UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

PANORAMA DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM
RADIOLOGIA CONVENCIONAL NO ESTADO DE SÃO PAULO

Marcelo Baptista de Freitas

*Tese de Doutorado apresentada ao
Instituto de Física da Universidade de
São Paulo para obtenção do Título de
Doutor em Ciências*

São Paulo
2005

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

PANORAMA DAS EXPOSIÇÕES MÉDICAS EM
RADIOLOGIA CONVENCIONAL NO ESTADO DE SÃO PAULO

Marcelo Baptista de Freitas

*Tese de Doutorado apresentada ao
Instituto de Física da Universidade de
São Paulo para obtenção do Título de
Doutor em Ciências*

ORIENTADORA
Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura (IFUSP)
Profa. Dra. Ana Maria Marques da Silva (PUC-RS)
Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas (IPEN)
Prof. Dr. Paulo Roberto Costa (IEE/USP)
Prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva (CDTN)

São Paulo
2005

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Freitas, Marcelo Baptista de

Panorama das Exposições Médicas em Radiologia Convencional no
Estado de São Paulo.

São Paulo - 2005

Tese (Doutoramento) - Universidade de São Paulo
Instituto de Física - Departamento de Física Nuclear

Orientador: Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura
Área de Concentração: Física

Unitermos

1. Dosimetria termoluminescente; 2. Radiologia;
3. Espectroscopia de raio X; 4. Radioproteção;
5. Física - física médica.

USP/IF/SBI-017/2005

*Aos meus pais, Noé e Maria
e aos meus irmãos, Ruy e Jorge*

Agradecimentos

À Profa. Elisabeth Mateus Yoshimura pela orientação, pela oportunidade do mestrado e iniciação científica, por ter acreditado na minha capacidade para levar adiante este trabalho e, principalmente, pela paciência nesses 10 anos de convívio no Laboratório de Dosimetria.

Aos pacientes que, de forma voluntária, permitiram que as medidas de dose de entrada na pele fossem realizadas.

A todos os Técnicos e Médicos Radiologistas dos diversos estabelecimentos de saúde participantes do estudo, que realizaram, ou permitiram que se realizassem, medidas de dose nos pacientes.

Aos Profs. Odair Dias Gonçalves (UFRJ) e Thomaz Ghilardi Netto (FFCLRP-USP) pelo empréstimo dos equipamentos utilizados nas medidas de campo.

Aos amigos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP (IEE), Marco Aurélio Guedes e Profs. Ricardo Terini e Silvio Herdade, pela troca de experiências sobre as medidas com o detector CdZnTe e a Tânia Furquim pelas sugestões e empréstimo do equipamento utilizado na análise das imagens do simulador.

À Dra. Iara Alves Camargo do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo por permitir o acesso ao banco de dados do cadastro nacional de estabelecimentos de saúde (CNES) e a Martha Aurélia Aldred pelas longas discussões sobre saúde pública.

Ao Sr. Luís Hungaro pela prontidão e competência com que sempre reparou nosso equipamento de raios X.

Aos funcionários do Instituto de Física, em especial, à Claudia, Eber, Francisleine e Camila da CPG, ao Adailton da Tesouraria, à Gina da Administração, à Beth, Clarice e Rose, secretarias do Depto. de Física Nuclear e ao Otávio, Pedro, Tucão e Sr. Donato da Oficina Mecânica.

Ao Prof. Armando Corbani, Presidente da CPG-IF, e a Profa. Suely Vilela, Pró-Reitora de Pós-Graduação da USP, por viabilizarem o uso de recursos para participação em congressos.

À Profa. Emico Okuno pelo conhecimento de física médica transmitido ao longo de todos esses anos e por respeitar e permitir a liberdade de opiniões no Laboratório de Dosimetria.

À Profa. Ana Regina Blak por manter o astral do Laboratório sempre em alta com os seus “bom-dia” sempre muito calorosos.

A todos os amigos do Laboratório, em especial ao Almy, que depois de 10 longos anos também caminha para ser “Dr.”, ao Fernando (Bob) pelas contribuições e discussões sobre o detector CdZnTe, ao Morlotti pelas fotografias da tese, e também ao Roberto, à Carla, à Livia, ao Rodrigo e ao Mário.

Aos amigos que agora estão distantes, mas que dividiram muitos momentos de alegria e tristeza no Laboratório, Saulo, Edu, Gabriel, Sergio e Fred.

À Nancy e ao Chico, pelo trabalho silencioso nos bastidores do Laboratório para que tudo funcionasse.

Aos Professores do Instituto de Física que contribuíram para a minha formação, em especial, à Marília, ao Otaviano, à Maria Regina, à Cecil e à Mazé.

Aos meus sogros e amigos, Martha e Júlio pelo incentivo durante todo o trabalho e pelo cuidado da Mariana e da Macarena na minha ausência.

Às minhas “Mulheres de Atenas”: minha esposa, companheira e amiga Macarena, que tem enfrentado junto comigo todos os desafios da vida acadêmica e a minha filhota Mariana, que já não vê a hora do papai acabar o “livro”.

À FAPESP pela minha bolsa de doutorado e também pelo auxílio financeiro que permitiu a realização de várias etapas deste estudo.

E, finalmente, aproveito também para me desculpar se em algum momento me excedi nas críticas, mas sinto que vivi todos esses anos no Laboratório de Dosimetria como alguém que vive numa grande família, com todas as alegrias e tristezas que esse convívio pode ter.

Resumo

A dosimetria de pacientes associada à avaliação das condições de funcionamento dos equipamentos médicos e aos procedimentos empregados na realização dos exames, desempenha um papel fundamental no sistema de proteção radiológica das exposições médicas. Nesse sentido, foi realizado um levantamento em grande escala das doses recebidas pelos pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais realizados em uma amostra representativa de estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo. Nesse levantamento foi empregado um kit dosimétrico postal originalmente desenvolvido, que permitiu a determinação da dose de entrada na pele (DEP) através da técnica de dosimetria termoluminescente. Paralelamente foram realizadas visitas *in-loco* a uma sub-amostra de estabelecimentos, onde as condições de funcionamento dos equipamentos de raios X médicos e do sistema de imagem foram avaliadas empregando-se procedimentos e equipamentos já estabelecidos em protocolos de controle de qualidade. O estudo completou-se com a elaboração de um catálogo de espectros na faixa de energia do radiodiagnóstico, que, através de procedimento desenvolvido, permitiu inferir espectros equivalentes em equipamentos médicos. Na determinação dos espectros foi empregado um detector semicondutor de telureto de cádmio e zinco (CdZnTe), cujas curvas de eficiência e escape foram determinadas experimentalmente para realização do processo de correção dos espectros (*stripping procedure*).

O processo de amostragem de estabelecimentos de saúde realizado neste estudo permitiu verificar a distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem e a frequência de exames radiológicos no estado de São Paulo. A partir desses resultados foram escolhidos os exames de tórax, crânio (e seios da face) e coluna para avaliação de DEP, uma vez que os mesmos apresentam as maiores frequências anuais de exames por 1.000 habitantes: 100, 46 e 29, respectivamente.

Na técnica de amostragem dos estabelecimentos de saúde incluídos neste estudo foi empregado como critério de estratificação a quantidade anual de exames radiológicos associados ao município de localização do estabelecimento. Do total de 200 estabelecimentos sorteados, 50 participaram da primeira etapa e 38 da segunda. Um total de 83 salas de exames (ou equipamentos) e 868 pacientes foram incluídos, e um conjunto de 1415 valores de DEP foi determinado.

O resultado da distribuição dos valores de DEP permitiu determinar os chamados níveis de referência, que, no caso de pacientes adultos, se mostraram bastante semelhantes aos encontrados em outros estudos internacionais. No caso de pacientes infantis, a situação é bem diferente, obtendo-se valores pelo menos 2 vezes superiores a outros recomendados internacionalmente para a radiografia infantil mais frequente (tórax). Esse

fato sugere que as práticas empregadas na realização dos exames devem ser revisadas e que recomendações específicas a esse grupo de pacientes, a partir de estudos dirigidos, sejam publicadas. Constatou-se também alguns casos de DEP elevada pelo uso desnecessário de radioscopia de localização.

Os testes de desempenho dos equipamentos e a avaliação das imagens realizadas sugerem que há possibilidade de melhoria das condições de realização dos exames, sem perda de informação diagnóstica presente na imagem e com redução das doses.

Alguns espectros de raios X determinados experimentalmente apresentaram divergência em relação a outros catálogos já estabelecidos, numa faixa específica de energia do espectro (entre 25 e 40 keV). Para a sua utilização em situações práticas há necessidade de algumas correções na curva de eficiência, o que não inviabiliza a metodologia e os procedimentos estabelecidos.

De forma geral, os resultados encontrados neste estudo permitem traçar um panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo, contribuindo para o aperfeiçoamento de futuras pesquisas que sejam realizadas na área, ou mesmo, para a implementação de políticas públicas.

Abstract

Patients' dosimetry, associated with the assessment of the performance of the radiological equipment and of the series of procedures employed in the accomplishment of the examinations, plays fundamental role in the radiation protection system of medical exposures. Therefore, a large-scale survey of absorbed doses was carried out in health services localized in the state of São Paulo, including patients submitted to conventional radiological examinations. In this survey a postal dosimetric kit, originally developed, was employed. It allows the evaluation of the entrance surface dose (ESD) to patients with thermoluminescence dosimeters. Also a series visits to a sub-sample of services was carried out, giving rise to the *in-loco* evaluation of the performance of the medical x-ray equipment and of the image system, using procedures and equipments already established in protocols of quality control. The study is completed with the elaboration of a catalogue of x-ray spectra, which provides means to infer the spectra generated by medical x-ray equipments. Measurements of x-ray spectra were carried out with a cadmium zinc telluride detector (CdZnTe), and the stripping procedure was performed taking into account both the contributions of efficiency and x-ray escape fraction, experimentally determined in this work.

The stratified sampling technique furnished important data on the distribution of equipments and the annual frequency of examinations performed in the state of São Paulo. From these results radiological examinations of the chest, skull and sinus, and spine were selected for the evaluation of ESD, as their annual frequencies are the highest observed: 100, 46 and 29 per thousand inhabitants, respectively.

The number of x-ray examinations carried out annually in the cities of the state was employed as the stratification criterion to construct the sample. From a total of 200 health services sampled, 50 agreed to participate of the first stage, and 38 of the second. A total of 83 rooms (or x-ray equipments) and 868 patients was included, and a set of 1415 values of ESD was measured.

Diagnostic reference levels were determined with the outcomes of the distribution of ESD. For adult patients, the reference levels achieved are very similar to others obtained in international surveys. However, as far as pediatric patients are concerned, the situation is very different: the values found in this survey are twice larger than the international recommendations to chest radiography of children. This points out that the practices need to be revised and that specific recommendations to this patient group, following specific surveys, should be provided. Also, a series of high ESD values due to unnecessary localizing radioscopy were detected among our data.

The results of the equipment performance tests and of the evaluation of image quality suggest that it is possible to improve the conditions of the examinations and to reduce doses to patients, without impairment of the diagnostic information.

Some of the experimentally determined x-ray spectra show a discrepancy, when compared to other catalogue spectra, in a particular energy range – 25 to 40 keV. The practical application of them will require some corrections in the efficiency curve, but the established methodology and procedures remain legitimate.

In an extensive approach, the results of this study supply a panorama of medical exposures in conventional radiology in the state of São Paulo, contributing with resources to future research in the field and also to governmental actions.

ÍNDICE

I - INTRODUÇÃO	1
I-1. Considerações Iniciais.....	3
I-2. Objetivos do Estudo.....	7
II - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	9
II-1. Exposições Médicas.....	11
II-1.1. Níveis de Referência.....	11
II-2. Termoluminescência (TL).....	14
II-2.1. Primeiras Observações.....	16
II-2.2. Descrição do Fenômeno	17
II-2.3. Medidas Típicas	21
II-2.4. Modelo TL.....	23
II-2.5. Algumas Aplicações.....	28
II-3. Espectroscopia de Fótons.....	29
II-3.1. Considerações Iniciais.....	29
II-3.2. Histórico.....	30
II-3.3. Processo de Detecção de Fótons.....	31
II-3.4. Desmembramento da Distribuição de Alturas de Pulsos.....	32
II-3.5. Características Gerais dos Detectores.....	33
II-3.6. Detectores de Telureto de Cádmio e Zinco (CdZnTe).....	35
III - MATERIAL E MÉTODOS	37
III-1. Introdução.....	39
III-2. Kit Dosimétrico Postal: Desenvolvimento e Aplicação.....	40
III-3. Amostragem dos Estabelecimentos de Saúde.....	43
III-3.1. Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES).....	43
III-3.2. Exames Radiológicos Convencionais.....	45
III-3.3. Plano de Amostragem.....	48
III-4. Avaliação de Doses em Exames Típicos.....	50
III-4.1. Dosimetria Termoluminescente.....	52
III-5. Verificação <i>in-loco</i> das Condições de Funcionamento dos Equipamentos de Raios X e do Sistema de Imagem.....	57
III-5.1. Avaliação dos Equipamentos de Raios X.....	59
III-5.2. Avaliação do Sistema de Imagem.....	61
III-6. Caracterização da Função Resposta do Detector CdZnTe.....	64

III-7. Medidas de Espectros de Raios X e suas Características.....	68
III-8. Elaboração de um Catálogo de Espectros.....	69
IV- RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
IV-1. Estabelecimentos de Saúde Participantes do Estudo.....	75
IV-2. Informações Coletadas e Analisadas durante o Estudo.....	78
IV-3. Dose de Entrada na Pele (DEP)	83
IV-4. Níveis de Referência.....	93
IV-5. Condições de Funcionamento dos Equipamentos de Raios X.....	97
IV-6. Avaliação do Sistema de Imagem.....	100
IV-7. Curvas de Eficiência e Escape do Detector CdZnTe.....	104
IV-8. Espectros de Raios X.....	107
V- CONCLUSÕES	113
Referências Bibliográficas	119
ANEXOS	127
APÊNDICES	A e B

/ INTRODUÇÃO

I-1. Considerações Iniciais

O sistema de proteção radiológica dos pacientes submetidos a exposições médicas é governado pelos princípios da justificação e da otimização. Nesse sentido, um exame radiológico é justificado se o benefício para a saúde do paciente, proveniente do diagnóstico médico obtido pela imagem, é superior ao detrimento¹ causado pela exposição à radiação. Uma vez justificado, o exame deve ser realizado com equipamentos e técnicas radiológicas que garantam doses ao paciente tão baixas quanto razoavelmente praticáveis (ALARP), consistentes com a necessidade ou o propósito do exame em questão (Wall, 2004).

Partindo desses princípios e, considerando que num primeiro momento todas as exposições médicas trazem um real benefício à saúde do paciente, não são estabelecidos limites de dose para a realização de exames radiológicos, como acontece no caso de exposições ocupacionais e do público. Em seu lugar são utilizados os chamados níveis de referência: *"valores de dose para exames típicos realizados em pacientes representativos - biótipo típico (ou em simulador padrão), com equipamentos amplamente definidos. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais, quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico"* (EC-MED, 1997).

Os Estados Unidos (1988) e o Reino Unido (1992) foram os primeiros países a adotar níveis de referência para exposições em pacientes decorrentes da prática médica (Wall & Shrimpton, 1998). Depois das iniciativas nacionais, recomendações internacionais das sociedades de proteção radiológica começaram a surgir. A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP 60, 1991) sugere a utilização de níveis de investigação para exposições médicas como ponto de partida na identificação de práticas incorretas. Em sua publicação de número 73 (ICRP 73, 1996) a Comissão sugere, dentro do processo de otimização, a utilização dos níveis de referência de diagnóstico para pacientes.

Na Europa, os valores de dose, correspondentes aos níveis de referência, foram publicados em três conjuntos de recomendações: *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* para pacientes adultos (EUR, 1996a) e pediátricos (EUR, 1996b), bem como para pacientes adultos submetidos a exames de tomografia computadorizada (EUR, 1999a). Nessas recomendações, os valores dos níveis de referência correspondem ao valor do 3º quartil da distribuição de doses. Essa distribuição de valores de dose foi obtida em estudos de grande escala, realizados em amostras

¹ Prejuízo à saúde devido aos efeitos estocásticos, para os quais não existe limiar de dose abaixo do qual não haverá risco.

representativas de estabelecimentos de saúde, responsáveis pela realização dos exames, distribuídos em vários países da Europa.

No Brasil, os níveis de referência foram estabelecidos pela Portaria nº453 (01/06/1998) do Ministério da Saúde (SVS, 1998), publicada através da Secretaria de Vigilância Sanitária, que regulamenta as diretrizes básicas de proteção radiológica, mais especificamente, em radiodiagnóstico médico e odontológico. Embora não haja menção na Portaria, os valores apresentados para os níveis de referência são os mesmos da publicação *Safety Series* nº115 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1996). Além dos valores dos níveis de referência, a Portaria nº453 também estabelece e regulamenta os parâmetros e as ações para o controle das exposições médicas, das exposições ocupacionais e das exposições do público, decorrentes das práticas com raios X diagnóstico, bem como, os requisitos para o licenciamento e a fiscalização dos serviços que realizam procedimentos radiológicos médicos e odontológicos.

Ainda em relação ao sistema de proteção radiológica em exposições médicas, mas agora tratando mais especificamente das exposições em radiologia convencional, cabe destacar que o processo de otimização do uso das radiações para fins de diagnóstico demanda uma atuação sobre três diferentes aspectos, fortemente relacionados entre si (NRPB, 1996):

- qualidade diagnóstica da imagem radiológica
- dose de radiação recebida pelo paciente
- escolha da técnica radiográfica

A busca de uma imagem radiológica que seja adequada para os propósitos clínicos de diagnóstico com o mínimo de dose de radiação absorvida pelo paciente é um dos principais objetivos do processo de otimização. Para alcançar o equilíbrio ideal entre dose e qualidade de imagem, portanto a condição ótima, é necessário entender como os diversos parâmetros da técnica radiográfica influenciam a formação da imagem e afetam a dose de radiação (Martin et al., 1999). Além disso, é importante estabelecer e aplicar uma metodologia que permita analisar o comportamento da dose e da qualidade de imagem, considerando os diversos estágios envolvidos na realização de um exame radiológico.

O Quadro I-1 permite verificar alguns dos diversos fatores relacionados aos procedimentos e aos equipamentos que afetam a dose recebida pelos pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais. A diversidade de fatores e efeitos que interferem na dose, e em muitos casos na qualidade da imagem radiológica, demonstra como pode ser complexo o processo de otimização das exposições médicas em radiologia convencional.

Quadro I-1. Fatores^a relacionados aos procedimentos e aos equipamentos que afetam a dose recebida pelos pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais.

Fatores	Efeitos
Relacionados aos Procedimentos	
protocolos médicos de tratamento e diagnóstico estabelecidos	protocolos específicos reduzem a dose <i>per capita</i> pela remoção de exames desnecessários
disponibilidade de radiografias anteriormente realizadas	pode eliminar algumas repetições e então reduzir a dose <i>per capita</i>
número de radiografias por exame	positivamente correlacionado com a dose
programas de garantia de qualidade, incluindo avaliação de taxas de repetição/rejeição e estudos da dose recebida pelos pacientes	pode reduzir a dose <i>per capita</i>
colimação do feixe de raios X	área positivamente correlacionado com a dose
proteção de órgãos sensíveis	pode reduzir a dose
escolha da projeção do exame radiológico	dose depende da projeção
densidade óptica da radiografia	positivamente correlacionado com a dose
relação entre parâmetros de exposição e biótipo do paciente	pode reduzir a dose
Relacionados aos Equipamentos	
tempo e corrente	positivamente correlacionados com a dose
tensão aplicada	aumento da tensão pode reduzir a dose, mas também o contraste da imagem
forma de onda do gerador de alta-tensão	equipamentos trifásicos e de alta frequência reduzem a dose e o contraste
grades anti-espalhamento	aumentam a dose e a qualidade da imagem
atenuação entre o paciente e o receptor de imagem	materiais de baixa atenuação reduzem a dose
combinação écran-filme	écrans mais rápidos reduzem a dose, mas algumas vezes também a qualidade da imagem
processamento do filme	tempo longo de processamento ou químicos e temperatura que aumentam a velocidade de revelação reduzem a dose

^aAdaptado de UNSCEAR, 1993.

A maioria dos fatores relacionados aos equipamentos de raios X que tem efeito nos valores de dose e na qualidade da imagem radiológica (tensão, corrente, tempo, filtração, forma de onda do gerador etc.), acaba por se manifestar no espectro de raios X gerado pelo equipamento médico. Portanto, o conhecimento dos espectros nas mais variadas combinações dos parâmetros técnicos empregados na realização dos exames radiológicos, pode também contribuir para o processo de otimização.

A determinação experimental dos espectros de raios X provenientes de equipamentos médicos, operando em condições semelhantes às utilizadas na realização dos exames radiológicos, apresenta uma enorme dificuldade devido à alta intensidade dos feixes clínicos em conflito com a limitação de contagens dos detectores semicondutores normalmente empregados. Além disso, a variedade de equipamentos

médicos e a diversidade de condições clínicas empregadas na realização dos exames acaba por tornar o processo de determinação dos espectros ainda mais difícil. Outros métodos têm sido empregados na geração dos espectros para contornar esse problema: simulação pelo método de Monte Carlo (Mercier, 1999) e métodos semi-empíricos (Birch & Marshall, 1979; Tucker et al., 1991), embora ainda existam limitações quanto a faixa de energia e a representatividade dos espectros gerados em comparação aos espectros clínicos provenientes dos equipamentos médicos.

Pelo exposto, este estudo pretende contribuir para a implementação de programas de otimização na área de radiologia diagnóstica convencional, seja localmente nos estabelecimentos de saúde, seja nacionalmente, através de políticas públicas. Para tanto, um programa de avaliações de doses (dose de entrada na pele) em pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais foi conduzido em uma amostra representativa de estabelecimentos de saúde localizados no estado de São Paulo, através do desenvolvimento de uma metodologia que levou em consideração a realidade nacional. A partir da distribuição de doses, foram determinados os valores correspondentes aos níveis de referência. Além dos valores de dose, também foram coletadas informações que caracterizam os estabelecimentos de saúde, os exames radiológicos, os pacientes, os equipamentos e os parâmetros técnicos empregados na realização dos exames. Uma avaliação das condições de funcionamento dos equipamentos de raios X e do sistema de imagem também foi realizada. Por fim, este estudo também pretende estabelecer uma metodologia que permita inferir espectros de raios X produzidos em equipamentos médicos, a partir de medidas de rendimento e camada semi-redutora normalmente realizadas em situações práticas, como programas de controle e garantia de qualidade.

I-2. Objetivos do Estudo

- Determinar os valores de dose de entrada na pele (DEP) em pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais realizados em uma amostra representativa de estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo.
- Verificar as condições de funcionamento dos equipamentos radiológicos e do sistema de imagem empregados na realização dos exames.
- Estabelecer os valores de DEP correspondentes aos níveis de referência para pacientes adultos que realizam exames radiológicos convencionais em estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo.
- Estabelecer uma metodologia que permita a elaboração um catálogo de espectros na faixa de energia do radiodiagnóstico e a sua utilização a partir de medidas normalmente realizadas em programas de controle de qualidade.

III FUNDAMENTOS TEÓRICOS

II-1. Exposições Médicas

II-1.1. Níveis de Referência

Como anteriormente dito, os níveis de referência são aplicados a procedimentos de diagnóstico comuns, realizados em grupos de pacientes com características físicas típicas ou em simulador-padrão, não se aplicando a exposições ou pacientes individualmente. Nesse sentido, se esse nível é continuamente excedido, uma revisão dos procedimentos e/ou equipamentos empregados na realização dos exames deve ser realizada e ações corretivas devem ser implementadas. Entretanto, exceder esse nível não significa automaticamente que um exame está sendo realizado de forma inadequada ou, por outro lado, valores de dose abaixo dos níveis de referência podem também não ser indicativo de boas práticas. Em outras palavras, os níveis de referência devem ser estabelecidos considerando a realidade nacional ou regional, e levando em conta os equipamentos e os recursos humanos disponíveis para realização dos exames.

A princípio, os níveis de referência são aplicados a qualquer área da radiologia diagnóstica, entretanto, eles devem ser particularmente empregados em áreas onde há considerável possibilidade de redução de doses individuais ou coletivas, ou onde uma redução nos valores de dose pode significar uma redução expressiva no risco proveniente da exposição a radiação (EUR, 1999b):

- exames freqüentes, incluindo exames de programas de *screening*;
- exames comumente praticados com altos valores de dose, como tomografia computadorizada (TC) e procedimentos que requeiram elevado tempo de fluoroscopia (radiologia intervencionista);
- exames realizados em pacientes com maior sensibilidade aos efeitos da radiação, como pacientes pediátricos.

Uma vez estabelecidos os níveis de referência, os valores de dose recebidos pelos pacientes típicos ou determinados em simulador-padrão, em cada equipamento, de cada uma das salas dos estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, devem ser avaliados periodicamente, de preferência anualmente ou sempre que houver alguma grande mudança ou serviço de manutenção no equipamento. Os valores medidos devem ser comparados aos níveis de referência estabelecidos. No caso de utilização de simulador-padrão, este deve estar disponível em todos estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, já no caso de avaliação das doses diretamente nos pacientes (adulto), devem ser selecionados no mínimo 10 pacientes com biótipos típicos, normalmente com peso médio de 70 ± 5 kg (NRPB,1992; EUR, 1996a). A Portaria nº453

(SVS, 1998) estabelece como adulto típico, pacientes pesando entre 60 e 75 kg e com altura entre 1,60 e 1,75 m.

Os valores de dose correspondentes aos níveis de referência devem ser revisados periodicamente, a fim de que possam ser reduzidos ao longo do tempo com a incorporação de técnicas e procedimentos otimizados. Nesse ponto vale destacar que a avaliação das doses nos pacientes submetidos a exames de diagnóstico é somente um dos aspectos que precisam ser considerados nos programas de controle de qualidade (CQ), ou seja, os programas devem ser mantidos e realizados mesmo que os valores de dose praticados estejam abaixo dos níveis de referência estabelecidos.

O uso prático dos níveis de referência, de modo a permitir comparações entre os diversos estabelecimentos de saúde responsáveis pela realização dos exames radiológicos, requer que eles sejam expressos em grandezas dosimétricas claramente definidas e facilmente medidas ou calculadas a partir dos parâmetros de exposição empregados (técnica radiológica). Nesse sentido, algumas grandezas dosimétricas, já definidas e estabelecidas, têm sido adotadas como níveis de referência, dependendo do tipo de exame radiológico realizado (Faulkner et al., 1999; Wall, 2004):

- dose de entrada na pele (DEP) para radiografias individuais;
- produto dose-área (PDA) para radiografias individuais ou exames completos envolvendo radiografias e/ou fluoroscopia;
- índice de dose para exames de tomografia computadorizada (CDTI);

A dose de entrada na pele (DEP) é definida como a dose absorvida no ar, no ponto coincidente do eixo central do feixe de radiação com a superfície de entrada da pele do paciente, incluindo o fator de retro-espalhamento do mesmo. É usualmente expressa em unidades de mGy (energia por unidade de massa, no Sistema Internacional: J.kg^{-1}) e pode ser medida diretamente, por dosímetros termoluminescentes (TLDs) calibrados fixados na superfície da pele do paciente, ou indiretamente, por câmara de ionização posicionada no ar, no eixo central do feixe de raios X, aplicando-se fatores de correção para a distância foco-pele (DFP) utilizada na realização do exame, e para o retro-espalhamento, conforme a energia efetiva (ou equivalente) do feixe de radiação. O fluoreto de lítio (LiF) e o borato de lítio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) são os materiais termoluminescentes mais utilizados nesse tipo de dosimetria. O número atômico efetivo de ambos (8,14 e 7,4, LiF e $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ respectivamente) demonstra equivalência em relação ao tecido humano ($Z_{\text{ef(tecido)}}=7,42$), dispensando correções em relação à dependência energética na faixa de energia (dezenas de keV) encontrada em raios X diagnóstico. Medidas específicas de rendimento do tubo de raios X em função da tensão aplicada (kV) e carga (mA.s),

normalmente realizadas durante programas de controle de qualidade, são frequentemente utilizadas no cálculo do valor de DEP, a partir dos parâmetros ou técnica (kV, mAs e DFP) empregados individualmente na realização de um exame em um determinado paciente. A DEP é normalmente utilizada em exames convencionais de radiodiagnóstico, onde a técnica (kV, mA.s, distância foco-filme) e as condições de irradiação (local do corpo e tamanho de campo) são mantidas constantes durante a realização do exame.

Em exames radiológicos mais complexos, como fluoroscopia e angiografia, os equipamentos de raios X utilizados possuem ajustes automáticos de técnica (kV e mA.s) e o tamanho de campo e a região do paciente irradiada pelo feixe primário mudam continuamente durante a realização do exame. Nesses casos a grandeza produto dose-área tem sido utilizada com mais frequência. O produto dose-área (PDA) é definido como a dose média absorvida no ar, calculada sobre a área do feixe de radiação em um plano perpendicular ao eixo central, multiplicada pela área do feixe no mesmo plano. É usualmente expressa em unidades de Gy.cm^2 (energia por unidade de massa vezes área, no Sistema Internacional: $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^2$) e apresenta como principal característica ser invariante com a distância entre o paciente e o foco do tubo de raios X. É medida com a utilização de câmaras de ionização de grande área superficial, fixadas diretamente no suporte do diafragma do tubo de raios X. Elas integram a dose absorvida sobre a área total do feixe para qualquer quantidade de radiografias ou exposições fluoroscópicas, fornecendo um único valor para a soma total da radiação absorvida pelo paciente em um exame completo envolvendo radiografias e/ou fluoroscopia. Medidores de PDA devem ser calibrados depois da instalação do equipamento de raios X, uma vez que as condições de espalhamento e a atenuação dos materiais entre o medidor e o paciente (mesa, etc.) precisam ser consideradas (NRPB, 1992).

No caso de exames tomográficos, a principal grandeza utilizada é o *computed tomography dose index* (CTDI). Ela é definida como a medida do perfil de dose integrada ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação, dividida pela espessura nominal do feixe de raios X. Ela é medida com câmaras de ionização tipo "lápiz" com comprimento ativo de 100 mm. Os níveis de referência para tomografia computadorizada são baseados em medidas de CTDI realizadas com simuladores cilíndricos e homogêneos de polimetilmetacrilato, com diâmetros de 16 cm (cabeça) e 32 cm (tronco – corpo) (EUR, 1999).

Ainda em relação às grandezas dosimétricas, vale lembrar que a transferência da energia proveniente de um feixe de fótons para o meio ocorre em dois estágios. A grandeza kerma, definida pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU, 1980) como o quociente da soma de todas as energias cinéticas

iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas pelas partículas ionizantes não carregadas (fótons ou nêutrons) num meio de volume elementar, pela massa desse volume, representa o primeiro estágio (energia transferida). Já a grandeza dose absorvida, definida como o quociente da energia média depositada em um meio de volume especificado, pela massa desse volume (ICRU, 1980), representa o segundo estágio (energia absorvida). Como a energia transferida e a energia absorvida ocorrem em locais diferentes do meio, as grandezas kerma e dose absorvida só são iguais em condições de equilíbrio eletrônico², desprezadas ainda as perdas de energia por produção de bremsstrahlung. A grandeza kerma é fácil de ser calculada, mas difícil de ser medida (Johns & Cunningham, 1983). Quando o meio é o ar ou a água e a faixa de energia dos fótons é da ordem de dezenas de keV (raios X diagnóstico, por exemplo), kerma e dose absorvida são iguais.

II-2. Termoluminescência (TL)

A termoluminescência (TL) consiste na emissão de luz por materiais (isolantes ou semicondutores) aquecidos. Este fenômeno não deve ser confundido com a incandescência, que é a emissão espontânea de luz por substâncias aquecidas. Na termoluminescência, materiais previamente irradiados (que absorveram energia) emitem luz através de um processo termicamente estimulado. Fica claro portanto, que três condições são necessárias para a produção de termoluminescência. Primeira, o material precisa ser um isolante ou um semicondutor – metais não apresentam propriedades luminescentes. Segunda, precisa haver exposição à radiação para que o material receba energia. Terceira e última, a emissão luminescente é disparada pelo aquecimento do material. Uma particular característica dos materiais termoluminescentes é que, uma vez aquecidos até a temperatura que provoca emissão de luz, um reaquecimento só causa nova emissão de luz se o material for irradiado novamente.

O princípio fundamental que governa a termoluminescência é essencialmente o mesmo que governa todos os processos luminescentes, ou seja, a termoluminescência é um dos fenômenos pertencentes à grande família dos fenômenos luminescentes. Os fenômenos de luminescência ocorrem quando a energia de radiação incidente no material é absorvida e emitida na forma de luz de maior comprimento de onda – ultravioleta,

² A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando o número de íons produzidos dentro de um volume de massa dm por partículas carregadas liberadas fora desse volume é igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume.

visível e infravermelho. O comprimento de onda da luz emitida é característico da substância luminescente e não da radiação incidente. Os vários fenômenos de luminescência recebem nomes que dependem da forma utilizada para excitar a emissão. Por esse motivo a luminescência estimulada pelo aquecimento (calor), recebe o nome de termoluminescência. É comum classificar o processo de luminescência em relação ao tempo (τ_c) decorrido entre a absorção de energia da radiação incidente e a emissão de luz pelo material. Se a emissão ocorrer em qualquer instante menor que 10^{-8} s, diz-se tratar-se de fluorescência. Por outro lado, se o intervalo de tempo entre a absorção e a emissão for maior que 10^{-8} s, a emissão é chamada de fosforescência, incluída nela a TL. É claro que para tempos de emissão muito curtos, fica difícil distinguir entre o processo de fluorescência e fosforescência. Do ponto de vista prático, uma maneira clara de distinguir entre fluorescência e fosforescência é observar o efeito da temperatura no decaimento da luminescência. No caso da fosforescência, o tempo entre a absorção de energia e a emissão de luz apresenta forte dependência com a temperatura, enquanto que na fluorescência, ele é constante, ou seja, independe da temperatura.

A temperatura da substância pode, então, ter um papel muito importante no que diz respeito à estabilidade da energia armazenada em decorrência da excitação. Se parte da energia de excitação for armazenada no material, e a emissão de luz acontecer como uma consequência do aumento da temperatura, diz-se tratar-se de termoluminescência (TL). Portanto, a termoluminescência consiste na emissão de luz por um material, quando aquecido, como produto da liberação de certa quantidade de energia previamente absorvida e armazenada. Essa absorção pode ser devido à excitação com radiação ionizante, raios ultravioleta, tensões mecânicas, reações químicas, etc. (Lima, 1991). A emissão termoluminescente pode ser disparada a qualquer instante (tempo) depois de terminada a irradiação. Este tempo pode variar de minutos até anos. Um limite prático de tempo entre a irradiação e a emissão termoluminescente é a idade do sistema solar $4,6 \times 10^9$ de anos (Figura II-1).

