

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG
ESCOLA DE ENGENHARIA**

**Investigação das doses ocupacionais da equipe médica em
procedimentos hemodinâmicos**

Autora: Thêssa Cristina Alonso
Orientador: Dr. Teógenes Augusto da Silva

Belo Horizonte – junho de 2005
Escola de Engenharia da UFMG

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR

Thêssa Cristina Alonso

Investigação das doses ocupacionais da equipe médica em procedimentos hemodinâmicos

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

Área de concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc.
Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
(CDTN/CNEN) - Professor convidado da UFMG

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2005

À minha avó que sempre confiou em mim
e sempre esteve do meu lado.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é fruto de muitas colaborações; agradeço a todos os que de uma forma ou outra, ajudaram a realizá-lo.

Em especial gostaria de agradecer a:

Ao Dr. Teógenes Augusto da Silva, pela orientação científica, compreensão, amizade e sobretudo pela confiança depositada.

Aos meus pais pelo apoio incondicional, aos meus irmãos e cunhado pela valiosa torcida.

Aos amigos do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, que me ajudaram durante toda a execução deste trabalho;

Aos amigos do Serviço de Monitoração Individual Externa do CDTN, dos quais recebi todo o tipo de apoio.

Aos amigos Carlos Manoel e Elton Guedes pelas idéias e ajuda constante.

A Betinha pelo apoio e principalmente pela sua amizade.

A todos os colegas da Proteção Radiológica que, de uma maneira direta ou indireta, contribuíram para realização deste trabalho.

Aos funcionários do setor de biblioteca do CDTN.

Aos professores do curso de pós-graduação em Ciências e Técnicas, em especial a prof^a. Claúbia, a prof^a. Dora, pela receptividade e apoio.

Às funcionárias da pós-graduação, Márcia e Nancy, pela constante assistência.

Aos médicos, Dr. Augusto Lima Filho e Dr. Manoel Augustos Esteves pela gentileza e apoio, para a utilização das máquinas para realização de medidas.

À Andrêssa e Adriano pela ajuda computacional.

Ao Dr. Eugênio Del Vigna, pela amizade, confiança e ajuda.

A Sibeles, Paulo Márcio, Petersson e Paulo Malleta pelas boas sugestões.

À Deus, sem essa força interior seria impossível a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO	ix
ABSTRACT	xi
1 INTRODUÇÃO	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	3
2.1 A Radiologia Intervencionista	3
2.2 Proteção radiológica ocupacional	5
2.3 Monitoração radiológica	7
2.4 Grandezas radiológicas	9
2.5 Doses ocupacionais em hemodinâmica	11
3 MATERIAIS, METODOLOGIA E RESULTADOS	15
3.1 Análise de doses individuais em hemodinâmica.	15
3.1.1 Doses individuais da equipe médica	19
3.1.2 Doses individuais dos médicos	21
3.2 Comparação das doses obtidas com dosímetros TL e filmes dosimétricos.	23
3.2.1 Descrição do sistema dosimétrico	25
3.2.2 Confiabilidade do sistema	29
3.2.3 Monitoração individual da equipe médica	32
3.3 Monitoração da equipe médica em termos de Hp(d)	34
3.3.1 Descrição do sistema dosimétrico	36
3.3.2 Caracterização e calibração do dosímetro TL	39
3.3.2.1 Homogeneidade do lote	40
3.3.2.2 Reprodutibilidade	42
3.3.2.3 Limite inferior de detecção	44
3.3.2.4 Calibração do sistema dosimétrico	46
3.3.2.5 Verificação da dependência energética	49

3.3.2.6 Verificação da dependência angular	53
3.3.3 Monitoração individual da equipe médica	57
3.4 Influência na dose individual pelo uso do avental protetor	60
3.4.1 Uso e características dos aventais protetores	61
3.4.2 Dose efetiva estimada por dosímetros usados sobre e sob o avental protetor	65
4 CONCLUSÃO	74
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – SALA DE HEMODINÂMICA.....	4
FIGURA 2 – DISTRIBUIÇÃO DOS USUÁRIOS DO SERVIÇO DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL DO CDTN.....	16
FIGURA 3 – DOSES INDIVIDUAIS MENSAS DE PROFISSIONAIS DE.....	20
FIGURA 4 – DOSES INDIVIDUAIS MENSAS DE PROFISSIONAIS DE.....	21
FIGURA 5 – DOSES INDIVIDUAIS MENSAS DE PROFISSIONAIS DE.....	21
FIGURA 6 – FREQUÊNCIA DE DOSES INDIVIDUAIS DOS MÉDICOS.....	22
FIGURA 7 – PORTA-DOSÍMETRO COM DETECTORES TL INSERIDOS.....	25
FIGURA 8 – LEITORA TERMOLUMINESCENTE HARSHAW, MODELO 3000A.....	28
FIGURA 9 – RUÍDO DA LEITORA.....	30
FIGURA 10 – ESTABILIDADE DA LEITORA TL DADA PELA LUZ DE REFERÊNCIA.....	30
FIGURA 11 – LEITURA (NC) POR PERÍODO.....	31
FIGURA 12 – CURVA DE CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS TL.....	32
FIGURA 13 – DESENHO ESQUEMÁTICO DO CARTÃO DOSIMÉTRICO COM TL.....	36
FIGURA 14 – PORTA-DETECTOR, HARSHAW 8814.....	37
FIGURA 15 – DISTRIBUIÇÃO DOS COEFICIENTES DE VARIAÇÃO, NA.....	43
FIGURA 16 – DISTRIBUIÇÃO DOS COEFICIENTES DE VARIAÇÃO,.....	44
FIGURA 17 – ARRANJO DA CALIBRAÇÃO DO DOSÍMETRO EM TERMOS DE HP(D).....	47
FIGURA 18 – ARRANJO PARA A VERIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO DOSÍMETRO.....	51
FIGURA 19 – GRÁFICO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO DOSÍMETRO, NORMALIZADO.....	53
FIGURA 20 – ARRANJO PARA A VERIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DO DOSÍMETRO.....	55
FIGURA 21 – DEPENDÊNCIA ANGULAR DO DOSÍMETRO NORMALIZADA PARA 0°.....	57
FIGURA 22 – DOSÍMETROS FIXADOS NOS AVENTAIS PROTETORES.....	58
FIGURA 23 – FIXAÇÃO DOS DOSÍMETROS NOS AVENTAIS PROTETORES.....	66
FIGURA 24 – POSICIONAMENTO DO TUBO DE RAIOS-X E DA EQUIPE MÉDICA.....	67
FIGURA 25 – POSICIONAMENTO DOS MÉDICOS E AUXILIARES DURANTE PROCEDIMENTOS.....	67
FIGURA 26 – ESQUEMA DO POSICIONAMENTO DOS MÉDICOS E AUXILIARES.....	68

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – DOSE ANUAL DOS MÉDICOS DO SERVIÇO DE HEMODINÂMICA.....	22
TABELA 2 – PERFIL DE TEMPO E TEMPERATURA PARA A LEITURA DOS DETECTORES TL	27
TABELA 3 – COMPARAÇÕES DAS DOSES AVALIADAS COM O DOSÍMETRO TIPO FILME E TL.	32
TABELA 4 – PROPRIEDADES DO TLD-100 DE LiF: Mg,Ti	37
TABELA 5 – PERFIL DE TEMPO E TEMPERATURA DURANTE A	38
TABELA 6 – RESULTADOS DO TESTE DE HOMOGENEIDADE, POSIÇÃO <u>II</u>	41
TABELA 7 – RESULTADOS DO TESTE DE HOMOGENEIDADE, POSIÇÃO <u>III</u>	41
TABELA 8 – LEITURA DOS DOSÍMETROS DURANTE O TESTE DO LIMITE INFERIOR DE DETECÇÃO	45
TABELA 9 – DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO DA LEITORA TL EM TERMOS DE Hp(10)	48
TABELA 10 – DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO DA LEITORA TL EM TERMOS DE Hp(0,07)	48
TABELA 11 – VERIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DOS DOSÍMETROS.....	52
TABELA 12 – VERIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DOS DOSÍMETROS.....	52
TABELA 13 – VERIFICAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DO DOSÍMETRO, NA MEDIDA DO Hp(10).....	55
TABELA 14 – COMPARAÇÃO ENTRE DOSES MENSAS, AVALIADA COM O DOSÍMETRO TL E TIPO FILME.	59
TABELA 15 – CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DOS AVENTAIS PROTETORES. (BUSHONG, 2004)	63
TABELA 16 – RESULTADO DOS VALORES MEDIDOS SOBRE E SOB O AVENTAL PROTETOR.....	69
TABELA 17 – RESULTADO DOS VALORES MEDIDOS SOBRE E SOB O AVENTAL PROTETOR.....	70
TABELA 18 – COMPARAÇÃO DAS DOSES EFETIVAS NA EQUIPE MÉDICA ESTIMADAS COM DOSÍMETROS SOBRE E SOB O AVENTAL PROTETOR.....	71

RESUMO

A monitoração das doses recebidas por trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante é realizada com o objetivo principal de monitorar as exposições e assegurar o controle quanto à obediência aos princípios da proteção radiológica. Em hemodinâmica, devido às diferentes especificidades dos exames, a equipe médica fica exposta a altos níveis de radiação, exigindo a adoção de ações de segurança para redução das doses.

Neste trabalho foram realizadas investigações das doses individuais recebidas pela equipe médica que executam procedimentos intervencionistas em serviços de hemodinâmica. Utilizou-se como meio uma análise das doses registrados em um banco de dados, medidas dosimétricas comparativas entre dosímetros rotineiros do tipo filme e dosímetros termoluminescentes (TL), e análise da influência do uso de aventais protetores.

A confiabilidade metrológica dos dosímetros TL utilizados foi demonstrada por meio da caracterização e calibração dos mesmos em termos do equivalente de dose pessoal, que é a grandeza recomendada internacionalmente para monitoração individual com a finalidade de estimar a dose efetiva.

Os baixos valores das doses encontradas com o dosímetro rotineiramente utilizado, tanto no banco de dados como na comparação dosimétrica com os dosímetros TL, sugerem que a equipe médica oferece uma resistência ao uso do dosímetro, o que acarreta a falta de representatividade dos mesmos, para a real dose efetiva anual.

Adicionalmente, as diferentes condições de uso e características dos diferentes aventais protetores indicaram que os valores das doses efetivas são muito dependentes tanto do posicionamento dos dosímetros quanto da metodologia de cálculo utilizada.

O trabalho ressalta a importância tanto do aperfeiçoamento do sistema de dosimetria individual, quanto da obediência do princípio básico de proteção radiológica: a otimização.

ABSTRACT

The main aim of an occupational radiation program for workers is to keep radiation exposures under control and to assure that radiation protection principles are followed. Due to different kinds of interventionist medical exams, usually the medical staff is highly exposed to radiation, which requires safety procedures for dose reduction.

In this work, studies were carried out concerning to individual doses of medical staff that is directly engaged to interventionist procedures at hemodynamic services. Dose values from a data bank of an Individual Monitoring Service were analyzed and measurements with film type and thermoluminescent (TL) dosimeters were performed for comparison purposes. Additionally, the influence of the use of a lead apron on the individual dose was investigated.

For the sake of reliability, the good performance of the TL dosimeters were shown through tests and calibration in terms of the personal dose equivalent, which is the international operational quantity for individual monitoring recommended for estimating the effective dose.

Results showed that dose values lower than expected were found in the data bank of the Monitoring Service and during dose comparisons between TL and film type dosimeters. This suggests that the medical staff does not care about wearing the personal dosimeter, then the registered doses are not representative to the real annual effective doses.

This work also showed that effective doses are highly dependent on the characteristics and conditions of the lead apron, on the position of the dosimeter under or on the apron and the calculation method for estimating the effective dose.

It is concluded that it is important to have personal dosimetric system upgraded for reliable measurements and that medical staff should be aware that the basic radiation protection principle of optimization should be followed.

1 INTRODUÇÃO

O interesse pela proteção radiológica na medicina se justifica por ser a área que, em comparação a outras atividades com fontes de radiação, é a que mais contribui para a exposição do indivíduo à radiação; esta exposição é predominantemente em indivíduos submetidos a diagnósticos, rastreamento ou terapia.

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) analisa e propõe recomendações para as situações nas quais os seres humanos são expostos à radiação ionizante. Em 1990, a ICRP revisou e em 1991 publicou como ICRP *Publicação 60* (ICRP, 1991) novas recomendações para a aplicação em uma variedade de situações e atividades com materiais radioativos. A partir dessa publicação observou-se a necessidade de relatórios mais específicos na área da medicina, publicando-se entre vários a “Proteção Radiológica e Segurança em Medicina”, ICRP 73 (ICRP, 1996).

A Secretaria de Vigilância Sanitária, sob a forma da Portaria SVS 453/98, de 01 de junho de 1998 do Ministério da Saúde (MS, 1998), regulamentou as diretrizes básicas para a área de radiodiagnóstico médico e odontológico. Esta legislação estabelece parâmetros e regulamentações para o controle das exposições ocupacionais, médicas e do público.

A estrutura da proteção radiológica é derivada dos princípios que se aplicam em proteção contra as radiações, recomendadas pelo ICRP, que são a justificção da prática, a otimização e a limitação das doses individuais. Estes princípios estão detalhados na legislação brasileira (MS, 1998; CNEN, 2005).

Nos últimos anos, tem surgido grande interesse pelos procedimentos de diagnóstico fluoroscópicos e intervencionistas. Trabalha-se intensamente na investigação sobre a proteção radiológica, níveis de exposição e recomendações devido ao avanço tecnológico dos equipamentos, cada vez mais sofisticados. A radiologia intervencionista, também

conhecida como cirurgia intravascular, desenvolveu-se muito rapidamente. Existem três grandes áreas dentro da radiologia intervencionista; a hemodinâmica, a neurorradiologia e a radiologia vascular periférica (SILVA, 2004).

O presente trabalho objetiva investigar as doses individuais dos profissionais ocupacionalmente expostos à radiação ionizante no setor de hemodinâmica, a fim de ressaltar a necessidade de procedimentos práticos de otimização. O trabalho foi desenvolvido a partir das seguintes etapas:

- Análise dos dados de monitoração individual em hemodinâmica, obtidos por um serviço de monitoração individual externa.
- Comparação das doses obtidas com dosímetros TL e filmes dosimétricos.
- Monitoração da equipe médica, com um dosímetro TL calibrado e caracterizado em termos de $H_p(d)$.
- Investigação da influência na dose individual pelo uso do avental protetor.

Para melhor compreensão o trabalho é apresentado em dois grandes itens, o primeiro ressalta os fundamentos teóricos gerais e o segundo apresenta os fundamentos específicos, a metodologia e os resultados de cada uma das etapas acima, finalizado com a apresentação das conclusões obtidas.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A Radiologia intervencionista

A radiologia intervencionista agrupa as técnicas nas quais médicos radiologistas, utilizam a imagem radiológica como guia nos procedimentos cirúrgicos ou terapêuticos (NCRP, 1989). Existem três grandes áreas dentro da radiologia intervencionista: a hemodinâmica, onde cardiologistas observam o coração nas distintas fases do ciclo cardíaco; a neurorradiologia, que se encarrega dos vasos do sistema nervoso central e a radiologia vascular periférica, na qual o médico radiologista explora o resto do corpo excluindo o coração e o sistema nervoso central (SILVA, 2004).

Os procedimentos usuais em uma sala de hemodinâmica são em sua grande maioria de caráter diagnóstico. Entretanto alguns procedimentos terapêuticos, avaliações de resultados cirúrgicos, investigação clínica fisiológica também fazem parte da indicação destes métodos invasivos. O cateterismo direito e esquerdo, ventriculografia esquerda, arteriografia pulmonar e coronariografia são exemplos de procedimentos usuais nas salas de hemodinâmica (ALOAN, 1982).

O cateterismo cardíaco é um método em que se punciona ou disseca uma veia ou artéria periférica onde se introduz um tubo fino e flexível chamado cateter até os grandes vasos do coração com a finalidade de se analisar dados fisiológicos, funcionais e anatômicos. Este método é utilizado para se obter a maior quantidade de informações possível com o objetivo de se conseguir um diagnóstico exato e, assim, decidir qual o tratamento mais adequado (ALOAN, 1982). Este procedimento utiliza um aparelho de raios-x em arco C, como pode ser visto na FIG. 1.



FIGURA 1 – Sala de hemodinâmica

O cateterismo cardíaco teve início em 1905, quando Fritz Bleichroeder, dissecando suas próprias veias, introduziu sem complicações, cateteres até próximo ao coração; e em 1929, Frossman, similarmente introduziu a extremidade do cateter até sua aurícula direita, tendo por isso o crédito do primeiro cateterismo cardíaco. O registro dos fenômenos hemodinâmicos do lado esquerdo do coração só teve início na década de 50, quando variedades de acessos ao ventrículo esquerdo foram descritas. No mesmo período, Chavez, descreveu a primeira angiocardiografia seletiva, e a partir de então, este método tornou-se um importante procedimento diagnóstico (ALOAN, 1982).

