

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
CURSO DE CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

**“Caracterização de um dosímetro para medida do
equivalente de dose pessoal”**

Autor: Carlos Manoel de Assis Soares
Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva
Co-orientador: Prof^a. Ângela Fortini M. Ferreira

Belo Horizonte – junho - 2001
Escola de Engenharia da UFMG

Carlos Manoel de Assis Soares

**CARACTERIZAÇÃO DE UM DOSÍMETRO PARA MEDIDA DO
EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL**

Dissertação apresentada ao Curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Técnicas de Radioproteção -
Aplicação de Radioisótopos

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc.

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN)

Professor convidado da UFMG

Co-orientador: Prof^a. Ângela Fortini Macedo Ferreira, M.Sc.

Departamento de Engenharia Nuclear

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2001



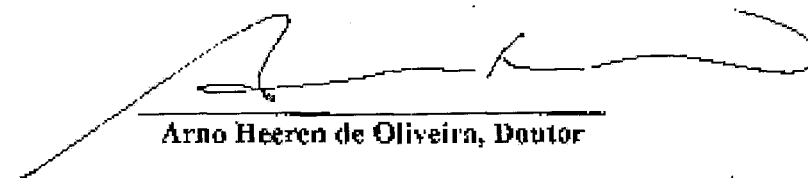
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

**"CARACTERIZAÇÃO DE UM DOSÍMETRO PARA MEDIDA DO EQUIVALENTE
DE DOSE PESSOAL"**

ALUNO: CARLOS MANOEL DE ASSIS SOARES

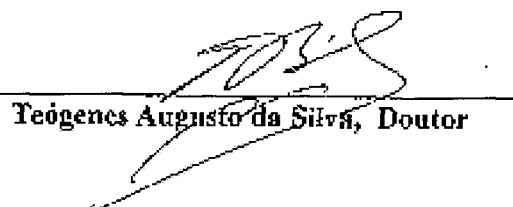
Dissertação defendida e aprovada pela Comissão Examinadora constituída por:


Arno Heeren de Oliveira, Doutor


Tarcísio Passos Ribeiro de Campos, Doutor


Luiz Oliveira de Faria, Doutor

ORIENTADOR:


Teógenes Augusto da Silva, Doutor

Belo Horizonte, 29 de junho de 2001

Área de Concentração: Aplicações das Radiações, Radioproteção e Instrumentação Nuclear.

Carlos Manoel de Assis Soares

**CARACTERIZAÇÃO DE UM DOSÍMETRO PARA MEDIDA DO
EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL**

Dissertação apresentada ao Curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Técnicas de Radioproteção -
Aplicação de Radioisótopos

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc.

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN)

Professor convidado da UFMG

Co-orientador: Prof^a. Ângela Fortini Macedo Ferreira, M.Sc.

Departamento de Engenharia Nuclear

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2001



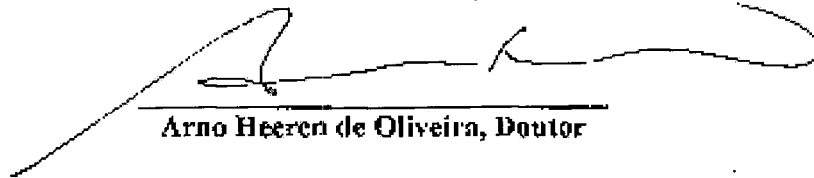
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

**"CARACTERIZAÇÃO DE UM DOSÍMETRO PARA MEDIDA DO EQUIVALENTE
DE DOSE PESSOAL"**

ALUNO: CARLOS MANOEL DE ASSIS SOARES

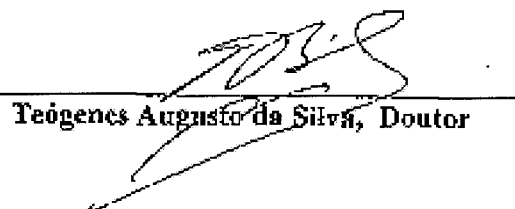
Dissertação defendida e aprovada pela Comissão Examinadora constituída por:


Arno Heeren de Oliveira, Doutor


Tarcísio Passos Ribeiro de Campos, Doutor


Luiz Oliveira de Faria, Doutor

ORIENTADOR:


Teógenes Augusto da Silva, Doutor

Belo Horizonte, 29 de junho de 2001

Área de Concentração: Aplicações das Radiações, Radioproteção e Instrumentação Nuclear.

*À
Ada, Daniel, Tiago e Leticia.*

Agradecimentos

Durante a realização deste trabalho contei com a indispensável e valiosa colaboração de vários amigos, aos quais sou muito grato e espero um dia poder retribuir.

Em especial gostaria de agradecer a:

- *Teógenes Augusto da Silva, a quem aprendi a admirar, pela dedicada orientação, incentivo e discussões proveitosas sobre o assunto;*
- *Clayton Benevides e Guilherme Campos, do Laboratório de Metrologia do Centro Regional de Ciências Nucleares / CNEN, pela irradiação dos dosímetros nas energias de raios X e pela nova amizade;*
- *Ricardo Amorim do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, IRD/CNEN, pelas calibrações e intercomparações da câmara NE 2575;*
- *Luiz Oliveira de Faria, pelas valiosas discussões a respeito de dosímetros termoluminescentes e revisão do trabalho impresso;*
- *Marília Tavares Christovão, pela ajuda na formatação do texto;*
- *Márcio Tadeu Pereira, pelas palavras de incentivo nos momentos de “desespero”, e revisão do texto;*
- *Ângela Rohrmann, pela imensa contribuição na seleção dos cristais termoluminescentes;*
- *Aos amigos do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, dos quais recebi todo tipo de apoio: Flávio Ribeiro Alves, Paulo Rogério Gerken e Annibal Theotônio Baptista Neto;*
- *Prof^a Ângela Fortini, pelas valiosas sugestões durante a revisão deste trabalho;*
- *A todos os colegas da Divisão de Proteção Radiológica que, de uma maneira direta ou indireta, contribuíram para realização deste trabalho;*
- *Àos funcionários do setor de biblioteca do CDTN;*
- *Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG.*

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE SIGLAS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1 INTRODUÇÃO	1
2F UNDAMENTOS TEÓRICOS	2
2.1 Grandezas dosimétricas relevantes para a proteção radiológica	4
2.1.1 Grandezas primárias ou físicas	4
2.1.1.1 Fluência	5
2.1.1.2 Kerma	5
2.1.1.3 Dose absorvida	6
2.1.1.4 Dose absorvida média em um tecido ou órgão	6
2.1.1.5 Exposição	7
2.1.2 Grandezas limitantes ou de proteção	8
2.1.2.1 Equivalente de dose	9
2.1.2.2 Equivalente de dose no órgão	11
2.1.2.3 Equivalente de dose efetiva	11
2.1.2.4 Dose equivalente no tecido ou órgão	12
2.1.2.5 Dose efetiva	14
2.1.3 Grandezas operacionais	17
2.1.3.1 Equivalente de dose para fótons	19
2.1.3.2 Equivalente de dose ambiente	21
2.1.3.3 Equivalente de dose direcional	21
2.1.3.4 Equivalente de dose pessoal	22
2.1.4 Comparação entre a dose efetiva e o equivalente de dose pessoal	23
2.1.5 Comparação entre o equivalente de dose pessoal e o equivalente de dose para fótons	24
2.2 Introdução aos fundamentos da calibração de dosímetros de radiação	25
2.2.1 Métodos de calibração	27
2.2.2 Qualidades dos campos de radiação gama e X utilizados para calibração	30
2.2.3 Fantomas	31
2.2.4 Coeficientes de conversão	33
2.2.5 Calibração de dosímetros pessoais com fótons	37
2.2.6 Teste de desempenho dos dosímetros pessoais	39
2.3 Dosimetria termoluminescente	42

	Página
3 MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1 Câmaras de ionização padrão terciário	45
3.1.1 Câmara NE 2575	45
3.1.2 Câmara PTW LS01	47
3.1.3 Confiabilidade das câmaras de ionização padrão terciário	49
3.2 Campos de radiação	51
3.2.1 Campos de raios X	52
3.2.1.1 Dosimetria dos campos de raios X	53
3.2.2 Campos de radiação gama	56
3.2.2.1 Campo de radiação da fonte de ¹³⁷ Cs	57
3.2.2.1.1 Uniformidade e tamanho do campo	57
3.2.2.1.2 Dosimetria do campo de	60
3.2.2.2 Campo de radiação da fonte de	64
3.2.2.2.1 Verificação do campo de radiação	64
3.2.2.2.2 Dosimetria do campo de radiação	64
3.3 Descrição do suporte para detector Victoreen	66
3.4 Detectores termoluminescentes	67
3.4.1 Leitora de dosímetros termoluminescentes	68
3.4.2 Tratamento térmico	69
3.4.3 Seleção dos detectores termoluminescentes	72
3.5 Caracterização do dosímetro	74
3.5.1 Determinação da resposta do dosímetro com a energia da radiação	75
3.5.2 Calibração do dosímetro	77
3.5.2.1 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 10mm, Hp(10)	78
3.5.2.2 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07mm, Hp(0,07)	78
3.5.3 Teste de dependência angular	79
3.5.4 Verificação do desempenho do algoritmo	82
4 RESULTADOS E COMENTÁRIOS	84
4.1 Resposta do dosímetro com a energia da radiação	84
4.1.1 Resposta do dosímetro com a energia da radiação em termos de Hp(10)	84
4.1.2 Resposta do dosímetro com a energia da radiação para o Hp(0,07)	87
4.2 Determinação do fator de calibração do dosímetro – Fc	90
4.2.1 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 10 mm, Hp(10)	91
4.2.2 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm, Hp(0,07)	92
4.3 Teste de dependência angular	93
4.4 Teste de desempenho do dosímetro	95
5 CONCLUSÃO	100
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	102

LISTA DE FIGURAS

	Página
1 - Diagrama esquemático de (a) campo real, (b) campo expandido e (c) campo expandido e alinhado	20
2 - Razão entre o equivalente de dose pessoal e o equivalente de dose para fótons multiplicado pelo fator de retroespalhamento B do fantoma utilizado	25
3 - Desenho esquemático dos processos de calibração	29
4 - Fantasmas padronizados pela ISO para calibração de dosímetros pessoais ...	33
5 - Arranjo para calibração de um dosímetro pessoal	38
6 - Representação gráfica da faixa de exatidão aceitável na determinação do equivalente de dose pessoal - Curvas trombetas	42
7 - Curva de emissão de um material termoluminescente	43
8 - Câmara de ionização, padrão terciário, NE Technology, modelo 2575	45
9 - Câmara de ionização PTW modelo LS 01	48
10 - Estabilidade da câmara padrão NE 2575	49
11 - Estabilidade da câmara padrão PTW LS 01	50
12 - Resultados da intercomparação das câmaras padrões , em 1999	50
13 - Equipamento de raios x Pantak	53
14 - Dosimetria dos campos de raio X	55
15 - Irradiador gama STS OB85/3	56
16 - Esquema do Irradiador STS OB85/3	57
17 - Representação gráfica das uniformidades e tamanhos dos campos de radiação para a fonte de ^{137}Cs	58
18 - Dosimetria dos campos de radiação gama	60
19 - Dosimetria do irradiador STS OB85/3, para a fonte de ^{137}Cs , em 21/09/99	64
20 - Fotografia do suporte para detector Victoreen, Modelo 2600-85	66
21 - Desenho esquemático do suporte para detector Victoreen, Modelo 2600-85	67
22 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 3000A	68

	Página
23 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 4500	69
24 - Forno para tratamento térmico dos detectores termoluminescentes	70
25 - Estufa utilizada para tratamento térmico pré-leitura dos detectores	70
26 - Suporte para acomodar os detectores TL durante o tratamento térmico	71
27 - Curva de emissão do LiF (TLD-100). Taxa de aquecimento de $0,4\text{ }^{\circ}\text{C s}^{-1}$	71
28 - Curva de emissão do LiF (TLD-100) após tratamento térmico pré-leitura	72
29 - Seleção dos detectores termoluminescentes	72
30 - Esquema do suporte para irradiação dos detectores TL durante a fase de seleção do lote	73
31 - Montagem para irradiação dos detectores TL	73
32 - Esquema da montagem para irradiação dos dosímetros durante o teste de dependência angular	79
33 - Resposta dos detectores TL para o Hp(10) normalizada para a energia do ^{137}Cs	86
34 - Combinação linear das leituras, para Hp(10) sob os quatro filtros do dosímetro normalizada para a resposta para a energia do ^{137}Cs	87
35 - Resposta dos detectores TL para o Hp(0,07) normalizada para um campo de radiação da série N-100	88
36 - Combinação linear das leituras, para Hp(0,07), normalizada para a resposta para um campo da série N-100	89
37 - Desempenho do dosímetro Victoreen 2600-85 / TLD-100 na intercomparação de dosímetros da América Latina para medida de Hp(10)	96
34 - Desempenho do dosímetro Victoreen 2600-85 / TLD-100 na intercomparação de dosímetros da América Latina para medida de Hp(0,07)	96

LISTA DE TABELAS

	Página
1 - Valores para os fatores de qualidade, Q	10
2 - Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão, w_T	15
3 - Fatores de ponderação para a energia e para o tipo de radiação	16
4 - Limites primários anuais de dose	17
5 - Resumo das grandezas operacionais	23
6 - Condições de referência para calibração de monitores e dosímetros de radiação.....	27
7 - Qualidades ISO recomendadas para calibração de dosímetros	32
8 - Coeficientes de conversão $h_{pk}(10,N, \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal em fantoma em forma de paralelepípedo.....	35
9 - Coeficientes de conversão $h_{pk}(10,S, \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal em fantoma em forma de paralelepípedo	36
10 - Coeficientes de conversão $h_{pk}(0,07,N, \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$ em fantoma em forma de paralelepípedo	36
11 - Testes de desempenho para sistemas de dosimetria termoluminescente	40
12 - Fatores de calibração para a câmara de ionização NE Technology, modelo 2575.....	46
13 - Fatores de calibração para a câmara de ionização PTW, modelo LS-01.....	48
14 - Características dos campos de radiação gama	51
15 - Características dos campos de raios x, da série ISO de espectro estreito (N) utilizados para verificar as curvas de repostas dos detectores TL com a energia.....	52
16 - Valores medidos de kerma no ar para 100 segundos de irradiação	55
17 - Raios do campo de radiação	59
18 - Comparação entre os valores de taxa de kerma medidos, para a fonte de ^{137}Cs e os valores calculados pelas equações 3.5 e 3.6	62
19 - Comparação entre os valores medidos e calculados da taxa de kerma no ar para a fonte de ^{60}Co	66
20 - Características do LiF - TLD-100	67

	Página
21 - Valores das energias médias, taxas de kerma no ar, fatores de conversão e tempos de irradiação utilizados para verificar a resposta do dosímetro em várias energias....	76
22 - Valores de equivalentes de dose pessoal, Hp(d) utilizados no teste de dependência angular	80
23 - Campos de radiação e valores de Hp(10) utilizados na intercomparação de dosímetros	82
24 - Campos de radiação e valores de Hp(0,07) calculados a partir das condições utilizadas na intercomparação de dosímetros	83
25 - Respostas dos detectores TL para o Hp(10) em várias energias, normalizadas para a energia do ¹³⁷ Cs	85
26 - Combinação linear das respostas dos detectores TL para o Hp(10) em várias energias, normalizadas para a energia do ¹³⁷ Cs	86
27 - Respostas dos detectores TL para o Hp(0,07), em várias energias, normalizadas para a energia do campo de radiação da série N-100	88
28 - Combinação linear das respostas dos detectores TL, para o Hp(0,07), normalizadas para a energia do campo de radiação da série N-100	90
29 - Determinação do fator de calibração – F _{C_{Hp(10)}} - do dosímetro para a energia do ¹³⁷ Cs	91
30 - Determinação do fator de calibração – F _{C_{Hp(0,07)}} - do dosímetro	92
31 - Dependência angular do dosímetro para medida de Hp(10)	93
32 - Dependência angular do dosímetro para medida de Hp(0,07)	94
33 - Avaliação do equivalente de dose pessoal, Hp(10) irradiados na energia do ¹³⁷ Cs, por um laboratório independente	95
34 - Resultados da participação do dosímetro na intercomparação internacional de dosímetros da América Latina	98

LISTA DE SIGLAS

- CASMIE - Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa
- CDTN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
- CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear
- CRCN - Centro Regional de Ciências Nucleares
- ICRP - International Commission on Radiological Protection
- ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements
- INMETRO - Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
- ISO - International Organisation for Standardization
- LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

RESUMO

Um dosímetro comercial constituído de um suporte para detector fabricado pela Victoreen, modelo 2600-85, e cristais termoluminescentes de LiF (TLD-100), projetado para medida do equivalente de dose para fótons, H_x, foi testado e adequado de forma a medir o *equivalente de dose pessoal*, H_p(d), nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm, dentro de limites de incerteza aceitáveis para monitoração individual, na faixa de energia de 16 à 1250 keV. Para tanto, foram determinados dois algoritmos que associam as leituras dos detectores TL aos equivalentes de dose pessoal.

Para testar a validade dos algoritmos, os dosímetros foram intercomparados com dosímetros de alguns países da América Latina, durante a realização da Intercomparação de Sistemas de Monitoração Individual, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica. Os resultados obtidos na intercomparação internacional demonstraram que os algoritmos elaborados são adequados nas condições da intercomparação. O desempenho do dosímetro foi de $\pm 24\%$ para H_p(10) e $\pm 29\%$ para H_p(0,07).

Este trabalho detalha os procedimentos de caracterização e calibração do dosímetro em termos de H_p(0,07) e H_p(10), as condições e os resultados da intercomparação

Palavras Chaves: dosimetria pessoal, calibração, radioproteção, dosímetros.

RESUMO

Um dosímetro comercial constituído de um suporte para detector fabricado pela Victoreen, modelo 2600-85, e cristais termoluminescentes de LiF (TLD-100), projetado para medida do equivalente de dose para fótons, H_x, foi testado e adequado de forma a medir o *equivalente de dose pessoal*, H_p(d), nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm, dentro de limites de incerteza aceitáveis para monitoração individual, na faixa de energia de 16 à 1250 keV. Para tanto, foram determinados dois algoritmos que associam as leituras dos detectores TL aos equivalentes de dose pessoal.

Para testar a validade dos algoritmos, os dosímetros foram intercomparados com dosímetros de alguns países da América Latina, durante a realização da Intercomparação de Sistemas de Monitoração Individual, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica. Os resultados obtidos na intercomparação internacional demonstraram que os algoritmos elaborados são adequados nas condições da intercomparação. O desempenho do dosímetro foi de $\pm 24\%$ para H_p(10) e $\pm 29\%$ para H_p(0,07).

Este trabalho detalha os procedimentos de caracterização e calibração do dosímetro em termos de H_p(0,07) e H_p(10), as condições e os resultados da intercomparação

Palavras Chaves: dosimetria pessoal, calibração, radioproteção, dosímetros.

ABSTRACT

The 2600-85 Victoreen commercially available personal badge, together LiF (TLD-100) thermoluminescent detectors, have been designed to measure the photon dose equivalent, H_x. Such dosimeter was adapted to measure the personal dose equivalent, H_p(d), at 0.07 mm and 10 mm depths. Two new algorithms were developed to evaluate the personal dose equivalent based on the TL readings. Performance checks were carried out in the dosimeter to verify its compliance with the acceptable limits for individual monitoring, in the energy range of 16 to 1250 keV.

The reliability of the new dosimeter was verified during an international intercomparison promoted by the International Atomic Energy Agency in Latin American region. Results showed an adequate performance of the dosimeter (better than 30%) for H_p(10) and H_p(0.07) evaluations.

This work provides details of the characterization, the calibration and the performance of the dosimeter in terms of H_p(0.07) and H_p(10).

1 INTRODUÇÃO

A International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU) , em 1985, introduziu uma grandeza apropriada para dosimetria pessoal chamada Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$, na profundidade “d” do corpo humano. Esta grandeza é definida como o equivalente de dose no tecido mole, a uma profundidade “d” abaixo de um ponto específico na superfície do corpo. Como a finalidade da monitoração individual é avaliar a dose de radiação recebida pelo indivíduo no campo de radiação, esta grandeza torna-se mais apropriada para a dosimetria pessoal, uma vez que ela é definida no próprio corpo humano. Estudos realizados demonstram que os valores obtidos com o $H_p(d)$ são os que mais se aproximam dos valores da Dose Efetiva (E) e Dose Equivalente no Tecido ou Órgão T (H_T). O valor recomendado para a profundidade “d” é de 10 mm para radiações fortemente penetrantes; para as radiações levemente penetrantes, são recomendados os valores de 0,07 mm para a pele e 3 mm para o cristalino dos olhos.

Como o $H_p(d)$ é uma grandeza definida no corpo humano, os dosímetros utilizados com a finalidade de determiná-la devem, obrigatoriamente, ser testados e calibrados sobre simuladores do corpo humano (fantomas¹) padronizados, os quais dão uma razoável aproximação da radiação espalhada pela parte do corpo sobre a qual eles serão utilizados.

Apesar da International Commission on Radiological Protection (ICRP) recomendar a utilização do *Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$* , no Brasil ainda são utilizados dosímetros calibrados em termos de exposição ou equivalente de dose para fótons (Hx) , que não são as grandezas mais adequadas para se estimar a *dose equivalente e a dose efetiva*.

¹ fantoma é um simulador do corpo humano constituído de material com densidade próxima aos elementos constituintes da matéria do corpo.

É tendência, por parte da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), a adoção da nova grandeza; no entanto, a maioria dos Serviços de Monitoração Individual brasileiros não está capacitada a adotá-la, por não possuir dosímetros caracterizados e calibrados para tal.

Algumas publicações (FANTUZZI et al., 1999; CHRISTENSEN et al., 1990; DA SILVA et al, 1995a) demonstram que dosímetros pessoais projetados para medida da dose equivalente para fótons podem ser adaptados para avaliar o equivalente de dose pessoal, Hp(d). Tais adaptações podem ser realizadas através de calibrações em condições apropriadas para a medida do equivalente de dose pessoal com mudança no algoritmo de avaliação e/ou variação na composição e espessura dos filtros utilizados.

Neste trabalho um dosímetro comercial constituído de um suporte para detector fabricado pela Victoreen, modelo 2600-85, e cristais termoluminescentes de LiF (TLD-100) projetado para medida do equivalente de dose para fótons, Hx, foi testado e adequado de forma a medir o *equivalente de dose pessoal*, Hp(d), nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm, dentro de limites de incerteza aceitáveis para monitoração individual, na faixa de energia de 16 à 1250 keV. Para tanto, foram determinados dois algoritmos que associam as leituras dos detectores TL aos equivalentes de dose pessoal.

Para testar a validade dos algoritmos, os dosímetros foram intercomparados com dosímetros de alguns países da América Latina, durante a realização da Intercomparação de Sistemas de Monitoração Individual, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica.

Além da determinação dos algoritmos, foram realizados testes para determinação da dependência energética e angular segundo os critérios indicados pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE, do Instituto de

Radioproteção e Dosimetria – IRD.

Os experimentos foram realizados nos laboratórios do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN – Belo Horizonte/MG), Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN – Recife/PE) e no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD – Rio de Janeiro/RJ).

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Grandezas dosimétricas relevantes para a proteção radiológica

Desde a descoberta da radiação, o homem percebeu a necessidade de quantificar a radiação que interagia com o meio pelo qual ela atravessava. À medida que as pesquisas foram desenvolvidas, aumentando os conhecimentos sobre as interações da radiação com a matéria, sobre os efeitos biológicos causados por elas e com o surgimento de novos métodos computacionais (método de Monte Carlo, por exemplo), foram introduzidos novos conceitos quanto às grandezas mais apropriadas a serem utilizadas (ICRU 1962, 1980, 1993, ICRP 1977, 1991).

A quantificação da radiação recebida pelo homem cumpre um importante papel para os propósitos de planejamento e atuação da proteção radiológica e cumprimento de normas regulatórias introduzidas em função dos conhecimentos adquiridos nesta área.

Basicamente, as grandezas podem ser divididas em três grupos (HARVEY e PORTAL, 1994; BERRY et al., 1997):

- grandezas primárias ou físicas;
- grandezas limitantes ou de proteção;
- grandezas operacionais.

2.1.1 Grandezas primárias ou físicas

As grandezas primárias “*são aquelas realizadas em laboratórios primários de metrologia através de medidas com os padrões primários e que não sofrem modificações com o tempo*” (DA SILVA, 1996). Segundo Dietze e Menzel, estas grandezas “*são*

geralmente usadas na metrologia e na dosimetria em particular, sendo definidas sem considerar nenhum aspecto específico de proteção radiológica” (DIETZE e MEN ZEL, 1994).

São exemplos destas grandezas a fluência, o kerma no ar e a dose absorvida.

2.1.1.1 Fluência, ϕ

A fluência, ϕ , é definida como sendo “a razão entre dN e da , onde dN é o número de partículas incidentes em uma esfera com área da seção transversal da ” (ICRU, 1993;1998) ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

A unidade de fluência é m^{-2} .

2.1.1.2 Kerma, K

O Kerma, K , é definido pela ICRU como sendo “a razão entre dE_{tr} e dm , onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas sem carga em um volume de massa dm ” (ICRU 1980, 1998) ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

A unidade de kerma é $J.kg^{-1}$ com o nome especial de gray (Gy).

2.1.1.3 Dose absorvida, D

“A dose absorvida, D , é o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm ” (ICRU, 1998), ou seja

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

A unidade de dose absorvida é J.kg^{-1} com o nome especial de gray (Gy).

A energia média depositada pela radiação ionizante, $\bar{\epsilon}$, em um volume de matéria é dada pela expressão:

$$\bar{\epsilon} = R_m - R_{out} + \sum Q \quad (2.4)$$

onde, R_m é soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que entram no volume;

R_{out} é a soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que saem do volume;

$\sum Q$ somatório de todas as mudanças nas energias de repouso dos núcleos e partículas elementares (sinal positivo para decréscimo e sinal negativo para acréscimo) que ocorrem no volume.

2.1.1.4 Dose absorvida média em um tecido ou órgão, D_T

Para os propósitos da proteção radiológica, o que interessa é a dose absorvida em um órgão ou tecido. Portanto, é necessário definir uma grandeza chamada dose absorvida

média em um tecido ou órgão ou simplesmente dose no órgão, D_T , que é definida (ICRU, 1993) como:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D \cdot dm \quad (2.5)$$

onde, m_T é a massa do órgão ou tecido e D é a dose absorvida em um volume de massa dm .

Ela também pode ser definida como “a razão entre a energia depositada, ϵ_T , no tecido ou órgão T , e a massa deste tecido ou órgão, m_T ” (ICRU, 1993), ou seja:

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T} \quad (2.6)$$

A unidade de dose absorvida média em um tecido ou órgão T é J.kg^{-1} com o nome especial de gray (Gy).

A massa do tecido ou órgão, m_T , por exemplo, pode variar desde alguns gramas (ovários) até alguns quilos (corpo inteiro).

