



**IMPLANTAÇÃO DE RADIAÇÕES DE REFERÊNCIA EM UMA
MÁQUINA DE RAIOS-X DIAGNÓSTICO MÉDICO
PARA FINS DE CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS PESSOAIS**

Annibal Theotonio Baptista Neto

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
em Ciência e Tecnologia das Radiações,
Minerais e Materiais**

Orientador: Teógenes Augusto da Silva

Belo Horizonte

2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Comissão Nacional de Energia Nuclear
CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR
**Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia das
Radiações, Minerais e Materiais**

**IMPLANTAÇÃO DE RADIAÇÕES DE REFERÊNCIA EM UMA
MÁQUINA DE RAIOS-X DIAGNÓSTICO MÉDICO
PARA FINS DE CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS PESSOAIS**

Annibal Theotonio Baptista Neto

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciência e
Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, como requisito
parcial à obtenção do Grau de Mestre

Área de concentração: Aplicações e Técnicas Nucleares

Orientador: Dr. Teógenes Augusto da Silva

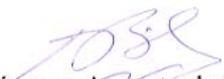
Belo Horizonte
2005



**MESTRADO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA DAS
RADIÇÕES, MINERAIS E MATERIAIS**

A presente dissertação de mestrado, intitulada *“Implantação de Radiações de Referência em uma Máquina de Raios X Diagnóstico Médico para Fins de Calibração de Dosímetros Pessoais”*, de autoria de **ANNIBAL THEOTÔNIO BAPTISTA NETO**, foi defendida e aprovada em 28 de fevereiro de 2005 pela Banca Examinadora abaixo assinada.

Belo Horizonte, 28 de fevereiro de 2005


Teógenes Augusto da Silva
CDTN – Orientador


Linda V. E. Caldas
IPEN – São Paulo, SP


Maria do Socorro Nogueira
CDTN

Aos
meus pais, irmã, esposa e família

AGRADECIMENTOS

Muitos foram os que contribuíram para que este trabalho chegasse ao seu final, sendo difícil agradecer a todos, por isso, se alguém não estiver na lista, que não fique preocupado, pois isso não significa que tenha sido esquecido.

- *Teógenes Augusto da Silva, pela orientação científica, empenho e confiança depositada;*
- *Aos amigos do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, dos quais recebi todo o tipo de apoio;*
- *Aos amigos do Serviço de Monitoração Individual Externa do CDTN, que me ajudaram durante toda execução deste trabalho;*
- *Aos amigos do LNMRI, pelas calibrações, intercomparações e irradiações dos dosímetros;*
- *Aos amigos do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, pelas diversas calibrações das câmaras de ionização;*
- *Aos amigos do Laboratório de Calibração do CRCN, pela irradiação dos dosímetros pessoais;*
- *Aos amigos do University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory, pela irradiação dos dosímetros pessoais;*
- *Aos amigos da Divisão de Segurança Nuclear e Radiológica do CDTN que, de uma maneira direta ou indireta, contribuíram para a realização deste trabalho;*
- *Aos funcionários da biblioteca do CDTN;*
- *Aos professores;*
- *À Cida, ao Machado e à Andreia;*
- *À Betinha, que nos ensina a levar a vida de um jeito “Hakuna Mataka”.*

RESUMO

Campos de raios-x que estejam em conformidade com os requisitos internacionais de padronização nem sempre são disponíveis em uma região e, principalmente, em países em desenvolvimento. Esta situação tem sido usada como justificativa para a ausência de calibração de dosímetros pessoais e tem contribuído para a falta de confiabilidade nos programas de monitoração de trabalhadores expostos à radiação.

Considerando a existência de diversas máquinas de raios-x em hospitais e a necessidade da calibração de dosímetros pessoais, este trabalho investigou a viabilidade da implantação de feixes de radiação-x destinados à calibração, comparáveis às radiações padronizadas internacionalmente, em uma máquina de raios-x diagnóstico médico.

A implantação das radiações para calibração foi realizada com a determinação e comparação de parâmetros dos feixes de raios-x como a tensão do tubo, camada semi-redutora, uniformidade do campo de radiação, filtração e radiação espalhada. Os procedimentos, a geometria e as condições de irradiação foram, sempre, os mais simples possíveis para uma confiabilidade mínima dos resultados, nas condições usuais em hospitais.

A viabilidade do uso dos feixes de radiação implantados foi confirmado através da análise do desempenho de um dosímetro pessoal do tipo filme, em calibrações e irradiações no Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes e no University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory.

Apesar da diferença entre os feixes de raios-x implantados e as radiações de referência, o desempenho do dosímetro pessoal atendeu aos requisitos para a monitoração individual.

ABSTRACT

X-ray fields that comply with international standardization requirements are not available in a world region, mainly in developing countries. This is used as an excuse for a lack of calibration of personal dosimeters and, consequently, a lack of reliability in individual monitoring programs applied to occupational workers under radiation exposures.

Considering the availability of x-ray machines in many hospitals, this work studied the feasibility of implementing x-ray calibration beams in a medical diagnostic machine, which are comparable to international reference radiations for calibrating personal dosimeters.

Implementation of the calibration beams was carried out by determining and comparing beam parameters as tube voltage, half-value layer, beam uniformity, filtration and scattered radiation. Procedures, geometry and exposure conditions were as simple as possible for a minimum reliability and close to the hospital conditions.

The feasibility of the use of the implemented radiation beams was confirmed by analyzing the performance of a film personal dosimeter under calibration and irradiation at the Dosimeter Calibration Laboratory of the Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, the National Metrology Laboratory for Ionizing Radiations and the University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory.

In spite of the difference between the implemented x-ray beams and the reference radiations, the performance of the film personal dosimeter complied with the accuracy requirements for individual monitoring.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Calibração através de um instrumento padrão sem câmara monitora	26
FIGURA 2 - Calibração através de um instrumento padrão com câmara monitora	27
FIGURA 3 - Calibração com irradiação simultânea	27
FIGURA 4 - Calibração em um campo de radiação conhecido	28
FIGURA 5 - Equipamento de raios-x diagnóstico médico	29
FIGURA 6 - Espectro de um feixe de raios-x	31
FIGURA 7 - Variação da CSR em função do potencial do tubo	32
FIGURA 8 - Variação da CSR em função do ripple	33
FIGURA 9 - Influência do ripple no espectro de energia de um feixe de raios-x	34
FIGURA 10 - Influência da filtração no espectro de energia de um feixe de raios-x	34
FIGURA 11 - Espectro de mesmas especificações e tubos de raios-x diferentes	35
FIGURA 12 - Reprodução de espectros com diferentes materiais usados como filtro ...	37
FIGURA 13 - Resolução de um espectro de raios-x	39
FIGURA 14 - Diagrama esquemático para medição da CSR	45
FIGURA 15 - Unidade de emissão de raios-x VMI modelo Pulsar 800 Plus	49
FIGURA 16 - Unidade de emissão de raios-x Pantak do CRCN	50
FIGURA 17 - Sala de irradiação do LNMRI	51
FIGURA 18 - Sala de irradiação do UWRCL	52
FIGURA 19 - Desvio entre os campos e perpendicularidade do eixo central do feixe de radiação	54
FIGURA 20 - Medidor de tensão de pico	55
FIGURA 21 - Esquema de funcionamento do medidor modelo 4075RF	56
FIGURA 22 - Medidor de radiação e de tempo de exposição	58
FIGURA 23 - Câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6	61
FIGURA 24 - Dependência energética e dimensões da câmara 10X5-6	62

FIGURA 25 - Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 240x180 mm ²	63
FIGURA 26 - Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 120x90 mm ²	63
FIGURA 27 - Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 60x50 mm ²	63
FIGURA 28 - Uniformidade do campo de radiação	65
FIGURA 29 - Câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-180	66
FIGURA 30 - Dependência energética e dimensões da câmara 10X5-180	67
FIGURA 31 - Verificação da radiação espalhada	69
FIGURA 32 - Medição do kerma no ar ao longo do eixo central do feixe de radiação ..	70
FIGURA 33 - Atenuação da radiação a 60 kV com filtros de alumínio comercial	73
FIGURA 34 - Variação da CSR em função da tensão	74
FIGURA 35 - Estimativa da filtração inerente	75
FIGURA 36 - Simulação do espectro CDTN W60d através do programa XCOMP5R .	77
FIGURA 37 - Simulação do espectro CDTN W80d através do programa XCOMP5R .	78
FIGURA 38 - Curvas trombetas	79
FIGURA 39 - Avaliação dos resultados fornecidos pelo SMIE	83
FIGURA 40 - Dependência energética do dosímetro pessoal do CDTN	84
FIGURA 41 - Irradiação de dosímetros pessoais no LNMRI	85
FIGURA 42 - Arranjo experimental para irradiação dos dosímetros no CDTN	86
FIGURA 43 - Detalhe da irradiação dos dosímetros no CDTN	87
FIGURA 44 - Avaliação dos dosímetros irradiados nas qualidades N60 e W60 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI	91
FIGURA 45 - Avaliação dos dosímetros irradiados nas qualidades N60 e W60 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN	92
FIGURA 46 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados nas quali- dades N60 e W60	92
FIGURA 47 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade W60d através do sis- tema calibrado com base na irradiação do CDTN	94

FIGURA 48 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade W60d através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI	94
FIGURA 49 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados na qualidade W60d	95
FIGURA 50 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade L80 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI	96
FIGURA 51 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade L80 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN	97
FIGURA 52 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados na qualidade L80	97
FIGURA 53 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M60 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI	98
FIGURA 54 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M60 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN	99
FIGURA 55 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados na qualidade M60	99
FIGURA 56 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M80 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI	100
FIGURA 57 - Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M80 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN	101
FIGURA 58 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados na qualidade M80	101
FIGURA 59 - Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros utilizados por usuários	102

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Condições de referência e condições de teste padrão.....	25
TABELA 2 - Especificações da radiação-x filtrada	39
TABELA 3 - Características da radiação para espectros da série L.....	40
TABELA 4 - Características da radiação para espectros da série N	41
TABELA 5 - Características da radiação para espectros da série W	41
TABELA 6 - Características da radiação para espectros da série H	42
TABELA 7 - Espectros implantados no National Physical Laboratory	43
TABELA 8 - Estimativa da filtração inerente através da 1ª CSR	45
TABELA 9 - Especificações do medidor de tensão	56
TABELA 10 - Exatidão do indicador e repetibilidade da tensão do tubo.....	58
TABELA 11 - Características do medidor da Radcal Corporation, modelo 3036.....	59
TABELA 12 - Desvio máximo na exatidão do tempo de exposição.....	60
TABELA 13 - Características da câmara de ionização 10X5-6.....	61
TABELA 14 - Uniformidade do campo de radiação.....	64
TABELA 15 - Características da câmara de ionização 10X5-180.....	67
TABELA 16 - Medição do kerma no ar ao longo do eixo central do feixe de radiação.....	69
TABELA 17 - Medição direta da radiação espalhada.....	70
TABELA 18 - Reprodutibilidade do kerma no ar	71
TABELA 19 - Espalhamento devido ao suporte dos atenuadores para medida da CSR	73
TABELA 20 - Atenuação do feixe de radiação a 60 kV	73
TABELA 21 - Valores da 1ª CSR em função da tensão	74
TABELA 22 - Ajustes exponencial e polinomial para estimativa da filtração inerente	75
TABELA 23 - Parâmetros de comparação para o feixe a 60 kV	77
TABELA 24 - Parâmetros de comparação para o feixe a 80 kV	78
TABELA 25 - Avaliação dos resultados fornecidos pelo SMIE.....	82

TABELA 26 - Relação entre o H_X e a densidade ótica dos filmes irradiados pelo LNMRI..	87
TABELA 27 - Relação entre o H_X e a densidade ótica dos filmes irradiados pelo CDTN....	88
TABELA 28 - Parâmetros dos feixes de raios-x do UWRCL.....	89
TABELA 29 - Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UWL80	89
TABELA 30 - Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UWM60	90
TABELA 31 - Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UWM80	90
TABELA 32 - Incerteza de medição na irradiação dos dosímetros pessoais.....	105

LISTA DE SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

BIPM – Bureau Internationale des Poids et Mésures

CASMIE – Comitê de Avaliação dos Serviços de Monitoração Individual Externa

CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CGPM – Conférence Générale des Poids et Mésures

CIPM – Comitê Internationale des Poids et Mésures

CRCN – Centro Regional de Ciências Nucleares

IAEA – International Atomic Energy Agency

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

IEC – International Electrotechnical Commission

IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia

INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO – International Organization for Standardization

LNMRI – Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

SMIE – Serviço de Monitoração Individual Externa

USP – Universidade de São Paulo

UWRCL – University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory

SUMÁRIO

RESUMO	05
ABSTRACT	06
LISTA DE FIGURAS	07
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE SIGLAS	12
1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVO	19
3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	20
3.1 Metrologia	20
3.1.1 O processo de medição	22
3.1.2 Grandezas dosimétricas	22
3.1.3 Rastreabilidade	23
3.1.4 Calibração de dosímetros e programas de intercomparação.....	25
3.1.4.1 Calibração através de um instrumento padrão de referência sem a utilização de uma câmara monitora	26
3.1.4.2 Calibração através de um instrumento padrão de referência com a utilização de uma câmara monitora	26
3.1.4.3 Calibração com irradiação simultânea do instrumento de referência e do dosímetro a ser calibrado	27
3.1.4.4 Calibração em um campo de radiação conhecido.....	28
3.2 Raios-x: geração, caracterização e feixes de referência	28
3.2.1 Tubo de raios-x	28
3.2.2 Gerador de raios-x	29
3.2.3 Raios-x de freamento (“bremsstrahlung”).....	30
3.2.4 Raios-x característicos.....	30

3.2.5	Espectro de raios-x	30
3.2.6	Fatores que afetam o espectro de raios-x.....	32
3.2.6.1	Potencial do tubo.....	32
3.2.6.2	Ondulação do potencial do tubo	32
3.2.6.3	Filtração	34
3.2.7	Radiações de referência	37
3.2.8	Condições e métodos para produção das radiações de referência	43
3.2.8.1	Características das unidades de raios-x.....	43
3.2.8.2	Potencial do tubo.....	43
3.2.8.3	Determinação da filtração inerente	44
3.2.9	Método alternativo para estabelecer as radiações de referência.....	46
3.2.10	Método alternativo para estabelecer as radiações de referência para a série de alta taxa de kerma no ar	46
4	METODOLOGIA E RESULTADOS.....	48
4.1	Instalações utilizadas.....	49
4.1.1	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear	49
4.1.2	Centro Regional de Ciências Nucleares	49
4.1.3	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes	50
4.1.4	University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory.....	51
4.2	Testes de controle de qualidade da máquina de raios-x diagnóstico médico... 52	
4.2.1	Desvio entre os campos luminoso e de radiação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-x.....	53
4.2.2	Exatidão do indicador e repetibilidade da tensão do tubo	55
4.2.3	Exatidão do tempo de exposição	58
4.2.4	Verificação da uniformidade do campo de radiação	60
4.2.5	Verificação da radiação espalhada.....	65

4.2.6	Teste de reprodutibilidade do kerma no ar	70
4.3	Implantação das radiações de referência no CDTN.....	71
4.3.1	Determinação da CSR	72
4.3.2	Verificação da filtração inerente do equipamento VMI Pulsar 800 Plus	74
4.3.3	Verificação dos espectros de raios-x	75
4.3.3.1	Radiação de referência CDTN W60d	76
4.3.3.2	Radiação de referência CDTN W80d	77
4.4	Aplicação das radiações de referência implantadas.....	78
4.4.1	O dosímetro pessoal do CDTN.....	80
4.4.1.1	Verificação da dependência energética dos dosímetros pessoais do CDTN.....	83
4.4.1.2	Intercomparação dos dosímetros pessoais do CDTN	84
4.4.2	Calibração dos dosímetros pessoais	84
4.4.2.1	Calibração do sistema de dosimetria pessoal com base nos feixes de radiação do LNMRI	87
4.4.2.2	Calibração do sistema de dosimetria pessoal com base no feixe de radiação implantado no CDTN	88
4.4.3	Irradiação dos dosímetros no UWRCL	88
4.4.4	Comparação das calibrações do sistema de dosimetria pessoal	90
4.4.4.1	Filmes irradiados pelo LNMRI – séries N60/W60	90
4.4.4.2	Filmes irradiados pelo CDTN – série W60d.....	93
4.4.4.3	Filmes irradiados pelo UWRCL	95
4.4.4.4	Filmes utilizados por usuários	102
5	CONCLUSÃO.....	104
	APÊNDICE A – Cálculo da incerteza de medição na irradiação dos dosímetros	105
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	106

1 INTRODUÇÃO

Desde os primeiros estudos a respeito dos raios-x e minerais radioativos foi possível observar que a exposição a níveis elevados de radiação poderia causar danos clinicamente identificáveis aos tecidos do corpo humano. Além disso, estudos epidemiológicos prolongados de populações expostas às radiações têm demonstrado que a exposição à radiação pode também causar enfermidades malignas de forma diferenciada (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 1996).

O emprego da radiação em várias áreas tem aumentado cada vez mais, chegando a ser indispensável na sociedade moderna, principalmente no que diz respeito à saúde. A esterilização de materiais médicos por radiação intensa é de grande utilidade na luta contra doenças; a radioterapia é uma técnica habitual de tratamento de doenças malignas; a radiologia é um instrumento fundamental de diagnóstico chegando a ser considerada hoje como a maior responsável pelo aumento da exposição do homem às radiações ionizantes provenientes de fontes artificiais.

Segundo Silva (2000), mais de 80% das exposições das pessoas à radiação ionizante são provenientes de práticas da medicina e/ou odontologia, que utilizam raios-x para fins de diagnóstico e intervencionistas. Em países desenvolvidos, a radiologia diagnóstica contribui com 86% para a exposição do homem (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1991), atingindo até 90%, como é o caso do Reino Unido (INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE, 1992).

É essencial que as atividades que implicam exposição à radiação sejam submetidas a normas de segurança para proteção das pessoas expostas. A exposição dos trabalhadores à radiação deve ser controlada para atender tanto os requisitos de segurança como os requisitos das autoridades reguladoras.

Uma vez que a radiação ionizante não é visível para o homem, sua medição cumpre um importante papel para os propósitos da proteção radiológica, sendo essencial neste sentido. À medida que os conhecimentos sobre as interações da radiação com a matéria e sobre os efeitos biológicos causados por elas foram aumentando, e com o auxílio de métodos computacionais, novos conceitos foram introduzidos quanto às grandezas mais apropriadas a serem utilizadas na quantificação da radiação (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS 1962, 1980, 1985, 1988, 1992, 1993, 1998 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION 1977, 1991).

Um serviço de dosimetria que fornece dosímetros individuais para avaliação de doses de trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação deve possuir vínculo ao sistema metrológico internacional, de maneira a garantir a rastreabilidade das medidas e manter a coerência metrológica.

Para a confiabilidade do sistema de dosimetria pessoal, qualquer que seja a grandeza utilizada, testes de conformidade dos dosímetros devem ser efetuados visando o conhecimento da sua reprodutibilidade, representada pelo coeficiente de variação dos resultados obtidos por uma determinada quantidade representativa de dosímetros, da sua dependência energética e angular, que avaliam a resposta do sistema com a variação da energia da radiação e com o ângulo de incidência da radiação, respectivamente, e da exatidão do sistema de dosimetria pessoal na avaliação da grandeza, que pode ser dada pela porcentagem das avaliações compreendidas dentro dos limites estabelecidos como satisfatórios. Além disso, intercomparações de serviços de dosimetria pessoal têm se mostrado uma ferramenta bastante útil como parte do programa de controle de qualidade dos serviços de monitoração individual, assim como uma forma de intercâmbio de experiências (SILVA e BAPTISTA, 1995).

A tarefa da International Organization for Standardization (ISO), uma federação mundial aceita por diversos países, é basicamente promover o desenvolvimento da padronização com o intuito de possibilitar a troca internacional de produtos e serviços, além da cooperação nos campos intelectual, científico, tecnológico e econômico (BÖHM et al, 1999).

A instrumentação de medida utilizada em proteção radiológica deve ser testada e calibrada em condições representativas das condições rotineiras de uso (NOGUEIRA, 1997). Diversas radiações de referência foram especificadas pela ISO para serem utilizadas na calibração e testes de desempenho de medidores de radiação, cujos padrões seguem as recomendações da International Commission of Radiological Protection (ICRP), International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) e International Atomic Energy Agency (IAEA).

A International Organization for Standardization (1996) especifica as características e os métodos de produção de radiações de referência de raios-x para calibração de dosímetros, assim como a determinação da resposta destes dosímetros em função da energia. Máquinas de raios-x que atendam todas as suas exigências para calibração de dosímetros pessoais nem sempre são disponíveis em uma região, principalmente em países em desenvolvimento. Este argumento é ainda utilizado como justificativa para a falta de calibração dos dosímetros

peçoais e, conseqüentemente, para a pouca confiabilidade de programas de monitoração individual (BAPTISTA NETO e SILVA, 2004).

Diversos serviços de monitoração individual utilizam filmes dosimétricos ou dosímetros termoluminescentes (TL) para quantificar a exposição de trabalhadores à radiação. Para isso, é necessário calibrá-los e determinar suas características metrológicas utilizando os feixes de radiação de referência disponíveis em laboratórios de calibração. Uma vez que filmes dosimétricos não são reutilizáveis, a calibração de uma amostragem deve ser efetuada a cada lote de filmes adquirido, por causa da diferente sensibilidade da emulsão. No caso de dosímetros TL, que são reutilizáveis, a caracterização é feita em todo o lote. Sendo assim, a calibração pode tornar-se um problema para serviços de dosimetria de países em desenvolvimento, que nem sempre conseguem fácil acesso às radiações de referência, e têm incorporado na rotina, um processo moroso e de custo elevado.

Uma vez que diversos hospitais possuem máquinas de raios-x diagnóstico médico disponíveis, o presente trabalho investiga a viabilidade da utilização deste tipo de equipamento para calibração de dosímetros pessoais, de maneira a satisfazer as necessidades da proteção radiológica e ser facilmente executável, mesmo em instalações onde os recursos financeiros são limitados.

Para isto, foram realizados diversos testes de controle de qualidade em uma máquina de raios-x diagnóstico médico, implantados feixes de radiação comparáveis aos feixes de referência da International Organization for Standardization (1996) e calibrado um sistema de dosimetria pessoal usado rotineiramente.

O desempenho do sistema de dosimetria pessoal, calibrado nas condições implantadas, foi comparado com o desempenho do mesmo quando calibrado em laboratórios onde as exigências da International Organization for Standardization (1996) são totalmente atendidas.

Os experimentos foram realizados no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), no Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN), no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e no University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory (UWRCL).

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é implantar feixes de raios-x comparáveis às radiações de referência da International Organization for Standardization em uma máquina de raios-x diagnóstico médico e verificar a viabilidade da sua utilização para fins de calibração de dosímetros pessoais.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Metrologia

A idéia de um sistema coerente e universal de medidas, baseado em grandezas* físicas estáveis, é relativamente recente do ponto de vista da história das ciências (MACHABEY, 1962). Não é exagerado afirmar que, sob a impressionante quantidade de grandezas e unidades em uso até o início do século XIX, ocorreu a existência de sistemas de medidas específicos para cada tipo de atividade econômica e mesmo para cada região geográfica (ZUPCO, 1990).

Para se determinar o valor de uma grandeza é necessário efetuar sua medição, o que exige um padrão que sirva de referência; este seria um instrumento destinado a definir, representar, conservar ou reproduzir a unidade (múltiplo ou submúltiplo) de medição de uma grandeza (INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL, 2000).

No âmbito internacional, a metrologia científica é coordenada pelo Bureau Internationale des Poids et Mesures (BIPM), órgão criado pela Convenção do Metro, em 1875, que compatibiliza os sistemas metrológicos da maioria das nações. O BIPM está subordinado às deliberações do Comité Internationale des Poids et Mesures (CIPM), que zela pela Convenção do Metro (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA 2001), tendo como principal tarefa dirigir e supervisionar o trabalho do BIPM (JENNINGS, 1977) e da Conférence Générale des Poids et Mesures (CGPM), que tem como atribuição fundamental supervisionar o Sistema Internacional de Unidades (SI), desenvolvendo a padronização das unidades e cuidando da sua dinamização e difusão, com a colaboração de todos os Países membros, inclusive do Brasil, que aderiu à Convenção do Metro em 1921 (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA, 2001).

O BIPM tem por missão assegurar a unificação das medidas físicas e é encarregado de estabelecer os padrões internacionais e as escalas das principais grandezas físicas, conservar os protótipos internacionais, efetuar a comparação de padrões nacionais e internacionais, assegurar a coordenação das técnicas de medidas correspondentes e efetuar e coordenar as

* O termo grandeza é definido pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (2000) como sendo o atributo de um fenômeno, corpo ou substância que pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado.

determinações relativas às constantes físicas que intervêm naquelas atividades (INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL, 2003).

Limitadas, inicialmente, às medidas de comprimento e de massa e aos estudos metrológicos relacionados com estas grandezas, as atividades do BIPM foram estendidas aos padrões de medidas do tempo, elétricas, fotométricas e das radiações ionizantes. Diante da extensão das tarefas confiadas ao BIPM, foram criados Comitês Consultivos destinados a esclarecer as questões submetidas a seu exame, sendo possível a criação de grupos de trabalhos temporários ou permanentes, objetivando o estudo de assuntos particulares (INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL, 2003).

No campo das radiações ionizantes, foi criado o Comitê Consultivo para os Padrões de Medida da Radiação Ionizante (CCPMRI), com o intuito de coordenar os trabalhos internacionais, que consiste de representantes dos Laboratórios Padrão Nacionais, para assuntos como a organização das comparações de padrões e análise dos resultados. Este Comitê tem a tarefa de garantir coerência no sistema de medidas das radiações ionizantes e coordenar tal sistema com o de outros países, além de fornecer serviços de calibração de maneira a garantir a rastreabilidade aos padrões internacionais e, conseqüentemente, a confiabilidade metrológica (JENNINGS, 1977).

A contínua capacitação do Brasil no âmbito da metrologia assume especial destaque com a atuação do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) no desenvolvimento, realização, reprodução, guarda, manutenção e difusão dos padrões primários, incluindo-se as atividades nas instituições parceiras, especialmente o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), entidade que compõe atualmente o Laboratório Nacional de Metrologia (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA, 2001).

Em 1989, o INMETRO designou, através de um acordo celebrado com a CNEN e renovado com o IRD, o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) como o órgão responsável pela disseminação e padronização das medidas das radiações ionizantes a nível nacional (RAMOS, 2004), que coordena também uma rede de laboratórios de calibração para instrumentos de medida aplicados à proteção radiológica, uma vez que, com o aumento

contínuo da necessidade de calibração de medidores de radiação, não seria possível para este laboratório, atender toda a demanda satisfatoriamente.

3.1.1 O processo de medição

A metrologia é o estudo científico da medida, o processo no qual a entrada é uma grandeza física a ser medida e a saída um valor numérico representativo da grandeza de entrada, em termos de uma unidade especificada (ALLISY, 1994). O valor numérico é usualmente obtido pela aplicação de correções das leituras geradas pelos instrumentos de medição, de maneira a compensar as diferenças das condições ideais e considerar efeitos não desprezíveis em situações que não podem ser totalmente controladas, tal como efeitos ambientais (EISENHART citado por ALLISY, 1994).

Em outras palavras e de forma mais abrangente, o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (2000) define metrologia como sendo a ciência da medição, observando que esta abrange todos os aspectos teóricos e práticos relativos às medições, qualquer que seja a incerteza, em quaisquer campos da ciência ou da tecnologia.

Considerando as radiações x e γ , existem programas para garantir mundialmente a unificação das medidas, que objetivam alcançar, com uma maciça participação dos diversos laboratórios nacionais, um benefício mútuo. Estes programas incluem uma melhoria na precisão e na exatidão das grandezas dosimétricas, constando principalmente de comparações e calibrações gerenciadas pelo BIPM (BOUTILLON, 1994).

3.1.2 Grandezas dosimétricas

As grandezas primárias (p. ex: fluência, kerma e dose absorvida) são aquelas realizadas em laboratórios primários de metrologia através de medidas com os padrões primários e que não sofrem modificações com o tempo (SILVA, 1996). Estas grandezas são geralmente usadas na metrologia e na dosimetria em particular, sendo definidas sem considerar nenhum aspecto específico de proteção radiológica (DIETZE e MENZEL, 1994 citado por SOARES, 2001).

A International Commission on Radiological Protection (ICRP) sugeriu o conceito de grandezas limitantes ou de proteção, que foram rapidamente introduzidas dentro da esfera da proteção radiológica de alguns Países (PHYSIKALISCH TECHNISCHE BUNDESANSTALT, 1995). As grandezas limitantes são aquelas definidas com a função de indicar o risco da exposição à radiação ionizante para o homem e consideram tanto a qualidade da radiação quanto a sensibilidade do órgão irradiado. Até 1991, a ICRP

recomendava como grandeza limitante, o equivalente de dose no tecido ou órgão e o equivalente de dose efetiva. Estas duas grandezas, com as definições recomendadas pela ICRP, em 1977, são ainda adotadas em muitos países, incluindo o Brasil (COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, 1988). Em 1991, a International Commission on Radiological Protection (1991) fez algumas alterações nas definições destas grandezas dando nova denominação para o equivalente de dose efetiva que passou a se chamar dose efetiva.

As grandezas de proteção não são mensuráveis na prática, portanto, foi necessária a criação de grandezas denominadas operacionais (p. ex: equivalente de dose para fótons, equivalente de dose pessoal, equivalente de dose ambiente e equivalente de dose direcional) para uso na prática de proteção radiológica, tanto na monitoração individual quanto na monitoração de áreas (SOARES, 2001).

Com a introdução das novas grandezas, os dosímetros pessoais devem ser atualmente calibrados em um fantoma apropriado. Apesar disso, a irradiação no ar livre ainda é possível em muitos casos: para a verificação em uma determinada qualidade da radiação, por exemplo, a relação entre o valor medido com a irradiação do dosímetro pessoal no fantoma e no ar livre pode ser determinada através de testes de aprovação do dosímetro. Desta maneira, os valores são corrigidos com a utilização deste fator para a qualidade da radiação em questão. Este fator pode ser também determinado para um dosímetro em uso; se o modelo é aprovado para as novas grandezas sem mudanças no projeto, os valores previamente determinados podem ser convertidos para as novas grandezas (PHYSIKALISCH TECHNISCHE BUNDESANSTALT, 1995).

Em geral, os campos de radiação de referência utilizados para os propósitos de calibração de dosímetros são caracterizados em termos de kerma^{*}, sendo utilizados coeficientes de conversão apropriados para relacioná-lo com outras grandezas. (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

3.1.3 Rastreabilidade

A credibilidade das medições está fortemente associada ao termo rastreabilidade, que é definida pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (2000) como sendo a propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar

* O kerma é uma grandeza definida pela International Commission on Radiation Units and Measurements (1998) como a relação entre a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas não carregadas (dE_{Tf}) em um material de determinada massa (dm) - ($K = dE_{Tf}/dm$).

relacionado a referências estabelecidas, geralmente a padrões nacionais ou internacionais, através de uma cadeia contínua de comparações, todas tendo incertezas estabelecidas.