Outros exames de grande frequência nas salas de hemodinâmica são os exames de angiografia, onde aparelhos de raios-x são usados para gerar imagens em tempo real e indicar o estado de um vaso sanguíneo após um trauma, doença ou cirurgia. A angiografia por subtração digital é utilizada em procedimentos cirúrgicos, para permitir o aumento do

fluxo sanguíneo por meio de balões de angioplastia, angioplastia a laser e próteses em áreas onde o fluxo normal é reduzido ou ocluído. (LAMMOGLIA, 2000).

2.2 Proteção radiológica ocupacional

Em 1954, o Conselho Nacional de Radioproteção (“National Council on Radiation Protection”- NCRP), formulou o princípio “As low as reasonably achievable”, conhecido como ALARA, com considerações sobre fatores econômicos e sociais. O ALARA também pode ser referido como “otimização” de acordo com a ICRP (1989), onde médicos e técnicos são responsáveis em tornar as doses ocupacionais, médicas e públicas tão baixas quanto possível. Este objetivo pode ser facilmente alcançado com simples procedimentos de segurança e pessoal qualificado (SHERER, 2002).

Segundo a *International Commission on Radiological Protection*, ICRP (1991), as exposições são classificadas em ocupacionais, médicas e públicas. A exposição ocupacional é aquela ocorrida no trabalho e principalmente como resultado do trabalho; a exposição médica é a exposição de pessoas como parte de seu tratamento ou diagnóstico, inclui também voluntários acompanhantes que auxiliam na contenção de pacientes e a exposição do público compreende todas as exposições que não são médicas ou ocupacionais (ICRP, 1996; IRD, 1999).

O objetivo primário da proteção radiológica é fornecer um padrão apropriado de proteção para o homem sem limitar os benefícios criados pela aplicação das radiações ionizantes. O sistema de proteção radiológica recomendado pela ICRP (1991) para as práticas está baseado nos seguintes princípios gerais:

- Princípio da Justificação: nenhuma prática envolvendo exposição à radiação deve ser adotada a menos que produza, pelo menos, benefício suficiente para o indivíduo exposto ou para a sociedade, para compensar o detrimento causado pela radiação.
- Princípio da Otimização (ALARA): em relação a qualquer fonte de radiação, em particular dentro de uma prática, todas as medidas razoáveis devem ser tomadas para ajustar a proteção de modo a maximizar o benefício líquido, levando em conta fatores econômicos e sociais.
- Limites Individuais de Dose: um limite deve ser aplicado às doses recebidas (exceto em exposições médicas) por qualquer indivíduo como resultado de todas as práticas às quais ele estiver exposto (ICRP, 1996; CNEN, 2005).

Um aspecto relevante na otimização da exposição ocupacional é a determinação dos valores de dose individual que limitam a faixa de opções consideradas no processo de otimização, limites de doses fazem parte do controle da exposição ocupacional. A ICRP recomenda um limite de dose efetiva de 20 mSv por ano, média avaliada em 5 anos, considerando que a dose efetiva não deve exceder a 50 mSv em um único ano (ICRP, 1996; CNEN, 2005).

Os limites da dose efetiva são suficientes para assegurar a não ocorrência de efeitos determinísticos em quase todos os órgãos e tecidos do corpo, com exceção do cristalino dos olhos e a pele. Para o cristalino, a ICRP e a CNEN recomendam um limite de dose equivalente anual de 150 mSv e para a pele o limite de dose equivalente anual recomendado é de 500 mSv avaliado em $1,0 \text{ cm}^2$, independente da área exposta, na profundidade nominal de $7,0 \text{ mg.cm}^{-2}$ (ICRP, 1991; CNEN, 2005).

O controle da exposição ocupacional pode ser simplificado e efetivo pela simples designação dos locais de trabalho como áreas controladas e áreas supervisionadas.

Em áreas controladas, é requerido que os trabalhadores sigam procedimentos e práticas bem estabelecidas, visando o controle das exposições à radiação. Uma área supervisionada é aquela na qual as condições de trabalho são mantidas sob supervisão, mas procedimentos especiais não são geralmente necessários.

O objetivo de manter uma área sob supervisão é avaliar se as condições de exposição na área foram alterados devido, por exemplo, a alguma circunstância que não havia sido prevista em avaliações radiológicas anteriores ou devido à ocorrência de alguma quebra do controle em qualquer área controlada adjacente. Se a área não for classificada como controlada ou supervisionada é considerada área livre, sem necessidade de regras especiais (IAEA, 1987; ICRP, 1996; CNEN, 2005).

Segundo a Portaria SVS 453/98 (MS, 1998), em ambientes de radiodiagnóstico, são classificadas como controladas, as salas de comando e aquelas áreas onde se realizam os procedimentos radiológicos; as demais áreas são designadas como áreas livres. Para fins de controle dos níveis de radiação ambientais, são adotados como restrição de doses valores de 5 mSv/ano para as áreas controladas e 0,5 mSv/ano em áreas livres.

2.3 Monitoração radiológica

Toda medida realizada com a finalidade de avaliar os níveis de dose de radiação é denominada monitoração. A finalidade da monitoração radiológica é garantir condições satisfatórias de trabalho e fornecer informações necessárias para estimar a exposição dos trabalhadores à radiação em termos das grandezas em que foram expressos os limites de doses (TODO, 1997).

A monitoração ocupacional inclui a monitoração individual e as medidas dos níveis de radiação no local de trabalho. A monitoração individual avalia diretamente a dose do trabalhador e as medidas ambientais determinam as condições do local de trabalho, não só do trabalhador mas também do indivíduo do público.

Na monitoração individual, devem ser utilizados instrumentos de medidas dosimétricas metrologicamente confiáveis e capazes de fornecer resultados dentro das faixas de incertezas aceitáveis. Na maioria dos casos utilizam-se dosímetros do tipo filme ou do tipo termoluminescente (TL).

O dosímetro do tipo filme é constituído de um filme (chapa fotográfica) acondicionado em envelopes para proteger a parte foto-sensível contra os efeitos da luz, e um porta-detector, normalmente feito de plástico, contendo pequenas placas metálicas (Cu, Al, Pb e Sn) que funcionam como filtros e permitem a estimativa da dose e uma distinção entre os vários tipos de radiação. Os filmes dosimétricos utilizam a propriedade das radiações ionizantes de impressionarem chapas fotográficas. Normalmente, são usados no porta-detector dois tipos de emulsão, um mais sensível que o outro, para ampliar a capacidade de detecção dos fótons em função da energia. Mediante o grau de escurecimento da película revelada pode-se relacioná-lo com a dose recebida pelo profissional monitorado (TAUHATA, 1999).

Os dosímetros TL são cristais que, quando irradiados, armazenam a energia da quando aquecido a uma certa temperatura, após ter sido irradiado, a energia armazenada será liberada em forma de luz, fenómeno conhecido como termoluminescência. A quantidade de luz emitida durante o aquecimento é proporcional à dose absorvida pelo dosímetro. Os dosímetros TL têm o formato de pastilhas e, geralmente, são utilizados num

porta-detector que acomoda vários filtros, com a mesma finalidade daqueles utilizados nos dosímetros fotográficos (TAUHATA, 1999).

O dosímetro TL usado durante todo o trabalho de pesquisa foi o fluoreto de lítio (LiF) que é um halogeneto com uma densidade de $2,64 \text{ g.cm}^{-3}$ e apresenta resistência ao ataque de substâncias químicas, sendo ligeiramente solúvel em água. É o detector mais amplamente estudado e normalmente dopado com Mg e Ti. Apresenta boas características dosimétricas como uma baixa dependência energética e quase nenhuma dependência direcional. A desvantagem na utilização de detectores TL é que eles perdem o sinal após o processo de leitura; mas isso pode ser considerado, também, como uma vantagem já que permite a reutilização dos mesmos (SHANI, 1991).

2.4 Grandezas radiológicas

Tem sido crescente a preocupação quanto ao detrimento causado à saúde do indivíduo pela exposição à radiação. As grandezas radiológicas foram definidas com o propósito de quantificar a radiação recebida pelo homem; estas grandezas foram introduzidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements*, (ICRU 1985, 1988, 1992, 1993) e pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 1991).

Para caracterizar um campo de radiação \times ou gama, foram definidas grandezas físicas mensuráveis, como o kerma e a dose absorvida em um órgão. O kerma no ar, K, é definido pela ICRU como sendo “a razão entre dE_{tr} e d_m , onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas sem carga em um volume de massa dm ”; a unidade de kerma é J.kg^{-1} , com o nome especial de

gray [Gy] (ICRU 1980, 1998). A dose absorvida, D_T , é a energia média depositada no órgão dividida pela massa daquele órgão; a unidade de dose absorvida é $J.kg^{-1}$, que recebe o nome especial de gray [Gy] (ICRU, 1998).

Para representar numericamente o detrimento causado pela radiação, outras grandezas foram introduzidas: a dose equivalente e a dose efetiva, chamadas de grandezas limitantes. A dose equivalente, H_T , é o valor médio da dose absorvida, $D_{T,R}$, num tecido ou órgão T, devido à radiação R, multiplicado pelo fator de peso da radiação, w_R , que representa a RBE, Eficiência Biológica Relativa, da radiação na probabilidade da indução de efeitos biológicos para baixas doses e baixas taxas de doses. A RBE é definida em comparação ao dano produzido por uma radiação padrão, geralmente raios-x de 250 kV ou raios gama do Cobalto 60 (ICRP, 1977; ICRP, 1991; IRD, 1999).

A dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, ou seja:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (1)$$

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

A dose efetiva pode também ser expressa como a soma duplamente ponderada das doses absorvidas (médias) em todos os tecidos e órgãos do corpo; a unidade de dose efetiva é $J.kg^{-1}$, que recebe o nome especial de sievert [Sv] (ICRP, 1991).

Como as grandezas limitantes não são mensuráveis, a ICRU (1985) apresentou a grandeza operacional “equivalente de dose pessoal”, para a monitoração individual de radiações externas ao corpo humano (ICRU, 1993).

O equivalente de dose pessoal, Hp(d), é o equivalente de dose no tecido mole abaixo de um ponto específico do corpo, a uma profundidade apropriada; a unidade de Hp(d) é o $J.kg^{-1}$, que recebe o nome de sievert [Sv] (ICRU, 1992).

Na utilização de Hp(d), é necessário incluir a especificação da profundidade “d”. Para as radiações fortemente penetrantes, fótons de energia superiores a 15 keV e nêutrons, é recomendado o valor de 10 mg/cm^2 , representado por Hp(10); para as radiações fracamente penetrantes os valores utilizados são de $3,0\text{ mg/cm}^2$ para a dose no cristalino e $0,07\text{ mg/cm}^2$ para a dose na pele, representados por Hp(3) e Hp(0,07), respectivamente. Entretanto, para a maioria das condições de trabalhos com irradiação, o limite de dose equivalente para o cristalino dos olhos não será excedido quando o limite para a dose equivalente na pele e o limite para dose efetiva não forem ultrapassados (ICRU, 1985).

A estimativa da dose efetiva, com o dosímetro individual, é feita por meio da medida do equivalente de dose pessoal, Hp(d), sendo necessário calibrá-lo sobre fantomas. A ICRU (1992), recomenda a utilização de fantomas feitos de PMMA (polimetilmetacrilato), cuja densidade e retro-espalhamento são muito próximos ao tecido, tanto para fótons como para nêutrons (GROSSWENDT, 1991).

Para a calibração de Hp(10) é definido o fantoma da ISO na forma de paralelepípedo preenchido com água, feito de PMMA com dimensões de $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 15\text{ cm}$, com espessura da parede frontal de $0,25\text{ cm}$ e $1,0\text{ cm}$ para os outros lados (ISO, 1997).

2.5 Doses ocupacionais em hemodinâmica

Na área da radiologia intervencionista, a probabilidade de ocorrência de doses ocupacionais é alta, já que vários exames, como a implantação de marca-passo e a

angioplastia coronária são diariamente realizados nos procedimentos de hemodinâmica. O risco radiológico para a equipe médica é um assunto de grande preocupação na proteção radiológica. As exposições à radiação nos procedimentos hemodinâmicos, ao contrário das exposições em exames de raios-x convencionais, são bem maiores, porque o primeiro procedimento não permite que o médico se distancie do tubo de raios-x. Geralmente, dentre os componentes da equipe, a dose do médico é a mais alta e à medida que aumenta o número de exames, aumenta a dose recebida por esses profissionais (GRONCHI, 2004).

O médico cardiologista pode fazer muito para minimizar a exposição à radiação durante a realização dos exames. Na maioria dos procedimentos o controle de exposição não requer equipamentos sofisticados ou um treinamento especialmente rigoroso, mas, simplesmente, a presença de uma cultura de segurança no desempenho de deveres nomeados. Alguns procedimentos administrativos bem projetados podem reduzir a dose no paciente e, conseqüentemente, minimizar a exposição do profissional. Os fatores de proteção da radiação (tempo, distância e blindagem) e a obediência ao princípio da otimização são os aspectos mais importantes no controle da radiação destes profissionais.

Dos estudos reportados na literatura pode-se encontrar valores de doses efetivas e valores de doses medidas nas extremidades de diversas regiões anatômicas dos profissionais do setor de hemodinâmica. Algumas citações são conclusivas como:

OLIVEIRA (2004) após realizar levantamentos radiométricos em salas que utilizam aparelhos de raios-x, verificou que qualquer pessoa que permanecesse situada dentro da sala radiológica por cerca de um minuto diário, no período de um ano, para a tensão de 100 kV, superaria o limite ocupacional de dose por ano (20 mSv).

RODRÍGUEZ (2004) investigando as doses anuais de seis cardiologistas, estimando que os mesmos realizam 200 exames em um ano e apresentou os resultados de

dose efetiva entre 4,8 a 40 mSv/ano. Para as extremidades e cristalino, os maiores valores de dose encontrados foram: 17 mSv/ano no cristalino (limite de dose 150 mSv/ ano) e, para as mãos e pés, de 219 mSv/ano e 103 mSv/ano (limite de dose 500 mSv/ano), respectivamente. Observou-se que nenhum valor ultrapassou o limite estabelecido por norma. A autora ainda ressalta, uma redução de 79 a 89%, das doses quanto ao uso adequado do avental protetor.

GRONCHI et al. (2003) em um estudo realizado na coleta das doses individuais de um banco de dados de um laboratório de dosimetria externa, observou que ao contrário do que consta nos estudos científicos, todos médicos monitorados obtiveram resultados de doses abaixo de 10 mSv/ano e em contrapartida os médicos residentes e estagiários receberam doses acima do limite de dose efetiva média anual de 20 mSv.

CHONG (2000) avaliando as doses dos médicos cardiologista, os estudos mostraram que o pulso esquerdo do médico recebeu uma dose de radiação de 0,34 mSv por procedimento (limite de dose 500 mSv/ano), e a dose no cristalino foi de 0,15 mSv por procedimento (limite de dose 150 mSv/ ano). Em média a dose efetiva foi de 37 mSv/ano considerando que o médico execute dez exames de cateterismo cardíaco por semana, observa-se que a dose ultrapassou o limite ocupacional de dose por ano (20 mSv).

HENDERSON (1994) determinou as doses dos anestesiológica que trabalham nos setores de hemodinâmica, obteve o resultado de 0,2 a 1,8 mSv/mês considerando o maior valor e que extrapolado para o ano a dose efetiva ultrapassa os 20 mSv/ano.

BAKER (1989) em um estudo realizado, baseando-se em dois anos de registros de dose individuais de um banco de dados, observou que os cardiologista que executam procedimentos cateterismo cardíaco recebem em média doses efetivas entre

1,1 a 5,5 mSv/ano, sendo que, em sua publicação, não menciona a utilização de fatores de conversão quanto ao uso do avental protetor.

A falta de conhecimento dos riscos radiológicos, a falta de manutenção dos equipamentos, a falta de uma proteção adequada e as características dos procedimentos hemodinâmicos realizados, entre outros fatores, colaboram significativamente para o aumento das doses destes profissionais.

3 MATERIAIS, METODOLOGIA E RESULTADOS

As etapas principais desse trabalho são: a análise dos dados de monitoração individual em hemodinâmica obtidas por um serviço de monitoração individual externa, a comparação dos resultados de doses obtidas entre dois sistemas dosimétricos, a monitoração de uma equipe médica com dosímetro TL calibrado e caracterizado e a investigação da influência na dose individual pelo uso do avental protetor.

Embora esse capítulo esteja direcionado para materiais, metodologia e resultados, sentiu-se a necessidade de incluir a cada subtítulo alguns fundamentos específicos, para melhor entendimento do mesmo.