2.1.1.5 Exposição, X

A Exposição é definida como sendo “o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total dos íons de mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons liberados ou criados pelos fótons no ar de massa dm são completamente freados no ar” (ICRU 1998). Portanto,

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.7)$$

A unidade de exposição é $C.kg^{-1}$ (uma unidade ainda utilizada, mas que não faz parte do Sistema Internacional, é o roentgen – R - que equivale a $2,58 \times 10^{-4} Ckg^{-1}$).

2.1.2 Grandezas limitantes ou de proteção

As grandezas limitantes são aquelas definidas com a função de indicar o risco para o homem da exposição à radiação ionizante. Até 1991, a International Commission on Radiological Protection, ICRP, recomendava como grandeza limitante, o equivalente de dose no tecido ou órgão e o equivalente de dose efetiva (ICRP, 1977). Estas duas grandezas, com as definições recomendadas pela ICRP em 1977, são ainda adotadas em muitos países, incluindo o Brasil (CNEN, 1988). Em 1991, a ICRP (1991) fez algumas alterações nas definições destas grandezas dando nova denominação para o equivalente de dose efetiva que passou a se chamar "dose efetiva".

A intenção da ICRP, ao recomendar a adoção destas duas grandezas é prevenir o aparecimento de efeitos determinísticos², pela manutenção das doses abaixo de níveis apropriados, e garantir que todos os passos exequíveis foram tomados para reduzir a indução de efeitos estocásticos³.

² Efeitos determinísticos são aqueles "caracterizados por uma relação determinada entre dose e efeito. Estes efeitos aparecem quando a dose atinge um certo valor." (MOTA et al)

³ Efeitos estocásticos são aqueles para os quais "a relação entre dose e efeito é probabilística. Quando um grupo de pessoas é irradiado, esses efeitos aparecem em algumas pessoas, aleatoriamente; daí, são chamados de efeitos estocásticos ou randômicos. Quando tais efeitos ocorrem, sua severidade é completamente independente da dose recebida. São efeitos tardios e aparecem apenas após um período de latência de alguns anos a algumas décadas. São indistingüíveis daqueles que aparecem espontaneamente." (MOTA et al)

2.1.2.1 Equivalente de dose, H

As autoridades brasileiras traduziram do inglês o termo “dose equivalent” como sendo dose equivalente. No entanto, neste trabalho, será utilizada a tradução julgada a mais correta: equivalente de dose.

Antes de definir o equivalente de dose, é necessário definir a transferência linear de energia, L , e o fator de qualidade, Q , que caracteriza a qualidade da radiação.

A transferência linear de energia, para partículas carregadas é “o quociente de dE por dl , onde dE é a energia média perdida pela radiação ao atravessar a distância dl ” (ICRU, 1993), ou seja:

$$L = \frac{dE}{dl} \quad (2.8)$$

A unidade da transferência linear de energia é o $\text{eV} \cdot \text{m}^{-1}$.

A probabilidade de aparecimento de efeitos estocásticos depende não somente da dose absorvida, mas também do tipo e energia da radiação. Portanto, foi definido um fator chamado fator de qualidade, Q , que é função da transferência linear de energia na água e que tem a função de ponderar a dose absorvida em relação a efetividade biológica da radiação. Este fator é definido para um ponto de interesse do tecido ou órgão.

O fator de qualidade é dado pela fórmula:

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D_L dL \quad (2.9)$$

onde D é a dose absorvida em um ponto;

$Q(L)$ é o fator de qualidade correspondente para L no ponto de interesse;

$D_L dL$ é a dose absorvida entre L e $L+dL$.

A relação entre Q e L sugerida por Drexler (1990) e adotada pela ICRP é indicada a seguir:

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{para } L \leq 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1} \\ 0,32L - 2,2 & \text{para } 10 < L \leq 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1} \\ 300/\sqrt{L} & \text{para } L > 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1} \end{cases} \quad (2.10)$$

Quando a distribuição da radiação em relação à transferência linear de energia não é conhecida, são recomendados os valores de Q indicados na TAB. 1.

O equivalente de dose, H , é “o produto de Q e D em um ponto do tecido, onde D é a dose absorvida e Q é o fator de qualidade no ponto” (ICRU, 1993) ou seja:

$$H = Q D \quad (2.11)$$

A unidade de equivalente de dose é o $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ com o nome especial de sievert (Sv).

TABELA 1
Valores para os fatores de qualidade, Q .

Tipo de radiação	Q
Raios X, raios gama e elétrons	1
Prótons e partículas com uma unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons de energia desconhecida	20
Partículas alfa e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

Fonte: CNEN, 1988.

2.1.2.2 Equivalente de dose no órgão, H_T

O equivalente de dose no órgão T é “o equivalente de dose médio em um tecido ou órgão específico e é dado pelo produto de Q_T e D_T ” (ICRU, 1993), ou seja:

$$H_T = Q_T D_T \quad (2.12)$$

onde D_T é a dose absorvida média no tecido ou órgão T;

Q_T é o fator modificador (fator de qualidade médio) da dose absorvida no órgão, também chamado de fator de qualidade em um órgão específico, que caracteriza a eficácia biológica de um determinado tipo de radiação. O valor do fator de qualidade médio é dado pela fórmula:

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_L Q(L) D_L dL dm \quad (2.13)$$

onde D_T é a dose absorvida média no tecido ou órgão T;

m_T é a massa do tecido ou órgão T;

$Q(L)$ é o fator de qualidade correspondente para L em um ponto;

$D_L dL$ é a dose absorvida entre L e L+dL.

A unidade de equivalente de dose no órgão é o $J.kg^{-1}$ com o nome especial de sievert (Sv).

2.1.2.3 Equivalente de dose efetiva, H_E

As autoridades brasileiras traduziram do inglês, como no caso do equivalente de dose, o termo “effective dose equivalent” como sendo dose equivalente efetiva. No entanto, neste trabalho, será utilizada a tradução julgada a mais correta: equivalente de dose efetiva.

A relação entre a probabilidade de efeitos estocásticos e o equivalente de dose também varia com o órgão irradiado. Portanto, foi definida a grandeza equivalente de dose efetiva, derivada do equivalente de dose, e, por conseguinte, da dose absorvida, para indicar a combinação de diferentes doses em diferentes órgãos ou tecidos de modo a permitir a correlação com o efeito estocástico total.

O equivalente de dose efetiva pode ser expresso pela expressão matemática (ICRP, 1977; ICRU, 1993):

$$H_E = \sum_T w_T H_T \quad (2.14)$$

ou

$$H_E = \sum_T w_T Q_T D_T \quad (2.15)$$

onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T definida pela equação 2.12;

w_T é o fator de ponderação para o órgão correspondente, recomendado pela ICRP (1977), e mostrado na TAB.2;

Q_T é o fator modificador (fator de qualidade) da dose absorvida, que caracteriza a eficácia biológica de um determinado tipo de radiação;

D_T é a dose absorvida média no tecido ou órgão T.

A unidade de equivalente de dose efetiva é o $J.kg^{-1}$ com o nome especial de sievert (Sv).

2.1.2.4 Dose equivalente no tecido ou órgão, H_T

Em 1990, a ICRP (ICRP, 1991) recomendou uma nova grandeza derivada da dose absorvida média sobre um tecido ou órgão, chamada dose equivalente (“equivalent dose”

em inglês), para indicar as implicações biológicas da exposição em níveis de dose absorvida encontradas na prática.

A dose equivalente, $H_{T,R}$, no tecido ou órgão T devido a radiação R, é dada por:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.16)$$

onde $D_{T,R}$ é a dose absorvida média devido a radiação R no tecido ou órgão T;

w_R é o fator de ponderação da radiação R.

Desde que w_R é adimensional, a unidade de dose equivalente é a mesma de dose absorvida, $J \cdot kg^{-1}$, e recebe o nome especial de sievert (Sv).

Quando o campo de radiação é composto de tipos e energias com diferentes valores de w_R , a dose absorvida deve ser subdividida em blocos, multiplicados por seus próprios valores de w_R e somados para determinar a dose equivalente total, isto é:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.17)$$

onde $D_{T,R}$ é a dose absorvida média devido a radiação R no tecido ou órgão T.

Valores para w_R são mostrados na TAB. 3.

Esta grandeza é semelhante ao equivalente de dose no tecido ou órgão. A diferença está no fator de ponderação utilizado. A ICRP acredita que, devido às incertezas nas informações radiobiológicas, na prática não é justificável a precisão inerente ao uso da relação formal Q-L para modificar a dose absorvida com a finalidade de refletir a probabilidade do dano resultante da exposição. No lugar de Q, a ICRP adotou os fatores de ponderação para a radiação, w_R , baseado em uma revisão das informações biológicas, variedade de circunstâncias de exposição e na análise dos resultados dos cálculos tradicionais do equivalente de dose ambiental.

A mudança no nome também serve para indicar a mudança do fator de qualidade para fator de ponderação da radiação.

Alguns pesquisadores têm questionado a substituição do fator de qualidade da radiação pelo fator de ponderação w_R , além de sugerirem mudanças nos valores indicados para nêutrons (SIEBERT, 1994).

2.1.2.5.1 Dose efetiva, E

Em 1990, a ICRP recomendou a adoção de uma nova grandeza chamada dose efetiva, E , em substituição ao equivalente de dose efetiva, H_E . No entanto, o conceito básico das duas grandezas é o mesmo.

“A dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo” (ICRP, 1991), ou seja:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.18)$$

onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T e w_T é o fator de ponderação para o tecido T.

Desde que w_T é adimensional, a unidade de dose efetiva é a mesma de dose equivalente, $J.kg^{-1}$, e recebe o nome especial de sievert (Sv).

Os valores de w_T adotados são mostrados na TAB. 2.

A introdução do nome “dose efetiva” é associada com a mudança de equivalente de dose”, item 2.1.2.2, para “dose equivalente”, item 2.1.2.4, mas não tem conexão com as mudanças nos números ou magnitude dos fatores de ponderação dos tecidos indicados pela ICRP (ICRP, 1977; 1991). Esta grandeza foi chamada previamente de dose equivalente efetiva, mas este nome era desnecessariamente complicado, especialmente em

combinações mais complexas tais como dose equivalente efetiva comprometida coletiva.

Portanto decidiu-se chamá-la somente “dose efetiva”.

TABELA 2
Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão¹, w_T .

Órgão	w_T	
	ICRP, 1977	ICRP, 1991
Gônadas	0,25	0,20
Mama	0,15	0,05
Medula óssea	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Tireóide	0,03	0,05
Superfície óssea	0,03	0,01
Cólon	-	0,12
Estômago	-	0,12
Bexiga	-	0,05
Fígado	-	0,05
Esôfago	-	0,05
Pele	-	0,01
Restante do corpo ^{2,3}	0,3	0,05

NOTA: ¹ Os valores foram estabelecido a partir de uma população de referência com quantidades iguais de homens e mulheres e uma grande faixa de idade. Na definição de dose efetiva, os fatores w_T são aplicáveis seja para trabalhadores ou para a população como um todo, e para ambos os sexos.

² Para propósitos de cálculo, o restante do corpo é considerado como composto pelos seguintes órgãos e tecidos adicionais: glândula supra renal, intestino grosso, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero. A lista inclui órgãos que são provavelmente irradiados seletivamente. Os órgãos na lista são susceptíveis a indução de câncer. Se outros tecidos ou órgãos forem futuramente identificados sujeitos a um risco significativo de indução de câncer, eles serão nela incluídos, ou com um valor específico de w_T ou na categoria “órgão restante”.

³ Em casos excepcionais, nos quais um único órgão da lista de “órgão restante” recebe uma dose equivalente maior do que a maior dose em qualquer dos doze órgãos para os quais o fator de ponderação é especificado, um fator de ponderação de 0,025 deve ser aplicado a este órgão e o fator de ponderação para o “órgão restante” passa a ser 0,025.

TABELA 3
Fatores de ponderação para a energia e para o tipo de radiação.

Tipos e faixas de energias	w_R
Fótons de todas as energias	1
Elétrons e muons de todas as energias	1
< 10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
Nêutrons* >100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os prótons de recuo, com energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

NOTA: * Para que haja consistência nos cálculos, um ajuste no valores de w_R para nêutrons como uma função da energia pode ser feito utilizando a expressão: $w_R = 5 + 17 e^{-(\ln(2E))^{2/6}}$ onde E é a energia em MeV.

Fonte: ICRP, 1991.

Estudos (ZANKL et al., 1992) demonstram que, para irradiações com radiação eletromagnética (gama e raios X), a dose efetiva, E , é inferior ao equivalente dose efetiva, H_E para fótons entre 15 keV e 10 MeV. A diferença atinge 12% para energias maiores que 100 keV podendo chegar até a 68% entre 25 e 100 keV.

A dose efetiva e a dose equivalente em um tecido ou órgão T são consideradas indicadores adequados do dano à saúde devido a exposição à radiação em níveis normais de operação.

A ICRP (1991) recomendou valores máximos anuais para a dose efetiva e para a dose equivalente no tecido ou órgão que um trabalhador poderia receber em condições normais. Estes valores são mostrados na TAB. 4.

TABELA 4
Limites primários anuais de dose.

Dose	Trabalhador		Indivíduo do público	
	CNEN*, 1988	ICRP, 1991	CNEN*, 1988	ICRP, 1991
Dose equivalente efetiva / Dose efetiva	50 mSv	20 mSv**	1 mSv	1 mSv
Dose equivalente no tecido ou órgão T	500 mSv		1 mSv/w _T ***	
Dose equivalente para a pele	500 mSv	500 mSv	50 mSv	50 mSv
Dose equivalente para o cristalino	150 mSv	150 mSv	50 mSv	15 mSv
Dose equivalente para extremidades	500 mSv	500 mSv	50 mSv	-

NOTA: * - valores recomendados pela ICRP (ICRP, 1977) e adotados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN.

** - valor médio definido em um período de 5 anos, não podendo exceder 50 mSv em um ano.

*** - w_T é o fator de ponderação para o tecido ou órgão (TAB. 2).

2.1.3 Grandezas operacionais

As grandezas de proteção não são mensuráveis na prática. Portanto, foi necessário a criação de grandezas denominadas “operacionais” para uso nas medições na prática de proteção radiológica, tanto na monitoração individual quanto na monitoração de áreas.

As grandezas operacionais devem possuir as seguintes características:

- ser única para todos os tipos de radiação;
- ser aditiva com relação à radiação incidente oriunda de várias direções;
- considerar a radiação espalhada pelo corpo;
- ser mensurável por um dosímetro usado no corpo;

- permitir que os dosímetros sejam calibrados em termos da própria grandeza operacional;
- fornecer uma estimativa, a mais próxima possível, da dose efetiva (ICRU, 1985, DIETZE e MENZEL, 1994).

Objetivando definir grandezas operacionais que satisfizessem as condições acima, a ICRU introduziu duas grandezas para monitoração de área (equivalente de dose ambiental e o equivalente de dose direcional) e duas grandezas para monitoração pessoal (equivalente de dose individual penetrante e o equivalente de dose superficial) (ICRU, 1985). Posteriormente, a ICRU simplificou a definição das grandezas operacionais para monitoração individual fundindo as duas grandezas, anteriormente definidas, em uma só: o equivalente de dose pessoal na profundidade “d” do corpo humano (ICRU, 1992). O uso destas grandezas foi justificado em 1988 (ICRU, 1988) e os procedimentos para medição foram estabelecidos em 1992 (ICRU, 1992). A ICRP (1996) adotou o uso destas grandezas considerando que elas estimariam a dose equivalente ou a dose efetiva satisfatoriamente na maioria dos campos de radiação encontrados na prática.

Antes de definir as novas grandezas operacionais é necessário definir os conceitos de radiação forte e fracamente penetrante, de campo de radiação expandido e alinhado e da esfera ICRU.

Os conceitos de radiação fortemente penetrante e fracamente penetrante foram definidos pela ICRU em sua publicação número 39 (ICRU, 1985). A radiação é dita fracamente penetrante quando a dose equivalente recebida por uma pequena área qualquer da pele for maior do que 10 vezes a dose efetiva. Caso contrário a radiação é dita fortemente penetrante.

Após analisar os dados divulgados pela ICRP (1987), Lakshmanan (1990) concluiu que a faixa de energia na qual a radiação pode ser classificada como forte ou fracamente

penetrante depende do tipo da radiação e da geometria de irradiação. Como exemplo ele cita a irradiação AP (anterior-posterior) devida a fótons, onde a razão entre a dose efetiva e a dose equivalente na pele é maior do que 10 para energias acima de 20 keV. Para irradiações PA (posterior-anterior), a relação é maior do que 10 para energias acima de 30 keV. Para radiação beta, as energias abaixo de 2 MeV são fracamente penetrantes. Nêutrons são sempre fortemente penetrantes.

A esfera ICRU é uma esfera de material equivalente ao tecido; com 30 cm de diâmetro, com densidade de $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ e composição de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio (ICRU, 1980).

Um campo de radiação expandido é definido como um campo hipotético no qual a fluência e sua distribuição de energia têm o mesmo valor em todo o volume de interesse como no campo real no ponto de referência (ICRU, 1992). A expansão do campo assegura que toda a esfera ICRU seja irradiada homoganeamente.

Um campo de radiação expandido e alinhado é um campo hipotético no qual a fluência e sua distribuição de energia são as mesmas que no campo expandido, mas a fluência é unidirecional (ICRU, 1992).

Uma representação esquemática de um campo expandido e alinhado é mostrada na FIG. 1.

2.1.3.1 Equivalente de dose para fótons, Hx

O equivalente de dose para fótons é uma grandeza que foi introduzida na Alemanha em 1981 (REICH et al., 1981) e adotada por alguns países como uma grandeza interina⁴

⁴ Interina há quase 20 anos, esta grandeza ainda é utilizada em alguns países, incluindo o Brasil.

para dosimetria de fótons. Ela está relacionada à exposição, X , e ao kerma no ar, K , da seguinte forma:

$$H_x = 0,01 \cdot X \text{ ou} \quad (2.19)$$

$$H_x = 1,14 \cdot K \quad (2.20)$$

onde H_x é o equivalente de dose para fótons, em sievert, Sv;

X é a exposição em roentgen, R;

K é o kerma no ar em gray, Gy;

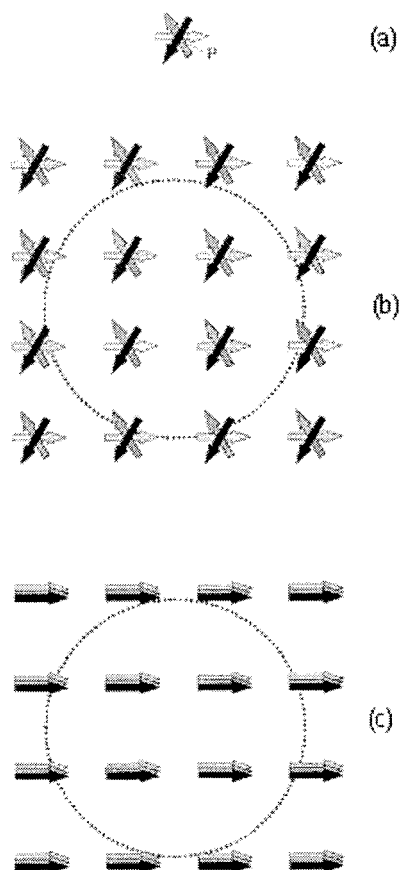


FIGURA 1 - Diagrama esquemático de (a) campo real, (b) campo expandido e (c) campo expandido e alinhado.

FONTE: ALBERTS et. al., 1995.

2.1.3.2 Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$

“O equivalente de dose ambiente, $H^(d)$, em um ponto de um campo de radiação, é o equivalente de dose que seria produzido pelo campo expandido e alinhado correspondente na esfera ICRU, na profundidade d , no raio oposto à direção do campo alinhado” (ICRU, 1984)*

A unidade de $H^*(d)$ é o $J.kg^{-1}$ e recebe o nome especial de sievert, Sv.

O equivalente de dose ambiente é uma grandeza utilizada para monitoração de área. A profundidade “ d ” deve ser especificada. É padronizado o valor de $d = 10$ mm, $H^*(10)$, para radiações fortemente penetrantes. Para radiações fracamente penetrantes são utilizados os valores de 3 mm, $H^*(3)$, para o cristalino dos olhos, e de 0,07 mm, $H^*(0,07)$, para a pele (ICRU, 1992).

Para efetuar as medidas de equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, o equipamento utilizado deve ter uma resposta isotrópica e o campo de radiação deve ser uniforme em todo o volume sensível do detector.

2.1.3.3 Equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$

“O equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$, em um ponto de um campo de radiação, é o equivalente de dose que seria produzido pelo campo expandido correspondente na esfera ICRU, na profundidade d , no raio em uma direção específica Ω ” (ICRU, 1992)

A unidade de $H'(d, \Omega)$ é o $J.kg^{-1}$ e recebe o nome especial de sievert, Sv.

A profundidade d e a direção Ω devem ser especificados, sendo padronizado o valor d igual a 10 mm, $H'(10, \Omega)$, para radiações fortemente penetrantes. Para radiações fracamente penetrantes são utilizados os valores de 3 mm, $H'(3, \Omega)$, para o cristalino dos olhos e 0,07 mm, $H'(0,07, \Omega)$, para a pele (ICRU, 1992).

Quando o campo de radiação é unidirecional, a direção Ω pode ser referenciada em

termos do ângulo α entre o raio que se opõe ao campo incidente e um raio especificado, $H'(d, \alpha)$. Para α igual a zero, escreve-se $H'(d)$; nesta condição $H'(d)$ é igual a $H^*(d)$.

O equivalente de dose direcional também é indicado para monitoração ambiental e o equipamento utilizado para medir $H'(d, \Omega)$ deve ter uma resposta direcional. É necessário que o campo de radiação seja uniforme em toda a dimensão do volume sensível do detector.

2.1.3.4 Equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$

“O equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, é o equivalente dose no tecido mole abaixo de um ponto específico do corpo, a uma profundidade apropriada, d .” (ICRU, 1992)

A unidade de $H_p(d)$ é o $J.kg^{-1}$ e recebe o nome especial de sievert, Sv.

O equivalente de dose pessoal é a grandeza recomendada pela ICRU para monitoração individual.

Igualmente às grandezas $H^*(d)$ e $H'(d)$, os valores utilizados para a profundidade “ d ” são 10 mm para estimar a dose de corpo inteiro, 3 mm para a dose no cristalino dos olhos e 0,07 mm para a dose na pele. No entanto, para a maioria das condições de irradiação, o limite de dose equivalente para o cristalino dos olhos não será excedido quando o limite para a dose equivalente na pele e o limite para dose efetiva não forem ultrapassados. Somente em casos especiais é realizada a medida do equivalente de dose na profundidade de 3 mm, $H_p(3)$ (ICRU, 1985).

O equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, pode ser medido com um detector usado sobre a superfície do corpo e coberto com uma espessura apropriada de material tecido equivalente.

A calibração do dosímetro é geralmente realizada sob condições simples em fantasmas apropriados.

A TAB. 5 mostra um resumo das grandezas operacionais.

TABELA 5
Resumo das grandezas operacionais.

Radiação externa	Grandeza limitante	Grandeza operacional	
		Monitoração de área	Monitoração individual
Radiação fortemente penetrante	Dose efetiva	$H^*(10)$	$H_p(10)$
Radiação fracamente penetrante	Dose na pele	$H'(0,07; \Omega)$	$H_p(0,07)$
	Dose no cristalino	$H'(3; \Omega)$	$H_p(3)$

Fonte: IAEA, 2000.

2.1.4 Comparação entre a dose efetiva e o equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$

A ICRU (1998) publicou diversas curvas e coeficientes de conversão que relacionam a dose efetiva às novas grandezas operacionais.

Com relação ao equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, é feita a seguinte observação:

“No caso das medidas de monitoração individual, o $H_p(10)$ deve fornecer uma boa aproximação de E em geometrias de irradiação de maior interesse na proteção radiológica que são a AP e a ROT. Entretanto, devem ser tomados cuidados especiais em casos de outras geometrias, principalmente na PA. Se quiser evitar a subestimação da dose efetiva E , os monitores individuais devem ser posicionados adequadamente no corpo do usuário” (ICRU, 1998).

Em irradiações PA, a radiação atravessará o corpo do usuário antes de atingir o dosímetro, acarretando uma subestimação da dose avaliada. Nos casos onde há suspeita

que poderá haver irradiação na geometria PA, pode-se usar dois dosímetros: um no peito e outro nas costas. A estimativa da dose pode ser feita somando-se as leituras dos dois dosímetros e dividindo o resultado por 1,5. Este procedimento fornece uma estimativa aceitável da dose efetiva (LAKSHMANAN et al., 1991).

2.1.5 Comparação entre o equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$ e o equivalente de dose para fótons

Até o presente momento, a grandeza utilizada no Brasil, para monitoração individual de trabalhadores profissionalmente expostos à radiação gama e X é o equivalente de dose para fótons, H_x , medido na superfície do corpo da pessoa exposta.

Na FIG.2 é mostrada a relação entre $H_p(d)$ e H_x como função da energia dos fótons. Para efeito de comparação o valor do equivalente de dose para fótons foi multiplicado pelo fator de retroespalhamento do fantoma utilizado (na forma de um paralelepípedo para $H_p(10)$ e bastão para $H_p(0,07)$).

Da FIG.2, observa-se que, para energias acima de 30 keV, o valor de $H_p(10)$ difere de H_x em, no máximo, em 20%. Esta diferença reduz-se à medida que a energia dos fótons incidentes aumenta. A forma inclinada da curva para energias abaixo de 80 keV é motivada pela atenuação do feixe na camada de 10 mm de tecido equivalente existente entre a superfície do fantoma e o ponto de interesse. Uma vez que a ICRP reconhece que o $H_p(10)$ é a grandeza mais apropriada para monitoração individual de corpo inteiro, a curva da FIG.1 mostra como o equivalente de dose para fótons superestima o valor da dose efetiva para baixas energias dos fótons.

A comparação entre o equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$ e o equivalente de dose para fótons H_x é mostrado pela curva pontilhada na FIG. 2. Observa-se que a diferença entre as duas grandezas é inferior a 20% para energias de fótons acima de 10keV.

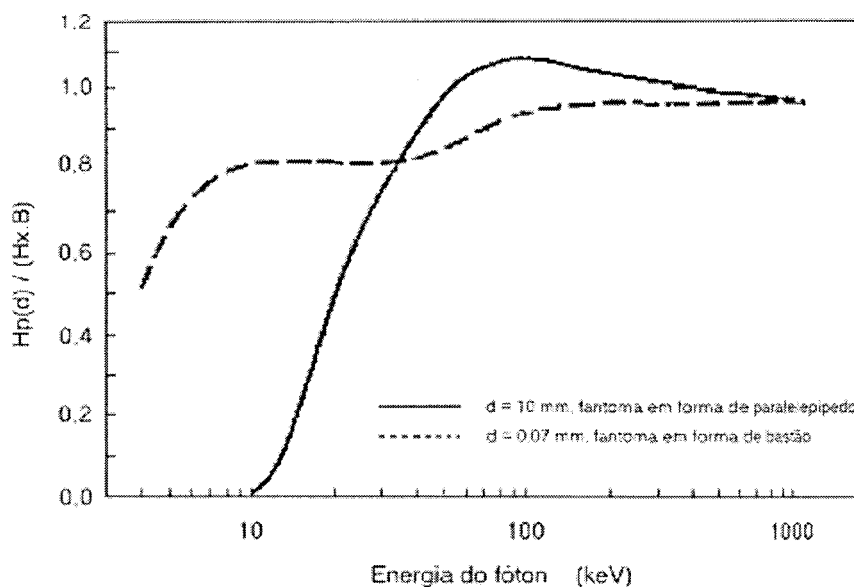


FIGURA 2 - Razão entre o equivalente de dose pessoal e o equivalente de dose para fótons multiplicado pelo fator de retroespalhamento B do fantoma utilizado.