Os instrumentos de medida da radiação devem ser rastreáveis a um padrão nacional apropriado, significando que:

- cada instrumento utilizado para o propósito de calibração deve ser calibrado com um instrumento de referência de mais alta qualidade;
- a frequência de calibração deve ser estabelecida em um intervalo de tempo razoável, de maneira que os valores indicados não estejam fora dos limites aceitáveis entre calibrações sucessivas;
- a calibração de um instrumento com outro de referência é válida em termos exatos somente nas condições de calibração, sendo necessário a utilização de fatores de correção em condições diferentes (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

No campo da metrologia das radiações ionizantes, o padrão primário de determinada grandeza física é essencialmente um arranjo experimental que permite atribuir um valor numérico à amostra particular daquela grandeza em termos da unidade dada pela definição teórica (ALLISY, 1994). Possui a mais elevada qualidade metrológica no campo especificado. O padrão primário é mantido pelos laboratórios nacionais para fins de pesquisa metrológica e participam de intercomparações de padrões primários reconhecidas internacionalmente, coordenadas, por exemplo, pelo BIPM (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

O padrão secundário tem suas medidas comparadas com o padrão primário, de maneira a garantir sua rastreabilidade, é mantido pela rede de Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL), sendo reconhecido oficialmente pelos Países, podendo ser utilizado tanto na calibração de outros padrões, como na calibração de instrumentos de medição, que são dispositivos, individuais ou em conjunto com outros equipamentos, que pretende efetuar uma medida (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

O padrão terciário tem suas medidas comparadas com um padrão secundário e também é utilizado para calibração de instrumentos de medição (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

O padrão nacional é um instrumento reconhecido oficialmente por um país, para fixar os valores de todos os outros padrões de uma determinada grandeza. Normalmente o padrão nacional de um país é também o padrão primário (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

O Brasil não possui atualmente um padrão primário para medida da radiação ionizante a nível de proteção radiológica, sendo a rastreabilidade do padrão nacional, uma câmara de ionização do Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), modelo PTW LS01, garantida através da calibração efetuada em 27/10/2003 pelo Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), para feixes de cobalto-60, césio-137 e qualidades de espectro estreito da International Organization for Standardization (1996) (AMORIM, 2004; RAMOS, 2003) .

3.1.4 Calibração de dosímetros e programas de intercomparação

A calibração é definida como a determinação quantitativa, sob um conjunto de condições padrão controladas, da indicação dada pelo instrumento de medição da radiação em função do valor da grandeza que o instrumento pretende medir. Tais condições padrão são uma faixa de valores aceitáveis para as grandezas de influência no momento da calibração. Sendo assim, as variações encontradas no fator de calibração devido às mudanças das condições padrão devem ser, a princípio, corrigidas. Na prática, as divergências das grandezas de influência são levadas em consideração através da sua correção explícita ou seus efeitos são incorporados dentro da incerteza do processo de calibração (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000). A TAB. 1 exemplifica algumas condições de referência e condições de teste padrão para a calibração de dosímetros pessoais e de área e verificação da resposta em função da energia e ângulo de incidência.

TABELA 1
Condições de referência e condições de teste padrão

Grandeza de influência	Condições de referência	Condições padrão de teste
Ângulo da radiação incidente	orientação de referência	orientação de referência $\pm 5^\circ$
Temperatura ambiente	20°C	18°C até 22°C ¹⁾
Umidade relativa	65%	50% até 75% ¹⁾
Pressão atmosférica	101,3 kPa	86 a 106 kPa ¹⁾

1) Os valores destas grandezas no momento do teste devem ser declarados. Os valores tabelados devem ser cumpridos para climas temperados. Em outros tipos de clima, é permitido estender a faixa de valores aceitáveis para as condições de teste padrão. Similarmente, para elevadas altitudes é possível utilizar o limite inferior de 70 kPa para a pressão.

Os objetivos primários da calibração são:

- assegurar que o instrumento esteja funcionando corretamente e conseqüentemente, respondendo satisfatoriamente aos propósitos da monitoração;
- determinar a indicação do instrumento para uma dada grandeza, sob condições padrão controladas e
- executar o ajuste do instrumento, se possível (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

3.1.4.1 Calibração através de um instrumento padrão de referência sem a utilização de uma câmara monitora

O método ilustrado na FIG. 1 é muito utilizado quando o valor da grandeza física que caracteriza o campo de radiação é estável durante todo o tempo de calibração. Tanto o instrumento padrão de referência como o instrumento de medição sob calibração são posicionados alternadamente no ponto de interesse (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

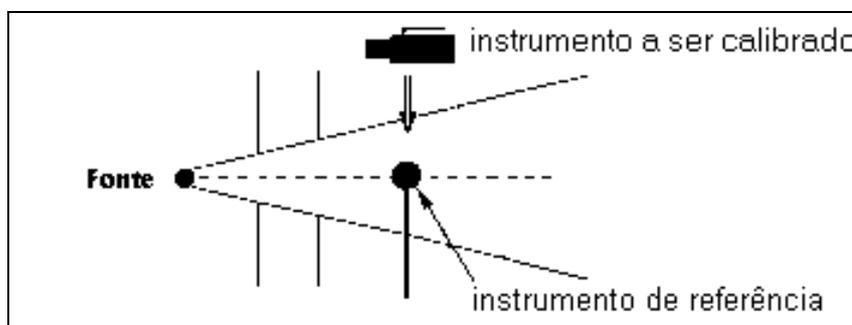


FIGURA 1

Calibração através de um instrumento padrão sem câmara monitora

FONTE – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY 2000 citado por SOARES, 2001

3.1.4.2 Calibração através de um instrumento padrão de referência com a utilização de uma câmara monitora

Uma câmara monitora é colocada entre a fonte de radiação e o ponto de interesse, conforme mostrado na FIG. 2, para possibilitar a correção de variações moderadas nas propriedades da grandeza física do campo de radiação, que por ventura venham ocorrer durante a calibração (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000). Esta técnica é freqüentemente

empregada quando da utilização de equipamentos de raios-x como fonte de radiação, uma vez que estas pequenas variações são frequentes neste tipo de equipamento.

O instrumento padrão de referência e o instrumento sob calibração são posicionados alternadamente no ponto de interesse do campo de radiação (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

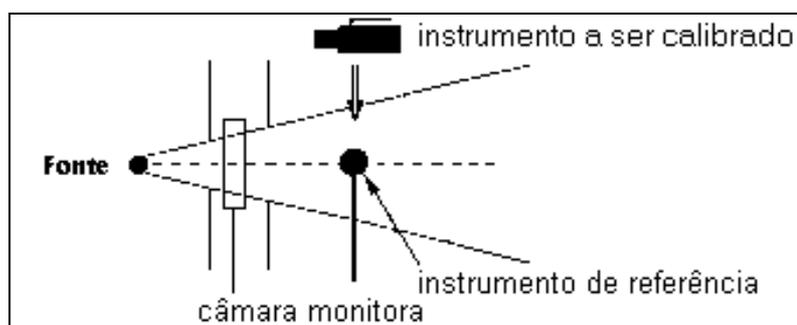


FIGURA 2

Calibração através de um instrumento padrão com câmara monitora

FONTE – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY 2000 citado por SOARES, 2001

3.1.4.3 Calibração com irradiação simultânea do instrumento de referência e do dosímetro a ser calibrado

A irradiação do instrumento de referência e do dosímetro a ser calibrado é feita simultaneamente, conforme pode ser verificado na FIG. 3. Os instrumentos são posicionados simetricamente ao eixo central do feixe de radiação e a uma mesma distância da fonte. A distância entre os detectores deve ser grande o suficiente para que a indicação de um instrumento não seja influenciada pela presença do outro. O padrão de desempenho estabelecido pela International Atomic Energy Agency (2000), para a variação na resposta dos instrumentos devido à presença do outro é de 2%.

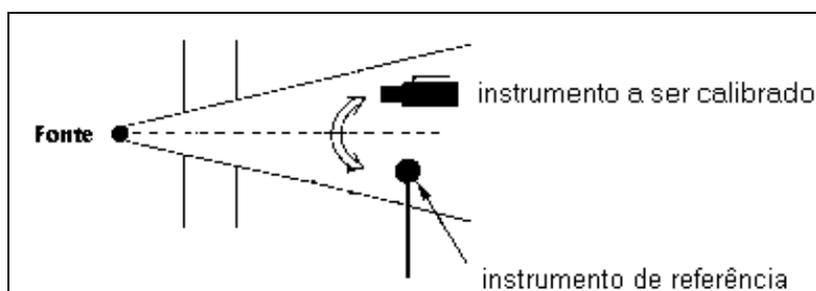


FIGURA 3

Calibração com irradiação simultânea

FONTE – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY 2000 citado por SOARES, 2001

3.1.4.4 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 o instrumento sob calibração neste ponto e comparando o valor obtido com o conhecido (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000). A FIG. 4 ilustra este método.

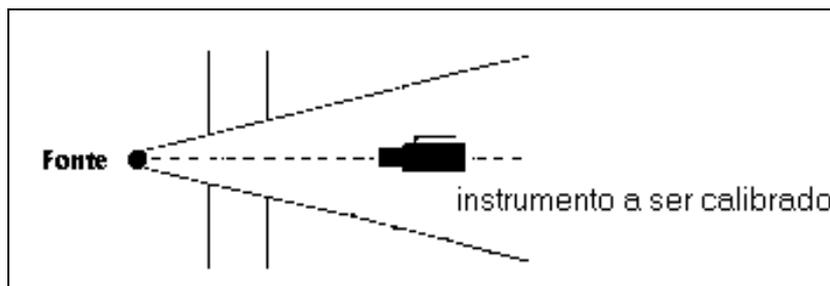


FIGURA 4
Calibração em um campo de radiação conhecido

FONTE – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY 2000 citado por SOARES, 2001

Os serviços e laboratórios de monitoração ambiental e de dosimetria pessoal são também incentivados a participar de intercomparações nacionais e internacionais, como forma de garantir a qualidade de maneira independente, uma vez que estes programas oferecem a oportunidade de comparar o desempenho do sistema com diferentes tipos de dosímetros e de técnicas. Além disso, os programas de intercomparações oferta aos participantes acesso a campos de radiação que podem não estar disponíveis em sua própria instalação, assim como a oportunidade de relacionar e trocar experiências com especialistas de outros países e instituições (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2000).

3.2 Raios-x: geração, caracterização e feixes de referência

Os raios-x são produzidos quando elétrons de elevada energia interagem com a matéria, convertendo sua energia cinética em radiação eletromagnética. O sistema é composto basicamente de uma fonte de elétrons, uma região de vácuo por onde estes elétrons são acelerados com o auxílio de uma fonte de energia e um eletrodo alvo (BUSHBERG et al, 1994).

3.2.1 Tubo de raios-x

O tubo de raios-x é constituído de várias partes menores, que são mostradas na FIG. 5. Esta detalha também a estrutura do colimador e os dispositivos de ajuste do campo de radiação.

Os elétrons liberados da fonte (catodo) são acelerados em direção ao alvo (anodo) em ambiente de vácuo. O anodo é o eletrodo alvo, deve possuir alto ponto de fusão e alta condutividade térmica, uma vez que aproximadamente 99% da energia é transformada em calor (BUSHBERG et al, 1994). O tungstênio é muito utilizado para esta função.

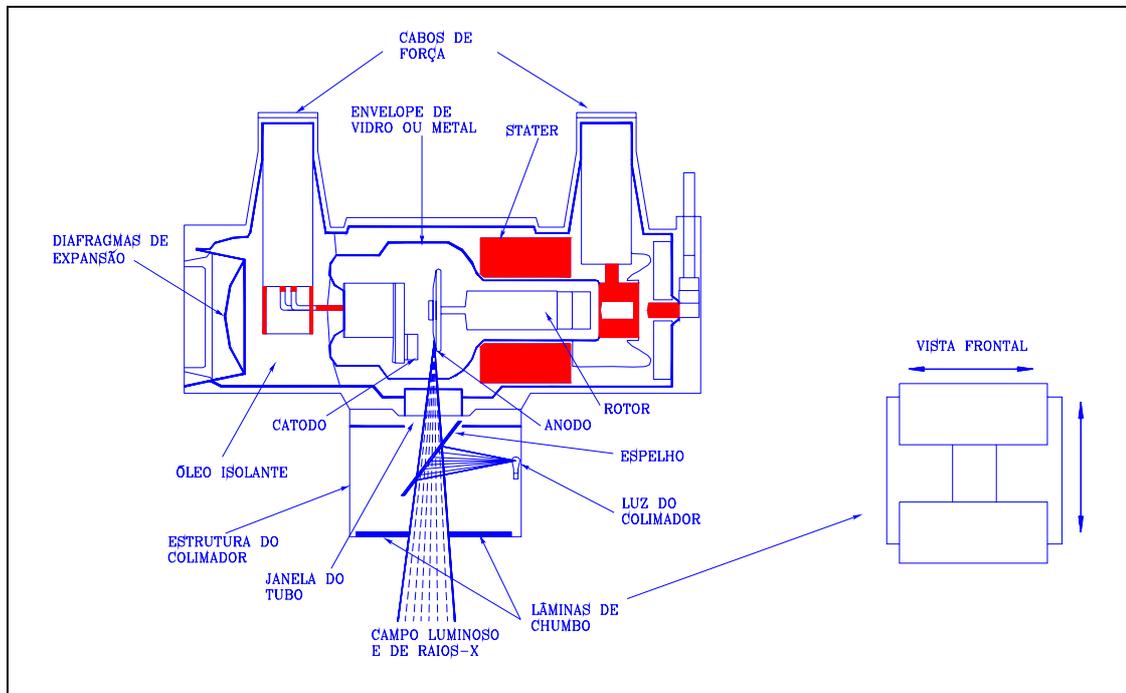


FIGURA 5

Equipamento de raios-x diagnóstico médico

FONTE – BUSHBERG et al citado por LACERDA, 2002

3.2.2 Gerador de raios-x

O gerador de raios-x fornece a tensão necessária para energizar o tubo, permitindo selecionar a energia e a quantidade de raios-x a serem emitidos, além do tempo de exposição. É composto por um circuito elétrico, que transforma a linha de tensão padrão em alta voltagem (transformadores), um painel de controle que possibilita ao operador selecionar a tensão e a corrente do tubo assim como o tempo de exposição, medidores elétricos que exibem a tensão e a corrente do tubo e um circuito retificador (diodo), para permitir o fluxo de elétrons somente no sentido catodo-anodo (BUSHBERG, 1994).

A emissão de raios-x pode ocorrer através de dois processos distintos, dependendo do tipo de interação entre os elétrons e o alvo. Estes processos são conhecidos como radiação de freamento e raios-x característicos (LAMEL, 1981).

3.2.3 Raios-x de freamento (“bremsstrahlung”)

Quando elétrons interagem com o campo elétrico de núcleos atômicos, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e podem emitir a diferença de energia sobre forma de ondas eletromagnéticas, denominadas de raios-x de freamento (TAUHATA et al, 1999). Os núcleos pesados são mais eficientes que os leves na produção deste tipo de radiação, pois proporcionam maior interação do elétron com o campo elétrico do núcleo. A energia do raio-x de freamento é dependente da energia da partícula incidente, entretanto, pode variar de zero até o valor máximo equivalente à própria energia cinética. Como consequência, um feixe monoenergético de elétrons produz um espectro contínuo de raios-x de freamento (TURNER, 1995).

3.2.4 Raios-x característicos

Quando a energia do elétron incidente excede a energia de ligação do elétron alvo, um dos processos que pode ocorrer é a emissão de um fóton de raio-x característico. A interação neste caso resulta na ejeção de um elétron das camadas eletrônicas mais internas gerando uma vacância. Uma vez que esta condição não é estável, a vacância originada é imediatamente preenchida por algum elétron de órbitas mais externas. Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado, o excesso de energia do elétron é liberado por meio de radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e final (BUSHBERG, 1994). Os raios-x característicos são monoenergéticos e revelam detalhes da estrutura eletrônica, permitindo a identificação do elemento de origem, portanto, são dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e dessa forma, seu espectro de distribuição de energia é discreto (TAUHATA et al, 1999).

3.2.5 Espectro de raios-x

O espectro de raios-x é definido como a distribuição de energia da radiação produzida em um feixe de raios-x (POTIENS e CALDAS, 2001), cujo conhecimento para fins de calibração e aferição de instrumentos é de fundamental importância, uma vez que tais equipamentos podem apresentar elevada dependência energética.

O espectro de um feixe de raios-x possibilita ainda a verificação das principais características da radiação de referência estabelecida, dentre as quais podemos citar a tensão aplicada ao tubo, as energias média e efetiva e a camada semi-redutora (CSR) (POTIENS e CALDAS, 2001). Esta última é definida pela International Organization for Standardization (1996) como

sendo a espessura de determinado material que atenua o feixe de radiação à metade de seu valor original.

O espectro para uma dada voltagem e filtração total será diferente para diferentes geradores, devido à influência da composição do anodo, janela do tubo, ângulo alvo, dentre outros fatores. Sua verificação pode ser feita “através de estimativas a partir de considerações teóricas (incluindo o efeito da filtração), pode ser derivada por transformada de Laplace de uma curva de atenuação medida com feixe estreito, ou ainda, obtido diretamente com algum tipo de espectrômetro” (NOGUEIRA, 1997, p.32). A caracterização do espectro de raios-x através da medida da CSR é também utilizado. A medição precisa da CSR e do potencial do tubo de raios-x mostra informação razoável a respeito do espectro (JENNINGS, 1977).

A FIG. 6 ilustra o espectro de um feixe de raios-x em um diagrama que relaciona a quantidade de fótons e a energia, indicando os fótons emitidos pelo processo de bremsstrahlung e pelo processo de raios-x característicos.

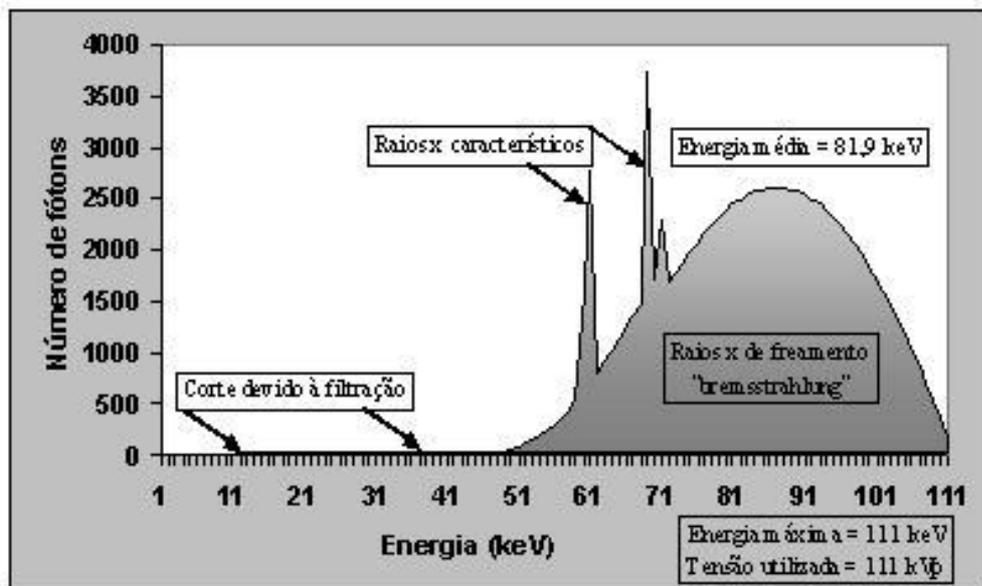


FIGURA 6
Espectro de um feixe de raios-x

A energia máxima do fóton emitido (em keV) é igual à tensão de pico aplicada através do tubo de raios-x (em kVp). A energia mínima é limitada principalmente pela filtração do feixe, uma vez que este deve atravessar meios materiais (vidro, óleo, filtros) antes de sair do equipamento (NICKOLOFF e BERMAN, 1993).

3.2.6 Fatores que afetam o espectro de raios-x

3.2.6.1 Potencial do tubo

A tensão de pico exerce um efeito considerável sobre o espectro, uma vez que afeta diretamente a energia máxima dos fótons emitidos, assim como a energia média do feixe. Em geral, tanto a energia dos raios-x de saída como a CSR aumentam com o incremento do potencial do tubo (NICKOLOFF e BERMAN, 1993). Desta maneira, a diferença de potencial relaciona-se diretamente com a capacidade de penetração do feixe de raios-x.

Nickoloff e Berman (1993) verificaram ainda que para um equipamento com filtração inerente equivalente a 2,5 mmAl e tensão variando entre 60 e 140 kVp, o valor relativo da CSR aumenta de maneira aproximadamente linear. A FIG. 7 mostra a variação da CSR em função da tensão aplicada ao tubo de raios-x, normalizados para a tensão de 80 kVp.

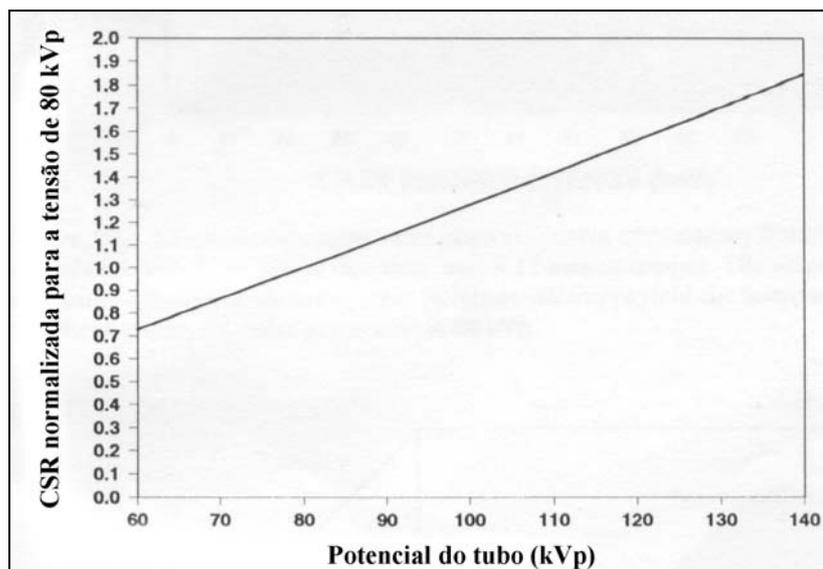


FIGURA 7

Varição da CSR em função do potencial do tubo

FONTE - NICKOLOFF e BERMAN, 1993

3.2.6.2 Ondulação do potencial do tubo

Diferenças significativas podem ser encontradas ao comparar espectros produzidos por tubos de raios-x idênticos e mesma combinação de filtros, para uma diferente ondulação do potencial do tubo (“ripple”).

Durante a exposição, o ripple pode variar desde 0%, para geradores de potencial constante até 100%, como é o caso de alguns geradores monofásicos. O ripple afeta a quantidade de raios-x produzidos, assim como sua distribuição de energia. Em geral, o aumento do ripple degrada

ambos os parâmetros citados, assim, geradores monofásicos produzem menor quantidade de fótons e feixes com menor penetração que outros tipos de unidades (NICKOLOFF e BERMAN, 1993). Estes mostraram ainda que o aumento do ripple produz uma redução no valor relativo da CSR, conforme mostra a FIG. 8, onde, para uma tensão de 80 kVp e filtração inerente equivalente a 2,5 mmAl, o valor da CSR foi reduzido em aproximadamente 20% devido à variação do ripple. Os valores apresentados para a CSR estão normalizados para o ripple de 0%.

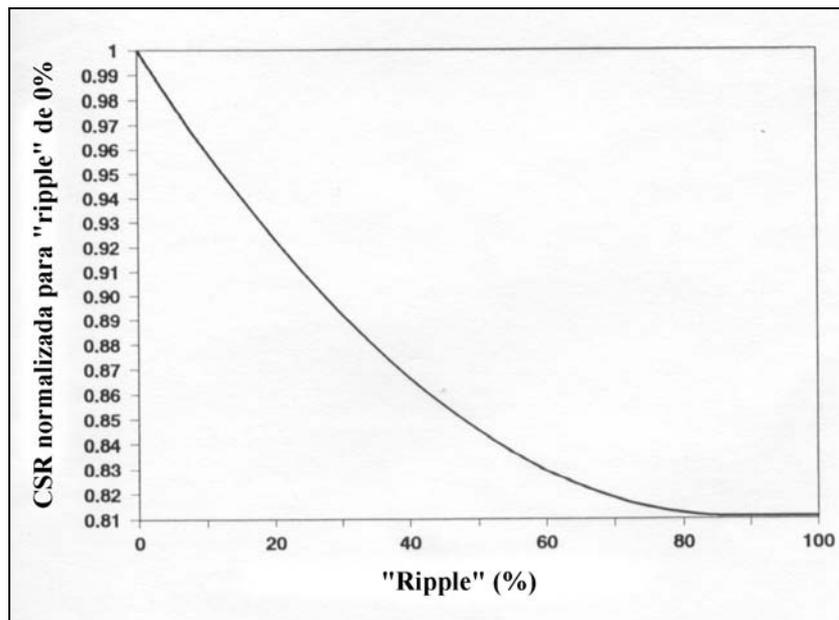


FIGURA 8
Variação da CSR em função do ripple

FONTE - NICKOLOFF e BERMAN, 1993

Jennings (1977) mostrou a diferença entre o espectro gerado a 80 kVp e 2,0 mm de alumínio de filtração adicional com ripple igual a 60% e 2%, simulando um gerador monofásico e trifásico, respectivamente. Os resultados podem ser observados na FIG. 9.

A simulação feita para o gerador monofásico apresentou maior quantidade de fótons para as energias até aproximadamente 42 keV. Acima deste valor a simulação para o gerador trifásico apresentou maior quantidade de fótons. Sendo assim, tanto a energia média como a penetração do feixe aumentaram com a redução do ripple.

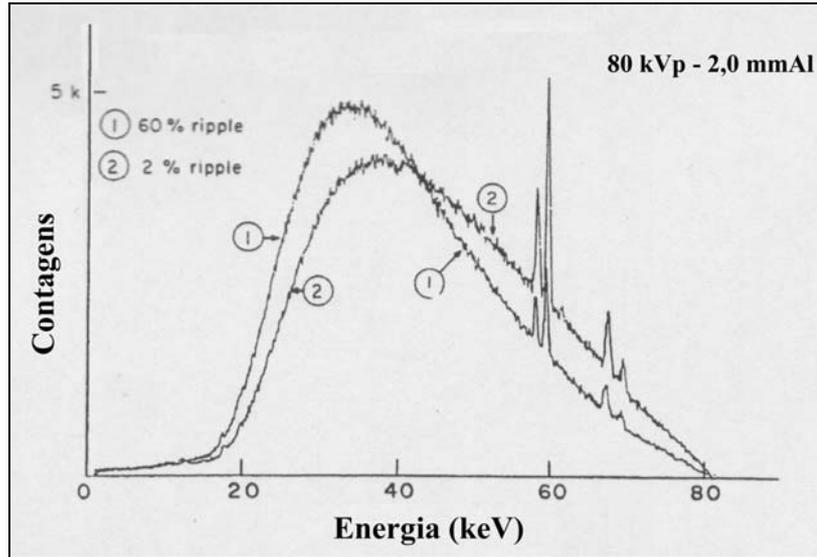


FIGURA 9

Influência do ripple no espectro de energia de um feixe de raios-x

FORTE - JENNINGS, 1977

3.2.6.3 Filtração

A filtração atenua os fótons de baixa energia aumentando a energia média do feixe. A FIG. 10 faz uma comparação entre dois espectros gerados a 85 kVp, sem nenhuma filtração adicional e com uma filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva 1 mostra o espectro gerado sem filtração adicional e a curva 2, o espectro gerado com uma filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva 3 é a diferença entre as curvas 1 e 2. Neste caso, a filtração adicional foi suficiente para blindar grande parte dos fótons de baixa energia.

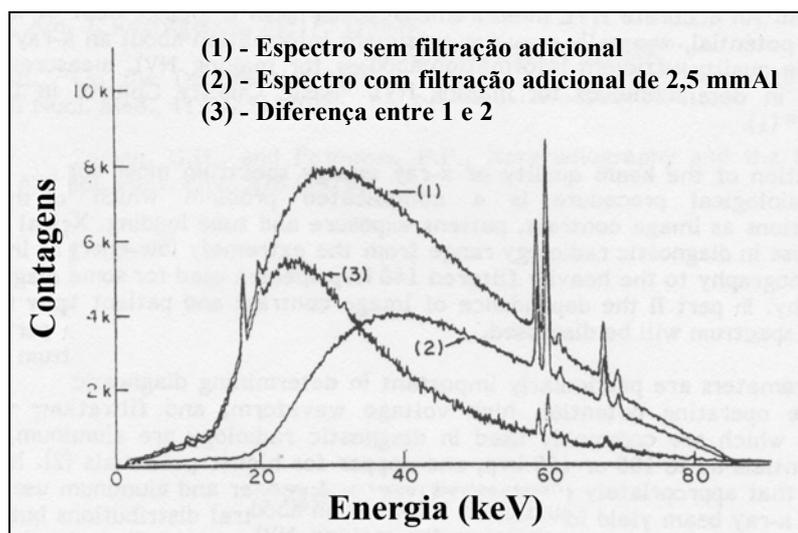


FIGURA 10

Influência da filtração no espectro de energia do feixe de raios-x

FORTE - JENNINGS, 1977

3.2.6.3.1 Filtração inerente

A filtração inerente se deve aos vários elementos que constituem o tubo de raios-x e é expressa, para uma dada tensão, como a espessura do filtro, normalmente de alumínio ou berílio, que na ausência dos elementos constituintes, geraria a mesma CSR. Um tubo cuja filtração inerente exceda 3,5 mm de alumínio não deve ser utilizado com a finalidade de calibração de dosímetros (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

Mesmo utilizando tubos de raios-x de mesmo tipo e geradores com a mesma forma de onda, os efeitos no espectro podem mostrar diferenças consideráveis. SEELENTAG et al (1979) comparou espectros de especificações idênticas, sendo o tubo de raios-x antigo feito com um tipo de vidro diferente do novo. As mudanças no espectro, apresentadas na FIG. 11, se devem aos efeitos gerados pelo ângulo do alvo, aspereza do anodo e obviamente, filtração inerente, sendo mais significativas para os fótons de baixa energia, onde a absorção do ar também influencia o espectro.

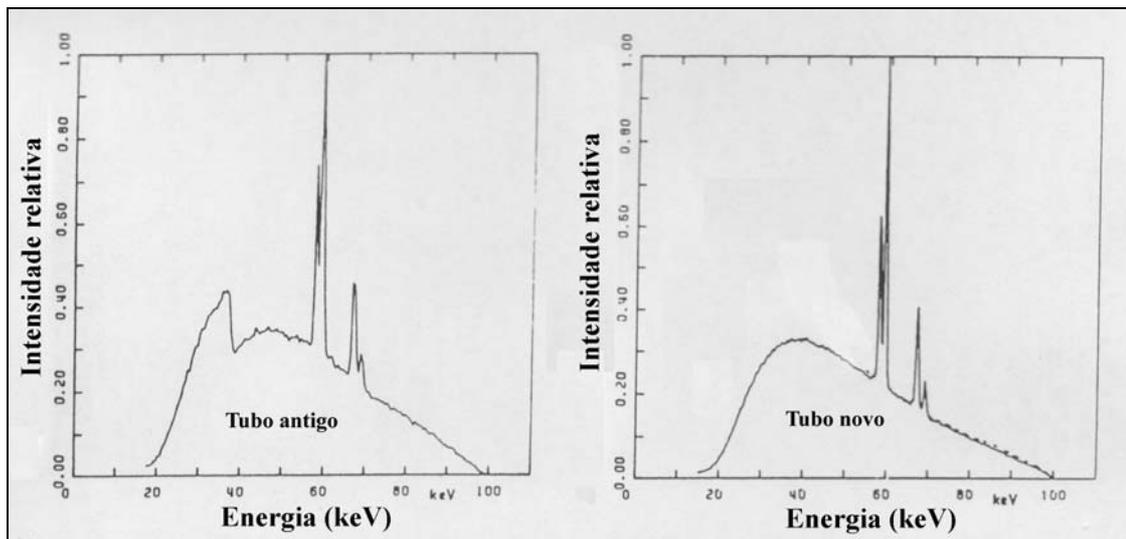


FIGURA 11

Espectros de mesmas especificações e tubos de raios-x diferentes

FONTE – SEELENTAG et al, 1979

3.2.6.3.2 Filtração total

A filtração total compreende não somente a filtração inerente do tubo, mas aquela devido aos materiais situados entre o tubo e a saída do equipamento, devido à câmara monitora quando é o caso e devido aos filtros adicionados para atender às exigências das normas.