3.1 Análise de doses individuais em hemodinâmica.

A Portaria SVS 453/98, do Ministério da Saúde e a Resolução nº12/88 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) regulamentam que todo indivíduo que trabalha em área controlada deve usar monitor individual de leitura indireta e que os limites de doses individuais não podem exceder aos preestabelecidos pela legislação nacional (MS, 1998; CNEN, 2005).

Para a análise das doses individuais no setor de hemodinâmica, foi analisado o banco de dados do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN/CNEN) que mantém um Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE) e utiliza dosímetros do tipo filmes, para monitorar mensalmente cerca de 4400 trabalhadores, atendendo a 310 instituições em todo o território nacional.

Estas instituições se dividem nos setores de ensino/pesquisa, indústria e saúde, sendo que, apenas 3% dos usuários são dos serviços de hemodinâmica, conforme FIG. 2.

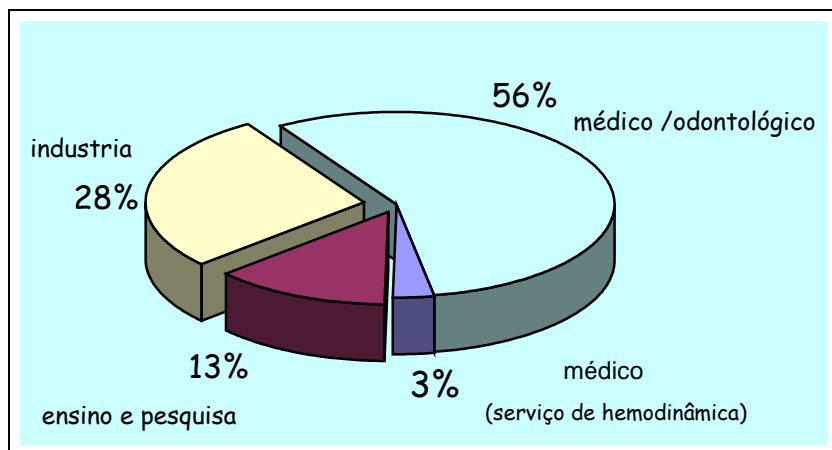


FIGURA 2 – Distribuição dos usuários do serviço de monitoração individual do CDTN.

Fonte: relatório anual CDTN/CNEN.

O SMIE/CDTN, após passar por um processo de auditoria, testes de desempenho do dosímetro, intercomparações, recebeu, em setembro de 1997, o Certificado do Comitê de Avaliação dos Serviços de Monitoração Individual Externa - CASMIE/IRD, que é renovado e validado periodicamente.

O SMIE/CDTN mantém um banco de dados com todas as avaliações de doses e dados relativos aos trabalhadores monitorados, com um cadastro completo que permite obter quaisquer informações referentes aos usuários. Nele constam o nome da instituição, o nome do profissional monitorado, o CPF, a data de nascimento, a data de início das atividades com radiação, a função, o tipo de dosímetro e sua localização no corpo.

A confiabilidade das doses mantidas no banco de dados de um serviço de monitoração depende não só da qualidade do mesmo, mas também do uso adequado que o profissional monitorado faz do dosímetro.

Os estudos realizados por OLIVEIRA et al. (2003), quanto à utilização do dosímetro de monitoração individual externa, mostram que na área da radiologia médica apenas 42% dos trabalhadores sempre utilizam o dosímetro, 13% utilizam quase sempre, 13% utilizam às vezes e 32% não utilizam.

De acordo com ALABARSE et al. (2003) e GRONCHI et al. (2003), existe atualmente uma grande preocupação com o risco radiológico para equipes nos serviços de hemodinâmica. O autor afirma que a dose do médico é a mais alta e, à medida que novas técnicas são utilizadas, tem-se observado um aumento na dose recebida por estes profissionais.

PEREIRA et al. (2003) menciona a existência de diferentes resultados de doses em procedimentos de cateterismo cardíaco. Durante os exames, para a introdução do cateter, alguns médicos utilizam o acesso femoral enquanto outros utilizam o acesso braquial, o que os coloca mais próximos da radiação espalhada e, portanto, recebem maior dose.

Nesta etapa do trabalho foi feita uma análise das doses individuais da equipe médica, mantidas no banco de dados do SMIE/CDTN, com a finalidade de obter dados referentes à proteção radiológica destes profissionais.

No banco de dados do SMIE/CDTN, os profissionais são classificados como médicos, médicos residentes, anestesistas, enfermeiros, auxiliares de enfermagem, técnico de raios-x, técnico de laboratório, auxiliar técnico e serviço de apoio. Para melhor compreensão do estudo os profissionais foram classificados de acordo com suas funções em médicos, enfermeiros, técnicos e outros.

A distribuição das doses da equipe médica foi investigada nos últimos quatro anos através da análise de 5298 resultados individuais de doses, sendo 1476 no ano de 2000, 1365 em 2001, 1292 em 2002 e 1165 em 2003.

A análise foi feita para doses que ultrapassaram o valor de 2,1 mSv/mês e principalmente para doses elevadas, isto é, doses superiores a 4,0 mSv/mês (CASMIÉ, 1995). Na análise das doses acumuladas, foi utilizado o limite de dose efetiva média anual de 20 mSv, no período de cinco anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em qualquer ano.

Na hemodinâmica utiliza-se a técnica de fluoroscopia digital para realizar procedimentos de cateterismo cardíaco, angioplastia e vários outros tipos de exames. A fluoroscopia é usada pela radiologia como indicador de movimento para a escolha da imagem que se irá radiografar na confirmação de um determinado diagnóstico. A otimização é empregada com êxito quando a fluoroscopia convencional é substituída pela fluoroscopia em TV, que potencializa a redução de dose, tanto para o paciente como para a equipe médica. A melhoria da qualidade da imagem é também um dos fatores determinantes neste avanço tecnológico, onde o exame é gravado permitindo uma revisão dinâmica sem exposição de dose adicional (COSTA et al. 1992).

ROCHA (1990), referência às vantagens da videofluoroscopia quanto ao armazenamento das imagens em vídeo possibilitando um melhor diagnóstico e uma redução substancial na dose do paciente.

Para o paciente, a importância deste tipo de exame é indiscutível, pelo benefício associado ao mesmo. Entretanto, a equipe médica que necessita permanecer próxima ao paciente durante tais procedimentos, acarreta exposições à radiação de forma rotineira. Apesar de justificável, tal prática exige estudos para fins de otimização, conduzindo, entre outros aspectos, para doses individuais tão baixas quanto possíveis (As Low As Reasonable Achievable - ALARA).

No Brasil, de acordo com os registros de dados do Centro Nacional de Intervenções Cardiovasculares (CENIC), no triênio de 2000 a 2002, foram realizadas 68.426 intervenções coronárias (cateterismo cardíaco). A técnica de cateterismo cardíaco utiliza a fluoroscopia para a colocação de cateteres centrais e marca-passo temporários. A necessidade do uso prolongado da fluoroscopia resulta em alta exposição de dose individual para o médico e toda sua equipe (GRONCHI et al. 2003).

Segundo GOULART et al. (2003), os procedimentos utilizados na fluoroscopia digital apresentam tempos de exposição maiores que na radiologia convencional, aumentando consideravelmente a dose da equipe médica. O autor ainda relaciona vários fatores que podem aumentar estes valores de dose tais como o tipo e a idade do aparelho de raios-x, a espessura do paciente, a disponibilidade dos dispositivos de proteção e a posição da equipe em relação ao equipamento emissor.

3.1.1 Doses individuais da equipe médica

Para a análise das avaliações de doses foi feita uma busca dos resultados de doses acima de 4,0 mSv/mês, considerando toda a equipe médica, para cada ano. Em 2000 somente três indivíduos monitorados pelo SMIE, no setor de hemodinâmica, apresentaram doses acima de 4,0 mSv/mês.

Nas FIG. 3, 4 e 5 são apresentadas as freqüências das doses individuais mensais dos profissionais de saúde, atuantes em exames de hemodinâmica, monitorados nos anos de 2001 a 2003, onde se observou uma grande variação entre os valores máximos e mínimos, que vão de zero até doses superiores a 20 mSv/mês.

Cabe ressaltar que, em setembro de 2001, o CASMIE recomendou a utilização do dosímetro sobre o avental protetor, mudando então, alguns critérios de avaliação da dose dos dosímetros. Nos resultados de 2001, os dosímetros foram utilizados nas duas situações diferentes, sob e sobre o avental protetor, tornando difícil a análise dos dados.

Em 2002, considerando que todos utilizavam o dosímetro sobre o avental, esperava-se uma frequência maior de doses elevadas, o que não ocorreu. Mesmo assim, 15 % das 286 monitorações apresentaram doses superiores a 4,0 mSv, sendo esse o maior percentual registrado em relação às doses elevadas em outros anos, que não ultrapassaram a 6,5% das monitorações.

Em 2003, observou-se uma redução de altas doses que pode ter sido consequência da otimização nos procedimentos do SMIE/CDTN, onde se determinou a melhor faixa de energia na avaliação das doses nos procedimentos cirúrgicos com feixes de raios-x.

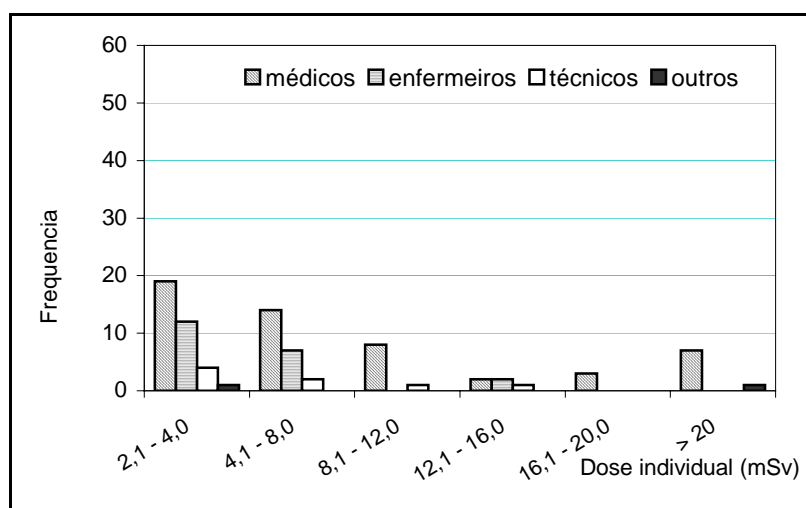


FIGURA 3 – Doses individuais mensais de profissionais de saúde, em exames de hemodinâmica, em 2001

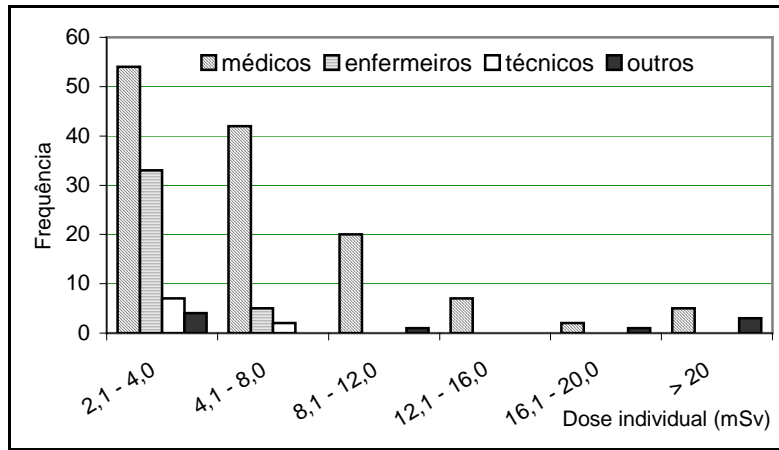


FIGURA 4 – Doses individuais mensais de profissionais de saúde, em exames de hemodinâmica, em 2002

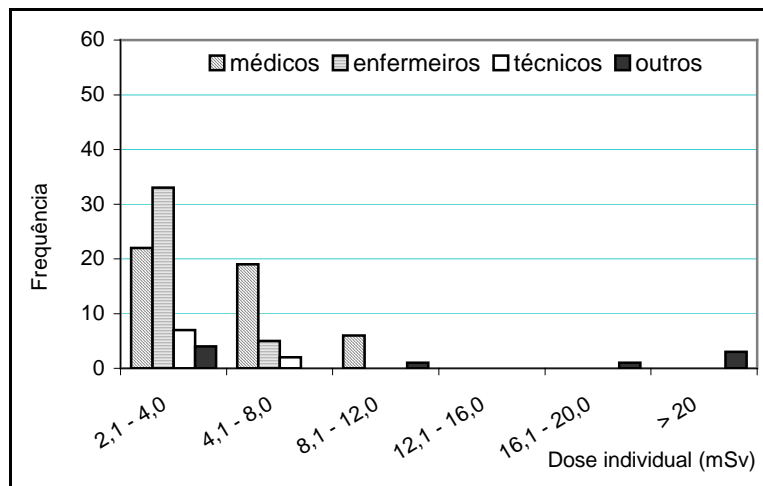


FIGURA 5 – Doses individuais mensais de profissionais de saúde, em exames de hemodinâmica, em 2003

3.1.2 Doses individuais dos médicos

Dos resultados catalogados no banco de dados referentes às monitorações dos médicos, foram analisados 537 dados no ano de 2000, 476 em 2001, 495 em 2002 e 458

em 2003. É mostrado na FIG. 6 o número de vezes, em cada ano, que as doses mensais dos médicos foram inferiores ou superiores a 1,2 mSv/mês.

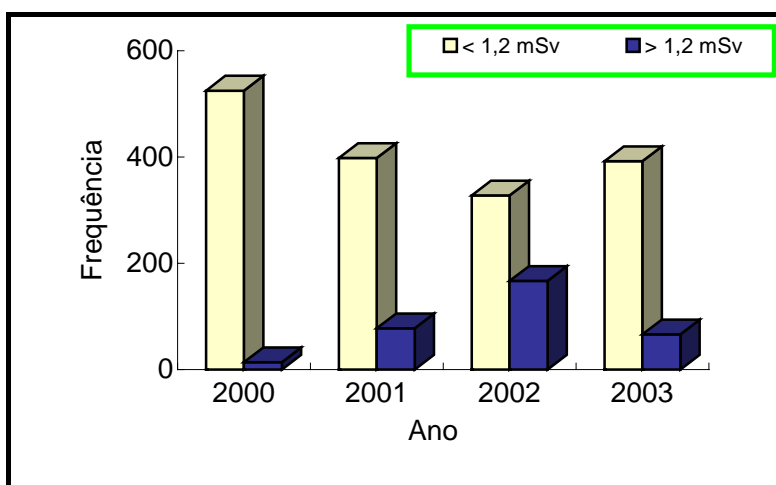


FIGURA 6 – Frequência de doses individuais dos médicos serviços de hemodinâmica; inferiores e superiores a 1,2 mSv/mês

O gráfico da FIG. 6 indica um aumento da frequência de doses mensais superiores a partir de 2001, que sugere uma investigação mais detalhada. Os valores de dose são valores brutos, sem a aplicação do fator 1/10 devido ao uso do avental protetor a ser considerado pelo responsável técnico da instalação nas avaliações das doses individuais.

Na TAB. 1 é mostrado os valores de doses anuais de alguns médicos que apresentaram doses elevadas.

TABELA 1 – Dose anual dos médicos do serviço de hemodinâmica

Médicos	Dose anual (mSv)					Dose média anual (mSv)
	1999	2000	2001	2002	2003	
01	0,4	5,4	5,9	23,1	50,8	17,1
02	15,2	10,1	7,5	28,5	129,8	38,2
03	4,1	9,8	10	58,6	94,4	35,4
04	0*	0,0	57,4	88,7	70,5	43,3
05	9,7	152,1	24,3	0*	0*	37,2
06	0*	181,6	215,0	0*	0*	79,3
07	0*	0*	56,8	0,2	0*	11,4

0* menor que o limiar de detecção do dosímetro.

Dos sete médicos investigados, somente dois não ultrapassaram o limite de dose efetiva média anual de 20 mSv no período de 5 anos consecutivos. Com exceção do ano de 1999, todos os profissionais monitorados obtiveram doses superiores a 50 mSv em pelo menos uma vez nos anos seguintes.

As doses registradas dos médicos 5, 6 e 7 demonstram que após receberem doses elevadas nos anos de 2000 e 2001, nos anos consecutivos, as doses foram iguais a zero, o que sugere a não utilização do dosímetro ou a interrupção da atividade do profissional no setor.

Com a mudança nos procedimentos de utilização do dosímetro sobre o avental, em setembro de 2001, esperava-se um aumento das doses. Considerando a possibilidade de que alguns médicos não utilizam avental protetor durante as práticas (contrariando o princípio da otimização), tais valores seriam assentados como as doses efetivas, ultrapassando os limites primários anuais estabelecidos nas normas nacionais.

3.2 Comparação das doses obtidas com dosímetros TL e filmes dosimétricos.

Na área médica, o controle das atividades com radiações ionizantes é de responsabilidade da Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN e do Ministério da Saúde. No regulamento atual, compete à CNEN fiscalizar e autorizar o funcionamento das instalações que utilizam produtos radioativos. Entretanto, a CNEN não executa atividades regulatórias nas instalações de radiodiagnóstico, que ficam a cargo das autoridades de saúde.