FONTE: ALBERTS et al., 1995.

2.2 Introdução aos Fundamentos da Calibração de Dosímetros de Radiação

Calibração é definida como:

“um conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição, ou valores representados por uma medida materializada ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões” (INMETRO, 1995).

Como uma definição mais simplificada, podemos dizer que a calibração de instrumentos de proteção radiológica é uma determinação quantitativa, sob um conjunto de

condições de referências⁵ controladas, da indicação dada por um instrumento de medida como função do valor da grandeza que se pretende medir.

No campo da proteção radiológica podemos dizer que os objetivos primários da calibração são:

- assegurar que um instrumento está funcionando adequadamente, estando, portanto, apto para atender a seus propósitos de monitoração;
- determinar, sob um conjunto de condições de referências, a indicação de um instrumento como uma função do valor do mensurando (grandeza que se pretende medir);
- ajustar a leitura do instrumento, se possível, tal que a exatidão da medida seja otimizada;
- conhecer as características do instrumento tais como: dependência energética, dependência angular, dentre outras.

Como dito anteriormente, a calibração deve ser realizada sob um conjunto de condições de referências. A TAB. 6 indica algumas condições de referências que devem ser observadas. Para a maioria dos instrumentos, a calibração é válida somente nas condições utilizadas durante a calibração. Em caso de utilização do instrumento em condições diferentes daquelas da calibração, dependendo das grandezas de influência, fatores de correção devem ser utilizados para corrigir a leitura do instrumento.

⁵ Condições de referência: “condições de uso prescritas para ensaio de desempenho de um instrumento de medição ou para intercomparação de resultados de medição” (INMETRO, 1995).

A calibração feita em um instrumento deve ser rastreável a um padrão⁶nacional⁷. Isto significa que cada instrumento padrão de referência usado com o propósito de calibração deve, ele próprio, ter sido calibrado contra um instrumento de referência da mais alta qualidade, aceito como padrão nacional.

TABELA 6

Condições de referência para calibração de monitores e dosímetros de radiação.

	Condição de referência	Condição de referência de teste
Radiação eletromagnética	^{137}Cs *	^{137}Cs *
Radiação neutrônica	$^{241}\text{Am}/\text{Be}$ *	$^{241}\text{Am}/\text{Be}$ *
Radiação beta	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ *	$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ *
Contaminação de superfície		
Radiação beta	^{204}Tl	^{204}Tl
Radiação alfa	^{241}Am	^{241}Am
Ângulo de incidência da radiação	0°	$0^\circ \pm 5^\circ$
Temperatura ambiente	20 °C	Entre 18 e 22 °C
Umidade relativa	65 %	Entre 50 % e 75%
Pressão atmosférica	101,3 kPa	Entre 86 e 106 kPa
Tempo de estabilização	15 min.	> 15 min.

NOTA: * - pode-se utilizar outro isótopo ou qualidade de raios X se for mais apropriado.

Fonte: IAEA, 2000.

⁶ Padrão: “medida materializada, instrumento de medição, material de referência ou sistema de medição destinado a definir, realizar, conservar ou reproduzir uma unidade ou um ou mais valores de uma grandeza para servir como referência” (INMETRO, 1995).

⁷ Padrão Nacional: “padrão reconhecido por uma decisão nacional para servir, em um país, como base para estabelecer valores a outros padrões da grandeza a que se refere” (INMETRO, 1995).

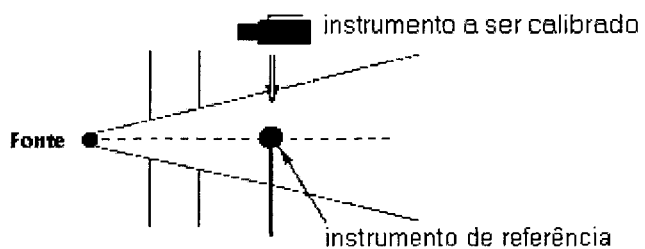
2.2.1 Métodos de calibração

Existem quatro processos distintos de calibração que podem ser utilizados (FIG. 3):

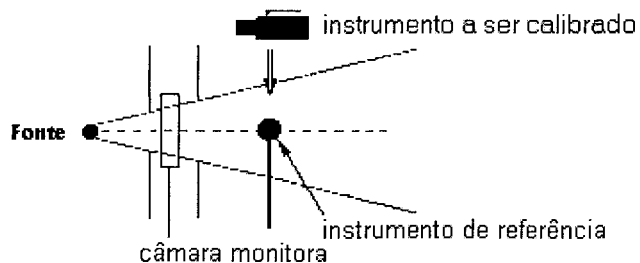
- Calibração com um instrumento padrão de referência⁸ sem uma “câmara monitora”:
Este procedimento é apropriado se o valor da grandeza física que caracteriza o campo de radiação (por exemplo, taxa de kerma no ar) é estável durante o tempo gasto na calibração. O instrumento padrão de referência e o instrumento sob calibração (monitor/dosímetro) são posicionados alternadamente no ponto de interesse do campo de radiação, sendo a leitura de um comparada com a do outro;
- Calibração com um instrumento de referência com uma “câmara monitora”:
Quando existe a possibilidade de variações moderadas no valor da grandeza física que caracteriza o campo de radiação (por exemplo, taxa de kerma no ar) durante o tempo gasto na calibração, deve-se usar uma câmara de ionização de transmissão entre a fonte de radiação e o ponto de interesse para monitorar estas variações, o que a possibilita realizar correções por ventura necessárias. Como no processo anterior, o instrumento padrão de referência e o instrumento sob calibração (monitor/dosímetro) são posicionados alternadamente no ponto de interesse do campo de radiação, sendo a leitura de um comparada com a do outro. Esta técnica é freqüentemente empregada quando equipamentos de raios X são utilizados para criar o campo de radiação;
- Calibração com irradiação simultânea do instrumento padrão de referência e do instrumento sob calibração:
Algumas vezes a calibração pode ser realizada irradiando-se simultaneamente o instrumento padrão de referência e o instrumento sob calibração.

⁸ Padrão de referência: “*padrão, geralmente tendo a mais alta qualidade metrológica disponível em um dado local ou em uma organização, a partir do qual as medições lá executadas são derivadas*” (IMETRO, 1995).

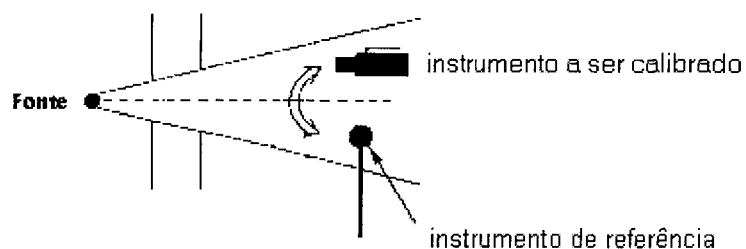
Método 1 – Calibração com um instrumento de referência sem uma “câmara monitora”



Método 2 – Calibração com um instrumento de referência e com uma “câmara monitora”



Método 3 – Calibração com irradiação simultânea do instrumento de referência e do dosímetro a calibrar



Método 4 – Calibração em um campo de radiação conhecido

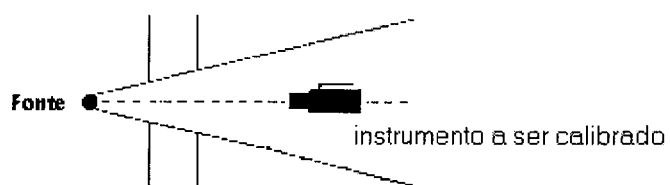


FIGURA 3 – Desenho esquemático dos processos de calibração

Fonte: IAEA, 2000

Os instrumentos são posicionados simetricamente ao eixo do campo de radiação a uma mesma distância da fonte. A distância entre os dois equipamentos deve ser suficiente de maneira que a indicação de um instrumento não seja influenciada pela presença do outro;

- Calibração em um campo de radiação conhecido.

Se o valor da grandeza física que caracteriza o campo de radiação (por exemplo, taxa de kerma no ar) no ponto de interesse já é conhecido e rastreável, a calibração pode ser realizada colocando-se o instrumento sob calibração neste ponto e comparando-se o valor obtido com o conhecido.

2.2.2 Qualidades dos campos de radiação gama e X utilizados para calibração

O termo qualidade é utilizado para identificar os campos (energia e espectro) de radiação utilizados para fins de calibração.

Para fins de padronização a International Organisation for Standardization – ISO (1996) especificou as características e os métodos de produção de campos de radiação de referência para calibração de dosímetros (TAB. 7). Os campos de radiação recomendados foram divididos em sete grupos ou séries. Para facilidade na identificação do grupo e da qualidade, os grupos foram identificados por letras maiúsculas a saber:

- F: fluorescência;
- L: espectros de raios X com baixa taxa de kerma no ar;
- H: espectros de raios X com alta taxa de kerma no ar;
- N: espectros de raios X, estreito;
- W: espectros de raios X, largo;
- S: campos produzidos por fontes de radiação;
- R: campos de radiação produzidos por reações nucleares.

TABELA 7
Qualidades ISO recomendadas para calibração de dosímetros.

Fluorescência		Raios X baixa taxa de kerma no ar L		Raios X espectro estreito N		Raios X espectro largo W		Raios X alta taxa de kerma no ar H	
Q*	Energia keV	Q*	Energia (keV)	Q*	Energia (keV)	Q*	Energia (keV)	Q*	Energia (keV)
F-Zn	8,6	L-10	8,5	N-10	8	W-60	45	H-10	7,5
F-Ge	9,9	L-20	17	N-15	12	W-80	57	H-20	12,9
F-Zr	15,8	L-30	26	N-20	16	W-110	79	H-30	19,7
F-Mo	17,5	L-35	30	N-25	20	W-150	104	H-60	37,3
F-Cd	23,2	L-55	48	N-30	24	W-200	137	H-100	57,4
F-Sn	25,3	L-70	60	N-40	33	W-250	173	H-200	102
F-Cs	31,0	L-100	87	N-60	48	W-300	208	H-250	122
F-Nd	37,4	L-125	109	N-80	65			H-280	146
F-Sm	40,1	L-170	149	N-100	83			H-300	147
F-Er	49,1	L-210	185	N-120	100				
F-W	59,3	L-240	211	N-150	118				
F-Au	68,8			N-200	164				
F-Pb	75,0			N-250	208				
F-U	98,4			N-300	250				

Radionuclídeos			Fótons de alta energia		
Q*		Energia (keV)	Q*	Reação	Energia (MeV)
S-Am	²⁴¹ Am	59,5	R-C	¹² C(p,p' γ) ¹² C	4,36**
S-Cs	¹³⁷ Cs	662	R-F	¹⁹ F(p, $\alpha\gamma$) ¹⁶ O	6,61**
S-Co	⁶⁰ Co	1250	R-Ti	captura (n, γ)no Ti	5,14**
			R-Ni	captura (n, γ)no Ni	6,26**
			R-O	¹⁶ O(n,p) ¹⁶ N	6,61**

NOTA: * - Q: designação da qualidade ISO.

** - energia média.

A identificação da qualidade ISO é completada adicionando à letra maiúscula de cada grupo o valor do potencial de geração dos raios X no caso dos grupos L, H, N e W, do

símbolo químico do isótopo no caso dos grupos F e S e a identificação da reação nuclear no caso do grupo R.

As qualidades ISO são mostradas na TAB. 7 juntamente com suas energias médias.

Cada série produz espectros de diferentes resoluções e taxas de kerma. A série H produz espectros mais largos e taxas de kerma mais altas. A série L produz espectros mais estreitos e taxas de kerma menores.

2.2.3 Fantomas

A grandeza operacional para monitoração pessoal, o equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, foi definido como sendo a dose equivalente no tecido mole a uma profundidade “d” do corpo. No entanto, devido a dificuldades de calibração dos dosímetros pessoais, a definição do $H_p(d)$ foi estendida para um fantoma apropriado.

O fantoma originalmente indicado foi a esfera ICRU (vide seção 2.1.3). Devido à impossibilidade de se realizar a calibração de vários dosímetros ao mesmo tempo, à dificuldade de fabricação da esfera e da obtenção do tecido ICRU, foram propostos fantomas fabricados de materiais e formas diferentes (BARTLETT et al, 1989) com diferentes retroespalhamentos. Em 1992, a ICRU recomendou um fantoma em forma de paralelepípedo, feito de PMMA⁹ medindo 30x30x15 cm³. Em 1996, com a intenção de uniformizar as práticas de calibração de forma que os resultados pudessem ser prontamente intercomparados, a ISO (1996) adotou como padrão um fantoma com as mesmas dimensões (30 x 30 x 15 cm³), com as paredes de PMMA e o interior cheio de água. Estudos realizados (GUALDRINI et al., 1996) demonstram que, para fótons, o fantoma

⁹ PMMA –poli(metacrilato de metila) com densidade de 1,19 g.cm⁻³ e uma composição de 8,05% de hidrogênio, 59,99% de carbono e 31,96% de oxigênio.

recomendado pela ISO substitui melhor a esfera ICRU do que o fantoma em forma de paralelepípedo indicado pela ICRU.

A FIG.4 mostra um desenho esquemático dos três modelos de fantoma indicado pela ISO.

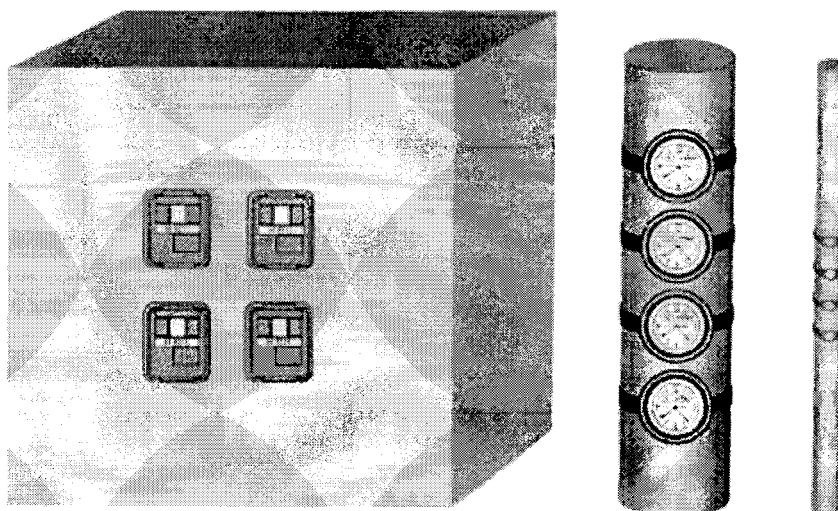


FIGURA 4 - Fantomas padronizados pela ISO para calibração de dosímetros pessoais

2.2.4 Coeficientes de conversão

Em geral, os campos de radiação de referência utilizados para os propósitos de calibração de dosímetros são caracterizados em termos de kerma no ar. O equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, é obtido multiplicando o valor de kerma no ar por coeficientes de conversão, $h_{pk}(d, E, \alpha)$, apropriados de acordo com o fantoma utilizado, ou seja:

$$H_p(d) = h_{pk}(d, E, \alpha) \cdot K_{ar} \quad (2.1)$$

onde $h_{pk}(d, E, \alpha)$ é o coeficiente de conversão de kerma no ar (K_{ar}) para equivalente de dose pessoal, na profundidade d , para o fóton com a qualidade ISO “E” (i.e. F,L,N,H,S ou R) e ângulo de incidência α .

Baseado em trabalhos de alguns pesquisadores (GROSSWENDT, 1990, 1995; TILL et al., 1995), a ISO (1997) adotou, entre outros, os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, na profundidade de 10 mm e 0,07 mm, para fantomas ISO em forma de paralelepípedo mostrados nas TAB. 8, 9 e 10.

Os valores dos coeficientes de conversão foram determinados em condições de equilíbrio eletrônico¹⁰. Portanto, pode haver necessidade de se colocar uma placa de PMMA, próximo ao fantoma, entre a fonte e o dosímetro que está sendo calibrado. Caso isto seja necessário, o coeficiente $h_{pk}(d, E, \alpha)$ deve ser multiplicado pelo fator de correção k_{PMMA} , ou seja:

$$H_p(d) = h_{pk}(d, E, \alpha) \cdot K_{ar} \cdot k_{PMMA} \quad (2.2)$$

onde k_{PMMA} é o fator de correção devido à placa de PMMA colocada para se obter o equilíbrio eletrônico.

Em baixas energias, estudos (KRAMER, 1994; ANKERHOLD et al., 1999a) demonstram que o espectro de raios X e, conseqüentemente, o coeficiente de conversão de kerma no ar para $H_p(d)$ dependem fortemente da filtração total (densidade do ar, distância, etc) e do equipamento de raios X utilizado (ângulo do anodo, forma de onda da alta tensão, deposição de tungstênio na janela, etc). Portanto, tanto quanto possível, deve-se realizar a

¹⁰ O equilíbrio eletrônico existe em um determinado volume Δv em torno de um ponto de interesse P quando a quantidade de partículas de determinado tipo e energia que saem do volume é igual a quantidade que entra.

determinação dos coeficientes de conversão para baixas energias, utilizando-se um espectrômetro ou medindo-se diretamente o equivalente de dose pessoal com o emprego de uma câmara de ionização especial (ANKERHOLD et al., 1999b).

Os coeficientes de conversão para o fantoma em forma de paralelepípedo foram determinados para o ponto central da face frontal do fantoma. À medida que se afasta do centro, o valor do equivalente de dose diminui. Portanto, determinou-se uma área delimitada pela circunferência de diâmetro d_F onde a diferença da dose com relação ao centro da superfície frontal do fantoma é no máximo igual a 2%. O valor de d_F depende da radiação de referência.

TABELA 8
Coeficientes de conversão $h_{pk}(10, N, \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal em fantoma em forma de paralelepípedo.

Qualidade	Distância de irradiação (m)	d_F^* (cm)	$h_{pk}(10, N, \alpha)$			
			0°	20°	40°	60°
N-15	1,0 – 2,0	25	0,06	0,06	0,03	0,01
N-20	1,0 – 2,0	25	0,27	0,26	0,20	0,09
N-25	1,0 – 3,0	23	0,55	0,53	0,44	0,28
N-30	1,0 – 3,0	20	0,79	0,77	0,68	0,49
N-40	1,0 – 3,0	16	1,17	1,15	1,06	0,85
N-60	1,0 – 3,0	11	1,65	1,62	1,52	1,27
N-80	1,0 – 3,0	11	1,88	1,86	1,76	1,50
N-100	1,0 – 3,0	11	1,88	1,86	1,76	1,53
N-120	1,0 – 3,0	11	1,81	1,79	1,71	1,51
N-150	1,0 – 3,0	11	1,73	1,71	1,64	1,46
N-200	1,0 – 3,0	12	1,57	1,56	1,51	1,38
N-250	1,0 – 3,0	13	1,48	1,48	1,44	1,33
N-300	1,0 – 3,0	15	1,42	1,42	1,40	1,30

NOTA: d_F é o diâmetro da área frontal na qual a diferença do valor do equivalente de dose pessoal com relação ao valor no centro da superfície frontal do fantoma é no máximo igual a 2%.

FONTE: ISO, 1997.

TABELA 9
Coeficientes de conversão $h_{pk}(10, S, \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal em fantoma em forma de paralelepípedo.

Qualidade	Distância de irradiação (m)	d_F^* (cm)	Eq. eletrônico** (mm)	k_{PMMA}	$h_{pk}(10, S, \alpha)$			
					0°	20°	40°	60°
S-Am	2,0-3,0	11	-	-	1,89	1,86	1,77	1,50
S-Cs	1,5 - 4,0	15	2	1,00	1,21	1,22	1,22	1,19
S-Co	1,5 - 4,0	15	4	1,00	1,15	1,15	1,16	1,14

NOTA: * - d_F é o diâmetro da área na qual a diferença do valor do equivalente de dose pessoal com relação ao valor no centro da superfície frontal do fantoma é no máximo igual a 2%.

** - espessura da placa de PMMA para equilíbrio eletrônico.

Fonte: ISO, 1997.

TABELA 10
Coeficientes de conversão $h_{pk}(0,07; N; \alpha)$ de kerma no ar para equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$ em fantoma em forma de paralelepípedo.

Qualidade	Distância de irradiação (m)	d_F^* (cm)	$h_{pk}(0,07; N; \alpha)$			
			0°	20°	40°	60°
N-15	1,0 - 2,0	25	0,96	0,95	0,95	0,93
N-20	1,0 - 2,0	25	0,98	0,98	0,98	0,97
N-25	1,0 - 3,0	23	1,03	1,03	1,02	1,02
N-30	1,0 - 3,0	20	1,10	1,10	1,09	1,07
N-40	1,0 - 3,0	16	1,27	1,26	1,24	1,19
N-60	1,0 - 3,0	11	1,55	1,54	1,50	1,42
N-80	1,0 - 3,0	11	1,72	1,70	1,66	1,58
N-100	1,0 - 3,0	11	1,72	1,70	1,68	1,60
N-120	1,0 - 3,0	11	1,67	1,66	1,63	1,58
N-150	1,0 - 3,0	11	1,61	1,60	1,58	1,54
N-200	1,0 - 3,0	12	1,49	1,49	1,49	1,46
N-250	1,0 - 3,0	13	1,42	1,42	1,43	1,43
N-300	1,0 - 3,0	15	1,38	1,38	1,40	1,40

NOTA: d_F é o diâmetro da área na qual a diferença do valor do equivalente de dose pessoal com relação ao valor no centro da superfície frontal do fantoma é no máximo igual a 2%.

FONTE: ISO, 1997.

2.2.5 Calibração de dosímetros pessoais com fótons

Os dosímetros pessoais devem ser calibrados em termos de equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$. No entanto, como dito anteriormente, os campos de radiação utilizados para calibração com fótons são caracterizados em termos de kerma no ar, K . Coeficientes de conversão são utilizados para transformar o valor de kerma no ar para a grandeza de interesse.

A calibração de dosímetros pessoais em termos de equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, é composta dos seguintes passos (BÖHM et al., 1998):

- Seleção do dosímetro pessoal a ser calibrado, verificando o seu estado de conservação e a inexistência de contaminação radioativa.;
- Seleção das condições de calibração, incluindo o tipo de radiação, energia, e a orientação do fantoma com relação ao campo (ISO, 1997);
- Seleção do ponto do campo de radiação no qual será feita a irradiação (ponto de teste) para o qual o valor verdadeiro convencional de $H_p(d)$ é conhecido;
- Seleção do método de calibração (item 2.2.1);
- Estabelecimento das condições para obtenção do equilíbrio eletrônico, se necessário, por meio do posicionamento de uma placa de PMMA de espessura apropriada em frente ao dosímetro (ISO, 1997);
- Posicionamento do dosímetro, juntamente com o fantoma apropriado, com o seu ponto de referência (determinado pelo fabricante) coincidindo com o ponto de teste (FIG.5). Todas as distâncias entre a fonte de radiação e o dosímetro devem ser consideradas com relação ao ponto de referência do dosímetro;
- Cálculo do fator de calibração do dosímetro ou resposta, relacionando o valor obtido com o valor verdadeiro convencional do equivalente de dose pessoal.

A princípio, vários dosímetros podem ser irradiados simultaneamente sobre a superfície do fantoma. No entanto, dependendo da área ocupada por eles, pode haver uma redução do retroespalhamento devido a atenuação do feixe primário que atravessa os dosímetros. Antes de adotar esta prática (irradiação simultânea de vários dosímetros) é necessário certificar-se que ela não introduz um erro maior do que 2% em relação à irradiação com apenas um dosímetro; além disto, os dosímetros devem ser posicionados dentro da área delimitada pela circunferência de diâmetro d_F (vide item 2.2.4).

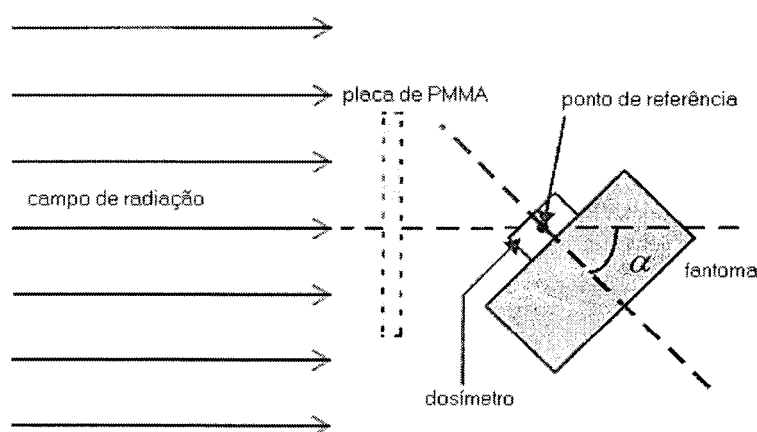


FIGURA 5 - Arranjo para calibração de um dosímetro pessoal.

FONTE: BÖHM et al., 1998.

Apesar das recomendações internacionais indicarem a utilização do equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, como a grandeza mais indicada para a estimativa da dose efetiva, no Brasil, o equivalente de dose para fótons, H_x , é, ainda, a grandeza utilizada (CASMIE, 1995).

A calibração do dosímetro para medida de H_x é muito semelhante à calibração de dosímetros para medida de $H_p(d)$. A diferença é que, para a calibração em termos de H_x , o dosímetro é posicionado livre no ar. O valor do equivalente de dose para fótons se relaciona com o valor de kerma no ar através da equação 2.20 apresentada no item 2.1.3.1.

2.2.6 Teste de desempenho dos dosímetros pessoais

Um conjunto de testes, conhecido como “type test”, deve ser realizado com o dosímetro com a finalidade de se determinar as suas características. Ele envolve testes com um conjunto de grandezas (grandezas de influência) que podem influenciar os valores das medidas realizadas com o dosímetro, tais como: energia e ângulo de incidência da radiação, temperatura, pressão, exatidão do valor medido, retenção da leitura e umidade. O conhecimento destas características é a base para a escolha de um dosímetro apropriado para ser usado em uma condição radiológica específica. Esta seleção do dosímetro pode evitar a necessidade de aplicação de fatores de correção no valor da leitura do mesmo.

A TAB. 11 relaciona alguns testes de desempenho para sistemas de dosimetria termoluminescentes.

Do conjunto de testes que devem ser realizados, podemos dizer que a resposta do dosímetro com relação à energia e ao ângulo de incidência da radiação são características críticas que devem ser conhecidas.