Figura II-1. "Árvore da Família" dos fenômenos de luminescência.

Os materiais que mais apresentam TL são os sólidos dielétricos, embora o fenômeno também seja exibido por outros materiais tais como vidro e alguns compostos orgânicos (polietileno e teflon). Os materiais mais amplamente estudados são aqueles que se prestam às aplicações em dosimetria (LiF , CaF_2 , CaSO_4 , $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, MgSiO_4 , BeO) e em Geologia e Arqueologia (quartzo, calcita, fluorita). Muitos desses materiais são preparados em laboratório através de técnicas de crescimento de cristais.

II-2.1. Primeiras Observações

Provavelmente a primeira referência científica sobre a termoluminescência seja o trabalho apresentado por Robert Boyle na Royal Society of London em 1663, no qual descreve a TL como uma luz observada durante o aquecimento de um diamante no escuro. As primeiras interpretações da TL sugeriam que o calor era transformado diretamente em luz. Du Fay em 1738, trabalhando com quartzo, mostrou que a termoluminescência poderia ser reativada pela exposição da amostra à luz e que o calor agia apenas como estímulo para emissão e não como causa. Os primeiros trabalhos de termoluminescência feitos de forma controlada provavelmente foram os realizados por Weidemann e Schmidt em 1895. Eles trabalharam com diversos materiais e induziram a termoluminescência irradiando as amostras com feixe de elétrons. Em 1904, Marie Curie faz referência à termoluminescência do CaF_2 exposto ao rádio, e em 1925 Wick investigou a TL em fluoritas e carbonatos. A temperatura na qual ocorre o máximo de emissão TL foi relacionada com a profundidade de armadilhas de elétrons por Urbach em 1930. Em 1945 foi publicado um trabalho por Randall e Wilkins, no qual os autores formalizaram a teoria da termoluminescência considerando um mecanismo de primeira ordem no qual os elétrons liberados das armadilhas sofriam recombinação, de modo que a taxa de variação do número de elétrons armadilhados era proporcional à intensidade da luz emitida. Em 1953, Daniel e colaboradores publicaram um artigo no qual discutiam as possibilidades de aplicação da termoluminescência, entre elas a datação geológica e a dosimetria de radiação. O trabalho de Lyman em 1935, que utilizava o fósforo³ termoluminescente de CaSO_4 para detectar radiação ultravioleta, foi o primeiro a fazer uso da termoluminescência em dosimetria.

³ Os materiais que exibem termoluminescência são denominados "fósforos TL", embora não haja nenhuma relação com o elemento químico fósforo - P ($Z=15$).

II-2.2. Descrição do Fenômeno

Uma forma bastante conveniente para se iniciar uma descrição teórica da termoluminescência é considerar a estrutura de bandas (faixas) dos níveis de energia dos elétrons.

A solução da equação de Schroedinger para um elétron submetido a um potencial periódico, tal como é o caso do potencial devido aos íons de uma rede cristalina, revela que esse elétron só pode ocupar certas faixas de energia que se encontram separadas por uma faixa proibida (Kitell, 1976). A ocupação das faixas de energia, ou bandas, é descrita pela função de densidade de estados:

$$N(E) = Z(E)f(E) ,$$

onde $f(E)$ é a função de distribuição de Fermi-Dirac dada por:

$$f(E) = \frac{1}{e^{(E-E_f)/kT} + 1}$$

Na primeira equação, $N(E)$ é a densidade de níveis ocupados, $Z(E)$ é a densidade de estados possíveis, e E_f é o nível de Fermi, ou potencial químico. Na temperatura de zero absoluto, todos os níveis abaixo de E_f estão completamente preenchidos, e aqueles acima E_f estão completamente vazios. Nesta temperatura, os elétrons ocupam a faixa de energia mais baixa, chamada banda de valência. Para temperaturas superiores, alguns elétrons podem ser excitados, atravessando a banda proibida e localizando-se numa região de energia mais alta, chamada banda de condução. A probabilidade de isto ocorrer aumenta com a temperatura e depende fortemente da largura da banda proibida. Os materiais nos quais a largura da banda proibida é pequena são chamados semicondutores. Um exemplo é o silício, um sólido com uma estrutura do tipo diamante, mas com uma banda proibida de somente 1 eV de largura. Trata-se de um condutor razoável à temperatura ambiente, embora seja um isolante a baixas temperaturas. Por outro lado, o intervalo de energia entre as bandas permitidas, valência (cheia) e condução (vazia), no diamante, é de cerca de 7 eV. O diamante, portanto, será um isolante mesmo a temperaturas relativamente altas.

Para um isolante ou semicondutor ideais, a população de elétrons na banda proibida, ou seja, com energia entre o maior valor da banda de valência e o menor valor da banda de condução, deve ser zero. Entretanto, quando ocorrem defeitos na rede cristalina ou quando o cristal contém impurezas, há uma quebra da periodicidade da estrutura cristalina, resultando em estados de energia antes proibidos no caso do cristal

perfeito (estados metaestáveis). Os níveis de energia introduzidos na banda proibida podem ser discretos ou formar uma distribuição, dependendo da natureza dos defeitos e das características da rede. Um elétron liberado da banda de valência e que esteja se deslocando através da rede cristalina pode ser atraído pelo potencial coulombiano criado por um desses defeitos a ser armadilhado (capturado). Um raciocínio semelhante pode ser feito a respeito do armadilhamento de buracos (vacâncias de elétrons) (Figura II-2).

A fosforescência em geral ocorre devido à ocupação/desocupação de estados metaestáveis e isso explica o “tempo de vida” do elétron no estado ser dependente da temperatura.

Figura II-2. Representação da estrutura de bandas nos sólidos, mostrando as bandas de condução e valência, separadas pela banda proibida. São também mostrados os níveis de energia permitidos, localizados na banda proibida (metaestáveis).

Uma característica de todo processo de luminescência, incluindo-se a termoluminescência, é a alteração nas populações dos estados eletrônicos em decorrência das transições de um estado de energia para outro. A Figura II-3 apresenta algumas transições possíveis para elétrons e buracos. A transição (a) corresponde a excitação de um elétron de um átomo da rede desde a banda de valência até a banda de condução. Essa transição corresponde a uma ionização e é o resultado da absorção de energia proveniente de uma fonte externa. Para cada elétron livre na banda de condução corresponde um buraco na banda de valência, ou seja, a ionização cria pares elétron-buraco, os quais podem se locomover no cristal até serem capturados por um centro de defeito. O armadilhamento dos elétrons é representado pela transição (b) e o armadilhamento dos buracos pela transição (e). Os elétrons e buracos armadilhados podem ser liberados através de excitação térmica, transições (c) e (f), ficando mais uma vez livres para se moverem através do cristal. Outra opção para os elétrons (ou buracos) livres é recombinar-se com portadores de cargas de sinais opostos, seja diretamente, como no caso da transição (h) ou indiretamente como no caso das transições (d) e (g),

em que há recombinação com um portador previamente armadilhado. A estrutura na qual ocorre a recombinação é chamada centro de recombinação. Pode-se fazer uma distinção entre os centros de recombinação e as armadilhas simples. Nos centros de recombinação o tempo de vida permanece grande durante o aquecimento, enquanto que no caso das armadilhas esse tempo se torna muito pequeno com o aquecimento, provocando a liberação do portador de carga armadilhado.

Figura II-3. Transições eletrônicas mais comuns em isolantes e semicondutores. (a) ionização; (b) e (e) armadilhamento de elétrons e buracos, respectivamente; (c) e (f) liberação de elétrons e buracos; (d) e (g) recombinação indireta; (h) recombinação direta.

Em muitos materiais as transições entre os centros acontecem diretamente sem que os elétrons passem pela banda de condução ou os buracos pela banda de valência. A Figura II-4 apresenta esse tipo de transição. A recombinação direta (i) do tipo descrito na Figura II-4 pode ocorrer nos casos em que os níveis **A** e **B** são de um átomo ou os níveis **A** e **B** não são de um mesmo átomo, mas os defeitos responsáveis pelos níveis estão situados em pontos da rede próximos um do outro (algumas poucas constantes de rede). A transição ocorre por tunelamento. A Figura II-4 mostra mais uma alternativa (j), na qual o elétron inicialmente no nível **C** é excitado para o nível **A** antes de ocorrer a transição (k). Essa excitação, no caso da TL, é produzida pelo aquecimento. Uma consequência do fato de que a transição eletrônica não envolve a passagem pela banda de condução é que ela não provoca nenhuma mudança na condutividade do material.

A recombinação pode liberar energia através da criação de fônons (transição não-radiativa) ou através da emissão de fótons (transição radiativa). A eficiência da luminescência (η) de um “fósforo” pode ser definida em função das probabilidades de transição:

$$\eta = \frac{P_r}{(P_r + P_{nr})}$$

onde P_r é a probabilidade de transição radiativa e P_{nr} é a probabilidade de transição não-radiativa. Essa eficiência pode variar com a temperatura.

Figura II-4. Transições eletrônicas que não envolvem passagem de elétrons pela banda de condução.

Quando uma recombinação resulta diretamente na emissão de luz (transição radiativa) chamamos o centro no qual ocorre essa recombinação de centro de luminescência. É essa emissão de luz, decorrente direta ou indiretamente da recombinação e que acontece durante o aquecimento, que é observada nas medidas TL.

Pode-se portanto ordenar o processo de emissão TL em quatro etapas (Figura II-5):

- (a) geração de cargas livres;
- (b) captura de cargas livres;
- (c) liberação de cargas armadilhadas;
- (d) recombinação e emissão luminosa.

Figura II-5. Ilustração esquemática do processo de termoluminescência destacando as transições que ocorrem durante a irradiação e durante o aquecimento.

II-2.3. Medidas Típicas

Curva de Emissão

Durante as medidas de um processo termicamente estimulado, a amostra é aquecida de uma maneira controlada e certas propriedades físicas são continuamente monitoradas. No caso da termoluminescência, a propriedade física monitorada é a luz emitida. É comum medir-se a intensidade luminosa em função da temperatura ou do tempo de aquecimento. O gráfico da intensidade TL em função da temperatura é chamado curva de emissão TL. A curva de emissão TL do LiF, um dos materiais termoluminescentes mais estudados, é mostrada na Figura II-6.

Figura II-6. Curva de emissão TL do LiF com impurezas de Mg e Ti (McKeever, 1985).

À medida que a temperatura aumenta, aumenta também a probabilidade de escape dos elétrons armadilhados a uma certa profundidade. Durante o aquecimento certa fração dos portadores de cargas, elétrons ou buracos, liberados encontram os centros de luminescência. A intensidade luminosa aumenta até um máximo e em seguida decai devido ao decréscimo da população de portadores armadilhados. A relação entre a intensidade luminosa (I) e o número de portadores de carga (n) armadilhados é mostrada esquematicamente na Figura II-7.

Figura II-7. Relação entre a intensidade luminosa – $I(t)$ e o número de portadores de carga – n armadilhados. Também é mostrado a relação linear entre tempo e temperatura durante o aquecimento (McKeever, 1985).

Se o cristal contiver armadilhas em várias profundidades então esse processo se repetirá. Cada profundidade de armadilha é relacionada com um pico de luz ao qual associamos uma energia de ativação (E). A área sob a curva de emissão está relacionada com a quantidade de portadores inicialmente armadilhados. No caso da Figura II-6, quatro picos TL são mostrados (2-5), indicando que quatro diferentes tipos de armadilhas são ativadas nesta faixa de temperatura, cada qual com sua energia de ativação (E). A área sob cada um dos picos está relacionada com o número de armadilhas preenchidas, que por sua vez está relacionado com a soma de energia inicialmente absorvida pela amostra.

Espectro de Emissão

Outra medida que costuma ser feita é a do espectro de emissão TL para uma dada temperatura, isto é, o gráfico da intensidade TL em função do comprimento de onda. O espectro de emissão é obtido mantendo-se a temperatura da amostra constante em um valor ligeiramente abaixo da temperatura de máximo e realizando-se uma varredura em comprimentos de onda. A curva de emissão limitada a um único comprimento de onda é chamada curva de emissão monocromática. Se for considerado que um certo comprimento de onda está vinculado a um determinado centro de luminescência, então o estudo da curva de emissão monocromática pode fornecer informações sobre esse centro.

Uma medida mais informativa é obtida quando representamos a intensidade termoluminescente simultaneamente como função da temperatura e do comprimento de onda, construindo um gráfico tridimensional como o da Figura II-8.

Figura II-8. Intensidade termoluminescente do LiF em função da temperatura e do comprimento de onda de emissão (McKeever, 1985).

II-2.4. Modelo TL

Embora a maioria das situações experimentais envolva a superposição de dois ou mais picos, é apropriado iniciar o estudo da emissão TL com um único pico para facilitar o entendimento das bases do processo. Assim, não é necessário que a curva de emissão TL apresente um único pico, mas a análise pode ser válida desde que os picos estejam suficientemente separados um do outro devido a serem originariamente separados, ou porque dispõe-se de métodos eficientes para isolar um deles do restante da curva. Em outras palavras, será considerado o caso em que um único tipo de armadilha fornece elétrons que vão se recombinar em um único tipo de centro de buracos, resultando na emissão de luz.

Modelo de Randall-Wilkins

Publicado em 1945, o modelo de Randall-Wilkins propõe-se a representar o comportamento de um pico de luz durante o processo termoluminescente. Esse modelo supõe a existência de armadilhas na banda proibida responsáveis pela captura de elétrons ou buracos. Após a ionização provocada pela irradiação, n elétrons ocupam as armadilhas de elétrons do mesmo modo que n buracos, as armadilhas de buracos. Durante o aquecimento os elétrons são liberados de suas armadilhas. Para que um elétron (ou buraco) seja liberado da armadilha é necessário que seja fornecido ao mesmo uma certa quantidade de energia, chamada energia de ativação (E). Essa energia está relacionada com a profundidade da armadilha. Por hipótese, a probabilidade de recapturar os elétrons pelas próprias armadilhas é desprezível e o tempo de vida na banda de condução é pequeno permitindo aos elétrons encontrarem rapidamente os centros de luminescência provocando a liberação da luz.

Os elétrons nas armadilhas apresentam uma distribuição maxwelliana de energias e, assim, a probabilidade por unidade de tempo de que um elétron escape de uma armadilha de profundidade E , a uma determinada temperatura T , é dada por:

$$p = s.e^{-\frac{E}{kT}} \quad (1)$$

onde k é a constante de Boltzmann e s é o fator de frequência da vibração da rede. É sabido que na maioria dos materiais TL esse fator varia pouco com a temperatura podendo ser considerado constante. O valor de s é da ordem de grandeza da frequência de vibração da rede cristalina, 10^8 a 10^{15} s^{-1} .

A intensidade de luz a uma dada temperatura é diretamente proporcional à taxa com que ocorrem os desarmadilhamentos assim, se n é o número de armadilhas

ocupadas num determinado instante t e temperatura T , então a intensidade luminosa é dada por:

$$I = -C \frac{dn}{dt} \quad (2)$$

onde C é um fator de proporcionalidade que pode ser dimensionado.

Como a razão de esvaziamento é proporcional ao número de elétrons armadilhados, temos:

$$\frac{dn}{dt} = -pn \quad (3)$$

Quando supomos a taxa de aquecimento β constante temos:

$$T = T_0 + \beta t \quad , \text{ sendo:}$$

$$\beta = \frac{dT}{dt} \quad (4)$$

onde:

$$T_0 = T(t = 0)$$

Agora, retornando a equação (3) e substituindo dt por $\frac{dT}{\beta}$ temos:

$$\begin{aligned} \frac{dn}{dT} &= -\frac{pn}{\beta} \\ \frac{dn}{n} &= -\frac{dT}{\beta} \text{se}^{-E/kT} \\ \ln(n)_0^t &= -\int_{T_0}^T \frac{dT}{\beta} \text{se}^{-E/kT} \end{aligned}$$

fazendo $n_0 = n(t = 0)$, temos:

$$\ln \frac{n}{n_0} = -\int_{T_0}^T \frac{dT}{\beta} \text{se}^{-E/kT} \quad (5)$$

$$n = n_0 \exp \left[-\int_{T_0}^T \frac{dT}{\beta} \text{se}^{-E/kT} \right] \quad (6)$$

Retornando a equação (2), temos:

$$I = -C \frac{dn}{dt} = -C(-pn) = Cpn$$

e substituindo p e n pelas expressões (1) e (6) resulta:

$$I(T) = Cn_0s.e^{-E/kT} \exp\left[-\int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/kT'} dT'\right] \quad (7)$$

A constante C pode ser considerada igual a 1 sem perda de generalidade. Verifica-se que a intensidade $I(T)$ varia com a temperatura de forma a alcançar um máximo num valor particular T_m e em seguida decrescer. Podemos obter a seguinte relação quando consideramos o ponto de máxima intensidade fazendo:

$$\left.\frac{dI}{dT}\right|_{T=T_m} = 0$$

que resulta em:

$$\frac{E}{kT_m^2} = \frac{s}{\beta} e^{-E/kT_m} \quad (8)$$

Conforme podemos verificar pela equação (3) a taxa de esvaziamento, nesse modelo, varia com a primeira potência do número de portadores armadilhados, daí é dito tratar-se de um processo que obedece à cinética de primeira ordem.

A Figura II-9 apresenta uma curva de emissão calculada através do modelo de Randall-Wilkins.

Figura II-9. Representação esquemática das curvas de emissão calculadas a partir do modelo de Randall-Wilkins.

No caso particular da cinética de primeira ordem a concentração inicial de portadores n_0 aparece como uma constante multiplicativa não afetando a forma da curva uma vez que todas as intensidades correspondentes a cada temperatura são alteradas na mesma

proporção. Uma consequência desse fato é que a posição da temperatura de máximo não depende da concentração inicial n_0 , mas por outro lado a área total sob a curva é proporcional ao número inicial de elétrons armadilhados. Assim, quando se isola o β na equação (8) temos:

$$\beta = \left(\frac{sk}{E} \right) T_m^2 \exp\left(-\frac{E}{kT}\right)$$

onde o termo $T_m^2 \exp(-E/kT)$ é monotonicamente crescente com T_m , donde se conclui que um aumento na taxa de aquecimento resulta num deslocamento de T_m para valores mais altos.

Para uma dada taxa de aquecimento β , T_m caminha na direção das temperaturas mais altas com o incremento de E e a diminuição de s .

É importante ressaltar que existem outros modelos (Garlick-Gibson-2ª ordem, etc.) para os picos que apresentam cinética de ordem superior, ou mesmo que não obedecem ao conceito de "ordem de cinética" (Yukihara, 2001). Esta descrição se limitou ao modelo para picos de 1ª ordem (modelo mais simples), pois esses picos ocorrem frequentemente nos materiais termoluminescentes.

O comportamento das curvas de emissão TL (modelo de Randall-Wilkins) com a variação dos parâmetros (E , s , β , n_0) é observado Figura II-10:

Figura II-10. Curvas TL, segundo o modelo de primeira ordem (Randall-Wilkins) com $E = 1,2$ eV, $s = 10^{12} \text{ s}^{-1}$ e $\beta = 1^\circ\text{C/s}$ quando fixos. Nas curvas em (a) variou-se a energia de ativação, em (b) variou-se o fator de frequência e em (c) variou-se a taxa de aquecimento. Na curva (d), pode-se observar a variação linear da intensidade TL com n_0 (Yukihara, 2001).

(Continuação Figura II-10)

II-2.5. Algumas Aplicações

Dosimetria

A partir do conhecimento dos processos de emissão TL por volta das décadas de 40 e 50, começaram a surgir várias aplicações do fenômeno de termoluminescência.

Em 1953 Daniels e colaboradores publicaram um artigo (Daniels et al., 1953) no qual discutiam as possibilidades de aplicação da termoluminescência, entre elas à dosimetria de radiação. Eles observaram que alguns materiais apresentavam uma intensidade TL proporcional à dose absorvida de radiação. Nesse mesmo ano surgiu a primeira aplicação prática da dosimetria termoluminescente, quando o cristal de LiF foi utilizado para medir as doses de radiação provenientes dos testes da bomba atômica.

Dentre as diversas aplicações práticas da dosimetria de radiação, destacam-se a dosimetria pessoal (monitoração de trabalhadores com radiação), a dosimetria ambiental (monitoração das doses provenientes de elementos radioativos naturais/artificiais) e a dosimetria médica (monitoração de pacientes submetidos a diagnóstico/tratamento com radiação ionizante).

Algumas propriedades dos materiais termoluminescentes utilizados na dosimetria de radiação precisam ser muito bem conhecidas: linearidade, faixa de resposta à dose, resposta com a energia da radiação, reprodutibilidade, estabilidade, efeitos ambientais na sensibilidade dos dosímetros e outras. Dentre os materiais mais utilizados, destacam-se o LiF, CaSO₄, CaF₂, BeO, Li₂B₄O₇ e o Al₂O₃.

Datação

Esta aplicação da termoluminescência também foi sugerida por Daniels e colaboradores (Daniels et al., 1953). Eles sugeriam que a termoluminescência natural proveniente de rochas está diretamente relacionada com a presença, nestes materiais, de elementos radioativos como urânio, tório e potássio. Esta radioatividade resulta no acúmulo da chamada dose "geológica". De uma forma simples, se a taxa de irradiação proveniente dos elementos radioativos é conhecida, a determinação da idade de uma amostra usando termoluminescência é dada pela relação:

$$\text{idade} = \frac{\text{TL natural}}{(\text{TL por unidade de dose}) \times (\text{taxa de dose})}$$

Onde a TL natural é a termoluminescência acumulada pela amostra durante seu "tempo-de-vida" e a TL por unidade de dose é a sensibilidade da amostra em emitir luz TL proveniente da dose absorvida de radiação. A idade determinada refere-se ao tempo decorrido de irradiação depois do último aquecimento da amostra. No caso de cerâmicas

(potes de barro) encontradas em sítios arqueológicos, o aquecimento das peças a altas temperaturas durante seu processo de fabricação faz com que a TL seja “zerada”, ou seja, a cerâmica acumulará uma dose absorvida que é proporcional a sua “idade arqueológica” (tempo decorrido desde a sua fabricação). O mesmo raciocínio pode ser aplicado a formações geológicas, isto é, à lava. Além dessas aplicações, a datação também pode ser aplicada na determinação da idade de depósitos sedimentares (sedimentos oceânicos, estalagmites), onde a formação inicial não envolve altas temperaturas.

Defeitos em Sólidos

A presença de defeitos extrínsecos (impurezas) e intrínsecos (Frenkel e Schottky) nos materiais afeta diretamente a sua emissão termoluminescente. Por esse motivo a termoluminescência também tem sido utilizada no estudo de defeitos em cristais.

As informações obtidas com a termoluminescência, por si só, podem não ser suficientes para caracterizar totalmente a estrutura dos defeitos presentes no material. Normalmente são necessárias técnicas alternativas como absorção óptica (AO), ressonância paramagnética eletrônica (EPR), condutividade iônica, fotocondutividade, etc., para complementar as informações obtidas com a TL (Yukihara, 2001). Nesse sentido, a interpretação física e a correlação das informações obtidas com as diversas técnicas não é fácil e direta.

Os haletos alcalinos, em particular, possuem grande parte dos seus processos termoluminescentes bem caracterizados. Isso tem facilitado sua utilização em aplicações comerciais (dosimetria pessoal).

II-3. Espectroscopia de Fótons

II-3.1. Considerações Gerais

As características básicas de um espectro eletromagnético podem ser representadas pela Figura II-11. Se a intensidade da radiação emitida por uma determinada fonte for graficada em função do seu comprimento de onda, frequência ou energia, o gráfico pode ter uma estrutura contínua (Figura II-11.a), uma linha ou estrutura discreta (Figura II-11.b) ou uma combinação dessas duas (Figura II-11.c).

Cada linha discreta origina-se da transição entre dois estados com energia bem definida (estados discretos), descritos pela teoria quântica. Já a origem do espectro contínuo, pode ser um grande número de transições entre estados de energia discreta.

Outro efeito que pode levar ao espectro contínuo é a desaceleração sofrida por elétrons incidentes num material, chamada de radiação de freamento (*bremsstrahlung*). Em espectros como os da Figura II-11, vários parâmetros podem ser de interesse:

- valores de abscissa, representando a energia do fóton;
- largura das linhas discretas;
- amplitudes dessas linhas;
- distribuição de amplitudes no espectro contínuo.

Figura II-11. Exemplos típicos de espectros eletromagnéticos. (a) espectro contínuo; (b) espectro discreto; (c) combinação de componentes discretas e contínuas.

Algumas distorções, devido às características do sistema de detecção (resolução, eficiência, etc.) e ao produto da interação da radiação com o detector, podem resultar em diferenças entre o espectro “verdadeiro” e o espectro medido. A espectroscopia consiste em interpretar corretamente o espectro observado, para permitir a extração de informações a respeito das características do espectro originalmente emitido pela fonte de radiação.

II-3.2. Histórico

O processo de detecção da radiação teve início com a utilização de placas fotográficas por volta de 1896, logo após a descoberta dos raios X por Roentgen. Em seguida (1908), vieram os contadores proporcionais, que permitiram medidas mais quantitativas, além da determinação instantânea da presença de radiação. Mas o grande avanço veio com os detectores de cintilação de NaI (1948), que possibilitaram obter não somente a quantidade de eventos, mas também o espectro de fótons para uma larga faixa de energia. Finalmente, por volta de 1960, surgiram os modernos detectores semicondutores. Estes detectores apresentaram uma resolução muito melhor do que as dos detectores de NaI (um fator em torno de 10 vezes). Desde o sucesso inicial do detector semicondutor de germânio (Ge(Li) - 1962), diferentes materiais semicondutores têm sido pesquisados. Outro detector semicondutor, desenvolvido paralelamente ao Ge, foi o Si(Li), aplicado na medida de espectros de fótons de baixa energia. A maior desvantagem dos detectores semicondutores, como Ge(Li), é a necessidade de mantê-los

e operá-los a baixas temperaturas, normalmente de nitrogênio líquido. Com o advento do Ge hiper-puro (1972), o resfriamento só passou a ser necessário durante a operação do detector.

O sucesso dos detectores de silício e germânio levou ao desenvolvimento de detectores similares (1980), mas com materiais de número atômico maior. Dentro desse tipo de detector semicondutor enquadram-se o GaAs, CdTe e o HgI₂, que possuem como maior vantagem o fato de operarem à temperatura ambiente.

II-3.3. Processo de Detecção de Fótons

O resultado direto de uma medida espectroscópica é uma distribuição de alturas de pulsos, e não um espectro (distribuição de energias) de fótons. Para que a distribuição inicial seja obtida e convertida em espectro de fótons são necessários alguns processos. Esses processos envolvem desde conversão da energia do fóton incidente num pulso elétrico e seu registro, utilizando para isso uma eletrônica associada ao detector, até a medida de um espectro de fonte conhecida (calibração).

O fóton de radiação interage com o detector transferindo toda ou parte de sua energia para o cristal semicondutor (detector) através dos processos conhecidos de interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares, entre outros (Evans, 1955). A absorção da energia do fóton leva à formação de pares elétron/buraco (portadores de carga) no cristal. O número de pares elétron/buraco gerados em cada interação é definido pelo valor da energia transferida do fóton dividido pelo valor médio da energia necessária para formação de um par elétron/buraco. Aplicando-se um campo elétrico no cristal é possível coletar as várias cargas geradas em cada interação. O sinal elétrico correspondente passa por um pré-amplificador que produz um pulso (tensão x tempo), cuja amplitude é proporcional ao valor da carga integrada, ou seja, para cada interação é gerado um pulso. Em seguida, um amplificador conforma esse pulso para melhorar sua relação sinal/ruído, além, é claro, de amplificá-lo. Na etapa seguinte, um multicanal analisa os pulsos que chegam na sua entrada, classificando-os segundo sua amplitude e integrando o número de pulsos correspondente a cada amplitude. A cada canal corresponde uma faixa de amplitudes de pulsos, de forma que todos aqueles cujas amplitudes se situem dentro desta faixa serão contados nesse canal. Ou seja, a cada pulso incidente com amplitude naquela faixa de amplitudes é adicionado um valor unitário ao canal correspondente. Normalmente as informações do multicanal são enviadas a um microcomputador com *software* capaz de graficar a quantidade de pulsos (número de eventos) em função de cada amplitude (canal), constituindo assim, a distribuição de alturas de pulsos.

Para “transformar” a distribuição de alturas de pulsos em um espectro de fótons é necessário realizar um procedimento de calibração, ou seja, obter a correspondência entre algumas alturas de pulso e energias conhecidas de fótons. Nesse procedimento o ganho do sistema de detecção (definido pela tensão aplicada ao semicondutor e pelas amplificações do pré e amplificador) não deve ser alterado em relação à distribuição de alturas inicial. Também é importante que a fonte de calibração (fótons de energia conhecida) tenha energia dentro da faixa de interesse do estudo e tenha sido calibrada por laboratório certificado. Em alguns casos, dependendo da precisão que se deseja, a própria distribuição inicial de alturas de pulsos já possui valores conhecidos de energia (como por exemplo linhas K de espectros de raios X de alvos de material conhecido), permitindo assim a calibração e obtenção do espectro em energia de fótons.

II-3.4. Desmembramento da Distribuição de Alturas de Pulsos (*Stripping Procedure*)

Alguns efeitos espúrios fazem com que o fóton incidente seja detectado com energia incorreta, ou seja, a distribuição de alturas de pulsos necessita ser corrigida. Normalmente a técnica utilizada com esse propósito é denominada “desmembramento da distribuição de alturas de pulsos” (*stripping procedure*) (Becker, 1997). Essa técnica consiste basicamente em ir retirando desta distribuição, partindo da energia mais alta para a mais baixa, as contagens nas quais não há absorção total da energia do fóton incidente no detector. Os seguintes efeitos devem ser considerados nesse processo (Di Castro et al., 1984):

- a) Escape dos raios X provenientes das transições entre camadas atômicas (escape-K): como consequência deste fato, para uma certa fração das interações, o detector detecta uma energia $E_0 - E_k$ (E_0 = energia incidente, E_k = energia dos fótons K_α). Esse efeito é consequência da interação fotoelétrica.
- b) Fótons provenientes do espalhamento Compton: esses fótons escapam do detector e somente o elétron Compton é detectado, gerando uma distribuição contínua abaixo da energia da borda Compton ($E_{BC}(\text{keV}) = 2E_0^2 / (2E_0 + 511)$).
- c) Escape de fotoelétrons (elétrons gerados pelo efeito fotoelétrico) e elétrons Compton: os fotoelétrons e os elétrons Compton podem escapar do volume ativo do detector com energia cinética ainda apreciável. Estes efeitos ocorrem, obviamente, em menor grau do que os dois últimos e se referem principalmente às interações que ocorrem próximo às superfícies do detector, sendo por isso fortemente dependentes do volume de detecção.
- d) Contagens de fundo produzidas pela coleção incompleta de cargas.

É importante ressaltar que alguns dos efeitos acima descritos podem ser desprezados dependendo da faixa de energia dos fótons incidentes e do número atômico do detector, como por exemplo o espalhamento Compton na faixa de raios X diagnóstico (algumas dezenas de keV), em detectores de alto Z.

Normalmente, o efeito causado pela eficiência do detector também é incluído no *stripping*, embora esse fato não gere incorreções no valor de energia (amplitude do pulso), mas sim no número de contagens (quantidade de pulsos detectados).

Os parâmetros utilizados no cálculo das probabilidades de ocorrência dos efeitos acima, dentro do processo de *stripping*, são normalmente derivados de um processamento matemático baseado em dados obtidos com técnicas de Monte Carlo (Seelentag & Panzer, 1979; Di Castro et al., 1984; Pani et al., 1987; Becker, 1997; Miyajima et al., 2002; Miyajima, 2003).

II-3.5. Características Gerais dos Detectores

A resolução e a eficiência são as duas principais características dos detectores de radiação, mais especificamente, dos semicondutores.

A definição formal da resolução de um detector pode ser ilustrada pela Figura II-12. Nela pode-se observar que a largura à meia-altura (*full width at half maximum* – FWHM) é definida como a largura da distribuição na metade da altura do pico originado pela completa absorção da energia do fóton incidente no detector (fotopico). Esta definição assume que qualquer fundo ou distribuição contínua sobre os quais o fotopico pode estar sobreposto são desprezíveis ou foram descontados. A resolução de um detector é definida como a FWHM dividida pela localização da centróide do pico (C_0), expressa portanto, como uma porcentagem (%). Alguns autores costumam definir a resolução como sendo simplesmente a FWHM determinada para um fotopico de uma dada energia.

Figura II-12. Definição de resolução percentual de um detector ($FWHM \div C_0 \times 100$).

Vários fatores, além da energia dos fótons, podem influenciar a largura dos fotopicos (FWHM) de um detector (Debertin & Helmer, 1988):

- flutuações estatísticas no processo de coleção de cargas
- características particulares de cada detector, no que diz respeito à coleção incompleta de cargas
- ruído eletrônico

O primeiro desses fatores (flutuações estatísticas) é uma característica inerente do material que constitui o detector, no caso, o cristal semicondutor. Como a incerteza associada à criação de pares elétron/buraco não pode ser completamente descrita pela estatística de Poisson, uma constante multiplicativa (fator de Fano - F), determinada experimentalmente para cada detector, é incluída na expressão da largura do fotopico. Portanto, uma boa resolução do detector depende diretamente do valor de F , que normalmente é muito menor que 1.

Outro fator que afeta a resolução, e portanto a largura dos picos, é a coleção incompleta de cargas. A captura de portadores de cargas (elétrons e/ou buracos) por armadilhas localizadas na banda proibida é o principal fator responsável por esse efeito. Dependendo da energia da armadilha, da temperatura do cristal e do campo elétrico aplicado, algumas cargas acabam escapando das armadilhas depois de um determinado tempo. Portanto o armadilhamento de cargas contribui, tanto para o alargamento dos fotopicos, como para uma taxa mais lenta de coleção de cargas. Este último efeito produz uma assimetria no fotopico, fazendo com que o lado de menor energia tenha uma "cauda" (*tailing*).

O último fator que altera a resolução dos detectores é o ruído eletrônico. Essa contribuição depende da corrente de fuga do detector e de sua capacitância. Diferentemente dos outros dois fatores (flutuações estatísticas e perda de cargas no processo de coleção), este não depende da energia do fóton incidente no detector.

A eficiência absoluta de um detector de radiação é normalmente definida como a razão entre a taxa de contagens do fotopico (ou taxa de contagens total), registrada pelo detector, e a taxa de fótons com uma dada energia, emitida pela fonte de radiação. Se ao invés de considerar o número de fótons emitidos pela fonte, for considerado o número de fótons que alcança a superfície do detector, tem-se a chamada eficiência intrínseca. Portanto, fica claro que ambas definições de eficiência se relacionam pelo ângulo sólido com que o detector "avista" a fonte. Normalmente a eficiência intrínseca é a grandeza tabulada, uma vez, que não inclui a dependência geométrica, difícil de ser determinada (Knoll, 1989). A eficiência intrínseca depende da forma, do tamanho e do material do detector, no caso o cristal semicondutor, e da energia do fóton incidente.

