigação mais detalhada. Mesmo assim estas instituições tiveram resultados, na auditoria, dentro dos limites aceitáveis definidas pelo sistema de auditoria postal feita pelo INCA.

CAPÍTULO V

5 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

As incertezas estimadas para índice de qualidade do feixe e $TPR_{20,10}$, usados somente para aceleradores lineares, apresentaram valores 2,30% e 2,55%, respectivamente. As incertezas dose campo retangular, dose em profundidade, fator filtro, fator bandeja, simetria do feixe e planura do feixe apresentaram 0,97%, 0,99%, 1,34%, 1,47%, 1,72% e 0,89% para feixes de cobalto, respectivamente e 1,23%, 1,74%, 1,66%, 2,02%, 2,12%, 2,51% e 1,23% para feixes de aceleradores lineares, respectivamente. As incertezas desses parâmetros são usadas somente pelo sistema postal do PQRT, não podendo fazer comparações com os outros sistemas postais.

Os valores das incertezas estimadas para a dose de referência apresentaram 0,92% e 1,23% para os feixes de ^{60}Co e aceleradores lineares, respectivamente, valores que estão em conformidade com os resultados publicados por outros sistemas postais, como por exemplo, os da AIEA, ESTRO e RPC - MDACC.

A comparação entre os valores das incertezas experimentais e as estimadas mostrou-se satisfatória e com resultados melhores no parâmetro da dose de referência em relação aos outros sistemas postais, como por exemplo, AIEA.

Como ainda não existe semelhante sistema postal no mundo, não é possível comparar cada parâmetro analisado separadamente. No entanto, é possível comparar a incerteza global de cada sistema em operação. Os valores determinados no presente trabalho apresentam a mesma ordem de grandeza que os encontrados pelos organismos internacionais supracitados, cujas metodologias, após mais de 20 anos de experiência, já são consagradas.

O sistema postal implementado pelo PQRT desde 2003 realiza auditorias postais em condições de referência e não referência. Desde seu início, as incertezas declaradas nos resultados das auditorias eram estimadas sob a ótica do sistema desenvolvido pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) sem levar em consideração a propagação das incertezas, uma vez que a metodologia era a mesma. Pelos

resultados obtidos neste estudo podemos propor que seja utilizada a metodologia aqui desenvolvida para o cálculo das incertezas nos resultados das auditorias do sistema postal.

5.1 Trabalhos Futuros

Os resultados apresentados nesse trabalho motivam um estudo de novas metodologias para obtenção dos parâmetros avaliados na auditoria postal feita pelo INCA, com a finalidade de diminuir as incertezas estimadas dos parâmetros avaliados, mas mantendo o princípio de básico para um sistema de auditoria postal (não influenciar na rotina de trabalho da clínica).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, 1994, “Code of practice for Radiotherapy” *Med. Phys*, v.21, pp.1093-1121.
- ATTIX, FRANK HERBERT, 1986, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York, John Wiley and Sons, Inc.
- BEM-SHACHAR, B., & HOROWITZ, Y. S., 1992, “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*, v.25, pp. 694.
- BLACKBURN'S., 1989, *Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*, Madison, Wisconsin Medical Physics Publishing Corporation.
- BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY., 1996, *Central Axis Depth Dose Data for use in Radiotherapy*, London, Supplement 25, British Institute of Radiology.
- CALLEGARI JACQUES SIDIA M., 2003, *Bioestatística: Princípio e Aplicações*. 1 ed Porto Alegre, Artemed.
- CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY G. N., 1968, *Thermoluminescent Dosimetry*, Madison, Univ. Wisconsin Press.
- CNEN NN 3.01, *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Comissão Nacional Energia Nuclear, 2005.
- C. YU & G. LUXTON, 1999, “TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0,5 cGy to 1000 cGy”, *Méd. Phys*, v.26, (June) pp.6.