Além destes, o teste de exatidão das doses avaliadas é de extrema importância. Os valores das doses, com relação à exatidão dos valores avaliados, são analisados de acordo com as recomendações da ICRP, como segue:

“Se os valores da grandeza são da ordem do limite anual pertinente, a incerteza não deve exceder um fator de 1,5 com um nível de 95% de confiança. Onde eles são menores do que 10 mSv, uma incerteza de um fator de 2 com um nível de 95% de confiança é aceitável. Esta incerteza inclui erros devido a variações na sensibilidade do dosímetro com relação à energia e direção de incidência da radiação, bem como erros intrínsecos do dosímetro e em sua calibração” (ICRP, 1997).

TABELA 11

Testes de desempenho para sistemas de dosimetria termoluminescentes.

Características a serem testadas	Finalidade
Homogeneidade do lote	Verificar a uniformidade de sensibilidade dos dosímetros dentro de um mesmo lote
Reprodutibilidade	Verificar se o sistema dosimétrico apresenta a mesma resposta para uma mesma dose
Linearidade	Verificar a uniformidade de resposta dos dosímetros em relação à magnitude de exposição
Limite inferior de detecção	Averiguar se os requisitos mínimos de detecção referente ao limite inferior do intervalo de medida dos dosímetros é alcançado
Auto-irradiação	Investigar se a possível existência de radionuclídeos nos materiais que compõem o detector não induzirá a erros inaceitáveis
Estabilidade dos dosímetros sob diferentes condições climáticas	Investigar o comportamento do dosímetro em relação ao desvanecimento de sua resposta quando submetido a condições normais de teste e a condições mais severas durante um período igual ao do uso rotineiro
Sinal residual	Verificar se o detector não sofre alterações significativas em sua sensibilidade após receber doses elevadas
Efeito da luz sobre o dosímetro	Determinar a influência da luz sobre a resposta do dosímetro
Dependência energética	Determinar a resposta do dosímetro em relação a energia dos fótons incidentes
Dependência angular	Determinar a resposta do dosímetro em relação ao ângulo de incidência dos fótons incidentes
Resistência a impactos	Testar a robustez dos suportes, detectores e fixação dos filtros

FONTE: CASMIE, 1995.

Isto significa que a dose avaliada por um dosímetro utilizado sobre a superfície do corpo não pode subestimar a dose real em mais do que 33% ou superestimá-la em mais do que 50% para doses da ordem dos limites anuais. Quando a dose é da ordem de 1/50 dos limites anuais para trabalhador a faixa de erro aceitável é de -50% a 100%.

Uma representação gráfica do teste de exatidão é mostrada na FIG. 6. Ela é conhecida como “curvas trombetas” (BÖHM et al., 1991, 1994). Ela apresenta os limites inferiores e superiores do intervalo aceitável para o valor estimado do equivalente de dose pessoal. O limite superior é dado pela equação:

$$\frac{H_{sup}}{H_{vc}} = 1,5 \cdot \left[1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_{vc}} \right] \quad (2.3)$$

e o limite inferior é dado pelas equações:

$$\frac{H_{inf}}{H_{vc}} = 0 \quad \text{para } H_{vc} < H_0 \quad (2.4)$$

$$\frac{H_{inf}}{H_{vc}} = \left(\frac{1}{1,5} \right) \cdot \left[1 - \frac{(2 \cdot H_0)}{(H_0 + H_{vc})} \right] \quad \text{para } H_{vc} \geq H_0 \quad (2.5)$$

onde H_{sup} é o limite superior; H_{inf} é o limite inferior; H_{vc} é o valor verdadeiro convencional da dose e H_0 corresponde ao nível de registro (0,2 mSv para Hp(10) e 1,0 mSv para Hp(0,07)).

De acordo com a ICRP (1997) pelo menos 95% dos valores avaliados devem estar dentro desta faixa. No entanto, alguns pesquisadores (BÖHM et al., 1994, BHATT. et al., 1994, DA SILVA, 1995b). consideram esta proporção muito restritiva, adotando 90% como valor mais realista.

Uma das maneiras de testar o desempenho do dosímetro é através da participação em intercomparações nacionais ou internacionais (DA SILVA, 1995b). Os laboratórios participantes enviam alguns dosímetros para serem irradiados em condições conhecidas apenas pelo laboratório responsável pela organização da intercomparação. Após a devolução dos dosímetros, a avaliação da dose em cada dosímetro é realizada. Os resultados são analisados em termos da exatidão do sistema utilizando as curvas trombetas.

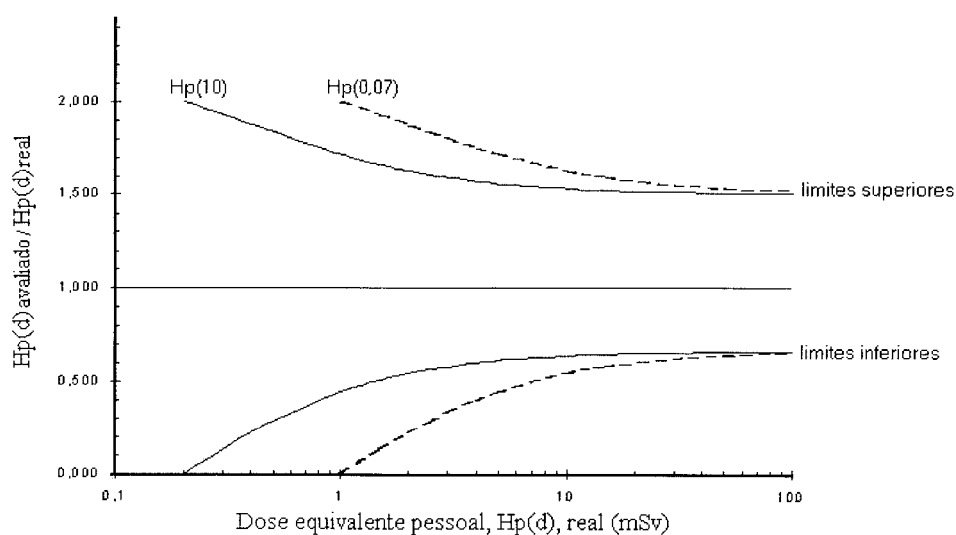


FIGURA 6 - Representação gráfica da faixa de exatidão aceitável na determinação do equivalente de dose pessoal - Curvas trombetas.

FONTE: BÖHM et al, 1994.

2.3 Dosimetria termoluminescente

De uma maneira bem resumida, o sistema de dosimetria termoluminescente consiste de um cristal termoluminescente e um equipamento leitor (SHANI, 1991; Cameron et al., 1968). O elemento detetor (cristal), ao ser exposto a algum campo de radiação ionizante, aprisiona elétrons em algumas armadilhas da rede cristalina, elétrons estes que só serão liberados quando o cristal for aquecido. Durante a liberação destes

elétrons, os mesmos retornam ao estado energético (i.e., ao tipo de átomo a que estava ligado) em que se encontravam antes da irradiação, emitindo radiação eletromagnética normalmente na faixa de 300 a 700 nm (região visível do espectro), fenômeno este chamado de termoluminescência. A função do equipamento leitor é fornecer o calor para o cristal termoluminescente irradiado, à uma taxa constante e ao mesmo tempo coletar a luz emitida pelo cristal em uma fotomultiplicadora, convertendo-a em carga elétrica (nC).

À medida que a temperatura aumenta, a intensidade de luz emitida pelo cristal varia, sendo possível traçar uma curva de emissão (curva de emissão) relacionando a intensidade de luz emitida e a temperatura de aquecimento (FIG.7). Os picos mostrados na FIG. 7 correspondem aos diferentes níveis de energia das armadilhas que são progressivamente liberadas com o acréscimo da temperatura. O formato da curva de emissão e o número de picos dependem exclusivamente do material termoluminescente.

. Nestes cristais, existe uma relação proporcional entre a quantidade de radiação incidente e o montante de carga elétrica gerada no tubo fotomultiplicador.

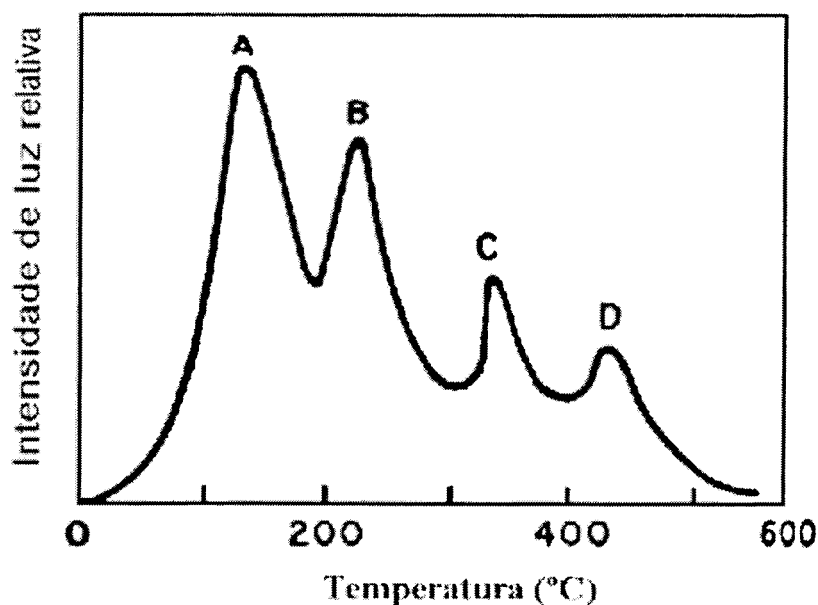


FIGURA 7 – Curva de emissão de um material termoluminescente

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A investigação para caracterização do dosímetro Victoreen 2600-85 / TLD-100, para avaliação do equivalente de dose pessoal, Hp(d), consistiu dos seguintes passos:

- instalação do irradiador gama STS, modelo OB85/3 contendo fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co e caracterização dos seus campos de radiação;
- desenvolvimento de um sistema ótico de alta precisão para posicionamento dos detectores no campo de radiação;
- testes de confiabilidade da instrumentação de referência utilizada;
- caracterização e dosimetria dos campos de radiação X e gama;
- seleção de um lote homogêneo de detectores termoluminescentes;
- irradiação do dosímetro em várias energias de raios X e gama para estudo de sua dependência energética;
- desenvolvimento de algoritmos para obtenção do equivalente de dose pessoal, Hp(10) e Hp(0,07) a partir da leitura dos detectores termoluminescentes;
- estudo da dependência angular do dosímetro;
- participação em uma intercomparação internacional de dosímetros pessoais.

Os experimentos foram realizados utilizando campos de radiação X da série ISO de espectro estreito (N) e campo de radiação gama de ^{137}Cs e ^{60}Co (TAB. 7). Como instrumentação de referência foram utilizadas câmaras padrões de fabricação NE Technology e PTW.

Este capítulo é dedicado à descrição dos materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do trabalho.

3.1. Câmaras de ionização padrão terciário

Neste trabalho foram utilizadas dois modelos de câmaras de ionização tipo padrão secundário (NE 2575 e PTW LS01), rastreáveis ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI – IRD). Estas câmaras foram utilizadas para realizar as dosimetrias dos campos de radiação utilizados.

3.1.1. Câmara NE 2575

A câmara de ionização de fabricação da NE Technology, modelo 2575 é projetada para medidas de feixes de radiação gama, beta e raios-x.

O volume sensível da câmara, aberto à atmosfera, consiste em uma massa de ar de 602 cm^3 , delimitado por um cilindro metálico com uma das faces de “mylar” aluminizado com $4,5 \text{ mg/cm}^2$ (janela de detecção) (FIG.8). Capas de plexiglass (PMMA) de espessuras de 25 mg/cm^2 , 620 mg/cm^2 e 795 mg/cm^2 podem ser adicionadas sobre a janela de detecção para garantir a condição de equilíbrio eletrônico na faixa de energia da radiação.



FIGURA 8 - Câmara de ionização, padrão terciário, NE Technology, modelo 2575.

A câmara de ionização NE 2575 apresenta as seguintes características (NE, 1995):

- volume sensível: 602 cm³;
- área sensível da janela: 100 mm²;
- diâmetro interno: 112,8 mm;
- diâmetro do eletrodo externo: 58,1 mm;
- diâmetro do eletrodo central: 4,0 mm;
- espessura da janela: 4,5 mg/cm²;
- ponto de referência: ponto definido na interseção do plano que passa sobre a ranhura existente no corpo do cilindro e seu eixo;
- corrente de fuga: menor do que $1,5 \times 10^{-14}$ A;
- tensão de polarização: - 300 V.

TABELA 12

Fatores de calibração para a câmara de ionização NE Technology, modelo 2575.

Código da qualidade ISO	Energia média (keV)	Fator de calibração (Gy/C)	Fator de correção para a qualidade da radiação (k_Q)	Incerteza expandida total (%)
N-20	16	-	1,072*	3
N-30	20	-	1,043*	3
N-40	24	$4,410 \times 10^4$	1,000*	3
N-60	33	-	0,987*	3
N-80	48	-	0,968*	3
N-100	65	-	0,952*	3
N-150	83	-	0,951*	3
N-200	118	-	0,984*	3
N-250	208	-	1,041*	3
S-Cs	662	$5,063 \times 10^4$	1,000**	3
S-Co	1250	-	0,981**	3

NOTA: * k_Q em relação ao fator de calibração para a qualidade N-40;

** k_Q em relação ao fator de calibração para a qualidade S-Cs

FONTE: RAMOS et. al, 1997.

Os fatores de calibração da câmara NE 2575, em termos de kerma no ar, para as energias das radiações gama do ^{137}Cs e ^{60}Co , foram obtidos no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI do Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD. Para as energias de raios X, foram utilizados fatores de calibração retirados das curvas típicas da resposta em energia para a câmara NE 2575, confirmados pelo LNMRI em uma calibração informal.

A TAB. 12 apresenta os fatores de calibração, em termos de kerma no ar, utilizados neste trabalho.

3.1.2. Câmara PTW LS01

A câmara de ionização fabricada pela Physikalisch-Technische Werkstätten - PTW, modelo LS 01 é projetada para medida de radiação gama e X (FIG. 9).

O volume sensível da câmara, aberto à atmosfera, é composto por uma massa de ar de 1 litro, delimitado por uma esfera de resina “policetal (CH₂O) x (DELRIN^R500)”, com parede de 3 mm de espessura.

A câmara de ionização PTW LS 01 apresenta as seguintes características (PTW, 1991):

- volume sensível: 1000 cm³;
- diâmetro externo: 140 mm;
- diâmetro interno: 137 mm;
- diâmetro do eletrodo central: 50 mm;
- ponto de referência: ponto central da esfera;
- dependência energética: menor do que 2,5% entre 45 keV e 1250 keV;
- corrente de fuga: menor do que 10⁻¹⁴ A;
- tensão de polarização: - 400 V.

Os fatores de calibração da câmara PTW LS 01, em termos de equivalente de dose para fótons, foram obtidos no LNMRI/IRD nas energias dos gamas do ^{137}Cs e ^{60}Co , confirmando os valores dados pelo fabricante. Para as energias de raios X, os fatores são dados pelo fabricante PTW.

A TAB. 13 apresenta os fatores de calibração, em termos de equivalente de dose para fótons, utilizados neste trabalho.

TABELA 13
Fatores de calibração para a câmara de ionização PTW, modelo LS-01.

Código da qualidade ISO	Energia média (keV)	Fator de calibração (Sv/C)	Fator de correção para a qualidade da radiação	Incerteza expandida total (%)
N 60	33	-	0,96*	± 3
N 80	48	-	0,96*	± 3
N 100	65	-	0,97*	± 3
N 150	83	-	0,97*	± 3
N 200	118	-	0,99*	± 3
N 250	208	-	0,98*	± 3
S-Cs	662	-	1,011**	± 3
S-Co	1250	$2,870 \times 10^4$	1,00*	± 3

* Fonte: PTW, 1994;

** Fonte: RAMOS et. al, 1996.

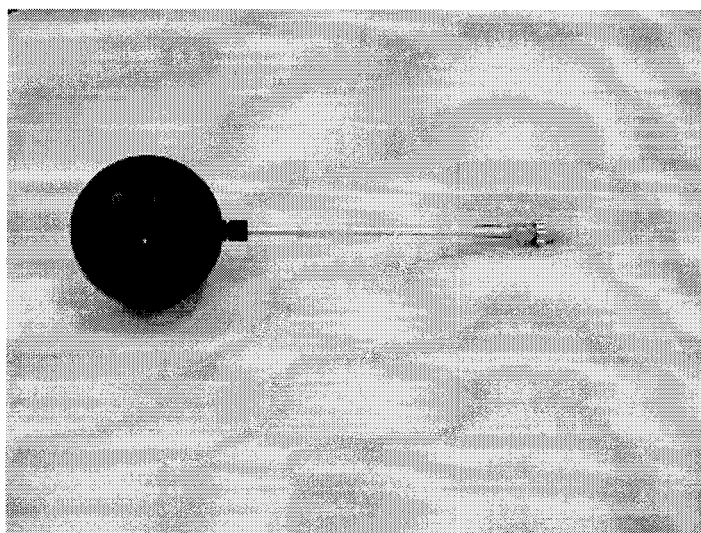


FIGURA 9 - Câmara de ionização PTW modelo LS 01.

3.1.3. Confiabilidade das câmaras de ionização padrão terciário

Um dos controles essenciais para garantir a confiabilidade de uma câmara de ionização padrão é acompanhar a estabilidade (repetitividade e a reprodutibilidade) da mesma ao longo do tempo. Medidas periódicas em uma geometria fixa e altamente reprodutível são obtidas com uma fonte radioativa de teste.

As FIG. 10 e 11 apresentam as medidas de estabilidade das câmaras padrão NE 2575 e PTW LS 01 respectivamente.

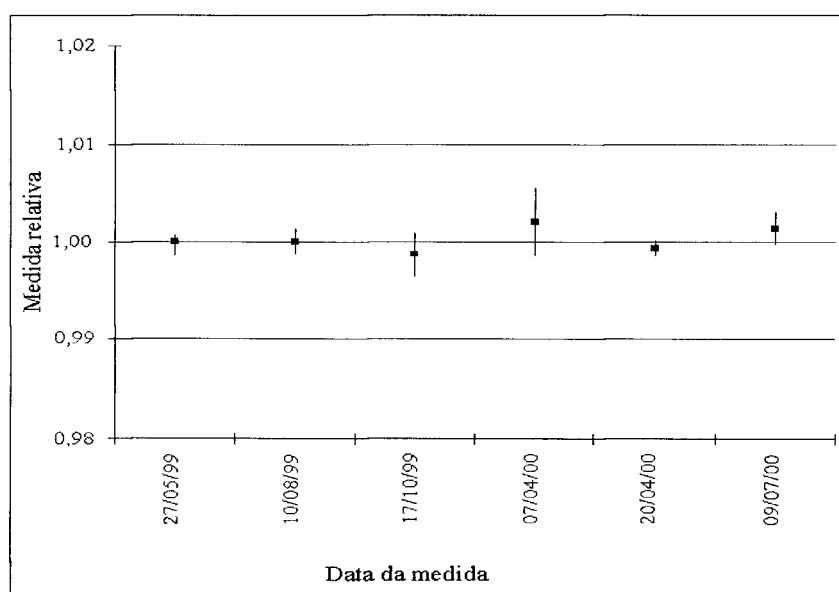


FIGURA 10 - Estabilidade da câmara padrão NE 2575.

A repetitividade é representada pela dispersão das medidas realizadas sob as mesmas condições de teste, através do desvio padrão da média de n leituras realizadas em um curto intervalo de tempo.

A reprodutibilidade é caracterizada pelo comportamento da série temporal das médias das n leituras.

O desvio padrão da média de 10 leituras, representado pelas barras verticais em torno das médias, situou-se em, no máximo, 0,35% para a câmara NE2575 e 0,8% para a

câmara LS01. Ambas as câmaras apresentam uma reprodutibilidade com o tempo dentro do limite de $\pm 1\%$, atendendo aos valores adotados pelo LNMRI.

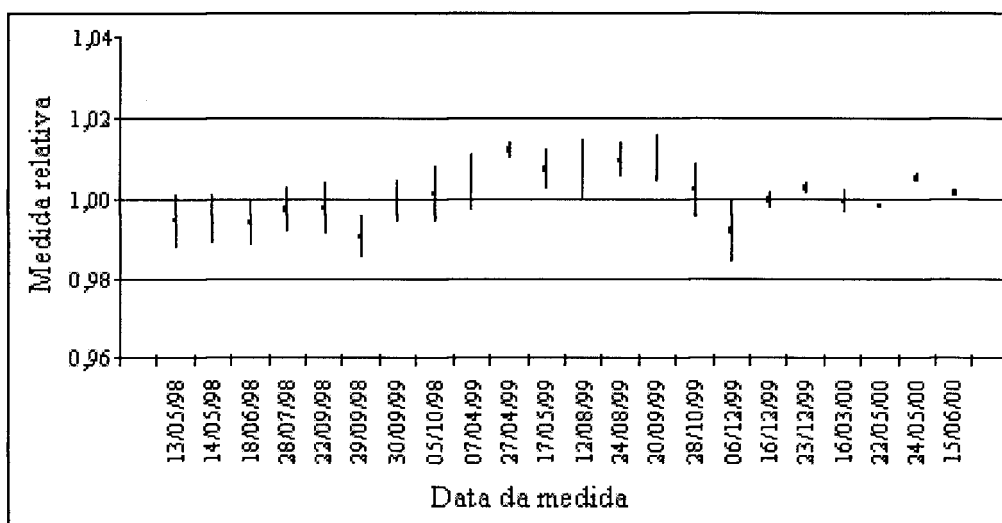


FIGURA 11 - Estabilidade da câmara padrão PTW LS 01.

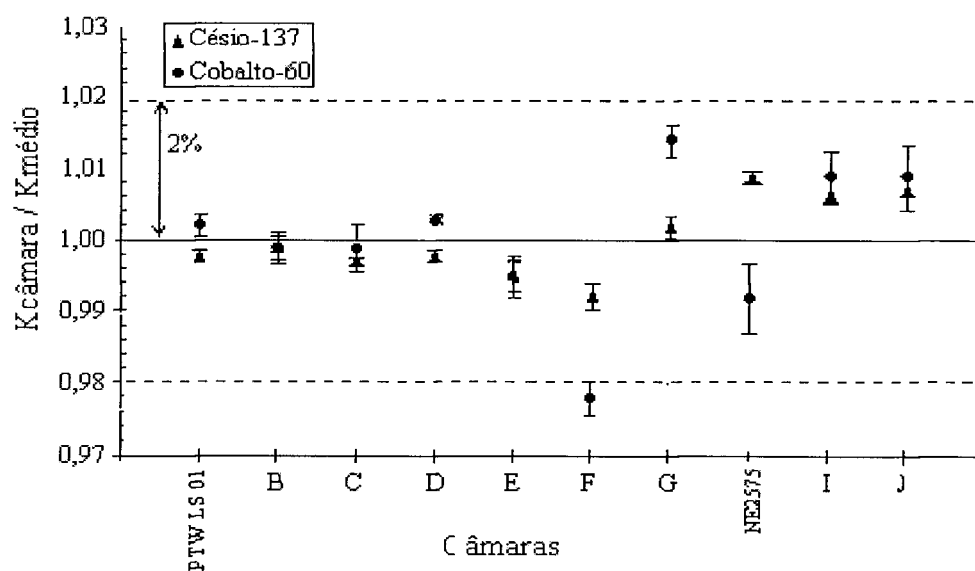


FIGURA 12 - Resultados da intercomparação das câmaras padrões, em 1999.

FONTE: RAMOS, 1999.

Além dos testes de estabilidade realizados periodicamente, as câmaras padrão participam de intercomparações com outras câmaras padrão, onde são verificados os

desempenhos das mesmas. A FIG. 12 mostra os resultados da intercomparação efetuada pelo LNMRI/IRD, em termos de kerma no ar, em 1999, para feixes de radiação ^{60}Co e ^{137}Cs (RAMOS, 1999).

Os resultados das câmaras PTW LS 01 e NE 2575 demonstram que as câmaras mantêm uma coerência metrológica com o padrão nacional do LNMRI melhor do que 2%. Este valor é considerado adequado para fins de calibração a nível de radioproteção segundo o LNMRI.

3.2 Campos de radiação

Os campos de radiação estabelecidos pela ISO (1996) foram utilizados para verificar as curvas de resposta de cada detector TL com a energia. Os dosímetros foram irradiados em campos de raios X da série ISO de espectro estreito (N) e em campos de radiação gama do ^{137}Cs e ^{60}Co . As características destes campos são mostradas nas TAB. 14 e 15.

As irradiações em raios X convencional foram realizadas nas instalações do Laboratório de Metrologia do Centro Regional de Ciências Nucleares – CRCN/Recife. As irradiações com ^{137}Cs , ^{60}Co foram feitas no Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – LCD/CDTN/Belo Horizonte.

TABELA 14
Características dos campos de radiação gama.

Qualidade ISO	Radioisótopo	Energia da radiação (MeV)	Meia-vida (dias)
S-Co	^{60}Co	1,1733 e 1,3325	1925,5
S-Cs	^{137}Cs	0,6616	11050

Fonte: ISO, 1996.

TABELA 15

Características dos campos de raios X, da série ISO de espectro estreito (N) utilizados para verificar as curvas de repostas dos detectores TL com a energia.

Qualidade	Tensão do tubo (kV)	Energia média (keV)	Filtração (mm)			
			Pb	Sn	Cu	Al
N-20	20	16				1,0
N-25	25	20				2,0
N-30	30	24				4,0
N-40	40	33			0,21	
N-60	60	48			0,6	
N-80	80	65			2,0	
N-100	100	83			5,0	
N-150	150	118		2,5		
N-250	250	208	3,0	2,0		

FONTE: ISO, 1996.

3.2.1 Campos de raios X

Os campos de raios X utilizados para verificar a resposta do dosímetro em várias energias foram gerados por dois aparelhos de fabricação Pantak, modelos HF 320 (320kV) e HF 160 (160 kV). Os dois equipamentos possuem correntes máximas de 30 mA e potência máxima de 3200 W. Os alvos são giratórios de tungstênio com refrigeração forçada (água no HF 160 e óleo no HF 320). As filtrações inerentes são de 3 mm de alumínio para o HF 320 e 1 mm de Be para o HF160. Compõem as filtrações inerentes, também, os vidros das ampolas, o óleo ou água, etc.

A FIG. 13 mostra a montagem do equipamento de raios X com os dois tubos de raios X embutidos em uma blindagem de aço/chumbo.