II-3.6. Detectores de Telureto de Cádmio e Zinco – (CdZnTe)

Os detectores de Telureto de Cádmio (CdTe) pertencem à "família" dos novos cristais semicondutores utilizados na espectroscopia de fótons (GaAs, HgI₂). Esses detectores são constituídos por elementos de alto número atômico (Cd=48 e Te=52), quando comparados aos detectores de Germânio (Ge=32) e Silício (Si=14), possibilitando uma boa eficiência de detecção para energias de dezenas de keV com cristais relativamente pequenos (alguns milímetros). Vários estudos têm sido realizados procurando caracterizar suas propriedades (Di Castro et al., 1984; Nuclear Instruments and Methods A322, 1992; Eisen, 1996; Becker, 1997; entre outros). Como esses detectores não necessitam de nitrogênio líquido para operar, o volume do aparato experimental possibilita que medidas fora do ambiente de laboratório possam ser realizadas. Por outro lado, a coleção incompleta de cargas ainda é um dos maiores problemas a ser resolvido nesse tipo de detector.

Com o advento de novas técnicas de crescimento de cristais e de processamento dos sinais gerados, a resolução destes detectores tem-se aproximado bastante da dos detectores de Germânio. Para o pico de 122keV do ⁵⁷Co, FWHM de 1,3keV (Becker, 1997) e 0,9keV (Debertin & Helmer, 1988) são obtidas para CdZnTe e Ge, respectivamente. Fazem parte dessas melhorias, o resfriamento por efeito Peltier (Khusainov, 1992), o discriminador do tempo de subida dos pulsos (DTS) (Richter & Siffert, 1992) e a incorporação de processos eletrônicos para redução da corrente de fuga e do ruído (Redus et al., 1994).

No processo de resfriamento do detector são utilizados refrigeradores termoelétricos miniaturizados (células Peltier), que permitem que o cristal alcance temperaturas de -10°C até -40°C (Khusainov, 1992).

Nos circuitos discriminadores, os pulsos que possuem o tempo de subida superior a um determinado valor são rejeitados, pois, provavelmente, parte das cargas geradas pela interação correspondente foi retida pelas armadilhas presentes no cristal. Embora esse processo permita a compensação (correção) da coleta incompleta de cargas, ele leva a um prejuízo da eficiência do detector.

III MATERIAL E MÉTODOS

III-1. Introdução

A metodologia empregada neste estudo foi dividida em dois grandes temas para facilitar o seu entendimento, a saber: avaliação de doses em pacientes e determinação de espectros de raios X.

No primeiro tema, estão agrupadas todas as etapas do estudo relacionadas à determinação da grandeza dose de entrada na pele (DEP) em pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais realizados em estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo. Esse tema caracteriza-se pelo emprego da técnica de dosimetria termoluminescente e foi estruturado em quatro etapas:

- desenvolvimento de um kit dosimétrico postal;
- amostragem de estabelecimentos de saúde;
- avaliação de doses em exames radiológicos típicos;
- verificação *in-loco* das condições de funcionamento dos equipamentos de raios X e do sistema de imagem.

O desenvolvimento do kit dosimétrico incluiu, além do projeto e da montagem em laboratório de um protótipo, a sua aplicação em campo, através da realização de um estudo piloto em hospital de grande porte. A integridade do kit no envio/devolução via serviço de correio e a praticidade de sua utilização em condições reais foram avaliadas nesta etapa.

Na etapa seguinte, a partir de um banco de dados fornecido pelo Centro de Vigilância Sanitária (CVS-SP), foram sorteados os estabelecimentos de saúde convidados a participar do estudo. Técnicas de amostragem foram empregadas, permitindo que uma amostra mais representativa de estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo tivesse a chance de participar do estudo.

Aos estabelecimentos que aceitaram participar do estudo, foi enviado, via correio, um primeiro kit dosimétrico para avaliação das doses absorvidas pelos pacientes submetidos a exames de tórax. Após devolução desse material e processamento das informações fornecidas, um novo kit foi enviado, agora para avaliação das doses em pacientes submetidos a exames de crânio, seios da face e coluna. Uma quantidade significativa de valores de dose e informações acerca das condições de realização dos exames foi analisada nesta etapa do estudo.

Na última etapa, dentro do tema de avaliação de doses em pacientes, uma sub-amostra de estabelecimentos de saúde participantes das etapas anteriores foi sorteada para avaliações *in-loco*. Nessa etapa foram realizados alguns testes já estabelecidos em

protocolos de controle de qualidade de equipamentos de raios X e também foram avaliados alguns parâmetros do sistema de processamento da imagem.

No segundo tema, relacionado à determinação de espectros de raios X, estão agrupadas todas as medidas realizadas em laboratório, sob condições controladas, para elaboração de um catálogo de espectros de raios X na faixa de energia do radiodiagnóstico (dezenas de keV). Esse tema caracteriza-se pelo emprego da técnica de espectroscopia de fótons e foi estruturado em três etapas:

- caracterização da função resposta do detector CdZnTe;
- medidas de espectros de raios X e suas características;
- elaboração de um catálogo de espectros;

Na caracterização do detector CZT (telureto de cádmio e zinco) foram determinadas experimentalmente as curvas de eficiência, resolução e percentual de escape. A partir desses resultados, foi determinada a matriz da função resposta do detector, utilizada no processo de desmembramento dos espectros medidos na etapa seguinte.

Os espectros de raios X foram gerados variando-se a tensão do equipamento de 40 a 120 kV e a filtração do feixe de 0,5 a 4,0 mm de alumínio, perfazendo 119 espectros. Para cada uma dessas configurações também foram medidos e calculados, a partir do espectro, os valores de camada semi-redutora e rendimento.

Na última etapa, é aplicada a técnica de desmembramento de espectros que permite elaborar o catálogo propriamente dito. A utilização prática desse catálogo em aplicações na área de radiodiagnóstico se faz pela determinação das variáveis que caracterizam os espectros, variáveis essas normalmente avaliadas em programas de controle de qualidade.

III-2. Kit Dosimétrico Postal: desenvolvimento e aplicação

A concepção inicial do kit dosimétrico foi baseada no protocolo internacional estabelecido pelo *National Radiological Protection Board* (NRPB, 1992), produto da experiência adquirida com estudos semelhantes a este conduzidos no Reino Unido. Este protocolo também serviu de base para estudos de avaliação de doses em grande escala na área médica conduzidos em outros países da Europa (EUR, 1996a). Adaptações foram realizadas considerando a realidade nacional, no que diz respeito à disponibilidade de material e recursos financeiros, pessoal e instituições envolvidas, e abrangência do estudo.

O desenvolvimento e a aplicação do kit foram divididos em duas etapas: na primeira, um protótipo foi utilizado por nós mesmos com medidas *in-loco* em hospital durante situações práticas de realização dos exames radiológicos, permitindo identificar eventuais falhas na sua concepção. Numa segunda etapa, o kit, com as devidas correções realizadas, foi enviado por correio ao hospital para ser utilizado pelo técnico radiologista do local.

Esse estudo piloto foi realizado no Hospital Universitário da USP e foi condicionado à aprovação de um Protocolo de Pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) dessa Instituição. A solicitação do Protocolo partiu do Núcleo de Ensino e Pesquisa do hospital, atendendo a uma exigência do Conselho Nacional de Saúde (Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP), no que diz respeito a pesquisas envolvendo seres humanos. A autorização do CEP encontra-se no Anexo 1.

No desenvolvimento do kit dosimétrico foram considerados vários fatores: praticidade na utilização/manuseio do kit por parte do técnico radiologista local, avaliação de doses em um número considerável de pacientes, coleta de informações confiáveis da instituição, do paciente e do exame a ser realizado e garantia da integridade do kit na via postal.

O kit dosimétrico desenvolvido (Figura III-1) é composto por um conjunto de 20 monitores de radiação (LiF:Mg,Ti) acompanhado de um manual de instruções, fichas de controle de exames, cadastro da Instituição e carta de informação ao paciente ou responsável legal (Anexo 2).

Figura III-1. Foto do kit dosimétrico enviado ao hospital via correio.

O conjunto de monitores é suficiente para avaliar a dose em, por exemplo, 10 pacientes submetidos a um tipo de exame com duas projeções (ou incidências), ou seja, a cada

incidência de radiação no paciente um novo monitor é utilizado. Cada monitor possui um código numérico impresso que permite identificar a Instituição e o lote a que pertencem os monitores. Além desse conjunto, também acompanha o kit mais 1 monitor que não é utilizado na avaliação das doses nos exames. Esse monitor permanece sempre junto com todo o conjunto para ser utilizado na avaliação da dose correspondente à radiação de fundo, subtraída posteriormente das doses dos demais monitores do conjunto. Cada monitor, devidamente empacotado para facilitar o manuseio e fixação na pele do paciente, contém 1 par de dosímetros termoluminescentes (2 TLDs).

O manual de instruções que acompanha o kit foi planejado para ser lido e interpretado pela pessoa (técnico radiologista/médico) responsável pelo serviço, que depois transmitirá as informações mais relevantes aos técnicos que realizarão os exames. Essa pessoa terá uma visão geral de todo trabalho, facilitando o entendimento do manual que contém as instruções detalhadas. Esse procedimento foi empregado, pois as informações do manual vão além daquelas que o técnico efetivamente necessita para aplicar o kit de forma satisfatória.

Para cada paciente existe uma ficha de controle dos exames onde são anotadas informações de identificação gerais, do paciente, do exame e da radiografia a ser realizada. Também foi reservado um campo para anotações que o técnico julgar necessárias (motivo de repetição, falha de procedimento etc.).

Finalmente, também acompanha o kit um ficha de cadastro da Instituição e a carta de informação ao paciente ou responsável legal. Além dos dados gerais de identificação da Instituição, a ficha de cadastro também coleta informações dos equipamentos de raios X, do sistema de imagem e do sistema de proteção radiológica. Uma estimativa dos exames mensalmente realizados também é solicitada.

Uma carta de encaminhamento enviada juntamente com o kit ressalta a importância da veracidade das informações fornecidas, destacando que somente devem ser preenchidos os campos onde a informação seja conhecida e/ou esteja disponível.

Após utilização do kit dosimétrico, a Instituição remetia todo material via correio, através de um envelope SEDEX, endereçado e com porte pago, que acompanhava o kit. Essa medida permitiu que a Instituição não tivesse custos financeiros adivindos da participação no estudo e diminuía a chance de extravio do material na via postal.

III-3. Amostragem dos Estabelecimentos de Saúde

As informações necessárias para a definição dos critérios ou variáveis que seriam adotados na escolha de uma amostra de estabelecimentos de saúde foram compiladas nesta etapa do estudo. Tal afirmação implica num levantamento por amostragem, ou seja, a obtenção de informações a respeito de "valores populacionais" desconhecidos, por meio da observação de apenas uma parte (amostra) do seu universo de estudo (população) (Silva, 2001). Decisões relacionadas com as características da "população" devem se basear em informações extraídas de amostras, com a teoria da probabilidade fornecendo o elo entre ambas mediante a definição da probabilidade de que os resultados amostrais espelhem os "parâmetros populacionais" (TCU, 2002). Nesse sentido, o uso de técnicas de amostragem se faz necessário para permitir uma estimativa representativa dos valores de dose recebidos pelos pacientes submetidos a exames radiológicos realizados no Estado. Um breve resumo dos conceitos básicos de técnicas de amostragem (Cochran, 1977) encontra-se no Apêndice A.

No ano de 2002, foi realizado um levantamento da quantidade e dos tipos de equipamentos de diagnóstico por imagem em estabelecimentos de saúde localizados no estado de São Paulo, através da consulta ao Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES). Também a quantidade e os tipos de exames radiológicos realizados anualmente nos municípios do estado de São Paulo foram compilados empregando-se o Sistema de Informações Ambulatoriais do Sistema Único de Saúde (SIA/SUS). Essas informações permitiram que os critérios utilizados na definição do tipo e do tamanho da amostra fossem estabelecidos.

Uma análise mais detalhada de todas essas informações, referente ao ano de 2004, pode ser observada no artigo aceito para publicação na revista Radiologia Brasileira (Anexo 3).

III-3.1. Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES)

Em 2000, o Ministério da Saúde através da Secretaria de Assistência à Saúde (SAS/MS) instituiu o processo de cadastramento de estabelecimentos de saúde em todo território nacional, abrangendo a totalidade dos hospitais existentes no país, assim como a totalidade dos serviços ambulatoriais vinculados ou não ao SUS. O cadastro compreende o conhecimento dos estabelecimentos de saúde nos aspectos de área física, recursos humanos, equipamentos, dentre esses, os equipamentos de diagnóstico por imagem, e serviços ambulatoriais e hospitalares. Cabe ressaltar que estabelecimento de saúde é a

denominação dada a qualquer local destinado à prestação de assistência à saúde à população, que demande o acesso de pacientes, em regime de internação ou não, qualquer que seja seu porte ou nível de complexidade, portanto, incluindo desde um hospital de grande porte até um consultório médico isolado.

No Estado de São Paulo, o Centro de Vigilância Sanitária (CVS-SP) foi responsável pela coordenação do processo de cadastramento/cadastramento dos estabelecimentos de saúde. Embora na época o CNES ainda não estivesse concluído nacionalmente, obtivemos, junto ao CVS-SP, uma versão final dos dados do Estado encaminhados à Secretaria de Assistência à Saúde (SAS/MS). Uma das características importantes desse processo de cadastramento foi a verificação “*in-loco*” dos estabelecimentos.

No total foram cadastrados 8.503 estabelecimentos de saúde no Estado. Entre as várias informações constantes nas tabelas que compõem esse imenso banco de dados, está a caracterização dos equipamentos, e dentre esses, os equipamentos de diagnóstico por imagem. A Tabela III-1 apresenta o número de equipamentos de diagnóstico por imagem, segundo o tipo, condição de funcionamento e quantidade por 1.000.000 de habitantes residentes no Estado em 2002. Esses dados são relativos ao item 10.1 (Equipamentos de Diagnóstico por Imagem) da ficha de cadastro de estabelecimentos de saúde (FCES). Para facilitar a análise dos resultados, alguns equipamentos foram agrupados por categorias, a saber: mamógrafo - mamógrafos com comando simples e mamógrafos com estereotaxia; raios X médico - raios X até 100mA, raios X de 100 a 500mA e raios X com mais de 500mA; outros raios X médico - raios X com fluoroscopia, raios X para densitometria óssea e raios X para hemodinâmica; ultra-som - ultra-som doppler colorido, ultra-som ecógrafo e ultra-som convencional.

Tabela III-1. Número total de equipamentos de diagnóstico por imagem do estado de São Paulo, existentes (QTDE_EXIST), em uso (QTDE_USO) e em uso por 1.000.000 de habitantes. Na última coluna, percentual (%) dos equipamentos existentes que está efetivamente em uso.

Tipo de Equipamento	QTDE_EXIST	QTDE_USO	QTDE_USO (por 1.000.000 hab.)	(%)
Gama Câmara	99	89	2,3	89,9
Mamógrafo	463	431	22,1	93,1
Raios X Médico	3.339	3.099	81,2	92,8
Outros Raios X Médico (fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica)	720	681	17,8	94,6
Raios X Dentário	1.396	1.294	33,9	92,7
Tomógrafo Computadorizado	361	342	9,0	94,7
Ressonância Magnética	80	78	2,0	97,5
Ultra-som	1.410	1.352	35,4	95,9
TOTAL	7.868	7.366	192,9	93,6

Aproximadamente 6 % dos equipamentos não estão em uso e, no caso de gama câmaras, esse valor chega a 10 %. Os raios X dentários se referem, na sua totalidade, a equipamentos localizados em estabelecimentos conveniados ao SUS, ou seja, não estão incluídos consultórios particulares. O número de equipamentos de raios X dentário apresentado pode indicar que os dados coletados no Estado estão subestimados, uma vez que grande parte dos estabelecimentos de saúde com esse tipo de equipamento tem caráter privado e é de pequeno porte.

Do total de estabelecimentos de saúde, 1.440 (16,9%) possuem algum tipo de equipamento de raios X médico (exclusive raios X médico para fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica). Esse sub-conjunto foi utilizado no processo de sorteio da amostra de estabelecimentos participantes do estudo.

A Tabela III-2 apresenta o número de estabelecimentos de saúde e equipamentos de raios X médico (em uso), segundo a esfera administrativa.

Tabela III-2. Número de estabelecimentos de saúde e equipamentos de raios X médico (em uso), segundo a esfera administrativa. Na última coluna número médio de equipamentos por estabelecimento.

Esfera Administrativa	(1) Estabelecimentos de saúde (%)	(2) Equip. de raios X médico (%)	Razão (2)/(1)
Federal	6 (0,4)	36 (1)	6,0
Estadual	36 (5,4)	324 (10)	9,0
Municipal	334 (23,2)	446 (14)	1,3
Privada	1.022 (71,0)	2.293 (75)	2,2
TOTAL	1.440 (100,0)	3.099 (100)	2,1

A grande maioria dos equipamentos de raios X médico (75 %) localizam-se em estabelecimentos de saúde com administração privada. Por outro lado, a razão de equipamentos por estabelecimento, apresentada na última coluna da Tabela III-2, indica que os estabelecimentos estaduais e federais, mesmo em menor número, possuem, em média, mais equipamentos que os estabelecimentos privados e municipais, pelo menos no que diz respeito ao número de equipamentos de raios X declarados no CNES.

III-3.2. Exames Radiológicos Convencionais

O levantamento da quantidade e dos tipos de exames radiológicos realizados em todo estado de São Paulo no ano de 2002 complementou o processo de amostragem dos estabelecimentos de saúde. As informações foram obtidas junto ao banco de dados do Departamento de Informática do SUS disponível na rede (DATASUS, 2002), e correspondem à quantidade (aprovada) de exames radiológicos que foi efetivamente

paga pelo sistema SUS às Secretarias Municipais em gestão plena e Secretarias Estaduais de Saúde no período de janeiro a dezembro desse ano. Esses exames correspondem somente ao Sistema de Informação Ambulatorial do SUS (SIA/SUS), ou seja, não estão incluídos exames realizados por pacientes internados, nem exames realizados por estabelecimentos não conveniados ao sistema SUS. No caso de pacientes internados, o Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS) não permite a seleção e identificação de procedimentos hospitalares que incluam isoladamente exames radiológicos.

Todos os procedimentos realizados pelo SIA/SUS possuem um código identificador, que no caso de exames radiológicos corresponde aos procedimentos ambulatoriais do grupo 13 (radiodiagnóstico). Os exames foram agrupados em grandes grupos, segundo a região anatômica ou parte do corpo correspondente à(s) radiografia(s) (Tabela III-3). A essa região foi associado o nome do exame (tórax, bacia, crânio etc.). As projeções (radiografias) mais frequentes dentro cada grande grupo de exames também são apresentadas.

Tabela III-3. Quantidade anual (2002) de exames radiológicos^{a,b} realizados em estabelecimentos de saúde (públicos e privados), localizados no estado de São Paulo, conveniados ao SUS.

Tipo de Exame	Quantidade Anual (%)	Frequência Anual (por 1.000 hab.)	Exames e Projeções mais frequentes	Percentual do Exame
Tórax	3.827.139 (31,2)	100,2	Tórax: PA	65,1
			Tórax: PA + LAT	30,8
Bacia e membros inferiores	2.410.146 (19,7)	63,1	Pé ou pododáctilos	22,0
			Joelho: AP + LAT	20,6
Esqueleto torácico e membros superiores	1.882.446 (15,4)	49,3	Mão (duas incidências)	21,8
			Punho: AP + LAT + Oblíquos	18,7
Crânio	1.752.514 (14,3)	45,9	Seios da face: F.N. + M.N. + LAT	42,5
			Crânio: PA + LAT	29,9
Coluna	1.109.820 (9,1)	29,1	Coluna lombo-sacra	34,4
			Coluna Cervical: AP + LAT + T.O/FLEXÃ	21,8
Mamografia	558.685 (4,6)	28,7 ^c	Mamografia bilateral	99,7
Abdômen	463.392 (3,8)	12,1	Abdômen simples: AP	61,1
			Abdômen: AP-LAT ou localizada	25,8
Urografia e colangiografia	172.382 (1,4)	4,5	Urografia venosa	23,7
			Esôfago, hiato, estômago e duodeno	19,3
Outros	71.421 (0,5)	1,9	Densitometria óssea – coluna	35,6
TOTAL	12.247.945 (100)	320,8	TOTAL	68,5

^aExames realizados em pacientes internados não estão incluídos.

^bSistema de Informação Ambulatorial (SIA/SUS).

^cSomente mulheres.

A frequência anual de exames radiológicos por 1.000 habitantes (320,8)¹ no estado de São Paulo (Tabela III-3) permite concluir que em média 1 habitante em cada 3 realiza um exame radiológico pelo menos uma vez por ano, considerando-se somente os procedimentos ambulatoriais realizados por estabelecimentos de saúde conveniados ao sistema SUS. Os exames na região torácica correspondem a aproximadamente um terço (31,2%) do total de exames radiológicos realizados anualmente no estado de São Paulo. Dentro desse tipo de exame, os exames de tórax, projeção pósterio-anterior (PA), e projeções pósterio-anterior (PA) e lateral (LAT) ou perfil, são os mais frequentes, 65,1% e 30,8%, respectivamente. A Figura III-2 permite observar a contribuição percentual de cada tipo de exame no total de exames realizados.

Figura III-2. Distribuição (%) dos exames radiológicos (SIA/SUS) realizados em estabelecimentos de saúde do Estado de São Paulo em 2002, segundo o tipo.

Os dados apresentados na Tabela III-3 subsidiaram a escolha dos exames a serem incluídos na etapa de avaliação das doses. Nesse sentido, a quantidade anual dos exames de tórax, crânio e coluna indica que esses exames contribuíram com mais da metade do número total de exames radiológicos convencionais realizados no Estado. Os exames de membros superiores e inferiores, embora também tenham frequências elevadas, têm menos importância do ponto de vista de proteção radiológica quando se considera a região do corpo irradiada.

¹ No caso de mamografia, somente a população feminina foi considerada no cálculo do número de exames por 1.000 habitantes.

III-3.3. Plano de Amostragem

O delineamento da amostra a ser utilizada efetivamente neste estudo foi obtido associando-se as informações sobre equipamentos e exames fornecidas nos itens anteriores com o conhecimento de técnicas de amostragem (Apêndice A).

Os estabelecimentos de saúde do Estado de São Paulo foram definidos como os elementos da população (N), ou seja, o número total de estabelecimentos que dispõem de equipamentos de raios X médico no Estado de São Paulo presentes no CNES (N=1.440). Na determinação do tamanho da amostra (n), foi necessário definir o nível desejado de confiança, o erro amostral admitido e a estimativa inicial do desvio padrão. Neste estudo foram considerados:

- nível de confiança = 90 % (Z=1,645)
- erro amostral = 5 % (e=0,05)
- estimativa inicial do desvio-padrão = 50 % (S₀=0,5)

A estimativa inicial do desvio-padrão foi obtida de estudo semelhante realizado no município de São Paulo (Freitas, 2000; Freitas & Yoshimura, 2003). Essa estimativa leva em consideração a grande variação dos valores de dose (valores populacionais) de estabelecimento para estabelecimento.

Utilizando a expressão para determinação do tamanho da amostra (1) e o fator de correção para populações finitas (2):

$$n = \frac{Z^2 \cdot S_0^2}{e^2} \quad (1) \qquad n_{\text{CPF}} = \frac{nN}{n + N} \quad (2)$$

chega-se a uma amostra de 228 estabelecimentos de saúde. Para fins práticos foram considerados 200 estabelecimentos a serem sorteados.

Nesse ponto é importante ressaltar que os estimadores matemáticos utilizados na determinação do tamanho da amostra têm caráter estritamente matemático. Na prática, a determinação do tamanho apropriado de uma amostra é um procedimento complexo, envolvendo restrições quanto ao tempo, aos dados e aos recursos financeiros disponíveis e quanto à facilidade de seleção das observações. Independentemente das restrições existentes, as propriedades matemáticas dos estimadores continuam valendo. Dessa forma, o tamanho da amostra tido como exequível pode não permitir inferências tão confiáveis ou tão precisas quanto se deseja. Isso, porém, não necessariamente significa que a amostragem pretendida é irrelevante, pois os dados coletados podem fornecer

tanto conclusões preliminares, como indicações valiosas para futuras pesquisas (TCU, 2002).

Uma vez determinado o tamanho da amostra de estabelecimentos participantes, passou-se a escolha da técnica de amostragem mais adequada às características deste estudo. Por suas propriedades foi definido que a técnica de amostragem aleatória estratificada seria a mais adequada. Nessa técnica, os elementos da população são agrupados em conjuntos homogêneos, chamados estratos, mutuamente excludentes, exaustivos e com ao menos uma característica em comum (Apêndice A). Essa característica comum é chamada de critério de estratificação. No caso deste estudo, esse critério foi o número total de exames radiológicos realizados anualmente nos diversos municípios do Estado.

Os estabelecimentos de saúde do Estado foram agrupados em 4 estratos, segundo a quantidade anual de exames radiológicos associados pelo SIA/SUS ao município de localização do estabelecimento. O SIA/SUS não disponibiliza na rede a quantidade de exames associado diretamente ao estabelecimento de saúde. Apesar dos estratos não terem sido agrupados pelo porte do estabelecimento, ou seja, pelo número de exames realizados, acredita-se que a chance de um serviço de grande porte ser sorteado em um município com poucos exames associados é pequena. Foram considerados quatro faixas de exames realizados anualmente: até 10.000, de 10.001 a 100.000, de 100.001 a 1.000.000 e mais que 1.000.000. Para cada estrato, foram sorteados 50 estabelecimentos de saúde ($n=200$), uma vez que se empregou o método de estratos de tamanhos iguais (Silva, 2001). Nesse método, estratos menos importantes não ficam demasiadamente subrepresentados no estudo amostral, o que não compromete a generalização dos resultados obtidos para toda a população (TCU, 2002). A eficácia da variável tomada como fator de estratificação pode ser avaliada através do cálculo do efeito de delineamento (Apêndice A). Um resumo das informações de amostragem dos estabelecimentos de saúde pode ser observado na Tabela III-4.

Tabela III-4. Amostra aleatória estratificada ($n=200$ e $h=4$), segundo o número de exames radiológicos anualmente (SIA/SUS) realizados nos municípios do Estado de São Paulo.

Estrato (h)	Qtde. exames radiológicos	Qtde. estabelecimentos por estrato (N_h)	Qtde. estabelecimentos sorteados no estrato (n_h)
1	$\leq 10^4$	378	50
2	$10^4 - 10^5$	452	50
3	$10^5 - 10^6$	415	50
4	$>10^6$	195	50
Total		$N=1.440$	$n=200$

O estrato 4 é constituído, única e exclusivamente, pelo município de São Paulo, ou seja, foram sorteados 50 estabelecimentos de saúde nesse município, uma vez que os estabelecimentos aí localizados respondem por aproximadamente um quarto dos exames realizados no Estado (Freitas & Yoshimura, 2003).

Na Figura III-3 é possível observar a distribuição geográfica dos estratos no estado de São Paulo, segundo o número de exames realizados nos municípios. De um total de 645 municípios, 249 não possuíam informações ou não realizavam exames radiológicos. Esses municípios estão sem identificação de cor.

Figura III-3. Distribuição dos estratos, segundo o número de exames realizados anualmente (SIA/SUS) nos municípios do Estado de São Paulo. Os estabelecimentos de saúde localizados nos 4 grupos (estratos) de municípios foram utilizados na técnica de amostragem aleatória estratificada.

III-4. Avaliação de Doses em Exames Típicos

Aos estabelecimentos de saúde sorteados no processo de amostragem foi enviada uma carta-convite que detalhava os objetivos do estudo, o trabalho de colaboração espontâneo por parte da Instituição e a importância da sua participação. Juntamente com a carta-convite, também foram enviados uma carta-resposta e um envelope selado para que as Instituições pudessem se manifestar em relação a sua participação no estudo (Anexo 4).

Àqueles estabelecimentos que aceitaram participar do estudo, foram enviados os kits dosimétricos para avaliação das doses de entrada na pele (DEP). Numa primeira remessa (R1) foram avaliadas as doses em pacientes submetidos a exames de tórax, e numa segunda (R2), as doses em exames de crânio, seios da face e coluna.

Todas as informações de caracterização da Instituição, do exame e do paciente, coletadas durante o estudo, foram armazenadas em um banco de dados para análise e correlação com os valores de DEP determinados. Nessa análise, foram considerados dois grupos de pacientes: um adulto e outro pediátrico. No primeiro grupo foram selecionados somente os pacientes com idade igual ou superior a 15 anos, pesando entre 50 e 90 kg. No segundo grupo, foram incluídas as crianças e os jovens com menos de 15 anos de idade, divididos em várias faixas etárias. Esse procedimento é importante para a determinação dos valores de DEP correspondentes aos níveis de referência, uma vez que nenhuma solicitação foi feita aos estabelecimentos participantes do estudo no que diz respeito à seleção de pacientes com biótipos pré-determinados. Além disso, esse procedimento permite realizar uma comparação entre os valores de DEP correspondentes aos vários estabelecimentos participantes.

A recomendação nacional (SVS, 1998) sugere valores característicos de peso entre 60 e 75 kg para a seleção de um paciente adulto típico, portanto diferentes dos adotados neste estudo. Entretanto, o estudo conduzido pela *National Radiological Protection Board* (NRPB, 1996), demonstra que a seleção de biótipos menos rigorosos, ou seja, considerando pacientes com peso variando numa faixa mais larga, não altera os valores dos níveis de referência determinados, mas somente altera os valores extremos da distribuição de DEPs. Além disso, ocorre uma redução menor da quantidade de valores de DEPs considerados na determinação dos níveis de referência quando a faixa de peso dos pacientes considerados é mais ampla.

Para cada sala ou equipamento foi calculado o valor médio de DEP a partir dos valores determinados individualmente em pacientes com biótipo de interesse (adulto ou pediátrico), segundo as várias projeções do exame em questão. Um relatório com esses valores foi enviado a todos estabelecimentos de saúde participantes (Anexo 5). Além dos valores da Instituição, o relatório também apresentava os níveis de referência nacionais (SVS, 1998) sugeridos para o tipo de exame e projeção e o valor médio de DEP, considerando todos os equipamentos/salas incluídos no estudo. Essas informações permitiram que a Instituição se situasse em relação às demais e aos valores sugeridos na recomendação nacional, no que diz respeito à prática empregada na realização dos exames.

O processo de determinação de valores de dose a partir técnica de dosimetria termoluminescente, de forma confiável e segura, exigiu que uma série de procedimentos fossem realizados. No item seguinte, esses procedimentos são descritos em detalhes.

III-4.1. Dosimetria Termoluminescente

Neste estudo foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TL) de fluoreto de lítio (LiF) dopados com magnésio e titânio, na forma de paralelepípedos de 3x3x1 mm³. Estes dosímetros são fabricados pela Harshaw Chemical Company/Bicron®, pertencente ao grupo inglês Saint-Gobain, e recebem o nome comercial de TLD-100 (LiF:Mg,Ti).

Antes de iniciar o uso efetivo dos dosímetros, todo conjunto de TLDs foi submetido ao processo de seleção. Os vários grupos de TLDs, selecionados conforme sua sensibilidade TL, foram identificados e mantidos em separado durante todo estudo. Todos os grupos foram submetidos, de uma única vez, ao mesmo tratamento térmico, sempre realizado antes do emprego dos mesmos na montagem dos kits dosimétricos. Alguns dosímetros de cada grupo não eram utilizados nos kits, permanecendo no laboratório para realização da curva de calibração correspondente ao respectivo grupo. Após utilização e devolução dos dosímetros pelos estabelecimentos de saúde participantes do estudo, as leituras das intensidades TL eram realizadas, sempre acompanhadas das leituras dos dosímetros que seriam empregados na construção da curva de calibração. Uma rotina implementada no programa *Mathematica*® permitiu que os valores de intensidade TL fossem convertidos em dose utilizando ajustes pelo método dos mínimos quadrados.

Processo de Seleção: Antes de iniciar qualquer estudo utilizando dosímetros TL é necessário realizar um processo de seleção dos mesmos. Esse processo consiste em irradiar de forma homogênea (mesma dose, mesma condição de irradiação, mesmas características na leitura das doses etc) todos os dosímetros de um lote, a fim de selecionar grupos com sensibilidade termoluminescente (TL) à radiação semelhante.

Um grupo sem uso de aproximadamente 2000 dosímetros TL, proveniente do mesmo lote de fabricação, foi empregado no processo de seleção. Todos os dosímetros TL foram irradiados com 10 mGy em um feixe de ⁶⁰Co (energia média da radiação γ de 1,25 MeV), na condição de equilíbrio eletrônico, empregando-se uma fonte com atividade de 15 Ci no ano de 2000, disponível no Laboratório de Dosimetria do IFUSP. A Figura III-4 apresenta a distribuição das frequências dos dosímetros para cada intervalo de intensidade TL (área dos picos IV e V do TLD-100). Como essa distribuição, para uma mesma dose, pode ser representada por uma curva gaussiana, normalmente são selecionados os dosímetros cuja intensidade TL está localizada no centro da distribuição, dentro do intervalo compreendido pela largura correspondente a um desvio padrão (DP) da distribuição. Além desse grupo, também são selecionados grupos cuja intensidade TL

localiza-se nos extremos superior e inferior da distribuição. Foram selecionados 4 grupos de dosímetros, segundo a sensibilidade TL.

Figura III-4. Distribuição das frequências dos dosímetros, segundo a intensidade TL (unidades arbitrárias - u.a.) de um lote de 2000 dosímetros (TLD-100).

Para realizar o processo de seleção, foi necessário confeccionar dois suportes de irradiação, que permitem acomodar 900 TLDs, cada um. Esses suportes, feitos de acrílico, permitem irradiar uma quantidade grande de TLDs de uma única vez, eliminando possíveis diferenças da resposta TL devido à irradiação e garantindo a condição necessária de equilíbrio eletrônico. Além disso, os suportes também permitem acomodar os TLDs numa seqüência conhecida, após realização da leitura TL, para posterior separação em grupos. Esses procedimentos são importantes para a garantia da homogeneidade no processo de seleção de TLDs.

Tratamento Térmico: Entre irradiações sucessivas, os dosímetros TL são submetidos a tratamento térmico que permite "zerar" a dose de radiação por eles absorvida. Além de eliminar um eventual sinal TL, devido à radiação de fundo e/ou remanescente após a leitura TL, o tratamento térmico também permite obter uma curva de emissão TL com características pré-determinadas (eliminação de um ou mais picos TL).

O tratamento térmico empregado é característico de cada material TL. No caso do TLD-100 para aplicações dosimétricas, o tratamento sugerido e empregado neste estudo foi:

- 400°C por 60 minutos;
- Resfriamento rápido até a temperatura ambiente;
- Recozimento a 100°C por 120 minutos para suprimir os picos 1 e 2 da curva de emissão TL do LiF;
- Novo resfriamento rápido até a temperatura ambiente.