O método mais largamente empregado para inferir sobre a filtração total da máquina é aquele que relaciona a mesma à qualidade do feixe de raios-x, também denominada penetrabilidade ou poder de penetração do feixe. A qualidade do feixe pode ser caracterizada numericamente pelas camadas semi-redutoras, cuja determinação é feita medindo-se a intensidade do feixe de raios-x à medida que se acrescenta atenuadores de espessuras definidas no caminho do feixe (LACERDA, 2002).

A composição do atenuador influi significativamente na estimativa da CSR para feixes de baixa energia (STANTON et al, 1984), entretanto à medida que a energia do feixe aumenta, a diferença entre as camadas semi-redutoras obtidas com atenuadores de pureza mínima igual a 99,9%, especificados pelas normas (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996; INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 1994) e os comerciais (aproximadamente 99% puros para o alumínio) diminui consideravelmente (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 1988). Isso ocorre porque o efeito fotoelétrico, predominante para baixa energia, é fortemente relacionado com o número atômico, desta maneira, a maior quantidade de impurezas encontradas nos filtros comerciais, em sua maioria com número atômico maior que o do alumínio, aumenta a absorção de fótons, reduzindo o valor da CSR (LACERDA, 2002).

Para tensões mais elevadas, tem sido observado experimentalmente que o espectro produzido com filtros de alumínio pode ser reproduzido com filtros de cobre de espessura apropriada (JENNINGS, 1977; NICKOLOFF e BERMAN, 1993). Através do ajuste da miliamperagem e do tempo para quatro tipos de diferentes materiais utilizados como filtro (alumínio, titânio, cobre e nióbio), foi possível conseguir espectros praticamente idênticos em um gerador trifásico e tensão de 80 kVp (NICKOLOFF e BERMAN, 1993). Este resultado é mostrado na FIG. 12.

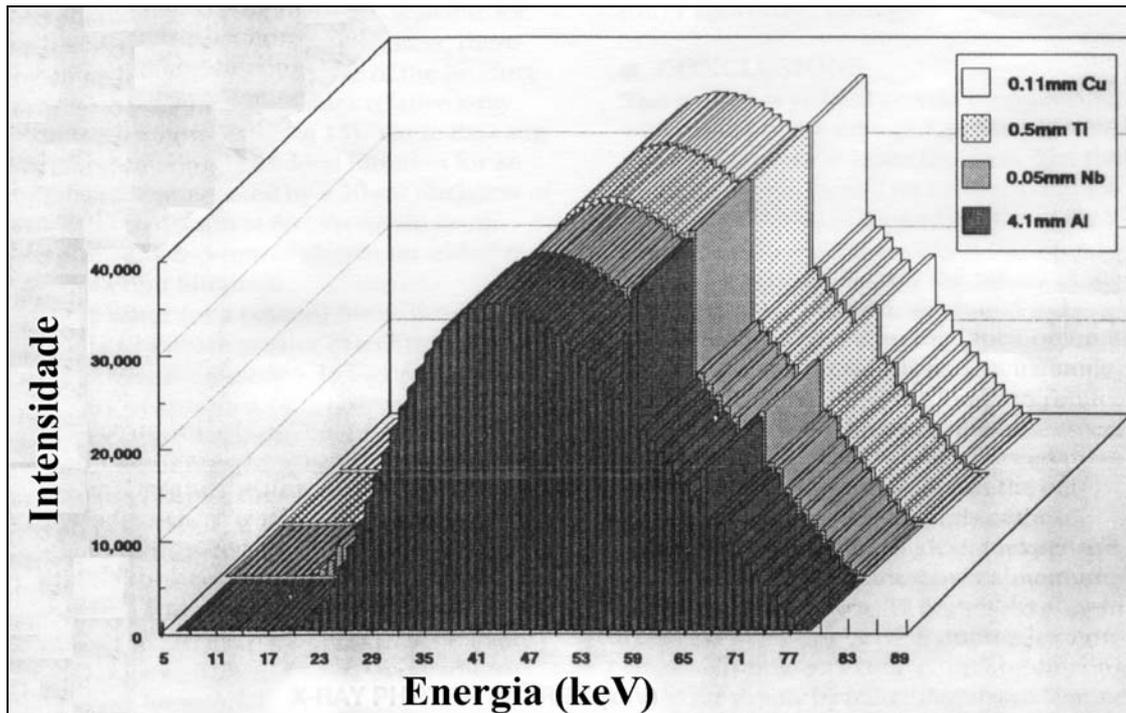


FIGURA 12

Reprodução de espectros com diferentes materiais usados como filtro

FONTE – NICKOLOFF e BERMAN, 1993

3.2.7 Radiações de referência

A completa especificação de uma radiação de referência inclui não somente a expressão da grandeza, mas também informações que permitam prognosticar a penetração do feixe de radiação. A verificação da penetrabilidade do feixe pode ser expressada em termos da CSR, entretanto, este parâmetro de maneira singular não se mostra totalmente adequado e outras informações são necessárias (UNITED STATES DEPARTMENT OF COMMERCE, 1964).

Bell (1936) citado por United States Department of Commerce (1964) mostrou que o potencial do tubo e a CSR seriam suficientes para caracterizar a distribuição espectral da radiação, entretanto Jones (1940) citado por United States Department of Commerce (1964), concluiu que para alguns propósitos, outros parâmetros seriam requeridos. Alguns laboratórios especificam, além da tensão aplicada ao tubo, filtração total e CSR, o coeficiente de homogeneidade, definido como sendo a relação entre a 1ª e 2ª CSR, a energia média ou a energia efetiva, sendo esta comumente definida como a energia do feixe de fótons monoenergético que produz a mesma CSR, para definir a qualidade do feixe de raios-x (SEELTAG et al, 1979).

Para estabelecer características dos equipamentos utilizados ou disponibilizar feixes de radiação para fins de pesquisa física ou médica, foram definidas radiações de referência que oferecem uma importante ferramenta de auxílio aos fabricantes, usuários e órgãos reguladores (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 1994).

Para fins de padronização, a International Organization for Standardization (1996) especificou as características e os métodos de produção de campos de radiação de referência para calibração de dosímetros. Os campos de radiação recomendados foram divididos em sete grupos ou séries e identificados por letras maiúsculas conforme abaixo:

- 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, estreitos;
- W: espectros de raios-x, largo;
- S: campos produzidos por fontes de radiação e
- R: campos de radiação produzidos por reações nucleares.

As séries L, H, N e W são especificadas na TAB. 2.

A International Organization for Standardization (1996) define a qualidade do feixe de raios-x através dos seguintes parâmetros:

- energia média do feixe;
- CSR;
- coeficiente de homogeneidade (h) e
- resolução (R_E), expressa em percentual e definida a seguir:

$$R_E = \frac{\Delta E}{E} \times 100 \quad (3.1)$$

onde ΔE é a largura do espectro correspondente à metade da ordenada máxima, conforme mostrado na FIG. 13 e E é a energia média do feixe. No caso da presença de raios-x característicos, a largura medida deve ser baseada apenas no espectro contínuo.

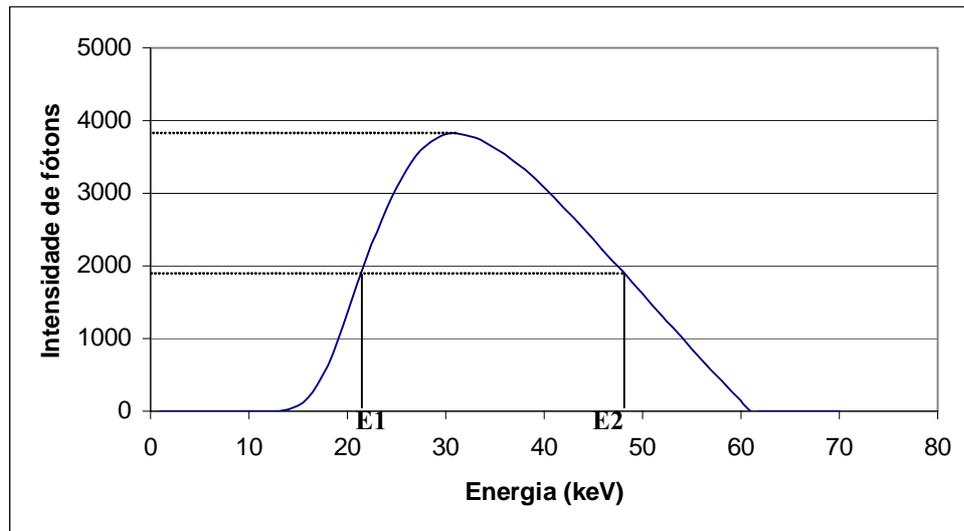


FIGURA 13
Resolução em um espectro de raios-x

$$\Delta E = E_2 - E_1 \quad (3.2)$$

Na prática, a qualidade da radiação depende primariamente da alta tensão aplicada ao tubo, da espessura e natureza da filtração total e das propriedades do alvo (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

TABELA 2
Especificações da radiação-x filtrada

Símbolo	Resolução (%)	Coefficiente de homogeneidade	Taxa de kerma no ar ¹⁾ (Gy/h)
L	18 a 22	1,0	3×10^{-4} ²⁾
N	27 a 37	0,75 a 1,0	10^{-3} a 10^{-2} ²⁾
W	48 a 57	0,67 a 0,98	10^{-2} a 10^{-1} ²⁾
H	Não especificada	0,64 a 0,86	10^{-2} a 0,5

1)Na distância de 1m do ponto focal, com o tubo operando a 1 mA.

2)Para energias inferiores a 30 keV, outros valores podem ser aplicados.

FONTE – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996

Cada série produz espectros de diferentes resoluções e taxas de kerma no ar. A série H produz espectros mais largos e taxas de kerma no ar mais altas. A série L produz espectros mais estreitos e taxas de kerma no ar menores (SOARES, 2001). O estreitamento do espectro deve ser utilizado para medir a variação da resposta dos instrumentos de medição com a energia do fóton, ou seja, para verificar a dependência energética dos instrumentos. A série com elevada taxa de kerma no ar é adequado para determinar a saturação dos instrumentos.

Para as séries de baixa taxa de kerma no ar, espectro estreito e espectro largo, é recomendável que o laboratório de referência verifique, através de um estudo de espectrometria, que a

energia média do espectro esteja dentro do limite de $\pm 3\%$ e a resolução dentro do limite de $\pm 10\%$ dos valores indicados nas TAB. 3, 4 e 5, entretanto, caso este sistema não esteja disponível, a tensão e a filtração característica listadas devem ser usadas e a radiação de referência produzida deve ser verificada através de um método alternativo para estabelecer as radiações de referência. Para as radiações de referência de energia média abaixo de 30 keV os limites adotados são menos exigentes (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

Para a série de alta taxa de kerma no ar, a qualidade da radiação é especificada em termos do potencial do tubo de raios-x e da primeira CSR (TAB. 6).

TABELA 3
Características da radiação para espectros da série L

Energia média (keV)	Resolução (%)	Potencial do tubo (kV)	Filtração adicional ¹⁾ (mm)				1ª CSR ³⁾ (mm)
			Pb	Sn	Cu	Al	
8,5		10				0,3 ²⁾	0,058 Al
17	21	20				2,0 ²⁾	0,42 Al
26	21	30			0,18	4,0 ²⁾	1,46 Al
30	21	35			0,25		2,20 Al
48	22	55			1,2		0,25 Cu
60	22	70			2,5		0,49 Cu
87	22	100		2,0	0,5		1,24 Cu
109	21	125		4,0	1,0		2,04 Cu
149	18	170	1,5	3,0	1,0		3,47 Cu
185	18	210	3,5	2,0	0,5		4,54 Cu
211	18	240	5,5	2,0	0,5		5,26 Cu

1) Exceto para os 3 (três) menores valores de energia, onde a filtração inerente recomendada é de 1 mmBe, a filtração total consiste da filtração adicional mais a filtração inerente ajustada para 4 mm de alumínio.

2) A filtração inerente recomendada é igual a 1 mmBe, mas outros valores podem ser adotados, desde que a energia média esteja dentro de $\pm 5\%$ e a resolução dentro de $\pm 15\%$ dos valores apresentados na tabela.

3) A medida da CSR é feita a uma distância de 1 metro do ponto focal. A 2ª CSR não é incluída nesta série uma vez que não mostra diferença significativa para a 1ª CSR.

FONTE – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996

TABELA 4
Características da radiação para espectros da série N

Energia média (keV)	Resolução (%)	Potencial do tubo (kV)	Filtração adicional ¹⁾ (mm)				1ª CSR ³⁾ (mm)	2ª CSR ³⁾ (mm)
			Pb	Sn	Cu	Al		
8	28	10				0,1 ²⁾	0,047 Al	0,052 Al
12	33	15				0,5 ²⁾	0,14 Al	0,16 Al
16	34	20				1,0 ²⁾	0,32 Al	0,37 Al
20	33	25				2,0 ²⁾	0,66 Al	0,73 Al
24	32	30				4,0 ²⁾	1,15 Al	1,30 Al
33	30	40			0,21		0,084 Cu	0,091 Cu
48	36	60			0,6		0,24 Cu	0,26 Cu
65	32	80			2,0		0,58 Cu	0,62 Cu
83	28	100			5,0		1,11 Cu	1,17 Cu
100	27	120		1,0	5,0		1,71 Cu	1,77 Cu
118	37	150		2,5			2,36 Cu	2,47 Cu
164	30	200	1,0	3,0	2,0		3,99 Cu	4,05 Cu
208	28	250	3,0	2,0			5,19 Cu	5,23 Cu
250	27	300	5,0	3,0			6,12 Cu	6,15 Cu

1) Exceto para os 5 (cinco) menores valores de energia, onde a filtração inerente recomendada é de 1 mmBe, a filtração total consiste da filtração adicional mais a filtração inerente ajustada para 4 mm de alumínio.

2) A filtração inerente recomendada é igual a 1 mmBe, mas outros valores podem ser adotados, desde que a energia média esteja dentro de $\pm 5\%$ e a resolução dentro de $\pm 15\%$ dos valores apresentados na tabela.

3) A medida da CSR é feita a uma distância de 1 metro do ponto focal.

FONTE – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996

TABELA 5
Características da radiação para espectros da série W

Energia média (keV)	Resolução (%)	Potencial do tubo (kV)	Filtração adicional ¹⁾ (mm)		1ª CSR ²⁾ (mmCu)	2ª CSR ²⁾ (mmCu)
			Sn	Cu		
45	48	60		0,3	0,18	0,21
57	55	80		0,5	0,35	0,44
79	51	110		2,0	0,96	1,11
104	56	150	1,0		1,86	2,10
137	57	200	2,0		3,08	3,31
173	56	250	4,0		4,22	4,40
208	57	300	6,5		5,20	5,34

1) A filtração total consiste, em cada caso, da filtração adicional mais a filtração inerente ajustada para 4 mm de alumínio.

2) A medida da CSR é feita a uma distância de 1 metro do ponto focal.

FONTE – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996

TABELA 6
Características da radiação para espectros da série H

Potencial do tubo (kV)	1ª CSR ²⁾	
	(mmAl)	(mmCu)
10	0,04	
20	0,11	
30	0,35	
60	2,4	0,077
100		0,29
200		1,7
250		2,5
280 ¹⁾		3,4
300		3,4

1) Esta radiação de referência foi introduzida como uma alternativa para os geradores de até 300 kV, quando este não pode ser obtido sob condições de máxima carga.

2) A medida da CSR é feita a uma distância de 1 metro do ponto focal.

FONTE – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996

Peaple et al (1989) efetuaram medições de diversos espectros baseados nas séries da International Organization for Standardization (1979), utilizando um detector de Ge(Li) de alta resolução para energias até 125 keV e outro de NaI(Tl) para energias superiores. A tensão do tubo foi medida de duas maneiras distintas, concordando dentro de $\pm 0,25$ kV. A filtração inerente foi medida a 60 kV, de acordo com o procedimento recomendado. Filtros de alumínio com pureza superior a 99,99% foram posicionados o mais próximo possível do ponto focal, de maneira a adequar a filtração total para 4mm de alumínio. Todos os demais metais utilizados possuíam pureza superior a 99,9%, excetuando alguns filtros de estanho usados na implantação das séries de baixa taxa de kerma no ar, cuja pureza mínima era de 99,8%. Os resultados demonstraram, com poucas exceções, boa concordância da energia média dos fótons. Considerando a 1ª CSR para as séries W e N, os resultados demonstraram boa concordância, embora os espectros de 40 kV e 100 kV da série N apresentaram diferenças de 7% e 4%, respectivamente.

Seelentag et al (1979) reproduziram diversos espectros especificados por várias organizações internacionais e laboratórios primários. O cálculo das camadas semi-redutoras, em alumínio ou cobre, concordaram em muitos casos com os valores especificados pelos diferentes laboratórios, dentro dos limites de $\pm 10\%$, entretanto para espectros gerados a partir de tensões mais baixas, grandes diferenças foram encontradas. Os autores consideram que neste caso, as diferenças nas distâncias ponto focal - detector conduziram a variações na absorção do ar.

Hagreen e Read (1988) direcionaram esforços para reproduzir espectros estreitos o mais próximo das especificações da ISO no National Physical Laboratory (NPL). Para isso,

utilizaram filtros de pureza mínima igual a 99,9%, atentando de forma particular à medição da espessura, ondulação e uniformidade. Medições ainda foram feitas para confirmar a densidade dos materiais utilizados. Um equipamento de potencial constante foi usado na geração dos raios-x, cuja tensão de pico máxima foi verificada através de dois métodos distintos, que incluía espectrometria. A 1ª e 2ª CSR's foram verificadas para cada série, usando uma câmara de ionização de ar livre (padrão primário) à distância de 1 metro do ponto focal, sendo a incerteza na medição da CSR estimada em $\pm 2\%$ para um nível de 95% de confiança. A TAB. 7 mostra os resultados.

TABELA 7
Espectros implantados no National Physical Laboratory

Série	1ª CSR (mmCu)	2ª CSR (mmCu)	Coefficiente de homogeneidade	Energia média (keV)	Resolução (%)
N40	0,0850	0,0898	0,946	32,7	31,2
N60	0,2344	0,2552	0,918	47,7	36,9
N80	0,581	0,638	0,910	65,1	33,1
N100	1,122	1,201	0,934	83,3	28,2
N120	1,732	1,835	0,944	100,3	27,8
N150	2,419	2,568	0,942	117,5	38,9
N200	4,097	4,207	0,974	163,4	32,1
N250	5,330	5,447	0,979	205,5	28,2
N300	6,256	6,332	0,988	247,4	29,9

FONTE - HAGREEN e READ, 1988

3.2.8 Condições e métodos para produção das radiações de referência

3.2.8.1 Características das unidades de raios-x

As unidades de emissão de raios-x devem ter o alvo construído de tungstênio, ângulo do anodo não inferior a 20° e ripple máximo de 10%, sendo os valores médios do potencial do tubo estáveis em $\pm 1\%$. A operação do tubo de raios-x deve ser feita de maneira a reduzir os efeitos de envelhecimento, uma vez que provoca o aumento da filtração inerente (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

3.2.8.2 Potencial do tubo

O potencial do tubo deve ser verificado em vários pontos e sob as condições de operação. Um dos métodos utilizados nesta verificação é a medição da máxima energia do fóton emitido, através de espectrometria. Para instalações que não possuem condições de efetuar esta medição, seria possível fixar o potencial do tubo para produzir alguma das radiações de

referência descritas (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

Existem alguns dispositivos não invasivos largamente utilizados em radiologia diagnóstica para determinação do potencial do tubo (RANALLO, 1988).

3.2.8.3 Determinação da filtração inerente

A verificação da filtração inerente deve ser feita medindo-se, com absorvedores de alumínio de pureza mínima igual a 99,9%, a 1ª CSR do feixe produzida pelo tubo sem filtração adicional, na tensão de 60 kV. A determinação da CSR requer a medida da taxa de kerma no ar em um ponto selecionado, à medida que se acrescenta uma quantidade de material absorvedor apropriado no caminho do feixe (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996). A FIG. 14 mostra o diagrama esquemático para medida da CSR.

Uma câmara monitora deve ser utilizada para corrigir qualquer variação na intensidade do feixe de radiação e deve ser posicionada de maneira que a leitura seja independente da quantidade de material absorvedor colocado sobre o feixe. A câmara usada na medida da atenuação deve ter uma dependência energética mínima na faixa de interesse e atenção especial deve ser dada para que a radiação espalhada seja mínima (U. S. DEPARTMENT OF COMMERCE, 1964). Recomenda-se que correções sejam aplicadas devido à variação do espectro à medida que os filtros absorvedores são inseridos no caminho do feixe. Os absorvedores devem ser colocados eqüidistante do ponto focal do tubo de raios-x e do detector. O diâmetro do feixe deve ser apenas o suficiente para irradiar o detector completamente e de maneira uniforme, devendo a distância entre este e os absorvedores ser pelo menos cinco vezes superior ao diâmetro do feixe, medido no plano que contém o centro geométrico do volume do detector (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

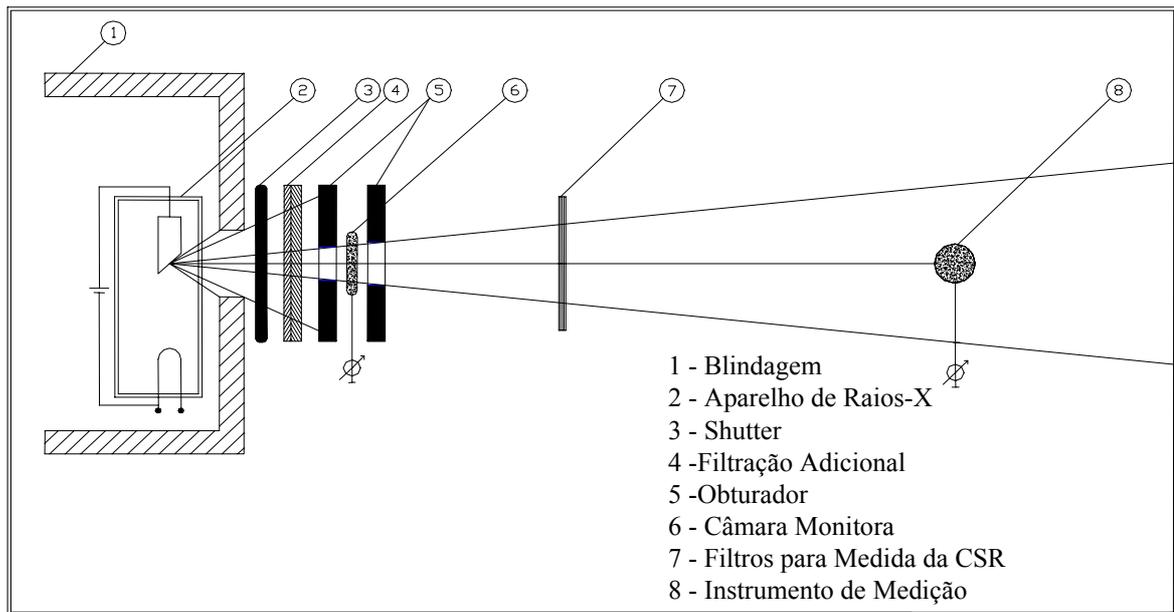


FIGURA 14
 Diagrama esquemático para medição da CSR

A atenuação da radiação para o alumínio a 60 kV é relacionada com a filtração inerente através da TAB. 8.

TABELA 8

Estimativa da filtração inerente através da 1ª CSR

1ª CSR (mmAl a 60 kV)	Filtração inerente (mmAl)
0,33	0,25
0,38	0,3
0,54	0,4
0,67	0,5
0,82	0,6
1,02	0,8
1,15	1
1,54	1,5
1,83	2
2,11	2,5
2,35	3
2,56	3,5
2,75	4
2,94	4,5
3,08	5
3,35	6
3,56	7

Uma vez obtida a filtração inerente, deve-se igualar a filtração total da radiação de referência que se deseja implantar e verificar se o espectro de raios-x atende às exigências citadas no item 3.2.7.

3.2.9 Método alternativo para estabelecer as radiações de referência

Este método baseia-se na International Organization for Standardization (1996) e não deve ser aplicado na obtenção das radiações de referência da série de alta taxa de kerma no ar.

Se a 1ª e 2ª camadas semi-redutoras concordarem dentro de $\pm 5\%$ para os dois feixes de raios-x, então estes devem ser considerados como de mesma qualidade. Recomenda-se a utilização de uma câmara de ionização com pequena dependência energética e pequena dependência da taxa de kerma no ar para as faixas de interesse. Recomenda-se também a utilização de uma câmara monitora que permita a correção das flutuações na intensidade do feixe de radiação.

O procedimento consiste em selecionar a radiação de referência que se deseja implantar e levantar a curva de atenuação do kerma no ar à medida que os absorvedores são acrescentados. Com esta curva, determina-se a 1ª e 2ª camadas semi-redutoras (para a série de baixa taxa de kerma no ar, somente a 1ª CSR deve ser verificada). Caso não seja possível atender aos padrões de desempenho, a tensão deve ser ajustada e o procedimento de medição repetido, até que o critério tenha sido satisfeito.

3.2.10 Método alternativo para estabelecer as radiações de referência para a série de alta taxa de kerma no ar

Para o potencial do tubo até 60 kV, uma vez que a filtração total é inferior a 4mm de alumínio, é requerido um tubo de raios-x com pouca filtração inerente, que possibilite gerar radiação de baixa energia. Acima de 60 kV, os filtros de alumínio utilizados para complementar a filtração inerente devem ser colocados após os filtros de cobre, como método para reduzir a radiação característica surgida deste último. A espessura do filtro de alumínio não deve ser inferior a 0,5 mm (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

Para radiação gerada com tensão de até 30 kV, a espessura da filtração adicional deve ser ajustada de maneira que a medida da 1ª CSR esteja dentro de $\pm 10\%$ da especificada. Acima deste valor, o limite se torna mais restritivo e deve situar-se dentro de $\pm 5\%$. A pureza mínima dos absorvedores utilizados para determinação da CSR deve ser de 99,9%, exceto para o caso

do alumínio quando utilizado na tensão de até 20 kV, que requer uma pureza mínima de 99,99% (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

4 METODOLOGIA E RESULTADOS

Uma das coisas que foi levada em consideração durante a implantação das radiações de referência em uma máquina de raios-x diagnóstico médico, foi definir um procedimento que fosse facilmente executável, mesmo para instalações com recursos financeiros limitados. Tal consideração não foi esquecida em nenhum momento no decorrer desta investigação.

A metodologia para estudo da viabilidade de implantação de radiações de referência em um equipamento de raios-x diagnóstico médico para calibração de dosímetros pessoais consistiu dos seguintes passos:

- execução de testes para controle de qualidade da máquina de raios-x diagnóstico médico, dentre eles: a verificação do desvio entre o campo luminoso e o de radiação, a verificação do alinhamento do eixo central do feixe de raios-x, a verificação da exatidão do indicador e da repetibilidade da tensão do tubo e a verificação da exatidão da tensão e do tempo de exposição;
- verificação da uniformidade do campo de radiação;
- verificação da radiação espalhada;
- verificação da filtração inerente do equipamento de emissão de raios-x;
- inserção da filtração adicional necessária para alcançar as radiações de referência, conforme orientação das normas e recomendações;
- simulação dos espectros de raios-x e verificação dos parâmetros que definem cada radiação de referência implantada;
- irradiação e calibração dos dosímetros pessoais do Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE) do CDTN nas radiações de referência implantadas;
- irradiação e calibração dos dosímetros pessoais do SMIE em radiações de referência do LNMRI;
- irradiação de dosímetros pessoais do SMIE em radiações de referência pouco filtradas do University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory (UWRCL) e
- comparação dos resultados.

4.1 Instalações utilizadas

4.1.1 Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

O Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) possui uma máquina de emissão de raios-x diagnóstico médico da VMI Indústria e Comércio LTDA, modelo Pulsar 800 Plus (FIG. 15), que foi utilizada na implantação das radiações de referência.

Este equipamento possui alimentação trifásica, tensão variando entre 30 e 125 kV e miliamperagem entre 75 e 800 mA (VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA, 2003), anodo giratório de tungstênio de 16°, foco fino de 1,0 mm e foco grosso de 2,0 mm, “sendo a filtração inerente (somente da ampola) de 0,6 mmAl a 62,5 kV” (BERTOLONI, 2002, p.1).



FIGURA 15

Unidade de emissão de raios-x VMI modelo Pulsar 800 Plus

4.1.2 Centro Regional de Ciências Nucleares

O laboratório do Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN) contribuiu para a verificação da dependência energética do dosímetro pessoal utilizado. Os campos de raios-x desta instalação são 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. O material do alvo de ambos os equipamentos é o tungstênio e estes recebem 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 HF 160 (SOARES, 2001). A FIG. 16 mostra a montagem do equipamento de raios-x com os dois tubos embutidos em uma blindagem de aço e chumbo, assim como a roda de filtros para as radiações de referência implantadas.



FIGURA 16
Unidade de emissão de raios x Pantak do CRCN

4.1.3 Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) é o responsável pela disseminação e padronização das medidas das radiações ionizantes no Brasil. Está gerenciando a implantação de uma rede de calibração em feixes de raios-x, que deverá ser inserida no sistema metrológico internacional através da garantia da qualidade de todo o sistema. Possui diversas radiações de referência implantadas, tanto da International Organization for Standardization (1996) como da International Electrotechnical Commission (1994) e efetuou a irradiação de dosímetros pessoais utilizados neste trabalho. A FIG. 17 mostra a sala de irradiação em feixes de raios-x do LNMRI.



FIGURA 17
Sala de irradiação do LNMRI

4.1.4 University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory

O University of Wisconsin Radiation Calibration Laboratory (UWRCL) realiza serviços de calibração de equipamentos com rastreabilidade ao National Institute of Standards and Technology (NIST). Possui, dentre outros, feixes de radiação com pouca filtração e diferentes tensões aplicadas ao tubo de raios-x, que foram utilizadas na verificação da resposta dos dosímetros pessoais em condições diferentes às de calibração. A FIG. 18 mostra a instalação da UWRCL contendo uma blindagem de chumbo para dois tubos de raios-x onde são produzidos feixes de referência em mamografia e convencional. Pode-se ver também uma câmara de ionização de ar livre similar ao padrão primário e uma das câmaras de ionização padrão secundário do UWRCL, utilizada na dosimetria dos feixes.



FIGURA 18
Sala de irradiação do UWRCL

4.2 Testes de controle de qualidade da máquina de raios-x diagnóstico médico

Uma vez que a máquina de raios-x diagnóstico médico não é projetada para ser utilizada na irradiação de dosímetros pessoais para fins de calibração, não é possível atender todas as exigências das normas, entretanto, deve-se conhecer até que ponto ela pode gerar campos de radiação repetitivos, reprodutivos, uniformes e o quanto próximos poderão estar das radiações de referência. Uma maneira para verificar tais parâmetros é efetuar diversos testes de controle de qualidade, que podem inclusive, ajudar em uma melhor estimativa da incerteza associada ao processo de irradiação. Os instrumentos de medida foram posicionados a 75 cm do solo em todos os testes e irradiações.

Pereira (2001) informa que os elevados tempos de resposta de diversos detetores de radiação em relação aos curtos tempos de exposição adotados em equipamentos de raios-x diagnóstico médico geram efeitos negativos, não sendo possível obter leituras coerentes e reprodutíveis de taxas de dose em irradiações idênticas e sucessivas em um equipamento de raios-x diagnóstico médico. O modo dose integrada elimina este problema, causado pela curta duração do tempo de exposição. Sendo assim, os equipamentos de medida foram utilizados no modo integrado e todos os cálculos consideraram o kerma no ar, ao invés da taxa de kerma no ar.