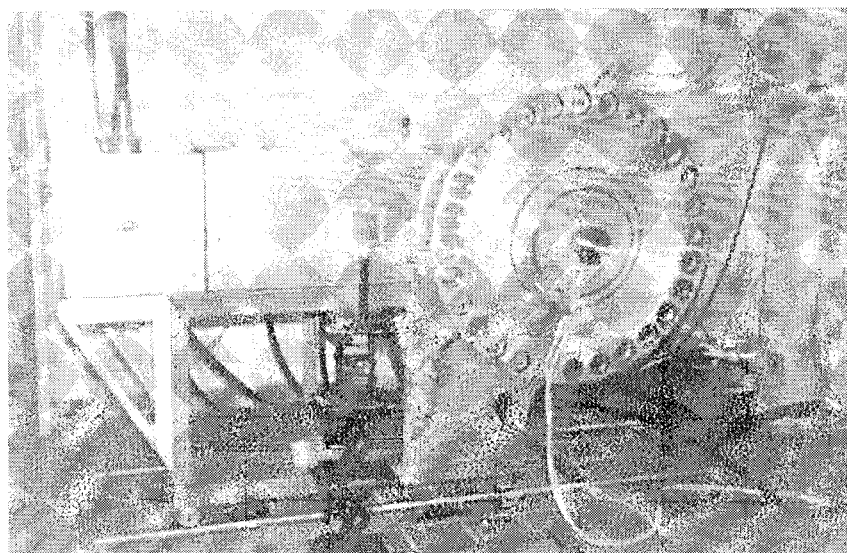


FIGURA 13 - Equipamento de raios X Pantak.

3.2.1.1 Dosimetria dos campos de raios X

Considerando que as qualidades de raios X da série N já estavam implantadas (BENEVIDES, et al., 2000), foi feita a dosimetria dos campos de raios X utilizando-se a câmara de ionização padrão terciário modelo NE 2575 do CDTN. Paralelamente, as medidas foram realizadas também com a câmara de ionização de mesmo modelo pertencente ao CRCN para verificação da coerência de resposta entre as duas câmaras.

As dosimetrias foram realizadas a 3,4 m entre o ponto de irradiação e o foco do tubo de raios X, de forma a obter um tamanho de campo de aproximadamente 43 cm de diâmetro.

Com cada câmara posicionada no ponto de interesse alternadamente (FIG. 14), foram realizadas cinco séries de medidas para cada qualidade ISO, nas condições descritas na TAB. 16. As leituras obtidas foram corrigidas para determinar os valores de kerma no ar, conforme a seguinte equação:

$$k_{ar} = L * N_k * k_Q * \Phi_{PT} \quad (3.1)$$

onde:

k_{ar} = valor do kerma no ar, em Gray;

L = média das leituras obtidas, em coulomb;

N_k = fator de calibração (TAB. 12, 13) em termos de kerma no ar para a qualidade de referência nas condições ambientais de referência (20 °C e 101,3 kPa) em Gy/C;

k_Q = fator de correção para a qualidade da radiação (TAB. 12);

ϕ_{PT} = fator de correção para a densidade do ar para as condições de referência (20°C e 101,3 kPa)

O fator de correção para a densidade do ar é dado pela equação a seguir:

$$\Phi_{PT} = \left(\frac{101,3}{P} \right) + \left(\frac{T + 273,15}{293,15} \right) \quad (3.2)$$

onde:

P = pressão atmosférica, em kPa;

T = temperatura ambiente, em °C.

Na TAB. 16 são apresentados os valores médios de kerma no ar medidos, após as devidas correções, para 100 s de irradiação. A incerteza em cada valor de kerma no ar foi determinada propagando-se o desvio padrão experimental do conjunto de medidas e combinando-se quadraticamente as diferentes componentes de incerteza determinadas estatisticamente; estas são normalmente chamadas incertezas do tipo A. Outras incertezas, do tipo B, não foram estimadas (BIPM et al., 1998).

A diferença máxima entre as medidas com a câmara de ionização do CDTN e a do CRCN foi de 2%, demonstrando uma boa coerência metrológica entre as duas câmaras.

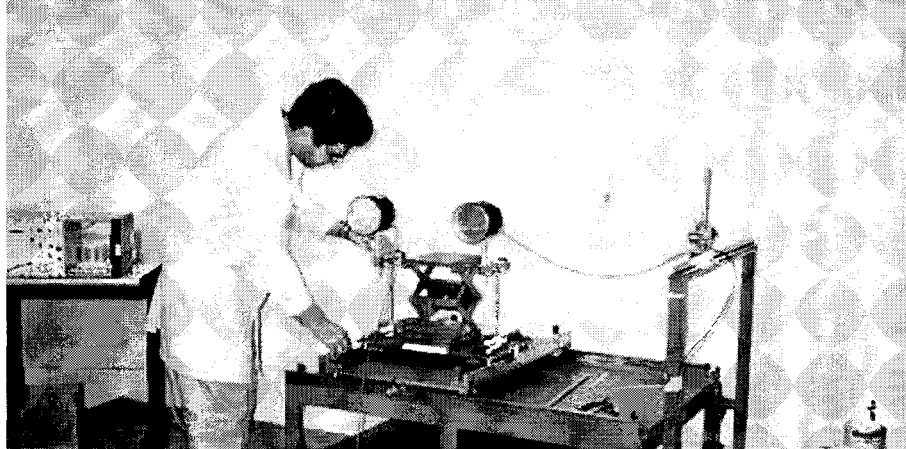


FIGURA 14 – Dosimetria dos campos de raios X.

TABELA 16

Valores medidos de kerma no ar para 100 segundos de irradiação.

Qualidade ISO	Equip.de raios X	Condições de irradiação		Kerma no ar (μGy)		$\frac{CDTN}{CRCN}$ (%)
		Corrente (mA)	Alta tensão (kV)	NE 2575 CDTN	NE 2575 CRCN	
N-20	HF160	30	20	$804 \pm 1^*$	$794 \pm 1^*$	1,3 %
N-30	HF160	30	30	$674,0 \pm 0,2^*$	$670 \pm 1^*$	0,6 %
N-40	HF320	30	40	$471,8 \pm 0,1^*$	$467,7 \pm 0,2^*$	0,9 %
N-60	HF320	20	60	$236,3 \pm 0,1^*$	$235,4 \pm 0,3^*$	0,4 %
N-100	HF320	20	100	$69,65 \pm 0,04^*$	$68,3 \pm 0,1^*$	2,0 %
N-150	HF320	10	150	$229,1 \pm 0,1^*$	$225 \pm 1^*$	1,7 %
N-200	HF320	10	200	$101,7 \pm 0,1^*$	$101,0 \pm 0,1^*$	0,7 %
N-250	HF320	10	250	$115,64 \pm 0,01^*$	$115,3 \pm 0,1^*$	0,3 %

* - As incertezas são referentes a um desvio padrão.

3.2.2 Campos de radiação gama

Os campos de radiação gama utilizados neste trabalho foram produzidos por um irradiador de fabricação STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85/3 (FIG. 14 e 15).

O irradiador consiste, basicamente, de uma blindagem cilíndrica de chumbo, contendo três fontes de radiação (^{137}Cs , ^{60}Co e ^{241}Am), com as seguintes atividades nominais:

- ^{137}Cs : 740 GBq em 29/10/1997;
- ^{60}Co : 37 GBq em 06/11/1997;
- ^{241}Am : 7,4 GBq em 21/07/1997.

O processo de irradiação é controlado por uma unidade de controle que permite estabelecer o tempo de irradiação através de um “timer”.

Um dispositivo pneumático posiciona a fonte pré-selecionada na posição de irradiação, localizada no centro da blindagem cilíndrica, sendo responsável, também, pelo seu recolhimento à posição de armazenamento.

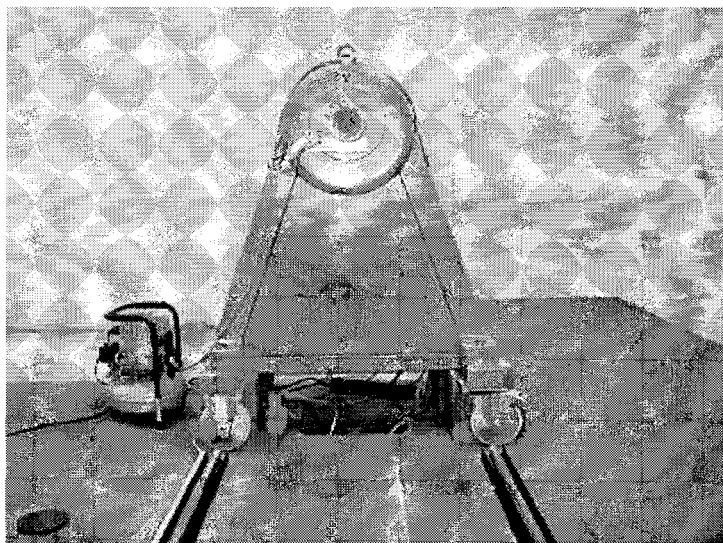


FIGURA 15 - Irradiador gama STS OB85/3.

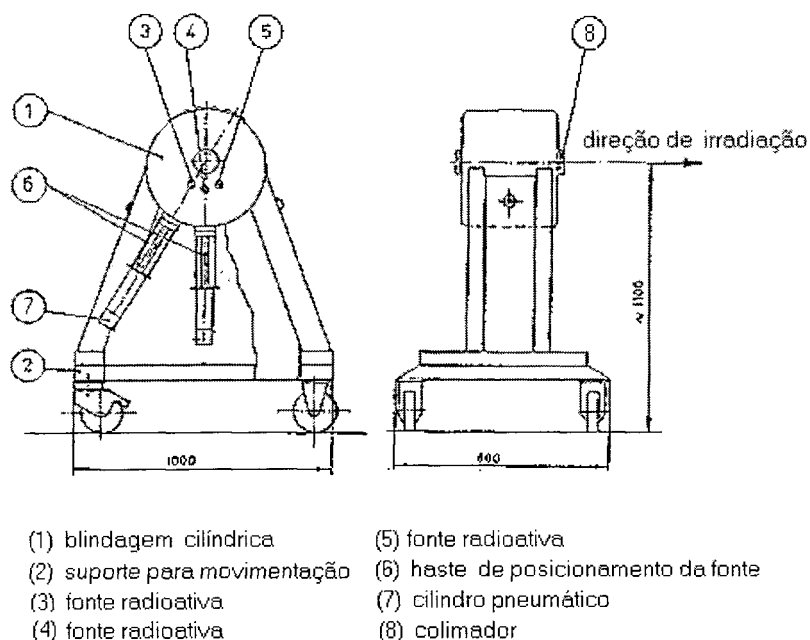


FIGURA 16 - Esquema do Irradiador STS OB85/3.

Fonte: STS, 1993

O sistema de irradiação é composto, além do irradiador, de um banco ótico com alta precisão para posicionamento dos sistemas de medidas. O ponto de irradiação é determinado pela interseção de dois raios laser, um coincidente com o centro do campo e o outro perpendicular à direção de irradiação.

3.2.2.1 Campo de radiação da fonte de ^{137}Cs

3.2.2.1.1 Uniformidade e tamanho do campo

O conhecimento da uniformidade de um campo de radiação é importante para delimitar a área do mesmo a ser utilizada para irradiação de dosímetros. A ISO (1996) estabelece que, para fins de calibração de instrumentos nível radioproteção, um campo de radiação pode ser considerado uniforme se a variação da taxa de dose, em um determinado diâmetro do campo, não varia em mais que 5% do valor medido no eixo central do campo.

A uniformidade e tamanho do campo de radiação da fonte de ^{137}Cs foram investigados utilizando-se uma câmara de ionização de fabricação Radcal Co., modelo 10X5-6 de 6 cm^3 , conectada ao monitor modelo 9015. Esta câmara foi escolhida devido ao seu tamanho reduzido e suas características técnicas.

Foram feitas medidas do kerma no ar ao longo de duas linhas perpendiculares entre si (na horizontal e na vertical) e pertencentes a um mesmo plano normal ao eixo do campo de radiação, nas distâncias de 80 cm, 100 cm e 165 cm do ponto de referência do irradiador. A interseção das linhas foi considerada como o centro do campo de radiação, que correspondia à interseção do raio laser indicativo do centro do campo e o plano perpendicular ao feixe de radiação. As medidas foram feitas variando-se a posição da câmara de ionização em intervalos de um centímetro sobre as duas linhas.

As leituras de kerma no ar foram corrigidas para a densidade do ar conforme descrito no item 3.2.1.1 – equação 3.2 e normalizadas para o maior valor de kerma encontrado em cada distância (FIG. 17).

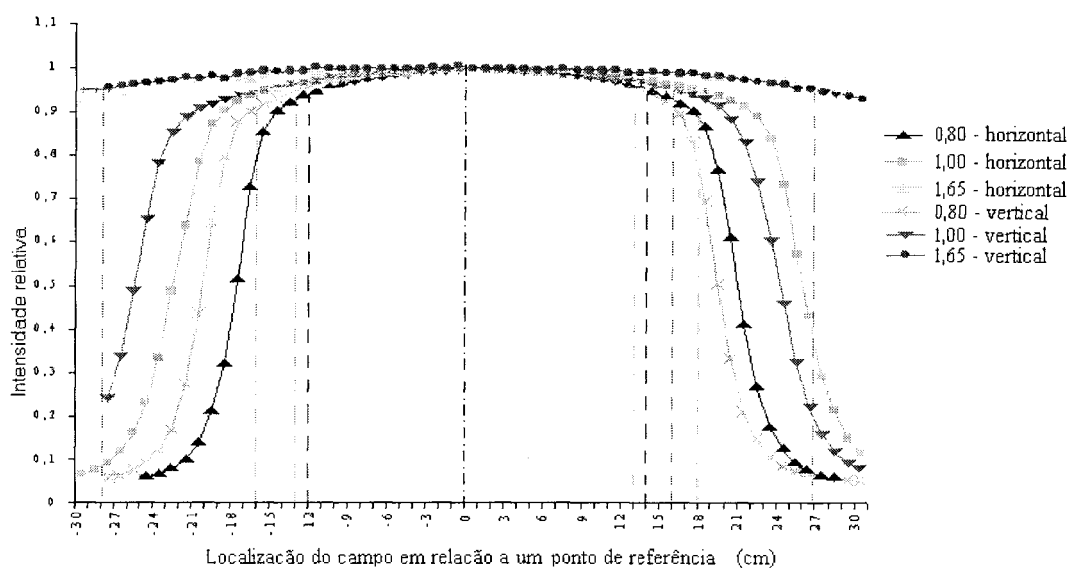


FIGURA 17 - Representação gráfica das uniformidades e tamanhos dos campos de radiação para a fonte de ^{137}Cs .

Dos resultados, observa-se que o centro real do campo está ligeiramente deslocado para a direita em relação ao raio laser de posicionamento.

Os tamanhos de campo médio medidos são apresentado na TAB. 17.

TABELA 17
Raios do campo de radiação.

Distância fonte – ponto de referência (cm)	Raio do campo (cm)
80	12
100	16
165	27

Para determinação do tamanho do campo foi considerada a distância de 1 metro do irradiador. Nesta distância, o raio do campo de radiação para o qual a uniformidade é de 95% é igual a 16 cm. Aplicando propriedade de semelhança de triângulos, podemos considerar que o raio do campo de radiação a qualquer distância do irradiador é dado pela equação a seguir:

$$R_{campo} = 0,16 * d \quad (3.3)$$

onde:

R_{campo} é o raio do campo em cm;

d é a distância entre o ponto de irradiação e o ponto de referência do irradiador em cm.

3.2.2.1.2 Dosimetria do campo de radiação

A dosimetria do campo de radiação gama foi feita utilizando-se a câmara PTW, modelo LS01 descrita no item 3.1.2 (FIG. 18). A câmara foi posicionada nos pontos de interesse de forma que o centro geométrico da câmara coincidia com o ponto de referência do campo. Foi realizada uma série de 10 medidas para cada distância relacionada na TAB. 18. As médias dos valores obtidos foram corrigidas para todos os fatores relevantes, como descrito no item 3.2.1.1, obtendo-se a taxa de kerma no ar.

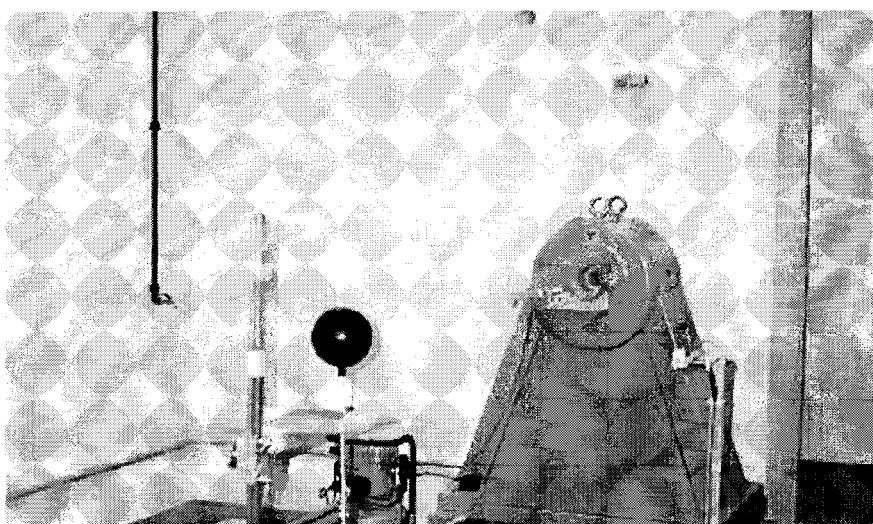


FIGURA 18 – Dosimetria dos campos de radiação gama.

Os valores de taxa de kerma no ar, para a fonte de ^{137}Cs , a diversas distâncias do irradiador, são apresentados na TAB. 18.

Para verificar a influência da radiação espalhada sobre o valor da taxa de kerma no ar, foi utilizado o método indicado pela ISO (1996), que consiste em comparar a taxa de kerma no ar medida e a taxa de kerma no ar calculada pela lei do inverso do quadrado da distância. A diferença entre os dois valores, após a correção para a atenuação do feixe de radiação no ar, não deve ser superior a 5%.

Foi utilizada a equação a seguir para realizar a comparação mencionada no parágrafo anterior:

$$\dot{K}_1 * d_1^2 = \dot{K}_2 * d_2^2 \quad (3.4)$$

onde \dot{K}_1 é o valor da taxa de kerma no ar a d_1 cm do irradiador;

\dot{K}_2 é o valor da taxa de kerma no ar a d_2 cm do irradiador.

Adotando-se a taxa de kerma no ar a 80 cm do irradiador como valor de referência tem-se:

$$\dot{K}_d = \frac{(80)^2 * \dot{K}_{80}}{d^2} \quad (3.5)$$

onde \dot{K}_d é o valor da taxa de kerma no ar calculada no ponto de interesse;

\dot{K}_{80} é o valor da taxa de kerma no ar medida a 80 cm do ponto de referência do irradiador;

d é a distância entre o ponto de referência do irradiador e o ponto de interesse em cm.

Os valores calculados de taxa de kerma no ar utilizando-se a equação 3.5, e desprezando-se a atenuação no ar, são mostrados na TAB. 18.

Uma comparação entre os valores medidos e calculados de taxa de kerma no ar mostra que é praticamente inexistente a contribuição de radiação espalhada. A maior diferença encontrada foi de 1,1% a 120 cm do irradiador, valor este inferior ao indicado como valor máximo (5%) pela ISO (1996).

TABELA 18
 Comparação entre os valores de taxa de kerma medidos, para a fonte de ^{137}Cs e os valores calculados pelas equações 3.5 e 3.6.

Distância (cm)	\dot{K} medida (mGy/h)	\dot{K} calculada (eq. 3.5) (mGy/h)	Diferença entre \dot{K} medida e \dot{K} calculada. (eq. 3.5)	\dot{K} calculada (eq. 3.6) (mGy/h)	Diferença entre \dot{K} medida e \dot{K} calculada (eq. 3.6)
80	72,0 ± 0,1	72,0	0,0%	72,3	0,4%
85	64,0 ± 0,1	63,8	0,3%	64,1	0,2%
90	57,2 ± 0,1	56,9	0,6%	57,1	-0,1%
95	51,4 ± 0,1	51,1	0,7%	51,3	-0,2%
100	46,3 ± 0,1	46,1	0,5%	46,3	-0,1%
105	42,0 ± 0,4	41,8	0,6%	42,0	-0,1%
110	38,4 ± 0,1	38,1	0,8%	38,3	-0,4%
120	32,3 ± 0,1	32,0	1,1%	32,1	-0,6%
130	27,5 ± 0,1	27,3	0,7%	27,4	-0,3%
140	23,7 ± 0,1	23,5	0,7%	23,6	-0,2%
150	20,6 ± 0,1	20,5	0,6%	20,6	-0,2%
175	15,1 ± 0,1	15,1	0,4%	15,1	0,0%
200	11,6 ± 0,1	11,5	0,3%	11,6	0,1%
225	9,11 ± 0,01	9,11	0,2%	9,14	0,3%
250	7,38 ± 0,01	7,38	0,1%	7,41	0,4%
275	6,11 ± 0,01	6,10	0,2%	6,12	0,2%
300	5,12 ± 0,01	5,12	0,1%	5,14	0,4%
325	4,38 ± 0,01	4,36	0,4%	4,38	0,0%
350	3,78 ± 0,01	3,76	0,5%	3,78	-0,1%
375	3,28 ± 0,01	3,28	0,1%	3,29	0,3%
400	2,90 ± 0,01	2,88	0,5%	2,89	-0,1%
425	2,56 ± 0,01	2,55	0,3%	2,56	0,1%
450	2,28 ± 0,01	2,28	0,2%	2,29	0,3%
475	2,04 ± 0,01	2,04	0,2%	2,05	0,2%
500	1,85 ± 0,01	1,84	0,5%	1,85	-0,1%
525	1,69 ± 0,01	1,67	0,8%	1,68	-0,4%

NOTA : * As incertezas são referentes a um desvio padrão.

Baseado nos valores de taxas de kerma medidos (TAB. 18) e através do ajuste de curvas foi obtida a equação que rege o comportamento da taxa de kerma no ar com a distância para a fonte de ^{137}Cs :

$$\dot{K}_d = \frac{C}{d^2} * \chi(t) \quad (3.6)$$

onde \dot{K}_d é o valor da taxa de kerma no ar no ponto de interesse em 21/09/99;

C é uma constante igual a $46,29 \text{ mGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$.

d é a distância entre o ponto de referência do irradiador e o ponto de interesse em cm;

$\chi(t)$ é um fator que corrige o valor taxa de kerma no ar devido ao decaimento da fonte de ^{137}Cs e é dado pela equação a seguir:

$$\chi(t) = e^{(6,27 * 10^{-5} * t)} \quad (3.7)$$

onde t é o tempo decorrido entre a data da dosimetria (21/09/99) e a data de interesse em dias.

O valor do coeficiente de correlação do ajuste da curva obtida foi de 0,9998.

Os valores de taxa de kerma no ar, calculados pela equação 3.6, na data de 21/09/99, para a fonte de ^{137}Cs , a diversas distâncias do irradiador, são mostrados na TAB. 18 e FIG. 19.

A variação máxima encontrada entre os valores medidos e calculados da taxa de kerma no ar foi de $\pm 0,4\%$, demonstrando que a referida equação representa muito bem o comportamento da taxa de kerma no ar com a distância.

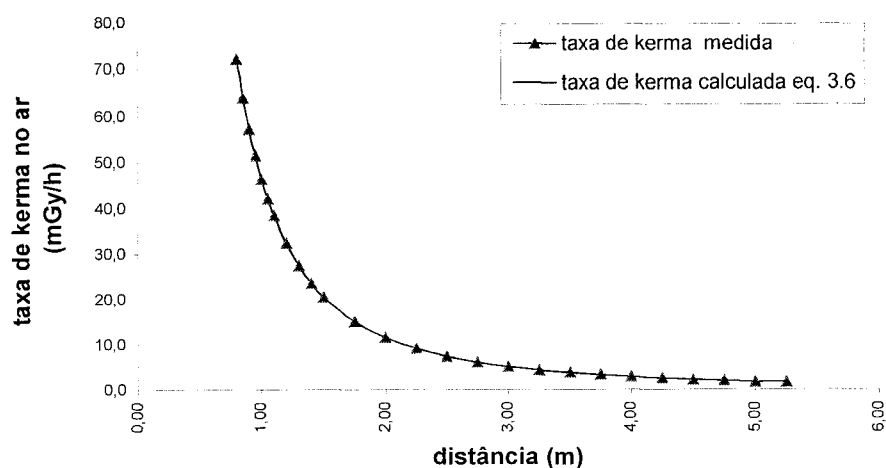


FIGURA 19 - Dosimetria do irradiador STS OB85/3, para a fonte de ^{137}Cs , em 21/09/99.

3.2.2.2 Campo de radiação da fonte de ^{60}Co

3.2.2.2.1 Verificação do campo de radiação

Como a geometria de irradiação para a fonte de ^{60}Co é a mesma da fonte de ^{137}Cs , considerou-se que tanto a uniformidade como o tamanho do campo são idênticos aos obtidos anteriormente.

3.2.2.2.2 Dosimetria do campo de radiação

A dosimetria do campo da fonte de ^{60}Co foi feita utilizando-se a câmara PTW LS01 descrita no item 3.1.2.

A câmara foi posicionada nos pontos de interesse, conforme descrito no item

3.2.1.1, e realizadas duas séries de 10 medidas a 100 cm e a 200 cm do irradiador. As médias dos valores obtidos foram corrigidas para fatores relevantes, como descrito no item 3.2.1.1, obtendo-se a taxa de kerma no ar. As medidas realizadas em diferentes datas foram normalizadas para uma mesma data, aplicando-se a correção para o decaimento da atividade da fonte de ^{60}Co :

$$\dot{K}_A = \dot{K}_B * e^{-\left(\frac{\ln 2 * t}{T_{1/2}}\right)} \quad (3.8)$$

onde \dot{K}_A é a taxa de kerma no ar corrigida para a data “A”;

\dot{K}_B é a taxa de kerma no ar medida na data “B”;

t é o número de dias decorrido entre as duas datas;

$T_{1/2}$ é a meia vida do ^{60}Co que é igual a 1926 dias.

Os valores de taxa de kerma no ar medidos, para a fonte de ^{60}Co , nas distâncias de 100 cm e 200 cm do irradiador, são mostrados na TAB. 19 para a data de 12/08/99.

Para verificar a influência da radiação espalhada sobre o valor medido da taxa de kerma no ar, foi utilizado o método já descrito no item 3.2.1. Foi utilizada a equação 3.4 substituindo \dot{K}_1 pelo valor da taxa de kerma no ar a 100 cm como referência. O valor encontrado é mostrado na TAB. 19.

A diferença encontrada entre o valor da taxa de kerma no ar medido e o calculado pela equação 3.4 foi de -1%, valor este inferior ao indicado como valor máximo (5%) pela ISO (1996).

TABELA 19

Comparação entre os valores medidos e calculados da taxa de kerma no ar para a fonte de ^{60}Co .

Distância (cm)	\dot{K} medida (mGy/h)	incerteza (mGy/h)	\dot{K} calculada (eq. 3.4) (mGy/h)	Diferença entre \dot{K} medida e- \dot{K} calculada eq. 3.4
100	10,3	0,01	-	-
200	2,59	0,01	2,57	-1 %

3.3 Descrição do suporte para detector Victoreen, modelo 2600-85

O dosímetro objeto de estudo é constituído de um suporte para detector produzido pela Victoreen (mod.2600-85) e por quatro TLD-100. Os TLDs são acomodados em quatro cavidades existente no interior do porta-dosímetro, situadas entre filtros de metal e plástico ($0,25 \text{ g/cm}^2$ de plástico, $0,27 \text{ g/cm}^2$ de alumínio, $0,33 \text{ g/cm}^2$ de cobre e $0,89 \text{ g/cm}^2$ de cobre) na parte frontal e plástico na parte de trás (FIG. 20 e 21).