Sistema Leitor de Termoluminescência: O sistema leitor (Figura III-5) de termoluminescência, desenvolvido no Laboratório de Dosimetria/IFUSP, exerce duas funções principais: aquecimento controlado da amostra e detecção simultânea de luz emitida. Neste equipamento, o aquecimento é feito depositando-se a amostra sobre uma pequena cavidade metálica (liga de platina) situada em uma "câmara escura" (tipo gaveta) e aquecida por passagem de corrente. Os fótons de luz emitidos pela amostra aquecida são detectados por uma fotomultiplicadora (EMI9789B), cujo sinal de saída é modificado por um pré-amplificador (*Stanford Research*®, modelo SR445) e enviado como um pulso ao contador (*Stanford Research*®, modelo SR400). O sinal é então analisado por um discriminador variável e enviado, juntamente com a informação sobre temperatura (termopar chromel-alumel), a um micro-computador para aquisição e posterior análise (Figura III-6). O sistema possui ainda uma "luz-padrão" de referência localizada no fundo da gaveta da câmara escura, que permite monitorar a sensibilidade de todo conjunto leitor antes do início e ao longo das medidas TL. Para diminuir as contagens provenientes da emissão de corpo negro da cavidade metálica (radiação infravermelha) e outros efeitos espúrios, um filtro calórico (Schott KG1) foi empregado entre a amostra e o tubo fotomultiplicador. Além disso, as medidas TL foram realizadas em uma atmosfera rica em gás nitrogênio.

Figura III-5. Foto do sistema leitor de termoluminescência. No destaque, gaveta com cavidade metálica onde a amostra é colocada para proceder ao aquecimento.

Figura III-6. Representação esquemática do sistema leitor de termoluminescência.

Uma rotina, desenvolvida no programa *LabView®*, gerencia todo sistema e permite, entre outras funções, o ajuste de taxa de aquecimento, a seleção das temperaturas de início e fim das leituras e o intervalo de tempo de amostragem da intensidade TL e temperatura ao longo da medida TL (Yukihara, 2001). A análise dos parâmetros dos picos TL foi realizada utilizando o programa *TLTools* (Yukihara, 2001). Nesse programa parâmetros como altura, área, temperatura de máximo do pico TL, e taxa de aquecimento podem ser determinados. A Figura III-7 ilustra a interface do programa *TLTools*, onde pode ser observada uma curva de emissão TL típica do TLD-100.

Figura III-7. Curva de emissão TL típica do TLD-100, com parâmetros do pico dosimétrico determinados através do programa *TLTools*.

Na leitura da intensidade TL, os dosímetros foram aquecidos até a temperatura de 300°C, com taxa de aquecimento de 5°C.s⁻¹. Neste estudo foi utilizado como parâmetro da intensidade TL a área dos picos IV e V do TLD-100, embora a altura também pudesse ter sido utilizada. O conjunto sistema leitor e dosímetro TLD-100 apresentou um limite mínimo de detecção da ordem de 50 µGy, ou seja, abaixo desse valor não era possível definir de maneira precisa e reprodutível a região da curva de emissão TL correspondente aos picos dosimétricos.

Sistema de Calibração: A intensidade TL relaciona-se com a dose absorvida através de uma curva de calibração. Para obter essa curva são utilizados um feixe de raios X caracterizado (energia efetiva determinada), uma câmara de ionização calibrada, um sistema leitor de termoluminescência, além, é claro, de alguns dosímetros TL do grupo selecionado. O procedimento de calibração foi repetido sempre que uma nova série de leituras TL era realizada, ou seja, sempre que dosímetros TL do grupo de estudo, irradiados em campo (nos estabelecimentos de saúde), eram avaliados.

O feixe de raios X empregado no processo de calibração foi gerado utilizando-se o sistema *Philips*® MG420, com potencial constante, acoplado ao tubo MCN 421, disponível no Laboratório de Dosimetria do IFUSP. O tubo de raios X possui alvo de tungstênio com ângulo de 22° e filtração inerente de berílio com 2,2 mm. O controle do equipamento permite ajustes de voltagem, corrente e tempo. O colimador é fixo, feito de chumbo, em formato cilíndrico, com abertura de 2,5cm de diâmetro.

Para construir a curva de calibração, cinco grupos, com quatro dosímetros TL cada, foram irradiados com diferentes exposições (obtidas com diferentes valores de carga, ou seja, corrente e tempo) na faixa de valores das irradiações de campo (alguns mGy). As irradiações foram monitoradas por uma câmara de ionização calibrada de 6 cm³ (modelo 90X6/9060) conectada a um eletrômetro (modelo 9015), ambos da *Radcal*®, com correção para temperatura e pressão, no modo de aquisição de exposição em Roentgen (R). Para evitar correções devido à dependência energética do TLD-100, o feixe de calibração tem energia muito próxima da faixa (dezenas de keV) encontrada nas irradiações de campo.

Um estudo preliminar do comportamento da curva de calibração foi realizado para verificar a dependência do fator de calibração com o arranjo experimental utilizado (Apêndice B). Como conclusão deste estudo, chegou-se à seguinte configuração para irradiação dos dosímetros de calibração: feixe de raios X gerado com tensão aplicada de 80 kV e filtração adicional de 2 mm de alumínio com dosímetros fixados em suporte de ar-equivalente (isopor) posicionado a 2 m do ponto focal do tubo. Esse feixe de raios X apresenta uma energia efetiva de 28 keV.

As curvas de calibração resultam, como esperado, em funções lineares entre a dose absorvida e a área sob os picos de luz TL (picos IV e V do TLD-100). A partir do ajuste de uma reta aos pontos experimentais (dose absorvida e intensidade TL) pelo método dos mínimos quadrados, se determina o fator de calibração (Figura III-8).

Figura III-8. Comportamento de uma curva de calibração típica do TLD-100 obtida com feixe de raios X de energia efetiva de 28 keV.

Assim como no caso dos dosímetros enviados aos estabelecimentos de saúde, no processo de calibração, alguns dosímetros do grupo também não são irradiados para permitir avaliar a radiação de fundo, que é subtraída das leituras dos dosímetros de calibração. Este procedimento é muito importante, pois algumas doses avaliadas, tanto na calibração como nos estudos de campo, são muito baixas.

III-5. Verificação *in-loco* das Condições de Funcionamento dos Equipamentos de Raios X e do Sistema de Imagem

Nesta etapa do estudo, ainda dentro do tema avaliação de doses em pacientes, foi realizada uma visita a uma sub-amostra de estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo que participaram das etapas anteriores. Nessa visita foram verificadas *in-loco* as condições de funcionamento de todos equipamentos de raios-X empregados na realização dos exames de tórax, crânio, seios da face e coluna, bem como do sistema de imagem. Também durante as visitas, uma rápida conversa com os técnicos radiologistas permitiu verificar se os procedimentos das etapas anteriores haviam sido realizados de forma correta.

O planejamento dessa etapa do estudo envolveu vários aspectos: escolha dos ensaios que seriam realizados, obtenção de autorização por parte dos estabelecimentos de saúde e planejamento de um roteiro de viagem. Diferentemente das etapas anteriores, onde os estabelecimentos de saúde foram sorteados, nesta etapa eles foram escolhidos segundo sua localização nos estratos, considerando-se aspectos de ordem prática para realização das medidas. O conjunto de ensaios escolhidos necessitou que os procedimentos de diagnóstico na sala (equipamento) fossem interrompidos por aproximadamente 1h30m. Nesse sentido, muitas das medidas tiveram que ser agendadas em horários e dias da semana de menor "movimento" de pacientes no serviço. No caso dos estabelecimentos localizados no interior do estado, onde os trajetos envolvidos são maiores, o roteiro de viagem foi realizado a fim de otimizar também os custos com transporte e hospedagem.

O principal critério utilizado na escolha do conjunto de ensaios realizados foi a influência do parâmetro avaliado na dose absorvida pelo paciente e na imagem resultante. O tempo e a praticidade para sua obtenção no ambiente hospitalar/clínico, considerando os equipamentos de controle de qualidade disponíveis, também foram considerados. Nesse sentido, a utilização do equipamento portátil multifunção *NERO mAx* - *Non-invasive Evaluator of Radiation Output* (Victoreen®, modelo 8000), através de uma colaboração (empréstimo) com o Laboratório de Física da Radiação Gama do Instituto de Física da Universidade do Rio de Janeiro (UFRJ), permitiu a obtenção de vários parâmetros de forma rápida e conjugada. Em relação à avaliação do sistema de imagem foi empregado, também na forma de empréstimo junto ao grupo de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP de Ribeirão Preto (HCFMRP-USP), um objeto simulador de paciente (fantoma analítico realístico equivalente ao paciente, FAR-FEP), parte do resultado de uma tese de doutorado (Pina, 2002) desenvolvida no programa de pós-graduação de Física Aplicada à Medicina e Biologia (FFCLRP-USP).

O Guia de Procedimentos para Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2003) e a Portaria nº453 do Ministério da Saúde (SVS, 1998) foram utilizados como referência na escolha dos ensaios e dos procedimentos realizados durante as medidas. Neste ponto é importante destacar que as medidas que foram realizadas não têm um caráter de controle de qualidade na forma prevista pelas normas e recomendações, e foram simplesmente uma verificação das condições de funcionamento do equipamento e do sistema de imagem (testes de estado). Um controle de qualidade incluiria retorno aos estabelecimentos de saúde e acompanhamento constante dos equipamentos, que não foram realizados neste estudo.

Assim como nas etapas anteriores, todos os estabelecimentos participantes receberam um relatório com os resultados da avaliação dos equipamentos de raios-X.

III-5.1. Avaliação dos Equipamentos de Raios X

Os ensaios normalmente realizados em procedimentos para controle de qualidade de equipamentos de raios X convencionais envolvem testes elétricos, geométricos e de radiação. Neste estudo, foram escolhidos para avaliação das condições de funcionamento dos equipamentos alguns testes elétricos e de radiação, a saber:

- exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;
- reprodutibilidade e linearidade da exposição;
- rendimento do tubo de raios X;
- exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;
- verificação da camada semi-redutora (CSR).

Outros testes que normalmente fazem parte de um controle de qualidade rotineiro, como verificação do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X, determinação do tamanho do ponto focal, verificação do alinhamento das grades, levantamento radiométrico, não foram incluídos neste estudo.

Todas as medidas realizadas com o equipamento multifunção *NERO* (Figura III-9) permitiram determinação simultânea em uma única exposição, de forma não-invasiva, da tensão do tubo, do tempo de disparo e do valor de exposição. Uma câmara de ionização interna calibrada de 45 cm³ e dois detectores de estado sólido (semicondutores) com diferentes filtrações, localizados no sensor do equipamento, permitem a determinação dos valores de exposição e tensão, respectivamente. Esse equipamento utiliza o método de "atenuação diferencial do feixe de radiação" para determinação do valor de tensão do tubo (Ranallo, 1993). Além disso, como esse equipamento apresenta uma saída RS-232, utilizando um microcomputador portátil foi possível também obter a forma de onda do gerador de alta tensão. Em todas as medidas realizadas, o sensor foi posicionado e alinhado sob o tubo de raios X, a aproximadamente 70 cm do ponto focal, com o feixe de radiação limitado à área sensível. Na determinação dos valores de rendimento a distância foi alterada para 1 m.

Figura III-9. Equipamento multifunção não-invasivo NERO mAx (Victoreen®, modelo 8000).

Tensão: Para avaliação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo eram escolhidas quatro combinações de tensão e corrente (ou carga, corrente x tempo) normalmente empregadas clinicamente na realização dos exames de tórax, crânio, coluna e extremidades de um adulto típico. Para reduzir a subjetividade da escolha da técnica (tensão, corrente e tempo), uma mesma fotografia de um paciente com as características de um adulto típico (aproximadamente 70 kg e 1,75 m - Anexo 6) era mostrada a todos os técnicos radiologistas. Para cada técnica eram realizados 3 disparos de forma não-sucessiva, ou seja, após a realização de um disparo referente a um exame de tórax era realizado um exame de crânio, depois um exame de coluna e assim sucessivamente até que cada exame fosse repetido três vezes, totalizando 12 disparos.

Exposição: Para avaliação da reprodutibilidade e linearidade da exposição, a tensão do tubo e o tempo de exposição eram mantidos constantes e os 3 valores de corrente (ou carga) mais utilizados na rotina diária eram escolhidos. O valor de tensão era normalmente fixado dentro da faixa utilizada clinicamente (aproximadamente 80 kV). Uma seqüência não-sucessiva de 3 disparos para cada técnica também era realizada.

Rendimento: Na avaliação do rendimento do tubo de raios-X, a tensão era fixada em 80 kV, a carga em 20 mAs e a distância foco-detector em 1 m. Uma série de 3 disparos era realizada.

Tempo: A escolha de diferentes técnicas empregadas nos testes anteriores que possuíam mesmo tempo permitiu a determinação da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.

Camada Semi-redutora: A medida de camada semi-redutora foi realizada adicionando-se filtros de alumínio de espessura conhecida (0,32, 1,00 e 2,30 mm), entre a saída do tubo

e o detector. Todos os valores da técnica escolhida, normalmente 80 kV (valor medido nos testes anteriores) e 20 mAs, eram mantidos constantes durante a realização das medidas. Uma seqüência sucessiva de 3 disparos era realizada sem nenhum filtro. Em seguida um filtro de espessura conhecida era adicionado e uma nova seqüência de 3 disparos era realizada. Esse procedimento era repetido até que o valor de exposição inicial (sem nenhum filtro) fosse reduzido em mais que 50 %. Ao atingir esse valor, todos os filtros eram retirados e um novo disparo era realizado para verificar se havia discrepância em relação aos três primeiros disparos. Quando isso ocorria, toda a seqüência anterior era realizada novamente. Todas as medidas de exposição foram realizadas empregando-se a câmara de ionização interna do equipamento *NERO*.

As expressões utilizadas nos cálculos dos padrões de desempenho dos vários ensaios, com os respectivos intervalos de aceite ou tolerância, encontram-se no Anexo 6. Também pode ser encontrado neste anexo uma comparação entre os padrões estabelecidos para o controle de qualidade na Portaria nº453 (SVS, 1998) e os recomendados no Guia de Procedimentos da ANVISA (ANVISA, 2003).

III-5.2. Avaliação do Sistema de Imagem

Para avaliação do sistema de imagem foi utilizado um objeto simulador do tórax de um paciente adulto típico, denominado de fantoma analítico realístico equivalente ao paciente, fantoma FAR-FEP. Esse simulador foi desenvolvido na FFCLRP-USP, baseado no projeto criado pelo *American National Standards Institute* (ANSI, 1982; Gray, 1983) e nas recomendações da *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU 48, 1992).

O fantoma FAR-FEP é constituído por um par de placas de lucite, cada uma com dimensões de $30 \times 30 \times 2,5 \text{ cm}^3$, separadas por um espaço de ar de 5,0 cm, com auxílio de pinos de latão, de uma terceira placa de acrílico de $30 \times 30 \times 5,0 \text{ cm}^3$, na qual foram inseridos objetos testes analíticos e realísticos. Entre as duas placas de lucite e sobre a terceira placa de acrílico são inseridas chapas de alumínio de $30 \times 30 \times 0,1 \text{ cm}^3$ e $30 \times 30 \times 0,2 \text{ cm}^3$, respectivamente (Figura III-10). A parte inferior do fantoma é constituída por objetos-teste analíticos e realísticos que têm como objetivo simular algumas estruturas anatômicas e verificar alguns parâmetros físicos do equipamento e do feixe (Tabela III-5). O peso (massa) de todo conjunto do simulador é de aproximadamente 12 kg.

Tabela III-5. Materiais utilizados como objetos-teste com as respectivas estruturas anatômicas simuladas e os parâmetros físicos avaliados. Cada objeto-teste pode ser identificado, conforme numeração, no desenho esquemático da Figura III-11.

	Objetos-Teste	Estruturas/Parâmetros
Analítico	01- placa de acrílico	tecido mole
	02- degrau de PVC*	osso (cortical)
	03- degrau de ar	cavidades de ar
	04- esferas de alumínio	osso (cortical)
	05- cilindros de nylon	gordura (tecido adiposo)
	08- padrão de resolução de 0,1 mmPb	resolução e ponto focal
	09- esferas de aço	magnificação
	10- fio de estanho	coincidência campo luminoso/radiação
Realístico	06- osso cortical	micro-calcificações
	07- ½ vértebra	½ vértebra

*policloreto de vinila

Cada conjunto acrílico+ar e acrílico+PVC possui cinco degraus. O padrão de resolução utilizado (*Nuclear Associates*®, modelo 07-538) possui 20 grupos de pares de linhas por milímetro (pl/mm) variando de 0,6 a 5,0 pl/mm. As duas esferas de aço empregadas na análise da magnificação estão separadas por uma distância de 80 mm (Figura III-11).

Figura III-10. Fantoma analítico realístico equivalente ao paciente (FAR-FEP). Na imagem da esquerda, é possível observar o fantoma montado e na imagem da direita as diversas placas/chapas que o compõem.

Figura III-11. Detalhe da placa inferior que compõe o fantoma FAR-FEP, onde podem ser observados os vários objetos-teste analíticos e realísticos.

Para realização das medidas de avaliação do sistema de imagem, o fantoma foi posicionado sobre a mesa de exames, simulando um paciente que realizava uma radiografia de tórax (projeção AP) em decúbito. Foi solicitado ao técnico radiologista do local que empregasse a mesma técnica (kV, mA.s, distância foco-filme) que normalmente ele realizaria no seu dia-a-dia, conforme as características apresentadas do paciente (adulto típico). A abertura do colimador foi ajustada de forma a obter um campo de radiação de aproximadamente $35 \times 35 \text{ cm}^2$ no filme. Além disso, um par de dosímetros TL, semelhantes aos empregados no kit dosimétrico, foi fixado na superfície do fantoma para avaliação da dose de entrada na pele (DEP). A forma de onda correspondente à técnica empregada neste ensaio também foi coletada utilizando-se o equipamento *NERO*.

O filme revelado na processadora do local foi trazido ao laboratório e analisado através de medidas de densidade óptica (DO). Esses valores foram determinados em vários pontos distribuídos ao longo do filme, empregando-se um densitômetro (*Victoreen®*, modelo 07-424). Nos pontos do filme identificados na Figura III-11 por 1P1, 1P2, 1P3 e 1P4 também foram realizadas medidas de DO. O ponto 1P4 corresponde à base+vêu do filme. A determinação da imagem das esferas de alumínio (objeto-teste 4) e dos cilindros de nylon (objeto-teste 5) com os menores diâmetros, também foi realizada. A micro-calcificação (objeto-teste 6) com menor tamanho de grão e o maior número de pl/mm (objeto-teste 8) visíveis em cada filme também foram determinados. A distância entre as imagens correspondentes a duas esferas de aço (objeto-teste 9) foi medida para determinação da magnificação. A imagem correspondente ao fio de estanho (objeto-teste 10), para determinação da coincidência entre o campo de luminoso e o campo de radiação, também foi analisada.

III-6. Caracterização da Função Resposta do Detector CdZnTe

Dentro do tema “determinação de espectros de raios X”, a caracterização da função resposta do detector de telureto de cádmio e zinco (CdZnTe) foi a primeira etapa a ser realizada.

O detector de CdZnTe (CZT), fabricado pela AMPTEK® (modelo XR-100T-CZT), apresenta uma estrutura do tipo $\text{Cd}_{0,9}\text{Zn}_{0,1}\text{Te}$, ou seja, um átomo de zinco para cada nove átomos de cádmio. O cristal tem uma área de $3 \times 3 \text{ mm}^2$ com 2 mm de espessura e está montado sobre uma célula *Peltier*, responsável pelo processo de resfriamento (Khusainov, 1992). O sistema (cristal + *cooler* + pré-amplificador) opera a uma temperatura de aproximadamente -21°C (que pode ser medida durante a coleta de dados), está sob vácuo e possui uma janela de $250 \mu\text{m}$ de berílio para separá-lo do meio (temperatura ambiente). O conjunto de detecção possui ainda um módulo com amplificador e fonte de alimentação (AMPTEK®, modelo PX2T-CZT), responsável pelo campo elétrico de 2000 V.cm^{-1} (tensão de 400 V) aplicado ao detector. Esse módulo incorpora, de forma opcional, um circuito discriminador do tempo de subida dos pulsos (DTS), que reduz os efeitos da coleta incompleta de cargas - *hole tailing* (Richter & Siffert, 1992). Todas as medidas empregando o detector CdZnTe foram realizadas com o DTS ligado. O sistema completa-se com um analisador multicanal (AMPTEK®, modelo MCA-8000A) e com *software* de operação *for Windows* (AMPTEK®, Pmca-versão 1.2). A Figura III-12 ilustra todos os módulos utilizados no sistema de detecção.

Figura III-12. Ilustração do conjunto de detecção CdZnTe da AMPTEK (modelo XR-100T-CZT), utilizado neste estudo.

Todos os parâmetros utilizados na caracterização da função resposta do detector foram determinados experimentalmente. Para tanto, foram utilizadas fontes radioativas de referência de ^{57}Co , ^{109}Cd , ^{133}Ba , ^{152}Eu e ^{241}Am , cujas energias de emissão cobrem a faixa de energia de interesse. Essas fontes foram produzidas no Laboratório de Metrologia Nuclear do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) e na

Amersham®. Todas as fontes possuíam atividades da ordem de centenas de kBq. Em todas as situações de irradiação procurou-se reproduzir a geometria de irradiação, fixando uma distância de aproximadamente 5 cm entre a fonte e o detector. Para evitar incidência de fótons na borda do cristal, onde o campo elétrico aplicado é pouco uniforme, e garantir que os fótons incidissem perpendicularmente à sua superfície, foi utilizado um sistema de colimação constituído por um cilindro de cobre e um disco de tungstênio, ambos com um orifício central de 2 mm. O sistema foi alinhado de forma que o centro da fonte, do sistema de colimação e do detector fossem coincidentes. Os tempos de irradiação foram determinados de modo que os erros associados à estatística de contagens se mantivessem inferiores a 5 % para os picos mais intensos. O ganho do amplificador foi ajustado de modo a fornecer aproximadamente 0,1 keV por canal. Algumas informações que caracterizam o conjunto de fontes radioativas e as linhas de emissão utilizadas na determinação da função resposta do detector podem ser observadas na Tabela III-6 (Debertin & Helmer, 1988).

Tabela III-6. Fontes radioativas, com as respectivas meias-vidas, energias e probabilidades de emissão^a, utilizadas no processo de caracterização do detector de telureto de cádmio e zinco.

Radionuclídeo	Meia-vida	Energia ^b (keV)	Probabilidade (%)
⁵⁷ Co	271,79 dias	(X)6,40	49,4
		(X)7,06	6,63
		14,41	9,14
		122,06	85,68
		136,47	10,67
¹⁰⁹ Cd	462,6 dias	(X)20,90	84,2
		(X)25,0	17,8
		88,03	3,65
¹³³ Ba	10,57 anos	(X)30,85	95,5
		(X)35,2	22,2
		80,9	36,73
		160,61	0,64
		223,24	0,45
		276,4	7,17
		302,85	18,32
		356,01	62
¹⁵² Eu	13,51 anos	383,85	8,93
		(X)39,91	59
		(X)45,5	14,8
		121,78	28,4
		244,7	7,54
²⁴¹ Am	432,7 anos	344,28	26,52
		(X)11,9	0,86
		(X)13,9	13,3
		(X)17,8	19,4
		(X)20,8	4,9
		26,34	2,4
		59,54	35,9

^aDebertin & Helmer, 1988; ^bEnergias dos raios X são precedidas por (X).

O número de contagens correspondente a cada um dos fotopicos foi determinado através do programa *DAMM* (Milner, 1986). Esse programa permite o ajuste de vários picos de emissão simultaneamente, fornecendo a área de cada um deles e a sua incerteza associada. Na sua rotina de programação, estão incorporadas funções que permitem o

ajuste da assimetria característica dos picos e do “fundo”, conforme demonstra a Figura III-13.

Figura III-13. Espectro ajustado no programa DAMM (Milner, 1986), exemplificando o processo de determinação da área dos fotopicos.

Na caracterização da função resposta do detector CdZnTe foram determinadas as curvas de eficiência e percentual de escape de raios X (escape-K) para a faixa de energia de interesse do estudo. A resolução do detector para um fóton incidente com energia de 122 keV também foi determinada. Não foram incluídos na função resposta os efeitos ou as correções devido ao espalhamento Compton. Essa atitude justifica-se pelo número atômico efetivo do detector e pela faixa de energia de interesse do estudo (algumas dezenas de keV), onde o efeito fotoelétrico é predominante. Também não foram feitas correções devido à coleção incompleta de cargas, uma vez que o discriminador de pulsos (DTS) foi empregado em todas as medidas.

A curva de eficiência determinada neste estudo corresponde à eficiência intrínseca, ou seja, não inclui a dependência geométrica. Na sua determinação, adotou-se a energia de 25 keV como referência, ou seja, considerou-se que nessa energia a eficiência corresponde à eficiência máxima ($\epsilon_{\max}$) de 95%. Esse valor de eficiência foi adotado considerando-se outros resultados da curva de eficiência do detector CnZnTe publicados na literatura (Becker, 1997; Miyajima, 2003) e o fato do efeito de escape-K dos raios X característicos não ocorrer mais nessa energia, uma vez que ela é inferior à energia de ligação da camada K do cádmio ($E_{\text{ligação}}=26,7$ keV) e do telúrio ($E_{\text{ligação}}=31,8$ keV). Com essa hipótese estamos considerando que 95% dos fótons que incidem no detector com essa energia, interagem por efeito fotoelétrico, e são totalmente absorvidos. A curva de eficiência foi ajustada aos pontos experimentais por um polinômio de 5º grau, empregando o método dos mínimos quadrados:

$$\ln(\epsilon) = a_0 + a_1 \ln(E) + a_2 \ln^2 E + a_3 \ln^3 E + a_4 \ln^4 E + a_5 \ln^5 E \quad (3)$$

onde: ϵ = eficiência fotoelétrica

E = energia (keV);

$a_0 \dots a_5$ = parâmetros ajustados.

Nesse ajuste, o valor da eficiência foi determinado a partir da eficiência relativa entre duas linhas, considerando-se os valores da área de fotopico (A_i) e da probabilidade de emissão (p_i) de uma linha tomada como referência para cada uma das fontes utilizadas (valores em negrito na Tabela III-6):

$$\frac{\epsilon_j}{\epsilon_i} = \frac{A_j}{A_i} \cdot \frac{p_i}{p_j}$$

Logo, no ajuste da curva de eficiência foram considerados cinco parâmetros independentes ($a_{01}, a_{02}, \dots, a_{05}$), um para cada fonte utilizada. Uma vez realizado o ajuste e determinados os parâmetros que dão a forma da curva ($a_1, a_2, \dots, a_5$), o parâmetro a_0 , utilizado na expressão (3), foi determinado considerando-se a eficiência máxima como sendo 95% na energia de 25 keV.

A fração de escape de raios X foi calculada pela razão entre a área do pico de escape e a área do fotopico correspondente. A curva de escape determinada corresponde ao escape total, ou seja, à soma de todos escapes de raios X característicos (escape-K) relativos aos elementos que constituem o detector (cádmio: 23 e 26 keV e telúrio: 27 e 31 keV). A função que segue foi ajustada pelo método dos mínimos quadrados aos pontos experimentais determinados:

$$k_t = b_0 \cdot \exp[b_1 / (b_2 + E)] \quad (4)$$

onde: k_t = escape-K total;

E = energia do fotopico (keV);

b_0, b_1 e b_2 = parâmetros ajustados.

Os picos de escape-K correspondentes a fotopicos com estatística de contagens pequena ou que estavam superpostos a outros picos de emissão da fonte, não foram considerados na determinação da curva de escape.

III-7. Medidas de Espectros de Raios X e suas Características

Nesta etapa do estudo, uma série de medidas de espectros de raios X na faixa de energia do radiodiagnóstico foi realizada em laboratório. Para cada uma das configurações utilizadas nas medidas dos espectros (tensão e filtração), também foram medidos os valores de camada semi-redutora (CSR) e rendimento. Esses valores também foram calculados a partir dos espectros corrigidos. Os detalhes dos equipamentos empregados estão descritos nas etapas anteriores, a saber: tubo de raios X (*Philips*®), detector CZT (*Amptek*®) e câmara de ionização (*Radcal*®). O arranjo experimental utilizado pode ser observado na Figura III-14.

Figura III-14. Arranjo experimental utilizado nas medidas de espectros de raios X.

Os equipamentos e colimadores foram posicionados de forma a obter um perfeito alinhamento de todo conjunto. As distâncias de posicionamento dos equipamentos foram escolhidas de forma a reduzir a taxa de contagens no detector CZT e evitar que a radiação espalhada alcançasse a câmara de ionização durante as medidas de camada semi-redutora e rendimento. Durante as medidas dos espectros com o detector CZT, a câmara de ionização foi retirada do feixe de raios X. Sempre antes do início das medidas, espectros e valores de rendimento, numa configuração de referência, eram medidos a fim de verificar a reprodutibilidade do feixe de raios X e a estabilidade dos equipamentos utilizados.

Cada série de medidas de espectros resulta da combinação de valores de tensão e filtração adicional aplicados ao tubo de raios X. Espectros foram medidos com tensão aplicada ao tubo de raios X de 40, 45, 50, 55, e assim sucessivamente, até 120 kV. Para cada valor de tensão aplicada foram adicionados filtros de alumínio com espessura de 1,5, 2,0, 2,5, 3,0, 3,5 e 4,0 mm. Uma série de espectros com baixa filtração (0,5 mm de Al) também foi realizada. Embora o interesse fosse realizar uma série de medidas de espectros sem filtro, optou-se por adicionar 0,5 mm de alumínio para reduzir a estatística

de contagem de fótons de baixa energia no espectro adquirido. Um total de 119 espectros de raios X foram medidos nesta etapa do estudo.

Os valores de corrente e tempo de exposição foram ajustados de forma a obter uma estatística de aproximadamente 500×10^3 contagens em cada espectro. Além disso, tanto o controle da corrente do tubo, como o emprego do colimador de tungstênio (espessura de 2 mm e orifício central de 0,4 mm de diâmetro), objetivavam manter a estatística de contagens num patamar inferior ao limite máximo permitido ao detector CZT (15×10^3 cps), eliminando efeitos decorrentes do acúmulo de contagens no fim do espectro (*pile-up*). Em todas as medidas, o ganho do detector CZT foi mantido igual ao valor utilizado na determinação da sua função resposta, ou seja, 0,1 keV por canal.

Nas medidas de camada semi-redutora (CSR) correspondentes a cada um dos espectros, o colimador de chumbo com 5 cm de espessura e orifício central de 3 mm de diâmetro foi substituído por outro, também de chumbo, mas com orifício de 3,5 cm de diâmetro. Foram acrescentados filtros de alumínio de diversas espessuras até que a exposição fosse reduzida a pelo menos um terço do seu valor inicial (sem filtro).

Nas medidas de rendimento realizadas com o colimador de chumbo com orifício de 3 mm, a câmara de ionização foi posicionada no mesmo ponto ocupado pelo detector CZT, permitindo assim uma comparação direta com os valores de exposição calculados a partir dos espectros corrigidos. Todos os valores de rendimento medidos foram corrigidos para a distância de 1 m do ponto focal do tubo de raios X.

III-8. Elaboração de um Catálogo de Espectros

Na última etapa do estudo foi realizado o processo de desmembramento da distribuição de alturas de pulsos (*stripping*) dos espectros medidos (Seelenntag & Panzer, 1979), permitindo assim a elaboração de um catálogo para uso na área de radiologia diagnóstica. Nesse processo, as contagens correspondentes a eventos onde houve absorção parcial de energia do fóton incidente no detector foram retiradas do espectro medido (fração de escape-K). As contagens resultantes foram então divididas pelo eficiência do detector (ϵ). A correção do espectro medido tem início no canal correspondente à mais alta energia do espectro, onde se admite que não há nenhuma contribuição de contagens a ser subtraída, e prossegue até o canal de mais baixa energia. Nesse processo foi empregada a função resposta do detector CZT, determinada a partir das curvas de eficiência e percentual de escape-K. A expressão (5) descreve o processo de desmembramento utilizado (Knoll, 1989):

$$N_v(E_0) = \frac{1}{\varepsilon(E_0)} \left[N_m(E_0) - \sum_i K_i(E_0 + E_i) N_v(E_0 + E_i) \right] \quad (5)$$

onde $N_v(E_0)$ é o número de contagens reais (medidas corrigidas) no canal correspondente ao fóton de energia E_0 , $N_m(E_0)$ é o número de contagens medidas no canal E_0 , K_i é o percentual de escape- K_i (energia E_i) com relação ao escape- K total (K_t) e $\varepsilon(E_0)$ é a eficiência de fotopico, sendo $\varepsilon_{\max} = 0,95 - K_t$. O escape relativo de cada (i^{th}) fóton de raios X característico do cádmio (23 e 26 keV) e telúrio (27 e 31 keV) foi determinado experimentalmente.

A partir do espectro de contagens corrigido ou espectro de fluência - $\Phi(E)$, foi possível determinar o espectro de exposição utilizando a relação (Johns & Cunningham, 1983):

$$X(E) = \frac{e}{W_{\text{ar}}} E \Phi(E) \mu_{\text{en,ar}}(E) \quad (6)$$

onde E é a energia do fóton, $\mu_{\text{en,ar}}(E)$ é o coeficiente de absorção mássico do ar, W_{ar} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar (33.97 J.C^{-1}) e e é a carga elementar do elétron. A fluência, $\Phi(E)$, foi obtida dividindo-se o número de contagens correspondente aos fótons com energia E pela área irradiada da superfície do detector. Essa área corresponde à área do orifício do colimador de tungstênio "vista" pelo detector, aproximadamente $1,19343 \times 10^{-3} \text{ cm}^2$. Somando-se todas as contribuições dos fótons de diferentes energias que compõem o espectro medido, foi possível calcular a exposição total. Esse valor foi comparado ao valor medido com a câmara de ionização na etapa anterior.

O valor da camada semi-redutora correspondente a cada um dos espectros medidos também foi calculado a partir do espectro de fluência utilizando os coeficientes de atenuação mássico do alumínio.

Para permitir a utilização prática do catálogo de espectros de raios X medidos nesta etapa do estudo, foi calculado a partir da expressão (6) um fator de normalização constante ($\text{fótons.cm}^{-2}.\text{R}^{-1}$) para cada um dos espectros. Esse fator, quando multiplicado pelo número de contagens (normalizado) em cada intervalo de energia (N_i), produz um espectro de fluência cuja exposição equivale exatamente a 1,0 R (Roentgen) (Fewell & Shuping, 1977; Mercier et al., 2000):

$$F_N = \left[\frac{e}{W_{ar}} \sum_{i=1}^N N_i E_i \mu_{en,ar,i} \right]^{-1} \quad (6.1)$$

ou seja, o produto $N_i F_N$ é equivalente à fluência de fótons (Φ) em cada intervalo de energia, que, somado sobre todos intervalos, produz um espectro com exposição igual a 1,0 R. No cálculo desse fator, todos os espectros foram corrigidos pela atenuação do ar, considerando uma distância foco-detector de 1,0 m.