Na área de proteção radiológica ocupacional, a CNEN certifica laboratórios prestadores de serviço de monitoração individual externa e mantém uma base de dados

com os históricos anuais de todos os indivíduos monitorados no país. Geralmente esta monitoração é obrigatória para avaliar o desempenho de práticas com radiação, através da coleta de dados, relacionados ao indivíduo ou a uma equipe de trabalho.

Para garantir a qualidade do serviço de monitoração individual externa, SMIE/CDTN/CNEN, os procedimentos são realizados conforme estabelecidos pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa (CASMIE, 1995).

A dose de cada indivíduo ocupacionalmente exposto pode ser avaliada por vários tipos de dosímetros cuja escolha depende da atividade a ser executada pelo trabalhador. Para as atividades de rotina, o dosímetro deve ser usado de maneira que esteja visível durante todo o trabalho, na posição do tronco, onde se avalia a dose efetiva. Em alguns procedimentos específicos se as extremidades ou órgãos receberem doses significativas, dosímetros adicionais devem ser utilizados (MS, 1998).

Com as informações registradas no banco de dados do SMIE, obteve-se uma relação dos trabalhadores monitorados mensalmente nos serviços de hemodinâmica. Desses setores, foram selecionados 35 profissionais (médicos, médicos residentes, anestesistas, enfermeiros e auxiliares de enfermagem); para serem monitorados com o dosímetro tipo filme e detectores termoluminescentes (TL) para fins de comparação das doses recebidas.

A descrição do dosímetro utilizado, a metodologia adotada para o tratamento térmico e a seleção e calibração do sistema dosimétrico são descritos a seguir.

3.2.1 Descrição do sistema dosimétrico

O dosímetro de uso atual no CDTN é constituído de um porta-detector de polipropileno com dimensões de 7,0 cm × 6,0 cm × 0,8 cm, contendo 10 filtros metálicos de 2,4 mm de plástico, 1,0 mmAl, 0,3 mmCu, 1,2 mmCu e um filtro composto de 0,4 mmPb mais 0,7 mmSn. Esses filtros são utilizados para estimar o espectro de energia da radiação incidente e através de um algoritmo, determinar os valores de doses correspondentes. Dentro desse porta-detector encontra-se um filme radiográfico que possui duas emulsões com sensibilidades distintas, possibilitando avaliação de dose na faixa de 0,2 mSv até aproximadamente 3 Sv.

O dosímetro é construído de tal maneira que permite, nas regiões de baixo relevo, a colocação de detectores alternativos. No porta-dosímetro, adicionais ao filme, foram inseridos três detectores termoluminescentes (TLD-100) de fluoreto de lítio (LiF) dopado com Mg e Ti, cujas propriedades estão listadas na TAB. 4 do item 3.3.1. Na FIG. 7 é apresentado o porta-dosímetro com os três detectores TL inseridos.

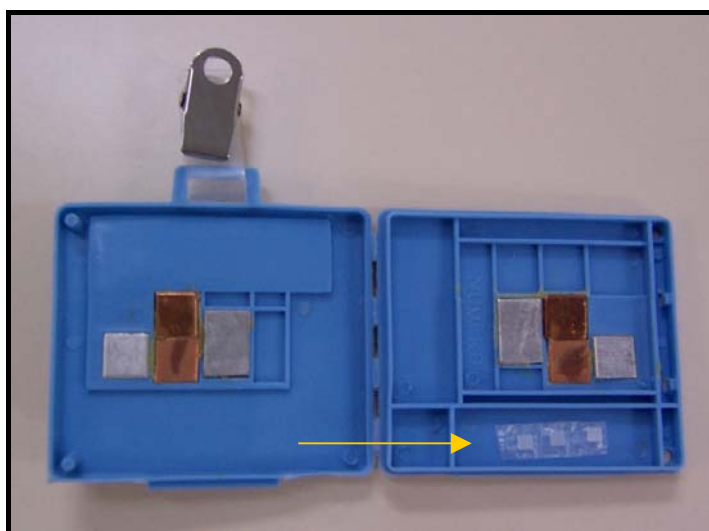


FIGURA 7 – Porta-dosímetro com detectores TL inseridos.

O método de avaliação dos dosímetros tipo filme se realiza com calibrações em diferentes exposições para diferentes energias, podendo assim representar a resposta do filme irradiado através de curvas características. Essas curvas expressam a relação entre exposição à radiação e à densidade ótica resultante do escurecimento do filme cuja leitura é obtida através de um densitômetro ótico da marca Macbeth TD 931.

A principal desvantagem na utilização da dosimetria por filme é que a sua resposta em relação à dose não é linear, por isto, o SMIE mantém um programa de leitura que utiliza quatro diferentes métodos para avaliação do equivalente de dose para fótons (Hx): o método simplex, a combinação linear, a leitura direta na curva e o método da razão. Para todos os algoritmos usados, o sistema apresenta uma resposta aceitável para a monitoração individual (FIGUEIREDO et al., 1995).

A dosimetria termoluminescente baseia-se na medida de luz emitida quando um cristal termoluminescente previamente irradiado é aquecido. A termoluminescência é explicada através da teoria de bandas dos cristais. Estes cristais se encontram com a banda de valência repleta de elétrons e a banda de condução vazia, ambas separadas por uma faixa larga de estados energéticos denominada banda proibida. Quando o cristal é irradiado são produzidos pares de elétrons e buracos, que migram através do mesmo, até que se recombinem ou sejam capturados em estados metaestáveis de energia, localizados na banda proibida, denominados de armadilha.

Para quantificar a exposição, o elétron capturado recebe energia suficiente para escapar da banda de condução e migrar para o buraco capturado mais próximo quando, então, eles se recombinam com a conseqüente emissão de luz, e o número total de fótons luminosos dá uma indicação do número de pares elétrons-buracos produzidos. O dosímetro termoluminescente é, então, aquecido gradualmente e, à medida que a temperatura

aumenta, permite que elétrons capturados possam ser re-excitados. Havendo posterior emissão de fótons termoluminescentes, é possível estabelecer-se uma curva da intensidade da termoluminescência com a temperatura. A área sob a curva de termoluminescência é diretamente proporcional ao número de fótons emitidos. Após atingir a temperatura máxima para o material, não haverá mais elétrons capturados e então o dosímetro é dito zerado, podendo ser reutilizado (SHANI, 1991).

O LiF é o material mais utilizado para dosimetria termoluminescente e apresenta um grau de desvanecimento desprezível à temperatura ambiente; outra grande vantagem é que seu número atômico efetivo é muito próximo do tecido vivo de modo que, dentro de uma larga faixa de energia, o valor da dose absorvida nesse material é muito próxima do valor da dose para o tecido. Por outro lado, materiais com números atômicos maiores superestimam na resposta aos raios-x e gama de baixas energias por causa da predominância do efeito fotoelétrico. Sendo assim, as estimativas de doses não são prontamente determinadas dado que a dependência energética dos materiais requer o uso de filtros, principalmente em campos desconhecidos.

As leituras dos detectores TL, utilizados nesse trabalho, foram realizadas na leitora de fabricação Harshaw, modelos 3000A (FIG. 8); o perfil de tempo e temperatura de leitura TL utilizado neste trabalho é apresentado na TAB. 2 (HARSHAW, 1982).

TABELA 2 – Perfil de tempo e temperatura para a leitura dos detectores TL de LiF: Mg;Ti

Parâmetros	Valor
Temperatura inicial de integração	100 °C
Taxa de aquecimento	10 °C / s
Temperatura máxima de aquecimento	290 °C
Tempo de integração da leitura	30,0 s
Alta tensão	648 V
Fluxo de nitrogênio	2,5 a 5 L /min

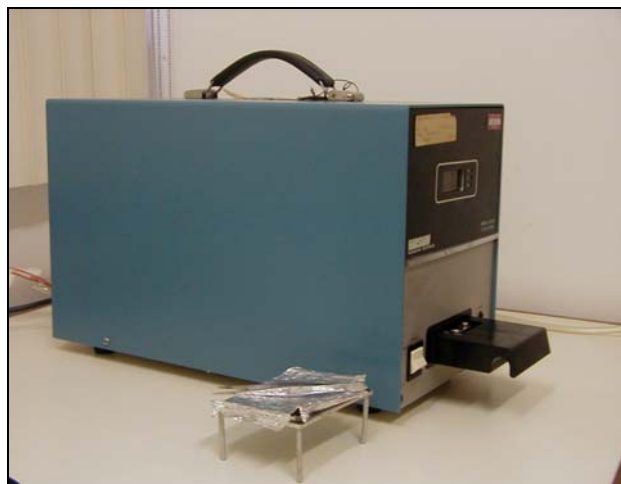


FIGURA 8 – Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 3000A.

Para o tratamento térmico, foram utilizados um forno da Blue M Eletric Company, modelo M10A-1A e uma estufa marca Fanem, modelo 310/3, monitorada com um termômetro digital marca Fanem. Para garantir que todos os detectores TL fossem aquecidos uniformemente, utilizou-se um suporte de alumínio com aproximadamente 2 mm de espessura, que acomoda detectores TL cobertos com papel de alumínio.

O tratamento térmico adotado antes da irradiação dos detectores TL foi de uma hora a 400 °C no forno, seguido de um aquecimento de 100 °C por duas horas na estufa, conforme recomendado pelo fabricante. O resfriamento foi realizado à temperatura ambiente por 20 minutos e, antes da leitura, os detectores TL foram tratados a uma temperatura de 100 °C por 10 minutos, para eliminar picos de baixa temperatura.

3.2.2 Confiabilidade do sistema

Duzentos detectores TL foram escolhidos, aleatoriamente, acondicionados em um suporte de PVC e, em condições de equilíbrio eletrônico, irradiados com 5,0 mGy de

kerma no ar. Foram realizadas irradiações em um campo de radiação do ^{137}Cs , do irradiador gama STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85, instalado no Laboratório de Calibração de Dosímetros (LCD)

Após leitura dos detectores TL, para assegurar a uniformidade de sensibilidade dos dosímetros dentro de um mesmo lote, foram selecionados somente aqueles que apresentaram diferenças inferiores a 6% do valor médio do lote.

Como parte do processo de controle de leitura TL, foram acompanhados o ruído da leitora TL e a estabilidade da luz de referência antes de cada avaliação dos detectores irradiados.

O ruído de fundo da leitora é o valor correspondente à leitura obtida quando a leitora é operada sem o detector TL; o gráfico da FIG. 9 apresenta os resultados de leitura do sinal de ruído.

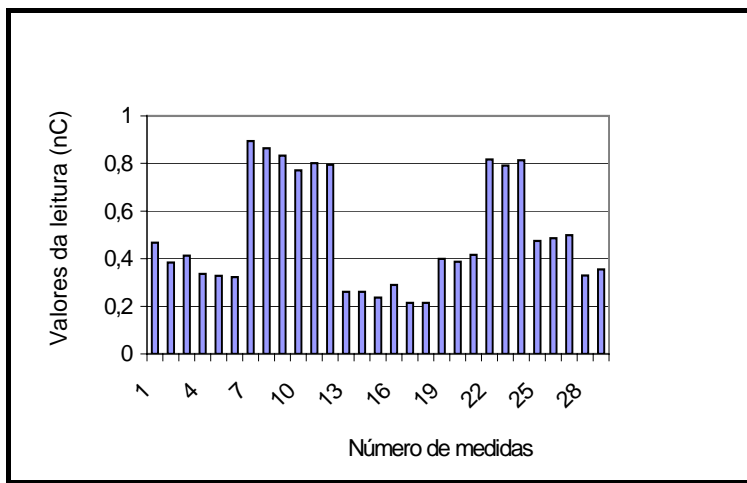


FIGURA 9 – Ruído da leitora

Em todas as etapas de leitura dos detectores TL, determinou-se o ruído inicial e final, sendo o maior valor encontrado de 0,89 nC, que é inferior ao valor medido da radiação de fundo, podendo ser considerado desprezível.

A estabilidade da leitora TL é dada pelas medidas realizadas com uma fonte interna luminosa de ^{14}C , em geometria fixa e reproduzível. O gráfico da FIG. 10 mostra os valores das leituras (nC) referentes à estabilidade da leitora TL, que variaram em torno de $\pm 2,9\%$ do valor médio, durante a realização dos testes, demonstrando uma boa estabilidade da mesma.

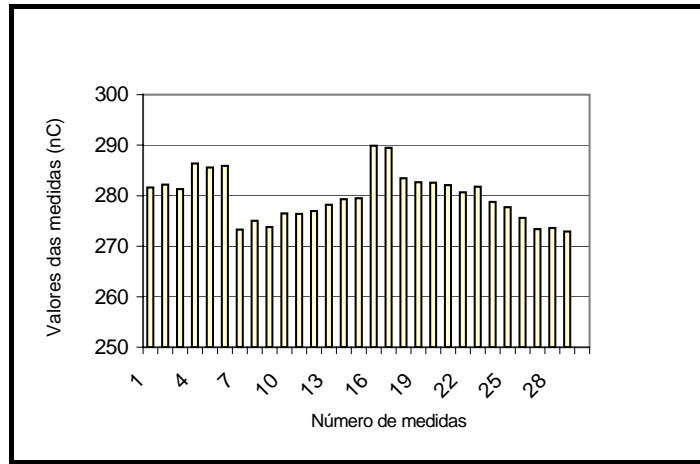


FIGURA 10 – Estabilidade da leitora TL dada pela luz de referência

Adicionalmente, foram realizadas irradiações com 5,0 mGy de kerma no ar, em feixe de ^{137}Cs no LCD, para confirmar a estabilidade do sistema. É mostrado na FIG. 11 os valores de dose, em mSv.

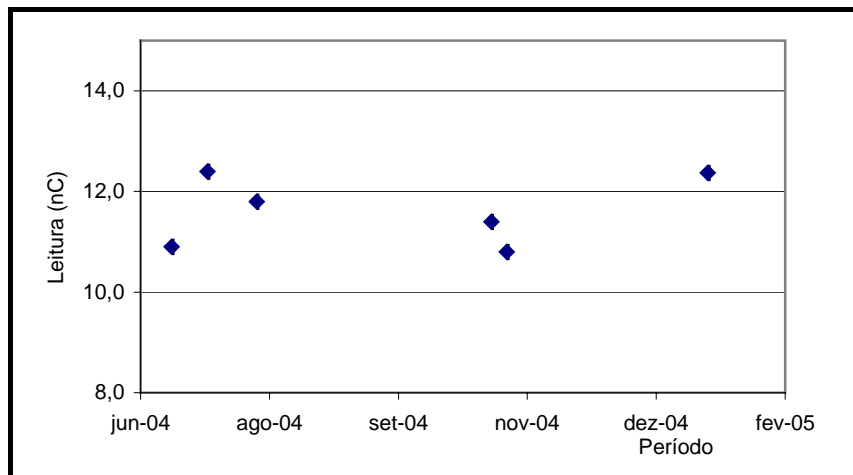


FIGURA 11 – Leitura (nC) por período

No período de realização dos testes de junho de 2004 a fevereiro de 2005 os valores variaram dentro de $\pm 7,5\%$ do valor médio das medidas, cujo resultado é considerado aceitável para este trabalho de pesquisa.

A calibração dos dosímetros TL (detector e porta-detector) foi realizada, livre no ar, em condições de equilíbrio eletrônico, na energia do ^{137}Cs , com equivalentes de doses para fótons (Hx), na faixa de 0,5 a 20 mSv. O fator de calibração foi calculado como:

$$Fc = \frac{H_{xi}}{(L_{mi} - Bg_i)} \quad (11)$$

onde: Fc é o fator de calibração, em mSv/nC;

H_{xi} , o valor de equivalente de dose para fótons na posição de calibração, mSv;

L_{mi} , é a média das três leituras dos detectores TL, em nC; e;

Bg_i , é a leitura dos três detectores TL separados para determinação do valor de radiação de fundo, em nC.

Na FIG. 12 é apresentada a curva de calibração que estabelece, através do coeficiente angular, o fator de calibração de 0,61 mSv/nC, que é linear na faixa de teste.