- DA SILVA, S. RONALDO, 2003, *Caracterização de Cerâmica de Germanato de Bismuto para Aplicação como Cintiladores*. Dissertação para Mestrado, UFS, São Cristóvão, SE.
- DA ROSA. L. A. R., *Dosimetria termoluminescente aplicada à física medica*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, publicação interna, DEFISME/IRD. 2000.
- DANIELS, F.; BOYD, C.; SAUNDERS, D., 1953 “Thermoluminescence as a Research Tool”, *Science* v.117, pp.343-349.
- DERREUMAUX, S., CHAVAUDRA, J., BRIDIER A., et al., 1953, “A European quality assurance network for radiotherapy: Dose measurement procedure.”, *Phys. Med. Biol.* v. 40 pp.1191-1209.
- FERREIRA, IVALDO H., DUTREIX, ANDRÉ, BRIDIER, ANDRÉ, et al. 2000, “The ESTRO-quality assurance network (EQUAL)”, *Radiotherapy and Oncology* v. 55 pp. 273-284.
- FIMEL. *PCL3 Automatic Reader User Manual*. Version 3.61, Velizy, France, 1999.
- GORBICS, S.G., NASH, A.E., & ATTIX, F.H., “Thermal quenching of luminescence in six thermoluminescent dosimetry phosphors—II: Quenching of Thermoluminescence” *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* v.20 (Dec), PP. 843-846.
- HOROWITZ, Y. S., 1993 “Fading in LiF:Mg,Ti”, *Radiat. Prot. Dosim.* v.32, pp.147.
- 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.

ISO 1996 GUIA PARA EXPRESSÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO. Primeira Edição Brasileira do *Guid to the Expression of Uncertaint in Measurement*. Publicado por INMETRO, ABNT, Programa RH METROLOGIA e SOCIEDADE BRASILEIRA DE METROLOGIA.

J. BARTHE., G. MARINELLO., J. POLLACK., *et al.*, 1990 “New Automatic fast reader for powder or sintered pellets used in medical physics. Radiation Protection Dosimetry.” *Nuclear Technology Publishing*. v. 34 n. ¼, pp. 261-263.

J. IZEWSKA., J. NOVOTNY., J VAN DAM., *et al.*, 1996, “The influence of the IAEA standard holder on dose evaluated from TLD samples”, *Phys. Med. Biol.* v.41, pp. 465-473.

J. IZEWSKA., M. HULTQVIST., P. BERA., 2008, “Analysis of uncertainties in the IAEA/WHO TLD postal dose audit system”, *Radiation Measurements* v.43, pp. 959-963.

JOANNA IZEWSKA e PAWEL OLKO. *Maintenance of the Thermoluminescence (TL) Reference Dosimetry System for Radiotherapy*. Dosimetry Laboratory Procedures DOLP.004. IAEA DMRP-9809, Vienna, October 1998.

JOHN F. WOCHOS, LARRY A., DEWERD L. A., *et al.*, 1982, “Dubuque. Mailed thermoluminescent dosimetry reviews in radiation therapy”, *Med. Phys.* v.9, (Nov/Dec), pp. 6.

KIRBY, T. H., HANSON, W. F., JOHNSTON., 1992, “Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters”, *Med. Phys.*, v. 19, n. 6, (Nov/Dec) pp. 1452

KNOLL, G. F., 1989, *Radiation Detection and Measurement*, 2^a ed, NY, John Wiley and Sons,.

- MARIN, A. VIAMONTE, 2003, *Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para uso em Programas de Qualidade em Radioterapia com Feixes de Fótons em Condições de Não Referência*. Dissertação para Mestrado, IRD/CNEN. Rio de Janeiro, RJ.
- MAURICIO, C. L. P. *Mini-Curso de Dosimetria Termoluminescente*. Curso de Pós-graduação do IRD. 19-30, novembro, 2001.
- MAYHUGH, M. R., J., 1970, “Colors Centers and the Thermoluminescence Mechanism in LiF”, *Appl. Phys.* v.41, pp. 4776.
- MCKINLAY A. F., 1981, *Thermoluminescent Dosimetry*. Medical Physics Handbook 5.
- MOSCOVITCH, M., 1986, “Automatic method for evaluating elapse time between irradiation and readout in LiF – TLD”, *Radiat. Prot. Dosim.* v.17, pp. 165.
- MOSCOVITCH, M., SZALANEZY, A., BRUML, W. W., et al., 1990, “A TLD system based on gas heating with linear time-temperature profile”, *Radiat. Prot. Dosim* v. 34, pp. 361.
- PINHEIRO DE LIMA, L., 2001, *Implementação da dosimetria termoluminescente para controle de qualidade, calibração e planejamento num serviço de radioterapia*. Dissertação para Mestrado, USP. Ribeirão Preto, SP.
- RDC N° 20. *Regulamento Técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais envolvidos e do público em geral*. Resolução da Diretoria Colegiada N. 20, ANVISA, Brasília, 2006.
- S. Derreumaux, J. Chavaudra, A. Bridier, V Rosseti and A. Dutreix, 1995, “A European quality network for radiotherapy: dose measurement procedure”, *Phys. Med. Biol* v. 40, pp. 1191-1208.