4.2.1 Desvio entre os campos luminoso e de radiação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-x

Uma máquina de raios-x diagnóstico médico possui um campo luminoso que deve ser coincidente com o campo de radiação, de maneira a possibilitar o posicionamento de pacientes. Os instrumentos de medida também podem ser posicionados com base no campo luminoso do equipamento, exigindo que qualquer desvio entre os campos citados sejam considerados. Este teste foi baseado nas orientações do Ministério da Saúde (2000) e seu objetivo é avaliar o desvio entre o campo luminoso e o campo de radiação, assim como verificar o alinhamento do eixo central do feixe de raios-x.

A International Organization for Standardization (1996) não especifica limites para este caso, uma vez que os equipamentos utilizados para fins de calibração não possuem um campo luminoso. O alinhamento do eixo central do feixe de radiação é considerado satisfatório se a inclinação do feixe primário em relação ao plano receptor da imagem for inferior a 3 graus (MINISTÉRIO DA SAÚDE (2000)).

Foi utilizado uma placa com marcações radiopacas com dois eixos ortogonais em escalas de 0,5 cm e dois círculos concêntricos para teste do colimador, um dispositivo para teste do alinhamento do feixe central composto por um cilindro de acrílico com esferas radiopacas situadas no centro das bases superior e inferior, um chassi 18 x 24 cm² com filme e acessórios para posicionamento.

O chassi, devidamente carregado, foi posicionado sobre o plano de medida e o dispositivo para teste do colimador colocado sobre ambos; o cabeçote do equipamento de emissão de raios-x foi nivelado, sendo o ponto focal posicionado a uma distância de 100 cm do plano de medida. O centro do campo luminoso ficou coincidente com o centro da placa de teste, sendo ainda ajustado para coincidir exatamente com o retângulo demarcado na placa; o ponto central do cilindro de acrílico foi colocado sobre o centro da placa de teste e feito uma exposição com uma técnica* radiográfica apropriada para extremidades. O colimador foi aberto de maneira a cobrir totalmente o chassi e feito outra exposição, com a mesma técnica radiográfica.

Após a revelação do filme, a maior distância entre as bordas do campo indicado e do campo de radiação foi tomada como indicador para avaliar o desvio entre o campo visual luminoso e

* Na radiologia diagnóstica, o termo “técnica” é muito utilizado para definir os parâmetros ajustados no equipamento, tais como a tensão (kV), a corrente (mA) e o tempo (ms).

o campo real de radiação. A perpendicularidade do eixo central do feixe de radiação teve como indicador, o ângulo formado entre o eixo central do feixe de raios-x e o plano de medida.

Conforme mostra a FIG. 19, a maior distância entre as bordas do campo visual luminoso e do campo de radiação foi igual a 1 cm para uma distância foco – filme (d_{f-f}) igual a 100 cm. Desta forma, o volume sensível de qualquer instrumento de medida utilizado durante qualquer irradiação no feixe primário de raios-x deve ser colocado considerando esta distância, garantindo sempre sua total inclusão no interior do campo de radiação.

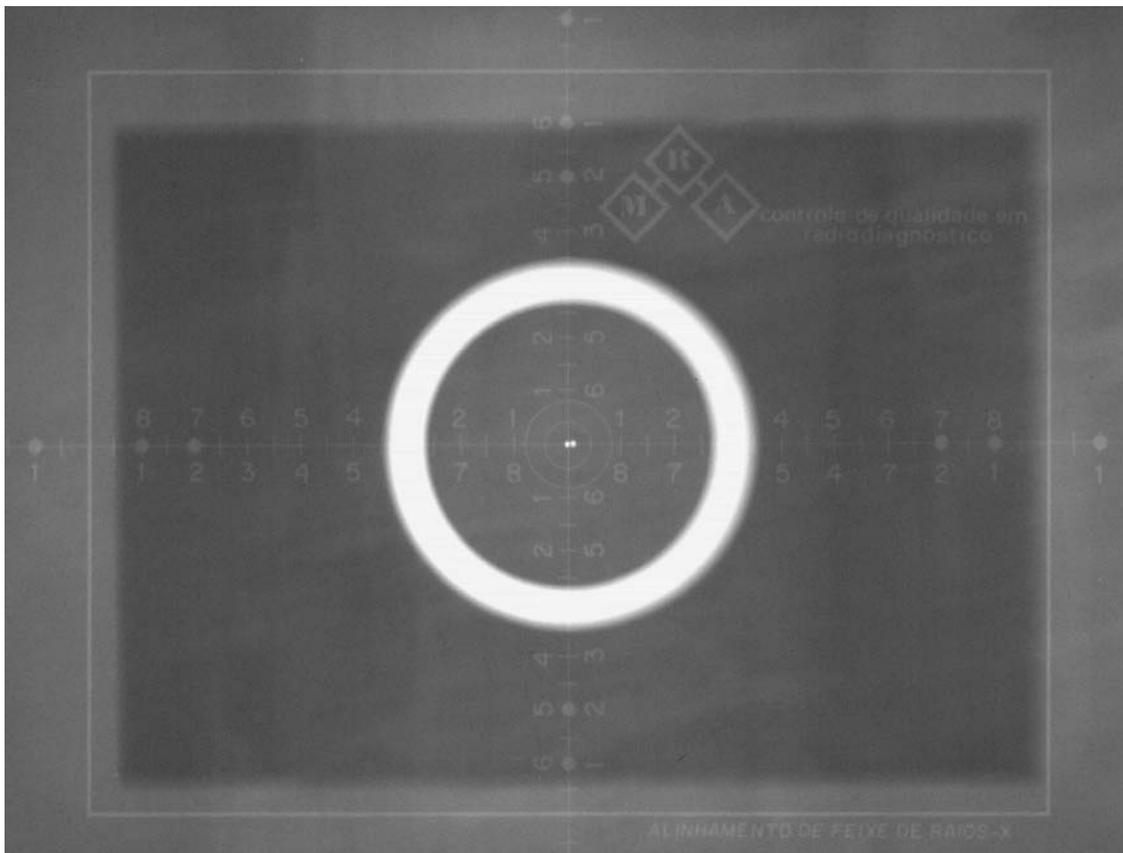


FIGURA 19

Desvio entre os campos e perpendicularidade do eixo central do feixe de radiação

Com a utilização do equipamento, foi necessário substituir a lâmpada indicativa do feixe luminoso, exigindo a repetição deste teste. Em ambas as situações, a localização da imagem da esfera do topo do cilindro situou-se no interior do primeiro círculo, indicando que a inclinação do feixe primário em relação ao plano receptor da imagem é inferior a $1,5^\circ$. A maior distância entre as bordas do campo visual luminoso e do campo de radiação também foi mantida.

O alinhamento do eixo central do feixe foi considerado satisfatório, uma vez que é representativo da técnica radiográfica utilizada e atende aos padrões de desempenho especificados pelo Ministério da Saúde (2000). O desvio entre os campos luminoso e de radiação é sempre considerado durante as irradiações, sendo assim, este não causa nenhum prejuízo no processo de irradiação dos dosímetros pessoais.

4.2.2 Exatidão do indicador e repetibilidade da tensão do tubo

A tensão aplicada ao tubo é fator que influencia o espectro de energia do feixe de raios-x, sendo seu conhecimento de fundamental importância, uma vez que afeta diretamente a energia máxima dos fótons, assim como a energia média do feixe.

Este teste foi baseado nas orientações do Ministério da Saúde (2000) e seu objetivo é avaliar a exatidão da indicação da tensão do tubo no painel de controle para diversas correntes selecionadas e verificar a repetibilidade da tensão do tubo. O Ministério da Saúde (2000) estabelece o limite de 10%, tanto para a exatidão do indicador como para a repetibilidade da tensão do tubo, entretanto, para fins de calibração, deve-se adotar um critério mais restritivo, uma vez que, segundo a International Organization for Standardization (1996), é recomendável que o valor verdadeiro convencional do potencial do tubo seja conhecido dentro de $\pm 2\%$.

Foi utilizado um medidor de tensão de pico (kVp) da Radcal Corporation, modelo 4075, conforme mostrado na FIG. 20 e acessórios para posicionamento na realização deste teste.



FIGURA 20
Medidor de tensão de pico

O medidor da Radcal Corporation, modelo 4075 possui dois detetores de radiação colocados sob diferente filtração. A razão entre o sinal destes detetores (S1 e S2) é usada na determinação da tensão de pico (FIG. 21). Esta medição é independente da corrente do tubo ou da distância foco - instrumento ($d_{f.i}$). A medida é feita em intervalos de tempo de até 1 segundo, sendo apresentado a tensão de pico média. Para exposições mais demoradas (p. ex: fluoroscopia), um novo valor de tensão é automaticamente calculado a cada segundo.

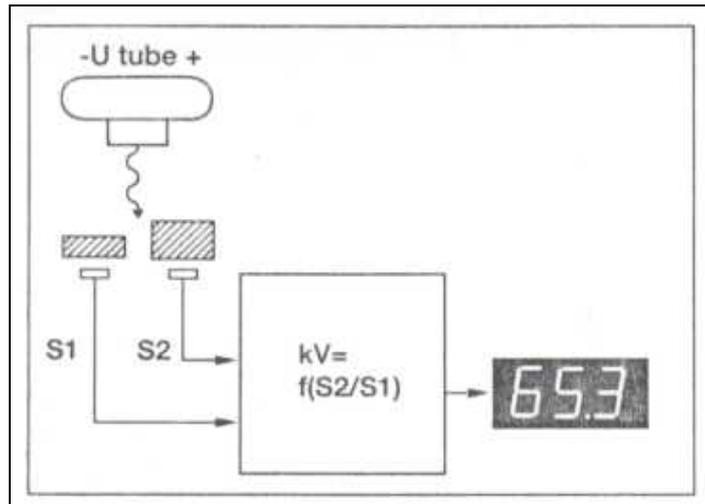


FIGURA 21

Esquema de funcionamento do medidor modelo 4075RF

FONTE – RADCAL CORPORATION, 1994a

A TAB. 9 mostra as especificações do medidor em questão.

TABELA 9

Especificações do medidor de tensão

Faixa de operação (range)	55 – 145 kVp
Reprodutibilidade	< 0,5%
Tempo mínimo de exposição	10 ms
Resolução	0,1 kV
Dependência angular	< 1,0%
Dependência com a distância	desprezível
Faixa de temperatura	15 – 35 °C
Faixa de umidade relativa	< 80 %
Área do detector	21 x 21 mm

FONTE – RADCAL CORPORATION, 1994.

A calibração do medidor de tensão de pico foi feita pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE) da Universidade de São Paulo (USP), que realizou medidas comparativas para as tensões variando entre 60 kVp e 105 kVp, com geradores monofásico e trifásico, assim como verificação da reprodutibilidade. A incerteza combinada associada ao procedimento de

calibração não ultrapassou a 1,6% para nenhuma das tensões verificadas, seja com o gerador monofásico ou trifásico (INSTITUTO DE ELETROTÉCNICA E ENERGIA, 2004).

As medidas da tensão de pico foram realizadas para 3 valores nominais (60 kV, 80 kV e 110 kV) nas correntes de 100 mA, 200 mA e 300 mA, compatíveis com o equipamento e normalmente utilizados. O medidor de tensão foi posicionado sobre a mesa e o tubo de raios-x nivelado. A $d_{f,i}$ utilizada foi de 100 cm e o campo de radiação ajustado de maneira a incidir sobre todo o volume sensível do detector. O tempo de exposição foi definido em 100 ms e 3 disparos foram executados para cada técnica radiográfica selecionada.

O desvio máximo no teste de exatidão da tensão do tubo é obtido através da equação:

$$DM_{(exat)} = \left(\frac{kV_{(sel)} - kV_{(med)}}{kV_{(sel)}} \right) \times 100 \quad (4.1)$$

onde: $DM_{(exat)}$ é o desvio máximo na exatidão da tensão do tubo (%);

$kV_{(sel)}$ é o valor de tensão nominal selecionado no equipamento (kV);

$kV_{(med)}$ é o valor de tensão com maior desvio em relação à média das medidas efetuadas (kV).

O desvio máximo no teste de repetibilidade da tensão do tubo é obtido através da equação:

$$DM_{(rep)} = \left(\frac{kV_{(1)} - kV_{(2)}}{(kV_{(1)} + kV_{(2)})/2} \right) \times 100 \quad (4.2)$$

onde: $DM_{(rep)}$ é o desvio máximo na repetibilidade da tensão do tubo (%);

$kV_{(1)}$ é o menor valor de tensão medido pelo equipamento (kV);

$kV_{(2)}$ é o maior valor de tensão medido pelo equipamento (kV).

A TAB. 10 mostra o resultado das medidas. Os valores de $kV_{(1)}$ e $kV_{(2)}$ são apresentados em negrito. Verifica-se que para todas as tensões utilizadas, o desvio máximo na exatidão da tensão do tubo é de 3% e inferior a 4% no teste de repetibilidade da tensão do tubo. Estes resultados são considerados satisfatórios, uma vez que atendem aos padrões de desempenho especificados pelo Ministério da Saúde (2000) e, além disso, o desvio padrão das medidas, cujo valor máximo não excedeu 1,3% da tensão nominal, não provoca aumento significativo da incerteza na medição do potencial do tubo.

TABELA 10
Exatidão do indicador e repetibilidade da tensão do tubo

Corrente (mA)	Tensão (kV)		
	60	80	110
100	60,8	78,9	109,6
	61,8	79,5	110,0
	61,2	79,4	108,8
200	60,0	79,4	109,9
	60,0	78,5	110,7
	59,9	79,3	110,6
300	59,8	78,8	110,3
	59,9	78,7	110,0
	59,5	78,7	110,1
Média (kV)	60,3	79,0	110,0
Desv. Padrão (kV)	0,77	0,38	0,57

Os resultados demonstram ainda que para o equipamento em questão, a corrente utilizada não gera variação significativa na medição potencial do tubo através deste método.

4.2.3 Exatidão do tempo de exposição

O tempo de exposição é diretamente proporcional à radiação incidente no dosímetro, sendo assim, é recomendável verificar se a indicação nominal do painel de controle é obedecida.

Este teste foi baseado nas orientações do Ministério da Saúde (2000), que limita o desvio máximo entre o tempo de exposição nominal e o medido em 10%, e seu objetivo é avaliar a exatidão da indicação nominal do tempo de exposição da unidade de raios-x do CDTN.

Foi utilizado um medidor da Radcal Corporation, modelo 3036, mostrado na FIG. 22 e acessórios para posicionamento durante a realização deste teste.



FIGURA 22
Medidor de radiação e de tempo de exposição

O medidor da Radcal Corporation, modelo 3036 possui uma câmara de ionização de 40 mm de diâmetro. De maneira simplificada, podemos dizer que a carga produzida na câmara é coletada por um eletrômetro digital que gera pulsos de saída. A frequência e o número destes pulsos são usados por um microprocessador para determinar a taxa e o tempo de exposição (RADCAL CORPORATION, 1995). A TAB. 11 mostra as especificações do medidor em questão.

TABELA 11
Características do medidor da Radcal Corporation, modelo 3036

Exatidão na indicação da exposição	± 5%
Exatidão na indicação do tempo	± 1 ms
Dependência energética	± 5% para 20 a 150 keV
Corrente de fuga	< 0,002 R/min
Faixa de temperatura	5 a 45 °C

FONTE – RADCAL CORPORATION, 1995

A calibração foi feita no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) em radiações de referência da ISO N40 e N60 onde a incerteza total associada ao fator de calibração, definida como sendo duas vezes o valor da incerteza combinada, não excede 3,5% (INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES, 2004a) e em radiações de referência da IEC RQR3, RQR5 e RQR7, onde a incerteza total associada ao fator de calibração não excede 5,5% (INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES, 2004b).

Foram definidos 5 valores de tempo de exposição (30, 50, 100, 200 e 300 ms) compatíveis com o equipamento. O medidor de tempo de exposição foi posicionado sobre a mesa e o tubo de raios-x nivelado. A d_{F-i} utilizada foi de 100 cm e o campo ajustado de maneira a incidir sobre todo o volume sensível do detector. Durante todas as irradiações foi utilizado a tensão de 80 kV e o produto corrente-tempo manteve-se constante. Foram executados 3 disparos para cada tempo de exposição adotado.

Para cada tempo de exposição selecionado foi verificado o desvio máximo na indicação do tempo de exposição, obtido através da fórmula:

$$DM_{(t.exp)} = \left| \frac{T_{(ind)} - T_{(med)}}{T_{(ind)}} \right| \times 100 \quad (4.3)$$

onde: $DM_{(t.exp)}$ é o desvio absoluto máximo na indicação do tempo de exposição (%);

$T_{(ind)}$ é o valor nominal indicado no equipamento (ms);

$T_{(med)}$ é o valor do tempo de exposição medido que apresenta o maior desvio em relação ao valor nominal (ms).

A TAB. 12 mostra o desvio máximo entre a indicação do painel de controle da unidade de emissão de raios-x e o valor medido. Foi verificado um desvio máximo de 6,0% para o tempo de 30 ms. Para os demais valores escolhidos este não chegou a 3%.

Apesar do desvio máximo entre a indicação nominal do tempo de exposição e o valor medido ser considerado satisfatório pelo Ministério da Saúde (2000), mesmo para o tempo de exposição igual a 30 ms, este não deve ser utilizado, pois apresenta um desvio bastante superior aos demais.

TABELA 12
Desvio máximo da exatidão do tempo de exposição

Tempo de exposição (ms)	Média das leituras (ms)	Desvio padrão (ms)	Leitura com maior desvio em relação à média (ms)	Desvio absoluto máximo na indicação do tempo de exposição (%)
30	29,0	0,7	28,2	6,0
50	49,5	0,2	49,3	1,4
100	101,0	0,4	101,3	1,3
200	203,4	0,4	203,7	1,9
300	305,9	0,9	306,8	2,3

Considerando que o uso de uma câmara monitora do feixe de radiação em um equipamento de raios-x diagnóstico médico não é tarefa simples, deve ser utilizada uma câmara de ionização calibrada para medir a radiação durante as irradiações de dosímetros, o que torna possível a correção da leitura e faz com que a influência do desvio do tempo de exposição torne-se desprezível, conforme item 3.1.4.3.

4.2.4 Verificação da uniformidade do campo de radiação

A determinação da uniformidade do campo de radiação é importante para delimitar a área a ser utilizada durante as irradiações dos dosímetros. O objetivo deste teste é verificar se o campo de radiação implantado atende às exigências da International Organization for Standardization (1996), que considera o campo de radiação uniforme, se a taxa de kerma no ar em cada ponto de teste não variar mais que 5% sobre o volume sensível do detector.

Os equipamentos usados neste teste consistem de uma câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6 (FIG. 23) acoplada ao eletrômetro modelo 9060 e acessórios para posicionamento.



FIGURA 23
Câmara de ionização da Radcal Corporation modelo 10X5-6

A câmara de ionização utilizada possui comunicação com a atmosfera (não selada), geometria cilíndrica e volume ativo de 6cm^3 (RADCAL CORPORATION, 1994b). Foi escolhida devido às pequenas dimensões que permite o uso de feixes colimados. Suas características técnicas são mostradas na TAB. 13.

TABELA 13

Características da câmara de ionização 10X5-6

Taxa de kerma	1 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ até 10 Gy/min
Kerma (integrado)	0,01 μGy até 1,999 Gy
Resolução	0,01 μGy
Material	policarbonato

FONTE – RADCAL CORPORATION, 1994b

Conforme mostrado na FIG. 24, para energias do feixe de radiação entre 20 e 1300 keV aproximadamente, a variação na resposta deste equipamento é inferior a $\pm 2\%$. A calibração foi feita no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), nas qualidades ISO N40 e N60, onde a incerteza associada ao fator de calibração, tendo sido definida como duas vezes o valor da incerteza combinada, não excede 3,5% e IEC RQR 3, RQR 5 e RQR 7, onde a incerteza associada ao fator de calibração não excede 5,5% (INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES, 2002, 2004c, 2004d). Baseado na baixa variação da

resposta do aparelho em função da energia do feixe e nos espectros em que a câmara de ionização foi calibrada, nenhum fator de correção devido à dependência energética será adotado.

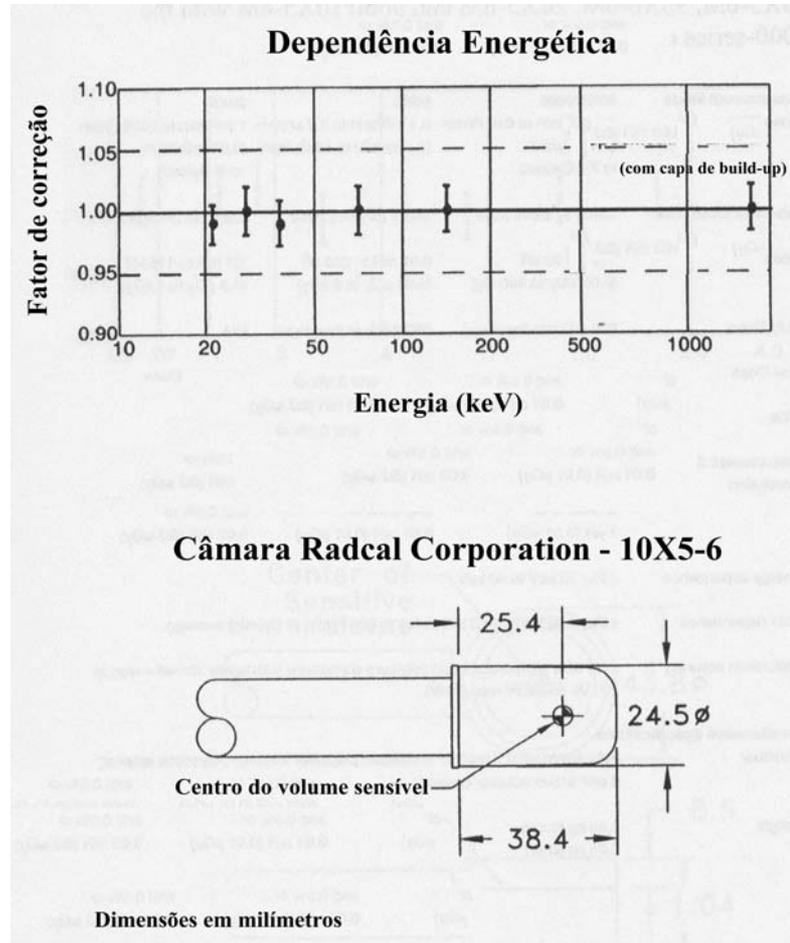


FIGURA 24
Dependência energética e dimensões da câmara 10X5-6

FONTE – RADCAL CORPORATION, 1994b

A técnica radiográfica utilizada na irradiação foi de 60 kV, 100mA, 300ms e filtração total equivalente a 4,1mm de alumínio somado a 0,3mm de cobre. O campo luminoso foi ajustado para os tamanhos de 240x180 mm², 120x90 mm² e 60x50 mm².

Os pontos de medida para o tamanho de campo igual a 240x180 mm² estão ilustrados na FIG. 25 e foram tomados de maneira a fazer uma varredura de todo o campo de radiação, assim como possibilitar a total inclusão do volume sensível do detector em seu interior. Da mesma maneira, as FIG. 26 e 27 mostram os pontos de medida para os campos de 120x90 mm² e 60x50 mm², respectivamente.

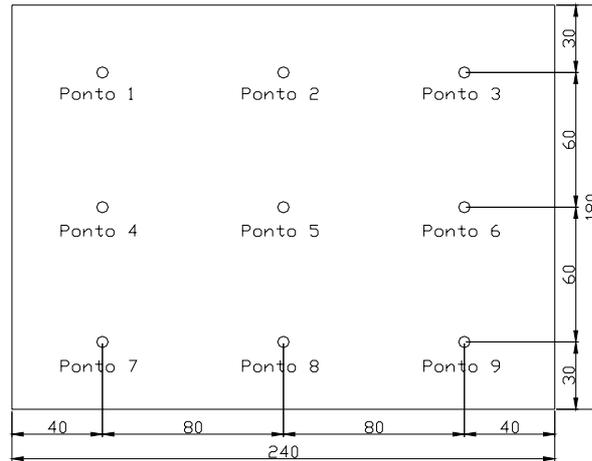


FIGURA 25

Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 240x180 mm².

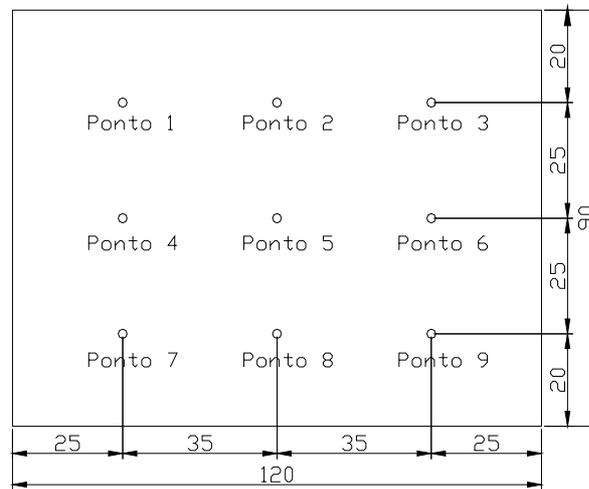


FIGURA 26

Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 120x90 mm².

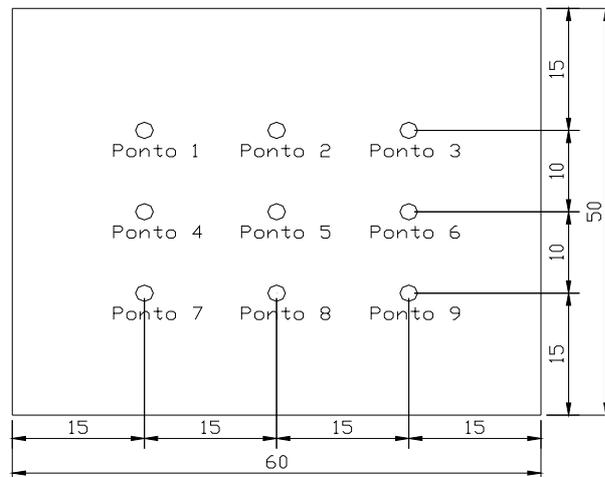


FIGURA 27

Pontos de medida para o tamanho de campo igual a 60x50 mm².

A variação percentual máxima entre as medidas foi calculada de acordo com a equação:

$$DMax = \frac{L_{(max)} - L_{(min)}}{L_{(min)}} \times 100 \quad (4.4)$$

onde: $DMax$ é o desvio máximo na uniformidade do campo de radiação (%);

$L_{(max)}$ é a média das medidas no ponto do campo com o mais alto nível de radiação;

$L_{(min)}$ é a média das medidas no ponto do campo com o mais baixo nível de radiação.

A TAB. 14 ilustra os resultados para cada um dos tamanhos de campo estudado, sendo os valores de $L_{(max)}$ e $L_{(min)}$, colocados em negrito. Foi verificado que a variação percentual máxima, considerando os 9 pontos de medida foi de 3,3%, 2,0% e 1,6% para os tamanhos de campo de 240 x 180mm², 120 x 90mm² e 60 x 50mm², respectivamente, indicando que a colimação do feixe provoca melhorias na uniformidade do campo de radiação. Os critérios da International Organization for Standardization (1996) foram atendidos para os três diferentes tamanhos de campo estudados.

TABELA 14
Uniformidade do campo de radiação

Ponto de medida	240 x 180 mm ²		120 x 90 mm ²		60 x 50 mm ²	
	Média das leituras (µSv)	Desvio padrão (µSv)	Média das leituras (µSv)	Desvio padrão (µSv)	Média das leituras (µSv)	Desvio padrão (µSv)
1	142,7	0,2	142,4	0,1	139,0	0,1
2	145,9	0,4	142,7	0,2	140,3	0,3
3	145,1	0,1	142,1	0,2	140,1	0,1
4	144,7	0,3	144,4	0,2	140,3	0,1
5	147,3	0,1	144,9	0,1	140,7	0,1
6	147,1	0,2	144,3	0,3	141,2	0,1
7	143,6	0,5	143,0	0,1	140,5	0,2
8	147,2	0,1	143,5	0,3	140,6	0,3
9	146,7	0,4	143,6	0,1	140,4	0,1

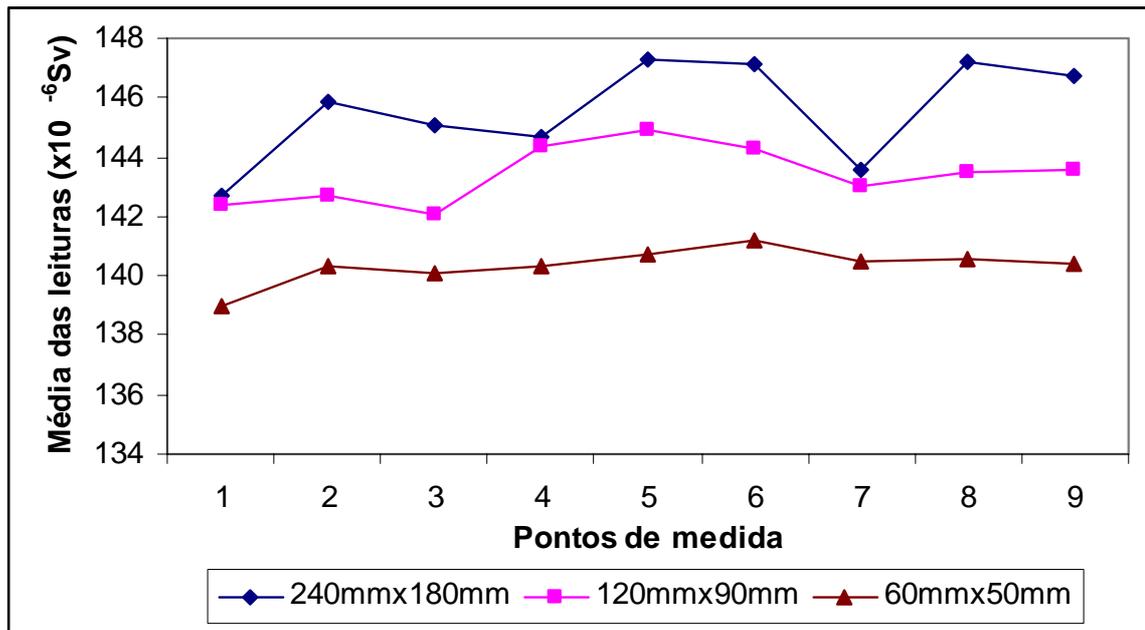


FIGURA 28
Uniformidade do campo de radiação

A FIG. 28 mostra que a redução do tamanho de campo diminui a quantidade de radiação medida pelo detector, o que pode ser explicado pela menor quantidade de radiação espalhada gerada nesta situação.

4.2.5 Verificação da radiação espalhada

A radiação espalhada gera mudanças no espectro de raios-x e influencia a medida. Sendo assim, o objetivo deste teste é verificar se o padrão de desempenho especificado pela International Organization for Standardization (1996), que limita a contribuição da radiação espalhada a um valor máximo de 5% da taxa de kerma no ar é atendido.

Uma vez que o fluxo de fótons, para uma fonte pontual, monoenergética e isotrópica de radiação gama, em um meio não absorvedor varia de maneira inversamente proporcional ao quadrado da distância, sendo também aplicável ao ar atmosférico com boa aproximação (CNEN, 1997), deve-se medir a taxa de kerma no ar ao longo do eixo central do feixe em vários pontos e verificar se esta lei é obedecida dentro de $\pm 5\%$ (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996), ou seja, a taxa de kerma no ar medida ao longo do eixo central do feixe de radiação deve ser proporcional ao inverso do quadrado da distância ponto focal-detector. Apesar da fonte de radiação utilizada não ser monoenergética, a filtração exigida pela norma é suficiente para blindar os fótons de baixa energia, estreitando o espectro e possibilitando esta verificação.