Em situações práticas de campo, se a qualidade do feixe de raios X (CSR) e o rendimento a 1,0 m do ponto focal são medidos, conforme normalmente ocorre em programas de controle de qualidade, é possível determinar o espectro de fluência (fótons.cm⁻²) através da aplicação da medida de exposição e do fator de normalização.

IV RESULTADOS E DISCUSSÃO

IV-1. Estabelecimentos de Saúde Participantes do Estudo

No processo de amostragem aleatória estratificada foram sorteados e convidados a participar do estudo 200 estabelecimentos de saúde. Desse total, 50 concordaram em participar, recebendo a primeira remessa de dosímetros (R1) para avaliação das doses absorvidas pelos pacientes submetidos a radiografias de tórax. Numa segunda remessa (R2), agora para avaliação das doses em exames de crânio, seios da face e coluna, 38 estabelecimentos de saúde continuaram participando do estudo. A lista completa com os nomes dos estabelecimentos de saúde participantes de cada uma das etapas do estudo, o município de sua localização e o estrato do qual participam pode ser encontrada no Anexo 7.

A grande maioria dos estabelecimentos (72,5 %), não respondeu ao convite para participar do estudo. Algumas cartas (4) foram devolvidas pelo correio por motivo de endereço não-localizado. Somente um estabelecimento retornou o convite não aceitando participar, e alegando que o estudo poderia prejudicar o atendimento de urgência prestado pelo estabelecimento. É importante destacar que todas as cartas-convite enviadas eram acompanhadas de envelope com selo pago, para envio, sem nenhum custo, da resposta sobre a participação no estudo. A estatística de aceite em participar do estudo, segundo o estrato da amostra e a remessa de envio dos dosímetros, pode ser observada na Tabela IV-1.

Tabela IV-1. Tamanho das amostras de estabelecimentos de saúde sorteados (n) e que efetivamente aceitaram participar da primeira (n* - R1) e segunda (n - R2) etapas do processo de avaliação das doses, segundo os estratos da amostragem aleatória estratificada.**

Estrato (h)	sorteado (n _h)	aceite R1 (n _h *)	% de aceite R1	aceite R2 (n _h **)	% de aceite R2
1	50	14	28	8	16
2	50	13	26	10	20
3	50	12	24	9	18
4	50	11	22	11	22
Total	n=200	n* = 50	25	n** = 38	19

Em relação à primeira remessa de dosímetros (R1), dos 50 kits dosimétricos enviados, 2 foram devolvidos sem uso e 1 não foi devolvido. Na segunda remessa (R2), 2 kits dosimétricos foram devolvidos sem uso e 3 não foram devolvidos.

No aceite de participação inicial (R1), nota-se um percentual decrescente dos estabelecimentos de menor porte (estrato 1) para os de maior porte (estrato 4). Essa tendência, ainda que tênue, reforça a hipótese inicial de estratificação, ou seja, quanto menor a quantidade de exames realizados pelos estabelecimentos, menor é a oferta de serviços de controle de qualidade e, portanto, maiores são o interesse e a necessidade

por estudos como este. Outro ponto, citado no único caso de recusa, pode estar relacionado à frequência crescente de exames realizados associado ao percentual decrescente de aceite, ou seja, estudos como este ainda são encarados, pela falta de tradição, como empecilho ao andamento “normal” da rotina de serviço do estabelecimento.

O número de estabelecimentos participantes do estudo diminuiu na segunda etapa do processo de avaliação das doses (R2). Em quase todas as negativas apresentadas, a principal justificativa foi a substituição do médico responsável pelo serviço de radiologia, que, por desconhecer a participação da instituição na avaliação anterior, ou por estar ainda se “familiarizando” com a rotina do local, preferia não participar da continuidade da pesquisa. Nesse ponto é importante destacar que, entre uma remessa e outra, decorreram aproximadamente 6 meses. No estrato 4, que compreende os estabelecimentos do município de São Paulo, todos os estabelecimentos de saúde continuaram participando do segundo processo de avaliação das doses. Esse fato talvez reforce a hipótese da afirmação anterior, uma vez que a rotatividade ou substituição dos médicos responsáveis pelos serviços de radiologia em estabelecimentos de grande porte deve ser menor.

Algumas características dos estabelecimentos de saúde participantes do estudo, como esfera administrativa a que pertencem, o tipo de estabelecimento e o nível de hierarquia, podem ser observadas na Tabela IV-2. O nível de hierarquia está associado ao tipo de procedimento oferecido pelo estabelecimento, onde, a grosso modo, um nível de hierarquia maior significa uma oferta de procedimentos ambulatoriais e de internações mais complexos, e portanto um estabelecimento de maior porte. Essas informações estão presentes no Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES, 2000) e a definição de cada uma delas pode ser obtida no Anexo 8.

Embora o número de estabelecimentos participantes no estudo tenha ficado abaixo da quantidade definida no plano de amostragem, a diversidade das características dos participantes apresentada na Tabela IV-2 demonstra a importância e a representatividade dos dados coletados.

Tabela IV-2. Esfera administrativa, tipo e nível de hierarquia dos estabelecimentos de saúde participantes do estudo, segundo os estratos da amostragem aleatória estratificada a que pertencem.

Característica	Estrato				
	1	2	3	4	Total
Esfera administrativa					
Federal	0	0	0	2	2
Estadual	1	2	0	4	7
Municipal	4	3	2	0	9
Privada	9	8	10	5	32
Tipo de Estabelecimento					
Centro de Saúde/Unidade de Saúde	3	0	0	0	3
Policlínica	2	0	0	0	2
Clínica Especializada/Ambulatório de Especialidade	1	0	1	0	2
Unidade de Apoio Diagnose e Terapia (SADT)	0	2	3	0	5
Unidade Mista	0	1	1	0	2
Hospital Geral	8	9	5	10	32
Hospital Especializado	0	1	2	1	4
Nível de Hierarquia					
02	2	1	0	0	3
03	3	1	4	0	8
04	1	0	1	0	2
05	2	2	0	0	4
06	5	5	3	2	15
07	1	3	2	6	12
08	0	1	2	3	6

O envolvimento e a colaboração de associações médicas e de técnicos e/ou de órgãos públicos/governamentais da área, além dos próprios profissionais da área de física médica que atuam em hospitais, com certeza contribuiria para melhorar o índice de participação no estudo. Isoladamente e de forma bem localizada, houve a participação do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo (CVS-SP), que nos forneceu o cadastro de estabelecimentos de Saúde do estado de São Paulo, e a divulgação da metodologia empregada nesse estudo em congresso da área médica – Congresso Brasileiro de Radiologia (CBR), com a apresentação de um trabalho (Freitas et al., 2002). Estudo do mesmo tipo conduzido no Reino Unido (NRPB, 1996), indica que 73% das medidas de dose foram fornecidas, de forma espontânea, por físicos médicos que haviam realizado estudos semelhantes nos hospitais onde atuavam. No Brasil, embora não existam estatísticas publicadas, o número de físicos médicos com competência comprovada atuando na área de radiodiagnóstico deve ser muito pequeno, talvez concentrando-se em grandes centros urbanos, uma vez que em 2004 somente 17 profissionais possuíam o título de especialista da área concedido pela Associação Brasileira de Física Médica (ABFM). Por outro lado, os primeiros estudos conduzidos na década de 80 em países

como a Inglaterra (Shrimpton et al., 1986), também apresentavam uma amostra pequena de instituições participantes, cerca de 20 estabelecimentos. O primeiro estudo conduzido na Comunidade Européia nos anos de 1987 e 1988 envolveu a participação de 24 departamentos de radiologia, divididos entre 10 países europeus (citado em EUR, 1996a). Dessa forma, acredita-se que, apesar do índice de participação obtido, esse estudo ainda possa contribuir para futuras investigações, à medida que pretende demonstrar a importância do processo de avaliação das doses e das condições de funcionamento dos equipamentos na área de radiodiagnóstico.

IV-2. Informações Coletadas e Analisadas durante o Estudo

Ainda procurando caracterizar a abrangência do estudo, é possível observar na Tabela IV-3 a quantidade de salas (equipamentos) e pacientes participantes, bem com a quantidade de valores de dose (dose de entrada na pele - DEP) coletados, segundo o estrato da amostra de estabelecimentos de saúde.

Tabela IV-3. Quantidade de salas e pacientes participantes do estudo com a respectiva quantidade de valores de dose (dose de entrada na pele – DEP) coletados, segundo os estratos da amostra aleatória estratificada de estabelecimentos de saúde.

Estrato	Salas	Pacientes	Valores de Dose
1	17	219	347
2	22	249	388
3	16	163	252
4	28	237	428
Total	83	868	1415

Como cada valor de dose corresponde a uma radiografia (projeção) de um determinado tipo de exame, pode-se concluir pelos dados apresentados na Tabela IV-3 que, em média, cada paciente realizou 1,6 radiografias. Esse valor praticamente correspondente ao valor encontrado para o exame mais freqüente - exames de tórax (1,5 radiografias por paciente). Por outro lado, pacientes submetidos a exames de coluna lombar, crânio e seios da face realizaram em média aproximadamente 2 radiografias. Esse valor reduz-se para 1,7 radiografias por paciente no caso de exames de coluna cervical e torácica.

A comparação da distribuição percentual por faixa etária entre a população residente do estado de São Paulo (2004) e os pacientes participantes deste estudo, segundo o tipo de exame realizado, pode ser observada na Figura IV-1. Dos 868 pacientes que participaram do estudo, 12 não forneceram, ou não foi registrado pelo

técnico radiologista do local, a informação correspondente à idade. É possível observar pela Figura IV-1 que, diferentemente da população, a distribuição percentual das idades dos pacientes que se submetem a exames de tórax e coluna se concentra na faixa etária mais alta, entre 30 e 70 anos. Já para pacientes que realizam exames de crânio e seios da face, a faixa etária predominante é mais jovem, entre 0 e 20 anos de idade, semelhante à da população, mas com percentuais relativos bem mais elevados. No caso específico de exames de crânio, esse percentual volta a subir na faixa etária entre 60 e 80 anos. As quedas com choque da cabeça, comuns entre as crianças e jovens, e entre os mais idosos, talvez justifique a distribuição por faixa etária dos pacientes que se submetem a exames de crânio. A sinusite, problema comum entre as crianças e jovens, também pode explicar a distribuição de idades dos pacientes que realizam exames dos seios da face. Em relação ao sexo dos pacientes que realizam exames, a proporção entre homens e mulheres é praticamente a mesma para exames de tórax, índice semelhante ao da população, e um pouco mais elevada entre os homens para exames de crânio e seios da face, cerca de 53 %. No caso de exames de coluna, a proporção de pacientes do sexo feminino é superior, cerca de 57 %, fato que talvez seja explicado por consequências da gravidez e pelo problema da osteoporose, mais comum entre as mulheres. Todas essas informações são importantes para realização de estimativas da dose de radiação recebida pela população proveniente das exposições médicas.

Figura IV-1. Distribuição (%) por faixa etária da população residente no estado de São Paulo (2004) e dos pacientes participantes do estudo, segundo o tipo de exame realizado.

Na Tabela IV-4 é possível observar a quantidade de valores de dose coletados nos diversos estabelecimentos de saúde e salas participantes do estudo, segundo o tipo de

exame (e projeção) realizado. Da quantidade total (1415), foram selecionados os valores de dose correspondentes a pacientes com biótipos específicos: adulto (1074) e pediátrico (194) para análise comparativa da técnica empregada na realização dos exames e cálculo dos níveis de referência. Essa seleção levou a uma redução de cerca de 10 % na quantidade de valores de dose, alcançando cerca de 24 % se forem considerados somente os valores de dose correspondentes a um adulto com biótipo específico (paciente pesando entre 50 e 90 kg com idade igual ou superior a 15 anos).

A projeção pósterio-anterior (PA) de todos os exames foi a projeção menos freqüente, com exceção dos exames de tórax, onde a projeção antero-posterior (AP) foi a menos freqüente. Essa projeção passa a ser mais significativa quando o grupo de pacientes pediátricos é considerado. Dentro dos exames de coluna, o exame de coluna lombar foi o mais freqüente.

Tabela IV-4. Quantidade de estabelecimentos de saúde, salas e valores de dose¹ coletados no estudo, segundo o tipo do exame² realizado. Desse total, foram selecionados os estabelecimentos e as salas, cujas doses correspondem a pacientes com biótipo específico³ (adulto e pediátrico).

Exame ²	Dados Coletados			Dados Selecionados					
	Todos			Adulto			Pediátrico		
	Estabelecimentos de Saúde	Salas	Valores de Dose ¹	Estabelecimentos de Saúde	Salas	Valores de Dose ¹	Estabelecimentos de Saúde	Salas	Valores de Dose ¹
Tórax AP	22	25	89	13	16	48	14	14	33
Tórax PA	45	69	490	45	68	399	13	15	26
Tórax LAT	45	67	302	42	63	231	13	14	33
Crânio AP	22	27	36	14	17	20	12	14	15
Crânio LAT	23	27	44	14	17	27	13	14	15
Crânio PA	5	5	11	3	3	9	2	2	2
Seios da Face MN	24	35	75	21	27	43	15	17	28
Seios da Face FN	23	32	65	20	25	37	15	16	24
Coluna Lombar AP	26	37	102	25	33	91	4	4	5
Coluna Lombar LAT	29	40	112	27	35	97	4	4	5
Coluna Lombar PA	4	4	12	3	3	8	0	0	0
Coluna Cervical AP	12	12	18	11	11	17	1	1	1
Coluna Cervical LAT	16	16	23	15	15	21	1	1	1
Coluna Cervical PA	3	3	4	3	3	3	0	0	0
Coluna Torácica (Dorsal) AP	12	13	15	9	10	11	3	4	4
Coluna Torácica (Dorsal) LAT	13	13	15	10	10	11	2	2	2
Coluna Torácica (Dorsal) PA	1	1	2	1	1	1	0	0	0
Total			1415			1074			194

¹Dose de Entrada na Pele (DEP);

²AP: antero-posterior; PA: postero-anterior; LAT: lateral, perfil; MN: mento-naso; FN: fronto-naso;

³Biótipo específico – Adulto: paciente pesando entre 50 e 90 kg com idade igual ou superior a 15 anos; Pediátrico: paciente com idade inferior a 15 anos.

Como o estudo não foi dirigido ao grupo de pacientes na faixa etária pediátrica (menor que 15 anos), a quantidade de valores de dose desse grupo é bastante reduzida, embora no caso de exames de crânio e seios da face a quantidade de valores coletados ainda seja considerável. Esse fato concorda com a distribuição por faixa etária dos pacientes submetidos a esses tipos de exames, que pode ser observada na Figura IV-1. Nesse sentido, o estudo se concentrará nos exames e projeções mais freqüentes, que no caso de pacientes pediátricos são exames de tórax (projeções AP, PA e LAT), crânio (projeções AP e LAT) e seios da face (projeções MN e FN). No caso de pacientes adultos, além desses exames e projeções, serão analisados também os dados referentes aos exames de coluna (projeções AP e LAT).

Uma análise mais detalhada das informações coletadas (idade, peso e altura) que caracterizam os dois grupos de pacientes com biótipo selecionado: adulto e pediátrico, para os exames e projeções mais freqüentes do estudo, pode ser observada na Tabela IV-5 e na Tabela IV-6, respectivamente.

Tabela IV-5. Valores médios de idade (anos), peso (kg) e altura (m) para o grupo de pacientes com biótipo adulto, segundo os exames e projeções mais freqüentes do estudo. Entre parênteses, são apresentados os valores mínimo e máximo de cada variável analisada.

Exame	Dados Selecionados – Adulto ¹		
	Idade (Anos)	Peso (kg)	Altura (m)
Tórax AP	61 (18-92)	68 (50-90)	1,65 (1,40-1,85)
Tórax PA	48 (15-89)	67 (50-90)	1,65 (1,40-1,95)
Tórax LAT	49 (15-90)	67 (50-90)	1,65 (1,40-1,90)
Crânio AP	43 (16-79)	71 (58-82)	1,70 (1,50-1,85)
Crânio LAT	45 (16-79)	68 (50-82)	1,70 (1,50-1,85)
Seios da Face MN	38 (15-76)	66 (50-87)	1,65 (1,40-1,85)
Seios da Face FN	38 (15-76)	67 (50-87)	1,65 (1,50-1,85)
Coluna Lombar AP	47 (15-82)	68 (50-90)	1,65 (1,50-1,90)
Coluna Lombar LAT	46 (15-82)	68 (50-90)	1,65 (1,50-1,90)
Coluna Cervical AP	46 (19-79)	65 (53-83)	1,65 (1,50-1,95)
Coluna Cervical LAT	45 (19-79)	66 (53-90)	1,65 (1,50-1,95)
Coluna Torácica (Dorsal) AP	40 (17-73)	68 (55-80)	1,70 (1,60-1,90)
Coluna Torácica (Dorsal) LAT	43 (17-73)	68 (55-80)	1,70 (1,50-1,90)

¹Adulto: paciente pesando entre 50 e 90 kg com idade igual ou superior a 15 anos.

Tabela IV-6. Valores médios de idade (anos), peso (kg) e altura (m) para o grupo de pacientes com biótipo pediátrico, segundo os exames e projeções mais freqüentes do estudo. Entre parênteses, são apresentados os valores mínimo e máximo de cada variável analisada.

Exame	Dados Selecionados – Pediátrico ¹		
	Idade (Anos)	Peso (kg)	Altura (m)
Tórax AP	3,3 (0,3-12,0)	16 (5-50)	1,00 (0,60-1,65)
Tórax PA	8,7 (2,0-14,0)	32 (12-60)	1,35 (0,90-1,60)
Tórax LAT	6,0 (0,5-13,0)	25 (5-50)	1,15 (0,60-1,65)
Crânio AP	6,4 (0,6-14,0)	28 (10-65)	1,25 (0,75-1,75)
Crânio LAT	6,6 (0,6-14,0)	28 (10-65)	1,20 (0,50-1,75)
Seios da Face MN	7,9 (4,0-14,0)	29 (17-63)	1,25 (1,00-1,60)
Seios da Face FN	8,2 (4,0-14,0)	30 (17-63)	1,25 (1,00-1,60)

¹Pediátrico: paciente com idade inferior a 15 anos.

Entre 5 e 10 % dos pacientes, dependendo do tipo de exame e projeção, não forneceram ou não foi registrado pelo técnico radiologista do local, a informação referente ao peso e/ou à altura. Esse percentual se reduz para aproximadamente 2 %, no caso da informação referente à idade. No grupo de pacientes pediátricos, a ausência de dados dos pacientes foi bem maior, chegando a 30 % no caso da informação de peso e/ou altura, dependendo do tipo de exame e projeção.

IV-3. Dose de Entrada na Pele (DEP)

Antes de passar aos resultados de dose de entrada na pele (DEP) obtidos no estudo, são apresentados alguns parâmetros correspondentes à técnica empregada na realização dos exames que afetam de forma significativa o valor final da dose. Valores estatísticos (média, desvio-padrão, mínimo e máximo) que caracterizam a distribuição da tensão aplicada (kV) ao tubo de raios X, da carga (mAs) – corrente (mA) multiplicada pelo tempo de disparo (s) – e da distância foco-filme (DFF) empregados na realização dos exames foram calculados para os dois biótipos de pacientes selecionados: adulto (Tabela IV-7) e pediátrico (Tabela IV-8).

Em alguns casos, dependendo do tipo do exame e da projeção, até 10 % dos valores de carga empregados na realização dos exames não foram registrados, ou foram registrados de forma incorreta, pelo técnico radiologista do local na ficha de controle dos exames (Anexo 2). As várias situações de preenchimento incorreto do valor da carga empregada parecem indicar a dificuldade do técnico radiologista em calcular o produto da corrente pelo tempo de disparo, ora pelo uso de unidades incorretas, ora pelo desconhecimento do termo solicitado: carga. Para tentar reduzir esse problema, na

segunda remessa de dosímetros (R2), a ficha de controle foi alterada, de forma que ao campo "carga" foi adicionado o campo "corrente", chamado por muitos técnicos também de "foco", e o campo "tempo". Esse procedimento reduziu o índice de preenchimento incorreto desse campo na ficha de controle de exames. O valor de tensão aplicado ao tubo de raios X foi fornecido em quase a totalidade dos exames realizados. Por outro lado, o valor da distância foco-filme deixou de ser registrado em aproximadamente 20 % dos exames realizados, dependendo do tipo de projeção.

Tabela IV-7. Valores médios de tensão aplicada (kV), carga (mAs) e distância foco-filme (DFF), segundo o tipo de radiografia realizada em um adulto. Entre parênteses, ao lado do valor médio, está o respectivo coeficiente de variação percentual (desvio-padrão dividido pelo valor médio), e na linha inferior os valores mínimo e máximo da variável analisada.

Exame	Dados Seleccionados – Adulto ¹		
	Tensão (kV)	Carga (mAs)	DFF(m)
Tórax AP	66 (21%) (40-90)	17 (65%) (5-40)	1,60 (16%) (0,80-1,80)
Tórax PA	77 (18%) (54-125)	12 (83%) (1-80)	1,70 (15%) (1,00-2,00)
Tórax LAT	87 (15%) (60-125)	20 (80%) (1-150)	1,70 (12%) (0,80-2,00)
Crânio AP	66 (9%) (52-77)	59 (76%) (20-200)	1,05 (5%) (1,00-1,15)
Crânio LAT	60 (12%) (40-70)	74 (89%) (10-200)	1,05 (9%) (1,00-1,40)
Crânio PA	64 (6%) (57-72)	111 (77%) (13-200)	1,05 (14%) (1,00-1,40)
Seios da Face MN	74 (12%) (55-100)	45 (35%) (15-80)	0,95 (26%) (0,25-1,15)
Seios da Face FN	71 (11%) (50-90)	45 (38%) (25-80)	0,95 (26%) (0,25-1,15)
Coluna Lombar AP	70 (11%) (52-96)	84 (69%) (20-250)	1,05 (14%) (0,80-1,80)
Coluna Lombar LAT	81 (14%) (57-125)	147 (82%) (25-600)	1,05 (14%) (0,80-1,80)
Coluna Cervical AP	64 (8%) (56-75)	25 (60%) (8-51)	1,05 (19%) (1,00-1,50)
Coluna Cervical LAT	66 (9%) (58-78)	27 (59%) (6-63)	1,05 (19%) (0,80-1,50)
Coluna Torácica (Dorsal) AP	69 (10%) (56-80)	36 (50%) (10-70)	1,05 (5%) (1,00-1,15)
Coluna Torácica (Dorsal) LAT	73 (12%) (63-92)	56 (68%) (16-125)	1,05 (5%) (1,00-1,15)

¹Adulto: paciente pesando entre 50 e 90 kg com idade igual ou superior a 15 anos.

Tabela IV-8. Valores médios de tensão aplicada (kV), carga (mAs) e distância foco-filme (DFF), segundo o tipo de radiografia realizada em um paciente pediátrico. Entre parênteses, ao lado do valor médio, está o respectivo coeficiente de variação percentual (desvio-padrão dividido pelo valor médio), e na linha inferior os valores mínimo e máximo.

Exame	Dados Selecionados – Pediátrico ¹		
	Tensão (kV)	Carga (mAs)	DFF(m)
Tórax AP	61 (15%) (42-75)	9 (55%) (3-15)	1,25 (24%) (0,80-1,80)
Tórax PA	71 (17%) (50-104)	11 (154%) (4-80)	1,75 (14%) (1,00-2,00)
Tórax LAT	75 (15%) (50-94)	14 (71%) (4-48)	1,50 (20%) (0,80-1,80)
Crânio AP	65 (12%) (50-75)	23 (56%) (5-50)	1,00 (5%) (1,00-1,10)
Crânio LAT	61 (13%) (50-80)	21 (71%) (4-50)	1,00 (5%) (1,00-1,10)
Seios da Face MN	69 (7%) (60-77)	40 (50%) (20-90)	1,00 (20%) (0,25-1,30)
Seios da Face FN	67 (7%) (60-75)	40 (55%) (15-90)	1,00 (20%) (0,25-1,30)

¹Pediátrico: paciente com idade inferior a 15 anos.

Em relação aos valores da técnica empregada na realização dos exames, cabe destaque à grande variação dos valores de carga, conforme demonstram os coeficientes de variação percentual calculados. De forma geral, uma comparação com os dados apresentados no estudo realizado entre 1988 e 1995 no Reino-Unido (NRPB, 1996) para pacientes adultos, indica que os valores de tensão aplicada são bem semelhantes. Entretanto, quando valores de carga são comparados, os valores empregados neste estudo chegam a ser, em alguns casos, quase duas vezes maiores. Esse fato sugere que os equipamentos utilizados neste estudo para realização dos exames talvez possuam alguma limitação, como por exemplo “baixo” rendimento. Em outro estudo conduzido em diversos países da Comunidade Européia (EUR, 1996a), após publicação de recomendações de boas práticas, os valores de tensão aplicada são bem superiores aos empregados neste estudo: no caso de exames de tórax, aproximadamente 85 % dos exames foram realizados com valores de tensão superiores a 100 kV. Já para exames de coluna lombar, a tensão aplicada durante a realização da projeções AP/PA variava entre 70 e 90 kV em 70 % dos exames, e entre 90 e 100 kV em 20 % dos exames para a projeção LAT.

Para pacientes pediátricos, há uma maior dificuldade em comparar as técnicas empregadas, uma vez que as características do biótipo variam significativamente com a idade, alterando os parâmetros empregados na realização dos exames. Estudos nacionais realizados em Pernambuco (Oliveira & Khoury, 2003) e no Rio de Janeiro (Mohamadain et al., 2004) em pacientes pediátricos submetidos a exames de tórax (projeções AP e PA) com idades entre 1 e 15 anos, divididos em várias faixa etárias, utilizaram valores de

tensão média variando entre 65 e 75 kV e carga, entre 2,5 e 15 mAs. Em estudo dirigido a pacientes pediátricos nos países da Comunidade Européia (EUR, 1996b), aproximadamente 60 % dos exames de tórax (projeção AP e PA) em crianças com idade média de 5 anos, foram realizados com tensão aplicada entre 60 e 80 kV.

Passando aos resultados de dose (dose de entrada na pele – DEP) obtidos no estudo, foram calculados os valores médios de DEP por sala (ou por equipamento) a partir dos valores individuais, para cada um dos exames, considerando os dois grupos de pacientes selecionados: adulto e pediátrico. A partir desse conjunto de DEP médios (calculados por sala), foram determinados os valores estatísticos que caracterizam essa distribuição (média, mínimo, máximo, 1º quartil, mediana, 3º quartil) para cada um dos exames (e projeções) realizados. Ou seja, para cada exame realizado, o número de valores de DEP médios utilizados no cálculo dos valores estatísticos corresponde ao número de salas empregadas na realização daquele determinado exame. Esse procedimento é importante pois, independente do número de doses avaliadas em cada sala, todas terão a mesmo peso no cálculo da estimativa final da dose recebida pelos pacientes submetidos ao exame em questão. A Tabela IV-9 e a Tabela IV-10 apresentam os valores estatísticos de DEP médios por sala para os pacientes com biótipo adulto e pediátrico, respectivamente.

As razões entre os valores mínimo e máximo varia enormemente, alcançando a razão de 1:195 no caso de exames de seios da face em pacientes adultos, e de 1:114 em paciente pediátricos. Outro ponto que merece destaque é a semelhança entre a DEP para pacientes adultos e pediátricos no caso exames de tórax (projeção PA).

Embora a metodologia empregada em outros estudos nacionais de avaliação de doses em pacientes não seja exatamente a mesma deste e estudos deste tipo ainda sejam pouco freqüentes no país, é possível realizar uma comparação dos valores de DEP publicados. Estudo realizado na cidade de Curitiba (Tilly Jr., 1997) em 101 pacientes adultos obteve valores médios de DEP de 0,33 e 1,01 mGy para exames de tórax PA e LAT, respectivamente, portanto bem semelhantes aos encontrados neste estudo. Outro estudo realizado em hospitais da cidade de São Paulo (Freitas & Yoshimura, 2003) encontrou valores médios de DEP de 0,22 e 0,98 mGy para exames de tórax PA e LAT, respectivamente. Já para pacientes pediátricos, estudo realizado na cidade de Recife (Oliveira & Khoury, 2003) encontrou valores médios de DEP variando entre 0,22 e 0,28 mGy, dependendo da faixa etária dos pacientes, para exames de tórax (projeções AP e PA). Na cidade do Rio de Janeiro (Mohamadain et al., 2004), os valores de DEP médios variaram de 0,03 a 0,12 mGy, considerando exames de tórax (projeções AP e PA), portanto bem inferiores aos encontrados neste estudo. Não foram encontrados dados publicados, seja para pacientes adultos ou pediátricos, que tivessem avaliado doses em outros tipos de exames, além de tórax.

As distribuições dos valores médios de DEP por sala para os exames e projeções mais freqüentes, podem ser observadas nas Figura IV-2 (exames de tórax, crânio e seios da face) e Figura IV-3 (exames de coluna). Em todas as distribuições é possível observar valores extremos bastante elevados, se comparados ao valor médio encontrado, indicando que há possibilidade de redução dos valores de dose sem perda de qualidade da imagem.

Uma prática verificada em alguns estabelecimentos participantes do estudo, inclusive informada na ficha de controle de exames pelo técnico radiologista do local, foi a utilização de radioscopia de localização, ao invés do uso de diafragmas luminosos, para realização do exame. Os extremos superiores das distribuições de valores médios de DEP observados nos exames de crânio (Figura IV-2) e coluna lombar (Figura IV-3), correspondentes a pelo menos dois dos estabelecimentos de saúde, são resultado dessa prática. Além desse fato, também é possível observar, nas distribuições de DEP média dos exames de coluna, que após um máximo na distribuição, a freqüência volta a crescer para intervalos de dose mais altas, talvez apontando para o uso de radioscopia em uma quantidade maior de estabelecimentos. Nesse sentido é importante destacar que a Resolução Estadual SS-625 de 14 de dezembro de 1994 (SES-SP, 1994), publicada pela Secretaria de Estado da Saúde, que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo, no seu item 6.4.9. determina: *“Será proibido o uso de radioscopia para a localização de campos a serem radiografados, com exceção para alguns exames especiais, como os exames contrastados do aparelho digestivo e outros, a critério exclusivo do responsável técnico”*. Uma análise dos valores de DEP individuais, onde o uso de radioscopia foi declarado, permite verificar que as doses praticadas nesses exames podem aumentar em mais de 5 vezes, chegando a 50 mGy no caso da projeção lateral da coluna lombar. No caso específico de exames de coluna lombar (projeção LAT), o segundo máximo na distribuição de DEP pode estar associado também à realização de exames específicos da junção lombo-sacro, que, embora seja uma projeção lateral da coluna lombar, fornece doses mais elevadas para o paciente em comparação a projeção LAT comum.

Tabela IV-9. Valores estatísticos que caracterizam a distribuição de dose de entrada na pele (DEP) média por sala em pacientes adultos, segundo o tipo de exame (e projeção) realizado, bem como a quantidade de salas (ou equipamentos) e de valores de DEP individuais empregados em cada distribuição.

Exame	DEP _{média} (mGy) – Adulto ¹						N DEP	N Salas
	Média	Mínimo	Máximo	1ºQuartil	Mediana	3º Quartil		
Tórax AP	0,40	0,08	1,53	0,15	0,32	0,50	48	16
Tórax PA	0,30	0,09	2,07	0,16	0,25	0,35	399	68
Tórax LAT	0,87	0,13	3,73	0,50	0,69	0,96	231	63
Crânio AP	2,80	0,54	8,40	1,25	2,12	3,28	20	17
Crânio LAT	2,04	0,40	7,82	0,94	1,53	2,14	27	17
Crânio PA	1,37	1,18	1,73	1,18	1,19	1,46	9	3
Seios da Face MN	2,11	0,06	4,80	1,33	2,09	2,80	43	27
Seios da Face FN	2,02	0,02	3,91	1,28	2,14	2,69	37	25
Coluna Lombar AP	5,4	1,1	19,1	3,2	4,6	6,6	91	33
Coluna Lombar LAT	11,2	2,4	27,9	6,4	8,6	16,2	97	35
Coluna Lombar PA	4,2	3,8	4,6	3,9	4,1	4,3	8	3
Coluna Cervical AP	0,52	0,14	0,95	0,34	0,49	0,72	17	11
Coluna Cervical LAT	0,77	0,14	1,95	0,38	0,49	1,20	21	15
Coluna Cervical PA	0,56	0,13	1,30	0,19	0,26	0,78	3	3
Coluna Torácica (Dorsal) AP	2,16	0,93	3,82	1,37	1,96	2,91	11	10
Coluna Torácica (Dorsal) LAT	4,87	1,42	14,50	2,17	2,99	6,24	11	10

¹Adulto: paciente pesando entre 50 e 90 kg com idade igual ou superior a 15 anos.

Tabela IV-10. Valores estatísticos que caracterizam a distribuição de dose de entrada na pele (DEP) média por sala em pacientes pediátricos, segundo o tipo de exame (e projeção) realizado, bem como a quantidade de salas (ou equipamentos) e de valores de DEP individuais empregados em cada distribuição.

Exame	DEP _{média} (mGy) – Pediátrico ¹						N DEP	N Salas
	Média	Mínimo	Máximo	1ºQuartil	Mediana	3º Quartil		
Tórax AP	0,15	0,03	0,30	0,10	0,13	0,20	33	14
Tórax PA	0,22	0,05	0,48	0,09	0,15	0,35	26	15
Tórax LAT	0,44	0,07	1,22	0,19	0,36	0,56	33	14
Crânio AP	0,90	0,25	2,09	0,43	0,96	1,06	15	14
Crânio LAT	0,74	0,20	2,20	0,30	0,62	0,83	15	14
Seios da Face MN	1,36	0,03	3,43	0,14	1,31	2,01	28	17
Seios da Face FN	1,30	0,05	2,79	0,30	1,21	1,98	24	16

¹Pediátrico: paciente com idade inferior a 15 anos.

Figura IV-2. Distribuição dos valores médios de dose de entrada na pele (DEP) por sala (ou equipamento) para os exames e projeções mais frequentes de tórax, crânio e seios da face realizados em pacientes adultos.

Figura IV-3. Distribuição dos valores médios de dose de entrada na pele (DEP) por sala (ou equipamento) para os exames e projeções mais frequentes de coluna realizados em pacientes adultos.