- SOUZA R. S., DE ARAUJO A. M. C., VIEGAS C. C. B., 2009, “O que é o Programa Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer-INCA”, *Revista Brasileira de Física Medica* v.2, n.1 pp. 28-29.
- STEPHEN W. S. MACKEEVER, MARKO MOSCOVITCH, PETER D. TOWNSEND, *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.
- SUNTA, C.M., MAZZARO, A.C., & SORDI, G.M.A.A., 1976, “Dependence of LiF TLD-100 response on temperature during exposure”, *Health Phys* v.30, pp. 309.
- TAUHATA LUIZ, SALITI P. A. IVAN, DI PRINZIO RENATO, DI PRINZIO R. ANTONIETA, 2003, *Radioproteção e Dosimetria: fundamentos*. 5 Revisada ed. Rio de Janeiro IRD/CNEN.
- TECDOC-1151. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. Viena: Agencia Internacional de Energía Atómica, 2000.
- TRS-277. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice*. Technical Reports Series N. 277, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1987.
- TRS-277. *Absorbed dose determination in photons and electrons beams: An international Code of Practice*. -2nd ed. - Vienna: International Atomic Energy Agency, 1997.
- 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.

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.

VIAMONTE. A., VIEGAS. C., BARDELLA. L. H., *et al.* 2001, *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.

VIAMONTE M. A., VIEGAS, C. C. B., ARAUJO, A. M. C., *et al.* 2002, “Programa de Avaliação Postal de Feixes de Fótons de Radioterapia com TLD em Condições de Referencia. Resultados de um ano de Implementação”. In: *Anais do VII Congresso Brasileiro de Física Médica.* Campos de Jordão. SP. Junho,.

VIANELLO ELIZABETH APARECIDA, 2004, *Avaliação das Incertezas na Medição da dose Absorvida na Água, Produzida por Feixes Clínicos de Elétrons de Alta Energia.* Tese de Doutorado, UERJ, Rio de Janeiro, RJ.

VUOLO, JOSÉ HENRIQUE, 1996, *Fundamentos da Teoria de Erros.* 2 ed. São Paulo, Edgard Blucher.

VUOLO, JOSÉ HENRIQUE, 1999, “Avaliação e Expressão de Incerteza em Medição” *Revista Brasileira de Ensino de Física* v. 21, n. 3 pp. 350-358.