Adicionalmente, para cada distância empregada no teste anterior, deve-se medir a taxa de kerma no ar deslocando a câmara de ionização, em um plano perpendicular ao eixo do feixe de radiação, de uma distância igual a duas vezes o raio do feixe primário mais a penumbra. Neste caso, a taxa de kerma no ar não deve ultrapassar a 5% da medida anteriormente efetuada ao longo do eixo central do feixe de radiação, para a mesma distância (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996).

Os equipamentos utilizados neste teste consistem de uma câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6 acoplada ao eletrômetro modelo 9060 para medida da radiação no eixo central do feixe, uma câmara de ionização da Radcal Corporation modelo 10X5-180 acoplada a outro eletrômetro modelo 9060 para medida da radiação espalhada, dosímetro pessoal do tipo filme e acessórios para posicionamento.

A câmara de ionização 10X5-180 (FIG. 29) possui comunicação com a atmosfera (não selada) e volume ativo de 180 cm³ (RADCAL CORPORATION, 1994b). Seu maior volume e suas características técnicas, listadas na TAB. 15, são adequados para medição da radiação espalhada.



FIGURA 29
Câmara de ionização da Radcal Corporation modelo 10X5-180

TABELA 15
Características da câmara de ionização 10X5-180

Taxa de kerma	0,01 μ Gy/hr até 10 Gy/hr
Kerma (integrado)	1 η Gy até 199 mGy
Resolução	0,01 mGy/h
Material	policarbonato

Conforme mostrado na FIG. 30, para energias do feixe de radiação entre 20 e 1300 keV aproximadamente, a variação na resposta deste equipamento é inferior a $\pm 5\%$. A calibração foi feita pelo IPEN, nas qualidades ISO N40 e N60, onde a incerteza associada ao fator de calibração, tendo sido definida como duas vezes o valor da incerteza combinada, não excede 3,5% e IEC RQR 3, RQR 5 e RQR 7, onde a incerteza associada ao fator de calibração não excede 5,5% (INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES, 2003, 2004, 2004f). Baseado na baixa variação da resposta da câmara em função da energia do feixe, nenhum fator de correção devido à dependência energética foi adotado para este equipamento.

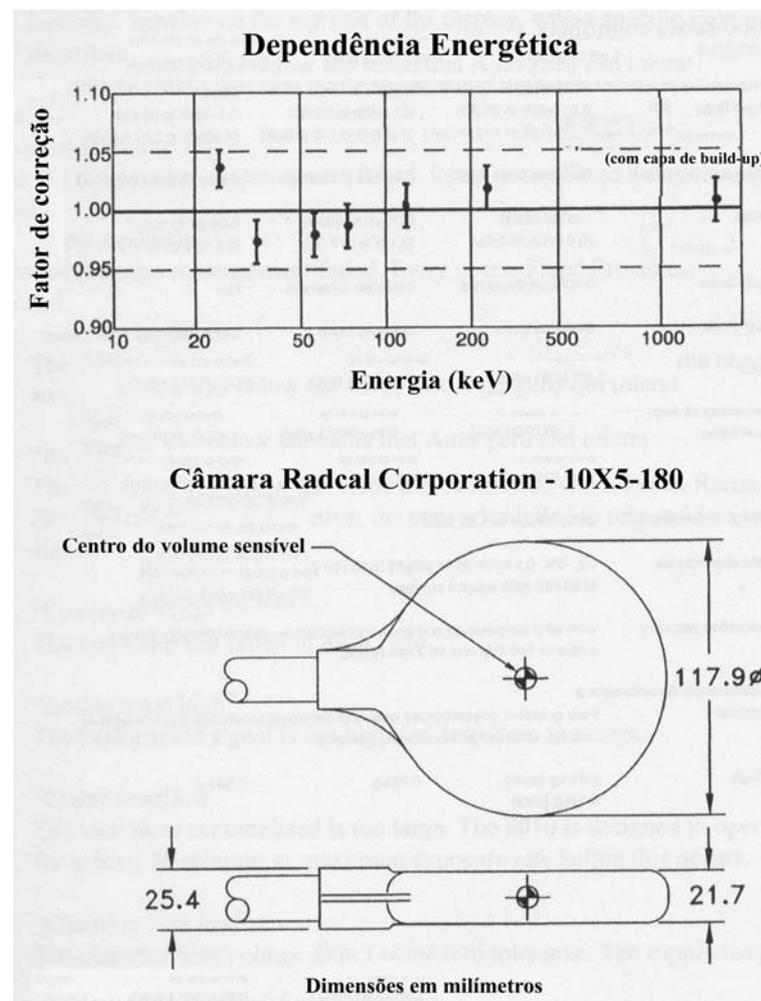


FIGURA 30
Dependência energética e dimensões da câmara 10X5-180

O dosímetro pessoal, utilizado neste teste como meio espalhador, e a câmara de ionização para medição do feixe direto, incluindo os respectivos suportes foram posicionados simulando a irradiação dos dosímetros. Os demais parâmetros, como a tensão, a filtração total, o tamanho de campo na distância foco-detector (d_{f-d}) igual a 100 cm e os acessórios utilizados também se mantiveram. Foram executados 3 (três) disparos para cada distância estudada em ambos os testes. A técnica radiográfica utilizada foi de 60 kV, 100 mA, 300 ms e filtração total de 4,1 mm de alumínio somado a 0,3 mm de cobre.

A variação na d_{f-d} foi feita movimentando-se o cabeçote do equipamento de emissão de raios-x, de maneira a reduzir erros de posicionamento, uma vez que de outra forma seria necessário o reposicionamento da câmara de ionização, dosímetro pessoal e suporte. Esta variação acarretava em uma mudança no tamanho de campo, que não foi corrigido, entretanto, todo o volume sensível do detector manteve-se no interior do campo de radiação durante as medidas.

Optou-se por fazer a medição da radiação espalhada simultaneamente à medição do feixe direto com a câmara de ionização modelo 10X5-180, pois, além do volume adequado para medição da radiação espalhada, este procedimento evita as possíveis variações entre irradiações, freqüentes em equipamentos de emissão de raios-x.

Uma vez que o campo de radiação não é circular, não há como seguir as orientações da International Organization for Standardization (1996), posicionando a câmara para medição da radiação espalhada deslocada do eixo principal do feixe de radiação de uma distância igual á 2 vezes o raio do feixe principal de radiação mais sua penumbra. Sendo assim, o centro geométrico da câmara de ionização modelo 10X5-180 foi colocada no mesmo plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação que continha o centro geométrico do volume sensível da câmara de ionização 10X5-6, deslocada do eixo central do feixe de radiação de uma distância igual ao menor lado do retângulo que continha o campo de radiação (p. ex: para um campo de radiação de $120 \times 90 \text{ mm}^2$, a câmara para medida da radiação espalhada ficaria a 90 mm do eixo principal do feixe de radiação). Desta maneira, nenhuma parte do volume sensível da câmara de ionização destinada a medir a radiação espalhada foi diretamente atingido pela radiação primária. Além disso, seu eixo longitudinal ficou paralelo ao eixo do feixe principal de radiação. A FIG. 31 mostra o posicionamento destes equipamentos.



FIGURA 31
Verificação da radiação espalhada

A verificação da radiação espalhada através da variação do kerma no ar com a distância foco-detector foi feita através da seguinte fórmula:

$$K_1 \times d_1^2 = K_2 \times d_2^2 \quad (4.5)$$

onde: K_1 é o valor do kerma no ar à distância ponto focal-detector d_1 e

K_2 é o valor do kerma no ar à distância ponto focal-detector d_2 .

TABELA 16
Medição do kerma no ar ao longo do eixo central do feixe de radiação

Distância (d) (cm)	Kerma no ar (μGy)	Desvio Padrão (μGy)	$K \cdot d_{f-d}^2$ ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$)
90	341,8	0,2	2,77
100	274,8	0,4	2,75
110	225,8	0,7	2,73
120	188,6	0,8	2,72

A TAB. 16 mostra a medição do kerma no ar ao longo do eixo principal do feixe de radiação. Os resultados indicam uma diferença inferior a 2% no produto kerma no ar – $(d_{f-d})^2$, atendendo ao padrão de desempenho da International Organization for Standardization (1996). A FIG. 32 indica que esta diferença tende a um ligeiro aumento para d_{f-d} superiores ou inferiores às estudadas. Limitações no curso do equipamento não permitem uma montagem adequada do “setup” em tais situações.

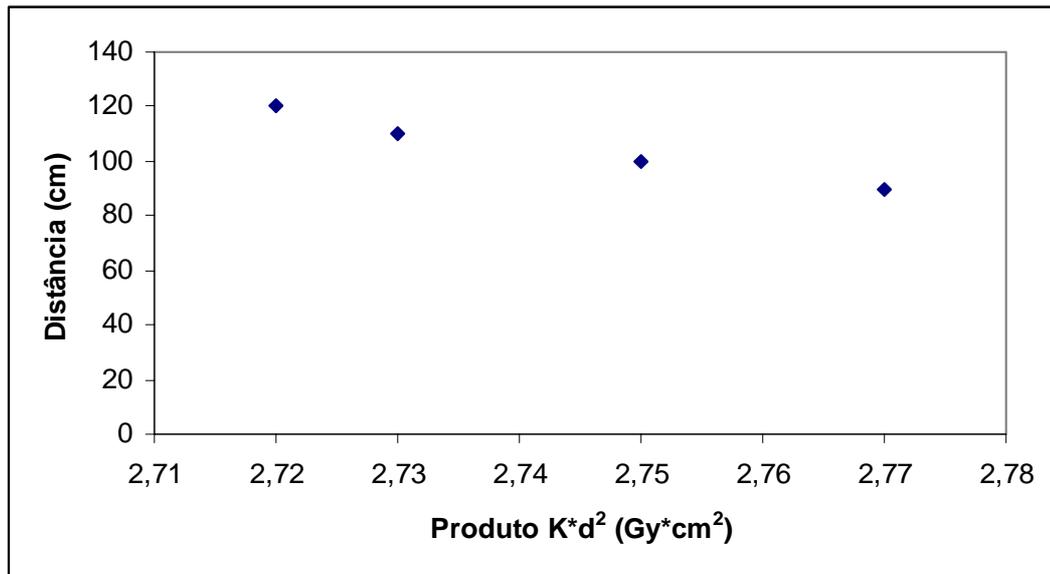


FIGURA 32

Medição do kerma no ar ao longo do eixo central do feixe de radiação

Os valores do kerma no ar medido no feixe direto (K_{direto}) e fora dele ($K_{\text{espalhado}}$) são apresentados na TAB. 17. Uma análise destes valores mostra que a radiação espalhada é muito pequena, pois a relação entre o $K_{\text{espalhado}}$ e o K_{direto} ($K_{\text{dir/esp}}$) é inferior a 1%, em todas as situações estudadas.

TABELA 17
Medição direta da radiação espalhada

Distância (cm)	K_{direto} (μGy)	Desvio padrão (μGy)	$K_{\text{espalhado}}$ (μGy)	Desvio padrão (μGy)	$K_{\text{dir/esp}}$ (%)
100	256,8	0,458	1,844	0,009	0,72
110	213,1	0,153	1,763	0,008	0,83
120	179,4	0,306	1,481	0,024	0,83
125	165,9	0,252	1,312	0,010	0,79

4.2.6 Teste de reprodutibilidade do kerma no ar

Segundo o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (2000), reprodutibilidade é o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição. A desmontagem periódica do sistema exigiu a verificação da reprodutibilidade do kerma no ar (K). Para isso, foram utilizados a câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6 acoplada ao eletrômetro modelo 9060, dosímetros pessoais do tipo filme e acessórios para posicionamento.

Durante 5 dias consecutivos, foram executadas 3 irradiações do conjunto câmara de ionização e dosímetros pessoais. Ambos foram posicionados no interior do campo de radiação com $d_{f,i}$ igual a 100cm; o centro do campo de radiação ficou entre os dois medidores (câmara de ionização e filme dosimétrico); a técnica radiográfica utilizada no disparo foi de 60 kV, 200 mA, 250 ms, 50 mAs e filtração total de 4,1mm de alumínio mais 0,3 mm de cobre. Todo o sistema era desmontado em seguida. Os resultados estão indicados na TAB. 18.

TABELA 18
Reprodutibilidade do kerma no ar

Dia 01	Dia 02	Dia 03	Dia 04	Dia 05	Média	Desvio
K (μ Gy)	(μ Gy)	Padrão(μ Gy)				
214,4	203,7	208,1	215,0	213,6		
214,3	205,2	210,3	217,2	213,6	211,6	4,3
214,4	205,8	209,0	215,8	213,9		

Tomando-se o desvio padrão das medidas como o indicador da reprodutibilidade, observa-se uma variação de apenas 2%, mostrando um grau de concordância bastante elevado. Tomando-se a pior situação, ou seja, a maior e a menor leitura, temos uma variação percentual máxima de 6,3%.

4.3 Implantação das radiações de referência no CDTN

O processo de implantação dos feixes de radiação constituiu-se, de maneira simplificada, na determinação da CSR, verificação da filtração inerente do equipamento, complementação da filtração total requerida e simulação do espectro. Existe ainda a possibilidade de aproximar os espectros implantados aos estabelecidos pelas normas, cujas diferenças podem ocorrer devido aos equipamentos e geradores de raios-x utilizados, através de uma criteriosa adição de filtros. Uma das técnicas consiste em utilizar uma maior filtração adicional de alumínio ou cobre, de maneira a melhorar a concordância entre a 1ª CSR e o coeficiente de homogeneidade (GOETSCH, 1985).

Não foi possível implantar espectros da série estreita (N) no equipamento de emissão de raios-x diagnóstico médico do CDTN, pois, a elevada filtração adotada nesta série requer uma grande quantidade de disparos para gerar doses de radiação adequadas para calibração dos dosímetros pessoais. O mesmo pode ser dito quando da tentativa de implantação do espectro de 110 kV da série W, onde o potencial do tubo também é relativamente elevado para ser utilizado na calibração de dosímetros pessoais.

É comum identificar as radiações de referência com a sigla da instituição que a implantou, seguido do grupo ou série estabelecido pela norma. Neste trabalho, será ainda utilizada a letra “d” para identificar o tipo de equipamento emissor de raios-x como sendo uma máquina de raios-x diagnóstico médico.

4.3.1 Determinação da CSR

Devido às dificuldades para posicionamento de uma câmara monitora que não interferisse no feixe de radiação, optou-se por não utilizá-la, entretanto este procedimento está de acordo com o trabalho de Lacerda (2002), que elaborou uma análise crítica da CSR em radiologia diagnóstica, descrevendo a metodologia para obtenção de seu valor ótimo, medidas comparativas da atenuação do feixe com filtros comerciais e de elevada pureza, bem como a justificativa do arranjo experimental e a metodologia de análise de dados, que foram aproveitados neste trabalho.

Optou-se por utilizar a câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6, para medida da atenuação da radiação à medida que os absorvedores eram adicionados, uma vez que seu pequeno volume permite a utilização de campos de radiação colimados, reduzindo a radiação espalhada. A distância foco-câmara (d_{f-c}) adotada foi de 100 cm e os atenuadores ficaram posicionados na metade desta distância, uma vez que recomenda-se posicionar os absorvedores para verificação da CSR na metade da distância foco-instrumento (d_{f-i}) de maneira a reduzir os efeitos do espalhamento (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1996; LACERDA, 2002). O suporte dos atenuadores foi confeccionado em acrílico e os filtros em alumínio com 99% de pureza, possuindo ainda pequenas quantidades de cobre (0,15%), ferro (0,35%), silício (0,35%), zinco (0,10%) e manganês (ALBEMEC METAIS LTDA., 2002).

Nenhuma parte do suporte dos atenuadores para medida da CSR recebia radiação do feixe primário, o que foi comprovado através da verificação do espalhamento devido à presença do suporte dos atenuadores. A TAB. 19 mostra o resultado da medida do kerma no ar nas duas situações (com e sem o suporte dos atenuadores), na tensão de 80 kV, corrente de 200 mA, tempo de 300 ms e filtração total de 4,1 mm de alumínio mais 0,5 mm de cobre. A câmara de ionização foi posicionada com o seu eixo longitudinal perpendicular ao feixe de radiação.

TABELA 19
Espalhamento devido ao suporte dos atenuadores para medida da CSR

Condição	Kerma no ar (μGy)			Média (μGy)	Desvio Padrão (μGy)
Sem o suporte	544,1	543,5	544,0	543,9	0,3
Com o suporte	543,6	544,3	543,0	543,6	0,7

Para a medida da CSR, foi utilizado a tensão de 60 kV, 200 mA e 500 ms. A câmara de ionização foi posicionada com seu eixo longitudinal perpendicular ao feixe de radiação. Foram tomadas 3 medidas do kerma no ar para cada espessura de atenuador adotada e os resultados estão apresentados na TAB. 20.

TABELA 20
Atenuação do feixe de radiação a 60 kV

Espessura (mmAl)	Kerma no ar ¹⁾ (μGy)	Desvio Padrão (μGy)
0,0	1226	1,1
0,5	993,2	1,4
1,0	821,2	0,5
1,5	695,1	1,3
2,0	594,4	2,0
2,5	516,4	0,5
3,0	450,6	0,7

1) Valor médio das medidas.

A FIG. 33 mostra a curva de atenuação da radiação para a tensão de 60 kV. Conforme o método proposto por Lacerda (2002), o valor da 1ª CSR do equipamento de emissão de raios-x do CDTN equivale a 1,92 mmAl.

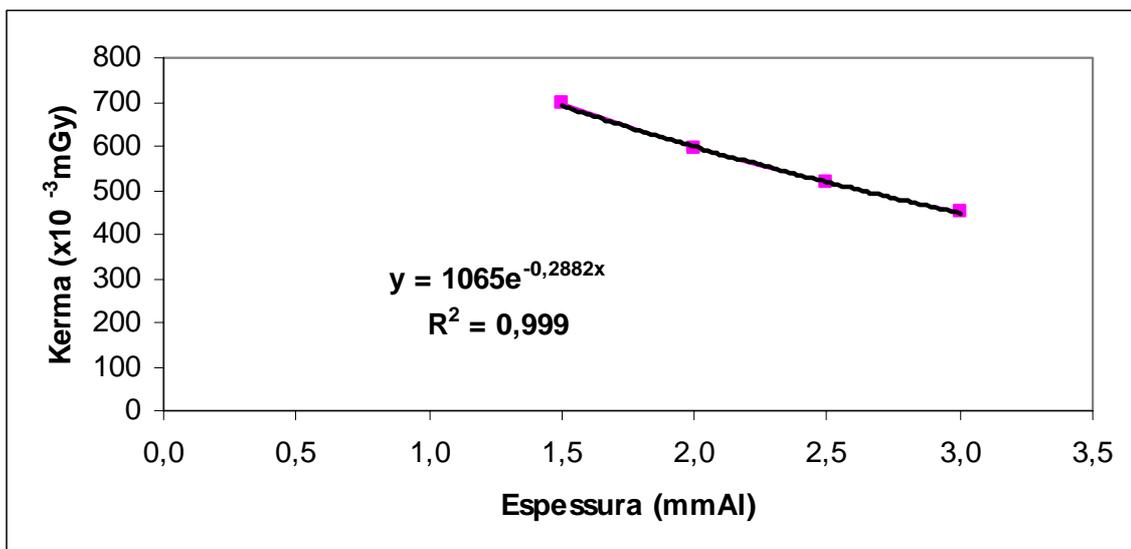


FIGURA 33
Atenuação da radiação a 60 kV com filtros de alumínio comercial

Apesar da filtração inerente estar relacionada com a CSR na tensão de 60 kV, esta foi medida adicionalmente para as tensões de 80 e 110 kV, sendo os resultados apresentados na TAB. 21.

TABELA 21
Valores da 1ª CSR em função da tensão

Tensão (kV)	CSR (mmAl)
60	1,92
80	2,46
110	3,45

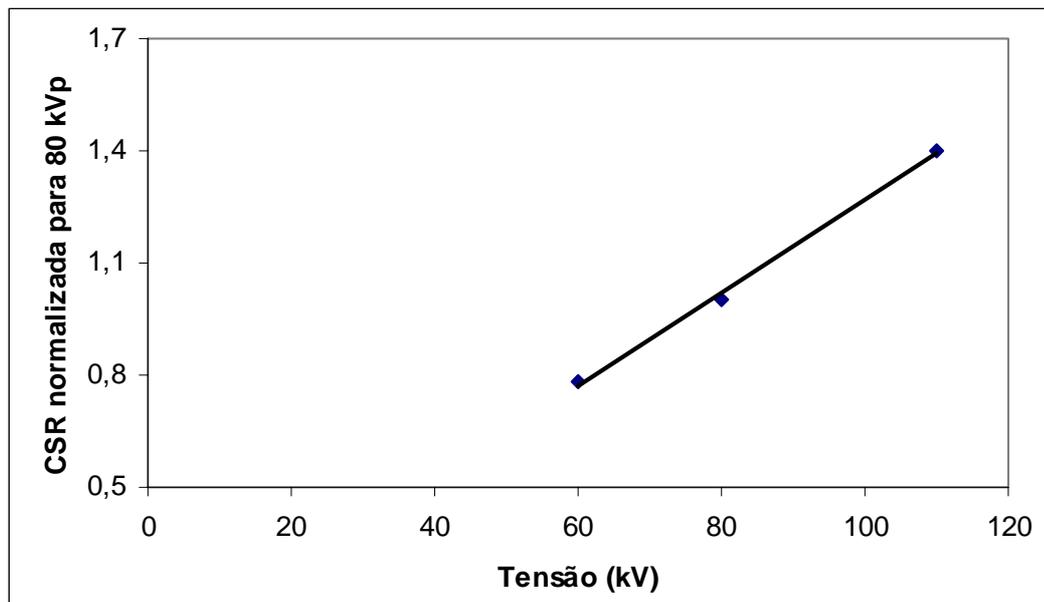


FIGURA 34
Variação da CSR em função da tensão

A FIG. 34 apresenta a variação da CSR com a tensão. Pode-se verificar que, com o aumento da tensão, o valor da CSR aumenta de maneira aproximadamente linear, concordando com o estudo de Nickoloff e Berman (1993), descrito no ítem 3.2.6.1.

4.3.2 Verificação da filtração inerente do equipamento VMI Pulsar 800 Plus

Baseado na curva de atenuação da radiação a 60 kV para o alumínio (TAB. 8) e no cálculo da CSR nesta mesma tensão, a filtração inerente do equipamento foi estimada em 2,1mm de alumínio com base em um ajuste exponencial dos pontos tabelados. Este mesmo resultado foi encontrado através de um ajuste polinomial de sexta ordem. A TAB. 22 mostra os ajustes exponencial e polinomial para estimativa da filtração inerente e a FIG. 35 ilustra as curvas. Os valores de x e y correspondem à CSR e à filtração inerente, respectivamente.

TABELA 22
Ajustes exponencial e polinomial para estimativa da filtração inerente

Ajuste exponencial	Ajuste polinomial
$y = A_1 \exp(-\frac{x}{t_1}) + A_2 \exp(-\frac{x}{t_2}) + y_0$	$y = A_0 + A_1x + A_2x^2 + A_3x^3 + A_4x^4 + A_5x^5 + A_6x^6$
onde:	onde
$y_0 = 0$	$A_0 = 0$
$A_1 = 0,85742$	$A_1 = 0,97344$
$t_1 = -1,64732$	$A_2 = -0,93431$
$A_2 = -0,86331$	$A_3 = 1,15094$
$t_2 = 6,41386$	$A_4 = -0,47678$
	$A_5 = 0,08931$
	$A_6 = -0,00543$

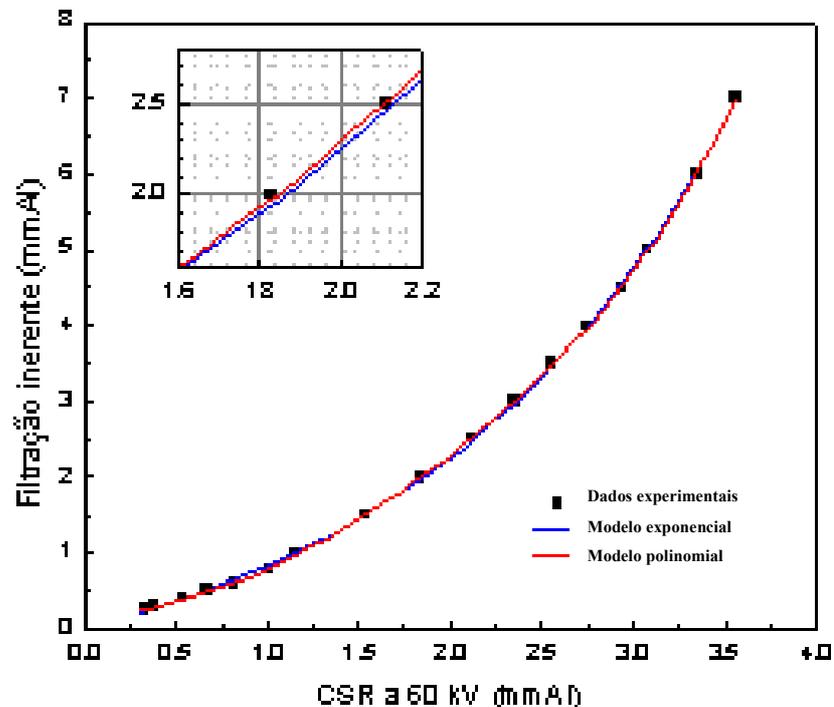


FIGURA 35
Estimativa da filtração inerente

4.3.3 Verificação dos espectros de raios-x

A verificação dos espectros de raios-x implantados no CDTN foi feita através de cálculos teóricos elaborados pelo programa XCOMP5R e através de medidas experimentais envolvendo a CSR e o coeficiente de homogeneidade das radiações de referência implantadas.

O XCOMP5R é um código computacional que calcula o espectro de raios-x para tensões aplicadas ao tubo desde 20 até 150 kV. Através dele é também possível obter dados a respeito

da energia média dos fótons, valores da 1ª e 2ª camadas semi-redutoras em alumínio e cobre, dentre outras informações. Para ângulos do anodo até 30° os resultados teóricos concordam satisfatoriamente com os dados experimentais, sendo possível ocorrer discrepâncias ao ultrapassar este valor (NOWOTNY, V. R. & HÖFER, A., 1985). Ay et al (2004) comparou diferentes modelos computacionais utilizados em radiologia diagnóstica, incluindo o XCOMP, com o espectro medido experimentalmente. Esta verificação foi baseada na energia do espectro, na qualidade do feixe através da comparação entre as camadas semi-redutoras e curvas de atenuação da radiação e na contribuição dos raios-x característicos. Utilizando análises estatísticas, o autor informa não haver diferenças significativas entre os espectros experimental e simulado por este modelo computacional nas situações investigadas.

4.3.3.1 Radiação de referência CDTN W60d

Conforme verificado no item 4.3.2, a filtração inerente do equipamento de emissão de raios-x do CDTN é igual a 2,1 mm de alumínio. Foram então adicionados outros 2 mm de alumínio comercial com 99% de pureza (ALBEMEC METAIS LTDA., 2002) e 0,3 mm de cobre comercial com 99,97% de pureza (POLIMETAL LIGAS E METAIS LTDA., 2002), de maneira que a filtração total ficou praticamente igual à exigida (TAB. 5).

Os parâmetros considerados para simulação teórica do espectro foram: tensão de 60 kV, ângulo do anodo igual a 16°, distância foco-instrumento de 100 cm e filtração total igual a 4,1 mm de alumínio mais 0,3 mm de cobre. Os valores da 1ª e 2ª camadas semi-redutoras foram 0,19 e 0,22 mm de cobre, respectivamente. O espectro teórico, cuja distribuição está normalizada para 100.000 fótons é mostrado na FIG. 36.

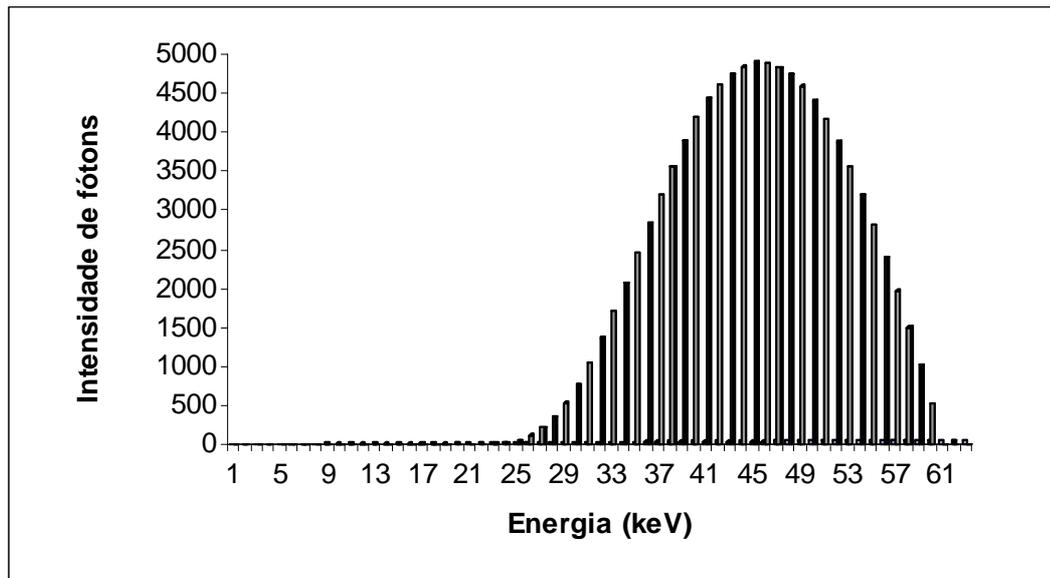


FIGURA 36

Simulação do espectro CDTN W60d através do programa XCOMP5R

O cálculo da CSR do espectro CDTN W60d foi feito conforme descrito no item 4.3.1, entretanto os filtros utilizados nesta verificação foram de cobre, com 99,97% de pureza (POLIMETAL LIGAS E METAIS LTDA., 2002). Os valores de 0,19 e 0,23 mm de cobre foram encontrados para a 1ª e 2ª camadas semi-redutoras, respectivamente. A TAB. 23 mostra os parâmetros de comparação da radiação CDTN W60d com a radiação de referência ISO W60.

TABELA 23

Parâmetros de comparação para o feixe de 60 kV

Radiação de referência	1ª CSR (mmCu)	2ª CSR (mmCu)	Coefficiente de homogeneidade	Energia média (keV)
ISO W60	0,18	0,21	0,86	45
CDTN W60d (XCOMP5R)	0,19	0,22	0,86	44,5
CDTN W60d (experimental)	0,19	0,23	0,83	-

Uma vez que os parâmetros de comparação das radiações de referência concordam em valores próximos a $\pm 5\%$, o feixe implantado foi considerado satisfatório.

4.3.3.2 Radiação de referência CDTN W80d

Seguindo o mesmo procedimento do item 4.3.3.1, foi feito a simulação teórica do espectro modificando a tensão para 80 kV e a filtração total para 4,1 mm de alumínio mais 0,5 mm de cobre, sendo os resultados apresentados na FIG. 37.