Dentre os vários fatores que afetam a dose recebida pelo pacientes durante a realização de exames radiológicos convencionais, podemos citar o biótipo do paciente (idade, peso e altura), a tensão e a carga aplicados ao tubo de raios X, a filtração do feixe, a distância foco-filme utilizada, a velocidade do conjunto tela-filme (ou écran-filme) e a razão de grade (Warren-Forward et al., 1996). Uma análise da variação da dose de entrada na pele (DEP) com a tensão aplicada foi realizada para alguns exames. Os valores médios de DEP individual por paciente e de carga foram calculados para cada intervalo de tensão empregado na realização dos exames (Tabela IV-11). Os exames realizados com o uso declarado de escopia não foram considerados nesta análise.

Tabela IV-11. Valores médios de dose de entrada na pele (DEP) por paciente, de carga e percentual (%) dos exames realizados, segundo o intervalo de tensão aplicada ao tubo de raios X.

Exame	Intervalo de Tensão (kV)	Carga (mAs)	DEP (mGy)	%	Exame	Intervalo de Tensão (kV)	Carga (mAs)	DEP (mGy)	%
Tórax PA	50 – 65	21	0,33	17	Tórax LAT	60 – 75	25	0,88	20
	66 – 80	12	0,30	55		76 – 85	20	0,83	35
	81 – 95	9	0,24	16		86 – 100	16	0,62	29
	96 – 125	4	0,19	12		101 – 125	15	0,56	16
Crânio AP	52 – 64	117	4,61	25	Crânio LAT	40 – 57	125	1,82	22
	65 – 70	52	2,32	60		58 – 64	91	1,55	45
	71 – 77	27	1,68	15		65 – 70	27	1,09	33
Coluna Lombar AP	52 – 65	103	6,40	35	Coluna Lombar LAT	55 – 70	293	14,29	17
	66 – 75	81	4,87	44		71 – 80	121	10,27	41
	76 – 96	55	4,60	21		81 – 90	134	10,23	31
						91 – 125	63	8,42	11

Pelo apresentado na Tabela IV-11, verifica-se que os intervalos de tensão predominantes na realização dos exames não foram os que forneceram os menores valores de DEP. A análise demonstra que o uso de valores de tensão aplicada mais elevados, em associação com valores de carga mais baixos, reduz a DEP recebida pelos pacientes. Esse comportamento da dose com a tensão aplicada, também encontrado em outros estudos (Martin et al., 1993; Ortiz et al., 1995; EUR, 1996a; Mooney & Thomas, 1998), aponta para uma medida eficaz no processo de otimização das doses em radiologia diagnóstica convencional. Entretanto, é importante lembrar que essa atitude reduz o contraste da imagem radiológica, podendo comprometer o diagnóstico médico em casos onde o radiologista não tenha sido treinado para extrair informações de radiografias de baixo contraste. Assim, a introdução de técnicas de baixo contraste só deve ocorrer se acompanhada de treinamento específico da equipe médica e concordância do responsável técnico. Reforçando essa necessidade, estudo recente realizado no Reino Unido (NRPB, 2002) aponta que, para compensar o uso de técnicas de alta tensão, grades anti-

espalhamento eram utilizadas com mais frequência para melhorar o contraste das imagens, aumentando, nesses casos, a dose recebida pelos pacientes.

IV-4. Níveis de Referência

Os níveis de referência têm sido estabelecidos ou recomendados com base no 3º quartil (ou percentil 75) das distribuições de dose de entrada na pele (DEP) em pacientes típicos realizando exames comuns em equipamentos amplamente definidos. Portanto, neste estudo, esses valores corresponderiam aos valores de DEP apresentados na 6ª coluna da Tabela IV-9, considerando-se somente os pacientes com biótipo adulto. No caso de pacientes pediátricos, cujas características do biótipo variam fortemente com a idade, foi necessário realizar uma nova seleção de valores de DEP para o cálculo de uma estimativa dos níveis de referência, uma vez que os valores apresentados na Tabela IV-10 correspondem a uma faixa etária muito ampla (0 a 15 anos). Dois grupos de pacientes pediátricos foram selecionados para obter os valores dos níveis de referência correspondentes a crianças com idades médias de 5 (± 2 anos) e 10 (± 3 anos) anos. A partir dos valores médios de DEP por sala calculados para cada grupo, foi possível obter os níveis de referência (3º quartil da distribuição). Embora esse procedimento tenha reduzido ainda mais a amostra de doses em pacientes pediátricos, ele segue as recomendações do primeiro estudo realizado na Comunidade Européia (EUR, 1996b) e, nesse sentido, acreditamos que os resultados apresentados possam contribuir para uma primeira análise nesse grupo de pacientes.

No Brasil, a Portaria nº453 (SVS, 1998) estabelece os valores de DEP correspondentes aos níveis de referência para pacientes com biótipo adulto. A Tabela IV-12 apresenta esses valores e os encontrados neste estudo, bem como as recomendações dos organismos internacionais que têm atuado na área de proteção radiológica dentro das exposições médicas. A escassez ou inexistência de resultados brasileiros publicados na literatura e a comparação com os dados apresentados na Tabela IV-12 indica que o Ministério da Saúde, através da Secretaria de Vigilância Sanitária, adotou os níveis sugeridos pela *International Atomic Energy Agency* (IAEA, 1996). Nesse sentido, a apresentação dos valores encontrados neste trabalho, resultado de um estudo que considera a realidade nacional ou local, em contrapartida aos adotados oficialmente, é uma contribuição importante.

Os valores do 3º quartil da distribuição de DEP encontrados neste estudo para os exames de crânio (projeção PA), coluna lombar e cervical (projeções PA) fornecem uma estimativa bastante preliminar dos níveis de referência, uma vez que o número de doses (e salas) utilizadas na sua estimativa ainda é muito pequeno (Tabela IV-4).

Tabela IV-12. Valores dos níveis de referência¹ (dose de entrada na pele - mGy) para pacientes adultos encontrados neste estudo e sugeridos pelas recomendações nacionais e internacionais, segundo o tipo de exame (e projeção) realizado.

Exame	Este Estudo ²	Portaria ³ nº453	NRPB ⁴	AAPM ⁵	EC ⁶	IAEA ⁷	IPSM ⁸	CRCPD ⁹
Tórax AP	0,50	-	-	-	-	-	-	-
Tórax PA	0,35	0,40	0,30	0,25	0,30	0,40	0,30	0,20
Tórax LAT	0,96	1,50	1,50	-	1,50	1,50	1,50	-
Crânio AP	3,3	5,0	5,0	-	5,0	5,0	5,0	-
Crânio LAT	2,1	3,0	3,0	-	3,0	3,0	3,0	1,3
Crânio PA	1,5	-	5,0	-	5,0	5,0	5,0	-
Seios da Face MN	2,8	-	-	-	-	-	-	-
Seios da Face MN	2,7	-	-	-	-	-	-	-
Coluna Lombar AP	6,6	10,0	10,0	5,0	10,0	10,0	10,0	3,9
Coluna Lombar LAT	16,2	30,0	30,0	-	30,0	30,0	30,0	-
Coluna Lombar LAT (JSL ¹⁰)	-	40,0	40,0	-	40,0	40,0	40,0	-
Coluna Lombar PA	4,3	-	10,0	5,0	10,0	10,0	10,0	3,9
Coluna Cervical AP	0,72	-	-	1,25	-	-	-	1,20
Coluna Cervical LAT	1,20	-	-	-	-	-	-	-
Coluna Cervical PA	0,78	-	-	-	-	-	-	-
Coluna Torácica AP	2,9	7,0	7,0	-	-	7,0	-	-
Coluna Torácica LAT	6,2	20,0	20,0	-	-	20,0	-	-
Abdome AP	-	10,0	10,0	4,5	-	10,0	10,0	4,3
Pelve AP	-	10,0	10,0	-	10,0	10,0	10,0	-

¹Tabela adaptada de Documento da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 2001);

²Valores do 3º quartil das distribuições de dose de entrada na pele (DEP) encontrado neste estudo;

³Portaria nº453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde do Brasil (SVS, 1998);

⁴NRPB: *National Radiological Protection Board* - Reino Unido. Guidelines on Patient Dose to Promote Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures - vol. 10 (nº1) (1999);

⁵AAPM: *American Association of Physicists in Medicine task Group* - E.U.A.. Reference Values-Applications and Impact in Radiology (1999);

⁶EC: *European Commission* - Comunidade Européia. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures - Radiation Protection 109 (1999), European Guidelines of Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images - EUR 16260 (1996) e Working Document on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images - CEC XII/173/90 (1990);

⁷IAEA: *International Atomic Energy Agency*. International Basic Safety Standards Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources - Safety Series nº115 (1996);

⁸IPSM: *Institute of Physical Sciences in Medicine* - Reino Unido. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology - Dosimetry Working Party (1992);

⁹CRCPD: *Conference of Radiation Control Program Directors, Inc.* - E.U.A.. Average Patient Exposure Guides - Publication 88-5 (1988);

¹⁰JSL: junção lombo-sacro.

De modo geral, os resultados encontrados neste estudo, correspondentes aos níveis de referência para pacientes com biótipo adulto, são inferiores aos recomendados pela portaria nacional e pelos organismos internacionais, exceto para alguns casos das recomendações norte-americanas. Entretanto, a Portaria nº453 e a publicação da IAEA recomendam que os valores dos níveis de referência sejam divididos por um fator 2 ou 3, se forem empregados conjuntos écran-filme com velocidade classe 400 ou 600, respectivamente, uma vez que as recomendações são para um conjunto écran-filme classe 200. Nesse sentido, os valores encontrados neste estudo parecem indicar que conjuntos écran-filme com velocidade superior a 200 estejam sendo utilizados na realização dos exames. A informação referente ao fabricante/tipo de écran e filme utilizados não foi fornecida pela grande maioria dos estabelecimentos participantes do estudo. Nos poucos locais que forneceram essa informação, a combinação écran-filme utilizada aponta para um conjunto com velocidade classe 400 (Wolbarst, 1993; NRPB, 2002). Neste estudo não avaliamos a velocidade do conjunto écran-filme, mas em se confirmando o emprego de conjuntos com velocidades superiores deve haver possibilidade para a adoção de níveis de referência mais restritos no Estado de São Paulo. Essa prática de sugerir níveis de referência locais já foi adotada em países como Reino Unido e mostrou-se eficiente na redução das doses de pacientes como parte dos programas de otimização e garantia de qualidade (Wright & Ramsdale, 1998; Connolly & Moores, 2000). Também é importante destacar que estudo recente realizado no Reino Unido já indica que os níveis de referência nacionais nesse país poderão ser reduzidos em breve (NRPB, 2002). Essa redução foi obtida ao longo de um período de mais de 20 anos de estudos dirigidos à avaliação de doses em pacientes submetidos a exposições médicas (Tabela IV-13), durante o qual guias com recomendações de boas práticas na área foram publicados (NRPB, 1992).

Em relação aos pacientes pediátricos, também são apresentados na Tabela IV-14 os valores correspondentes aos níveis de referência encontrados neste estudo e sugeridos por organismos internacionais. No Brasil, ainda não há nenhuma publicação oficial dirigida a esse grupo de pacientes, o que justifica a apresentação dos resultados encontrados neste estudo, ainda que correspondentes a um número pequeno de pacientes. No caso das recomendações internacionais os valores são referentes a pacientes com idade média de 5 anos. Na publicação da Comunidade Européia (EUR, 1996b), os valores do 3º quartil da distribuição de DEP entre crianças com idade média de 5 e de 10 anos eram bastante semelhantes, logo, somente um conjunto de valores foi adotado como nível de referência. O mesmo aconteceu no estudo realizado no Reino Unido (NRPB, 1999).

Tabela IV-13. Valores do 3º quartil da distribuição de doses de entrada na pele - DEP (mGy) provenientes dos programas de avaliação de doses em pacientes no Reino Unido ao longo dos últimos anos (NRPB, 2002).

Exame	Década de 80 ¹	Revisão 1995 ²	Revisão 2000 ³
Tórax PA	0.3	0.2	0.2
Tórax LAT	1.5	0.7	1.0
Crânio AP/PA	5	4	3
Crânio LAT	3	2	1.6
Coluna Lombar AP	10	7	6
Coluna Lombar LAT	30	20	14
Coluna Lombar LSJ	40	35	26
Coluna Torácica AP	7	5	3.5
Coluna Torácica LAT	20	16	10
Abdome AP	10	7	6
Pelve AP	10	5	4

¹NRPB-R200(1985); ²NRPB-R289(1996); ³NRPB-W14(2002).

Tabela IV-14. Valores dos níveis de referência¹ (dose de entrada na pele - µGy) para pacientes pediátricos com idade média de 5 anos e 10 anos, encontrados neste estudo e sugeridos pelas recomendações internacionais, segundo o tipo de exame (e projeção) realizado.

Exame	Este Estudo ²		NRPB ³	EC ⁴
	5 anos	10 anos		
Tórax AP	190	-	100	100
Tórax PA	200	240	100	100
Tórax LAT	350	600	200	200
Crânio AP	1020	1470	1500	1500
Crânio LAT	720	850	1000	1000
Crânio PA	-	-	1500	1500
Seios da Face MN	2380	2460	-	-
Seios da Face FN	1930	2170	-	-

¹Tabela adaptada de Documento da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 2001);

²Idade média de 5 anos: faixa etária entre 3 e 7 anos; Idade média de 10 anos: faixa etária entre 7 e 13 anos;

³NRPB: *National Radiological Protection Board* - Reino Unido. Guidelines on Patient Dose to Promote Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures - vol. 10 (nº1) (1999);

⁴EC: *European Commission* - Comunidade Europeia. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures - Radiation Protection 109 (1999), European Guidelines of Quality Criteria for Diagnostic Images in Paediatrics - EUR 16261 (1996).

Diferentemente dos resultados para pacientes adultos, no caso pediátrico os valores encontrados para os exames de tórax são bem superiores (no mínimo duas vezes) aos recomendados pelas publicações internacionais. No caso específico de exames de crânio a situação parece ser bem melhor, com valores semelhantes aos internacionais, sendo razoavelmente menores no caso de pacientes com idade média de 5 anos. Assim como ocorreu nos estudos internacionais, os valores dos níveis de referência encontrados neste estudo para crianças de 5 e 10 anos são bem semelhantes, excetuando-se exames de

tórax LAT e crânio AP. Nesse sentido, estudos mais recentes sugerem a utilização de técnicas de correção dos valores de DEP medidos em pacientes pediátricos, considerando as dimensões do corpo de um paciente de tamanho típico com mesma idade, como forma de diferenciar os valores dos níveis de referência das diversas faixa etárias infantis (Hart et al., 2000). Outro procedimento que vem sendo empregado para derivar os níveis de referência pediátricos, é considerar somente os valores de DEP resultantes dos exames onde foram empregadas técnicas recomendadas (Schneider et al., 1998).

Do ponto de vista prático, a utilização dos níveis de referência pelos estabelecimentos de saúde se dá pela comparação do valor médio de DEP em uma determinada sala (ou equipamento), resultante dos valores medidos em um grupo de pacientes com biótipo típico, com o valor estabelecido pelas normas ou pelos estudos de dose em grande escala. Os níveis de referência não devem ser considerados como limite entre “bom” e “ruim” ou “seguro” e “perigoso”, mas sim como um valor orientativo para a realização dos exames. Aos estabelecimentos com valores médios de DEP acima (ou próximo) dos níveis de referência, recomenda-se que revisem as práticas empregadas na realização desses exames de radiodiagnóstico, visando a redução dos mesmos. Por outro lado, aos estabelecimentos com valores médios abaixo dos níveis de referência, sugere-se que continuem a implementar atitudes no sentido de reduzi-los, como parte dos programas de otimização (melhoria). Nesse sentido, é importante a popularização do conceito de níveis de referência entre os físicos médicos que atuam diretamente nos hospitais e clínicas, bem como entre as associações de médicos e técnicos. Essa prática, associada a estudos constantes de dose em radiologia diagnóstica e a publicação de recomendações de boas práticas na área, permitirá a redução dos níveis de referência sem perda da informação diagnóstica presente na imagem.

IV-5. Condições de Funcionamento dos Equipamentos de Raios X

Nesta etapa do estudo, participaram 23 estabelecimentos de saúde, distribuídos em 18 cidades do Estado, onde as condições de funcionamento de 37 equipamentos foram avaliados através de visitas *in-loco* (Anexo 7). Em relação ao tipo de gerador e sistema de retificação dos equipamentos avaliados, é possível observar na Tabela IV-15 a quantidade e a distribuição percentual de cada tipo.

Pela Tabela IV-15 é possível observar que a grande maioria de equipamentos avaliados neste etapa do estudo (68%) possui gerador monofásico com retificação de onda completa. Esse fato talvez explique o uso de valores de carga (Tabela IV-7) bem

superiores aos empregados em outros estudos realizados na Europa, onde equipamentos desse tipo já são pouco freqüentes: equipamentos de 12 e 6 pulsos representam 50% e 29%, respectivamente, dos equipamentos utilizados na realização dos exames (EUR, 1996a). Do total de equipamentos monofásicos (25), 15 encontravam-se em estabelecimentos de saúde localizados no interior do Estado. Por outro lado, dos 6 equipamentos de alta freqüência, 5 estavam em estabelecimentos localizados na capital.

Tabela IV-15. Quantidade de equipamentos de raios X avaliados nesta etapa do estudo, segundo o tipo de gerador e sistema de retificação.

Tipo de Gerador	Sistema de Retificação	Quantidade de Equipamentos	(%)
Monofásico	onda completa	25	68
Trifásico	6 pulsos	5	13
	12 pulsos	1	3
Alta Freqüência	multi-pulsado	6	16

Os padrões de desempenho ou limites de tolerância sugeridos pela Portaria nº453 (SVS, 1998) foram utilizados como referência na verificação das condições de funcionamento dos equipamentos. Com exceção do limite de tolerância para o teste (ou ensaio) de rendimento, os demais valores são semelhantes aos recomendados pelo Guia de Procedimentos da ANVISA - Resolução nº64 (ANVISA, 2003), diferindo em relação a forma de cálculo para os testes de reprodutibilidade de tensão e de tempo de exposição (Anexo 6). Nos resultados dos testes apresentados na Figura IV-4, foram considerados em conformidade os equipamentos que apresentaram desempenho dentro dos limites estabelecidos. Para alguns testes, onde vários valores nominais foram avaliados, foram considerados no limite de aceitação, ou reprovação, os equipamentos que apresentaram somente um valor fora do limite de tolerância. Equipamentos com dois ou mais valores fora dos limites foram considerados não-conformes.

De modo geral, somente 5 equipamentos (13%) apresentaram conformidade em todos os testes realizados, desconsiderando-se o desempenho no teste de rendimento. Nesse teste observa-se grande percentual de equipamentos (68%) fora dos limites de tolerância, devido ao baixo rendimento apresentado. Nesse sentido, o Guia de Procedimentos da ANVISA, ao contrário da Portaria nº453, sugere que o valor encontrado para o rendimento seja considerado como linha de base para os testes seguintes. Os equipamentos que apresentaram rendimento dentro do intervalo recomendado pela Portaria nº453, em sua grande maioria possuíam valores de camada semi-redutora inferiores ao mínimo estabelecido, indicando uma filtração total inferior ao requerido. Por outro lado, no teste de reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de

raios X foi verificado grande percentual de equipamentos com desempenho dentro dos limites de tolerância (95%). Esse fato, talvez indique que o percentual de tolerância estabelecido pelas normas seja maior do que o necessário para o bom desempenho do equipamento. No caso específico do teste de reprodutibilidade do tempo de exposição, um percentual considerável de equipamentos (20%) está “no limite”, ou seja, foram reprovados em um único valor de tempo, quase sempre tempos curtos de disparo, talvez indicando novamente que os limites de tolerância podem ser reduzidos. Somente um equipamento não apresentou conformidade em todos os testes realizados, com exceção da reprodutibilidade da tensão aplicada.

Figura IV-4. Desempenho (%) dos equipamentos nos diversos testes realizados, conforme os padrões ou limites de tolerância estabelecidos pela Portaria nº453 (SVS, 1998).

Estudo semelhante realizado em 7 hospitais públicos e universitários do Rio de Janeiro, totalizando 29 equipamentos de raios X, encontrou resultados semelhantes, com exceção dos testes de desempenho de exatidão e reprodutibilidade da tensão aplicada (Silva et al., 2004). Nesses testes, o percentual de equipamentos fora do padrão de conformidade foi superior ao deste estudo, 55 e 15 %, respectivamente. Nos demais testes os percentuais relativos a não-conformidade foram de 40, 53, 31 e 30%, respectivamente para os testes de linearidade de exposição, exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição e camada semi-redutora.

Durante as visitas foi possível verificar que, mesmo em situações onde havia grandes desvios em relação aos valores nominais, ou seja, não conformidade no teste de exatidão, a “familiaridade” ou experiência do técnico com o equipamento levava em

muitos casos ao emprego de uma técnica que “corrigia” eventuais diferenças entre os valores nominais e os valores reais. Ou seja, o protocolo do exame ou técnica a ser empregada era baseado na sua experiência profissional com aquele determinado equipamento. Em estabelecimentos de grande porte, onde a rotatividade de técnicos é maior, foi observado inclusive que alguns técnicos eram responsáveis pela operação de determinados equipamentos. A constatação dessa prática, talvez aponte para a falta de execução de programas de controle e garantia da qualidade na área com a periodicidade necessária, uma vez que, idealmente, a realização de um exame radiológico em um determinado equipamento não deveria depender do conhecimento do técnico a respeito das condições de funcionamento desse equipamento. Além disso, é fundamental que haja envolvimento dos técnicos do local, a fim de que qualquer alteração ou correção nas condições de funcionamento do equipamento seja do conhecimento de todos, principalmente se os programas de controle de qualidade não são muito frequentes.

IV-6. Avaliação do Sistema de Imagem

O sistema de imagem empregado pelos estabelecimentos participantes na realização dos exames, também foi avaliado durante as visitas *in-loco* realizadas na etapa anterior. As imagens do fantoma (FAR-FEP), simulando radiografias de tórax (projeção AP) de um paciente adulto típico, foram comparadas à imagem de referência obtida com técnica radiográfica ideal determinada no estudo de desenvolvimento do fantoma (PINA, 2002). Essa técnica radiográfica é responsável pela produção de densidades óticas (DO) em torno de 1,0 acima da base+véu do filme avaliado, valor de DO considerado mais agradável ao olho humano (DO ótima), com dose tão baixa quanto exequível (Pina, 2002). A recomendação de valores de DO, correspondentes aos degraus das regiões 02 e 03 (Figura III.11), e as especificações do grau de visualização dos objetos-teste analíticos e realísticos produzidos pelas técnicas radiográficas ideais de tórax, conforme o tipo de equipamento empregado, podem ser observados na Tabela IV-16.

Tabela IV-16. Recomendações de valores de densidade óticas (DO) e de grau de visualização dos objetos-teste produzidos pelas técnicas radiográficas ideais de tórax, utilizando o FAR-FEP, segundo o tipo de equipamento de raios X (Pina, 2002).

Objetos-Teste	Monofásico	Trifásico	Alta Frequência
DO correspondentes aos degraus de PVC+acrílico	0,99 – 1,10 – 1,23 1,38 – 1,48	0,74 – 0,82 – 0,93 1,06 – 1,15	1,16 – 1,25 – 1,37 1,46 – 1,59
DO correspondentes aos degraus de ar+acrílico	1,66 – 1,84 – 1,97 2,16 – 2,29	1,22 – 1,38 – 1,51 1,68 – 1,81	1,74 – 1,91 – 2,08 2,24 – 2,35
Visualização até as esferas de alumínio com diâmetro (mm)	2,30	2,30	2,30
Visualização até os cilindros de nylon com diâmetro (mm)	6,30	6,30	6,30
Visualização da placa de resolução até (pl/mm)	3,10	3,10	3,40
Visualização até o grupo de microcalcificações com granulometria (mm)	1,40	1,00	1,00
½ vértebra	Definido	Definido	Definido

O grau de visualização dos objetos-teste de cada uma das imagens foi analisado a fim de verificar se havia conformidade com as recomendações da imagem de referência sugeridas na Tabela IV-16. Nessa avaliação, foi considerada a perfeita definição (visualização) da borda do objeto-teste. A Figura IV-5 corresponde a uma imagem típica do fantoma avaliada nesta etapa do estudo. Na Figura IV-6 é possível observar o percentual das imagens avaliadas com desempenho em conformidade com as recomendações.

Figura IV-5. Imagem típica do fantoma analítico realístico (FAR-FEP), onde é possível observar os vários objetos-teste utilizados na processo de avaliação das imagens.

Figura IV-6. Percentual das imagens avaliadas que apresentaram desempenho em conformidade com a imagem de referência (Tabela IV-16), segundo o tipo de objeto-teste.

As regiões das imagens correspondentes às esferas de alumínio (objeto-teste 04) e a vértebra (objeto-teste 07) apresentaram alto percentual de conformidade com a imagem de referência, 97 e 100%, respectivamente. Em aproximadamente 59% das imagens foi possível definir também a esfera de alumínio com menor diâmetro (1,5 mm). Ambos objetos simulam, ou são constituídos, por estruturas ósseas. Os percentuais de conformidade se reduzem para 70 e 57%, quando as microcalcificações (objeto-teste 06) e os cilindros de nylon (objeto-teste 05) são considerados, respectivamente. No caso específico das microcalcificações, quando são considerados os tipos de equipamentos empregados, as imagens realizadas com equipamentos monofásicos apresentaram um maior percentual de conformidade (81%), quando comparadas às imagens geradas com equipamentos trifásicos e de alta frequência (56%). Um valor bastante baixo de conformidade é observado em relação à resolução das imagens avaliadas, cerca de 11% (4 imagens). A Figura IV-7 apresenta a distribuição percentual das imagens, segundo a resolução encontrada. Um aspecto que talvez explicasse a baixa resolução encontrada nas imagens avaliadas seria a falta de uso de grade anti-espalhamento. Neste estudo este item não foi avaliado, mas em algumas imagens foi possível observar o “efeito do gradeamento”.

Figura IV-7. Distribuição percentual das imagens avaliadas conforme a sua resolução (pares de linhas por milímetro - pl/mm).

Embora não haja valor de referência para comparação, o contraste entre uma região homogênea da imagem, ou seja, sem nenhuma estrutura (valor médio de DO calculado a partir dos pontos P1, P2 e P3), e uma região correspondente à base+vêu do filme (ponto P4), também foi calculado. Esse valor variou de 0,35 a 2,78, com média de 1,31. Esse resultado mostra a grande variação de contraste das imagens avaliadas.

O valor da magnificação das imagens foi calculado a partir da medida de distância entre as duas esferas de aço na imagem avaliada. Em média, esse valor foi de 1,11, variando de 1,05 a 1,14.

O uso das recomendações de DO para os degraus de PVC e ar se torna bastante limitado devido ao procedimento adotado neste estudo, ou seja, irradiação do fantoma com técnicas e procedimentos variáveis, normalmente utilizados pelo técnico radiologista no seu dia-a-dia, em exames de tórax realizados em adultos típicos. A utilização de uma mesma condição de irradiação (técnica), de forma que qualquer diferença de DO fosse atribuída ao conjunto écran-filme empregado, com monitoração da exposição, talvez permitisse a determinação da curva característica e, portanto, da velocidade dos conjuntos écran-filme utilizados (Verdun et al., 1995; Warren-Forward, 1995; Brennan & Devereux, 2002).

De forma geral, a maioria das imagens avaliadas atende às recomendações sugeridas na imagem de referência, com exceção da resolução. No entanto, aproximadamente metade das imagens avaliadas foram realizadas com valores de DEP acima dos níveis de referência encontrados neste estudo para exames de tórax (projeção AP): 0,5 mGy (Tabela IV-12). Esse fato confirma o alto valor médio de DO observado na

região sem estruturas (1,31), apontando para o uso de um valor de carga (mAs) mais alto que o necessário.

A análise das imagens do simulador realizada neste estudo, embora de caráter quantitativo, foi sempre feita relativamente à imagem de referência determinada em condições ideais. Estabelecer uma relação entre os parâmetros físicos avaliados e a qualidade de imagem em termos clínicos, ainda é um procedimento pouco conhecido e requer mais estudos (Mansson, 2000). Nesse sentido, nossa intenção foi também contribuir para o aperfeiçoamento de um fantoma já desenvolvido, fruto de um trabalho nacional, mostrando a viabilidade do seu uso em condições reais de realização dos exames, em uma amostra considerável de equipamentos.

IV-7. Curvas de Eficiência e Escape do Detector CdZnTe

A curva de eficiência do detector CdZnTe, obtida a partir dos pontos experimentais correspondentes às linhas de emissão das fontes radioativas de ^{57}Co , ^{109}Cd , ^{133}Ba , ^{152}Eu e ^{241}Am (Tabela III-6), pode ser observada na Figura IV-8. Os parâmetros da função (polinômio de 5º grau) utilizada no ajuste da curva de eficiência aos pontos experimentais são apresentados na Tabela IV-17.

$$\ln(\epsilon) = a_0 + a_1 \ln(E) + a_2 \ln^2 E + a_3 \ln^3 E + a_4 \ln^4 E + a_5 \ln^5 E$$

Tabela IV-17. Valores dos parâmetros obtidos pelo ajuste da curva eficiência aos pontos experimentais, utilizando um polinômio de 5º grau.

Parâmetro	Valor
a_0	-14,819802
a_1	8,637535
a_2	-0,587982
a_3	-0,413447
a_4	0,076856
a_5	-0,004064

Não foram encontrados trabalhos publicados na literatura que permitissem uma comparação direta com resultados apresentados neste estudo. Todos os trabalhos publicados que utilizam o detector CdZnTe apresentam curvas de eficiência simuladas, utilizando o método de Monte Carlo (Becker, 1997; Mercier et al., 2000; Miyajima et al, 2002; Miyajima, 2003). Mesmo entre esses trabalhos, há variações das condições e

geometrias empregadas no processo de simulação. Além disso, pequenas variações no processo de crescimento do semiconductor, e mesmo na fabricação do conjunto de detecção, podem alterar a resposta do detector, tornando a sua curva de eficiência bastante particular. Para validar a curva de eficiência simulada, esses trabalhos utilizam um padrão obtido com detectores de germânio. Neste estudo, não dispúnhamos desse tipo de detector para comparação dos resultados.

Figura IV-8. Curva de eficiência intrínseca para o detector de telureto de cádmio e zinco (CdZnTe). A linha contínua representa a função ajustada (polinômio de 5º grau) aos pontos experimentais.

A perda de eficiência observada para fótons com energia menor que 30 keV é resultado da absorção provocada pela janela de berílio do detector. Para energias maiores, uma quantidade significativa de fótons é parcialmente absorvida ou acaba atravessando a espessura ativa do detector sem interagir.

A fração de escape-K total de raios X do detector CdZnTe também foi determinada experimentalmente (Figura IV-9). Nesse processo foram utilizadas as linhas de emissão de 122 keV do ^{57}Co , de 88 keV do ^{109}Cd , de 356 keV do ^{133}Ba , de 40, 45 e 122 keV do ^{152}Eu e de 59 keV do ^{241}Am . A fração de escape-K total corresponde à soma de todos os escapes-K do cádmio (Cd) e telúrio (Te), elementos constituintes do detector. A proporção desses escapes no escape total foi de 50, 40 e 10%, respectivamente para as linhas K_{α} (Cd: 23 keV), $K_{\beta}+K_{\alpha}$ (Cd: 26 keV + Te: 27 keV) e K_{α} (Te: 31 keV).

Os parâmetros da função utilizada no ajuste da curva de escape aos pontos experimentais podem ser observados na Tabela IV-18.

$$k_t = b_0 \cdot \exp[b_1/(b_2 + E)]$$

Tabela IV-18. Valores dos parâmetros obtidos pelo ajuste da curva de escape aos pontos experimentais, utilizando a função $k_f = b_0 \cdot \exp[b_1/(b_2 + E)]$.

Parâmetro	Valor
b_0	0,117
b_1	17,899
b_2	0,500

Figura IV-9. Curva de escape-K total dos raios X característicos do detector de telureto de cádmio e zinco (CdZnTe) em função da energia do fóton incidente.

O comportamento da curva de escape indica que a probabilidade de escape de raios X aumenta rapidamente para fótons incidentes de "baixa" energia (menor que 100 keV). Ou seja, os fótons com menor energia percorrem um livre caminho médio menor no material do detector, tendo portanto maior probabilidade de interagir próximo à superfície, o que conseqüentemente facilita o escape de fótons de raios X. Vale lembrar que o efeito de escape deixa de ocorrer para fótons com energia menor que 26,7 keV, correspondente à energia de ligação da camada K do átomo de cádmio.

Neste estudo, o detector CdZnTe apresentou resolução de 0,90% para o pico de 122 keV do ^{57}Co , FWHM de 1,10 keV. Estudo realizado com o mesmo tipo de detector, empregando também o discriminador de tempos de subida (DTS), encontrou resolução de 1,11%, FWHM de 1,35 keV (Becker, 1997).

IV-8. Espectros de Raios X

Todos os espectros de raios X medidos foram corrigidos pelas curvas de eficiência e percentual escape-K do detector CdZnTe, utilizando o processo de desmembramento de alturas de pulso (*stripping procedure*).

Na Figura IV-10 é possível observar o resultado do processo de correção para uma série de espectros determinados com tensão aplicada ao tubo de raios X variando de 40 a 120 kV e filtração de 2 mm de alumínio. A área de todos os espectros foi normalizada para 100.000 contagens.

Figura IV-10. Espectros de raios X corrigidos pelas curvas de eficiência e escape-K do detector CdZnTe, com tensão aplicada ao tubo variando de 40 a 120 kV e filtração de 2 mmAl.

A partir do espectro de contagens corrigido ou espectro de fluência de fótons, a exposição foi calculada (expressão 6 - III. Material e Métodos) e o rendimento determinado. O espectro de exposição, ou a exposição por intervalo de energia, foi utilizado no cálculo do valor da camada semi-redutora. Nesse cálculo, simula-se o efeito provocado pelo aumento da filtração do feixe no valor final da exposição. A atenuação do feixe, e conseqüente diminuição do valor de exposição, é calculada para cada intervalo de energia do espectro, empregando-se os coeficientes de atenuação do alumínio. Na Figura IV-11 é possível observar a diferença entre o espectro de fótons e o respectivo espectro de exposição para um feixe gerado com tensão de 100 kV e filtração de 3 mm de Al.

Figura IV-11. Espectro de exposição e de fótons para um feixe gerado com tensão de 100 kV e filtração de 3 mm de alumínio.

Valores de camada semi-redutora e rendimento calculados a partir dos espectros corrigidos, foram comparados aos valores determinados empregando-se câmara de ionização. A Tabela IV-19 apresenta os resultados obtidos para a mesma série de espectros da Figura IV-10.

No caso do rendimento, a diferença entre o valor medido com câmara e calculado a partir do espectro tende a diminuir com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. A diferença entre os valores de camada semi-redutora alcançou 10%, diminuindo para 1% no caso do feixe com tensão aplicada de 80 kV.

Tabela IV-19. Valores de rendimento^a (mR/mA.min) e camada semi-redutora (mm de alumínio) medidos com câmara de ionização e calculados a partir dos espectros corrigidos, conforme a tensão aplicada ao tubo de raios X (40 a 120 kV, filtração de 2mm de alumínio).