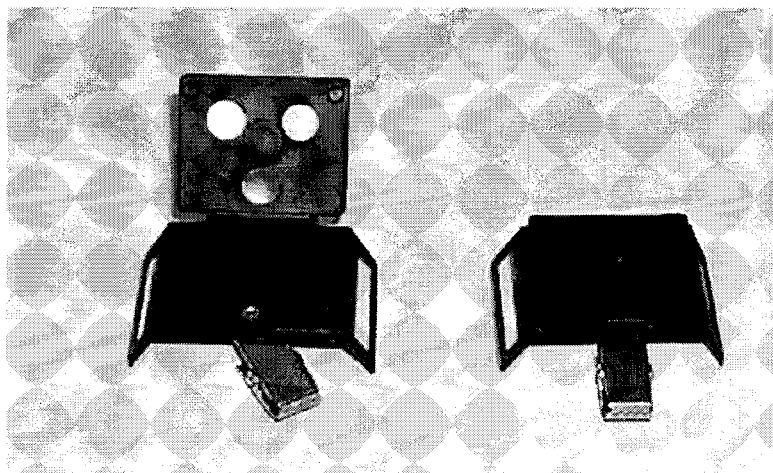


FIGURA 20 - Fotografia do suporte para detector Victoreen, Modelo 2600-85.

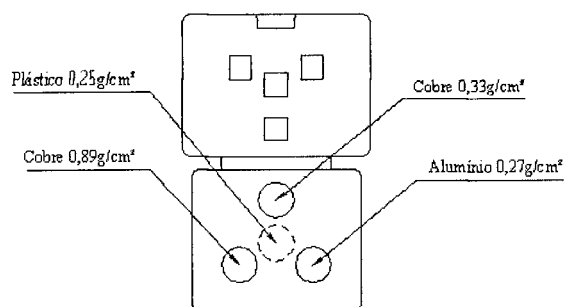


FIGURA 21 - Desenho esquemático do suporte para detector Victoreen, Modelo 2600-85.

3.4 Detectores termoluminescentes

Foram utilizados os detectores de fluoreto de lítio, LiF, ativados com magnésio, Mg e titânio, Ti (LiF:Mg,Ti) em forma de pastilha fabricados pela Harshaw Chemical Company, modelo TLD-100.

O LiF:Mg,Ti é um material termoluminescente largamente pesquisado sendo suas propriedades bem conhecidas. A TAB. 20 apresenta algumas das características do TLD-100.

TABELA 20
Características do LiF - TLD-100.

Propriedades	
Densidade (g/cm^3)	2,64
Número atômico efetivo para absorção fotoelétrica	8,2
Espectro de emissão termoluminescente	3500 a 6000 Å (emissão máxima em 4000 Å)
Temperatura em que ocorre o principal pico de emissão termoluminescente (dependente da taxa de aquecimento)	195 °C
Resposta de energia (30 keV/ ^{60}Co)	1,25
Faixa de dose	10^{-5} mGy até 10^3 Gy
Desvanecimento	5% ao ano

Fonte: Harshaw, 1998

3.4.1 Leitora de dosímetros termoluminescentes

As leituras dos detectores termoluminescentes foram realizadas em duas leitoras de fabricação Harshaw, modelos 3000A e 4500.

A leitora modelo 3000A (FIG. 22) foi utilizada durante a fase de seleção do lote de detectores TL (item 3.3.3) ajustada com os parâmetros listados a seguir:

- Temperatura inicial de integração: 100 °C
- Temperatura máxima de aquecimento 290 °C
- Taxa de aquecimento: 10 °C/s
- Tempo de integração da leitura: 30 s
- Alta tensão: 648 V
- Fluxo de nitrogênio: entre 2,5 e 5 L/min

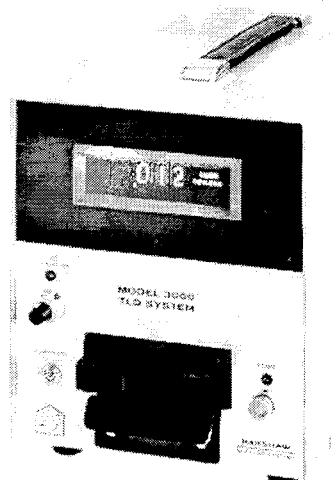


FIGURA 22 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 3000A.

A leitora Harshaw, modelo 4500 (FIG. 23) foi utilizada durante o restante do trabalho. Foram utilizados os seguintes parâmetros:

- Temperatura inicial de integração: 100 °C
- Temperatura máxima de aquecimento 290 °C
- Taxa de aquecimento: 10 °C/s
- Tempo de integração da leitura: 30 s
- Alta tensão: 890 V

3.4.2 Tratamento térmico

Para o tratamento térmico foram utilizados um forno fabricado pela Blue M Electric Company, modelo M10A-1A para aquecer os chips a 400 °C e uma estufa marca Fanem, modelo 310/3 para 100 °C (FIG. 24 e 25).



FIGURA 23 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 4500.

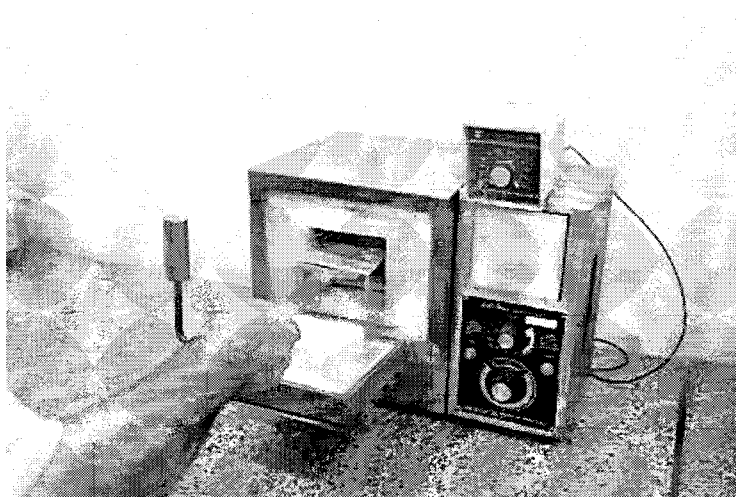


FIGURA 24 - Forno para tratamento térmico dos detectores termoluminescentes.

Para garantir que todos os detectores termoluminescentes fossem aquecidos uniformemente, utilizou-se uma bandeja/suporte de alumínio com aproximadamente 2 mm de espessura, que acomodava 47 detectores TL, recobertos com papel aluminizado (FIG. 26).

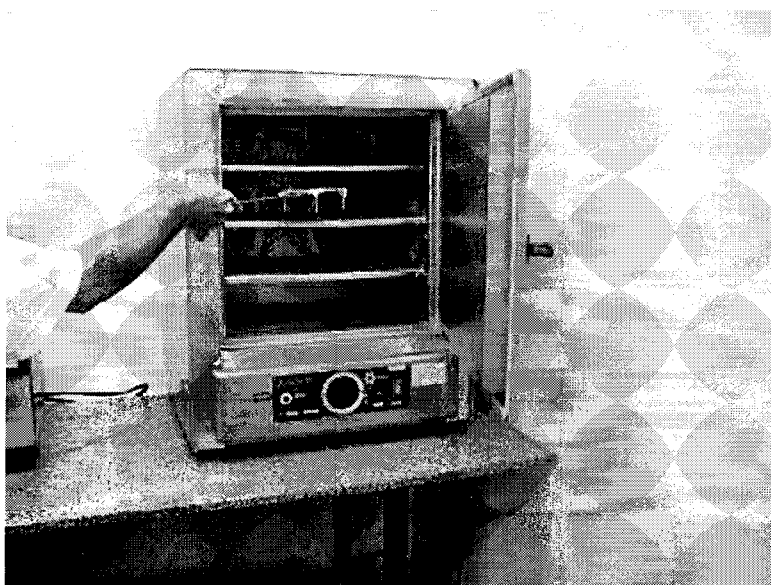


FIGURA 25 - Estufa utilizada para tratamento térmico pré-leitura dos detectores termoluminescentes.

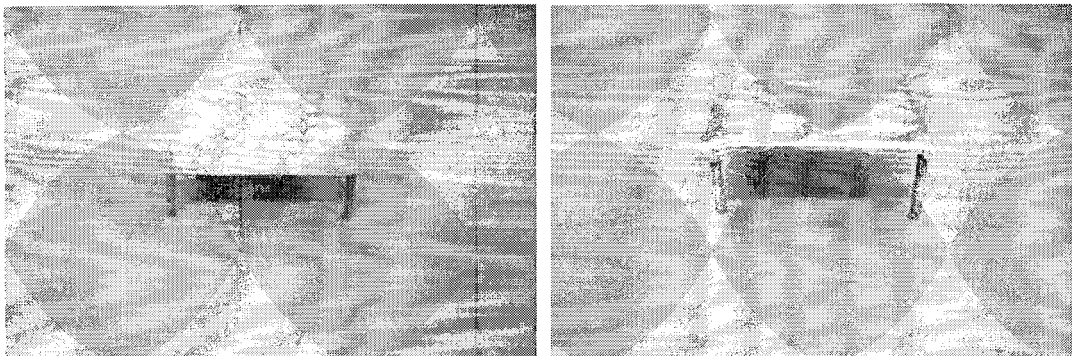


FIGURA 26 - Suporte para acomodar os detectores TL durante o tratamento térmico.

O tratamento térmico adotado antes da irradiação dos detectores termoluminescentes foi de uma hora a 400 °C no forno, seguido de um aquecimento de 100 °C por duas horas na estufa, recomendado pelo fabricante. O resfriamento foi realizado à temperatura ambiente, mantendo-se a bandeja de tratamento sobre a bancada de trabalho. Este tratamento foi feito antes de cada utilização do dosímetro.

Antes da sua leitura, os detectores termoluminescentes foram tratados a uma temperatura de 100 °C por 10 minutos, para que fossem eliminados os picos de baixa temperatura (FIG. 27 e 28).

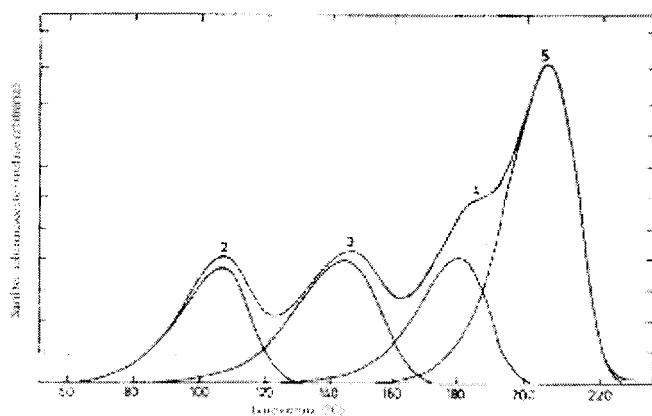


FIGURA 27 – Curva de emissão do LiF (TLD-100). Taxa de aquecimento de $0,4 \text{ } ^\circ\text{C s}^{-1}$.
FONTE: Taylor et. al, 1978

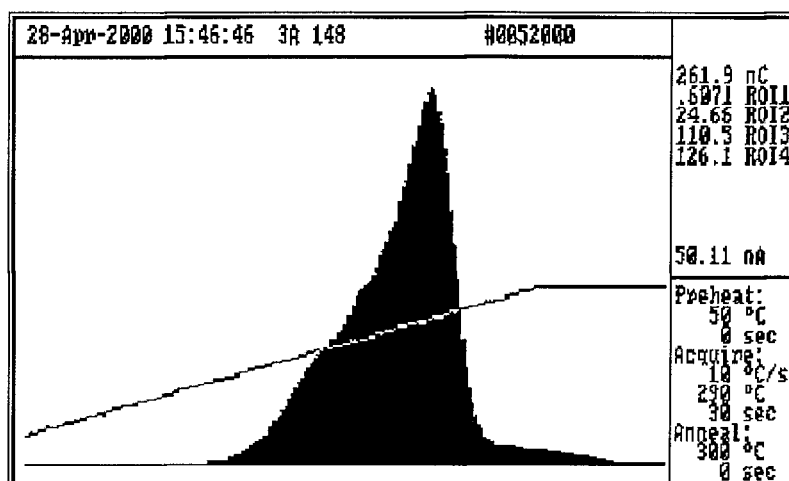


FIGURA 28 – Curva de emissão do LiF (TLD-100) após tratamento térmico pré-leitura.

3.4.3 Seleção dos detectores termoluminescentes

A escolha inicial do lote de detectores termoluminescentes foi realizada utilizando-se uma lupa eletrônica (FIG. 29) para selecionar os que não apresentavam danos físicos visíveis ou manchas.

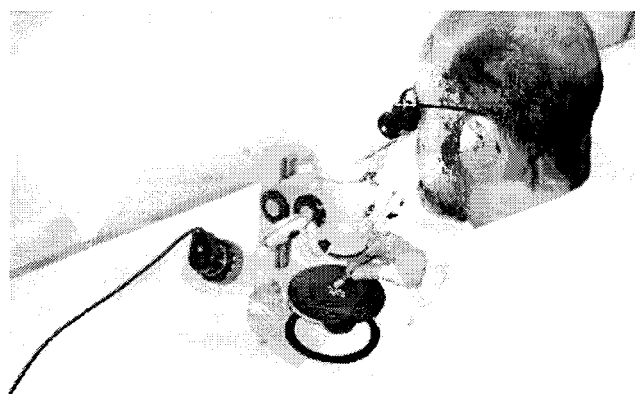


FIGURA 29 - Seleção dos detectores termoluminescentes.

Os setecentos detectores termoluminescentes escolhidos na primeira seleção foram

acondicionados em suportes de PVC, com capacidade para acomodar 100 detectores cada, possuindo uma cobertura de acrílico de 4,4 mm (FIG. 30). Este suporte foi posicionado no campo de radiação de forma que o feixe de radiação incidia perpendicularmente à maior área do suporte sobre a cobertura de acrílico (FIG. 31).

Cinco séries de irradiações foram feitas em um campo de radiação gama do ^{137}Cs com um valor de kerma no ar de 11,4 mGy. Optou-se por este valor para que a relação entre carga elétrica medida e o ruído (“dark current”) fosse a maior possível, a fim de evitar correções. O valor do kerma não é importante desde que se mantenha o mesmo valor em todas as irradiações.

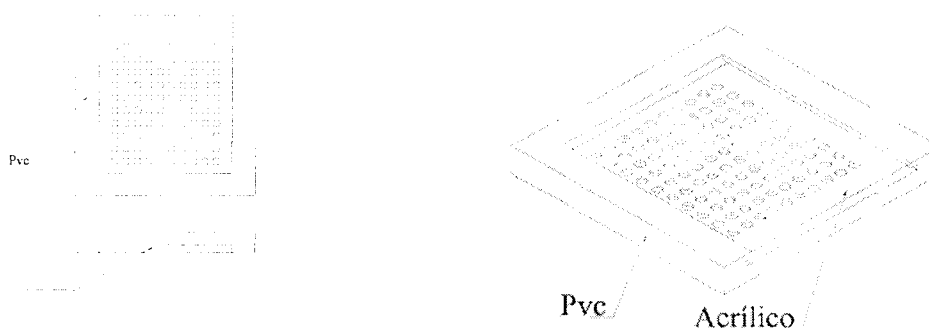


FIGURA 30 - Esquema do suporte para irradiação dos detectores TL durante a fase de seleção do lote.

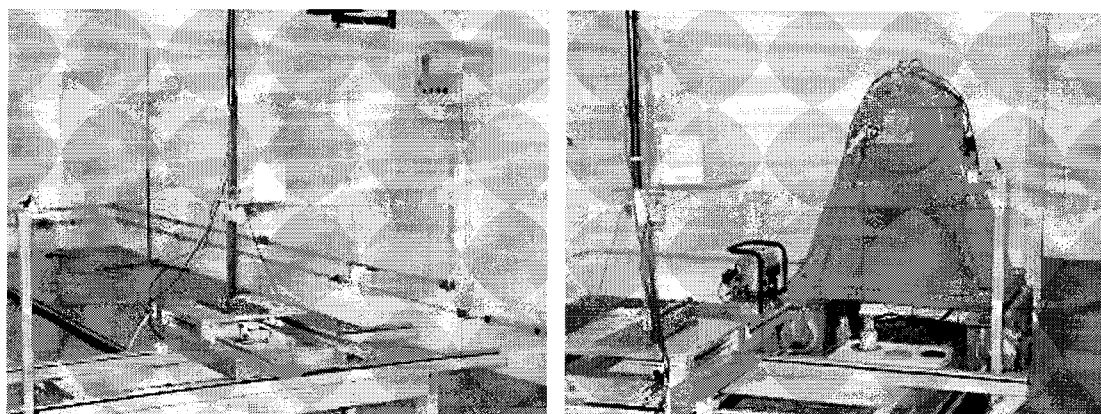


FIGURA 31 - Montagem para irradiação dos detectores TL.

Obtidos os valores médios e os respectivos desvios padrões das leituras de cada detector TL, foram selecionados somente aqueles cujos valores dos desvios padrões eram inferiores ou iguais a 10%.

Buscando um lote homogêneo, a fim de evitar a aplicação de correções individuais, foi escolhido um lote com fator de homogeneidade de 0,12, definido por:

$$F_h = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\min}} \quad (3.9)$$

onde F_h é o fator de homogeneidade, L_{\max} e L_{\min} são os valores máximo e mínimo das médias das leituras avaliadas (CASMIÉ, 1995).

O valor do fator de homogeneidade obtido (0,12) é inferior à 0,3 indicado pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIÉ / CNEN (CASMIÉ, 1995) como limite aceitável.

Os valores de L_{\max} e L_{\min} encontrados foram de 1,002 nC e 0,896 nC respectivamente.

3.5 Caracterização do dosímetro

Um dosímetro pessoal ideal deve ter a resposta em termos do equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, independente da variação com energia e com o ângulo de incidência da radiação. Portanto, foi feita a determinação da resposta do suporte para detector Victoreen, modelo 2600-85 com TLD-100, com relação a energia da radiação e um teste para verificar a dependência angular do mesmo. Com finalidade de estabelecer a rastreabilidade das medidas ao sistema metrológico, o dosímetro foi calibrado na energia do ^{137}Cs .

3.5.1 Determinação da resposta do dosímetro à energia da radiação

Para determinar o comportamento do dosímetro Victoreen / TLD-100 com relação à energia, os dosímetros foram irradiados no Laboratório de Metrologia do Centro Regional de Ciências Nucleares – CRCN e no Laboratório de Calibração de Dosímetros - LCD/CDTN em campos de raios X da série de espectro estreito (N20, N30, N40, N60, N100, N150 e N250) e em feixes de radiação gama do ^{137}Cs e ^{60}Co descritos no item 3.2.

Para cada energia do feixe, foram irradiados cinco dosímetros montados sobre a superfície de um fantoma padrão ISO em forma de paralelepípedo, o qual foi posicionado a uma distância em que todo o fantoma estivesse dentro do campo de radiação.

O tempo de irradiação para cada energia foi calculado de forma a que todos os dosímetros fossem irradiados com um equivalente de dose pessoal a 10 mm, $\text{Hp}(10)$, de 10 mSv. Para tanto, foram utilizados os valores de kerma no ar no ponto de irradiação, sem a presença do fantoma, determinados conforme descrito no item 3.2. A conversão dos valores de kerma no ar para equivalente de dose pessoal foi feita com a utilização dos fatores de conversão indicados pela ISO (1997), conforme descrito em 2.2.4, apesar da distância utilizada entre os dosímetros e o foco do equipamento de raios X ser maior do que a recomendada (TAB. 8 e 9). Considerou-se o erro introduzido no coeficiente de conversão desprezível.

Para cada conjunto de irradiações realizado, foi também calculado o valor do equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm, $\text{Hp}(0,07)$.

Os valores das energias médias, taxas de kerma no ar, coeficientes de conversão e tempos de irradiação utilizados são apresentados na TAB. 21.

Idealmente, a resposta do dosímetro, isto é, a leitura do dosímetro para um mesmo valor de $\text{Hp}(d)$, deveria ser a mesma, independente da energia da radiação. No entanto, a

menos que o dosímetro já tenha sido projetado para tal, o valor da leitura de cada detector termoluminescente sob os diversos filtros varia com a energia da radiação incidente para um mesmo valor de dose. Uma solução normalmente adotada para reduzir esta dependência energética do dosímetro é através da combinação dos valores das leituras dos detectores termoluminescentes. Um processo normalmente adotado é a combinação linear entre estas leituras. Isto é, para cada valor de leitura sob cada filtro é dado um fator de peso adequadamente escolhido, sendo o valor resultante igual à somatória do produto do fator de peso pela leitura do detector sob o filtro correspondente.

TABELA 21

Valores das energias médias, taxas de kerma no ar, coeficientes de conversão e tempos de irradiação utilizados para verificar a resposta do dosímetro em várias energias.

Qualidade ISO	Energia média (keV)	Taxa de kerma no ar ($\mu\text{Gy/s}$)	Tempo de irradiação (s)	Coeficiente de conversão* (mSv/mGy)		Eq. de dose pessoal, (mSv)	
				$h_{pk}(10;E,0^\circ)$	$h_{pk}(10;E,0^\circ)$	Hp(10)	Hp(0,07)
N-20	16	8,04	4606	0,27	0,98	10,0	36
N-30	24	6,74	1878	0,79	1,10	10,0	13,9
N-40	33	4,72	1811	1,17	1,27	10,0	10,9
N-60	48	2,36	2564	1,65	1,55	10,0	9,4
N-100	83	0,697	7633	1,88	1,72	10,0	9,2
N-150	118	2,29	2521	1,73	1,61	10,0	9,3
N-200	164	1,02	6262	1,57	1,49	10,0	9,5
N-250	208	1,16	5834	1,48	1,42	10,0	9,6
S-Cs	662	190	43,5	1,21	-	10,0	-
S-Co	1250	38,2	228	1,15	-	10,0	-

NOTA: * - coeficiente de conversão de kerma no ar para equivalente de dose pessoal para fantomas ISO em forma de paralelepípedo

FONTE: ISO, 1997.

De forma a otimizar a resposta para o equivalente de dose pessoal correspondente, neste trabalho, será realizada a combinação linear expressa pela seguinte equação:

$$L_{comb.linear} = C_1 \cdot L_{0,25plast} + C_2 \cdot L_{0,33Cu} + C_3 \cdot L_{0,89Cu} + C_4 \cdot L_{0,27Al} \quad (3.10)$$

onde $L_{comb.linear}$ é a combinação das leituras sob os diversos filtros;

$L_{0,25plast}$ é a leitura sob o filtro de 0,25 g/cm² de plástico;

$L_{0,33Cu}$ é a leitura sob o filtro de 0,33 g/cm² de cobre;

$L_{0,89Cu}$ é a leitura sob o filtro de 0,89 g/cm² de cobre;

$L_{0,27Al}$ é a leitura sob o filtro de 0,27 g/cm² de alumínio;

C_1 , C_2 , C_3 e C_4 são os fatores de peso para as leituras sob os filtros de plástico, cobre e alumínio respectivamente.

3.5.2 Calibração do dosímetro

A relação entre a combinação linear das leituras dos detectores termoluminescentes calculada pela equação 3.10 e o equivalente de dose pessoal determina o fator de calibração do dosímetro (F_c).

A avaliação do equivalente de dose pessoal é feita multiplicando-se a combinação linear das leituras sob os diversos filtros pelo fator de calibração do dosímetro, ou seja:

$$Hp(d) = F_c * L_{comb.linear} \quad (3.11)$$

onde $Hp(d)$ é o valor do equivalente de dose pessoal;

F_c é o fator de calibração do dosímetro;

$L_{combilinear}$ é a combinação linear das leituras calculada pela equação 3.10.

3.5.2.1 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 10mm, Hp(10)

A calibração do dosímetro em termos de Hp(10) foi realizada na energia do ^{137}Cs no Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN utilizando o irradiador descrito no item 3.2.2.

Foram irradiados dois grupos de 5 dosímetros cada, montados sobre a superfície do fantoma ISO em forma de paralelepípedo. Um dos grupos foi irradiado com um equivalente de dose pessoal de 10 mSv e o outro com 5,0 mSv.

O fator de calibração, $F_{C_{\text{Hp}(10)}}$, foi determinado pela média das relações entre as combinações lineares das leituras dos detectores TL e os equivalentes de dose pessoal, Hp(10) correspondentes.

Os resultados obtidos são apresentados no item 4.2.1.

3.5.2.2 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07mm, Hp(0,07)

As irradiações para determinação do fator de calibração para o Hp(0,07), $F_{C_{\text{Hp}(0,07)}}$, foram realizadas nas instalações do CRCN utilizando campos de radiação da série ISO N-80 (energia média de 65 keV). Esta energia foi escolhida de forma a aproveitar as mesmas irradiações feitas para o teste de dependência angular (item 3.5.3).

Foi irradiado um grupo com quatro dosímetros com uma dose Hp(0,07) de 4,57 mSv.

Os resultados obtidos são apresentados no item 4.2.2.

3.5.3 Teste de dependência angular

A finalidade deste teste é verificar a resposta do dosímetro com relação ao ângulo de incidência da radiação em relação à superfície do mesmo. De acordo com o CASMIE, os dosímetros devem ser testados com ângulos de incidência de 0° , 20° , 40° , 60° , -20° , -40° , -60° , tanto na vertical como na horizontal, em uma energia próxima de 60keV. Foi escolhido a qualidade ISO N-80 cuja energia efetiva é de 65 keV.

Foram irradiados treze grupos com quatro dosímetros cada, de forma a cobrir todos os ângulos sob teste. Em cada irradiação, foram montados dois dosímetros sobre a superfície do fantoma ISO em forma de paralelepípedo e posicionados no campo de radiação conforme mostrado na FIG. 32.