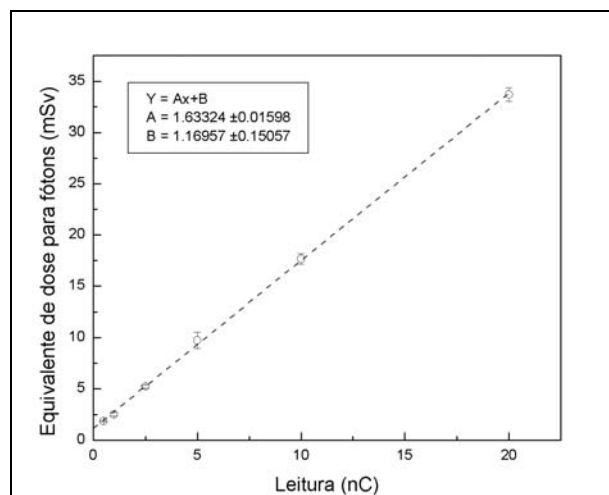


FIGURA 12 – Curva de calibração dos dosímetros TL

3.2.3 Monitoração individual da equipe médica

O porta-dosímetro, contendo o filme e os detectores TL, foi utilizado para monitorar 35 profissionais, do setor de hemodinâmica, em um período de quatro meses. Das 140 monitorações realizadas, 87% indicaram doses nulas e os dosímetros que apresentaram algum resultado estão relacionados na TAB. 3.

TABELA 3 – Comparações das doses avaliadas com o dosímetro tipo filme e TL.

Monitoração	Filme (mSv)	TL (mSv)	Monitoração	Filme (mSv)	TL (mSv)
1	0*	1,1	11	0,5	0,2
2	0*	1,1	12	0,5	3,3
3	0,2	0**	13	0,6	0,5
4	0,2	0**	14	0,6	0,9
5	0,2	0,5	15	0,6	1,4
6	0,3	1,1	16	0,7	2,3
7	0,4	0**	17	5,0	12,8
8	0,4	0,8	18	6,3	17,5
9	0,4	2,1	19	7,0	18,4
10	0,5	0**	20	8,7	25,2

0* menor que 0,2 mSv – 0** menor que 0,1 mSv.

Dos vinte resultados apresentados, apenas quatro profissionais monitorados apresentaram resultados de doses elevadas (maiores que 4,0 mSv). Nestes, a avaliação do dosímetro TL foi cerca de três vezes maior que as do dosímetro tipo filme.

Supõe-se que esta diferença seja causada pelo retroespalhamento que influencia diretamente o resultado do detector TL e não do filme, já que o primeiro não se encontra entre filtros atenuados. Outra causa adicional é o ângulo de incidência da radiação que leva a superestimar os resultados de doses pelos dosímetros; por último, deve ser considerada a dependência energética (cerca de 25%) causada pela calibração em ^{137}Cs e a avaliação das doses em energias de raios-x.

3.3 Monitoração da equipe médica em termos de equivalente de dose pessoal, Hp(d)

A monitoração das doses recebidas por trabalhadores ocupacionalmente expostos a radiação é, em grande parte, realizada por dosimetria termoluminescente ou por filme, com o objetivo principal de monitorar as exposições e garantir que as restrições de dose não sejam ultrapassadas.

Na monitoração individual, a grandeza utilizada no sistema metrológico brasileiro ainda é a exposição ou equivalente de dose para fótons, (Hx), embora a (ICRP) *International Commission on Radiological Protection* recomende o uso do Equivalente de Dose Pessoal, Hp(d), como a grandeza mais adequada para estimar a dose equivalente e a dose efetiva.

Em hemodinâmica, os tempos de exposição dos trabalhadores à radiação são maiores que na radiologia convencional, conseqüentemente, as doses recebidas são maiores. A dose no corpo clínico também é significativamente afetada pelas especificidades dos exames que são realizados de duas maneiras de irradiação (fluoroscopia e cineografia) e em diversas incidências, dificultando a análise final dos resultados.

Nessa etapa do trabalho, o dosímetro TL do tipo Harshaw-Bicron 8814 foi calibrado e caracterizado para medir o equivalente de dose pessoal, Hp(d), nas profundidades 0,07 e 10 mg/cm², segundo os critérios indicados pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE (1995) e Thermoluminescence Dosimetry Systems for Personal and Environmental Monitoring” – IEC (1991).

O dosímetro foi submetido a testes de desempenho para verificar sua reprodutibilidade, homogeneidade, limite inferior de detecção, dependência energética e dependência angular. Após a calibração em termos de Hp(d), o dosímetro foi utilizado por

uma equipe médica na rotina dos procedimentos cirúrgicos. As doses monitoradas foram comparadas com os valores obtidos com o dosímetro rotineiro do tipo filme dosimétrico.

3.3.1 Descrição do sistema dosimétrico

O dosímetro Harshaw-Bicron é constituído de um porta-detector modelo 8814 e um cartão dosimétrico com dois detectores termoluminescentes (TL) para a detecção da radiação. O cartão é feito de alumínio com quatro cavidades numeradas de i a iv onde são colocados os detectores TL protegidos com uma camada fina de teflon dos dois lados. Um corte na lateral do cartão determina o posicionamento correto do mesmo dentro do porta-detector. Os desenhos da FIG. 13 representam o cartão dosimétrico em estudo.

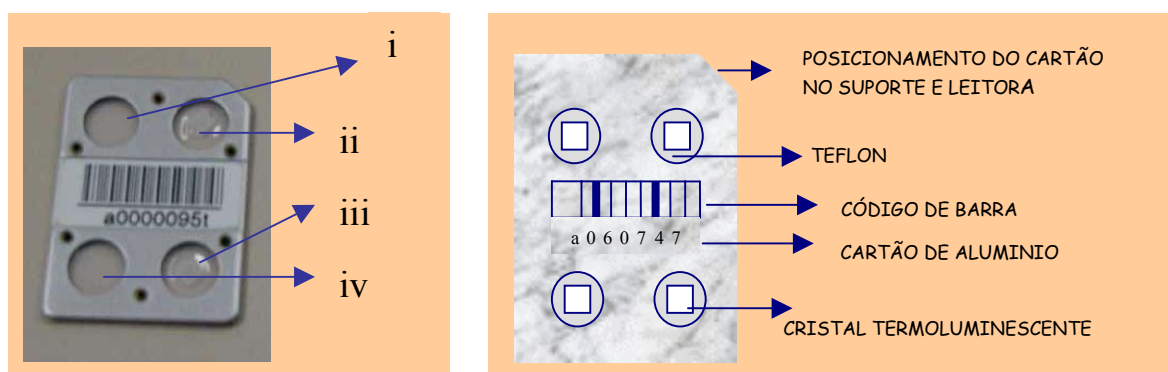


FIGURA 13 – Desenho esquemático do cartão dosimétrico com TL

Na FIG. 14 é apresentado o porta-detector com os quatro filtros distintos que combinados com os detectores executam funções específicas. Conforme mencionado anteriormente, dois dos quatro filtros (posições ii, iii) determinam o equivalente de dose pessoal, respectivamente $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$.

Os diferentes filtros são compostos de: plástico ABS (242 mg.cm^{-2}) mais cobre (91 mg.cm^{-2}) na posição i, plástico ABS (107 mg.cm^{-2}) mais PTFE (893 mg.cm^{-2}) na posição ii (semi-esfera), PTFE mais Mylar aluminizado (17 mg.cm^{-2}) na posição iii e plástico ABS (242 mg.cm^{-2}) na posição iv (HARSHAW, 2001).



FIGURA 14 – Porta-detector, Harshaw 8814.

Na TAB. 4 são apresentadas as propriedades do material termoluminescente utilizado no dosímetro; estes são detectores de fluoreto de lítio ativados com magnésio e titânio (LiF: Mg,Ti), em forma de pastilhas, fabricados pela Harshaw Chemical Company.

TABELA 4 – Propriedades do TLD-100 de LiF: Mg,Ti

Características	
Densidade	$2,64 \text{ g/cm}^3$
Número atômico efetivo para absorção fotoelétrica	8,2
Espectro de emissão termoluminescente	3500 a 6000 Å (max. em 4000 Å)
Temperatura do pico dosimétrico	195 °C
Resposta de energia (30 keV/ ^{60}Co)	1,25
Faixa de kerma no ar	$10 \mu\text{Gy} - 10 \text{ Gy}$
Desvanecimento otimizado a 20°C	5% ao ano

Fonte: Harshaw, 1998.

Para leitura do sinal TL dos detectores, foi utilizada uma leitora automática Harshaw, modelo 4500, acoplada a um computador e operada por um programa denominado Win-REMS (“Windows – Based Radiation Evaluation and Management System”). A leitora TL consiste basicamente de um dispositivo para o aquecimento do cristal, um sistema de detecção de luz e uma interface de dados.

Durante a leitura do detector TL, realiza-se primeiro um aquecimento a uma temperatura abaixo da região de interesse para eliminar os picos termoluminescentes indesejáveis. Na aquisição da curva de emissão, onde se determina a dose em função da intensidade de luz emitida, uma fotomultiplicadora transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado e, como finalização de todo o processo, um recozimento é feito com a finalidade de devolver o cristal TL às condições iniciais, ou seja, remover o sinal residual. O perfil de tempo e temperatura de leitura TL utilizado neste trabalho é apresentado na TAB. 5.

TABELA 5 – Perfil de tempo e temperatura durante a leitura dos detectores TL de LiF: Mg;Ti

Parâmetros	Tempo / Temperatura
Pré-aquecimento	50 °C
Taxa de aquecimento	10 °C / s
Temperatura máxima de aquecimento	260 °C
Tempo de aquisição	30,0 s

Fonte: Harshaw, 2001.

Para fins de controle de qualidade da leitora TL, alguns requisitos de desempenho são recomendados pelo CASMIE, dentre eles, os valores de ruído e a reprodutibilidade da luz de referência. Isso objetiva avaliar a reprodutibilidade do sistema eletrônico da leitora,

o efeito da iluminação sobre o limite inferior de detecção e demonstrar que a resposta da mesma se mantém estável.

3.3.2 Caracterização e calibração do dosímetro TL

Na caracterização e calibração do dosímetro TL, duas normas foram adotadas, “Regulamentos Técnicos Referentes ao Processo de Certificação de Sistema de Monitoração Individual Externa” CASMIE/IRD (1995) e “Thermoluminescence Dosimetry Systems for Personal and Enviromental Monitoring” IEC (1991). Tais normas estabelecem os testes de desempenho e critérios para os sistemas de dosimetria termoluminescente que incluem detectores, leitoras, equipamentos auxiliares e procedimentos para a conversão de carga em dose.

Na realização dos testes de homogeneidade, reprodutibilidade, calibração da leitora TL e estabelecimento do fator de calibração do dosímetro, utilizou-se a fonte de ^{137}Cs com atividade nominal de 740 GBq em 29/OUT/1997, do irradiador gama STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85, instalado no Laboratório de Calibração de Dosímetros (LCD) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN).

Após submetê-los a um ciclo de leitura para eliminar sinais residuais, os detectores foram expostos ao campo de radiação gama do ^{137}Cs , a 1,5 m de distância da fonte, sob uma placa de 2 mm de acrílico de espessura, para fins de equilíbrio eletrônico (ISO, 1997).

Utilizou-se, para a calibração desses dosímetros um fantoma, que é um simulador da ISO na forma de um paralelepípedo preenchido com água. Esse fantoma é fabricado em

PMMA nas dimensões externas de 30 cm × 30 cm × 15 cm, com espessura de parede de 0,25 cm (parede frontal) e 1,0 cm (outras paredes) (BOHM et al., 1998).

3.3.2.1 Homogeneidade do lote

O teste da homogeneidade visa garantir a uniformidade de sensibilidade dos detectores dentro de um mesmo lote. O requisito do teste é que o valor avaliado (E) para qualquer detector não deve diferir de outro valor de qualquer outro detector do mesmo lote em mais de 30%, para uma dose igual a 10 vezes o limite inferior de detecção exigido (CASMIE, 1995). Isto é:

$$\frac{E_{\max} - E_{\min}}{E_{\min}} \leq 0,3 \quad (1)$$

onde: E_{\max} e E_{\min} são, respectivamente, os valores máximos e mínimos das médias das leituras TL avaliadas.

Nesse trabalho, o teste de homogeneidade foi realizado com 10 irradiações seqüenciais, dos noventa cartões dosimétricos, com 10 mGy de kerma no ar.

A incerteza combinada na medida de kerma no ar é $\pm 2,1\%$, avaliada pelo Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN (SOARES, 2005).

Os resultados das leituras mínimas E_{\min} e máximas E_{\max} , nas posições ii e iii, obtidos com as dez irradiações com 10 mGy, realizadas no lote de noventa cartões dosimétricos são apresentados nas TAB. 6 e 7.

TABELA 6 – Resultados do teste de homogeneidade do lote dos cartões dosímetros, posição ii

irradiação	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
E_{\min}	233,71	227,89	233,3	222,9	236,93	234,86	235,52	232,7	219,26	230,38
E_{\max}	319,07	312,61	313,30	310,97	324,51	322,73	320,31	320,68	312,39	316,34
$\frac{E_{\max} - E_{\min}}{E_{\min}}$	0,37	0,37	0,34	0,40	0,37	0,37	0,36	0,38	0,42	0,37

TABELA 7 – Resultados do teste de homogeneidade do lote dos cartões dosímetros, posição iii

irradiação	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
E_{\min}	256,76	244,89	242,92	249,34	258,77	256,06	253,24	253,30	249,70	236,44
E_{\max}	345,96	335,14	326,86	332,12	345,68	338,62	335,65	338,43	327,76	331,96
$\frac{E_{\max} - E_{\min}}{E_{\min}}$	0,35	0,37	0,35	0,33	0,34	0,32	0,33	0,34	0,31	0,40

Os resultados apresentados nas TAB. 6 e 7 mostram que o valor avaliado de qualquer um dos cartões dosimétricos do lote difere em mais que 30% de qualquer outro cartão dosimétrico do mesmo lote, o que não atende ao critério recomendado IEC (IEC, 1991). Para evitar a não homogeneidade do lote, decidiu-se utilizar o fator de calibração individual de cada elemento, (ECC), o que significa utilizar um fator de correção para cada detector.

3.3.2.2 Reprodutibilidade

O teste de reprodutibilidade objetiva assegurar que o detector, ou um conjunto de detectores, apresente a mesma resposta para uma mesma dose. O coeficiente de variação dos valores avaliados em determinados ciclos de medidas não deve ser maior que 7,5%, para cada dosímetro considerado individualmente, bem como para o conjunto de n dosímetros.

Para cada detector determinar \bar{E}_{ij} onde i se refere à i-ésima irradiação e j se refere ao j-ésimo detector. Para cada uma das irradiações, calcular a média \bar{E}_i e o desvio padrão s_i .

$$\bar{E}_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n E_{ij} \quad \text{e} \quad \frac{s_i + I_i}{\sum_{i=1}^{10} \bar{E}_i} \leq 0,075 \quad (2)$$

Como segunda parte do teste deve-se calcular a reprodutibilidade de cada detector (j) nos 10 ciclos de: irradiação, avaliação e tratamento térmico (i), então temos como definição:

$$\frac{s + I}{\bar{E}} \leq 0,075 \quad (3)$$

onde: \bar{E} , s, I são respectivamente: a média das doses avaliadas em cada ciclo, o desvio padrão e o intervalo de confiança, respectivamente (IEC, 1991).

O teste de reprodutibilidade foi realizado com dez irradiações seqüenciais, dos noventa cartões dosimétricos, com 10 mGy de kerma no ar. A incerteza combinada na medida de kerma no ar é $\pm 2,1\%$, avaliada pelo Laboratório de Calibração dos Dosímetros do CDTN (SOARES, 2005).

Nas FIG. 15 e 16 são apresentados os gráficos com as distribuições dos coeficientes de variação das avaliações de cada cartão dosimétrico, obtidas nos 10 ciclos de irradiações realizados e as leituras nas posições ii e iii, durante o teste de reprodutibilidade.

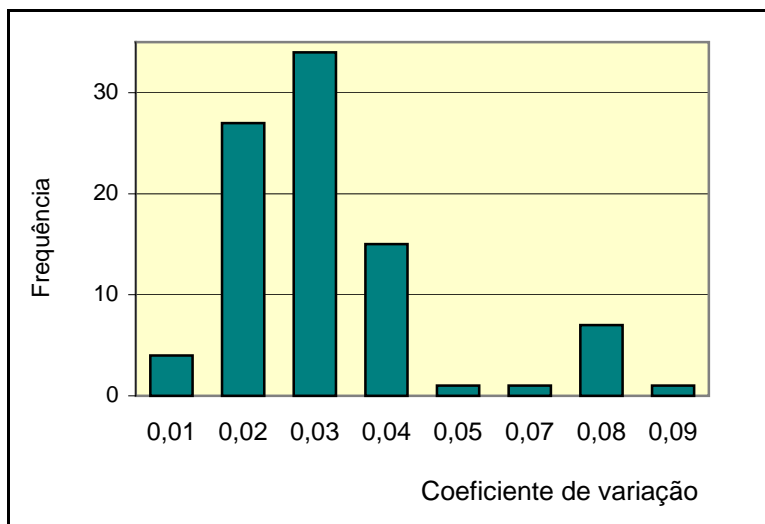


FIGURA 15 – Distribuição dos coeficientes de variação, na posição ii, do teste de reprodutibilidade do lote.