Tensão (kV)	Rendimento ^a (mR/mA.min)		Camada Semi-Redutora (mm Al)	
	espectro	câmara	espectro	câmara
40	0,23	0,30	1,00	1,12
60	0,73	0,85	1,46	1,66
80	1,40	1,52	2,08	2,10
100	2,26	2,41	2,84	2,57
120	3,45	3,37	3,47	3,10

^aValores para distância foco-detector de 400cm.

Para verificar a qualidade do processo de correção, os espectros determinados neste estudo foram comparados a outros já publicados na literatura (Birch & Marshall, 1979). Nesse catálogo, os espectros apresentados são resultado de um processo de simulação,

a partir de um modelo teórico (semi-empírico) estabelecido pelos autores. Como acontece em outros estudos, os espectros simulados são validados por comparação com medidas experimentais utilizando detectores de germânio. No processo de comparação, a área dos espectros foi normalizada para 100.000 contagens e os resultados apresentados correspondem ao número de contagens por intervalo de 1,0 keV de energia (Figura IV-12).

Figura IV-12. Espectros determinados neste estudo em comparação com outros já publicados na literatura (Birch & Marshall, 1979).

(Continuação Figura IV-12).

Observando os espectros na Figura IV-12 é possível notar que há uma diferença sistemática na faixa de energia entre 25 e 40 keV, aproximadamente. Além disso, os espectros com menor filtração (2 mm de Al) determinados neste estudo, apresentam um número de contagens superior na região de menor energia do espectro.

Várias podem ser as causas para as diferenças encontradas, mas pela faixa de energia praticamente constante onde elas ocorrem, existe grande possibilidade do problema estar relacionado à curva de eficiência determinada neste estudo (Figura IV-8). Observando outras curvas de eficiência determinadas pelo método de Monte Carlo, é possível verificar que, nessa faixa de energia onde ocorrem as diferenças, a eficiência do

detector CdZnTe diminui. Esse efeito ocorre devido à impossibilidade de remoção de elétrons das camadas mais internas dos átomos constituintes do detector pelos fótons incidentes com energias inferiores às da borda K. Na curva de eficiência determinada neste estudo não observamos esse efeito, ou seja, com a diminuição da energia dos fótons incidentes, a eficiência continua a crescer até atingir seu máximo, sem o efeito da borda K. Logo, nessa região, a eficiência do detector pode estar superestimada, fazendo com que a contagem de fótons corrigida fique menor do que a contagem real. Uma possível solução para esse problema seria realizar o ajuste da curva de eficiência em duas etapas: na primeira, somente os pontos experimentais correspondentes às energias inferiores a 25 keV (região de energia anterior a borda K) seriam considerados no ajuste, na segunda etapa o restante dos pontos experimentais seriam considerados, só que agora tomando uma eficiência máxima ($\epsilon_{\max}$) de aproximadamente 70% na energia de 40 keV. Esse procedimento de ajuste resultaria num degrau na curva de eficiência, simulando o efeito da borda K. Entretanto, ele não foi utilizado neste estudo, pois estaríamos empregando um subterfúgio “matemático” para contornar uma dificuldade inerente na determinação experimental da curva de eficiência.

Esse problema compromete parte de um dos objetivos inicialmente propostos neste estudo, que seria o de elaborar um catálogo de espectros na faixa de energia dos raios X diagnóstico. No entanto, feitas as devidas correções na curva de eficiência do detector empregando-se simulação pelo Método de Monte Carlo e validando os resultados por comparações com padrões determinados com detectores de germânio, os espectros podem ser melhorados e o procedimento de determinação dos fatores de normalização (F_N), inicialmente proposto, pode ser concluído. Através do fator de normalização dos espectros e dos valores de camada semi-redutora determinados, os espectros de equipamentos de raios X médico podem ser inferidos multiplicando-se o valor do rendimento, normalmente obtido em programas de controle de qualidade, pelo fator de normalização correspondente ao feixe do catálogo que apresentar o mesmo valor de camada semi-redutora do equipamento médico em questão.

V CONCLUSÕES

V. CONCLUSÕES

O processo de amostragem de estabelecimentos de saúde realizado neste estudo permitiu verificar a distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem e a frequência de exames radiológicos no estado de São Paulo. Do total de equipamentos de diagnóstico por imagem em 2002 (7.366), 3.099 correspondem a equipamentos de raios X médico distribuídos em 1.440 estabelecimentos de saúde do Estado. A frequência anual de exames radiológicos por 1.000 habitantes (320,8) no Estado permite concluir que em média 1 habitante em cada 3 realiza um exame radiológico pelo menos uma vez por ano. Os resultados obtidos apontam para diferenças regionais significativas, tanto em relação à distribuição de equipamentos como à frequência de exames. Comparações com dados disponíveis de outros países indicam que pode haver demanda por parte da população em relação a exames de diagnóstico por imagem, principalmente no caso de mamografia, embora o acesso público a esses serviços tenha melhorado nos últimos anos (Anexo 3).

O emprego da técnica de amostragem aleatória estratificada permitiu que uma amostra representativa de estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo participasse do estudo. Apesar disso, atitudes precisam ser implementadas em estudos futuros para aumentar a participação dos estabelecimentos. Um maior envolvimento por parte de associações médicas e órgãos públicos, e a divulgação dos resultados de estudos semelhantes, como ocorre internacionalmente, contribuiria para melhorar o índice de participação.

O kit dosimétrico postal desenvolvido neste estudo permitiu a avaliação em grande escala da dose de entrada na pele (DEP), de forma confiável, com custo relativamente baixo (despesas postais e de confecção do kit), além do processo de leitura TL e os dosímetros termoluminescentes empregados (LiF:Mg;Ti). As fichas que acompanham o kit possibilitaram também que os parâmetros empregados na realização dos exames e as informações que caracterizam os equipamentos de raios X e o sistema de imagem fossem coletados. Nesse sentido, foi possível verificar que, na grande maioria dos estabelecimentos, os responsáveis desconhecem várias das informações técnicas que caracterizam os equipamentos (tipo de gerador, fabricante, alvo, foco, filtração etc.). Toda a metodologia implantada foi descrita em detalhes e documentada, com a inclusão de todas as fichas empregadas, facilitando a sua aplicação em estudos futuros e permitindo que um protocolo de avaliação de doses em grande escala, que considera a realidade nacional, fosse estabelecido.

A partir das informações coletadas foi possível traçar um perfil das características dos pacientes examinados e das técnicas empregadas (tensão aplicada - kV, carga - mAs

e distância foco-filme - DFF) na realização dos exames radiológicos mais comuns. Para exames de crânio e seios da face, a faixa etária predominante é mais jovem, entre 0 e 20 anos de idade, semelhante à da população, mas com valores percentuais bem mais elevados. Esse fato sugere maior atenção quanto aos procedimentos e as técnicas empregadas, quando da realização desses exames na população mais jovem. Em relação aos valores da técnica empregada na realização dos exames, se observam grandes variações nos valores de carga para um mesmo tipo de exame, sendo estes quase duas vezes maiores aos empregados em exames realizados na Europa. De forma geral, as informações coletadas relativas a técnica radiográfica poderão ser utilizadas em estimativas mais realísticas da carga de trabalho empregada no cálculo de, por exemplo, levantamentos radiométricos.

A análise dos valores de dose de entrada na pele (DEP) permitiu verificar grandes variações, apontando para a possibilidade de redução dos mesmos através de implementação de programas de controle de qualidade (otimização). Os valores de DEP, principalmente em exames de coluna, sugerem que o uso de radioscopia de localização em exames convencionais ainda é bastante freqüente. Exceto para exames de tórax, ainda existe uma carência no país de valores de DEP para exames radiológicos convencionais publicados na literatura, demonstrando a importância dos resultados obtidos neste estudo.

Os valores dos níveis de referência, 3º quartil da distribuição de DEP, foram estabelecidos para pacientes adultos (biótipo típico), realizando exames de tórax, crânio, seios da face, coluna lombar, cervical e torácica. Esses valores, diferentemente dos adotados oficialmente pela Portaria nº453, foram determinados considerando a realidade nacional ou local e se mostraram bastante semelhantes aos encontrados em outros estudos internacionais. No caso de pacientes infantis, a situação é bem diferente, pois os valores dos níveis de referência para exames de tórax são pelo menos duas vezes superiores a outros sugeridos internacionalmente. Nesse sentido, as práticas empregadas na realização dos exames devem ser revisadas e recomendações específicas a esse grupo de pacientes, a partir de estudos dirigidos, necessitam ser publicadas.

Na sub-amostra de estabelecimentos de saúde que receberam as visitas *in-loco* foi encontrado grande percentual de equipamentos monofásicos com retificação de onda completa (68%). Esse fato sugere que o parque de equipamentos radiológicos convencionais instalados no Estado ainda é constituído em sua grande maioria por equipamentos que já estão em desuso em muitos países da Europa.

Os resultados dos testes de desempenho dos equipamentos e da avaliação das imagens do fantoma utilizado sugerem que há possibilidade de melhoria das condições de realização dos exames, sem perda de informação diagnóstica presente na imagem e

com redução das doses. De modo geral, somente 5 equipamentos (13%) apresentaram conformidade em todos os testes realizados, indicando, pelo menos no caso dos equipamentos avaliados, a falta da execução de programas de controle de qualidade. Em relação à avaliação do sistema de imagem, a maioria das imagens avaliadas atende às recomendações sugeridas na imagem de referência, exceto quanto à resolução. No entanto, aproximadamente metade das imagens avaliadas foi realizada com valores de DEP acima dos níveis de referência encontrados neste estudo para exames de tórax (projeção AP): 0,5 mGy (Tabela IV-12). Esse fato confirma o alto valor médio de densidade ótica (DO) observado na região sem estruturas (1,31), apontando para o uso de um valor de carga (mAs) mais alto que o necessário.

Alguns espectros de raios X determinados experimentalmente apresentaram divergência em relação a outros catálogos já estabelecidos, numa faixa específica de energia (entre 25 e 40 keV). Para a sua utilização em situações práticas, como em programas de controle de qualidade, há necessidade de algumas correções na curva de eficiência, o que não inviabiliza a metodologia e os procedimentos estabelecidos.

De forma geral, os resultados encontrados neste estudo permitem traçar um panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo, contribuindo para o aperfeiçoamento de futuras pesquisas que sejam realizadas na área, ou mesmo, para a implementação de políticas públicas.

Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas

ANSI - American National Standards Institute. Methods for the Sensitometry of Medical X-ray Screen-Film-Processing Systems. ANSI, PH2.43, New York, 1982.

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária - Ministério da Saúde (ANVISA-MS). Guia de Procedimentos para Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico. Gerência-Geral de Tecnologia e Serviços de Saúde. Resolução - RE nº 64, de 4 de abril de 2003.

Becker, P.H.B., Espectrometria de feixes de raios X com detector de telureto de cádmio e zinco. Dissertação de Mestrado. Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro, RJ, 1997.

Birch, R. & Marshall, M., Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays. Hospital Physicists' Association. London, UK, 1979.

Brennan, P.C. & Devereuc, S.A., An assessment of the usefulness of screen-film speed classifications. Eur. Radiol., 12, pp. 1577-1583, 2002.

CNES - Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde. Secretária de Assistência à Saúde, Ministério da Saúde, Brasília, pp. 83, 2000.

Cochran, W.G., Sampling Techniques. 3rd Edition, New York: John Wiley & Sons, 1977.

Connolly, P. & Moores, B.M., Establishing Local Reference Dose Values and Optimization Strategies. Radiat. Prot. Dosim., 90(1-2), pp.229-234, 2000.

Daniels, F., Boyd, C.A. & Saunders, D. F., Science, 117, pp.343, 1953.

Debertin, K. & Helmer, R.G., Gamma and X-ray Spectrometry with Semiconductor Detectors. Editora North-Holland, Netherlands, 1988.

DATASUS-Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde. Sistema de Informações da Saúde. [banco de dados on-line]. Disponível em <URL: <http://tabnet.datasus.gov.br/tabnet/tabnet.htm>>, Set 2002.

Di Castro, E.; Pani, E.; Pellegrini, R. & Bacci, E., The Use of Cadmium Telluride Detectors for the Qualitative Analysis of Diagnostic X-ray Spectra. Phys. Med. Biol. 29(9), pp. 1117-1131, 1984.

EC-MED. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. Off. J. Eur. Commun., L180, pp.40, 1997.

Eisen, Y., Current State-of-the-art Industrial and Research Applications using Room-Temperature CdTe and CdZnTe Solid State Detectors. Nucl. Instr. and Meth. A380, pp. 431-439, 1996.

EUR, European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiography Images. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, EUR 16260EN, 1996a.

EUR, European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiography Images in Paediatrics. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, EUR 16261EN, 1996b.

EUR, EC European - CT Study Group. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262. Luxembourg: Office for Official Publications of European Communities, 1999a.

EUR, European Commission. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection 109. Luxembourg: Office for Official Publications of European Communities, 1999b.

Evans, R.D., The Atomic Nucleus. Editora McGraw-Hill, New York, USA, 1955.

Faulkner, K., Broadhead, D.A. & Harrison, R.M., Patient Dosimetry Measurement Methods. Applied Radiation and Isotopes, 50, pp.113-123, 1999.

Fewell, T.R. & Shuping, R.E., Photon energy Distribution of some Typical Diagnostic X-ray Beams. Med. Phys., 4(3), pp. 187-197, 1977.

Freitas, M.B., Doses Absorvidas pelos Pacientes submetidos a Radiografias Torácicas em Hospitais do Município de São Paulo. Dissertação de Mestrado. Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 2000.

Freitas, M.B, Yoshimura, E.M. & Ribeiro, L.A., Desenvolvimento de um Kit Postal para Avaliação em Grande Escala das Doses Absorvidas pelos Pacientes submetidos a Exames Radiológicos Convencionais. Radiologia Brasileira, 35 (Suplemento nº1), p.22, 2002.

Freitas, M.B. & Yoshimura, E.M., An Overview of Doses to Patients and Irradiation Conditions of Diagnostic Chest X-Ray Examinations Carried Out in Hospitals of the city of São Paulo - Brazil. Radiat. Prot. Dosim., 103(2), pp.141-148, 2003.

Gray, J.E., Quality Control in Diagnostic Imaging. Rockville, USA, 1983.

Hart, D., Wall, B.F., Shrimpton, P.C. & Dance, D.R., The Establishment of Reference Doses in Paediatric Radiology as a Function of Patient Size. Radiat. Prot. Dosim., 90(1-2), pp.235-238, 2000.

IAEA - International Atomic Energy Agency. International Basic Safety Standards Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources - Safety Series nº115, 1996.

ICRP - International Commission on Radiological Protection - Publication 23. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Report of the Task Group on Reference Man, Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRP - International Commission on Radiological Protection - Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP 21, Pergamon Press, Oxford, 1991.

ICRP - International Commission on Radiological Protection - Publication 73. Radiological Protection and Safety in Medicine. Ann. ICRP 26, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Committee 3. DRAFT, Pergamon Press, Oxford, 2001.

- ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements - Report 33. Radiation Quantities and Units. ICRU Publications, Bethesda, Maryland, 1980.
- ICRU - International Comission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU Report 48, Bethesda, MD, 1992.
- Johns, H.E. & Cunningham, J.R., The Physics of Radiology, Fourth Edition. Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois –USA, 1983.
- Khusainov, A.Kh., Cadmiun telluride detectors with thermoelectric cooling. Nucl. Instr. and Meth. A322, pp. 335-340, 1992.
- Kitell, C., Introduction to Solid State Physics. 5ª Edição, Wiley & Sons, 1976.
- Knoll, G.F., Radiation detection and measurement. Editora John Wiley & Sons, New York, USA, 1989. 3ª edição.
- Lima, J. F., Mecanismo de Termoluminescência da Calcita. Tese de Doutorado. Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 1991.
- Mansson, L.G., Methods for the Evaluation of the Image Quality: A Review. Radiat. Prot. Dosim., 90(1-2), pp.89-99, 2000.
- Martin, C.J., Darragh, C.L., McKenzie, G.A. & Bayliss, A.P., Implementation of a programme for reduction of radiographic doses and results achieved through increases in tube potential. Br. J. Radiol., 66, pp. 228-233, 1993.
- Martin, C.J., Sutton, D.G. & Sharp, P.F., Balancing patient dose and image quality. Applied Radiation and Isotopes, 50, pp. 1-19, 1999.
- Mercier, J.R., Measurement and Monte Carlo prediction of Diagnostic Tungsten X-Ray Spectra. UMI Dissertation Services. Ann Arbor, MI, 1999.
- Mercier, J.R., Kopp, D.T., McDavid, W.D., Dove, S.B., Lancaster, J.L. & Tucker, D.M., Measurement and Validation of Benchmark-Quality Thick-Target Tungsten X-Ray Spectra below 150 kV_p. Radiation Research 154, pp. 564-581, 2000.
- McKeever, S.W.S., Thermoluminescence of Solids. 1ª Edição, Cambridge University Press, 1985.
- Milner, W. T., VAXPAK programs notes - private communications, ORNL - OAK Ridge National Laboratory, USA, 1986.
- Miyajima, S., Imagawa, K. & Matsumoto, M., CdZnTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy. Med. Phys., 29(7), pp. 1421-1429, 2002.
- Miyajima, S., Thin CdTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy. Med. Phys., 30(5), pp. 771-777, 2003.
- Mohamadain, K.E.M, da Rosa, L.A.R., Azevedo, A.C.P., Guebel, M.R.N, Boechat, M.C.B & Habani, F., Dose Evaluation for Paediatric Chest X-ray Examinations in Brazil and Sudan: Low Doses and Reliable Examinations can be Achieved in Developing Countries. Phys. Med. Biol. 49, pp. 1017-1031, 2004.

Mooney, R., Thomas, P. S., Dose Reduction in a Paediatric X-ray Department following optimization of Radiographic Technique. *Br. J. Radiol.*, 71, pp.852-860, 1998.

NRPB (National Radiological Protection Board), National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. Chilton, UK, 1992.

NRPB (National Radiological Protection Board), Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 1995 Review. Doc. NRPB-R289, pp. 1-43, 1996.

NRPB (National Radiological Protection Board). Hart, D., Hillier, M.C. & Wall, B.F., Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 2000 Review. Doc. NRPB-W14, 2002.

NRPB: National Radiological Protection Board - Reino Unido. Guidelines on Patient Dose to Promote Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures - vol. 10 (nº1), 1999.

Nuclear Instruments and Methods A322, 1992.

Oliveira, M.L. & Khoury, H., Influência do Procedimento Radiográfico na Dose de Entrada na Pele de Pacientes em raios X Pediátricos. *Radiol. Bras.* 36(2). p. 105-109, 2003.

Ortiz, P., Maccia, C., Padovani, R., Vañó, E., Carlsson, G.A. & Schibilla, H., Results of the IAEA-CEC Coordinated Research Programme on Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methods for Reduction. *Radiat. Prot. Dosim.*, 57(1-4), pp.95-99, 1995.

Pani, R.; Laitano, R.F. & Pellegrini, R., Diagnostic x-ray spectra measurements using a silicon surface barrier detector. *Phys. Med. Biol.* 32(9), 1987.

Pina, D.R.; Metodologia para Otimização de Imagens Radiográficas. Tese de doutorado da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, Brasil, 2002.

Ranallo, F.N.; The Noninvasive Measurements of X-ray Tube Potential. Thesis of Doctor [in english], University of Wisconsin-Madison, USA, 1993.

Redus, R.; Squillante, M.; Lund, J.; Cirignano, L.; Waer, P., Pantazis, J. & Huber, A., High resolution CdTe detector systems. *Nucl. Instr. and Meth.* A353, 1994.

Ritcher, M. & Siffert, P., High resolution gamma ray spectroscopy with CdTe detector systems. *Nucl. Instr. and Meth.* A322, pp. 529-537, 1992.

Schneider, K., Kohn, M.M. & Ernest, G., The Derivation of Reference Dose Values to Chest X Rays in Paediatric Radiography. *Radiat. Prot. Dosim.*, 80(1-3), pp.199-202, 1998.

Seelenntag, W.W. & Panzer, W., Stripping of x-ray bremsstrahlung spectra up to 300kVp on a desk type computer. *Phys. Med. Biol.* 24(4), 767-780, 1979.

SES-SP, Secretaria de Estado de Saúde. Norma Técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo. Resolução SS-625 de 14 de dezembro de 1994.

Shrimpton, P.C., Wall, B.F., Jones, D.G., Fisher, E.S., Hillier, M.C., Kendall, G.M. & Harrison, R.M., Doses to Patients from Routine Diagnostic X Ray Examinations in England. *Br. J. Radiol.*, 59, pp.749-758, 1986.

Silva, M.O., Carvalho, A.C.P. & Azevedo, A.C.P., Levantamento das Condições de Funcionamento dos Serviços de Radiologia de Hospitais Públicos e Universitários do Rio de Janeiro. *Radiol. Bras.*, 37(4), pp. 271-278, 2004.

Silva, N.N., *Amostragem Probabilística: Um Curso Introdutório*. 2º edição, São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 2001.

SVS - Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico (Portaria nº453). *Diário Oficial da União* de 1 de junho de 1998.

TCU - Tribunal de Contas da União, *Técnicas de Amostragem para Auditorias*. Brasília: TCU-Secretaria Adjunta de Fiscalização, pp.149, 2002.

Tilly Jr., J. G., *Avaliação de Doses de Radiação em Pacientes Submetidos a Exames Radiológicos Convencionais*. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 1997.

Tucker, D.M., Barnes, G.T., Chakraborty, D.P., A semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Med. Phys.*, 18, pp. 211-218, 1991.

UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. 1993 Report to the General Assembly with Scientific Annexes, United Nations, New York, 1993.

Verdun, F.R., Bochud, F.O., Valley, J.F. & Lâm Thành, O., Determination of the Speed of Medical Radiography Screen-Film Systems. *Radiat. Prot. Dosim.*, 57(1-4), pp.257-261, 1995.

Wall, B.F. & Shrimpton, P.C., The Historical Development of Reference Doses in Diagnostic Radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, 80(1-3), pp.15-20, 1998.

Wall, B.F., Radiation Protection Dosimetry for Diagnostic Radiology Patients. *Radiat. Prot. Dosim.*, 109(4), pp.409-419, 2004.

Warren-Forward, H.M., What is the True Film-Screen Sensitivity?. *Radiat. Prot. Dosim.*, 57(1-4), pp.301-304, 1995.

Warren-Foward, H.M., Haddaway, M.J., McCall, I.W. & Temperton, D.H., Influence of Dose Reduction Recommendations on Changes in Chest Radiography Techniques. *Br. J. Radiol.*, 69, pp.755-761, 1996.

Wolbarst, A.B., *Physics of Radiology*. Applenton & Lange, Norwalk, 1993.

Wright, D.J. & Ramsdale, M.L., The Use of National and Locally Set Reference Dose Levels in a Regional Programme for Dose Reduction in Diagnostic Radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, 80(1-3), pp.103-107, 1998.

Yukihara, E.G., *Desvendando a Cor e a Termoluminescência do Topázio: um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural*. Tese de Doutorado. Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 2001.

ANEXOS

Anexo 1

Autorização do Comitê de Ética em Pesquisa

São Paulo, 26 de setembro de 2001.

Il^{mo(a)}. S^{ra}.

Marcelo Baptista de Freitas

Rua General Calado, 274 – apto 101

Tatuapé

03334-060 São Paulo - SP

Referente: **Projeto de Pesquisa:** “Doses em pacientes submetidos a exames radiológicos”
- **Cadastro:** 204/01

Prezado(a) Senhor(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, em reunião de 21 de setembro de 2001, analisou o projeto de pesquisa acima citado, considerando-o como **APROVADO**, assim como o Termo de Consentimento Pós-Informado.

Lembramos que cabe ao pesquisador elaborar e apresentar a este Comitê, relatórios parciais (a cada 90 dias) e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº. 196 de 10-10-1996, inciso IX, letra “c”).

O primeiro relatório do referido projeto está previsto para 21 de dezembro de 2001.

Atenciosamente,

Dr. Sérgio Gomes de Souza
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP

c/cópia para o Serviço de Radiologia

Anexo 2

Manual de Instruções, Fichas de Controle de Exames, Cadastro
da Instituição e Carta de Informação ao
Paciente ou Responsável Legal

CADASTRO

NÃO PREENCHER

Rec: _____

Data: / /

1. INSTITUIÇÃO

Nome:						Categoria(públ., filantr., part.):	
Endereço:					nº:	Bairro:	
CEP:	Telefone:	Fax:	Cidade:	UF:	Setor:	Bloco:	Andar:
Médico Responsável:			Físico Responsável:			Técnico Responsável:	

2. EQUIPAMENTOS DE RAIOS-X

EQUIPAMENTO 01

Ident. do Equipamento na Instituição:		Nº de Identif.:	Ident. da Sala:	Exame mais freqüente neste equipamento:	
Tubo (fabricante/modelo/nºde série):		FocoFino:	Grosso:	Gerador (fabricante/modelo/forma de onda):	
		Ângulo do Alvo:			
Colimador (fabricante/modelo/nºde série):		Filtração inerente:		Filtração adicional (no colimador):	
		mm de Al		mm de Al	

EQUIPAMENTO 02

Ident. do Equipamento na Instituição:		Nº de Identif.:	Ident. da Sala:	Exame mais freqüente neste equipamento:	
Tubo (fabricante/modelo/nºde série):		FocoFino:	Grosso:	Gerador (fabricante/modelo/forma de onda):	
		Ângulo do Alvo:			
Colimador (fabricante/modelo/nºde série):		Filtração inerente:		Filtração adicional (no colimador):	
		mm de Al		mm de Al	

EQUIPAMENTO 03

Ident. do Equipamento na Instituição:		Nº de Identif.:	Ident. da Sala:	Exame mais freqüente neste equipamento:	
Tubo (fabricante/modelo/nºde série):		FocoFino:	Grosso:	Gerador (fabricante/modelo/forma de onda):	
		Ângulo do Alvo:			
Colimador (fabricante/modelo/nºde série):		Filtração inerente:		Filtração adicional (no colimador):	
		mm de Al		mm de Al	

EQUIPAMENTO 04

Ident. do Equipamento na Instituição:		Nº de Identif.:	Ident. da Sala:	Exame mais freqüente neste equipamento:	
Tubo (fabricante/modelo/nºde série):		FocoFino:	Grosso:	Gerador (fabricante/modelo/forma de onda):	
		Ângulo do Alvo:			
Colimador (fabricante/modelo/nºde série):		Filtração inerente:		Filtração adicional (no colimador):	
		mm de Al		mm de Al	

EQUIPAMENTO 05

Ident. do Equipamento na Instituição:	Nº de Identif.:	Ident. da Sala:	Exame mais freqüente neste equipamento:
Tubo (fabricante/modelo/nºde série):	FocoFino:	Grosso:	Gerador (fabricante/modelo/forma de onda):
	Ângulo do Alvo:		
Colimador (fabricante/modelo/nºde série):	Filtração inerente:	Filtração adicional (no colimador):	
	mm de Al	mm de Al	

Outras Informações (indicar quais equipamentos possuem controle de exposição automática):

3. QUANTIDADE (ESTIMATIVA) DE EXAMES REALIZADOS MENSALMENTE

Tórax e Esqueleto Torácico	
Bacia	
Membros superiores e inferiores	
Crânio	
Coluna	
Abdômen	
Mamografia	
Contrastados	
Tomografia Computadorizada	
TOTAL	

4. SISTEMA DE IMAGEM

Processadora 01 (fabricante/modelo):	Processadora 02 (fabricante/modelo):	Processadora 03 (fabricante/modelo):
Tela intensificadora 01 (fabricante/modelo):	Filme 01 (fabricante/modelo):	
Tela intensificadora 02 (fabricante/modelo):	Filme 02 (fabricante/modelo):	
Outras Informações:		

5. SISTEMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

O serviço possui:	SIM	NÃO
Sinalização luminosa vermelha acima da face externa da porta de acesso:		
Sinalização visível na face exterior das portas de acesso (símbolo internacional de radiação ionizante):		
Aviso para acompanhantes:		
Aviso para gestantes:		
Aventais Plumbíferos:		
Acessórios Plumbíferos (protetor de tireóide, gônadas, etc.):		
Dosímetros Pessoais:		
Levantamento Radiométrico:		
Plano de Proteção Radiológica:		

INSTRUÇÕES PARA UTILIZAÇÃO DO KIT DOSIMÉTRICO

1) Leia atentamente as informações abaixo antes de utilizar o KIT DOSIMÉTRICO. *Qualquer dúvida entre em contato conosco¹.*

2) Confira se todo material do KIT está dentro do envelope que você recebeu. O kit é composto por:

- 01 ficha de CADASTRO da instituição, dos equipamentos, do sistema de imagem e das informações de proteção radiológica;
- 15 fichas para CONTROLE DOS EXAMES (uma para cada paciente);
- 01 ficha contendo 30 DOSÍMETROS identificados e numerados, e 01 DOSÍMETRO de fundo;
- 01 ENVELOPE endereçado;

3) Preencha a ficha de cadastro, deixando em branco os campos onde houver dúvida quanto às informações solicitadas. *É importante para a veracidade do trabalho que você forneça apenas os dados que estiverem disponíveis e/ou que sejam confiáveis.*

4) Para iniciar a coleta de dados e a utilização do KIT dosimétrico, forneça ao técnico radiologista responsável pela realização do exame as fichas de controle dos exames e o conjunto de dosímetros. *É sempre bom lembrar que os DOSÍMETROS SÃO SENSÍVEIS À RADIAÇÃO, e portanto devem ser mantidos fora da sala de irradiação durante toda realização do exame. Caso isso não seja possível, mantenha todo conjunto de dosímetros junto à mesa de comando do equipamento, atrás do biombo, sempre distante do feixe primário de radiação.*

5) Com uma das fichas de controle dos exames em mãos, o técnico deve:

- preencher a data, seu nome e a identificação da sala/equipamento;
- solicitar ao paciente que irá se submeter à radiografia que se encaminhe à sala onde o exame será realizado. *Nesta etapa do estudo estamos avaliando SOMENTE doses em pacientes que se submetem a radiografias de tórax (projeções PA e/ou LAT) EM PÉ (na estativa);*
- na sala, informar ao paciente ou seu responsável, no caso de menores, sobre o estudo que está sendo realizado e solicitar sua autorização:
"Está sendo realizado neste hospital um estudo das doses de radiação em exames como este que o Sr(a). irá se submeter e gostaríamos de contar a sua colaboração. Para tanto, precisamos fixar este pequeno adesivo na sua pele. Esse procedimento não causará nenhum prejuízo à qualidade da imagem do seu exame, nem à sua saúde. Somente um pequeno incômodo ao colocar e retirar o adesivo. O Sr(a). autoriza sua participação no estudo?"
Maiores detalhes vide CARTA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE OU RESPONSÁVEL LEGAL (EM ANEXO);
- caso o paciente autorize, perguntar sua idade, peso e altura. Anotar as respostas na ficha de controle dos exames (DADOS DO PACIENTE). *As informações que o paciente não souber devem ser deixadas em branco, ou no caso de dúvida, anotar a resposta com um ponto de interrogação ao lado.*
- fixar 01 dosímetro numerado na superfície da pele do paciente, sempre na entrada do feixe de radiação no corpo, conforme a projeção: projeção PA (FIGURA 1) ou projeção LAT (FIGURA 2);

¹ O principal investigador é o físico Marcelo Baptista de Freitas, mestre em ciências pelo Instituto de Física da USP, que pode ser encontrado no endereço: Travessa R da Rua do Matão, 187 - Cidade Universitária, Butantã - São Paulo, SP. Telefone: (11)3091-6975 ou (11)3091-6991. e-mail: marcelo.freitas@dfn.if.usp.br

- proceder à rotina normal do exame: posicionar o paciente para a radiografia, ajustar distância etc;
- encaminhar-se ao comando do equipamento e com o prontuário do paciente em mãos, anotar na ficha de controle dos exames o nº do prontuário, a procedência do paciente (DADOS DO PACIENTE) e o motivo do exame (DADOS DO EXAME);
- selecionar no comando do equipamento a técnica (kV,mA.s) a ser utilizada e anotá-la na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA).
- após efetuar o disparo, retirar o dosímetro fixado na pele do paciente e colá-lo no local indicado na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA), anotando seu número. **NÃO ESQUEÇA DE RETIRAR O DOSÍMETRO ANTES DE REALIZAR OUTRO DISPARO.**
- caso haja outra projeção, fixar 01 NOVO dosímetro numerado na pele do paciente, conforme a nova projeção: projeção PA (FIGURA 1) ou projeção LAT (FIGURA 2).
- proceder como na projeção anterior, não esquecendo de anotar a técnica utilizada na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA).
- revelar os filmes e verificar a qualidade das imagens. Caso esteja OK liberar o paciente. Caso seja necessário repetir algumas das projeções, fixar 01 NOVO dosímetro no paciente e realizar novamente os procedimentos anteriores, conforme a projeção a ser repetida.
- EM HIPÓTESE ALGUMA, SUBMETER O PACIENTE A UMA REPETIÇÃO, POR FALHA NO PROCEDIMENTO ESPECÍFICO DESTES ESTUDOS. APENAS ANOTAR A OCORRÊNCIA NA FICHA DE CONTROLE DOS EXAMES (OBSERVAÇÕES);

6) O técnico responsável pela realização do próximo exame deve repetir o procedimento nº 5 para cada novo paciente.

7) Você pode deixar alguma sugestão/comentário sobre este estudo no campo abaixo.