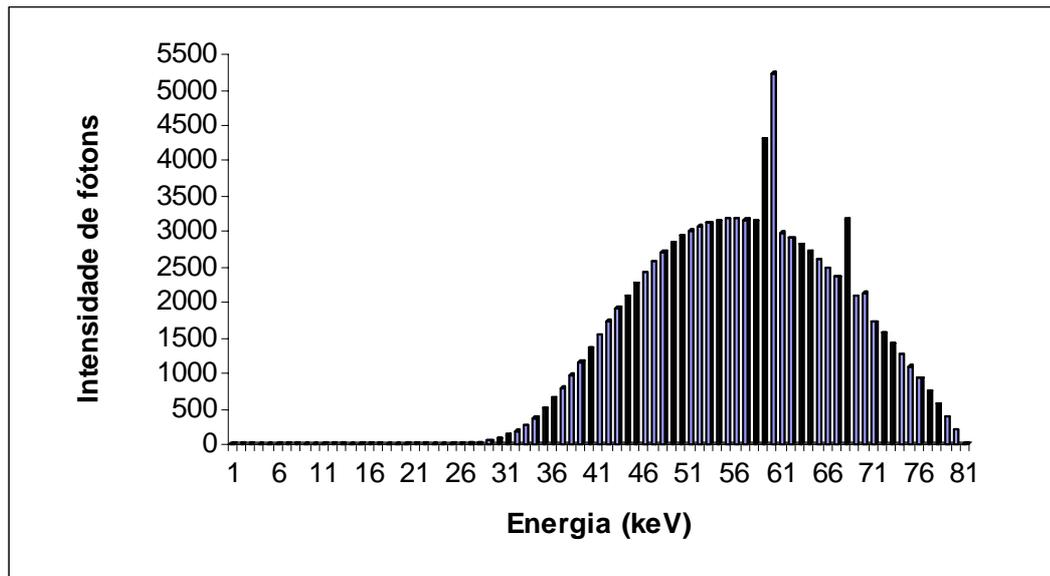


FIGURA 37

Simulação do espectro CDTN W80d através do programa XCOMP5R

Os valores 0,37 e 0,44 mm de cobre foram encontrados para a 1ª e 2ª CSR's na simulação do espectro através do programa XCOMP5R e 0,38 e 0,46 mm de cobre no cálculo experimental. A TAB. 24 mostra os parâmetros de comparação da radiação CDTN W80d com a radiação de referência ISO W80.

TABELA 24

Parâmetros de comparação para o feixe de 80 kV

Radiação de referência	1ª CSR (mmCu)	2ª CSR (mmCu)	Coefficiente de homogeneidade	Energia média (keV)
ISO W80	0,35	0,44	0,80	57
CDTN W80d (XCOMP5R)	0,37	0,44	0,82	56,2
CDTN W80d (experimental)	0,38	0,46	0,83	-

Uma vez que os parâmetros de comparação das radiações de referência concordam em valores próximos a $\pm 5\%$, o feixe implantado foi considerado satisfatório.

4.4 Aplicação das radiações de referência implantadas

Com o intuito de manter a confiabilidade metrológica, os dosímetros pessoais utilizados para quantificar a exposição de trabalhadores à radiação, devem ser caracterizados e calibrados em feixes de radiação de referência. A necessidade periódica de recalibração destes dosímetros torna-se então um problema para laboratórios que não conseguem fácil acesso às radiações de referência. A implantação destas em equipamentos de raios-x diagnóstico médico, facilmente

encontrados em hospitais, pode facilitar a rotina de tais laboratórios, acelerando o processo e reduzindo os custos relacionados à calibração dos dosímetros pessoais.

Um conjunto de testes, conhecido como “type test”, deve ser realizado no dosímetro, com a finalidade de se determinar as suas características. Ele envolve testes com um conjunto de grandezas que podem influenciar os valores das medidas realizadas. O conhecimento destas características é a base para a escolha de um dosímetro apropriado para ser utilizado em uma condição radiológica específica (SOARES, 2001).

Intercomparações de dosímetros têm se mostrado como uma ferramenta muito usada para fornecer informações a respeito de sistemas dosimétricos, sendo considerada atualmente como parte importante do sistema de garantia da qualidade (DA SILVA, 1995; GRIFFITH, 1994; AMBROSI, 1994; MURAKAMI, 1994). 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 (SOARES, 2001). Os resultados podem ser analisados em termos da exatidão do sistema utilizando as curvas trombetas, que é uma representação gráfica da faixa de exatidão aceitável na determinação da grandeza, conforme mostrado na FIG. 38.

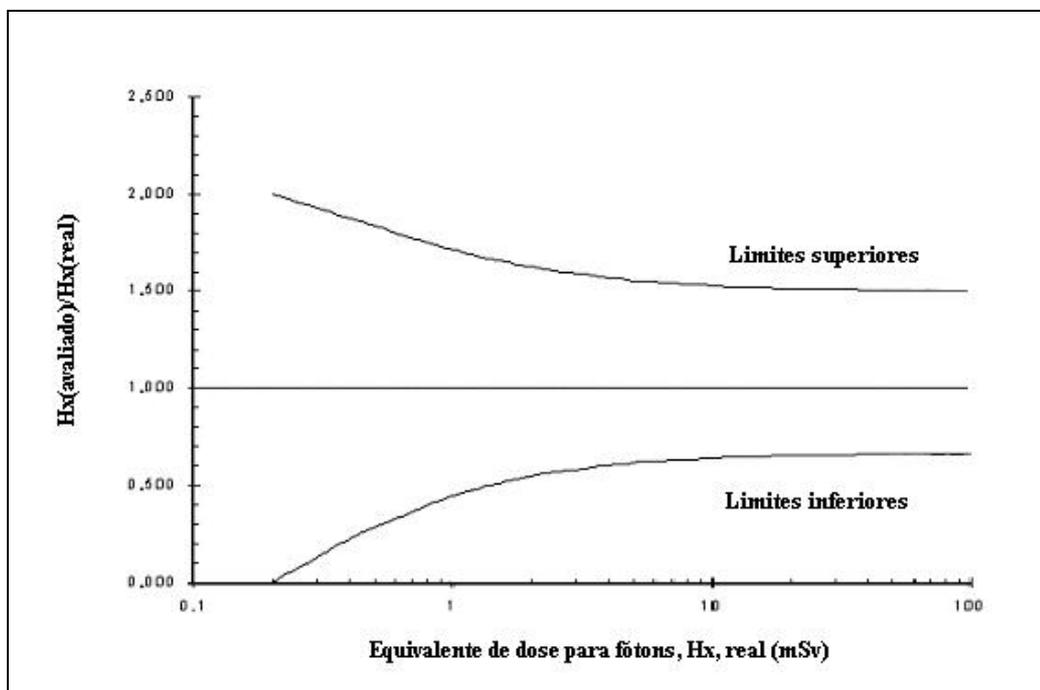


FIGURA 38
Curvas trombetas

FONTE - BÖHM, 1994

A metodologia para verificar a aplicabilidade das radiações de referência implantadas no CDTN para fins de calibração de dosímetros pessoais consistiu dos seguintes passos:

- levantamento e verificação das características do dosímetro pessoal do CDTN;
- calibração de um lote de dosímetros pessoais no LNMRI, em um feixe de radiação que atende às exigências da International Organization for Standardization (1996) e de outro lote de dosímetros pessoais em um feixe implantado no equipamento de raios-x diagnóstico médico do CDTN;
- irradiação de um lote de dosímetros pessoais no UWRCL, em feixes de referência UW L80, M60 e M80, com filtração inferior às adotadas na calibração e
- comparação das calibrações do sistema de dosimetria pessoal.

4.4.1 O dosímetro pessoal do CDTN

Dosímetros por filme para detecção da radiação utilizam um suporte físico com emulsões fotográficas de um ou ambos os lados. Em geral, a emulsão consiste de cristais de brometo de prata de poucos micrômetros de diâmetro distribuídos em uma matriz (DeWERD, 1999). A exposição à radiação promove a saída de alguns elétrons do cristal para a banda de condução, possibilitando seu deslocamento até as impurezas presentes nos cristais. Posteriormente, durante o processamento do filme, ocorre a conversão do brometo de prata em prata metálica, que dá ao filme uma coloração escura (FRAME, 2004).

Uma exigência para se utilizar este dosímetro é a necessidade de se conseguir um método reprodutivo para quantificar o escurecimento do filme. Para isso, utiliza-se um equipamento denominado densitômetro, que verifica a densidade ótica, sendo possível relacionar a intensidade da luz transmitida através de um filme não exposto à radiação com a de um filme exposto (FRAME, 2004).

Uma das propostas para melhoria da dosimetria fotográfica foi sugerida por Tochilin (1950) citado por Frame, (2004), através da utilização de filtros múltiplos de diferentes materiais, que possibilitam estimar a energia efetiva dos fótons que impressionaram o filme e desta maneira, a dependência energética do dosímetro pode ser compensada.

Os dosímetros por filme exigem considerável estudo para manutenção da reprodutibilidade ao longo de todo o processo, incluindo a uniformidade da sensibilidade do filme, o processamento químico e a leitura da densidade ótica (DeWERD, 1999).

O dosímetro pessoal do CDTN mede a grandeza denominada equivalente de dose para fótons (H_x), introduzida na Alemanha (REICH e BENGTTSSON, 1981 citado por SOARES, 2001) e adotada por alguns países como uma grandeza interina* sendo esta relacionada ao kerma no ar (K) da seguinte forma:

$$H_x = 1,14 \cdot K \quad 4.1$$

O desempenho do sistema de monitoração individual do CDTN foi realizado nas condições e de acordo com os procedimentos estabelecidos pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa (CASMIE). Os testes verificaram o desempenho do densitômetro ótico, a uniformidade da densidade ótica das emulsões, a opacidade dos envelopes à luz, a resistência do invólucro ao vapor d'água, a homogeneidade dos filtros, o limite inferior de detecção, a reprodutibilidade dos dosímetros, a dependência energética e angular dos dosímetros, a influência da presença de um fantoma e a influência da irradiação pósterio-anterior, sendo aprovado em todas as exigências do CASMIE. A linearidade dos dosímetros também foi analisada, não atendendo aos requisitos, entretanto, foi demonstrado que o critério proposto pelo CASMIE é por demais restritivo. Pelo novo critério sugerido, a linearidade do sistema dosimétrico é satisfatória (FIGUEIREDO et al, 1996).

Periodicamente, o CASMIE realiza auditorias no Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE) do CDTN para avaliação do serviço e posterior renovação da autorização de funcionamento. A TAB. 25 mostra a avaliação dos resultados fornecidos pelo SMIE na última auditoria. A FIG. 39 mostra que 100% das avaliações ficaram dentro dos limites estabelecidos pelas curvas trombetas.

* Interina há mais de 20 anos, esta grandeza ainda é utilizada em alguns Países, incluindo o Brasil.

TABELA 25
Avaliação dos resultado fornecidos pelo SMIE

Dosímetro Número	Dose Individual (mSv)		A/Hx (adimensional)
	Avaliada (A)	Real (Hx)	
15841	957	999,78	0,96
15842	9,60	10,03	0,96
15844	8,70	10,03	0,87
15845	1800	1999,56	0,90
15846	0,30	0,21	1,43
15847	1,20	1,00	1,20
15848	100	100,32	1,00
15849	0,20	0,21	0,95
15850	8,90	10,03	0,89
15851	1009	999,78	1,01
15852	9,50	10,03	0,95
15853	1,10	1,00	1,10
15854	1824	1999,56	0,91
15855	104	100,32	1,04
15856	1,10	1,00	1,10
15857	0,30	0,21	1,43
15858	923	999,78	0,92
15859	0,30	0,21	1,43
15860	104	100,32	1,04
15861	962	999,78	0,96
15862	0,40	0,21	1,90
15863	1841	1999,56	0,92
15864	95	100,32	0,95
15865	1,00	1,00	1,00

FONTE: CUNHA, 2003

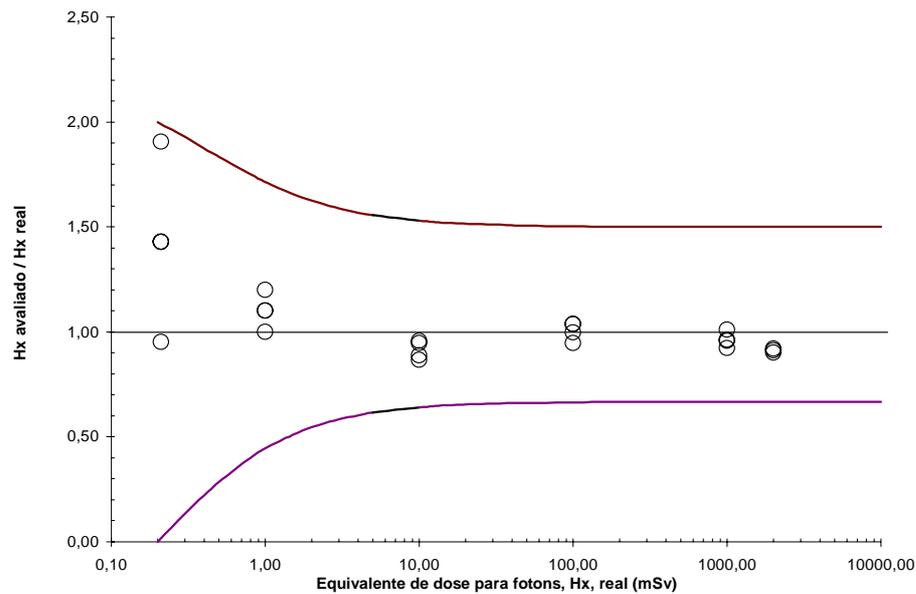


FIGURA 39
Avaliação dos resultados fornecidos pelo SMIE.

As curvas de calibração dos dosímetros pessoais é feita relacionando a radiação incidente com a densidade ótica lida. Cabe ressaltar que o porta dosímetro possui 2 filmes em seu interior com sensibilidade ótica diferentes. Quando o filme mais sensível inicia sua saturação, o outro começa a ser sensibilizado.

Todas as avaliações de doses através dos dosímetros pessoais do CDTN durante a elaboração deste trabalho foram efetuadas com base no método simplex que considera a radiação com energia inferior a 200 keV.

4.4.1.1 Verificação da dependência energética dos dosímetros pessoais do CDTN

Para verificação da dependência energética dos dosímetros pessoais do CDTN, um conjunto de filmes foi irradiado nas qualidades ISO N30, N60 e N150. Adicionalmente, uma verificação da resposta do dosímetro nas qualidades W60 e W150 foi elaborada. Os valores de equivalente de dose para fótons utilizados foram de 0,2 mSv, 0,5 mSv, 0,8 mSv, 1,0 mSv e 2,0 mSv. Três filmes foram utilizados para cada valor de dose indicado. A FIG. 40 mostra os resultados, indicando que a dependência energética do dosímetro pessoal do CDTN na faixa de energia compreendida entre 24 e 118 keV é de aproximadamente 26%, atendendo aos requisitos exigidos pelo CASMIE, que limita a dependência energética do dosímetros pessoal em $\pm 35\%$.

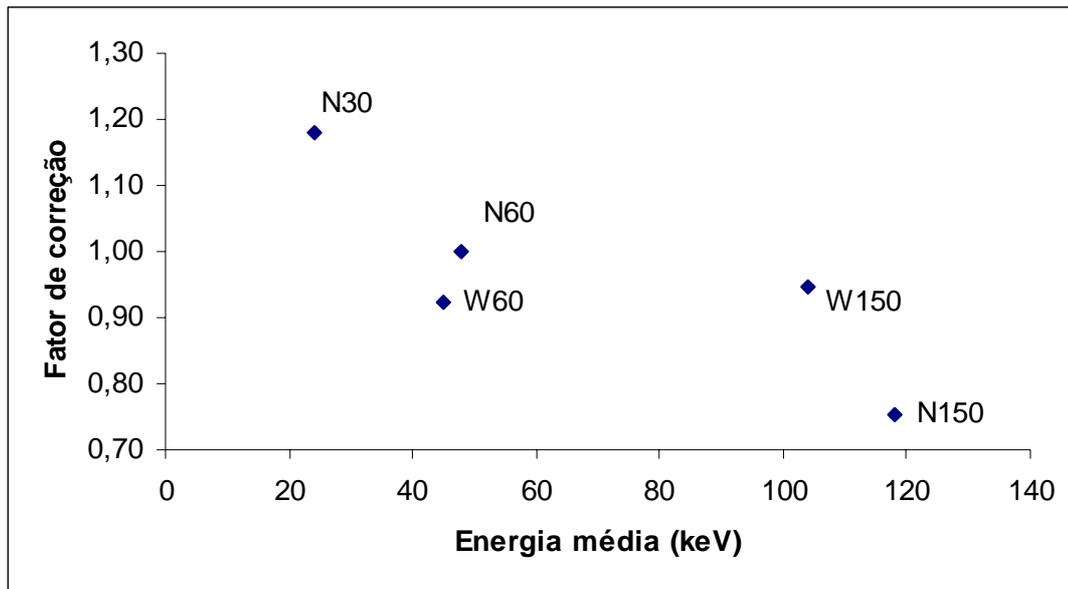


FIGURA 40
Dependência energética do dosímetro pessoal do CDTN

4.4.1.2 Intercomparação dos dosímetros pessoais do CDTN

O dosímetro pessoal do CDTN participou da IV Intercomparação entre os serviços de monitoração individual existentes no País, promovida pelo LNMRI, onde foi irradiado na faixa de dose equivalente de 0,40 mSv a 1Sv, em feixes de radiação com diferentes espectros e energias, em diferentes ângulos de incidência da radiação e com a presença de um fantoma. Considerando todos os dosímetros pessoais do tipo filme intercomparados, este foi o que apresentou a maior percentagem de avaliações dentro dos limites adotados, sendo considerado adequado para avaliação da dose (SILVA e BAPTISTA, 1991). Tais limites estão de acordo com as recomendações internacionais da International Commission on Radiological Protection (1982).

4.4.2 Calibração dos dosímetros pessoais

Os dosímetros pessoais do CDTN são periodicamente expostos a radiações de referência da ISO, série N60 e/ou W60 e a um feixe gama de ^{137}Cs , cujas doses variam entre 0,10 e 30 mSv, para fins de calibração. O processamento, avaliação e geração das curvas de calibração são efetuados conforme o procedimento estabelecido pelo SMIE do CDTN (BAPTISTA NETO, 2004).

Um lote de dosímetros pessoais foi preparado e enviado ao LNMRI para ser irradiado em feixes de raios-x com doses que variaram desde 0,10 até 30 mSv, sendo 3 dosímetros para cada valor de dose escolhido. Posteriormente retornaram ao CDTN, onde foi efetuado o

processamento químico e a leitura da densidade ótica. A FIG. 41 mostra detalhes de uma das irradiações de dosímetros pessoais do CDTN no LNMRI.



Serviço Público Federal
Comissão Nacional de Energia Nuclear
Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

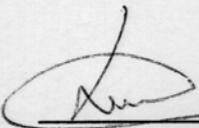
CURVAS DE CALIBRAÇÃO
DE
SISTEMAS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA

Data: 16-mai-03
SMIE: CDTN/CNEN

QUALIDADE [ISO]	ENERGIA [keV]	DOSE INDIVIDUAL [mSv]	DOSÍMETROS NÚMEROS
N60	48	0,1	000001-000002-000003
N60	48	0,2	000004-000005-000006
N60	48	0,5	000007-000008-000009
N60	48	0,8	000010-000011-000012
N60	48	1,1	000013-000014-000015
N60	48	1,4	000016-000017-000018
N60	48	1,7	000019-000020-000021
N60	48	2	000022-000023-000024
N60	48	5	000025-000026-000027
N60	48	10	000028-000029-000030
N60	48	20	000031-000032-000033
N60	48	30	000034-000035-000036

Controle

000037-000038
000039-000040



Luzianete A.M.M. Baptista
 Responsável pelas Irradiações
 DIRAD/LNMRI



Ricardo Amorim Barbosa
 Responsável Técnico
 DIRAD/LNMRI

FIGURA 41

Irradiação de dosímetros pessoais no LNMRI

Da mesma maneira, um segundo lote de dosímetros foi irradiado no espectro implantado no CDTN na radiação de referência W60d. Devido às limitações do equipamento de raios-x diagnóstico médico e como forma de poupar a máquina, as doses mais elevadas (10 mSv, 20 mSv e 30 mSv) não foram utilizadas. O processamento químico foi simultâneo ao processamento dos filmes irradiados pelo LNMRI, desta forma, os parâmetros de influência, tais como temperatura, banho químico, tempo de revelação, foram os mesmos.

Durante as irradiações dos dosímetros pessoais na qualidade W60d, a câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6 foi colocada no interior do feixe de radiação e no mesmo plano do dosímetro pessoal, possibilitando a constatação da dose durante a irradiação. Isso deve ser feito para possibilitar a correção das doses aplicadas aos dosímetros pessoais, caso ocorra variações entre irradiações sucessivas. Cuidados adicionais com o material utilizado nos suportes e distância destes até o campo de radiação foram considerados para redução da radiação espalhada.

As FIG. 42 e 43 mostram o arranjo experimental utilizado durante a irradiação dos dosímetros pessoais. Tanto o dosímetro pessoal como a câmara de ionização foram irradiados simultaneamente, possibilitando a comprovação da dose durante a irradiação, o que não comprometeu as medidas no que diz respeito à radiação espalhada, conforme comprovado no teste em questão.

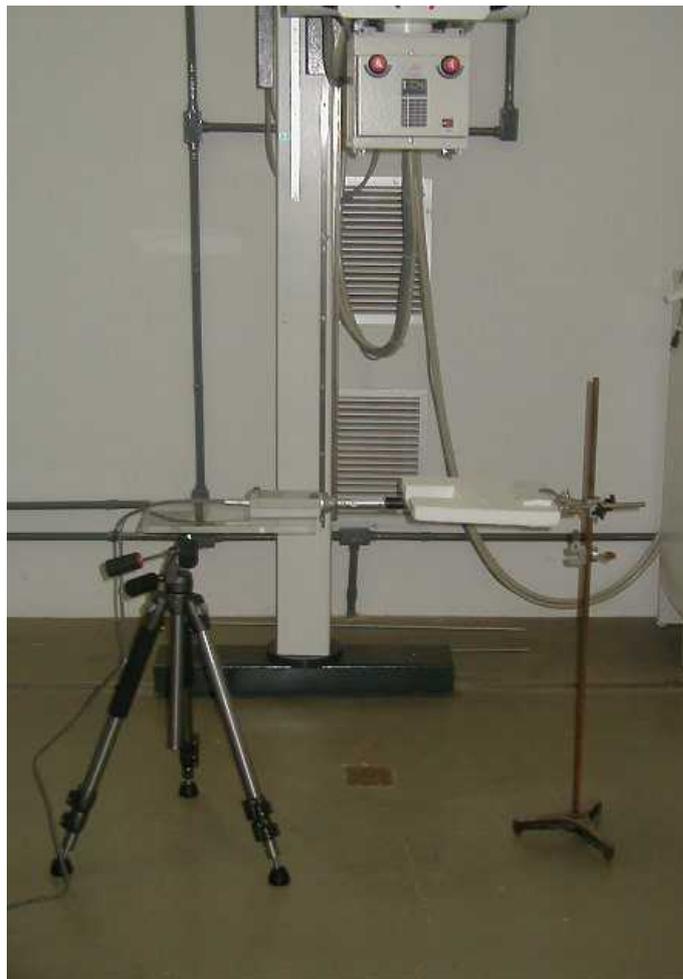


FIGURA 42
Arranjo experimental para irradiação dos dosímetros no CDTN



FIGURA 43
 Detalhe da irradiação dos dosímetros no CDTN

4.4.2.1 Calibração do sistema de dosimetria pessoal com base nos feixes de radiação do LNMRI

Com os filmes irradiados pelo LNMRI e seu processamento químico, foi possível relacionar o equivalente de dose para fótons (H_X) com a densidade ótica obtida, mostrados na TAB. 26, permitindo a elaboração da curva de calibração dos dosímetros pessoais, conforme procedimento do SMIE do CDTN.

TABELA 26
 Relação entre o H_X e a densidade ótica dos filmes irradiados pelo LNMRI

H_X ¹⁾²⁾ (mSv)	Densidade Ótica Média	Desvio Padrão	Emulsão
0,10 ³⁾	0,68	0,03	mais sensível
0,20 ³⁾	1,27	0,10	
0,50 ³⁾	2,50	0,13	
0,80 ³⁾	0,07	0,00	menos sensível
1,1 ³⁾	0,10	0,01	
1,4 ³⁾	0,13	0,01	
1,7 ³⁾	0,15	0,01	
2 ³⁾	0,18	0,01	
4 ³⁾	0,33	0,04	
5 ³⁾	0,44	0,01	
6 ³⁾	0,53	0,02	
10 ⁴⁾	0,81	0,03	
20 ⁴⁾	1,85	0,04	
30 ⁴⁾	2,78	0,04	

1) Valor verdadeiro convencional do H_X fornecido pelo LNMRI.

2) O LNMRI não apresentou a incerteza associada ao processo de irradiação dos dosímetros pessoais.

3) Irradiados na radiação de referência LNMRI N60.

4) Irradiados na radiação de referência LNMRI W60.

4.4.2.2 Calibração do sistema de dosimetria pessoal com base no feixe de radiação implantado no CDTN

A curva de calibração baseada na irradiação dos dosímetros pessoais pelo CDTN na qualidade W60d não inclui as doses de 10, 20 e 30 mSv devido ao elevado número de disparos que seriam necessários, o que iria exigir demasiado do equipamento. Entretanto, esta condição pode ser alcançada, uma vez que é possível aumentar o intervalo de tempo entre os disparos de maneira a gerar uma maior troca de calor entre o equipamento de emissão de raios-x e o ambiente, reduzindo a temperatura nos pontos críticos e prolongando sua vida útil.

A TAB. 27 mostra a relação entre a radiação incidente e a densidade ótica obtida. O mesmo procedimento adotado no item 4.4.2.1 foi utilizado para elaboração da curva de calibração.

TABELA 27
Relação entre o H_x e a densidade ótica dos filmes irradiados pelo CDTN

H_x ¹⁾ (mSv)	Incerteza Expandida ²⁾³⁾ (mSv)	Densidade Ótica Média	Desvio Padrão	Emulsão
0,10	0,008	0,69	0,01	mais sensível
0,20	0,015	1,26	0,03	
0,30	0,023	1,79	0,01	
0,40	0,030	2,16	0,13	
0,51	0,039	2,51	0,15	
0,81	0,062	0,07	0,01	menos sensível
1,00	0,076	0,08	0,00	
1,20	0,091	0,10	0,00	
1,40	0,107	0,12	0,00	
1,68	0,128	0,14	0,01	
2,0	0,15	0,18	0,00	
4,0	0,31	0,35	0,00	
5,1	0,39	0,45	0,01	

1) Valor verdadeiro convencional do H_x fornecido pela câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10X5-6 do CDTN.

2) A estimativa da incerteza expandida é baseada na incerteza combinada multiplicado pelo fator de abrangência igual a 2.

3) O cálculo da incerteza expandida na irradiação dos dosímetros pessoais é mostrado no apêndice A.

4.4.3 Irradiação dos dosímetros no UWRCL

Os dosímetros pessoais do CDTN foram irradiados em radiações de referência implantadas no UWRCL para tensões de 60 e 80 kV. As características das séries utilizadas são mostradas na TAB. 28. A filtração e os parâmetros que definem os feixes são diferentes daqueles utilizados para calibrar os dosímetros pessoais, indicando diferenças significativas entre os espectros.

TABELA 28
Parâmetros dos feixes de raios-x do UWRCL

Série	Filtração	Camada semi-redutora	Coefficiente de homogeneidade
L80	1,28 mmAl	1,83 mmAl	0,58
M60	1,51 mmAl	1,68 mmAl	0,68
M80	2,61 mmAl	2,97 mmAl	Não informado

FORTE – NIST, 2004.

Três conjuntos de 10 dosímetros, juntamente com os filmes de controle foram preparados pelo SMIE e enviados ao UWRCL, onde foram expostos às radiações de referência UW L80, UW M60 e UW M80 em doses que variaram desde 0,18 mGy até 45 mGy. Uma câmara monitora foi utilizada durante as irradiações para correções de flutuações do feixe. Detalhes da irradiação de cada dosímetro pessoal são apresentados nas TAB. 29, 30 e 31. Posteriormente, estes filmes retornaram ao CDTN para execução do processamento químico, leitura da densidade ótica e verificação da dose através das curvas de calibração implantadas.

TABELA 29
Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UW L80

Número do dosímetro	Radiação de referência	Kerma no ar ¹⁾²⁾ (mGy)
19713	UW L80	0,19
19678		0,44
19680		0,62
19681		0,79
19682		0,98
19683		1,75
19684		4,52
19685		8,62
19686		17,3
19711		42,5

1) Valor verdadeiro convencional do kerma no ar fornecido pelo UWRCL.

2) O UWRCL não apresentou a incerteza associada ao processo de irradiação dos dosímetros pessoais.

TABELA 30
Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UWM60

Número do dosímetro	Radiação de referência	Kerma no ar ¹⁾²⁾ (mGy)
19687	UW M60	0,18
19688		0,44
19689		0,61
19690		0,79
19691		0,97
19692		1,75
19693		4,40
19694		8,76
19695		17,7
19709		44,1

1) Valor verdadeiro convencional do kerma no ar fornecido pelo UWRCL.

2) O UWRCL não apresentou a incerteza associada ao processo de irradiação dos dosímetros pessoais.

TABELA 31
Irradiação dos dosímetros pessoais na radiação de referência UW M80

Número do dosímetro	Radiação de referência	Kerma no ar ¹⁾²⁾ (mGy)
19696	UW M80	0,18
19697		0,44
19698		0,61
19699		0,78
19700		0,90
19701		1,75
19702		4,27
19703		8,91
19704		17,6
19710		43,9

1) Valor verdadeiro convencional do kerma no ar fornecido pelo UWRCL.

2) O UWRCL não apresentou a incerteza associada ao processo de irradiação dos dosímetros pessoais.

4.4.4 Comparação das calibrações do sistema de dosimetria pessoal

A comparação das curvas de calibração foi feita através da avaliação de dosímetros irradiados no LNMRI, CDTN, UWRCL e utilizados por clientes do SMIE, no sistema de dosimetria pessoal baseado na irradiação do LNMRI e baseado na irradiação do CDTN.

4.4.4.1 Filmes irradiados pelo LNMRI – séries N60/W60

Os 42 dosímetros utilizados para fins de calibração foram avaliados no sistema de dosimetria pessoal cuja calibração se baseou na irradiação do LNMRI e na irradiação do CDTN, permitindo uma primeira análise comparativa das curvas de calibração.

A FIG. 44 mostra o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados em feixes de referência do LNMRI, séries N60 e W60, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do LNMRI. Os resultados evidenciam uma flutuação inerente ao sistema de dosimetria, principalmente na região de transição (de 0,6 a 1,2 mSv) entre a primeira e segunda emulsão, onde a dispersão é maior.

A FIG. 45 mostra o resultado da avaliação dos mesmos dosímetros através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do CDTN. Considerando as curvas trombetas, todos os 42 dosímetros foram corretamente avaliados, indicando que dosímetros pessoais irradiados nas radiações de referência da ISO, séries N60 e W60, podem ser avaliados no sistema de dosimetria pessoal calibrado com base em um feixe de radiação W60d.