ANEXOS

Anexos 1

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

Dosimetria na agua (TH-780C / INCA) Imprimir									
Data: 16/11/2003					Data Re: 20-nov-00				
Câmara: Wallâter IC70					Data At: 16-jan-03				
Eletrometro: Kistley 35040					Ro ref.: 288,23 cGy/min				
Fantoma 40x40x30 cm					d = 787 dias				
Profundidade: 5,0 cm (centro geometrico)					Ro hoje: 217,11 cGy/min				
SSD: 80 cm					Time error: -0,012 min				
Campo: 10x10 cm					Para Y = 1 min				
Rendimento de Referência: 288,23 cGy/mi					x (t; erro) = -0,012 min				
Energia: 1,25 MV (Co-60)					Parâmetros da Reta				
t-student (n=5;95%)					B = 35,353				
2,7765					A = 0,4221				
Diferencia entre Dprese					Dp 5cm = Lm x Ptp x Ndar x Sw,air x Pu x Pdis x Peel Ro 5cm = 172,35 cGy/min				
D = 200 cGy					Rmax = 218,71 cGy/min				
Tirred = 1,16 min					Lm = 35,146 nC				
Para T = 1,16					Ração Ro Calculado / Rendimento Medido no Máximo				
D real = 200,50 cGy					Ptp = 1013,25 x (273,2 + T) / p x (273,2 + 20) Dif (%) = -0,73 %				
Diferencia entre Dprese = -0,25 %					Ptp = 1,0053				
Po: 1017,6 hPa To: 23,2 °C					Ndar = Nk x Kcell x (1-g) x KmKatt				
Pf: 1017,6 hPa Tf: 22,8 °C					Ndar = 4,4314				
Média: 1017,6 hPa Média: 23 °C					Valores de Referência das Câmaras				
Y = -300 Y					r = 3,10 mm				
Tempo					Pu = α x Swall,air x (μ/ρ)w,wall x (1-α)Sw,air / Sw, Km x Katt = 0,072 g/cm²				
Desvio Erro Incerteza					twall = 0,386				
(min) L1 (nC) L2 (nC) L3 (nC) L4 (nC) L5 (nC) Média (nC) s% U95 U95%					α = 0,575				
0,50 17,998 17,991 17,992 17,989 17,992 17,992 0,019 0,004 0,023					Ps = (YHV2)² - 1 / (YHV2)² - LVL2				
1,50 53,140 53,130 53,140 53,140 53,140 53,138 0,008 0,006 0,010					Ps = 1,0000				
Y = -150 Y					Pdir = 1 - (0,004 x r)				
Tempo					Pdir = 0,9876				
Desvio Erro Incerteza					Ssw,air = 1,131 Pag. 82 TRS 381				
(min) L1 (nC) L2 (nC) L3 (nC) L4 (nC) L5 (nC) Média (nC) s% U95 U95%					Ssw,air = 1,002 Pag. 66 TRS 277				
0,50 17,995 17,995 17,994 17,993 17,994 17,994 0,005 0,001 0,006					Psw,air = 0,394 Pag. 72 TRS 381				
1,50 53,140 53,140 53,140 53,140 53,140 53,140 0,000 0,000 0,000					Katt = 1,006 Pag. 68 TRS 381				
Y = -300 Y					(μen/ρ) = 1,111 Pag. 82 TRS 381				
Tempo para: 200 cGy					Tempo para: 200 cGy				
Desvio Erro Incerteza					Tempo para: 200 cGy				
(min) L1 (nC) L2 (nC) L3 (nC) L4 (nC) L5 (nC) Média (nC) s% sM% 95% (nC)					Tempo para: 200 cGy				
1,16 41,020 41,030 41,020 41,020 41,010 41,020 0,02 0,01 0,88					Tempo para: 200 cGy				
Dose medida a profundidade de 5 cm com a câmara para t = 1,16 min: Do = 201,15 cGy					Tempo para: 200 cGy				
Ração Dose Calculada para esse tempo / Dose Médida com a Câmara: -0,33 %					Tempo para: 200 cGy				

Time Erro

y = 38,973x + 0,4739

R² = 1

Leituras (nC)

Tempo (min)

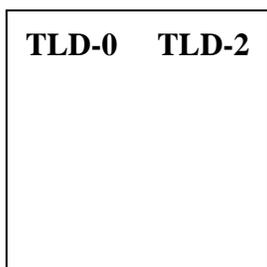
Anexo 2

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

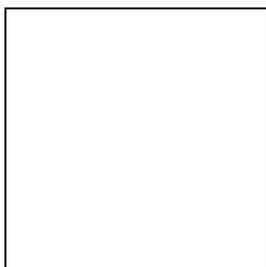
Parâmetro	Descrição	Valor
Temperatura Forno 1.	Pré-aquecimento.	170 °C
Temperatura Forno 2.	Aquecimento.	300 °C
Alta Tensão PM (negativa)	Tensão da Fotomultiplicadora	- 850 V
Parada posição intermediária.	Tempo de parada entre os fornos.	50 1/10 s
Parada posição dos fornos.	Tempo de parada sobre cada 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

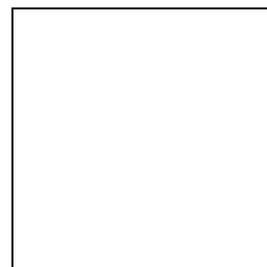
Folha de envio **F-1** dos dosímetros TL para as instituições participantes. Neste caso para feixes de ^{60}Co e Aceleradores Lineares com energia igual ou superior a 10 MV. Para aceleradores entre 4 e 9 MV a caixa marcada com TLD-10 também seria usada.