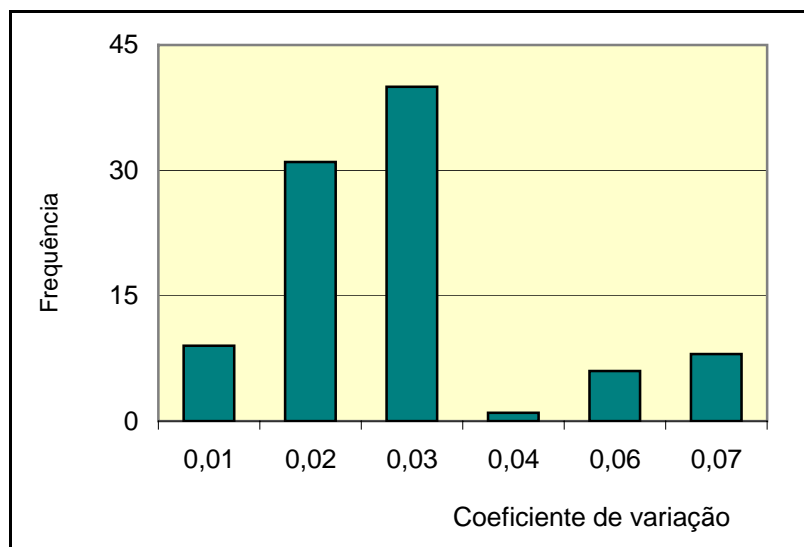


FIGURA 16 – Distribuição dos coeficientes de variação, na posição iii, do teste de reprodutibilidade do lote.

Os resultados apresentados nas FIG. 15 e 16 mostram que dos 90 cartões dosimétricos avaliados apenas 10 não atenderam ao critério estabelecido de 7,5%, os quais foram retirados do seguimento dos testes.

3.3.2.3 Limite inferior de detecção

O limite inferior de detecção (L_{ID}) é definido como o valor mínimo avaliado para o qual a leitura de um detector é significativamente diferente da leitura de um detector não irradiado (IEC, 1991). O limite inferior de detecção não deve exceder a:

- $H = 0,1$ mSv para o sistema da classe de dosímetros pessoais, Hp (10).
- $H = 0,5$ mSv para o sistema da classe de dosímetros pessoais, Hp (0,07).

$$L_{ID} = t_n \cdot s_E \quad (t_n \cdot s \leq H) \quad (4)$$

onde: t_n , é o t de Student para n-1 graus de liberdade e;

s_E , é o desvio padrão da média.

Esse teste foi realizado, utilizando-se dez detectores não irradiados, e submetidos aos mesmos parâmetros de leitura dos detectores irradiados, neste caso para 95% do nível de confiança t_n é igual a 2,26 (CASMIE, 1995).

Na TAB. 8 são apresentados os resultados de leitura dos 10 dosímetros, nas posições ii e iii, selecionados para a determinação do limite inferior de detecção.

TABELA 8 – Leitura dos dosímetros durante o teste do limite inferior de detecção

Dosímetro	Leitura (mSv)		Dosímetro	Leitura (mSv)	
	Hp (10)	Hp (0,07)		Hp (10)	Hp (0,07)
01	0,099	0,074	06	0,098	0,059
02	0,107	0,089	07	0,082	0,081
03	0,180	0,051	08	0,184	0,099
04	0,094	0,096	09	0,193	0,075
05	0,081	0,044	10	0,134	0,075

Nas medidas de Hp(10), a média das leituras dos dosímetros foi de 0,13 mSv, com o desvio padrão de 0,04 mSv, que corresponde ao L_{ID} igual a 0,09 mSv; as medidas de Hp (0,07), a média das leituras dos dosímetros foi de 0,07 mSv com o desvio padrão de 0,02 mSv correspondendo ao L_{ID} igual a 0,04 mSv. Tais resultados demonstram que os dosímetros atendem ao requisito estabelecido do teste de limite inferior de detecção (IEC, 1991).

3.3.2.4 Calibração do sistema dosimétrico

O propósito de se calibrar o sistema dosimétrico é assegurar que todos os dosímetros, avaliarão a mesma dose, dentro de uma dada incerteza calculada, para uma determinada exposição à radiação. Para isso, selecionam-se os detectores por meio do fator de sensibilidade para gerar detectores TL de calibração, calibra-se a leitora TL e determina-se o fator de calibração de cada dosímetro.

O fator de sensibilidade, FS, de cada detector é baseado na razão entre a média de eficiência TL de um pequeno lote desta população e a eficiência TL de cada detector de toda a população.

$$FS = \frac{\bar{L}}{L_i} \quad (5)$$

onde: \bar{L} , é a média das leituras dos detectores de calibração e L_i , é a leitura de cada detector de calibração.

O fator de sensibilidade foi determinado com 10 irradiações com 10 mGy de kerma no ar onde, foram considerados aceitáveis todos os detectores que apresentaram FS dentro de 5% da média.

O fator de sensibilidade foi determinado para todos os cartões do lote, sendo selecionados aqueles com FS entre 0,95 e 1,05.

O objetivo da calibração da leitora é converter o sinal da fotomultiplicadora dado em carga (nC), para a grandeza de interesse que é o Hp(d) [mSv], por meio de dosímetros calibrados em termos de equivalente de dose pessoal, Hp, para as profundidades de 7 mg.cm⁻² e 1000 mg.cm⁻².

O sistema dosímetro-fantoma foi posicionado no campo de radiação do ¹³⁷Cs a 1,5 metros de distância, na condição de equilíbrio eletrônico conforme apresentado na FIG. 17. Nessas condições, para 10 mGy de kerma no ar e utilizando coeficientes de conversão estabelecidos, os valores de Hp(d) correspondem a 12,10 mSv e 12,07 mSv para Hp(10) e Hp(0,07) respectivamente (ISO, 1997).

O fator de calibração da leitora, RCF, foi determinado conforme a equação:

$$RCF = \frac{\bar{L}}{Hp(d)} \quad (6)$$

onde: \bar{L} é a média das leituras do lote de calibração expostos à radiação com um valor verdadeiro convencional de Hp(d).



FIGURA 17 – Arranjo da calibração do dosímetro em termos de Hp(d).

Nas TAB. 9 e 10 são apresentados os valores das leituras de três dosímetros selecionados para a determinação dos fatores de calibração da leitora TL, (RCF), em termos de Hp(10) e Hp(0,07).

TABELA 9 – Leitura dos dosímetros de calibração para a determinação do fator de calibração da leitora TL (RCF) em termos de Hp(10)

Dosímetro	Hp (10)	
	Leitura (nC)	RCF (nC/μSv)
01	290,9	
02	286,3	0,0236 ± 2,18%
03	280,8	

TABELA 10 – Leituras dos dosímetros de calibração para a determinação do fator de calibração da leitora TL (RCF) em termos de Hp(0,07)

Dosímetro	Hp (0,07)	
	Leitura (nC)	RCF (nC/μSv)
01	337,0	
02	337,4	0,0278 ± 2,12%
03	332,3	

Para Hp(10), a média de 286,0 nC com desvio padrão de 6,5% determina o RCF de 0,0236 nC/μSv ($\pm 2,18\%$), após a correção do fator de sensibilidade (FS) individual de cada detector. Da mesma forma, para Hp(0,07), a média de 335,6 nC com o desvio padrão 0,3% corresponde ao RCF de 0,0278 nC/μSv ($\pm 2,12\%$).

As incertezas combinadas, dos valores de RCF, foram calculadas através da combinação entre o desvio padrão das leituras TL e a incerteza combinada do valor verdadeiro de kerma no ar (2,1%).

O fator de calibração individual dos dosímetros é chamado de coeficiente de correção do elemento, ECC, é usado como um multiplicador da leitura para determinar a resposta de cada dosímetro individualmente relacionando-os assim a média do lote de detectores de calibração. O ECC é definido pela seguinte equação:

$$ECC = \frac{Hp(d)}{Li} \quad (7)$$

onde: Li corresponde à leitura em mSv de cada dosímetro do lote selecionado.

Dos 90 detectores selecionados inicialmente, apenas 30 foram utilizados com ECC entre 0,997 e 1,033.

3.3.2.5 Verificação da dependência energética

A dependência energética de um dosímetro é a variação da resposta em relação à energia da radiação incidente. A conformidade é estabelecida de tal forma que o valor da

grandeza avaliada, para fótons de diversas energias, não deve diferir do valor obtido para a radiação do ^{137}Cs , em mais de 30% (CASMIE, 1995; IEC, 1991).

Esse teste foi realizado no Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, onde radiações de referência foram implantadas em uma máquina de raios-x diagnóstico, para fins de calibração de dosímetros pessoais (BAPTISTA NETO, 2005).

As radiações de referência são definidas na (ISO) *International Organisation for Standardization* e divididas em sete séries. A identificação de cada série é determinada por uma letra maiúscula seguida do valor do potencial de geração do tubo. Foram usadas as radiações que definem um espectro de raios-x largo, nas energias médias de 45 keV e 57 keV, respectivamente (ISO, 1996).

O equipamento de raios-x utilizado foi o VMI, modelo Pulsar Plus 800 (VMI, 2003), onde o campo luminoso foi ajustado para o tamanho de $210 \times 120 \text{ mm}^2$. Na radiação W60, os parâmetros utilizados foram de 60 kV, 100 mA, 100 ms e a filtração total foi 4,1 mm de alumínio somado a 0,3 mm de cobre e na radiação W80, os parâmetros utilizados foram de 80 kV, 100 mA, 300 ms e a filtração total foi 4,1 mm de alumínio somado a 0,5 mm de cobre.

A câmara de ionização da Radcal Corporation, modelo 10 x 5-6 (6cm^3), número de série 15266, acoplada ao eletrômetro modelo 9060, e uma controladora, modelo 9015, número de série 910288, foram usadas para medir o kerma no ar e determinar os valores de $H_p(d)$ dado aos dosímetros na presença do fantoma ISO em forma de um paralelepípedo. A calibração desta câmara de ionização foi feita pelo IPEN, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, com uma incerteza menor que 5,5% (BAPTISTA NETO, 2005).

Foram irradiados 28 dosímetros (FIG. 18), nas duas radiações de referência, W60 e W80, em uma série de três medidas, onde, para melhorar a estatística, também foram feitos

três disparos do aparelho de raios-x para cada técnica radiográfica. Outros três dosímetros não irradiados acompanharam todo o sistema para a medida da radiação de fundo (branco).



FIGURA 18 – Arranjo para a verificação da dependência energética do dosímetro.

A resposta (R) dos dosímetros para cada energia foi calculada da seguinte forma:

$$R = \frac{(L_{mi} - Bg_i)}{Hp(d)} \quad (8)$$

onde: L_{mi} , é a média das leituras dos dosímetros para cada energia de feixe, em μSv ;

Bg_i , é a leitura dos três dosímetros para medida da radiação de fundo, em μSv ; e $Hp(d)$, é o equivalente de dose pessoal calculado a partir da média das leituras de kerma no ar realizadas com a câmara de ionização, na mesma posição, em μGy ;

Nas TAB. 11 e 12 são apresentados os resultados da resposta dos dosímetros em função das energias médias de 45 e 57 keV, em termos do equivalente de dose pessoal, Hp(10) e Hp(0,07). A resposta (R) para cada energia, de 45 e 57 keV, está normalizado para a energia do ^{137}Cs , que é a energia em que o sistema dosimétrico foi calibrado.

TABELA 11 – Verificação da dependência energética dos dosímetros em relação à energia do ^{137}Cs , Hp(10) [μSv].

Energia média (keV)	45	57
\bar{L}_{mi} (μSv)	502	997
Hp(10)	410	867
R	1,19 ($\pm 8,7\%$)	1,13 ($\pm 8,0\%$)

TABELA 12 – Verificação da dependência energética dos dosímetros em relação à energia do ^{137}Cs , Hp(0,07) [μSv].

Energia média (keV)	45	57
\bar{L}_{mi} (μSv)	568	1089
Hp(0,07)	394	803
R	1,31 ($\pm 4,3\%$)	1,26 ($\pm 3,8\%$)

Na FIG. 19 é apresentado o gráfico com a resposta (R) para as energias de 45 e 57 keV, normalizado para a energia do ^{137}Cs .

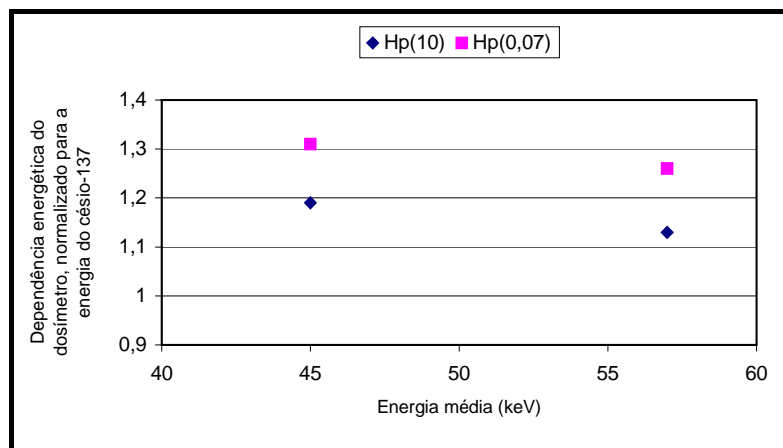


FIGURA 19 – Gráfico da dependência energética do dosímetro, normalizado para energia do ^{137}Cs .

Os resultados da verificação da dependência energética indicam que nas energias de 45 keV e 57 keV, ocorre uma superestimação na avaliação de Hp(10) de até 19% e até 31% para Hp(0,07). Pode-se dizer que o dosímetro atende os requisitos da norma.

Isto significa que, se o sistema dosimétrico for calibrado na energia do ^{137}Cs , há uma tendência de superestimar as avaliações de Hp(d) quando o dosímetro for usado em feixes de raios-x.

Observa-se que, para uma determinação mais exata dos Hp(d), em feixes de raios-x, em condições de espalhamento, o dosímetro deve ser calibrado em condições similares ou busca-se um dosímetro com baixa dependência energética.

3.3.2.6 Verificação da dependência angular

A dependência angular de um dosímetro é a variação da resposta deste em relação ao ângulo da radiação incidente. De acordo com o CASMIE (1995), os dosímetros devem

ser irradiados com os ângulos de incidências de 20°, 40°, 60°, na vertical e na horizontal, em uma energia de radiação próxima de 60 keV.

O método de aceitação utilizado para este teste, recomendado pelo CASMIE (1995), consiste em satisfazer a seguinte condição:

$$0,85 \leq \frac{\sum_{i=1}^{n_x} \overline{Hp}_i(d, L, \alpha_i)}{n_x \cdot \overline{Hp}(d, L, 0^\circ)} \pm I_i \leq 1,15 \quad (9)$$

onde: $\overline{Hp}(d, L, \alpha_i)$, é a média do equivalente de dose pessoal, na profundidade d, para um ângulo de incidência da radiação α_i , $\overline{Hp}(d, L, 0^\circ)$, é a média do equivalente de dose pessoal, na profundidade d, para um ângulo de incidência 0° e I_i é a meia largura do intervalo de confiança sendo dado por:

$$I = \frac{t_{ni} \cdot s_i}{\sqrt{n_i}} \quad (10)$$

onde: s_i , é o desvio padrão da série de medidas, n_i , é o número de medidas realizadas e, t_{ni} , é um fator T student que, para um nível de confiança de 95% e 10 medidas, é igual a 2,26.

Na verificação da dependência angular foram utilizados dez dosímetros, em uma série de três medidas, para melhorar a estatística. Os dosímetros foram irradiados na superfície do fantoma ISO, um a um, na horizontal, nas incidências: 0°, 20°, 45°, 70° e 90°, na qualidade W80, cuja energia média é de 57 keV. Outros três dosímetros não irradiados acompanharam todo o sistema para determinação da radiação de fundo.

É apresentada na FIG. 20 a montagem, para a irradiação dos dosímetros durante a verificação da dependência angular.



FIGURA 20 – Arranjo para a verificação da dependência angular do dosímetro.

Os resultados das avaliações dos dosímetros irradiados para os ângulos de incidência: 0°, 20°, 45°, 70° e 90°, empregando-se o algoritmo desenvolvido para incidência normal da energia do ¹³⁷Cs, são apresentados na TAB. 13.

TABELA 13 – Verificação da dependência angular do dosímetro, na medida do Hp(10)

Incidência (I)	\bar{L}_α (mSv)	Hp(10, α) (mSv)	$\bar{L}_\alpha / \text{Hp}(10, \alpha)$	Normalizada para 0°
0°	1,089	0,867	1,26 (\pm 8,5%)	1,0
20°	1,009	0,852	1,18 (\pm 5,4%)	0,94
45°	1,008	0,784	1,29 (\pm 6,8%)	1,02
70°	0,902	0,573	1,57 (\pm 3,9%)	1,25
90°	0,712	0,343	2,08 (\pm 5,0%)	1,65
$\frac{\sum \bar{L}_\alpha}{4\bar{L}_0} - I = 0,998$			$\frac{\sum \bar{L}_\alpha}{4\bar{L}_0} + I = 1,122$	

Na FIG. 21 é apresentada a curva de dependência angular dos dosímetros em estudo, normalizada para 0°.