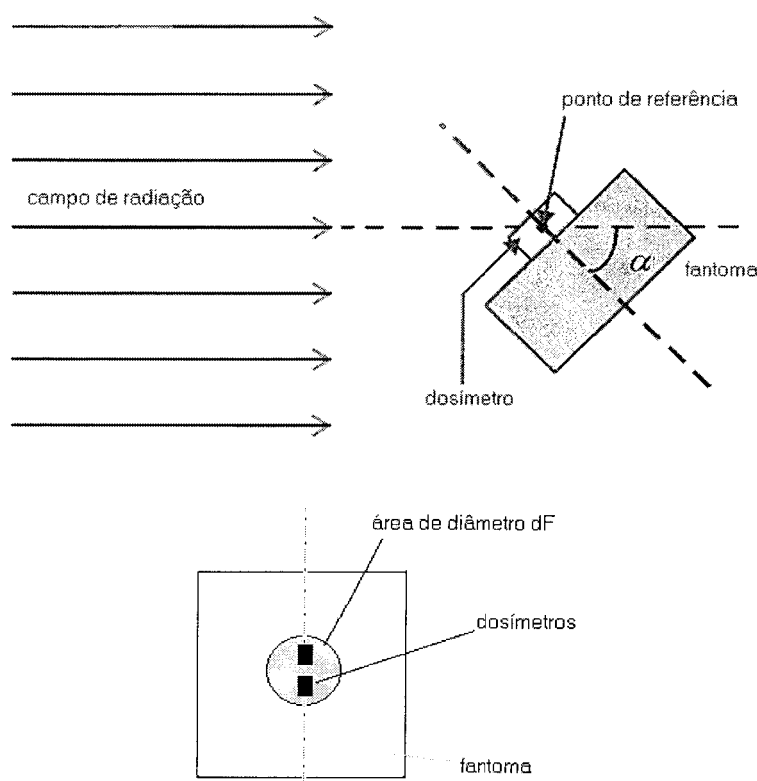


FIGURA 32 - Esquema da montagem para irradiação dos dosímetros durante o teste de dependência angular.

O equivalente de dose pessoal na profundidade de 10 mm, Hp(10) escolhido para este teste foi de 5,0 mSv para todos os ângulos de incidência da radiação, o que corresponde a valores de equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm diferentes. A TAB. 22 apresenta os valores de equivalente de dose pessoal utilizados neste teste.

TABELA 22

Valores de equivalentes de dose pessoal, Hp(d) utilizados no teste de dependência angular.

Ângulo de incidência da radiação	Hp(10) (mSv)	Hp(0,07) (mSv)
0°	5,0	4,57
20° - horizontal	5,0	4,57
40° - horizontal	5,0	4,74
60° - horizontal	5,0	5,27
-20° - horizontal	5,0	4,57
-40° - horizontal	5,0	4,74
-60° - horizontal	5,0	5,27
20° - vertical	5,0	4,57
40° - vertical	5,0	4,74
60° - vertical	5,0	5,27
-20° - vertical	5,0	4,57
-40° - vertical	5,0	4,74
-60° - vertical	5,0	5,27

O método de aceitação utilizado para este teste é uma adaptação do recomendado pelo CASMIE (1995). Consiste em satisfazer a seguinte condição:

$$0,85 \leq \frac{\sum_{i=1}^{13} \overline{Hp}_i(d, N80, \alpha_i)}{13 \cdot \overline{Hp}(d, N80, 0^\circ)} \pm I_i \leq 1,15 \quad (3.12)$$

onde $\overline{Hp}(d, N80, \alpha_i)$ é a média das leituras do equivalente de dose na profundidade d para um ângulo de incidência da radiação α_i ;

$\overline{Hp}(d, N80, 0^\circ)$ é a média das leituras do equivalente de dose na profundidade d para um ângulo de incidência 0° ;

I é a meia largura do intervalo de confiança sendo dado por:

$$I = \frac{t_{ni} \cdot s_i}{\sqrt{n_i}} \quad (3.13)$$

onde s_i é o desvio padrão da série de medidas;

n_i é o número de medidas realizadas e

t_{ni} é um fator tabelado que depende do número de medidas realizadas e do nível de confiança desejável. Para um nível de confiança de 95% e 4 medidas o valor de t_{ni} é igual a 3,18.

No caso do equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm, os valores utilizados na equação 3.12 são valores normalizados para o valor verdadeiro convencional de $H_p(0,07)$.

Os resultados deste teste são mostrados no item 4.3.

3.5.4 Verificação do desempenho do algoritmo

Para verificar a validade do algoritmo obtido para Hp(10), um grupo de 10 dosímetros foi irradiado no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD) na energia do ^{137}Cs , sendo os equivalentes de dose pessoal avaliados comparados com os valores verdadeiros convencionais.

Além disto, os dosímetros foram intercomparados com dosímetros de alguns países da América Latina, durante a realização da Intercomparação de Sistemas de Monitoração Individual – Projeto RLA/9/030, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (DA SILVA et al., 2001). Cerca de 50 dosímetros foram irradiados com espectros de raios X diferentes dos utilizados durante a calibração. As condições de irradiação utilizadas durante a intercomparação são apresentadas na TAB. 23. Baseados nos campos de radiação e nos equivalentes de dose pessoal, Hp(10), foram calculados os valores correspondentes dos equivalentes de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm, Hp(0,07), mostrados na TAB. 24. Com isto, foi possível também avaliar o comportamento do dosímetro para medida de Hp(0,07) durante a intercomparação.

TABELA 23

Campos de radiação e valores de Hp(10) utilizados na intercomparação de dosímetros.

Campos de radiação		Equivalente de dose pessoal, Hp(10) (mSv)	Laboratório
Qualidade ISO	Energia média (keV)		
W-60	48	0,30 – 0,70 – 5 - 10	LNMRI/IRD
W-110	79	0,30 – 0,70 – 8	CRCN
W – 150	104	0,30 – 0,70 – 8	CRCN
S-Cs (^{137}Cs)	662	0,30 – 0,70 – 5 – 30	LNMRI/IRD
S-Co (^{60}Co)	1250	0,70	CDTN
Raios X odontológico	70 kVp	0,70	CDTN

FONTE: da SILVA et al., 2001.

TABELA 24

Campos de radiação e valores de $H_p(0,07)$ calculados a partir das condições utilizadas na intercomparação de dosímetros.

Campos de radiação		Equivalente de dose pessoal, $H_p(0,07)$ (mSv)	Laboratório
Qualidade ISO	Energia média (keV)		
W-60	48	0,29 – 0,67 – 4,81 – 9,61	LNMRI/IRD
W-110	79	0,27 – 0,64 – 7,32	CRCN
W – 150	104	0,28 – 0,65 – 7,41	CRCN
Raios X odontológico	70 kVp	0,76	CDTN

No item 4.4 são apresentados os resultados do teste para verificação da validade do algoritmo para avaliação do $H_p(10)$ e da participação na intercomparação internacional.

4 RESULTADOS E ANÁLISE

Neste capítulo são apresentados os resultados experimentais dos testes de caracterização e calibração do suporte para detector Victoreen, modelo 2600-85 utilizando TLD-100, descritos no capítulo anterior, bem como os algoritmos desenvolvidos para a determinação do equivalente de dose pessoal, Hp(10) e Hp(0,07). São também apresentados os resultados obtidos com a metodologia aqui desenvolvida quando o dosímetro foi submetido a testes de irradiação por laboratórios independentes.

4.1 Resposta do dosímetro com a energia da radiação

Neste item são reportados os resultados do teste descrito no item 3.5.1

4.1.1 Resposta do dosímetro com a energia da radiação em termos de Hp(10)

As leituras dos detectores TL colocados sob os filtros de plástico (0,25 g/cm²), Cu (0,33 g/cm²), Cu (0,89 g/cm²) e Al (0,27 g/cm²) para várias energias, normalizadas para a leitura na energia do ¹³⁷Cs, para um valor de Hp(10) de 10 mSv, são apresentadas na TAB. 25 e FIG. 33.

Da FIG. 33, observa-se que existe uma grande variação das leituras sob os diversos filtros (os valores normalizados para a leitura na energia do ¹³⁷Cs variam de 0,32 a 5,39), impedindo que se relacione diretamente a leitura sob um dos filtros com o valor de Hp(10). Para reduzir esta variação foi realizada a combinação linear entre as leituras sob os diversos filtros. A combinação linear é expressa pela seguinte equação:

$$L_{comb.linear Hp(10)} = 0,06 \cdot L_{0,25\text{plasti}} + 0,20 \cdot L_{0,33Cu} + 0,30 \cdot L_{0,89Cu} + 0,60 \cdot L_{0,27Al} \quad (4.1)$$

onde $L_{comb-linear/HP(10)}$ é a combinação das leituras sob os diversos filtros;

$L_{0,25plast}$ é a leitura sob o filtro de $0,25 \text{ g/cm}^2$ de plástico;

$L_{0,33Cu}$ é a leitura sob o filtro de $0,33 \text{ g/cm}^2$ de cobre;

$L_{0,89Cu}$ é a leitura sob o filtro de $0,89 \text{ g/cm}^2$ de cobre;

$L_{0,27Al}$ é a leitura sob o filtro de $0,27 \text{ g/cm}^2$ de alumínio;

Os coeficientes de ponderação C_1 , C_2 , C_3 e C_4 (equação 3.10) foram obtidos empiricamente através de aproximações sucessivas.

TABELA 25

Respostas dos detectores TL para o Hp(10) em várias energias, normalizadas para a energia do ^{137}Cs .

Qualidade ISO	Energia (keV)	Leituras normalizadas para a leitura na energia do ^{137}Cs			
		0,25 g/cm ² plástico	0,33 g/cm ² Cu	0,89 g/cm ² Cu	0,27 g/cm ² Al
N-20	16	5,39 ± 0,44	0,40 ± 0,04	0,32 ± 0,02	1,21 ± 0,11
N-30	24	2,25 ± 0,17	0,44 ± 0,04	0,36 ± 0,03	1,56 ± 0,15
N-40	33	1,68 ± 0,12	0,49 ± 0,05	0,35 ± 0,02	1,34 ± 0,12
N-60	48	1,31 ± 0,10	0,97 ± 0,08	0,56 ± 0,04	1,28 ± 0,10
N-100	83	1,05 ± 0,08	1,17 ± 0,09	0,91 ± 0,05	1,04 ± 0,07
N-150	118	1,06 ± 0,08	1,21 ± 0,10	1,07 ± 0,06	1,07 ± 0,09
N-200	164	1,06 ± 0,05	1,17 ± 0,08	1,13 ± 0,07	1,08 ± 0,08
N-250	208	1,08 ± 0,05	1,21 ± 0,12	1,09 ± 0,05	1,05 ± 0,08
S-Cs	662	1,00 ± 0,05	1,00 ± 0,09	1,00 ± 0,04	1,00 ± 0,08
S-Co	1250	1,06 ± 0,04	0,97 ± 0,07	0,96 ± 0,04	1,02 ± 0,06

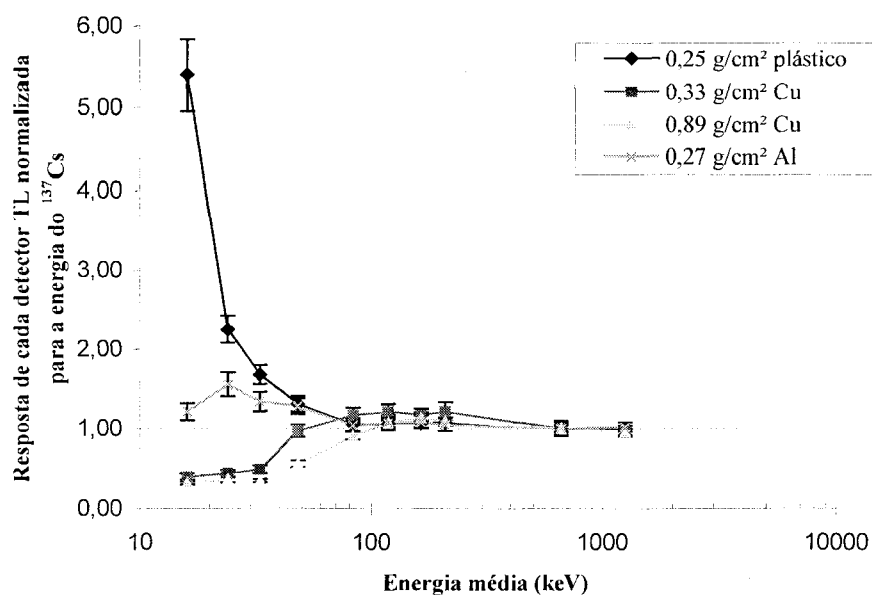


FIGURA 33 -Res posta dos detectores TL para o Hp(10) normalizada para a energia do ^{137}Cs .

A TAB. 26 e a FIG. 34 apresentam a resposta do dosímetro em função da energia, utilizando-se a combinação linear obtida pela equação 4.1.

TABELA 26
Combinação linear das respostas dos detectores TL para o Hp(10) em várias energias, normalizadas para a energia do ^{137}Cs .

Qualidade ISO	Energia (keV)	Combinação linear
N-20	16	1,07 ± 0,06
N-30	24	1,10 ± 0,08
N-40	33	0,96 ± 0,06
N-60	48	1,05 ± 0,05
N-100	83	1,03 ± 0,04
N-150	118	1,10 ± 0,05
N-200	164	1,11 ± 0,05
N-250	208	1,09 ± 0,05
S-Cs	662	1,00 ± 0,04
S-Co	1250	1,00 ± 0,03

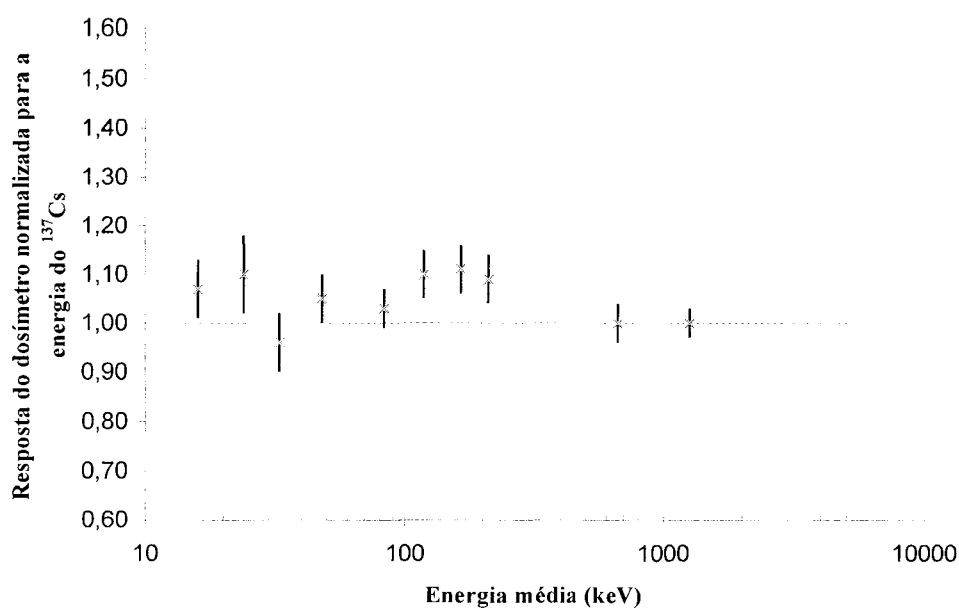


FIGURA 34 - Combinação linear das leituras, para Hp(10), sob os quatro filtros do dosímetro, normalizada para a energia do ^{137}Cs .

Da FIG. 34, observa-se que a dependência energética do dosímetro varia entre -4% e +11%, em relação à energia do ^{137}Cs , dentro da faixa de energia estudada (16 keV à 1250keV). Estes valores são bem inferiores ao valor máximo proposto pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE/IRD que é de $\pm 30\%$. Portanto a dependência energética do dosímetro para a medida do Hp(10) esta dentro da faixa aceitável para monitoração individual.

4.1.2 Resposta do dosímetro com a energia da radiação para o Hp(0,07)

As respostas dos detectores TL para várias energias, normalizadas para a energia de um campo de radiação da série N-100, são apresentadas na TAB. 27 e FIG. 35.

TABELA 27

Respostas dos detectores TL para o Hp(0,07), em várias energias, normalizadas para a energia do campo de radiação da série N-100.

Qualidade ISO	Energia (keV)	Leituras normalizadas para energia do campo de radiação da série N-100			
		0,25 g/cm ² plástico	0,33 g/cm ² Cu	0,89 g/cm ² Cu	0,27 g/cm ² Al
N20	16	1,29 ± 0,12	0,09 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,29 ± 0,02
N30	24	1,41 ± 0,13	0,25 ± 0,01	0,17 ± 0,01	0,65 ± 0,06
N40	33	1,35 ± 0,12	0,35 ± 0,03	0,27 ± 0,02	0,92 ± 0,08
N60	48	1,22 ± 0,11	0,81 ± 0,05	0,58 ± 0,04	1,17 ± 0,08
N100	83	1,00 ± 0,09	1,00 ± 0,05	1,00 ± 0,06	1,00 ± 0,07
N150	118	1,00 ± 0,09	1,02 ± 0,06	1,13 ± 0,07	1,00 ± 0,08
N200	164	0,97 ± 0,07	0,97 ± 0,04	1,14 ± 0,08	0,97 ± 0,06
N250	208	0,98 ± 0,07	0,99 ± 0,08	1,09 ± 0,06	0,92 ± 0,06

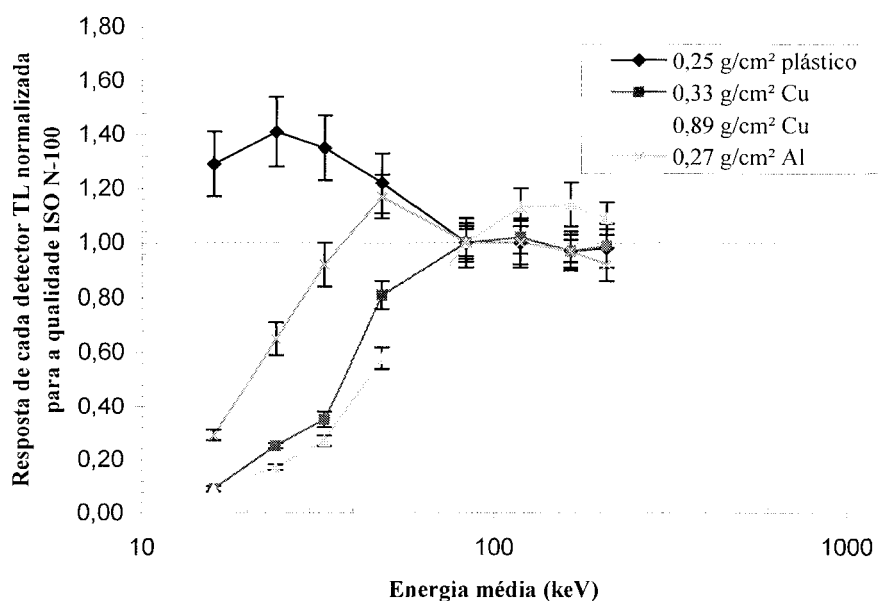


FIGURA 35 - Resposta dos detectores TL para o Hp(0,07) normalizada para o campo de radiação da série N-100.

Também existe uma grande variação das leituras sob os diversos filtros (os valores normalizados para a ocampo de radiação da série N-100 variam entre 0,09 e 1,41), impedindo que se relacione diretamente a leitura sob um dos filtros com o valor de Hp(0,07). A combinação linear para Hp(0,07) é expressa pela seguinte equação:

$$L_{comb.linear / Hp(0,07)} = 1,30 \cdot L_{0,25plast} + 0,25 \cdot L_{0,33Cu} + 0,25 \cdot L_{0,89Cu} + 0,20 \cdot L_{0,27Al} \quad (4.2)$$

onde $L_{comb.linear/Hp(0,07)}$ é a combinação das leituras sob os diversos filtros;

$L_{0,25plast}$ é a leitura sob o filtro de 0,25 g/cm² de plástico;

$L_{0,33Cu}$ é a leitura sob o filtro de 0,33 g/cm² de cobre;

$L_{0,89Cu}$ é a leitura sob o filtro de 0,89 g/cm² de cobre;

$L_{0,27Al}$ é a leitura sob o filtro de 0,27 g/cm² de alumínio;

Os coeficientes de ponderação C_1 , C_2 , C_3 e C_4 (equação 3.10) foram obtidos empiricamente através de aproximações sucessivas.

A TAB. 28 e a FIG. 36 apresentam a resposta do dosímetro em função da energia, utilizando-se a combinação linear da equação 4.2.

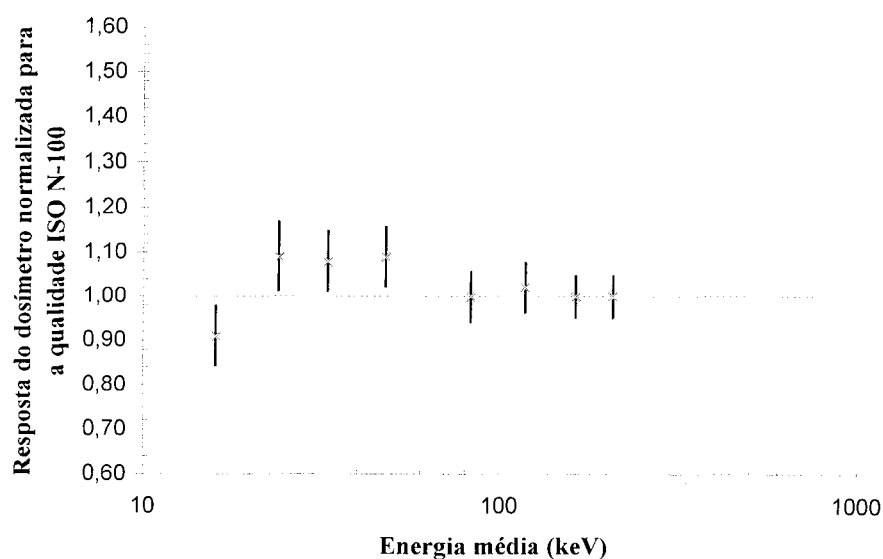


FIGURA 36 - Combinação linear das leituras, para Hp(0,07), normalizada para a leitura para um campo de radiação da série N-100.

N-30	24	1,09	±	0,08
N-40	33	1,08	±	0,07
N-60	48	1,09	±	0,07
N-100	83	1,00	±	0,06
N-150	118	1,02	±	0,06
N-200	164	1,00	±	0,05
N-250	208	1,00	±	0,05

Observa-se da TAB. 28 e FIG. 36, que a dependência energética varia entre -9% e +9%, em relação à energia média do campo de radiação da série N-100, dentro da faixa de energia estudada (16 keV à 208 keV).

Os resultados apresentados nos itens 4.1.1 e 4.1.2 mostram que a dependência energética do dosímetro para a medida do Hp(d) nas profundidades de 10 mm e 0,07 mm está dentro da faixa aceitável para monitoração individual ($\pm 30\%$).

4.2 Determinação do fator de calibração do dosímetro - Fc

Chama-se a atenção para o fato que os valores dos fatores de calibração obtidos são válidos somente para o lote de dosímetros termoluminescentes selecionados no item 3.3.3. Se for utilizado um lote diferente, novos fatores de calibração deverão ser determinados.

4.2.1 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 10 mm, Hp(10)

Os resultados da irradiação dos dois grupos de dosímetros irradiados com ^{137}Cs com 10 mSv e 5 mSv, conforme descrito no item 3.5.2.1, e a razão entre o equivalente de dose pessoal aplicado e o avaliado pelo dosímetro são apresentados na TAB. 29.

Adotou-se como fator de calibração, $F_{C_{Hp(10)}}$, a média aritmética das razões entre o equivalente de dose pessoal aplicado e a combinação linear das leituras sob os filtros do dosímetro. O valor determinado é igual a $3,83 \times 10^{-2}$ mSv/nC.

Portanto, a equação 3.2 pode ser escrita como:

$$Hp(10) = 3,83 \times 10^{-2} \cdot (0,06 \cdot L_{0,25plast} + 0,20 \cdot L_{0,33Cu} + 0,30 \cdot L_{0,89Cu} + 0,60 \cdot L_{0,27Al}) \quad (4.3)$$

onde $Hp(10)$ é o valor do equivalente de dose pessoal na profundidade de 10 mm, em mSv;

$L_{0,25plast}$ é a leitura sob o filtro de $0,25 \text{ g/cm}^2$ de plástico, em nC;

$L_{0,33Cu}$ é a leitura sob o filtro de $0,33 \text{ g/cm}^2$ de cobre, em nC;

$L_{0,89Cu}$ é a leitura sob o filtro de $0,89 \text{ g/cm}^2$ de cobre, em nC;

$L_{0,27Al}$ é a leitura sob o filtro de $0,27 \text{ g/cm}^2$ de alumínio, em nC.

TABELA 29
Determinação do fator de calibração – $F_{C_{Hp(10)}}$ - do dosímetro para a energia do ^{137}Cs .

Dosímetros	[A] Equivalente de dose pessoal, Hp(10) (mSv)	[B] Combinação linear das leituras sob os filtros (nC)	A/B (mSv/nC)
Grupo 1	10	263 ± 17	$(3,80 \pm 0,25) \times 10^{-2}$
Grupo 2	5	129 ± 17	$(3,87 \pm 0,51) \times 10^{-2}$
$F_{C_{Hp(10)}} = \text{média} =$			$(3,83 \pm 0,28) \times 10^{-2}$

4.2.2 Fator de calibração para o equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm, $H_p(0,07)$

Os resultados da irradiação dos dosímetros com 4,57 mSv de equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07 mm em um campo de radiação da série N-80 são apresentados na TAB. 30.

A relação entre o valor de $H_p(0,07)$ e a média dos valores obtidos com a equação 4.2 determina o fator de calibração para $H_p(0,07)$. O fator de calibração determinado foi de $1,70 \times 10^{-2}$ mSv/nC. Portanto a equação 3.2, para o $H_p(0,07)$, pode ser escrita como:

$$H_p(0,07) = 1,70 \times 10^{-2} \cdot (1,30 \cdot L_{0,25\text{plast}} + 0,25 \cdot L_{0,33\text{Cu}} + 0,25 \cdot L_{0,89\text{Cu}} + 0,20 \cdot L_{0,27\text{Al}}) \quad (4.4)$$

onde $H_p(0,07)$ é o equivalente de dose pessoal na profundidade de 0,07mm, em mSv;

$L_{0,25\text{plast}}$ é a leitura sob o filtro de 0,25 g/cm² de plástico, em nC;

$L_{0,33\text{Cu}}$ é a leitura sob o filtro de 0,33 g/cm² de cobre, em nC;

$L_{0,89\text{Cu}}$ é a leitura sob o filtro de 0,89 g/cm² de cobre, em nC;

$L_{0,27\text{Al}}$ é a leitura sob o filtro de 0,27 g/cm² de alumínio, em nC.

TABELA 30
Determinação do fator de calibração – $F_{C_{H_p(0,07)}}$ - do dosímetro.

$H_p(0,07)$ (mSv)	Filtro	Leituras sob os filtros (nC)
4,57	0,25g/cm ² plast.	139 ± 14
	0,33 g/cm ² Cu	129 ± 11
	0,89 g/cm ² Cu	101 ± 9
	0,27g/cm ² Al	147 ± 13
Combinação linear das respostas sob os filtros		268 ± 19
Fator de calibração ($F_{C_{H_p(0,07)}}$)		$(1,70 \pm 0,12) \times 10^{-2}$ mSv/nC

4.3 Teste de dependência angular

Os resultados das irradiações para a determinação da dependência angular do dosímetro para medida do equivalente de dose pessoal na profundidade de 10 mm e 0,07mm são apresentados nas TAB. 31 e 32.

Os dosímetros foram irradiados com uma dose de 5,0 mSv para Hp(10), o que corresponde a um Hp(0,07) de 4,57 mSv para uma incidência com ângulo de 0°.