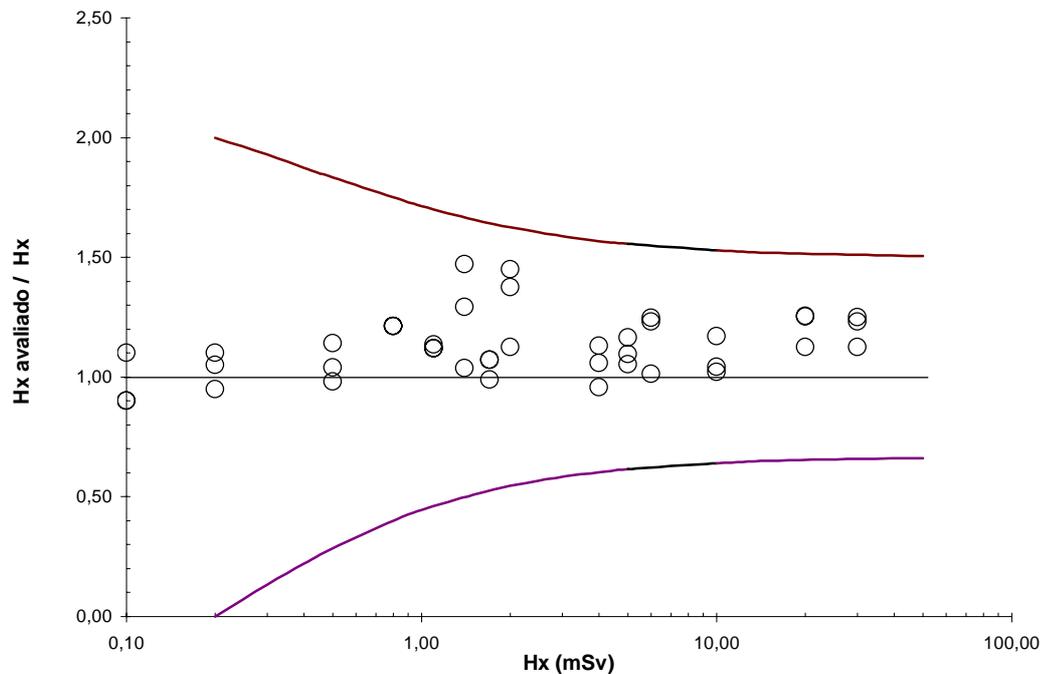


FIGURA 44

Avaliação dos dosímetros irradiados nas qualidades N60 e W60 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI

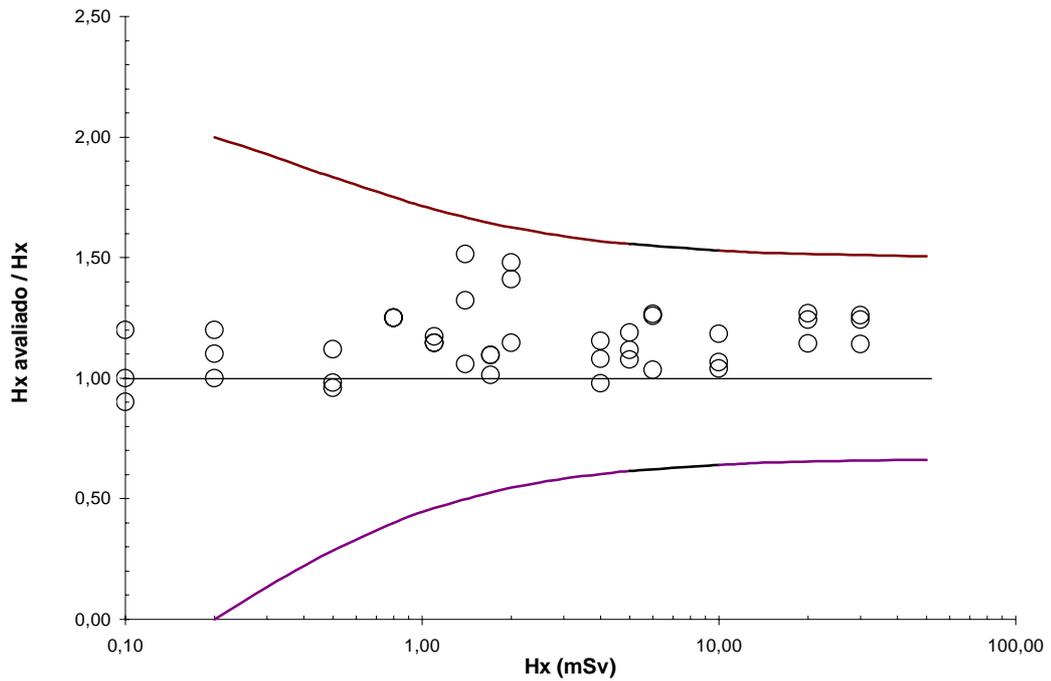


FIGURA 45

Avaliação dos dosímetros irradiados nas qualidades N60 e W60 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN

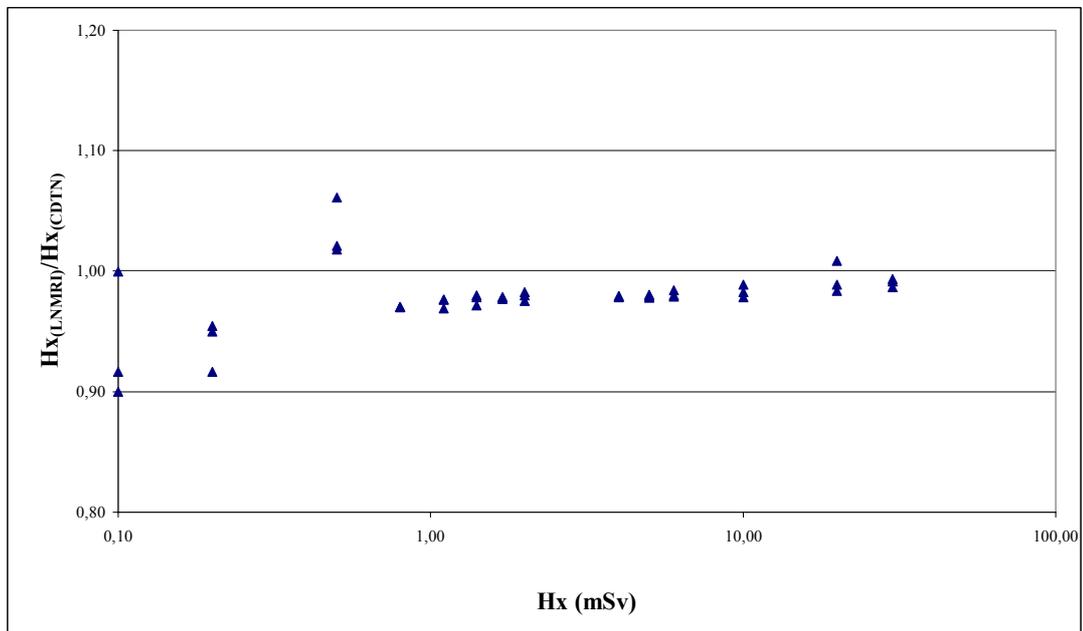


FIGURA 46

Relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros irradiados nas qualidades N60 e W60

A FIG. 46 mostra a relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros pessoais irradiados no LNMRI, nas radiações de referência N60 e W60, quando calibrados com base nas radiações de referência do LNMRI e com o feixe de radiação implementado na máquina de raios-x

diagnóstico médico do CDTN. Em tal situação, não há diferenças significativas entre as calibrações uma vez que esta relação situou-se dentro dos limites de $\pm 10\%$.

4.4.4.2 Filmes irradiados pelo CDTN – série W60d

Os 39 dosímetros utilizados para fins de calibração foram avaliados no sistema de dosimetria pessoal cuja calibração se baseou na irradiação do CDTN e na irradiação do LNMRI.

A FIG. 47 mostra o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados no feixe de radiação CDTN W60d, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do CDTN. Todos os 39 dosímetros pessoais foram adequadamente avaliados, considerando os limites estabelecidos pelas curvas trombetas, indicando que dosímetros pessoais irradiados em feixes W60d, podem ser avaliados em um sistema de dosimetria pessoal calibrado com base neste mesmo feixe.

A FIG. 48 mostra o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados no feixe de radiação CDTN W60d, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do LNMRI. Todos os dosímetros foram corretamente avaliados considerando as curvas trombetas. Além disso, os resultados evidenciam que a flutuação inerente ao sistema de dosimetria manteve-se constante.

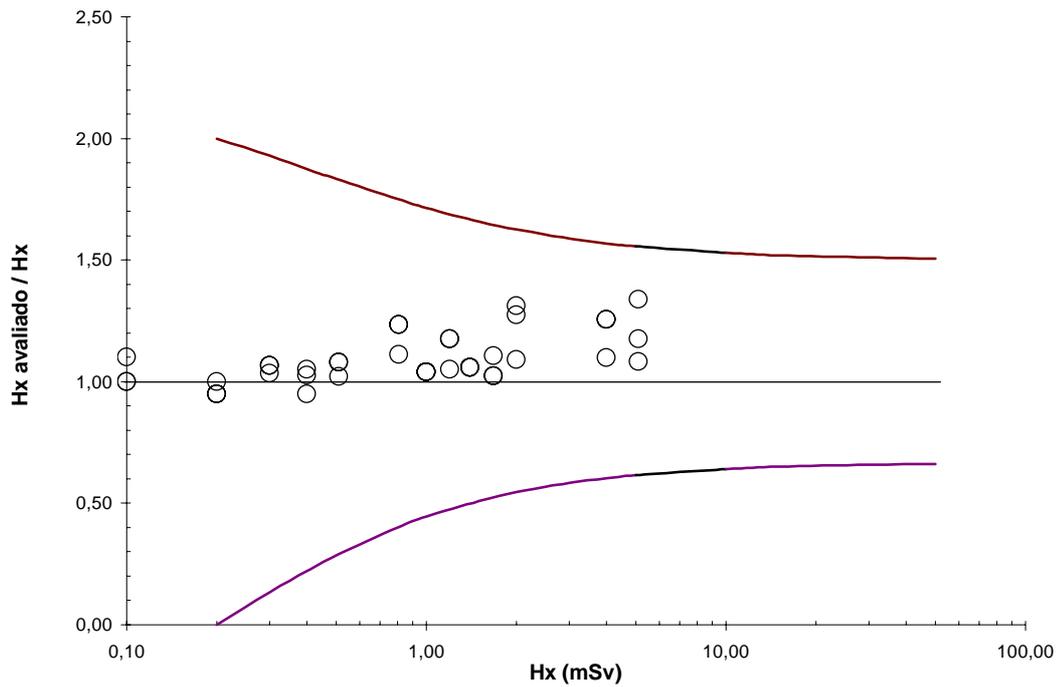


FIGURA 47

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade W60d através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN

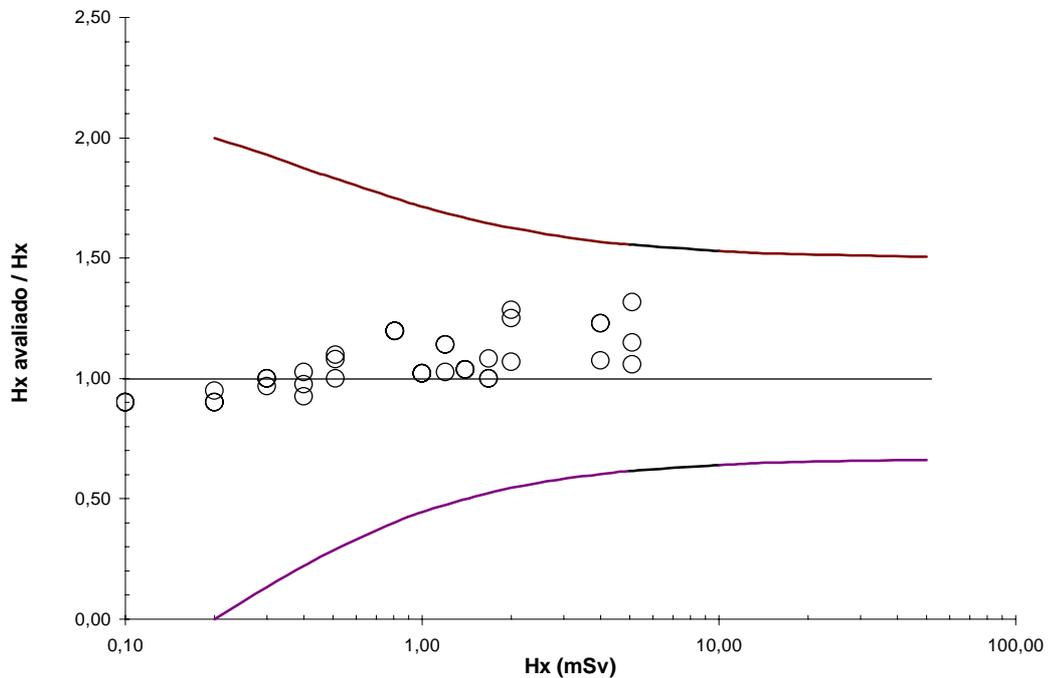


FIGURA 48

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade W60d através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI

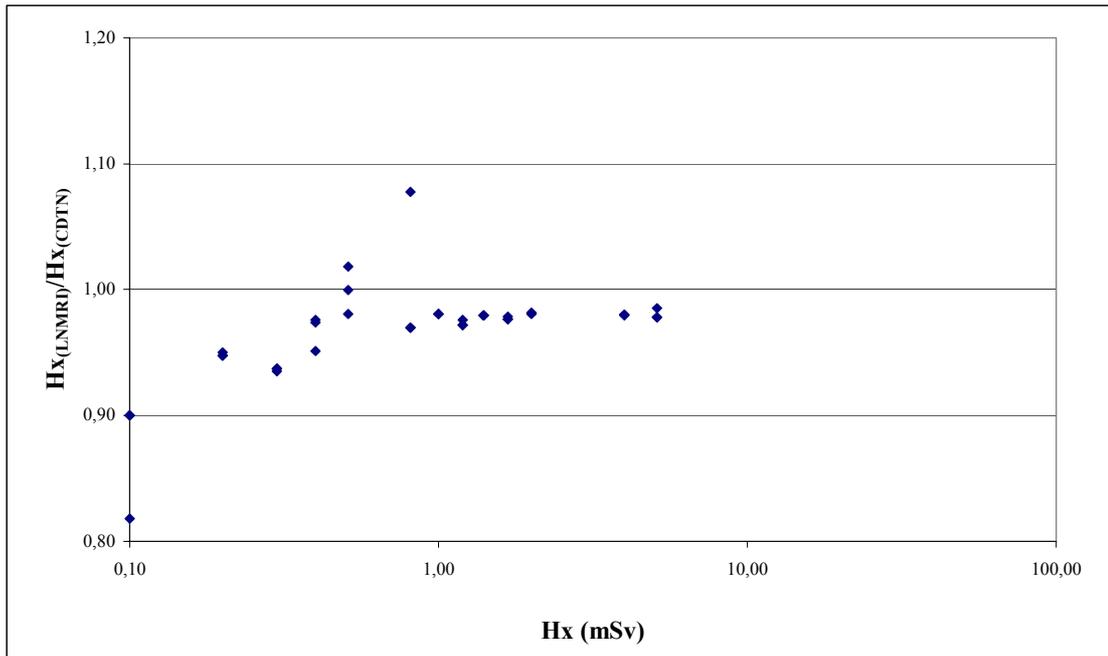


FIGURA 49

Relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros irradiados na qualidade W60d

A FIG. 49 mostra a relação entre as avaliações do H_X dos dosímetros pessoais irradiados no feixe W60d do CDTN, quando calibrados com base nas radiações de referência e com o feixe de radiação implementado na máquina de raios-x diagnóstico médico do CDTN. Os resultados indicam que a avaliação de 38 dosímetros, ou seja, 97,5% concordaram dentro dos limites de $\pm 10\%$ e apenas um dosímetro ultrapassou este limite. Este fato é perfeitamente compreensível, uma vez que o H_X aplicado foi de 0,10 mSv, valor este considerado inferior ao limiar de detecção do dosímetro devido à elevada incerteza associada ao processo para esta dose. Sendo assim, a avaliação de dosímetros irradiados em feixes de radiação W60d em um sistema calibrado com radiações de referência ISO, séries N60 e W60 não apresenta diferenças significativas para a avaliação dos mesmos dosímetros em um sistema calibrado com base em um feixe de radiação W60d.

4.4.4.3 Filmes irradiados pelo UWRCL

A FIG. 50 mostra o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados na radiação de referência UW L80, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do LNMRI. Todos os dosímetros foram corretamente avaliados, considerando os limites estabelecidos pelas curvas trombetas. Além disso, percebe-se uma tendência em estimar a dose de maneira ligeiramente inferior ao valor verdadeiro convencional, o que pode ser explicado pela pouca filtração do espectro, que apresenta fótons de baixa energia, não sendo

capazes de atingir o volume sensível do dosímetro pessoal. Pode haver também uma diferença na exatidão do valor verdadeiro convencional entre o UWRCL e o LNMRI. As mesmas conclusões são verificadas na FIG. 51, onde é apresentado o resultado da avaliação dos dosímetros pessoais irradiados na radiação de referência UW L80, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do CDTN.

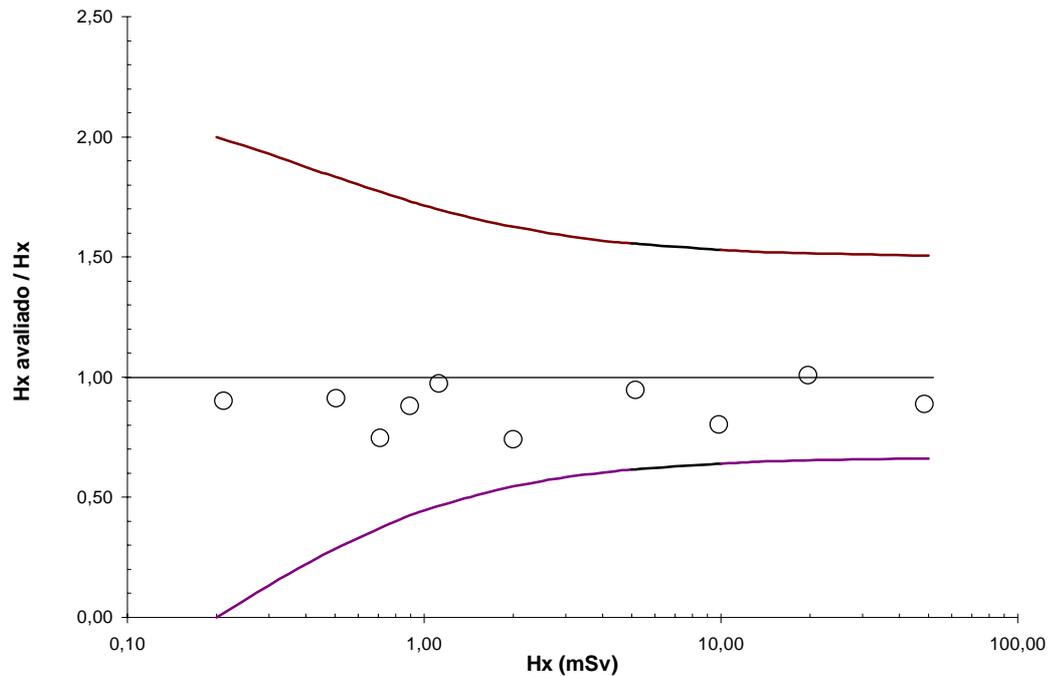


FIGURA 50

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade L80 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI

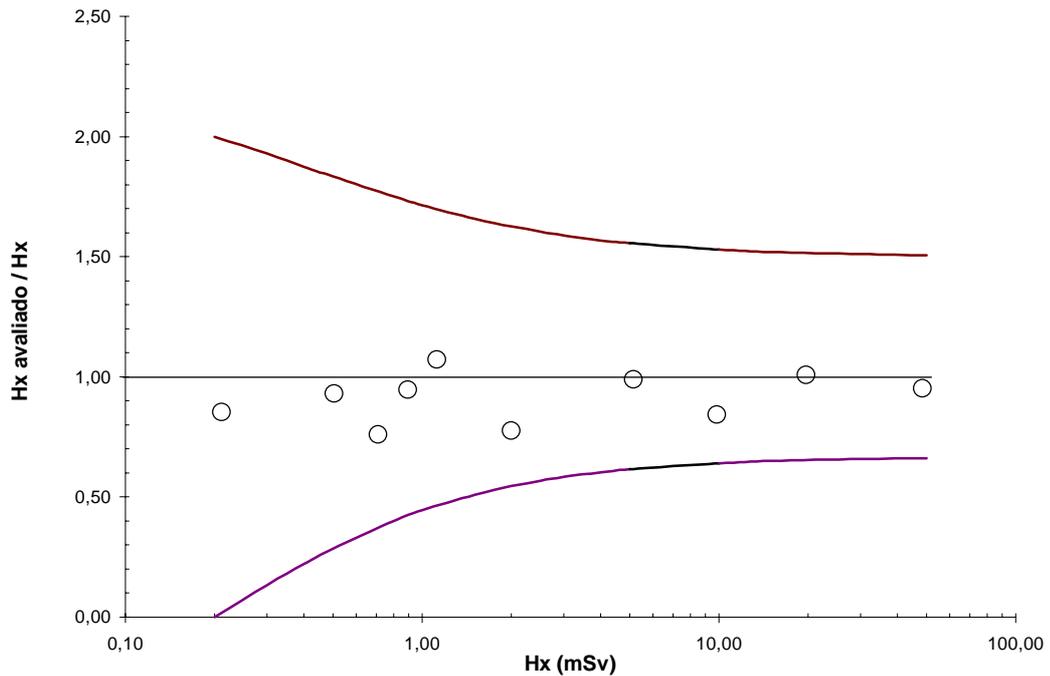


FIGURA 51

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade L80 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN

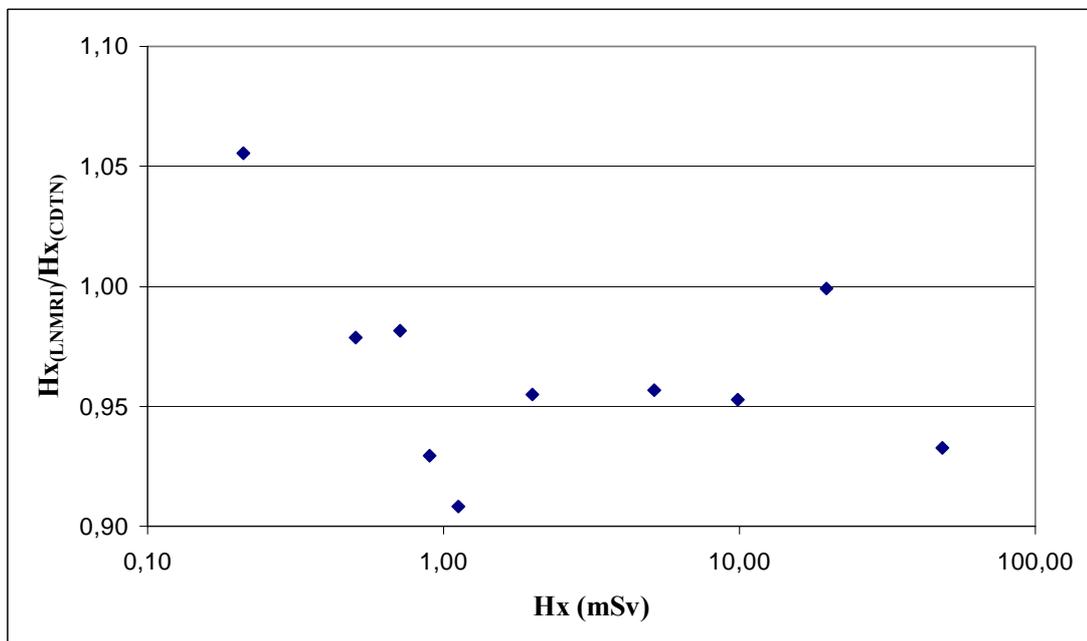


FIGURA 52

Relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros irradiados na qualidade L80

A FIG. 52 apresenta a relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros pessoais irradiados no feixe de radiação UW L80, quando calibrados com base nas radiações de referência, séries N60 e W60, e com base no feixe de radiação implementado na máquina de raios-x diagnóstico médico do CDTN. Esta indica que a avaliação de todos os dosímetros pessoais

concordou dentro dos limites de $\pm 10\%$. Sendo assim, a avaliação de dosímetros irradiados em feixes de referência UW L80 através de um sistema calibrado com radiações de referência ISO não apresenta diferenças significativas para a avaliação dos mesmos dosímetros através de um sistema calibrado com base em um feixe de radiação W60d.

A FIG. 53 apresenta o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados na radiação de referência UW M60, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do LNMRI e a FIG. 54 apresenta a avaliação dos mesmos dosímetros através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do CDTN. A análise é praticamente a mesma mostrada nos parágrafos anteriores.

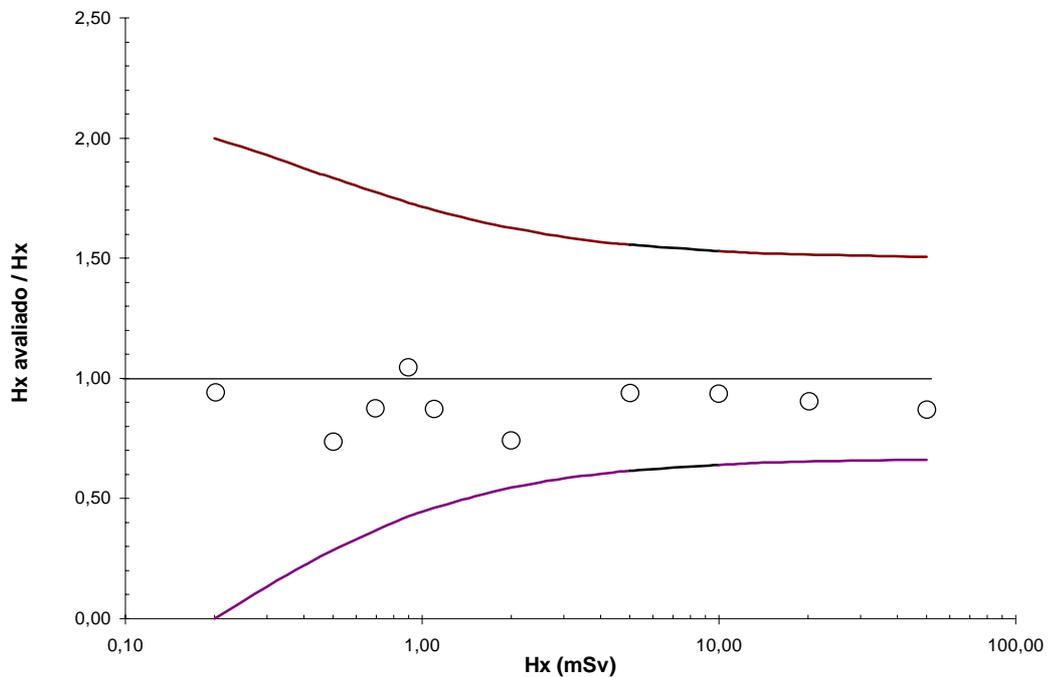


FIGURA 53

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M60 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI

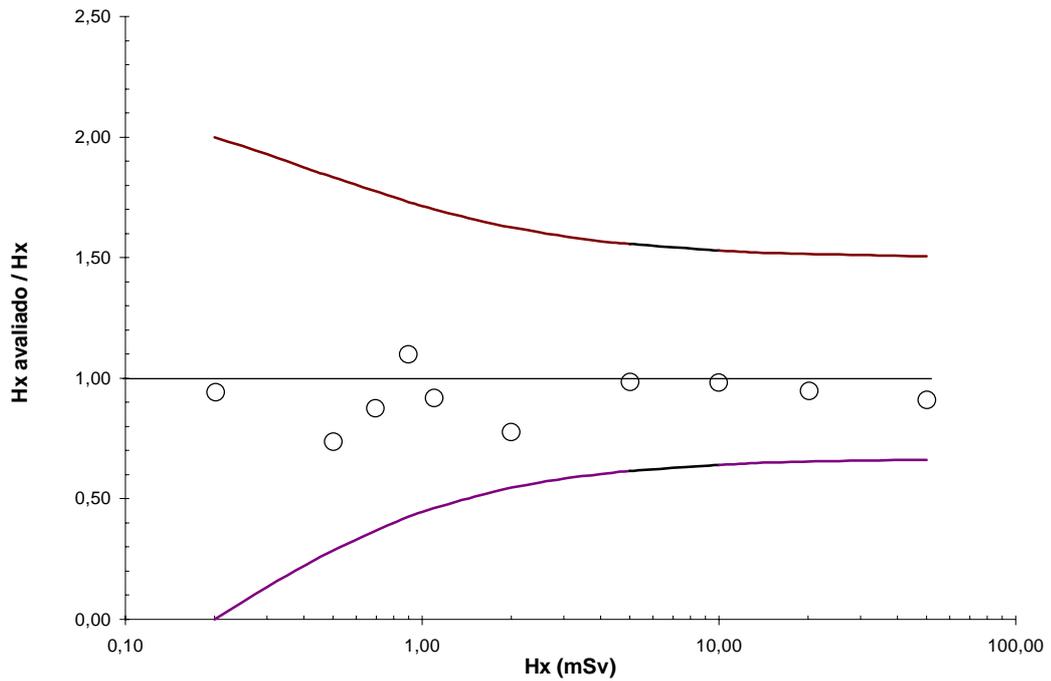


FIGURA 54

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M60 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN

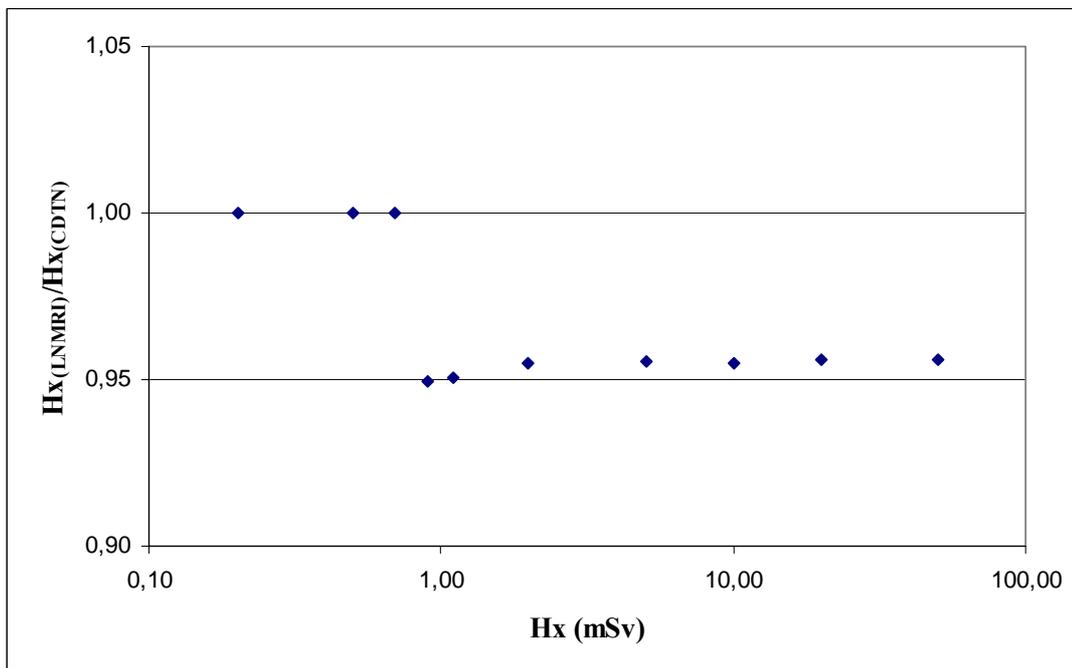


FIGURA 55

Relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros irradiados na qualidade M60

A FIG. 55 apresenta a relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros pessoais irradiados no feixe de radiação UW M60, quando calibrados com base nas radiações de referência, séries N60 e W60, e com base no feixe de radiação implementado na máquina de raios-x

diagnóstico médico do CDTN. Esta indica que a avaliação de todos os dosímetros pessoais concordou dentro dos limites de $\pm 5\%$. Sendo assim, a avaliação de dosímetros irradiados em feixes de referência UW M60 através de um sistema calibrado com radiações de referência ISO não apresenta diferenças significativas para a avaliação dos mesmos dosímetros através de um sistema calibrado com base em um feixe de radiação W60d.

Similarmente, as FIG. 56 e 57, que apresentam o resultado da avaliação dos dosímetros irradiados na radiação de referência UW M80, através do sistema de dosimetria pessoal cuja calibração foi baseada na irradiação do LNMRI e cuja calibração foi baseada na irradiação do CDTN, respectivamente, ratificam as conclusões expostas em parágrafos anteriores.