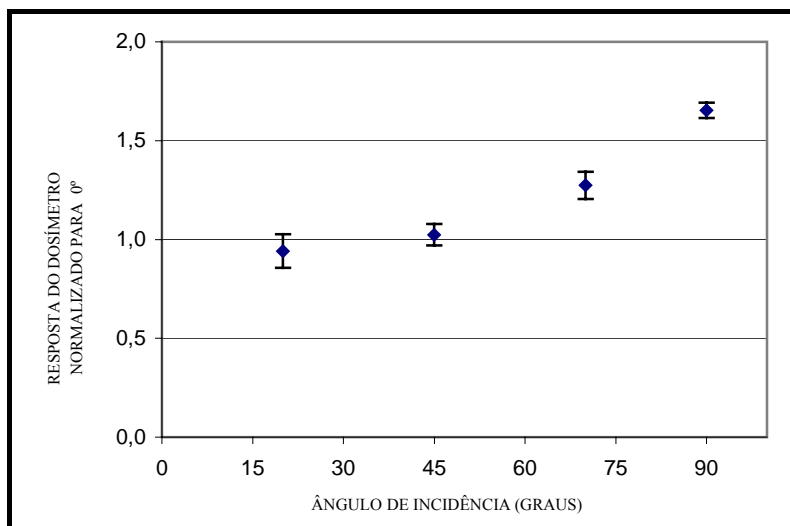


FIGURA 21 – Dependência angular do dosímetro normalizada para 0°

Os resultados avaliados atendem ao critério de $\pm 15\%$ estabelecido na IEC (IEC, 1991). O resultado obtido para os ângulos de incidência de 70° e 90°, permite verificar a influência da resposta do dosímetro nas condições típicas de rotina do serviço de hemodinâmica. Observa-se a tendência de superestimar as doses de 25% e 65% para as incidências angulares de 70° e 90° respectivamente.

3.3.3 Monitoração individual da equipe médica

Após a caracterização e calibração do dosímetro TL, foi realizado uma pesquisa com objetivo de avaliar as doses recebidas pela equipe médica durante procedimentos cirúrgicos nos setores de hemodinâmica.

Os novos dosímetros foram fixados sobre o avental protetor, na altura do tórax, e identificados de forma que cada usuário utilizasse o mesmo avental durante todo o período do teste como apresentado na FIG. 22.



FIGURA 22 – Dosímetros fixados nos aventais protetores

Para a estimativa da dose, dois hospitais foram monitorados em um período de um mês e os resultados obtidos foram comparados com os resultados de dose individual, em Hx, registradas mensalmente pelo SMIE/CDTN, com o dosímetro tipo filme.

Na TAB. 14 são apresentados os resultados de doses, Hp(d) e Hx, das duas equipes médicas dos respectivos hospitais investigados, A e B. Estão listados na tabela os resultados de dose mensal do filme dosimétrico usual, fornecidos pelo serviço de dosimetria SMIE/CDTN e os resultados dos dosímetros TL, fixados nos aventais protetores.

TABELA 14 – Comparação entre doses mensais, na equipe médica, avaliada com o dosímetro TL e com o dosímetro tipo filme.

Hospital A			Hospital B		
Equipe médica	Hp(10) (mSv)	Hx (mSv)	Equipe médica	Hp(0,07) (mSv)	Hx (mSv)
Circulante 01	2,3	0,1	Circulante 01	4,2	0,7
Circulante 02	2,5	0*	Circulante 02	2,3	0,1
Circulante 03	0,3	0,2	Médico 01	3,0	0*
Circulante 04	2,1	0,4	Médico 02	0,3	0*
Circulante 05	4,5	0,6	Médico 03	7,1	0*
Médico 01	7,1	0*	Hx – equivalente de dose para fótons avaliada com o dosímetro tipo filme.		
Médico 02	11,9	0*	Hp – equivalente de dose pessoal avaliada com o novo dosímetro TL		
Médico 03	11,3	0*			

0* menor que o limiar de detecção do dosímetro.

Os resultados com o dosímetro TL apresentados na TAB.14, mostram que os médicos monitorados recebem maior dose em relação aos demais membros da equipe. Os dados evidenciam a ocorrência de doses mensais bem superiores ao limite de investigação (1,2 mSv), que projetadas para o ano, excederiam o limite anual de dose efetiva estabelecido pela autoridade reguladora.

Os resultados com o dosímetro tipo filme foram, sistematicamente, baixos e bastante inferiores aos obtidos com o dosímetro TL. Chamam a atenção as doses nulas nos médicos, nos dois hospitais, em contraste com os valores elevados obtidos com o dosímetro TL.

Como não existe uma justificativa técnica, para os valores nulos dos filmes dosimétricos, em termos de energia ou ângulo de incidência, a análise dos resultados sugerem que os filmes dosimétricos não foram utilizados rotineiramente.

3.4 Influência na dose individual pelo uso do avental protetor

Objetivando a proteção do indivíduo contra a exposição desnecessária às radiações ionizantes, em radiodiagnóstico, barreiras como paredes baritadas, portas com placas de chumbo e biombos plumbíferos são utilizadas.

Adicionalmente, a necessidade de permanência de pessoas dentro das salas de exames exige barreiras protetoras móveis, aventais protetores, óculos com proteções laterais, luvas plumbíferas e protetores de tireóide, para proteção dos profissionais, pacientes e acompanhantes. O uso das vestimentas plumbíferas depende da prática a ser realizada e regulamentos aplicáveis (AAPM, 1998).

3.4.1 Uso e características dos aventais protetores

No setor de hemodinâmica, é necessário que todo profissional ocupacionalmente exposto à radiação ionizante utilize Vestimentas de Proteção Individual (VPI) adequadas. As vestimentas para os membros da equipe incluem aventais protetores para cirurgias, anteparos, protetores de tireóide, protetor ocular e luvas. A determinação do uso de cada vestimenta de proteção individual está relacionada ao tipo de exame a ser realizado.

Questões são levantadas quando se discute sobre as exposições desses profissionais e a utilização do dosímetro e do avental protetor, principalmente sobre as recomendações de que, “os dosímetros individuais destinados a estimar a dose efetiva devem ser utilizados na região mais exposta do tronco”, e ainda “durante a utilização de avental plumbífero, o dosímetro individual deve ser colocado sobre o avental, aplicando-se um fator de correção de 1/10 para estimar a dose efetiva” (MS, 1998).

O fator de correção recomendado pela Portaria SVS 453/98 - “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” (MS, 1998) não é muito claro quanto se refere a:

- proteção que provê um avental de chumbo, e quais são os fatores principais para determinar uma proteção eficiente, e;
- como pode a dose medida ser uma estimativa realista da dose efetiva, sendo que esta medida depende da posição do dosímetro. (FRANKEN, 2000).

Deve-se analisar em quais situações o fator de correção é considerado, sendo que a eficiência de proteção varia com: a espessura do chumbo, a tensão do tubo de raios-x e a geometria da exposição (FRANKEN, 2000).

Não se pode em nenhuma situação subestimar a exposição do profissional e nem superestimar em demasia. A grandeza de interesse na proteção radiológica é a dose efetiva, que é a soma ponderada das doses equivalentes em órgãos críticos ou tecidos. O melhor local para o posicionamento do monitor é o tronco do indivíduo. Se o dosímetro for colocado sob o avental, a dose será subestimada, portanto está descartada a possibilidade de se utilizar o dosímetro debaixo do avental. (CUNHA, 1999).

A alternativa de utilizar o dosímetro sobre o avental poderá superestimar a dose e acarretar problemas quanto à utilização do mesmo pelos profissionais, como ocorre ultimamente nos serviços de hemodinâmica.

Segundo CUNHA (1999), a possibilidade de que os indivíduos utilizem dois dosímetros, um sob e o outro sobre o avental, por um período determinado, seria uma boa solução para as avaliações das doses. Porém essa sugestão não funcionaria no cotidiano dos serviços; erros de posicionamento dos dosímetros ou a não utilização de um deles acarretaria falhas cuja magnitude não seria possível avaliar.

Considerando todos esses fatos, é razoável que, quando o indivíduo utilizar o dosímetro sobre o avental, seu resultado seja dividido por 10 (MS,1998). É importante ressaltar que este ajuste fique a cargo do responsável técnico da instituição e não do fornecedor do serviço de dosimetria como se espera. E ainda, os relatórios de resultados de dose registrados, podem dependendo do caso, superestimar a dose em até 70 vezes a dose efetiva do profissional. (CUNHA 1999).

Encontra-se disponível no mercado, para uso nos serviços, aventais com equivalência de 0,25; 0,5 e 1,0 mm de chumbo. Segundo BUSHONG (2004), aventais com equivalência de 0,5 mm de chumbo são mais adequados quando se considera o peso desse avental em relação à proteção desejada. Esta simples indicação ocorre pelo fato de que a massa de um avental com espessura de 1,0 mm chumbo é de 10 kg, o que reduziria consideravelmente a dose, mas nenhum indivíduo conseguiria trabalhar em tempo necessário com esse peso. Entretanto, aventais protetores com equivalência de 0,25 mm de chumbo ainda são encontrados nos hospitais e clínicas inspecionadas.

Na TAB. 15 são apresentadas algumas características físicas de aventais protetores em relação ao percentual da atenuação com as densidades equivalentes, onde a indicação 0,5 mm de chumbo prevalece.

TABELA 15 – Características físicas dos aventais protetores. (BUSHONG, 2004)

Espessura (mm Pb)	Atenuação de radiografia de porcentagem			
	Peso (kg)	50 kVp	75 kVp	100 kVp
0,25	1,4 – 4,5	97	66	51
0,50	2,7 – 6,8	99,9	88	75
1,00	5,5 – 11,4	99,9	99	94

Na Portaria SVS 453/98 (MS, 1998), a recomendação é “proteger-se da radiação espalhada por vestimenta ou barreiras protetoras com atenuação não inferior a 0,25 mm equivalente de chumbo”. A Portaria SVS 453/98 (MS, 1998) indica 0,5 mm de chumbo exclusivamente, para o uso de saíote, cortinas, luvas, protetor ocular ou qualquer outra vestimenta plumbífera que se faça necessária para a proteção contra feixes de radiação primária, e a equivalência de 0,25 mm de chumbo é indicada para feixes secundários.

Em conformidade com a Portaria SVS 453/98 (MS, 1998), FRANKEN (2000) conclui que a importância maior deve ser dada ao modelo do avental protetor e não à espessura do chumbo, como ocorre em vários estudos dos artigos referentes a este assunto. O autor conclui que, para muitas aplicações em fluoroscopia, um modelo de avental apropriado não necessita de espessura de chumbo maior que 0,25 mm (equivalência). No caso de trabalho intensivo é aconselhada uma espessura de chumbo acima de 0,35 mm, e uma blindagem adicional com espessura de chumbo no pescoço para proteção de esôfago e tireóide. E ainda afirma que um avental de chumbo bem escolhido reduz a dose efetiva de 75% até 90%.

SALVADOR (2004) apresenta resultados comparativos entre os fatores de atenuação de materiais comercializados de chumbo, provenientes de três fornecedores diferentes e o chumbo puro. Conclui que apenas um fornecedor apresenta maior semelhança ao chumbo puro, sendo que os outros dois resultados mostram percentuais variáveis de pureza de chumbo.

FRANKEN (2000) desenvolveu um modelo para o cálculo das doses em função do espectro de raios-x e de outros parâmetros como blindagem e geometria da exposição. O autor realizou medidas com a utilização do protetor de tireóide e avental de chumbo, levando em consideração a espessura do chumbo e concluiu que um fator de divisão por

cinco proporciona uma estimativa conservadora da dose, quando o dosímetro pessoal for utilizado sobre o avental, no nível do tórax.

Nos setores da hemodinâmica, um protocolo do uso de dois dosímetros deve ser considerado (ICRP, 1982), obtido da combinação das duas leituras, para a determinação da dose efetiva. A fórmula abaixo é deduzida, levando em conta condições como: aventais com no mínimo 0,25 equivalência de chumbo sem o protetor de tireóide (FRANKEN, 2000).

$$\text{Dose efetiva} \leq 1/10 \times \text{Hp}_{(\text{dosímetro sobre avental})} + \text{Hp}_{(\text{dosímetro sob avental})} \quad (11)$$

A fórmula pode superestimar a dose efetiva em até 50%, em condições de exposição que ocorrem em radiologia intervencionista. Se o protetor de tireóide for utilizado a fórmula usada é:

$$\text{Dose efetiva} \leq 1/30 \times \text{Hp}_{(\text{dosímetro sobre avental})} + \text{Hp}_{(\text{dosímetro sob avental})} \quad (12)$$

3.4.2 Dose efetiva estimada por dosímetros usados sobre e sob o avental protetor

Objetivando analisar o protocolo de estimativa da dose efetiva de profissionais em hemodinâmica, em dois hospitais de grande porte em Belo Horizonte, dosímetros individuais foram fixados sob e sobre aventais protetores no período de um mês (FIG. 23).

O dosímetro utilizado foi o do tipo TL, devidamente calibrado em termos de equivalente de dose pessoal, Hp(10).



FIGURA 23- Fixação dos dosímetros nos aventais protetores.

Paralelamente, visando entender o cenário real dos exames de hemodinâmica, a rotina dos dois hospitais foi acompanhada por fotografias obtidas de forma presencial.

A quantidade mensal dos exames realizados nos setores de hemodinâmica é registrada no banco de dados, que permite identificar os exames feitos mensalmente e assegurar qual médico o realizou, possibilitando determinar a carga de trabalho individual.

Dentre vários procedimentos realizados nas salas de hemodinâmica, os de Cateterismo Diagnóstico (CAT) e de Angioplastia Trasluminal Coronária (ATC) foram os que apresentaram maior incidência na rotina do setor.

Os equipamentos utilizados nos hospitais foram um aparelho de raios-x Philips Integris CV e um Siemens D-80333, de imagem digital, com controle automático, que ajusta os parâmetros de exposição em função das características de cada paciente e do ângulo de projeção utilizado. Na FIG. 24 é apresentado o posicionamento do tubo de raios-x (abaixo da mesa de operação), e mostra também o posicionamento da equipe médica dentro da sala de hemodinâmica.



FIGURA 24 – Posicionamento do tubo de raios-x e da equipe médica

No setor de hemodinâmica do hospital A, onde a equipe médica é composta de três médicos e quatro auxiliares, foram acompanhados oito exames de rotina, possibilitando ter uma visão clara da movimentação da equipe dentro da sala, conforme apresentado na FIG. 25.

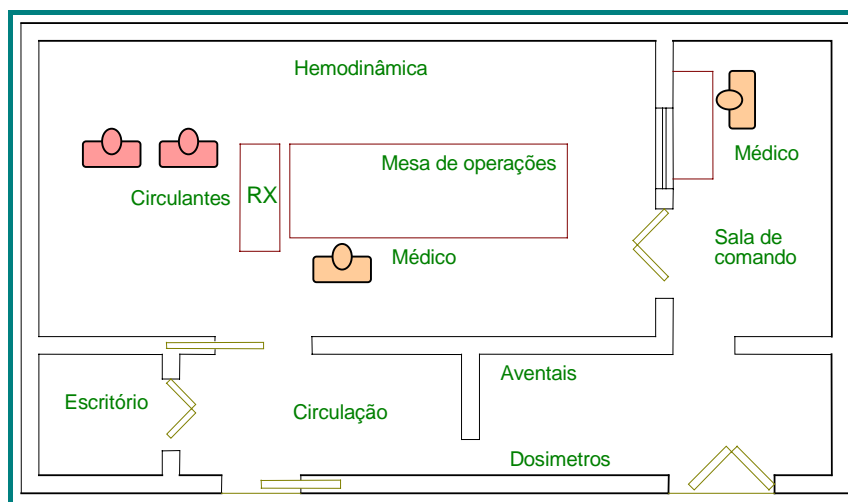


FIGURA 25 – Esquema do posicionamento dos médicos e auxiliares durante procedimentos no setor de hemodinâmica

Um dos médicos permaneceu junto ao paciente durante todos os exames e dois auxiliares circulam por toda a sala conforme instruções dadas pelo médico. Na maioria das vezes, o segundo médico permaneceu na sala de controle acompanhando o exame através do monitor de TV.

Uma inspeção visual feita nos aventais existentes mostrou que um não apresentava em condições de uso, mesmo assim esse avental foi incluído na pesquisa. No que se refere à atenuação da radiação, foi verificado que todos os aventais possuem equivalência de 0,25 mm de chumbo; um deles possui protetor de tireóide, face dupla frontal e cobre totalmente as costas do usuário; os outros são aventais convencionais onde a parte de trás do corpo fica exposta às radiações.