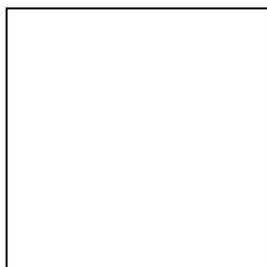
**TLD's de Controle
NÃO IRRADIAR**



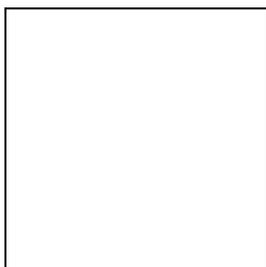
TLD-4



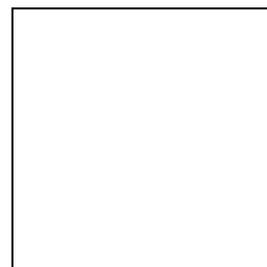
TLD-5a



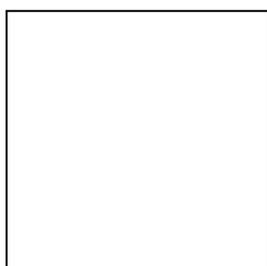
TLD-5b



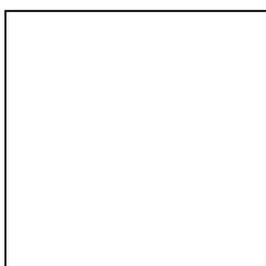
TLD-5c



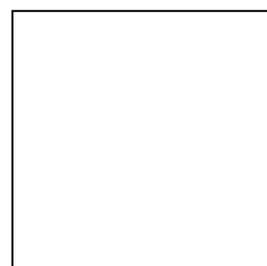
TLD-5d



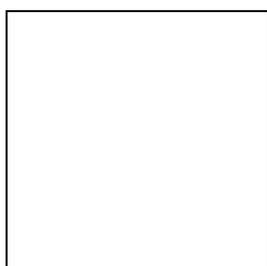
TLD-5e



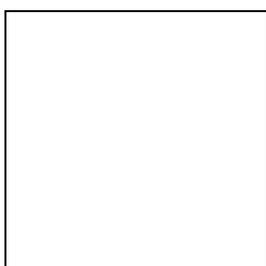
TLD-6



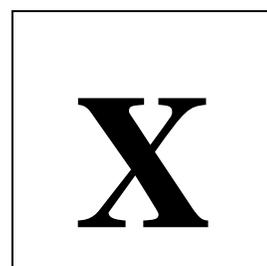
TLD-7



TLD-8



TLD-9



TLD-10

Anexo 4

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														
4																	
5			Endereço						Data de Irradiação dos TLD na Instituição			TLD-4					
6			Rua do Resende 128, Terceir Andar, Sala 322. Centro									TLD-5a					
7												TLD-5b					
8			Cidade		UF		Código				TLD-5c						
9			Rio de Janeiro		RJ		0037				TLD-5d						
10									Data de Irradiação do TLD-3			TLD-5e					
11			Físico Responsável			Cargo						TLD-6					
12			Claudio C. B. Viegas			Físico Responsável						TLD-7					
13									Data de Leitura dos TLD			TLD-8					
14			Aparelho		Energia							TLD-9					
15			Theratron 780 C		Co-60							TLD-10					
16									Data do Cálculo			Parametros Declarados pela Instituição					
17			DFS ou DFI		Profundidade de Irradiação							18-mar-03					
18			80 cm		5 cm												
19									Lote do Pó			Razão D ₇₀ /D ₁₀					
20			Filtro		Campo Retangular							H-1					
21			45 Físico		cm							Planura (%)					
22									TLD's de controle Dose administrada (cGy)			Simetria (%)					
23			Físicos Responsáveis no Laboratorio						TLD-1 e TLD-11			Fator Filtro					
24												Fator Bandeja					
25									TLD-2								
26									TLD-3								
27																	

Anexo 5

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	Módulo da Leitura	U ₃₅	U ₃₅ %	Z
1	30				
2	36				
3	41	36	7	20,1	12,4
4	37				
5	56*				
6	77622*				
7	79754				
8	79073	79171	1344	1,7	0,7
9	78107*				
10	78685				
11	78667*				
12	79697				
13	79340	79792	1258	1,6	0,6
14	77731*				
15	80339				
16	80856*				
17	81462				
18	82022	81833	945	1,0	0,4
19	82076				
20	80533*				
21	78224*				
22	77547				
23	77785	77794	625	0,8	0,3
24	78050				
25	78572*				
26	7				
27	74107*				
28	74776*				
29	75871	76233	1052	1,4	0,6
30	76291				
31	76718				
32	78196				
33	78563*				
34	77509	78111	1507	1,9	0,8
35	78719				
36	79142*				
37	77479				
38	79995*				
39	77423	77515	275	0,4	0,2
40	77700				
41	77781				
42	78464				
43	78351				
44	78246	78334	273	0,3	0,1
45	77402*				
46	77451*				
47	74381*				
48	75695*				
49	76196	76216	1597	2,0	0,8
50	76971				
51	74770				