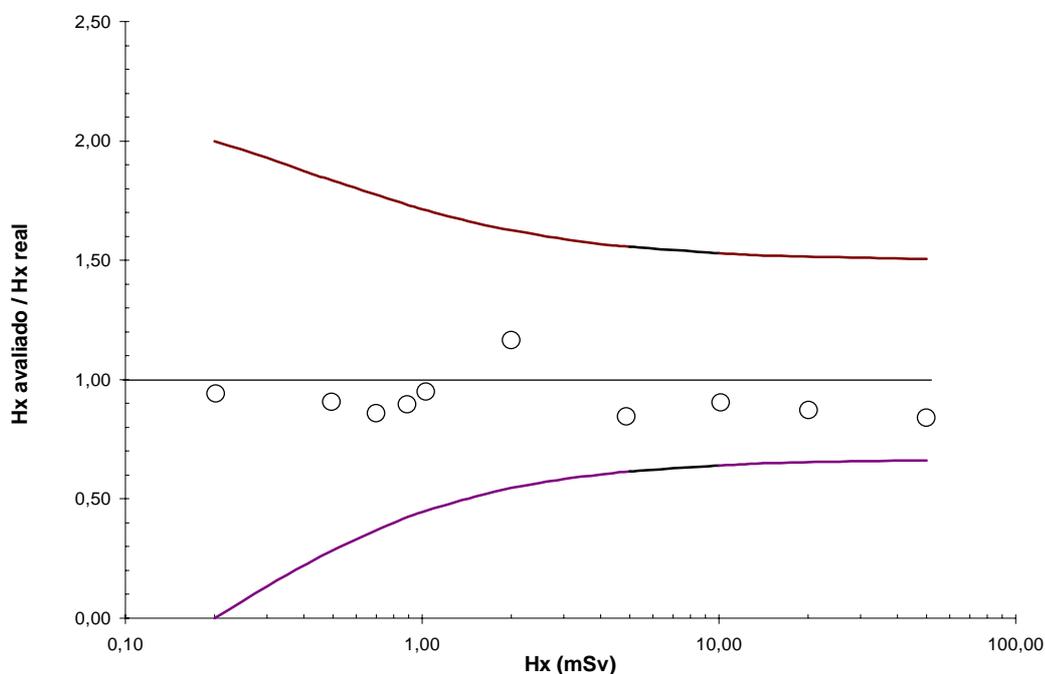


FIGURA 56

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M80 através do sistema calibrado com base na irradiação do LNMRI

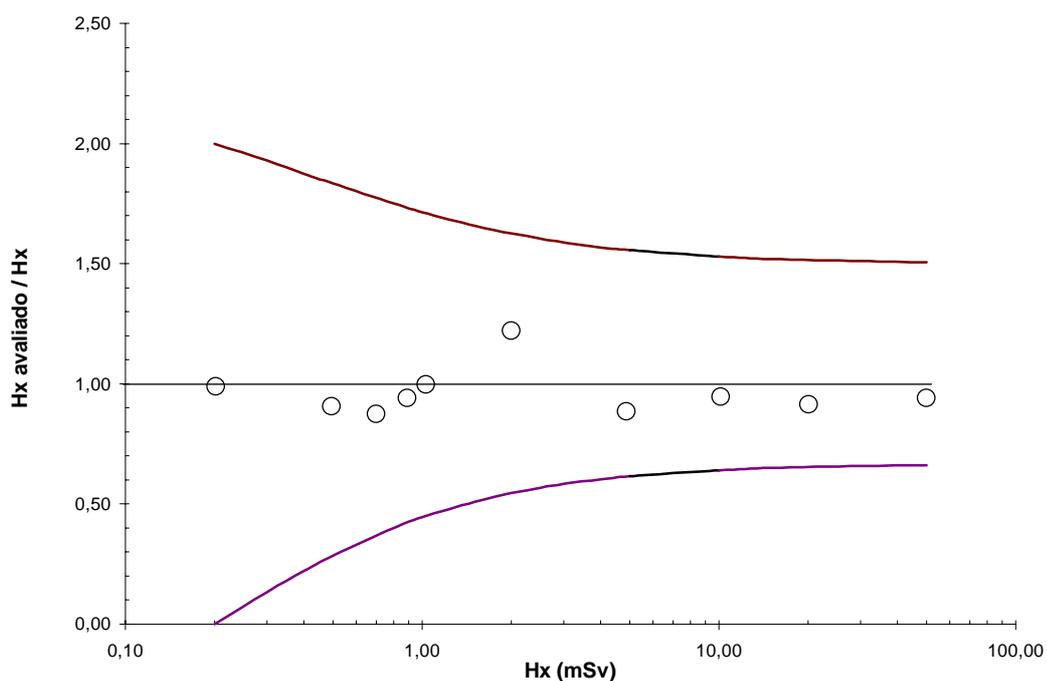


FIGURA 57

Avaliação dos dosímetros irradiados na qualidade M80 através do sistema calibrado com base na irradiação do CDTN

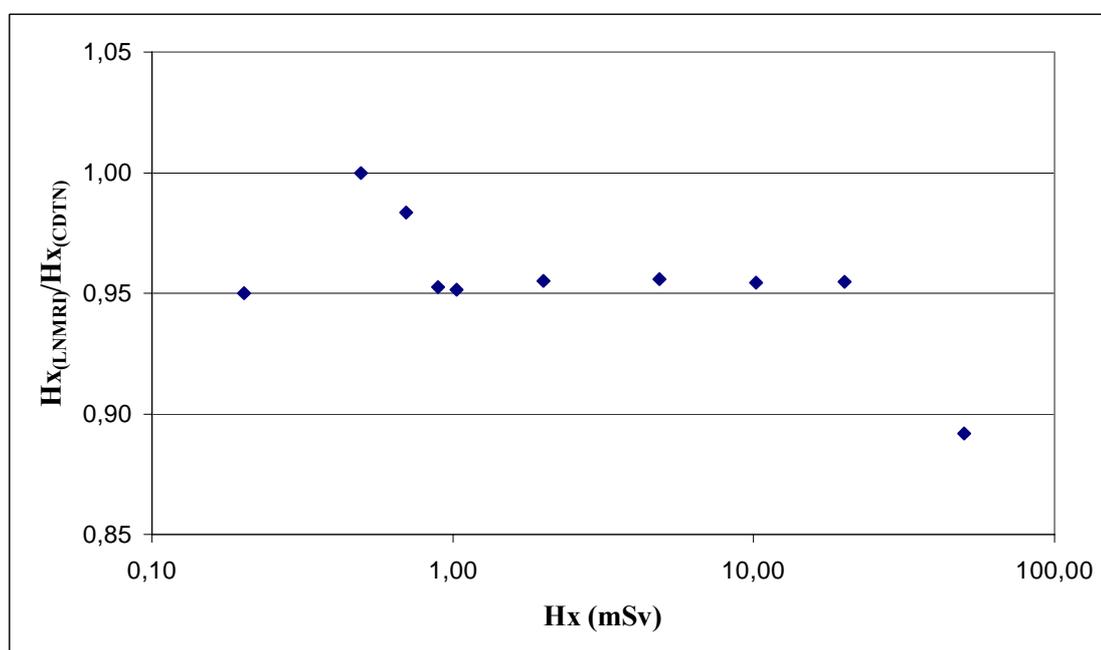


FIGURA 58

Relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros irradiados na qualidade M80

A FIG. 58 apresenta a relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros pessoais irradiados no feixe de radiação UW M60, quando calibrados com base nas radiações de referência, séries N60 e W60, e com base no feixe de radiação implementado na máquina de raios-x

diagnóstico médico do CDTN, indicando que a avaliação de 9, dos 10 dosímetros concordou dentro dos limites de ± 5 e apenas 1 chegou ao limite de 11%. Uma vez que o kerma no ar aplicado a este último foi de 43,9 mGy (50 mSv), este desempenho poderá ser melhorado com a utilização de dosímetros pessoais irradiados com doses superiores às empregadas na calibração dos dosímetros pessoais.

A avaliação de dosímetros irradiados em feixes de referência UW M80 através de um sistema calibrado com radiações de referência ISO não apresenta diferenças significativas para a avaliação dos mesmos dosímetros através de um sistema calibrado com base em um feixe de radiação W60d.

4.4.4.4 Filmes utilizados por usuários

Um lote contendo 30 dosímetros pessoais de usuários reais foi utilizado na comparação entre o sistema de dosimetria calibrado com a radiação de referência do LNMRI e com o feixe implantado no CDTN, possibilitando uma verificação em diversas condições encontradas na prática diferentes das condições de irradiação. A FIG. 59 mostra a relação entre as doses para ambas as avaliações.

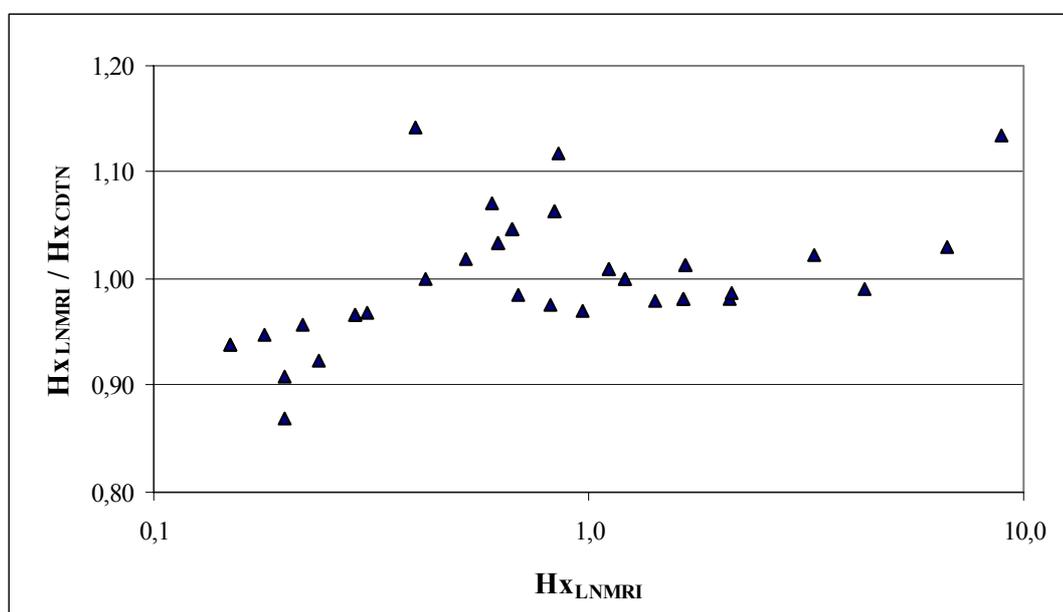


FIGURA 59
Relação entre as avaliações do H_x dos dosímetros utilizados por usuários

FONTE – BAPTISTA NETO e SILVA, 2004

Os resultados mostraram que 26 (87%) das 30 avaliações de dose concordaram dentro de $\pm 10\%$ e 100% concordaram dentro de $\pm 15\%$. Esta variação se deve, principalmente, à

dependência energética do sistema de dosimetria pessoal utilizado neste trabalho (BAPTISTA NETO e SILVA, 2004). Tais desvios não são significativos para fins de monitoração individual, validando a calibração dos dosímetros pessoais no feixe de radiação W60d.

5 CONCLUSÃO

Foram implantadas radiações de referência das séries W60 e W80 no equipamento de raios-x diagnóstico médico do CDTN. Os resultados encontrados na medida das camadas semi-redutoras e coeficientes de homogeneidade confirmaram a similaridade entre os feixes implantados e os feixes de referência da ISO.

O dosímetro pessoal do tipo filme do CDTN foi utilizado para confirmar a viabilidade da implantação de radiações de referência em uma máquina de raios-x diagnóstico médico, para fins de calibração de dosímetros pessoais. Dos 111 dosímetros irradiados por 3 diferentes Laboratórios, em 5 condições de referência distintas, 100% deles foram corretamente analisados pelo sistema de dosimetria baseado no feixe de radiação implantado no CDTN, considerando os limites internacionalmente aceitos. Dos 141 dosímetros utilizados na comparação entre os dois sistemas de dosimetria (baseado no feixe de radiação implantado no CDTN e baseado no feixe de radiação implantado no LNMRI), 135 deles concordam dentro de $\pm 10\%$ e apenas 6 ultrapassam tais limites.

É importante enfatizar que o procedimento de calibração e os resultados apresentados são válidos somente para o sistema de dosimetria aqui descrito e extensivamente a outros sistemas com dependência energética inferior. Dosímetros com elevada dependência energética podem sofrer influência do espectro de energia, acarretando erros inaceitáveis.

Apesar da comparação do desempenho do sistema de dosimetria pessoal em diferentes condições ter sido elaborada em função do equivalente de dose para fótons (H_X), os resultados são extensivos para dosímetros pessoais calibrados em termos do equivalente de dose pessoal cuja dependência energética não ultrapasse àquela determinada em termos do H_X .

APÊNDICE A – Cálculo da incerteza de medição na irradiação dos dosímetros

O cálculo da incerteza de medição na irradiação dos dosímetros pessoais foi efetuado com base no Guia para expressão da incerteza de medição (1998), na International Atomic Energy Agency (2000) e na Fundação Centros de Referência em Tecnologias Inovadoras (2004).

As TAB. 32 apresenta as componentes de incerteza mais relevantes no procedimento de irradiação. A incerteza padrão refere-se à propagação de cada componente de incerteza no valor do equivalente de dose para fótons. A incerteza combinada refere-se à soma quadrática das diversas incertezas padrão. A estimativa da incerteza expandida baseia-se na incerteza combinada multiplicada pelo fator de abrangência (k).

Para um intervalo de confiança de 95%, a incerteza relacionada ao procedimento de irradiação dos dosímetros pessoais no CDTN é inferior a 8%.

TABELA 32
Incerteza de medição na irradiação dos dosímetros

Considerando a irradiação de 0,1 mSv										
Símbolo	Componentes de incerteza			Tipo	Distribuição de probabilidade	Divisor	Coeficiente de sensibilidade		Incerteza padrão (mSv)	Graus de liberdade (v)
	Nome	Valor (±)	Unidade				Valor	Unidade		
u_{DE}	Dependência energética	0,002	(mSv)	B	Retangular	1,73	1	(adimensional)	0,0012	infinitos
u_{Lin}	Linearidade da taxa do Hx	0,005	(mSv)	B	Retangular	1,73	1	(adimensional)	0,0029	infinitos
u_T	Temperatura	1	K	B	Retangular	1,73	0,00034	(mSv/K)	0,00020	infinitos
u_P	Pressão	0,1	kPa	B	Retangular	1,73	0,00011	(mSv/kPa)	0,000063	infinitos
u_{Cal}	Calibração da câmara de ionização	0,0035	(mSv)	B	Normal	2	1	(adimensional)	0,0018	infinitos
u_{Pos}	Posicionamento	0,5	(cm)	B	Retangular	1,73	0,0010	(mSv/cm)	0,00029	infinitos
u_{UC}	Uniformidade do campo de radiação	0,002	(mSv)	B	Retangular	1,73	1	(adimensional)	0,0012	infinitos
u_{RE}	Radiação espalhada	0,00083	(mSv)	B	Retangular	1,73	1	(adimensional)	0,00048	infinitos
u_{Rep}	Repetitividade	0,00098	(mSv)	A	T-Student	4,53	1	(adimensional)	0,00022	2
u_{Repr}	Reprodutibilidade	0,00048	(mSv)	B	T-Student	2	1	(adimensional)	0,00024	1160
U_{Comb}	Incerteza combinada								0,0038 mSv	3,8%
U_{Exp}	Incerteza expandida (95%)								0,008 mSv	7,6%
Obs: u_{DE} baseada no manual de operação da câmara de ionização ($\pm 2\%$). u_{Lin} baseada no manual de operação da câmara de ionização ($\pm 5\%$). u_T estimada com base na intercomparação do termômetro e resolução do instrumento. u_P estimada com base na calibração do transdutor de pressão e histórico da variação de pressão no local onde ocorreu a irradiação. u_{Cal} baseada no certificado de calibração da câmara de ionização ($\pm 3,5\%$ para incerteza expandida com $k=2$). u_{Pos} estimada em $\pm 0,5$ cm para d_{fc} igual a 100 cm. u_{UC} estimada com base no teste de uniformidade do campo de 120mm x 90mm. u_{RE} estimada com base no teste de radiação espalhada. u_{Rep} calculada com base no teste de repetibilidade do sistema. u_{Repr} calculada com base no teste de reprodutibilidade do sistema.										

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBEMEC METAIS LTDA. **Nota fiscal nº 004694**. Belo Horizonte, 2002.

ALLISY, A. Metrology, a precursor of quality assurance. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEASUREMENT ASSURANCE IN DOSIMETRY, 1993, Vienna. **Proceedings...** Vienna: IAEA, 1994. p. 3-13.

AMBROSI, P.; BUCHHOLZ, G.; BÖHM, J. GRIFFITH, R.; HERRMANN, D.; STRACHOTINSKY, C. Results of the IAEA intercomparison for individual monitoring. **Radiation Protection Dosimetry**, v.54, n.1, p. 5-7, 1994.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Protocols for the radiation safety surveys of diagnostic radiological equipment**. 1988. (AAPM Report, 25.

AMORIN, Ricardo. **RES: Especificação do Padrão** [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <annibal@cdtn.br> em 23 set. 2004.

AY, M.R.; SARCAR, S.; SHAHRIARI, M.; SARDARI, D.; ZAIDI, H. **Comparative assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography**. 2004. Disponível em: <http://dmnu-pet5.hcuge.ch/pdf/IEEE2004_MIC1646.pdf>. Acesso em 20 jan. 2005.

BAPTISTA NETO, A. T. ; SILVA, T. A. da. On the use of a diagnostic x-ray machine for calibrating personal dosimeters. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE INTERNATIONAL RADIATION PROTECTION ASSOCIATION, 11. 2004, Madrid. **Proceedings...** Madrid: Spanish Radiation Protection Society, 2004. 1 CD ROM.

BELL, G. E. Spectral distribution in the continuous x-ray spectrum and the specification of x-ray quality, **British Journal of Radiology**, v.9, p. 680, 1936 citado por UNITED STATES DEPARTMENT OF COMMERCE. **National Bureau of Standards**, Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office, 1964.

BERTOLONI, Marcos. **Características do tubo de raios-x** [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <annibal@cdtn.br> em 13 dez. 2002.

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., ALBERTS, W. G.; SMINTH, K. L.; SOARES, C.G; McDONALD, J. C.; THOMPSON, M. G.; KRAMER, H. M. ISO recommended reference radiations for the calibration and proficiency testing of dosimeters and dose rate meters used in radiation protection. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 86. n. 2 p. 87 - 105, 1999.

BOUTILLON, M. Comparisons and calibrations at the Bureau International des Poids et Measures in the field of x and γ rays. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEASUREMENT ASSURANCE IN DOSIMETRY, 1993, Vienna. **Proceedings...** Vienna: IAEA, 1994. p. 15-23.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J.M. **The essential physics of medical imaging**. Baltimore, IL.: Williams & Wilkins, 1994. 742 p.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J.M. **The essential physics of medical imaging**. Baltimore, IL.: Williams & Wilkins, 1994. 742 p. citado por LACERDA, M. A. **Análise crítica da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica**. 2002. 179 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2002.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Curso de treinamento de operadores em reatores de pesquisa**. Belo Horizonte: CNEN, 1997. v.1.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Diretrizes Básicas de Radioproteção, CNEN-NE-3.01, **Diário Oficial da União**, Brasília, 01 ago 1988.

CUNHA, Paulo. **Avaliação dos resultados fornecidos pelo SMIE**. Rio de Janeiro, RJ, 2003.

DeWERD, L. A; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology, **Applied Radiation and Isotopes**, v. 50, n. 1, p. 125 – 136, 1999.

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 citado por SOARES, C. M. **Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal**. 2001. 108 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

EISENHART, C. Realistic evaluation of the precision and accuracy of instrument calibration systems. **Journal Res. Natl. Bureau Standard**, v. 67, n. 2, p. 161-167, 1963 citado por ALLISY, A. Metrology, a precursor of quality assurance. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEASUREMENT ASSURANCE IN DOSIMETRY, 1993, Vienna. **Proceedings...** Vienna: IAEA, 1994. p. 3-13.

FIGUEIREDO M. E; SILVA, T. A. **Relatório dos testes de desempenho do sistema de monitoração individual do CDTN**. Belo Horizonte: CDTN, 1995. 45p.

FRAME, Paul W. A history of radiation detection instrumentation. **Health Physics**, v. 87, n. 2, p. 111-135, 2004.

FUNDAÇÃO CENTROS DE REFERÊNCIA EM TECNOLOGIAS INOVADORAS. **Garantia da qualidade de resultados e incerteza de medição (CM-388)**. Florianópolis: CERTI, 2004. 74 p.

GOETSCH, S. J; KAMANDE, J; ATTIX, F. H. A method for matching NBS x-ray beam qualities with a half- or full-wave rectified generator. **Medical Physics**, v.12, n.2, p. 249-251, 1985.

GRIFFITH, R. International Dosimetry Intercomparisons. **Radiation Protection Dosimetry**, v.54, n.1, p.3 , 1994.

GUIA PARA A EXPRESSÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO. 2 ed. Brasileira do Guide to the expression of uncertainty in measurement. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, SBM, 1998. 121 p.

HAGREEN, M; READ, L. R. Realization of the ISO narrow spectrum series of filtered radiations at the National Physical Laboratory. **Journal of Radiological Protection**, v. 8, n. 4, p. 191-196, dez. 1988.

INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE. **National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology**. London: National Radiological Protection Board, 1992.

INSTITUTO DE ELETROTÉCNICA E ENERGIA. **Certificado de calibração nº 57.491**, São Paulo, 2004.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 003/0103**. São Paulo, 2002.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0007/0103**. São Paulo, 2003.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0145/0304**. São Paulo, 2004a.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0391/0504**. São Paulo, 2004b.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0392/0504**. São Paulo, 2004c.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0146/0504**. São Paulo, 2004d.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0393/0504**. São Paulo, 2004e.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES. **Certificado de calibração nº 0147/0504**. São Paulo, 2004f.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia**. 2. ed. Brasília: SENAI/DN, 2000. Disponível em <<http://www.inmetro.gov.br/infotec/vim.asp>>. Acesso em: 17 nov. 2003.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **SI - Sistema Internacional de Unidades**. 8 ed. Tradução da 7ª edição do original francês “Le système international d' unites”: Rio de Janeiro. 2003. 116 p.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**.: Vienna: IAEA 2000. 153 p. (Safety reports series, 16).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments.**: Vienna: IAEA, 2000. 153 p. Safety reports series, 16 citado por SOARES, C. M. **Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal.** 2001. 108 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources.** Vienna: IAEA, 1996. 353p. (Safety reports series, 115).

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.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation quantities and units.** Bethesda, MD: ICRU, 1980. (ICRU, 33).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of dose equivalents resulting from external radiation source.** Bethesda, MD: ICRU, 1985. (ICRU, 39).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of dose equivalents resulting from external radiation source – Part 2.** Bethesda, MD: ICRU, 1988. (ICRU, 43).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations.** Bethesda, MD: ICRU, 1992. (ICRU, 47).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation quantities and units in radiation protection dosimetry.** Bethesda, MD: ICRU, 1993. (ICRU, 51).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation.** Bethesda, MD: ICRU, 1998. (ICRU, 60).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v. 9, n. 3, 1977. 53p. (ICRP Publication, 26).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. General principles of monitoring for radiation protection of workers. **Annals of the ICRP**, v. 9, n. 4, A82. 1982. 36 p. (ICRP Publication, 35).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v.21, n 1-3, 201 p., 1991. (ICRP publication 60).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC 1267**: Medical diagnostic x-ray equipment – radiation conditions for use in the determination of characteristics. Geneva, 1994.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4037**: Specification for x and γ reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy. Geneva, 1979.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4037-1**: Radiation characteristics and production methods. Geneva, 1996.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4037-3**: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. Geneva, 1997.

JENNINGS, R. J. X-ray filters and beam quality. In: SYMPOSIUM ON HIGHER LEVEL QUALITY ASSURANCE IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY, 1977, Cincinnati, **Proceedings...** Cincinnati: AAPM, 1977, p. 105-117.

JENNINGS, W. A. Why metrology? **Ionizing Radiation Metrology**. s. n. t, 1977.

JONES, D. E. A. The determination from absorption data of the distribution of x-ray intensity in the continuous x-ray spectrum, **British Journal of Radiology**. v. 13, p. 95, 1940 citado por UNITED STATES DEPARTMENT OF COMMERCE. **National Bureau of Standards**, Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office, 1964.

LACERDA, M. A. **Análise crítica da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica**. 2002. 179 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2002.

LAMEL, D. A. **The correlated lecture laboratory series in diagnostic radiological physics**. Rockville, MD: Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1981.

MACHABEY, Armand. Les techniques des mesures. In: DAUMAS, R. **Historie Générale des Techniques**. Paris, PUF, 1962, p. 312.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA. **Programa de tecnologia industrial básica e serviços tecnológicos para a inovação e competitividade**. Brasília, DF, 2001.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Protocolo de avaliação de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico**. Brasília, DF, 2000. 69 p.

MURAKAMI, H.; MINAMI, K.; GRIFFITH, R. Results of the IAEA; RCA personal dosimeter intercomparison in the Asian and Pacific Region. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 54, n.1, p.79-85, 1994.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. [Table 6]. Disponível em: < <http://ts.nist.gov/ts/htdocs/230/233/calibrations/ionizing-rad/x-gamma-ray.htm>>. Acesso em: 07 mai. 2004.

NICKOLOFF E. L.; BERMAN, H. L. Factors affecting X-ray spectra. **RadioGraphics**, v. 13, n. 6, p. 1337 - 1348, 1993.

NOGUEIRA, M. do S. **Determinação dos fatores de conversão de kerma no ar e de fluência para o equivalente de dose ambiental para raios x gerados no intervalo de 50 kV_p a 125 kV_p**. 1997. 118 f. Tese (Doutorado em Ciências na Área Nuclear). Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

NOWOTNY, R.; HÖFER, A. Ein programm für die berechnung von diagnostischen röntgenspektren. **Fortschr. Röntgenstr.** v. 142, n. 6, p. 685 – 689, 1985.

PEREIRA, E. C. Reflexões sobre o uso de câmaras de ionização em levantamentos radiométricos em instalações para diagnóstico médico/odontológico. In: CONGRESSO DA ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICA MÉDICA, 6, 4-6 out. 2001, Rio de Janeiro, **Anais...** RJ, Brasil. Rio de Janeiro: ABFM, 2001.

PEAPLE, L. H. J.; BIRCH, R.; MARSHALL, M. **Measurement of the ISO series of filtered radiations**. London: UKAEA Harwell Laboratory Environmental and Medical Science Div., 1986. 36 p. (AEKER 13424).

PHYSIKALISCH TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **New dose quantities in radiation protection**. Braunschweig, 1995. 66p. (PTB Dos-23e).

POLIMETAL LIGAS E METAIS LTDA. **Nota fiscal nº 82864**. Belo Horizonte, 2002.

POTIENS, M. da P. A.; CALDAS, L. V. E. Espectrometria dos feixes de radiação de um sistema de radiodiagnóstico. In: REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND SAFETY, 5; IBERIAN AND LATIN AMERICAN CONGRESS ON RADIOLOGICAL PROTECTION SOCIETIES,2; REGIONAL IRPA CONGRESS, 2001, Recife. **Proceedings...**Recife: SBPR, 2001. 1 CD-ROM.

RADCAL CORPORATION. **Manual for kVp meter**. Monrovia, 1994a. 11p.

RADCAL CORPORATION. **Instruction manual for the model 9015 radiation monitor controller**. Monrovia, 1994b, 50 p.

RADCAL CORPORATION. **Instruction manual model 3036 dosimeter – ratemeter – timer**. Monrovia, 1995. 11p.

RAMOS, M. M. O. **RES: Especificação do padrão** [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <annibal@cdtn.br> em 25 jun. de 2004.

RAMOS, M. M. O. **Relatório de intercomparação de padrões de radioproteção em feixes de cobalto-60 e césio-137**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria. 1997. 13p.

RANALLO, F. N.; GOETSCH, S. J.; DEWERD, L. A.; LISS, M. M. Calibration and use of the Wisconsin kVp test cassette. **Medical Physics**, v.15, n.5, p. 768-772, 1988.

REICH, H; BENGTTSSON, G. Proposed interim measuring quantity for radiation protection dosimeters for photons. **Health Physics**, v. 40, p. 898-902, 1981 citado por SOARES, C. M. **Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal**. 2001. 108 f. Dissertação

(Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

SEELENTAG, W.W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.; SANTNER, F. **A Catalogue of spectra used for the calibration of dosimeters.** Neuherberg: Institut für Strahlenschutz, 1979. 108 p. (GSF S 560).

SILVA, T. A. da; BAPTISTA, L. A. M. M. Desempenho dos sistemas de monitoração individual na avaliação da dose equivalente. In: ENCONTRO NACIONAL DE APLICAÇÕES NUCLEARES, 1, mai. 1991, Recife. **Anais...** Rio de Janeiro: ABEN, 1991.

SILVA, T. A da; BAPTISTA, L. A. M. M. Intercomparison of personal dosimetry systems for photon radiation in Latin American region. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 60, n. 3, p. 249-252, 1995.

SILVA, T. A. da. Variação angular dos equivalentes de dose em campos externos de elétrons; equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$. In: CONGRESSO GERAL DE ENERGIA NUCLEAR, 6., out-nov. 1996, Rio de Janeiro. **Anais...** Rio de Janeiro: ABEN, 1996. 1 CD ROM.

SILVA, T. A. da; PEREIRA, E. G.; ALONSO, T. C.; GUEDES, E. C.; GONÇALVES, E. C.; NOGUEIRA, A. A. Certificação de profissionais de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico em Minas Gerais. In: ENCONTRO NACIONAL DE APLICAÇÕES NUCLEARES, 15-20., out. 2000, Rio de Janeiro. **Anais...** Rio de Janeiro: ABEN, 2000. 1 CD-ROM.

SOARES, C. M. **Caracterização de um dosímetro para medida de dose pessoal.** 2001. 108 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2001.

STANTON, L; VILLAFANA, T.; DAY, J. L.; LIGHTFOOT, D. A. Dosage evaluation in mammography. **Radiology**, v. 150, p. 577-584, 1984.

TAUHATA Luiz, SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R; DI PRINZIO, A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** Rio de Janeiro, RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1999.

TAYLOR, L. S. **Physical foundations of radiology.** 2 ed., p. 227-257, 1959 citado por INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4037-1:** Radiation characteristics and production methods. Geneva, 1996.

TOCHILIN, E.; DAVIS, R. H.; CLIFFORD, J. A calibrated roentgen-ray film badge dosimeter. **Am. J. Roentgenol. Radiat. Ther. Nucl. Med.**, v. 64, p. 475-488, 1950 citado por FRAME, Paul W. A history of radiation detection instrumentation. **Health Physics**, v. 87, n. 2, p. 111-135, 2004.

TURNER, James E. **Atoms, radiation, and radiation protection.** 2º ed. New York, NY: John Wiley & Sons, Inc. 1995.

UNITED STATES DEPARTMENT OF COMMERCE. **National Bureau of Standards,** Washington, D. C.: U. S. Government Printing Office, 1964.

UNIVERSITÄT WIEN. Institut für Biomediz. **XCOMP5R**. Wien. Disponível em: <http://www.bmtp.akh-wien.ac.at/people/noworo1/noworo1.html>. Acesso em: 08 set. 2004.

VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA. **Aparelho de raios-x pulsar plus**: Manual do usuário. 2003.

ZUPKO, Ronald. Revolution in measurement: western european weights and measures since the age of science. Filadélfia: **American Philosophical Society**, 1990.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)