No setor de hemodinâmica do hospital B, onde a equipe de trabalho é composta de três médicos e dois auxiliares, foram acompanhados seis exames. O médico permanece junto ao paciente durante todo o exame e um auxiliar circula por toda a sala conforme instruções dadas pelo médico. Na FIG. 26 é apresentada a disposição da equipe médica durante os procedimentos cirúrgicos.

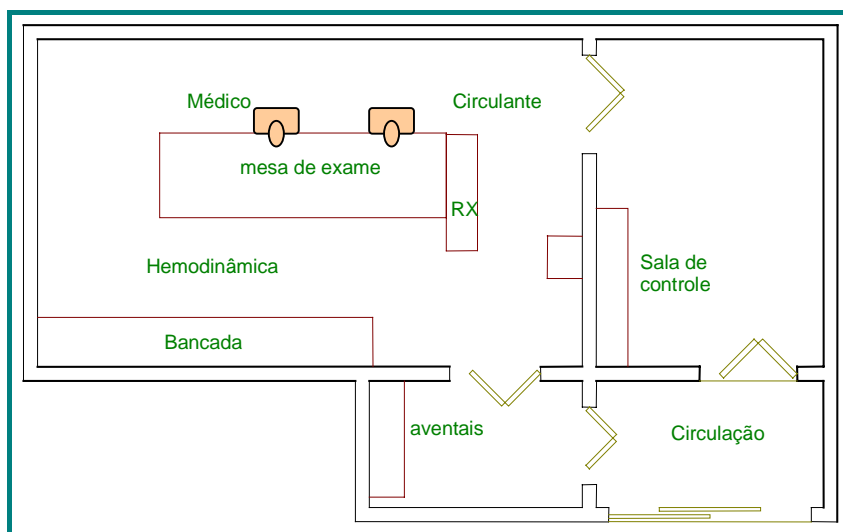


FIGURA 26 – Esquema do posicionamento dos médicos e auxiliares durante procedimentos no setor de hemodinâmica

A inspeção visual feita nos aventais mostra que todos se apresentavam em boas condições de uso, com equivalência de 0,5 mm de chumbo e de um mesmo fabricante.

Na TAB. 16 são apresentados os valores de equivalente de dose pessoal, Hp(10), determinados nos auxiliares da equipe médica, quando os dosímetros foram usados simultaneamente sobre e sob o avental. A razão dos valores indica o fator de atenuação devido a presença do avental protetor.

TABELA 16 – Resultado dos valores do equivalente de dose pessoal medidos sobre e sob o avental protetor

Hp (10) - (mSv)			
usuário	Dosímetro sobre o avental	Dosímetro sob o avental	Fator de atenuação
Auxiliar 1	2,08	0,38	5
Auxiliar 2	2,28	0,23	10
Auxiliar 3	0,15	0,07	2
Auxiliar 4	1,86	0,16	12
Auxiliar 5	4,31	0,16	27
Auxiliar 6	3,21	0,40	8
Auxiliar 7	1,66	0,20	8

O resultado do equivalente de dose pessoal, do auxiliar 3 evidenciou as péssimas condições de uso do avental, percebido na inspeção visual, acarretando pouca atenuação da radiação. Nos demais casos, os fatores variaram de 5 a 27, com quatro casos com fatores de correção dentro do intervalo de 10 ± 2 . O resultado obtido na avaliação do auxiliar 5 é devido a uma maior proximidade do mesmo, durante os procedimentos, ao tubo de raios-x.

Na TAB. 17 são apresentados os valores de Hp(10) obtidos nos médicos, adotando-se o mesmo procedimento.

TABELA 17 – Resultado dos valores do equivalente de dose pessoal medidos sobre e sob o avental protetor

Hp (10) – (mSv)			
usuário	Dosímetro sobre o avental	Dosímetro sob o avental	Fator de atenuação
Médico 1	11,14	0,42	26
Médico 2	11,71	0,22	54
Médico 3	6,95	2,91	2
Médico 4	6,3	0,27	24
Médico 5	2,57	0,13	20

O fator de atenuação igual a 2, obtido para a medida realizada no médico 3, confirmou a informação de que o avental havia sido utilizado algumas vezes ao avesso. No caso do médico 2, cujo fator de atenuação foi de 54, o avental utilizado foi o que estende a dupla proteção para a tireóide, frente e costas do médico. Nos demais casos os fatores ficaram entre 24 ± 2 .

Na TAB. 18 é apresentada a comparação entre os valores da dose efetiva estimativa por dois métodos:

a) divisão por 10 do valor de Hp(10) obtido com o dosímetro sobre o avental protetor conforme Portaria 453/98 (MS, 1998) e;

b) a aplicação de uma soma ponderada dos valores de Hp(10) obtidos com o dosímetro sobre e sob o avental, desconsiderando a presença do protetor de tireóide, conforme FRANKEN (2000).

TABELA 18 – Comparação das doses efetivas na equipe médica estimadas com dosímetros sobre e sob o avental protetor

usuário	E (mSv) pelo método Portaria 453/98	E (mSv) pelo método FRANKEN*	Razão
Auxiliar 1	0,21	0,59	2,8
Auxiliar 2	0,23	0,46	2,0
Auxiliar 3	0,01	0,08	8,0
Auxiliar 4	0,19	0,35	1,8
Auxiliar 5	0,43	0,59	1,4
Auxiliar 6	0,32	0,72	2,3
Auxiliar 7	0,17	0,37	2,2
Médico 1	1,11	1,53	1,4
Médico 2	1,17	1,39	1,2
Médico 3	0,69	3,6	5,2
Médico 4*	0,63	0,21	1,4
Médico 5	0,26	0,39	1,5

* considerando a presença do protetor de tireóide

A avaliação dos resultados mostram que os desvios entre os valores de dose efetiva estimadas pelos dois métodos variou de 1,4 a 2,8. Devido ao mau uso do avental protetor, os resultados do auxiliar 3 e médico 3 foram excluídos da análise do trabalho.

4 CONCLUSÃO

A investigação das doses ocupacionais da equipe médica em procedimentos hemodinâmicos foi realizada focalizando a monitoração individual, a partir de um banco de dados e procedimentos experimentais.

A partir da análise das doses individuais do banco de dados fica evidente a não utilização do dosímetro pelos profissionais monitorados. A análise dos resultados obtidos sugerem a necessidade contínua de investigações quanto à adequação do dosímetro individual utilizado durante a prática da hemodinâmica e a otimização do procedimento de proteção radiológica adotado pela equipe médica.

Conclui-se que um projeto de treinamento em proteção radiológica incluindo a importância da utilização dos dosímetros é uma das soluções para a otimização das doses individuais nos serviços de radiologia destes setores.

Na etapa de comparação das doses obtidas com o dosímetro TL e o dosímetro tipo filme foi identificada uma discrepância de um fator três entre as doses elevadas. Para quantificar exatamente as causas, há necessidade de maior investigação e testes adicionais em cada uma das grandezas de influência.

Na monitoração da equipe médica, o uso de um dosímetro calibrado em Hp(d) demonstrou o desempenho adequado das medidas para uso em hemodinâmica. A avaliação dos resultados mostra que o dosímetro Harshaw-Bicron é adequado para as medidas de Hp(d), podendo, inclusive, substituir dosímetro atual tipo filme.

A falta de controle das doses mensais recebidas pelos profissionais não permite ter uma avaliação real das doses recebidas por eles e estas podem ultrapassar os limites anuais conforme apresentado nos resultados do dosimétrico TL Harshaw-Bicron.

Conclui-se que profissionais da área médica apresentam uma resistência à utilização de dosímetros individuais de dose, desconsiderando aspectos importantes de proteção radiológica.

Na análise da influência do uso do avental protetor na dose efetiva, ficou evidenciado que o fator de correção indicado na Portaria SVS 453/98 (MS, 1998) é muito restritivo. Este valor não considera fatores de grande importância como, fornecedor, espessura do chumbo, energia da radiação e a geometria de exposição. Para alguns casos é necessário que se tenha um modelo de cálculo da dose efetiva específico, considerando que a redução desta dose é uma medida do efeito de proteção.

Uma grande importância tem de ser dada ao modelo do avental protetor. Na investigação realizada, o avental que apresentou o melhor fator de atenuação foi o avental utilizado pelo médico 2, onde feixes secundários de radiação foram atenuados, como mostrado no resultado de leitura do dosímetro colocado sobre o avental.

O mau uso dos aventais, durante os procedimentos cirúrgicos, acarreta em resultados de doses efetivas incorretas.

O médico radiologista pode fazer muito para minimizar a exposição profissional à radiação, adotando procedimentos de controle de exposição que não requerem equipamentos sofisticados ou treinamento especialmente rigoroso, mas, sim, uma atitude conscienciosa, adotando uma cultura de segurança.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

ALABARSE, F.G.; LEAL, R.; AMADOR, G. B.; WESTPHAL, M.; FURTADO, A. P. A.; BARCELAR, A. Avaliação dos médicos residentes expostos aos raios-x durante procedimentos cirúrgicos, In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 6, **Anais ...** 2003.

ALABARSE, F.G.; LEAL, R.; ROLIM, M.; SOLLA, C.; SILVA, T.; WESTPHAL, M.; FURTADO A.P.A.; BARCELAR, A. Avaliação do número de trabalhadores expostos aos raios-x durante procedimentos cirúrgicos, In: CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND SAFETY, **Anais ...** 2003.

ALOAN, L. **Hemodinâmica e Angiografia, obtenção de dados interpretação aplicações clínicas.** Rio de Janeiro: Atheneu, 1982.

BOHM, J.; STADTMANN, H.; STRACHOTINSKY, C. **Calibration of personal dosimeters for photon radiation with respect to the personal dose equivalent.** PTB-DOS-28, Bundesanstalt, Physikalisch-Technische, 1998, 37 p.

BAKER, D.G. How significant are the risks from occupational exposure to ionizing radiation. **Appl radiol.**, v. 18, n 9 p 19-21, 24, 1989.

BAPTISTA NETO, A. T. **Implantação de radiações de referência em uma máquina de raios-x diagnóstico médico para fins de calibração de dosímetros pessoais**, 2005. 112 f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 20053.

BUSHONG, S.C., **Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection.** St Louis, 8^o ed, Mosby/ Doyma Libros, Madrid: Espanha, 2004, 601 p.

CANEVARO, L.V. **Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia: níveis de referencia diagnóstico**, 2000. Dissertação: Tese de Doutorado, Rio de janeiro: UERJ, 2000.

CASMIE, COMITÊ DE AVALIAÇÃO DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA, **Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual –**

Critérios e Condições. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1995.

CHONG, N. S.; YIN, W. S.; CHAN, P.; CHENG, M.C.; KO, H. L.; JENG S. C.; LEE, J.J.; Evaluation of absorbed radiation dose to working staff during cardiac catheterization procedures. In: Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei), Taiwan,. 2000. 63 p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN-NN-3.01**, Diretrizes Básicas de Radioproteção, Brasília, **Diário Oficial da União**, 06 de janeiro de 2005.

COSTA, M. M. B.; NOVA J. L. L.; CARLOS M. T.; PEREIRA A. A.; KOCK H. A. Videofluoroscopia - um novo método. **Radiologia Brasileira**, v 25, p 11-18, 1992.

CUNHA, P. Onde utilizar o monitor individual. **Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica** Instituto de Radioproteção e Dosimetria IRD/CNEN, Rio de Janeiro: 1999.

FIGUEIREDO, M. E.; SILVA, T. A. **Relatório do CDTN – Algoritmos de Avaliação da Dose Individual Hx.** Belo Horizonte. CDTN, 1995.

FRANKEN, Y.; **Guidance on the use of protective lead aprons in medical radiology protection efficiency and correction factors for personal dosimetry.** Eindhoven: University of technology P. O, Center for Radiation Protection, 2000.

GOULART A. O. S.; FERLIN E. L.; BERNAASIUK M. E. B.; BACELAR A. Determinação de curvas de isoexposição de um equipamento de fluoroscopia digital em uma sala de hemodinâmica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 8, 2003, Porto Alegre, **Anais...** Rio Grande do Sul: PUCRS, 2003.

GRONCHI C. C.; CAMPOS L. L. Análise das doses individuais da equipe médica do serviço de hemodinâmica de um hospital público do estado de São Paulo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA 8, 2003, Porto Alegre, **Anais...** Rio Grande do Sul: PUCRS, 2003.

GRONCHI C. C. **Exposição ocupacional às radiações ionizantes nos serviços de hemodinâmica.** São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN). Tese de mestrado, 2004.

GROSSWENDT, B. The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 35, n. 4, p. 221-235, 1991.

HARSHAW TLD BICRON, Model 4500, Manual TLD Reader with winRems: Operator's Manual. Solon, Bicron, 2001. 1v.

HARSHAW CHEMICAL COMPANY, Model 3000A TLD System, System, Instruction Manual, 1982.

HENDERSON, K. H.; STRAUSS, K. J.; TREVES, S. T.; ROCKOFF, M. A. Radiation exposure of anesthesiologists. In: Department of Anesthesia, Boston, 37-41 p., 1994.

INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDIZATION. X, **ISO – 4037-3**, and Gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; **calibration of area and personal dosimeters of their response as a function of energy and angle of incidence**, 1997.

INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDIZATION. X, **ISO 4037 – 1**, and Gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; **radiation characteristics and production methods**, 1996.

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA. **Treinamento para inspeção em serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico**. Rio de Janeiro: IRD, 1999, 154 p.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCIA. **Basic principles for occupational radiation monitoring**. Vienna: IAEA, 1987 (Safety series, 84).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **Annals of the ICRP**, v.1, n.3, 1977, 53p. (ICRP 26).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Optimization and Decision-Making in Radiological Protection, **Annals of the ICRP**, *ICRP Publication 55*, 1989 (ICRP 20-1).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **Annals of the ICRP**, v.22, n. 1/3, 1991 (ICRP 60).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological protection and safety in medicine. **Annals of the ICRP**, v. 26, n. 2, 1996 (ICRP 73).

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

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

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

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

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Quantities and in Radiation Protection Dosimetry**, Bethesda: MD, 1993, 17 p. (ICRU - 51).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. Bethesda: UCRU, 1998, 24 p. (ICRU-60).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC-1066: Thermoluminescence dosimetry systems for personal and enviromental monitoring**. Geneva, 1991.

LAMMOGLIA, P.; FURQUIM, T. A. C.; COSTA, P. R.; SEVERO, L. S.; CALDAS, L. V. E. Teste para avaliação do desempenho de equipamentos de hemodinamica e de angiografia por subtração digital. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 17, **Anais ...** São Paulo, 11-13 p., 2000.

MOTA, H. C, de ARAUJO, A. M. C. **Proteção Radiológica em Raios-x Diagnóstico**. Rio de Janeiro: Gráfica Referência, [s.d], 2002.

MS, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, Portaria SVS MS-453 de 01 de junho de 1998, **Diário Oficial da União**, n.103, 02 de junho de 1998.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Medical x-ray, electron beam, and gamma-ray protection for energies up to 50 MeV (equipment design, performance, and use) **NCRP report no. 102**. Bethesda, Md: NCRP, 1989.

OLIVEIRA, M.A, TERINI R. A. Avaliação da dose de raios \times absorvida por paciente e trabalhadores devido á radiação espalhada pela blindagem de uma sala radiológica In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 6, **Anais ...** 2004.

PEREIRA J. M; Khoury H. J; LIMA F. R. A; VICTOR E. G; CAVALCANTI H. M. Exposição ocupacional em procedimentos de cateterismo cardíaco In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 8, 13 - 16 de maio 2003, PUCRS, Porto Alegre **Anais...** 2003.

RAMOS, M. M. O, TAUHATA L. **Grandezas e unidades para radiação ionizante**. Rio de Janeiro: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI/IRD, dez 2002.

RODRÍGUEZ, K. M. J. **Proteccion Radiológica em Estudios de Fluoroscopia Intervencionista**., 2004, 92 f. Dissertação (Posgrado em Ciencias Físicas Instituto de Ciencias Nucleares) – Universidad Nacional Autónoma de México, 2004.

ROCHA, P. R. Videocinefluoroscopia, 1990. **Gedimagem**: acesso em fevereiro de 2005.

SHANI, G. **Radiation dosimetry instrumentation and methods**. Flórida, USA: CRC Press, 1991.

SHERER, M. A.; VISCONTI P. J.; RITENOUR E. R. **Radiation Protection in Medical Radiography**, Riteour Mosby. Inc, soft cover new fine, 2002.

SILVA, E. C. Dosimetria em radiología intervencionista. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE INTERNATIONAL RADIATION PROTECTION ASSOCIATION 23-28 may 2004, Madrid. 2004. **Anais...** Spain Madrid.

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

SOUSA, J. E. **Cinecoronariografia no Brasil**, Os Primórdios Históricos no Brasil, curiosidades históricas, 2004. acesso em julho de 2005.

STS, Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, **STS irradiators OB85 – OB85/1 - OB85/3**, Operation manual, Braunschweig, Alemanha, 1993.

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

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