Resultados

Parametro	Valor Declarado	Valor Medido	Razão Med/Dcl	Darwin (%)	
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 Lisa	0,9720	0,9707	0,9987	-0,1	OK
Dose Campo Reto	1,9975	1,9617	0,9816	-0,5	OK
Razão D ₂₀ /D ₁₀	0,5003	0,5091	0,9907	-2,0	OK
Dose em Profundidade	1,5502	1,5405	0,9937	-0,6	OK
Planura do Feixe	0,5	1,2			OK
Simetria do Feixe	0,5	-0,3			OK

Cálculos

TLD-0 BG	TLD-2	TLD-1	TLD-3	L _{conv}	T ₁	T ₂
36	79792	79121	81852	80646	6	12

TLD	Valor Real	F _{dos}	D ₂₀ + F _{fil}	D ₂₀ + F _{fil} + F _{bandeira} + F _{campo} + F _{prof}	D ₂₀ Medida	D ₂₀ Realizada	Razão D ₂₀ /D ₂₀	Darwin (%)
TLD-0	1,9907	1,9291	1,9404	2,0021	2,0021	2,0021	2,0010	0,1
TLD-2a	1,8440	1,8919	1,9059	1,9664	1,9664	1,9664	2,0010	-1,3
TLD-5b	1,9092	1,9378	1,9484	2,0103	2,0103	2,0103	2,0010	0,5
TLD-5c	1,8958	1,9242	1,9359	1,9973	1,9973	1,9973	2,0010	-0,2
TLD-5d	1,9146	1,9433	1,9536	2,0156	2,0156	2,0156	2,0010	0,7
TLD-5a	1,8441	1,8920	1,9059	1,9664	1,9664	1,9664	2,0010	-1,3
TLD-6	1,1072	1,0339	1,0668	1,2142	1,2142	1,2142	0,0000	100,0
TLD-7	1,2332	1,2550	1,2615	1,2412	1,2412	1,2412	0,0000	100,0
TLD-8	1,0249	1,0151	1,0255	1,0257	1,0257	1,0257	1,9975	-0,5
TLD-9	1,4254	1,4559	1,4921	1,5405	1,5405	1,5405	1,5502	-0,6
TLD-10	0,7965	0,8085	0,8497	0,8767	0,8761	0,8767	0,8993	-2,4

Planura

Valor Máximo	Valor Mínimo
2,0156	1,9664

Simetria

Pontos	Darwin
-4,5	1,5000
-4	1,9664
-2	2,0103
0	1,9997
2	2,0156
4	1,9664
4,5	1,5000

Gráfico de Oscilação da Leitora

Anexo 7

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 AQR7

Código: 0037

Irradiação executada por: Claudio C. B. Viegas

Cargo: Físico Médico

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 D_{20}/D_{10}	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 correspondendo com uma dose administrada maior que a declarada vice-versa.
A incerteza relativa com as medidas de TLD, para as dosimetrias é de: 2,0% para $Cu-60$ e 2,0% para $Co-60$.

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. (5521) 3970-7830 Fax. (5521) 3970 7829 E-mail: dosimetriad@yahoo.com.br

Anexo 8

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

1. Informe o valor da Dose com duas casas decimais.
2. Não mude a ordem de irradiação que se recomenda.
3. O suporte será fixado no fantoma de forma tal que quando sejam encaixadas as cápsulas, as mesmas fiquem apontando para o gantry
4. A distância de irradiação, SSD ou SAD, dependerá da calibração do seu aparelho.
5. O Tamanho de Campo é fixo, 10x10 cm², exceto para a irradiação da **cápsula 8**.
6. A profundidade de irradiação é de 5 cm para todas as cápsulas, exceto para a **cápsula 10**.
7. 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.
8. Confira sempre a horizontalidade da(s) cápsula(s), uma vez encaixada(s).
9. As **cápsulas 4, 5a, 5b, 5c, 5d e 5e**, serão irradiadas com uma dose de 200 cGy.
10. É importante manter a ordem das **cápsulas 5a, 5b, 5c, 5d e 5e** da direita para a esquerda na hora da retirada.
11. 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 grau.
12. A **cápsula 7** será irradiada com o mesmo **TEMPO** de irradiação das cápsulas **4, 5a, 5b, 5c, 5d e 5e**.
13. 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.
14. 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	