TABELA 31
Dependência angular do dosímetro para medida de Hp(10).

Ângulo de incidência da radiação	Hp(10) (mSv)	Hp(10) avaliado (mSv)
0°	5,0	5,33 ± 0,36*
20° - horizontal	5,0	5,39 ± 0,36*
40° - horizontal	5,0	5,48 ± 0,33*
60° - horizontal	5,0	5,76 ± 0,38*
-20° - horizontal	5,0	5,40 ± 0,20*
-40° - horizontal	5,0	5,31 ± 0,17*
-60° - horizontal	5,0	5,51 ± 0,35*
20° - vertical	5,0	5,35 ± 0,31*
40° - vertical	5,0	5,33 ± 0,37*
60° - vertical	5,0	5,42 ± 0,28*
-20° - vertical	5,0	5,18 ± 0,36*
-40° - vertical	5,0	5,26 ± 0,36*
-60° - vertical	5,0	5,51 ± 0,40*
Fator de dependência angular (Da)		1,01 ± 0,07

NOTA: * - incerteza correspondente a um desvio padrão.

Utilizando o método para aceitação com relação à dependência angular recomendado pelo CASMIE (1995), descrito no item 3.5.3, foi determinado o fator de

dependência angular (D_a). Este fator é igual a $1,01 \pm 0,07$ para $H_p(10)$ e $1,01 \pm 0,02$ para $H_p(0,07)$. Estes valores de D_a estão dentro da faixa aceitável entre 0,85 e 1,15, demonstrando que a dependência angular do dosímetro para medida do $H_p(d)$ é aceitável.

TABELA 32
Dependência angular do dosímetro para medida de $H_p(0,07)$.

Ângulo de incidência da radiação	$H_p(0,07)$ real (mSv)	$H_p(0,07)$ avaliado (mSv)	Valor normalizado p/ o $H_p(0,07)$ real
0°	4,57	$4,56 \pm 0,39$	$1,00 \pm 0,09^*$
20° - horizontal	4,57	$4,84 \pm 0,35$	$1,06 \pm 0,08^*$
40° - horizontal	4,74	$4,89 \pm 0,27$	$1,03 \pm ,06^*$
60° - horizontal	5,27	$5,23 \pm 0,33$	$0,99 \pm 0,06^*$
-20° - horizontal	4,57	$4,79 \pm 0,19$	$1,05 \pm 0,04^*$
-40° - horizontal	4,74	$4,83 \pm 0,14$	$1,02 \pm 0,03^*$
-60° - horizontal	5,27	$5,21 \pm 0,35$	$0,99 \pm 0,07^*$
20° - vertical	4,57	$4,77 \pm 0,19$	$1,04 \pm 0,04^*$
40° - vertical	4,74	$4,80 \pm 0,28$	$1,01 \pm 0,06^*$
60° - vertical	5,27	$4,87 \pm 0,28$	$0,92 \pm 0,05^*$
-20° - vertical	4,57	$4,70 \pm 0,26$	$1,03 \pm 0,06^*$
-40° - vertical	4,74	$4,76 \pm 0,27$	$1,00 \pm 0,06^*$
-60° - vertical	5,27	$4,94 \pm 0,30$	$0,94 \pm 0,06^*$
Fator de dependência angular (D_a)			$1,01 \pm 0,02$

NOTA: * - incerteza correspondente a um desvio padrão.

4.4 Verificação de desempenho do dosímetro

Como dito no item 3.5.4, um grupo de dosímetros foi irradiado no LNMRI, na energia do ^{137}Cs , para verificar a validade do algoritmo proposto. Os valores dos

equivalentes de dose pessoal reais (valores verdadeiros convencionais) e os avaliados são apresentados na TAB. 33.

A diferença relativa máxima entre o valor do equivalente de dose aplicado e o valor avaliado foi de $\pm 3\%$ demonstrando que o algoritmo proposto é adequado.

TABELA 33
Avaliação do equivalente de dose pessoal, Hp(10) irradiados na energia do ^{137}Cs , por um laboratório independente.

Equivalente de dose pessoal real, Hp(10) _R (mSv)	Dosímetros	Equivalente de dose pessoal avaliado, Hp(10) _A (mSv)	Diferença entre o Hp(10) _R e o Hp(10) _A
20,0	1	20,6	3%
20,0	2	20,3	2%
20,0	3	20,0	0%
20,0	4	19,5	-3%
20,0	5	19,7	-2%
10,0	6	10,3	3%
10,0	7	10,2	2%
10,0	8	9,7	-3%
10,0	9	9,8	-2%
10,0	10	10,0	0%

Como mencionado no item 3.5.4, a validade dos algoritmos obtidos para determinação do equivalente de dose pessoal, nas profundidades de 10 mm e 0,07 mm, também foi verificada durante uma intercomparação com dosímetros de alguns países da América Latina. Os resultados são apresentados na TAB. 34, FIG. 37 e FIG. 38.

A comparação entre os valores reais (valores verdadeiros convencionais) do equivalente de dose pessoal e os valores avaliados mostram que as diferenças entre os valores encontram-se na faixa entre -13% (^{137}Cs) e $+24\%$ (W-110).

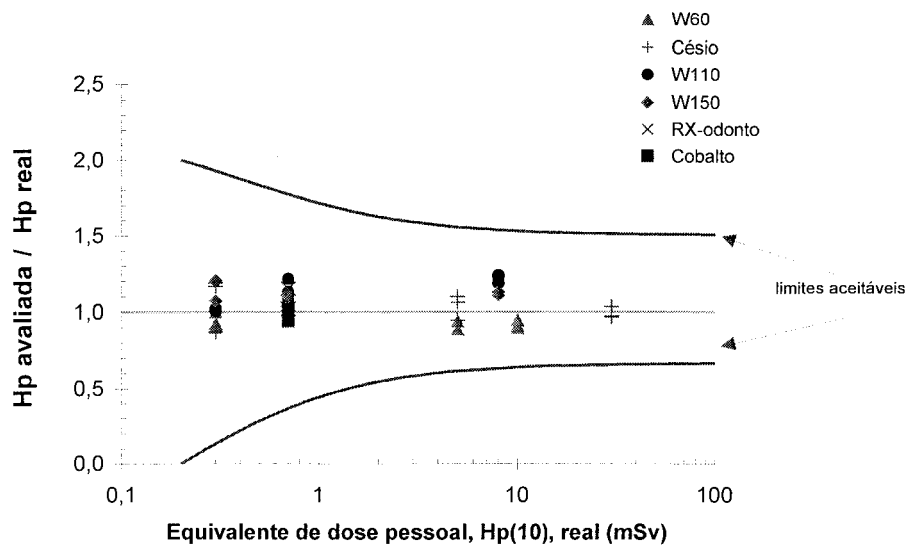


FIGURA 37 - Desempenho do dosímetro Victoreen 2600-85 / TLD-100 na intercomparação de dosímetros da América Latina para medição de Hp(10).

Fonte: Da Silva, 2001

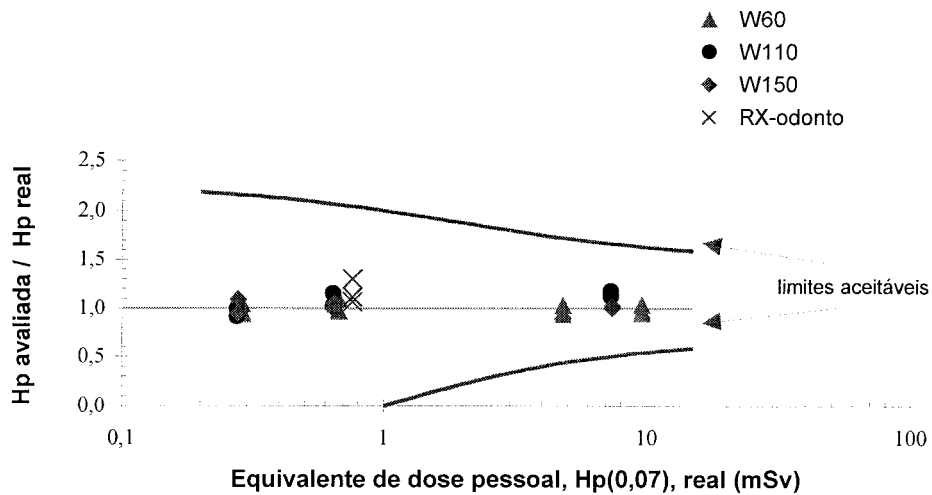


FIGURA 38 - Desempenho do dosímetro Victoreen 2600-85 / TLD-100 na intercomparação de dosímetros da América Latina para medição de Hp(0,07).

As diferenças obtidas entre os valores reais (valores verdadeiros convencionais) de $H_p(0,07)$ e os valores avaliados situam-se entre -9% (W-110) e 30% (raios X odontológicos).

Observamos, das FIG. 35 e FIG. 36, que 100% das avaliações estão dentro da faixa delimitada pelas curvas trombetas, indicando que os resultados obtidos são aceitáveis conforme os critérios descrito no item 2.2.6. Além disto, os valores avaliados estão distribuídos de uma maneira uniforme em torno do valor unitário da razão entre o equivalente de dose pessoal avaliado e o real, demonstrando que não existe tendência a superestimar ou subestimar a avaliação do valor real.

Conclui-se, portanto que os algoritmos obtidos para avaliar os equivalentes de dose pessoal, nas profundidades de 10 mm e 0,07 mm são satisfatórios e que o dosímetro é adequado para monitoração individual na faixa de energia estudada.

TABELA 34

Resultados da participação do dosímetro na intercomparação internacional de dosímetros da América Latina.

Nº de ordem	Energia	Hp(10) (mSv)			Hp(0,07) (mSv)		
		[A] Real	[B] Avaliado	B/A	[C] Real	[D] Avaliado	C/D
1	W-60	0,30	0,30 ± 0,02	1,00	0,29	0,27 ± 0,02	0,94
2		0,30	0,27 ± 0,02	0,90	0,29	0,28 ± 0,02	0,96
3		0,30	0,28 ± 0,02	0,92	0,29	0,30 ± 0,02	1,04
4		0,70	0,65 ± 0,05	0,94	0,67	0,65 ± 0,05	0,97
5		0,70	0,75 ± 0,05	1,07	0,67	0,74 ± 0,05	1,10
6		0,70	0,66 ± 0,05	0,94	0,67	0,65 ± 0,05	0,96
7		5,0	4,4 ± 0,3	0,89	4,8	4,5 ± 0,3	0,93
8		5,0	4,7 ± 0,3	0,94	4,8	4,7 ± 0,3	0,97
9		5,0	4,7 ± 0,3	0,94	4,8	4,9 ± 0,3	1,03
10		10,0	9,5 ± 0,7	0,95	9,6	9,9 ± 0,7	1,03
11		10,0	9,1 ± 0,6	0,91	9,6	9,3 ± 0,7	0,97
12		10,0	9,0 ± 0,6	0,90	9,6	9,1 ± 0,6	0,95
13	W-110	0,30	0,30 ± 0,02	1,02	0,27	0,25 ± 0,02	0,91
14		0,30	0,30 ± 0,02	1,01	0,27	0,27 ± 0,02	1,00
15		0,30	0,31 ± 0,02	1,02	0,27	0,27 ± 0,02	1,00
16		0,70	0,76 ± 0,05	1,08	0,64	0,66 ± 0,05	1,03
17		0,70	0,79 ± 0,06	1,13	0,64	0,65 ± 0,05	1,02
18		0,70	0,85 ± 0,06	1,22	0,64	0,74 ± 0,05	1,15
19		8,0	9,5 ± 0,7	1,19	7,3	8,2 ± 0,6	1,12
20		8,0	9,8 ± 0,7	1,23	7,3	8,5 ± 0,6	1,16
21		8,0	9,9 ± 0,7	1,24	7,3	8,6 ± 0,6	1,18

(Cont.) TABELA 34
 Resultados da participação do dosímetro na intercomparação internacional de dosímetros da América Latina.

Nº de ordem	Energia	Hp(10) (mSv)			Hp(0,07) (mSv)		
		[A] Real	[B] Avaliado	B/A	[C] Real	[D] Avaliado	D/C
22	W-150	0,30	0,32 ± 0,02	1,07	0,28	0,26 ± 0,02	0,95
23		0,30	0,36 ± 0,04	1,21	0,28	0,30 ± 0,02	1,09
24		0,30	0,36 ± 0,04	1,20	0,28	0,30 ± 0,02	1,10
25		0,70	0,73 ± 0,05	1,04	0,65	0,64 ± 0,04	0,98
26		0,70	0,77 ± 0,05	1,10	0,65	0,65 ± 0,05	1,00
27		0,70	0,78 ± 0,05	1,12	0,65	0,69 ± 0,05	1,06
28		8,0	9,0 ± 0,6	1,13	7,4	7,6 ± 0,5	1,02
29		8,0	9,1 ± 0,6	1,13	7,4	7,4 ± 0,5	1,00
30		8,0	8,8 ± 0,6	1,11	7,4	7,6 ± 0,5	1,03
31		Rx odontológico	0,70	0,71 ± 0,05	1,02	0,76	0,85 ± 0,06
32	0,70		0,72 ± 0,05	1,02	0,76	0,81 ± 0,06	1,07
33	0,70		0,81 ± 0,06	1,15	0,76	0,98 ± 0,07	1,30
34	Césio	0,30	0,35 ± 0,02	1,17	-	-	-
35		0,30	0,26 ± 0,02	0,87	-	-	-
36		0,30	0,36 ± 0,02	1,19	-	-	-
37		0,70	0,78 ± 0,05	1,11	-	-	-
38		0,70	0,72 ± 0,05	1,03	-	-	-
39		0,70	0,70 ± 0,05	1,01	-	-	-
40		5,0	4,7 ± 0,3	0,95	-	-	-
41		5,0	5,5 ± 0,4	1,10	-	-	-
42		5,0	5,3 ± 0,4	1,06	-	-	-
43		30	29 ± 2	0,97	-	-	-
44		30	31 ± 2	1,03	-	-	-
45		30	29 ± 2	0,97	-	-	-
46	Cobalto	0,70	0,71 ± 0,05	1,02	-	-	-
47		0,70	0,66 ± 0,05	0,95	-	-	-

4 CONCLUSÃO

Neste trabalho um dosímetro comercial constituído de um suporte para detector fabricado pela Victoreen, modelo 2600-85, e cristais termoluminescentes de LiF (TLD-100) projetado para medida do equivalente de dose para fótons, Hx, foi testado e adequado de forma a medir o *equivalente de dose pessoal*, Hp(d), nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm, dentro de limites de incerteza aceitáveis para monitoração individual.

Para a realização deste trabalho foi necessário instalar no Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, um irradiador contendo fontes de ^{137}Cs , ^{60}Co e ^{241}Am e a conseqüente caracterização de seus campos de radiação, determinando-se seus tamanhos e uniformidades, a influência do espalhamento e realizando as dosimetrias dos mesmos. Este equipamento, após instalado e caracterizado o seu campo, encontra-se em condições de ser utilizado para irradiações de outros dosímetros e calibrações de diversos tipos de equipamentos.

Para garantir a coerência metrológica, todas as dosimetrias foram realizadas utilizando câmaras padrões rastreáveis ao padrão nacional do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI-IRD) através de intercomparações anuais. Além disto, estes padrões foram testados regularmente para garantir a confiabilidade de suas medidas. Os resultados dos testes de repetitividade (variação máxima de 0,35%) e reprodutibilidade ($\pm 1\%$) atestam a confiabilidade das câmaras utilizadas.

Foi necessário cuidadoso trabalho na seleção dos detectores termoluminescentes, de forma a obter um lote o mais homogêneo possível para evitar o uso de fatores de correções individuais para cada detector. Devido ao grande número de detectores termoluminescentes necessários para realizar os vários testes, trabalhou-se com um lote de

detectores que tinha uma variação entre as sensibilidades individuais de 12%, que é adequada para a finalidade deste trabalho.

Uma relevante contribuição deste trabalho foi a determinação dos dois algoritmos para avaliação do equivalente de dose pessoal nas profundidades utilizadas em dosimetria pessoal, isto é 0,07 mm e 10 mm.

Os testes de comprovação da eficiência do dosímetro pessoal, principalmente a participação em uma intercomparação internacional patrocinada pela Agência Internacional de Energia Atômica, onde foram utilizados campos de radiação com espectros diferentes dos utilizados neste trabalho, demonstraram que o dosímetro pessoal avalia o valor do equivalente de dose pessoal, nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm, com uma incerteza entre -13% e +30%, mesmo para valores de doses baixos. Considerando-se que as incertezas aceitáveis em recomendações internacionais são de até $\pm 100\%$ para doses inferiores a 10 mSv e de -33% a +50% para doses superiores a 10 mSv, pode-se dizer que o dosímetro pessoal testado possui um adequado desempenho.

Os testes de dependência energética e dependência angular realizados com campos de radiação padrões estabelecidos pela ISO (série N e S) demonstraram que o dosímetro atende aos requisitos exigidos pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE da Comissão Nacional de Energia Nuclear.

Pode-se concluir que o sistema de dosimetria pessoal que inclui o dosímetro pessoal, os algoritmos determinados, os detectores selecionados, o procedimento de calibração, etc., é mais do que adequado para avaliar o equivalente de dose pessoal nas profundidades de 0,07 mm e 10 mm para a finalidade de monitoração individual externa.

A instrumentação e metodologia implantadas permitem a caracterização e calibração de outros dosímetros para a medida do equivalente de dose pessoal, além de

proporcionar infraestrutura necessária ao desenvolvimento de novos dosímetros com projetos otimizados para medida desta grandeza. Além disto, a metodologia descrita neste trabalho pode ser utilizada por outros serviços de monitoração individual externa para caracterizar e avaliar os seus sistemas de dosimetria em termos do equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALBERTS, W. G, AMBROSI, P, BOEHM, J, DIETZE, G, HOHFELD, K, WILL, W. New dose quantities in radiation protection, *PTB-Dos-23EM*, 1995.
- ANKERHOLD, U, BEHRENS, R, AMBROSI, P. X ray spectrometry of low energy photons for determining conversion coefficients from air kerma, K_a , to personal dose equivalent, $H_p(d)$, for radiation qualities of the ISO narrow spectrum series. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 81, n. 4, p. 247-258, 1999a.
- ANKERHOLD, U, BEHRENS, R, AMBROSI, P. A prototype ionization chamber as a secondary standard for the measurement of personal dose equivalent, $H_p(10)$, for slab phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 86, n. 3, p. 167-173, 1999b.
- BARTLETT, D.T, FRANCIS, T.M, DIMBYLOW, P.J. Methodology for the calibration of photon personal dosimeters: Calculations of phantom backscatter and depth dose distributions. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 27, n. 4, p 231-244, 1989.
- BENEVIDES, C. A, PEDROSA G. A. C, DA SILVA, T. A, BARBOSA R. A. *Implantação de radiações de referência de raios X para calibração de dosímetros pessoais*. [s.n.; s.d.].
- BERRY, R. J, LILLICRAP, S. C, LEWIS, V. E, ALLISY-ROBERTS, P. J. Advice on the Implications of the Conversion Coefficients for External Radiation Published in ICRP Publication 74 and by ICRU Report 57. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 74, n. 3, p. 195-198, 1997.
- BHATT, B.C, SRIVASTAVA, J.K, SANAYE, S.S, SHINDE, S.S, PATILL, A.S, SUPE, S.J. Personal dosimeter intercomparisons as indices of performance – A quality assurance procedure. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 54, n. 3/4, p. 343-347, 1994.
- BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, OIML, *Guia para a expressão de incerteza de medição*, 2 ed. brasileira do Guide to the expression of uncertainty in measurement, edição revisada, [s.n.], 1998.
- BÖHM, J. Some Remarks on Accuracy and Precision in Individual Monitoring, *P TB-DOS-20*, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, p 311-318, 1991.
- BÖHM, J., Lebedev, V.N., McDonald, J.C. Performance testing of dosimetry services and its regulatory aspects, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 54, n. 3/4, p 311-319, 1994.

- BÖHM, J, STADTMANN, H, STRACHOTINSKY, C. Calibration of personal dosimeters for photon radiation with respect to the personal dose equivalent $H_p(10)$, *PTB-DOS-28*, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 37 p, 1998.
- CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N., KENNEY, G. M., *Thermoluminescent dosymetry*, Madison, University of Wisconsin Press, 232 p., 1968.
- CASMIE, Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa, *Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual – Critérios e Condições*. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1995.
- CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Diretrizes Básicas de Radioproteção, CNEN-NE-3.01, *Diário Oficial da União*, Brasília, 01 ago 1988.
- Da SILVA, T.A, da ROSA, L. A. R, CAMPOS, L. L, Thermoluminescence dosimeter for personal dose equivalent assessment, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 58, n. 1, p. 17-21, 1995a.
- Da SILVA, T.A, Intercomparison of personal dosimetry systems for photon radiation in Latin American region, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 60, n. 3, p 249-252, 1995b.
- Da SILVA, T. A. *Variação Angular dos Equivalentes de Dose em Campos Externos de Elétrons; Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$* . Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, 1996.
- Da SILVA, T.A., Figueiredo, M. E., Massera, G., *The 1999 Intercomparison of Individual Monitoring Systems for Some Latin American Countries*, V Regional Congress on Radiation Protection and Safety, Recife, PE, Brasil, 29/04 a 04/05/2001.
- DIETZE, G, MENZEL, H. G, Aspects of ICRP 60 and ICRU 47 Relevant to Individual Monitoring of External Exposure, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 54, n. 3/4, p. 167-173, 1994.
- DREXLER, G, VEIT, R, ZANKL, M, The Quality Factor for Photons, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 32, n. 2, p. 83-89, 1990.
- FANTUZZI, E, MONTEVENTI, F, SERMENGHI, I, ULERI, G, Characterization of a personal TL photon dosimeter based on two $LiF(Mg,Cu,P)$ detectors in terms of $H_p(0.07,\alpha)$ e $H_p(10, \alpha)$, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 85, n. 1-4, p. 179-182, 1999.

- GUALDRINI, G.F, MORELLI, B. *Air kerma to personal dose equivalent conversion factors for the ICRU and ISO recommended slab phantoms for photons from 20 keV to 1 MeV*. Bologna: ENEA – Centre Ricerche Ezio Clementel, 1996.
- GROSSWENDT, B, The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 35, n. 4, p. 221-235, 1991.
- GROSSWENDT, B, Angular dependence factor and air kerma to dose dose equivalent conversion coefficients for 1.9 cm rod and 7.3 cm pillar phantoms irradiated by extended monodirectional X rays beams, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 59, n. 3, p. 181-193, 1995.
- HARSHAW CHEMICAL COMPANY, Model 3000A TLD System, *Instruction Manual*, 1982.
- HARVEY, J. R., PORTAL, G., Quantities in radiation protection; functions and roles, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 54, n. 3/4, p. 183-187, 1994.
- IAEA, International Atomic Energy Agency, Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments, *Safety Reports Series n° 16*, Viena, 2000.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *ICRP Publication 26*, Pergamon Press, Oxford, 1977.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection, Data for use in protection against external radiation, *ICRP Publication 51*, Pergamon Press, Oxford, 1987.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of ICRP 21, n. 1/3, ICRP Publication 60*, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection, Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, *Annals of ICRP 26, (3-4), ICRP Publication 74*, Pergamon Press, Oxford, 1996.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation quantities and units, *National Bureau of Standards Handbook 84, ICRU Report 10a*, U. S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1962.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation quantities and units, *ICRU Report 33*, Bethesda, MD, 1980.

- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Determination of dose equivalents resulting from external radiation source, *ICRU Report 39*, Bethesda, MD, 1985.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Determination of dose equivalents resulting from external radiation source – Part 2, *ICRU Report 43*, Bethesda, MD, 1988.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations, *ICRU Report 47*, Bethesda, MD, 1992.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, *ICRU Report 51*, Bethesda, MD, 1993.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiation Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, *ICRU Report 60*, Bethesda, MD, 1998.
- INMETRO, Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, *Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia*. Duque de Caxias, RJ: [s.n], 1995, 52p.
- ISO, International Organisation for Standardization. X and Gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; radiation characteristics and production methods, *ISO 4037 – 1*, 1996.
- ISO, International Organisation for Standardization. X and Gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; calibration of area and personal dosimeters of their response as a function of energy and angle of incidence, *ISO 4037 – 3*, 1997.
- KRAMER, H.M., On the use of conversion coefficients from air kerma to the ICRU quantities for low energy X ray spectra, *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 54, no. 3/4, pp 213-215, 1999.
- LAKSHMANAN, A. R., On the classification of weakly penetrating and strongly penetrating radiation, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 32, n. 1, p. 57-58, Nuclear Technology Publishing, 1990.

- LAKSHMANAN, A. R, KER, R. K, SUPE, S. J, Estimation of effective dose equivalent using individual dosimeter, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 35, n. 4, p. 247-252, 1991.
- MOTA, H. C, de ARAUJO, A. M. C. *Proteção radiológica em raios X diagnóstico*. Rio de Janeiro: Editora Gráfica Referência Ltda, [s.d].
- NE Technology Limited, *Instruction manual for 2575 600cc thin window ionization chamber and 2576 stability check source*, Berkshire, Inglaterra: [s.n.], 1995.
- PTW, Physikalisch – Technische Werkstätten Dr. Pyschlau GmbH, *Technical description secondary standard ionization chamber LS-01*, Freiburg, Alemanha: [s.n.], 1991.
- PTW, Physikalisch – Technische Werkstätten Dr. Pyschlau GmbH, *Test Certificate* n. 944151, Freiburg, Alemanha: [s.n.], 1994.
- RAMOS, M. M. O, ARAUJO, M. M, *Certificado de Calibração* n. C01/0696. Rio de Janeiro: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI/IRD, 1996.
- RAMOS, M. M. O, ARAUJO, M. M, *Certificado de Calibração*, n. C02/0897. Rio de Janeiro: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI/IRD, 1997.
- RAMOS, M. M. O. *Intercomparação de padrões de radioproteção em feixes de cobalto-60 e cério-137*. Rio de Janeiro: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI/IRD, comunicação interna, abr 1999.
- REICH, H, BENGTTSSON, G, Proposed interim measuring quantity for radiation protection dosimeters for photons, *Health Physics*, v. 40, p 898-902, jun 1981.
- SHANI, G, *Radiation dosimetry instrumentation and methods*, Flórida, USA: CRC Press, 1991.
- SIEBERT, B. R. L, Radiation quantities: their inter-relationship, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 54, n. 3/4, p. 193-202, 1994.
- STS, Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, STS irradiators OB85 – OB85/1 - OB85/3, *Operation manual*, Braunschweig, Alemanha, 1993.
- TILL, E, ZANKL, M, DREXLER, G. *Angular dependence of depth doses in a tissue slab irradiated with monoenergetic photons*. Munique, Alemanha: GFS-Bericht, n. 27, Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung GmbH, 1995.

ZANKL, M, PETOUSSI, N, DREXLER, G, Effective dose and effective dose equivalent; the impact of the new ICRP definition for external photon irradiation, *Health Physics*, v . 62, n. 5, p. 395-399, maio 1992.