FIGURA 1

FIGURA 2

CONTROLE DOS EXAMES

Data:	Tcnico:	Hospital:	Identif. da Sala de raios X (ou equipamento):
-------	---------	-----------	---

Dados do Paciente

Prontuário Nº:	Sexo:	Peso:
	Idade:	Altura:
	Procedência (ambulatório, enfermaria, particular):	

Dados do Exame

Tipo de Exame: TÓRAX ☐ Ereto ☐ Decúbito)	Se tórax - motivo do exame:
---	-----------------------------

Dados da Radiografia

RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 2
Projeção:	Projeção:
Tensão (kV):	Tensão (kV):
Carga (mA.s):	Carga (mA.s):
Distância Foco-Filme (cm):	Distância Foco-Filme (cm):
Tamanho do Filme (cm):	Tamanho do Filme (cm):
Nº do DOSÍMETRO:	Nº do DOSÍMETRO:
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>
RADIOGRAFIA 3 (Repetição)	RADIOGRAFIA 4 (Repetição)
Projeção:	Projeção:
Tensão (kV):	Tensão (kV):
Carga (mA.s):	Carga (mA.s):
Distância Foco-Filme (cm):	Distância Foco-Filme (cm):
Tamanho do Filme (cm):	Tamanho do Filme (cm):
Nº do DOSÍMETRO:	Nº do DOSÍMETRO:
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>

Observações (motivo da repetição, falha no procedimento, comentários etc.):

CONTROLE DOS EXAMES

Data:	Técnico:	Hospital:	Identif. da Sala de raios X (ou equipamento):
-------	----------	-----------	---

Dados do Paciente

Prontuário Nº:	Sexo:	Peso:
	Idade:	Altura:
	Procedência (ambulatório, enfermaria, particular):	

Dados do Exame

Tipo de Exame: TÓRAX ☐ Ereto ☐ Decúbito)	Se tórax - motivo do exame:
---	-----------------------------

Dados da Radiografia

RADIOGRAFIA 1	RADIOGRAFIA 2
Projeção:	Projeção:
Tensão (kV):	Tensão (kV):
Carga (mA.s):	Carga (mA.s):
Distância Foco-Filme (cm):	Distância Foco-Filme (cm):
Tamanho do Filme (cm):	Tamanho do Filme (cm):
Nº do DOSÍMETRO:	Nº do DOSÍMETRO:
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>
RADIOGRAFIA 3 (Repetição)	RADIOGRAFIA 4 (Repetição)
Projeção:	Projeção:
Tensão (kV):	Tensão (kV):
Carga (mA.s):	Carga (mA.s):
Distância Foco-Filme (cm):	Distância Foco-Filme (cm):
Tamanho do Filme (cm):	Tamanho do Filme (cm):
Nº do DOSÍMETRO:	Nº do DOSÍMETRO:
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>

Observações (motivo da repetição, falha no procedimento, comentários etc.):

MANUAL DE INSTRUÇÕES **PARA UTILIZAÇÃO DO KIT DOSIMÉTRICO**

Figura 1. Crânio - projeções AP e Lateral

Figura 2. Coluna Lombar - projeções AP e Lateral

1) Leia atentamente as informações abaixo antes de utilizar o KIT DOSIMÉTRICO. *Qualquer dúvida entre em contato conosco*¹.

2) Para iniciar a coleta de dados e a utilização do KIT dosimétrico, forneça ao técnico radiologista responsável pela realização do exame as fichas de controle dos exames e o conjunto de dosímetros. *É sempre bom lembrar que os DOSÍMETROS SÃO SENSÍVEIS À RADIAÇÃO, e portanto devem ser mantidos fora da sala de irradiação durante toda realização do exame. Caso isso não seja possível, mantenha todo conjunto de dosímetros junto à mesa de comando do equipamento, atrás do biombo, sempre distante do feixe primário de radiação. Inclusive, após utilização dos dosímetros, mantenha-os junto aos demais, sempre fora da sala de irradiação.*

3) Com uma das fichas de controle dos exames em mãos, o técnico deve:

- preencher a data, seu nome e a identificação da sala/equipamento;
- solicitar ao paciente que irá se submeter à radiografia que se encaminhe à sala onde o exame será realizado. *Nesta etapa do estudo estamos avaliando SOMENTE doses em pacientes que se submetem a radiografias de CRÂNIO, SEIOS DA FACE ou COLUNA;*
- na sala, informar ao paciente ou seu responsável, no caso de menores, sobre o estudo que está sendo realizado e solicitar sua autorização:
"Está sendo realizado neste hospital um estudo das doses de radiação em exames como este que o Sr(a). irá se submeter e gostaríamos de contar a sua colaboração. Para tanto, precisamos fixar este pequeno adesivo na sua pele. Esse procedimento não causará nenhum prejuízo à qualidade da imagem do seu exame, nem à sua saúde. Somente um pequeno incômodo ao colocar e retirar o adesivo. O Sr(a). autoriza sua participação no estudo?"

¹ O principal investigador é o físico Marcelo Baptista de Freitas, mestre em ciências pelo Instituto de Física da USP, que pode ser encontrado no endereço: Travessa R da Rua do Matão, 187 - Cidade Universitária, Butantã - São Paulo, SP. Telefone: (11)3091-6975 ou (11)3091-6991. e-mail: marcelo.freitas@dfn.if.usp.br

Maiores detalhes vide CARTA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE OU RESPONSÁVEL LEGAL (EM ANEXO);

- caso o paciente autorize, perguntar sua idade, peso e altura. Anotar as respostas na ficha de controle dos exames (DADOS DO PACIENTE). *As informações que o paciente não souber devem ser deixadas em branco, ou no caso de dúvida, anotar a resposta com um ponto de interrogação ao lado.*
- **retirar 01 dosímetro numerado da ficha, puxar a fita dupla face e fixá-lo na superfície da pele do paciente, sempre na entrada do feixe de radiação no corpo, no centro do campo (raio central). Vide exemplo para exame de crânio: projeções AP e LAT (FIGURA 1) ou coluna lombar: projeções AP e LAT (FIGURA 2);**
- proceder à rotina normal do exame: posicionar o paciente para a radiografia, ajustar distância etc;
- encaminhar-se ao comando do equipamento e com o prontuário do paciente em mãos, anotar na ficha de controle dos exames o nº do prontuário. Indique com um X, assinalando no quadrado correspondente, a procedência do paciente (DADOS DO PACIENTE) e o tipo do exame (DADOS DO EXAME). **NÃO ESQUEÇA DE ASSINALAR O TIPO DE EXAME A SER REALIZADO (CRÂNIO, SEIOS DA FACE OU COLUNA);**
- selecionar no comando do equipamento a técnica (kV, mA.s etc) a ser utilizada e anotá-la na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA). A carga (mA.s) refere-se ao tempo (s) utilizado multiplicado pela corrente (mA). Se preferir indique esse (tempo x corrente) valor no campo carga da ficha de controle dos exames.
- após efetuar o disparo, retirar o dosímetro fixado na pele do paciente e colá-lo no local indicado na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA), anotando seu número. **NÃO ESQUEÇA DE RETIRAR O DOSÍMETRO ANTES DE REALIZAR OUTRO DISPARO.**
- caso haja outra projeção, fixar 01 NOVO dosímetro numerado na pele do paciente, conforme a nova projeção a ser realizada.
- proceder como na projeção anterior, não esquecendo de anotar a técnica utilizada na ficha de controle dos exames (DADOS DA RADIOGRAFIA).
- revelar os filmes e verificar a qualidade das imagens. Caso esteja OK liberar o paciente. Caso seja necessário repetir algumas das projeções, fixar 01 NOVO dosímetro no paciente e realizar novamente os procedimentos anteriores, conforme a projeção a ser repetida.
- **EM HIPÓTESE ALGUMA, SUBMETER O PACIENTE A UMA REPETIÇÃO, POR FALHA NO PROCEDIMENTO ESPECÍFICO DESTES ESTUDOS. APENAS ANOTAR A OCORRÊNCIA NA FICHA DE CONTROLE DOS EXAMES (OBSERVAÇÕES);**

4) O técnico responsável pela realização de cada exame incluído neste estudo deve repetir o procedimento nº 3 para cada novo paciente. Lembrar que cada folha possui duas fichas de CONTROLE DE EXAMES (frente e verso), sendo suficiente para dois pacientes.

5) Ao final da utilização de todos **dosímetros do KIT**, você deve juntá-los ao restante do material, incluindo eventuais sobras de fichas e papel, e **devolvê-lo ao responsável** pelo seu envio ao laboratório, onde serão avaliadas as doses de radiação.

CONTROLE DOS EXAMES

Data:	Técnico:	Hospital:	Identif. da Sala de raios X (ou equipamento):
-------	----------	-----------	---

Dados do Paciente

Prontuário Nº:	Sexo:	Peso:
	Idade:	Altura:
	Procedência: ☐ ambulatório ☐ enfermaria ☐ particular ☐ outro:	

Dados do Exame

Tipo de Exame:	☐ CRÂNIO	☐ SEIOS DA FACE	☐ CERVICAL ☐ TORÁCICA ☐ LOMBAR
----------------	---------------------------------	--	---

Dados da Radiografia

RADIOGRAFIA 1		RADIOGRAFIA 2	
Projeção:		Projeção:	
Tensão (kV):		Tensão (kV):	
Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):	Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):
Tempo (s):		Tempo (s):	
Distância Foco-Filme (cm):		Distância Foco-Filme (cm):	
Tamanho do Filme (cm):		Tamanho do Filme (cm):	
Nº do DOSÍMETRO:		Nº do DOSÍMETRO:	
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>		<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	
RADIOGRAFIA 3		RADIOGRAFIA 4 (Repetição)	
Projeção:		Projeção:	
Tensão (kV):		Tensão (kV):	
Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):	Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):
Tempo (s):		Tempo (s):	
Distância Foco-Filme (cm):		Distância Foco-Filme (cm):	
Tamanho do Filme (cm):		Tamanho do Filme (cm):	
Nº do DOSÍMETRO:		Nº do DOSÍMETRO:	
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>		<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	

Observações (motivo da repetição, falha no procedimento, comentários etc.):

CONTROLE DOS EXAMES

Data:	Técnico:	Hospital:	Identif. da Sala de raios X (ou equipamento):
-------	----------	-----------	---

Dados do Paciente

Prontuário Nº:	Sexo:	Peso:
	Idade:	Altura:
	Procedência: ☐ ambulatório ☐ enfermaria ☐ particular ☐ outro:	

Dados do Exame

Tipo de Exame:	☐ CRÂNIO	☐ SEIOS DA FACE	☐ CERVICAL ☐ TORÁCICA ☐ LOMBAR
----------------	---------------------------------	--	---

Dados da Radiografia

RADIOGRAFIA 1		RADIOGRAFIA 2	
Projeção:		Projeção:	
Tensão (kV):		Tensão (kV):	
Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):	Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):
Tempo (s):		Tempo (s):	
Distância Foco-Filme (cm):		Distância Foco-Filme (cm):	
Tamanho do Filme (cm):		Tamanho do Filme (cm):	
Nº do DOSÍMETRO:		Nº do DOSÍMETRO:	
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>		<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	
RADIOGRAFIA 3		RADIOGRAFIA 4 (Repetição)	
Projeção:		Projeção:	
Tensão (kV):		Tensão (kV):	
Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):	Corrente (mA):	OU Carga (mA.s):
Tempo (s):		Tempo (s):	
Distância Foco-Filme (cm):		Distância Foco-Filme (cm):	
Tamanho do Filme (cm):		Tamanho do Filme (cm):	
Nº do DOSÍMETRO:		Nº do DOSÍMETRO:	
<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>		<u>COLE O DOSÍMETRO AQUI</u>	

Observações (motivo da repetição, falha no procedimento, comentários etc.):

CARTA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE OU RESPONSÁVEL LEGAL

O presente estudo tem como principal objetivo avaliar a dose de radiação absorvida pelos pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais realizados em hospitais do Estado de São Paulo. Faz parte de um trabalho de doutoramento no Instituto de Física – USP. Neste momento do estudo gostaríamos de contar com a sua colaboração, aproveitando a oportunidade do exame radiológico a que você irá se submeter no Hospital/Clínica.

Como em vários países, programas desse tipo visam verificar a qualidade dos serviços responsáveis pela realização dos exames e a exposição da população às fontes de radiação de uso médico. Nesse sentido, em nosso país, foi publicada em 1998 a portaria nº453 do Ministério da Saúde, que recomenda a avaliação dos valores representativos da dose recebida pelo paciente em uma radiografia, como parte dos programas de controle de qualidade.

Para o estudo utilizaremos um par de dosímetros termoluminescentes (TLD) fixados diretamente na sua pele, no centro do feixe de radiação, durante a realização do exame. O TLD, um pequeno cristal de 3x3x1mm, funciona como um detector (medidor) de radiação, permitindo determinar a posteriori, em laboratório, a energia absorvida da radiação (dose) na região onde o mesmo foi fixado na sua pele (dose de entrada na pele). O par de TLD, empacotado em um pequeno envelope plástico (1cm²) para facilitar o manuseio, será fixado na sua pele pelo técnico do local com fita adesiva adequada. Para cada projeção do exame, ou seja, cada radiografia, um novo par de TLD será utilizado. Para completar o estudo necessitaremos de alguns dos seus dados pessoais: peso, altura, idade e sexo.

É importante ressaltar que o TLD não interfere na qualidade da imagem obtida, sendo amplamente utilizado em estudos deste tipo. O procedimento utilizado acima não lhe causará nenhum risco, a menos de um pequeno incômodo ao fixar e retirar o TLD. Porém garanta-se total assistência no caso de qualquer situação inesperada. Garanta-se ainda o seu acesso pleno a todas as informações coletadas, em qualquer momento da pesquisa. As informações coletadas serão analisadas de maneira global, nunca identificando você individualmente. Você tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

O principal investigador é o físico Marcelo Baptista de Freitas, mestre em ciências pelo Instituto de Física da USP, que pode ser encontrado no endereço: Travessa R da Rua do Matão, 187 - Cidade Universitária, tel: 3091-6975. Qualquer consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital/Clínica ou com o responsável pelo Serviço de Radiologia.

Marcelo Baptista de Freitas
Físico Responsável pela Pesquisa

Anexo 3

Artigos Publicados

Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem

Departamento de Diagnóstico por Imagem e Radioterapia da Associação Médica Brasileira

Av. Paulista, 491 • 13º andar • São Paulo • SP • Cep: 01311-909 • Fone: (11) 3372-4544

Fax: (11) 3285-1690 • E-mail: cbradiol@cbr.org.br • www.cbr.org.br

São Paulo, 15 de dezembro de 2004.

Ilmo. Sr.

Dr. Marcelo Baptista de Freitas

Prezado Senhor,

Temos o prazer de comunicar que o seu artigo **“Levantamento da distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem e da frequência de exames radiológicos no estado de São Paulo”** foi aceito para publicação na Revista Radiologia Brasileira. Assim que o mesmo for publicado, enviaremos as separatas.

Agradecemos, desde já sua colaboração.

Atenciosamente,

Erika Fricke
Secretaria Editorial

LEVANTAMENTO DA DISTRIBUIÇÃO DE EQUIPAMENTOS DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEM E DA FREQUÊNCIA DE EXAMES RADIOLÓGICOS NO ESTADO DE SÃO PAULO

Marcelo Baptista de Freitas¹ - Freitas MB
Elisabeth Mateus Yoshimura² - Yoshimura EM

Laboratório de Dosimetria - Departamento de Física Nuclear do Instituto de Física da Universidade de São Paulo
Caixa Postal 66318, CEP 05315-970
São Paulo - SP, Brasil

¹Mestre em Física e Doutorado do Programa de Pós-Graduação do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP)

²Professora Associada do Departamento de Física Nuclear do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP)

RESUMO

OBJETIVO: Realizar um levantamento no estado de São Paulo das informações referentes a equipamentos de diagnóstico por imagem e exames radiológicos. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Essas informações foram obtidas através do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS). A distribuição de equipamentos e a frequência anual de exames foram analisadas considerando-se as diferentes regiões de saúde (Diretorias de Saúde) que compõem o Estado e suas respectivas populações. **RESULTADOS:** Os resultados obtidos apontam para diferenças regionais significativas, tanto em relação à distribuição de equipamentos como à frequência de exames. Comparações com dados disponíveis de outros países indicam que pode haver demanda por parte da população em relação a exames de diagnóstico por imagem, principalmente no caso de mamografia, embora o acesso público a esses serviços tenha melhorado nos últimos anos. **CONCLUSÃO:** Estudos como este demonstram a importância da democratização das informações do sistema de saúde do país, e contribuem para uma análise sistemática e objetiva de áreas específicas, servindo de referência para futuros trabalhos.

unitermos: equipamento para diagnóstico, exames médicos, sistemas de informação em radiologia, radiologia, SUS.

TITLE: Survey of the distribution of diagnostic imaging equipment and of the frequency of radiological examinations in the State of São Paulo, Brazil

ABSTRACT

OBJECTIVE: To carry out a survey of information on diagnostic imaging equipment and radiological examinations in the State São Paulo. **MATERIALS AND METHODS:** The overall information was obtained through the Computer Science Department of the National Health System (SUS - Sistema Único de Saúde). The distribution of equipments and the annual frequency of examinations were analyzed considering the various health regions of the State and their respective population. **RESULTS:** The results point out to significant regional differences, in relation both to the equipment distribution and to the frequency of examinations. Comparison with available data from other countries shows that part of the population might demand access to radiological examinations, mainly in the case of mammography, although the public access to these services has improved in the last years. **CONCLUSION:** Investigations like this demonstrate the importance of the disclosure of the information from the National Health System, and contribute to a systematic and objective analysis of specific health fields, serving as reference to future works.

key words: diagnostic equipment, medical examination, radiology information systems, radiology, SUS (BR).

INTRODUÇÃO

Os princípios do Sistema Único de Saúde (SUS), criado pela Constituição Federal de 1988, apontam para a democratização do acesso às ações e serviços de saúde na área pública, através da implementação de políticas de descentralização. Nesse sentido, o Departamento de Informática do SUS (DATASUS) tem sido responsável pela coleta, processamento e disseminação das informações sobre a saúde. As informações oferecidas ao público pelo DATASUS na rede⁽¹⁾ mundial de computadores (*internet*), além de contribuírem para o processo de descentralização das atividades de saúde, também permitem a melhoria da gestão do sistema de saúde nacional e o controle social sobre a utilização dos recursos disponíveis.

O Sistema de Informações de Saúde do DATASUS compreende diversos dados, dentre eles, o Sistema de Informações Ambulatoriais (SIA/SUS). Nesse sistema podem ser encontrados dados relativos à quantidade de procedimentos ambulatoriais, como por exemplo, exames radiológicos, realizados em estabelecimentos de saúde públicos e particulares conveniados. Esses dados são gerados a partir das informações enviadas pelas Secretarias Municipais em gestão plena e Secretarias Estaduais de Saúde através do Sistema de Informações Ambulatoriais.

Ainda dentro da política de gestão do sistema de saúde, o Ministério da Saúde/Secretaria de Assistência à Saúde (MS/SAS) instituiu, em 2000, o processo de cadastramento de estabelecimentos de saúde em todo território nacional, abrangendo a totalidade dos hospitais existentes no país, assim como a totalidade dos serviços ambulatoriais vinculados ou não ao SUS. O cadastro compreende o conhecimento dos estabelecimentos de saúde nos aspectos de área física, recursos humanos, equipamentos, dentre esses, os equipamentos de diagnóstico por imagem, e serviços ambulatoriais e hospitalares. Cabe ressaltar que estabelecimento de saúde é a denominação dada a qualquer local destinado à prestação de assistência à saúde à população, que demande o acesso de pacientes, em regime de internação ou não, qualquer que seja seu porte ou nível de complexidade, portanto, incluindo desde um hospital de grande porte até um consultório médico isolado⁽²⁾. O DATASUS também disponibiliza na rede⁽³⁾ as informações do Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES).

Embora todas essas informações estejam disponíveis para acesso público, o uso efetivo e proveitoso dos dados por parte de órgãos públicos ou privados, de forma

individual ou coletiva, seja na implementação de políticas públicas, no estudo de mercado, ou na pesquisa acadêmica, requer uma compilação criteriosa para a tabulação e análise dos dados. Com o emprego do Sistema de Informações de Saúde do DATASUS é possível selecionar vários dados a serem classificados, segundo variáveis e/ou critérios estabelecidos pelo usuário do sistema.

Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi reunir e analisar em uma única publicação as informações da saúde relativas à área de radiologia, mais especificamente, considerando a distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem e a frequência dos exames radiológicos realizados em estabelecimentos de saúde localizados em uma das mais importantes unidades da federação: o estado de São Paulo. A população das diversas regiões de saúde, conforme a divisão geográfica estabelecida pela Secretaria de Estado da Saúde, foi considerada na análise dos dados, permitindo uma comparação entre as regiões do Estado, bem como, com dados publicados internacionalmente⁽⁴⁾.

MATERIAIS E MÉTODOS

As informações correspondentes a equipamentos de diagnóstico por imagem localizados em estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo foram compiladas em setembro de 2004, a partir das informações disponíveis na rede⁽³⁾ pelo CNES/DATASUS. Os dados apresentados são relativos ao item 10.1 (Equipamentos de Diagnóstico por Imagem) da ficha de cadastro de estabelecimentos de saúde (FCES). Para facilitar a análise dos resultados, alguns equipamentos foram agrupados por categorias, a saber: mamógrafo - mamógrafos com comando simples e mamógrafos com estereotaxia; raios X médico - raios X até 100mA, raios X de 100 a 500mA e raios X com mais de 500mA; outros raios X médico - raios X com fluoroscopia, raios X para densitometria óssea e raios X para hemodinâmica; ultra-som - ultra-som doppler colorido, ultra-som ecógrafo e ultra-som convencional.

As informações de exames radiológicos apresentadas neste estudo correspondem ao período de julho de 2003 a junho de 2004 (12 meses) e também foram compiladas a partir das informações oferecidas pelo DATASUS na rede⁽¹⁾. Os exames radiológicos correspondem aos procedimentos ambulatoriais do grupo 13 (radiodiagnóstico) no SIA/SUS. Os exames foram agrupados em grandes grupos, segundo a região anatômica ou parte do

corpo correspondente à(s) radiografia(s). As projeções (radiografias) mais frequentes dentro cada grande grupo de exames também são apresentadas. Como os dados avaliados correspondem ao SIA/SUS, não estão incluídos exames realizados por pacientes internados, nem exames realizados pela rede particular não-conveniada. No caso de pacientes internados, o Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS) não permite a seleção e identificação de procedimentos hospitalares que incluam isoladamente exames radiológicos.

Para permitir uma análise mais detalhada dos resultados, tanto os dados correspondentes aos equipamentos como aos exames também foram agrupados segundo a localização geográfica do estabelecimento de saúde (município) onde o equipamento está instalado ou o exame foi realizado. Na classificação da localização do estabelecimento de saúde foi empregada a divisão geográfica realizada pela Secretaria da Saúde, gestor estadual do SUS, que divide o estado de São Paulo em 24 regiões, chamadas de Diretorias Regionais de Saúde (DIR). Dessas diretorias, 5 localizam-se na região metropolitana da Grande São Paulo e as 19 restantes no litoral e interior do Estado. A DIR I corresponde ao município de São Paulo. A abrangência geográfica de cada uma dessas diretorias pode ser observada na Figura 1.

Ainda considerando as diferenças de população residente nos diversos municípios do Estado, para cada uma das DIRs, o número de equipamentos e exames foi dividido pela soma da respectiva população residente nos diversos municípios que a compõem. No caso de equipamentos, os resultados são apresentados por 1.000.000 de habitantes e no caso de exames por 1.000 habitantes. Todas as estimativas de população residente nos diversos municípios do Estado no ano de 2004 estão baseadas no censo de 2000 e foram obtidas junto ao Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

- IBGE⁽⁵⁾. A Tabela 1 apresenta a estimativa da população residente no Estado em 2004, segundo o sexo e a Diretoria Regional de Saúde (DIR).

A análise do número de exames por equipamento, para cada uma das DIRs, também foi realizada. Nessa análise, o número total de exames radiológicos realizados anualmente pelos estabelecimentos de saúde conveniados ao sistema SUS (grupo 13 - radiodiagnóstico) foi dividido pela soma do número de equipamentos de diagnóstico por imagem do tipo "raios X médico", "outros raios X médico" e "mamógrafo". É importante lembrar que enquanto o número de exames radiológicos é parcial, somente procedimentos ambulatoriais realizados em estabelecimentos conveniados, o número de equipamentos é total, ou seja, refere-se a todo parque instalado, incluindo equipamentos instalados em estabelecimentos públicos e privados, conveniados ou não ao sistema SUS.

Para completar o estudo, foi realizada uma análise comparativa entre o número anual de exames por habitante do Estado de São Paulo ao longo dos últimos anos (1999 a 2004), tomando o ano de 2000 como referência e considerando as várias especialidades de diagnóstico por imagem: radiologia convencional, mamografia, tomografia computadorizada, radiologia intervencionista, medicina nuclear e ultra-sonografia. O número total de exames para o ano 1999 corresponde a uma estimativa realizada a partir dos dados fornecidos pelo DATASUS para os meses de novembro e dezembro, uma vez que no período anterior foi utilizada outra classificação de procedimentos que não permite uma conversão direta. Para o ano de 2004, foi realizada uma estimativa anual do número de exames a partir dos dados correspondentes aos meses de janeiro, fevereiro, março, abril, maio e junho.

Figura 1. Distribuição geográfica das Diretorias Regionais de Saúde (DIR) realizada pela Secretaria de Saúde do Estado de São Paulo.

Tabela 1. População (2004) residente no Estado de São Paulo, por sexo, segundo a Diretoria Regional de Saúde (DIR).

DIR	Masculino	Feminino	População (%)
I - São Paulo	5.124.946	5.628.822	10.753.768(27,4)
II - Santo André	1.206.221	1.272.581	2.478.802(6,3)
III - Mogi das Cruzes	1.264.753	1.295.880	2.560.633(6,5)
IV - Franco da Rocha	242.707	238.732	481.439(1,2)
V - Osasco	1.272.607	1.318.192	2.590.799(6,6)
VI - Araçatuba	337.859	342.786	680.645(1,7)
VII - Araraquara	448.294	452.531	900.825(2,3)
VIII - Assis	220.838	224.857	445.695(1,1)
IX - Barretos	200.809	202.100	402.909(1,0)
X - Bauru	509.143	515.539	1.024.682(2,6)
XI - Botucatu	274.643	272.650	547.293(1,4)
XII - Campinas	1.814.815	1.846.728	3.661.543(9,3)
XIII - Franca	312.280	314.366	626.646(1,6)
XIV - Marília	299.101	303.596	602.697(1,5)
XV - Piracicaba	682.697	689.559	1.372.256(3,5)
XVI - Presidente Prudente	350.817	354.295	705.112(1,8)
XVII - Registro	146.163	140.077	286.240(0,7)
XVIII - Ribeirão Preto	580.468	596.854	1.177.322(3,0)
XIX - Santos	766.827	814.024	1.580.851(4,0)
XX - São João da Boa Vista	384.320	381.635	765.955(2,0)
XXI - São José dos Campos	580.674	585.479	1.166.153(3,0)
XXII - São José do Rio Preto	694.115	705.928	1.400.043(3,6)
XXIII - Sorocoba	1.034.647	1.028.407	2.063.054(5,3)
XXIV - Taubaté	478.646	485.354	964.000(2,5)
TOTAL	19.228.390	20.010.972	39.239.362(100)

RESULTADOS

A Tabela 2 permite observar que aproximadamente 5% do número total de equipamentos de diagnóstico por imagem existentes no estado de São Paulo (10.062) estão fora de funcionamento por algum motivo. Esse percentual ultrapassa os 7%, no caso de gama câmeras. A número de equipamentos por 1.000.000 de habitantes diminui significativamente no caso de equipamentos que empregam tecnologia mais moderna no processo de construção/formação da imagem: ressonância magnética (2,9), gama câmera (3,3) e tomografia computadorizada (11,2). Além disso, pelo menos no caso de equipamentos tipo "outros raios X médico" (fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica), "ressonância magnética" e "gama câmera", por volta da metade deles está concentrada na DIR I, que corresponde ao município de São Paulo (Tabela 3). A DIR I concentra mais que um quarto (27,2%) do número total de equipamentos de diagnóstico por imagem do Estado. Considerando-se a população residente nos diversos municípios que compõem cada uma das DIRs, as maiores concentrações de equipamentos (por

1.000.000 de habitantes) tipo "gama câmera" encontram-se na região de Barretos (DIR IX); tipo "mamógrafo", nas regiões de Barretos (IX) e Assis (DIR VIII); tipo "raios X médico", na região de Bauru (DIR X); tipo "outros raios X médico" e "raios X dentário", na região de Ribeirão Preto (DIR XVIII), tipo "tomógrafo computadorizado", na região de Assis (DIR VIII); tipo "ressonância magnética", na região da capital (DIR I) e tipo "ultra-som", na região de São José do Rio Preto (DIR XXII). Por outro lado, as menores concentrações de equipamentos encontram-se nas regiões de Franco da Rocha (DIR IV) e Registro (DIR XVII), exceto para equipamentos de ultra-som, cuja menor concentração é registrada na região de Franca (DIR XIII).

A frequência anual de exames radiológicos por 1.000 habitantes (347,0)¹ no estado de São Paulo (Tabela 4) permite concluir que em média 1 habitante em cada 3 realiza um exame radiológico pelo menos uma vez por ano, considerando-se somente os procedimentos ambulatoriais realizados por estabelecimentos de saúde conveniados

¹No caso de mamografia, somente a população feminina foi considerada no cálculo do número de exames por 1.000 habitantes.

ao sistema SUS. Os exames na região torácica correspondem a aproximadamente um terço (31,7%) do total de exames radiológicos realizados anualmente no estado de São Paulo. Dentro desse tipo de exame, os exames de tórax, projeção pósterio-

anterior (PA) e tórax, projeções pósterio-anterior (PA) e lateral ou perfil (LAT), são os mais freqüentes, 66,6% e 30,4%, respectivamente. A Figura 2 permite observar a contribuição percentual de cada tipo de exame no total de exames realizados.

Tabela 2. Número total de equipamentos de diagnóstico por imagem do estado de São Paulo, existentes (QTDE_EXIST), em uso (QTDE_USO) e em uso por 1.000.000 de habitantes. Na última coluna, percentual (%) dos equipamentos existentes que está efetivamente em uso.

Tipo de Equipamento	QTDE_EXIST	QTDE_USO	QTDE_USO (por 1.000.000 hab.)	(%)
Gama Câmera	138	128	3,3	92,8
Mamógrafo	637	615	30,7	96,5
Raios X Médico	3608	3375	86,0	93,5
Outros Raios X Médico (fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica)	856	810	20,6	94,6
Raios X Dentário	1849	1748	44,5	94,5
Tomógrafo Computadorizado	450	439	11,2	97,6
Ressonância Magnética	116	114	2,9	98,3
Ultra-som	2408	2340	59,6	97,2
TOTAL	10062	9569	243,9	95,1

O município de São Paulo (DIR I) responde por aproximadamente um terço (32,2%) do número total de exames radiológicos realizados no Estado (Tabela 5). Contudo, quando a população é considerada, a região de Santos (DIR XIX) apresenta a maior freqüência anual de exames por 1.000 habitantes (408,6). Grande parte desse total corresponde a exames na região torácica (149,3), que, juntamente com as regiões da Capital e suas vizinhas (DIR I, DIR II, DIR IV, DIR V e DIR XIX), apresentam valores bem acima da média do Estado (110,0). Esse fato pode indicar grande incidência de problemas respiratórios, uma vez que essas regiões normalmente apresentam índices de poluição mais elevados em comparação ao restante do Estado. Outro destaque diz respeito a exames tipo "mamografia", onde a região de Barretos (DIR IX) realiza quase três vezes mais exames (93,8 por mil mulheres) quando comparada à média do Estado (34,3). A região de Santo André (DIR II) apresenta uma freqüência anual de exames por habitante tipo "crânio" quase 50% maior (67,2) que a média do Estado (47,2). Por outro lado, a região de Araçatuba (DIR VI) apresenta as menores freqüências anuais de exames por habitante, exceto para exames tipo "urografia e colangiografia", onde seu valor (6,2) está 50% acima da média do Estado (4,0).

Na Figura 3 é possível observar que as regiões de Franco da Rocha (DIR IV) e Osasco (DIR V) apresentam quantidades de

exames ambulatoriais por equipamento cadastrado no CNES bem acima da média do Estado (2,5 vezes). Esses valores correspondem a aproximadamente 20 exames por equipamento em um único dia, em média. Já as regiões de Araçatuba (DIR VI), São José do Rio Preto (DIR XXII) e Bauru (DIR X) apresentam as menores quantidades anuais de exames por equipamento, em torno de 4 exames por dia, por equipamento.

A freqüência anual de exames por 1.000 habitantes do Estado, calculada tendo como referência o número de exames realizados no ano de 2000 (Figura 4), permite observar uma freqüência crescente de exames ao longo dos anos para praticamente todos os tipos de exames que empregam diagnóstico por imagem. Esse crescimento é mais pronunciado no caso de exames que empregam equipamentos de ressonância magnética, mamografia e ultra-som. No caso de ressonância magnética e mamografia, a quantidade de exames por 1.000 habitantes em 2004 aumenta praticamente 60% em relação ao ano de 2000. Ainda em relação ao ano de 2000, os exames de medicina nuclear apresentaram freqüências anuais ligeiramente menores em todo o período, até o ano de 2004. Já a radiologia intervencionista mostra uma freqüência de exames bastante diminuída em 2001 e 2002, relativamente a 2000, com tendência de recuperação nos dois últimos anos do período considerado. Especificamente nesse caso, parece ter

havido um excesso de procedimentos no ano de 2000, mascarando uma tendência de crescimento paulatina e semelhante aos

outros procedimentos para os anos subsequentes.

Tabela 4. Quantidade anual (2004) de exames radiológicos^{a,b} realizados em estabelecimentos de saúde (públicos e privados), localizados no estado de São Paulo, conveniados ao SUS.

Tipo de Exame	Quantidade Anual (%)	Frequência Anual (por 1000 hab.)	Exames e Projeções mais frequentes	Percentual do Exame
Tórax	4.314.681 (31,7)	110,0	Tórax: PA Tórax: PA + LAT	66,6 30,4
Bacia e membros inferiores	2.670.537 (19,6)	68,1	Pé ou pododáctilos Joelho: AP + LAT	21,5 20,9
Esqueleto torácico e membros superiores	2.101.645 (15,4)	53,6	Mão (duas incidências) Punho: AP + LAT + Obliquos	22,3 18,2
Crânio	1.853.597 (13,6)	47,2	Seios da face: F.N. + M.N. + LAT Crânio: PA + LAT	40,1 31,8
Coluna	1.238.936 (9,1)	31,6	Coluna lombo-sacra Coluna Cervical: AP+LAT+T.O/FLEXÃ	34,4 22,9
Mamografia	686.283 (5,0)	34,3 ^c	Mamografia bilateral	99,4
Abdômen	513.491 (3,8)	13,1	Abdômen simples: AP Abdômen: AP-LAT ou localizada	61,1 26,2
Urografia e colangiografia	155.862 (1,1)	4,0	Urografia venosa Esôfago, hiato, estômago e duodeno	23,5 19,1
Outros	81.779 (0,6)	2,1	Densitometria óssea - coluna	41,4
TOTAL	13.616.811 (100)	347,0	TOTAL	69,3

^aExames realizados em pacientes internados não estão incluídos.

^bSistema de Informação Ambulatorial (SIA/SUS).

^cSomente habitantes mulheres.

Figura 2. Distribuição (%) dos exames radiológicos (SIA/SUS), segundo o tipo, realizados em estabelecimentos de saúde do estado de São Paulo referente ao período de julho de 2003 a junho de 2004.

DISCUSSÃO

Embora o processo de cadastramento de informações no banco de dados do CNES/DATASUS ainda não tenha alcançado sua última etapa, a certificação, os dados disponíveis relativos ao estado de São Paulo já permitem uma análise bastante realista do

parque de equipamentos de diagnóstico por imagem instalado. A grande diferença entre DIRs no número de equipamentos de raios X dentário pode indicar que os dados coletados no Estado estão subestimados, uma vez que grande parte dos estabelecimentos de saúde com esse tipo de equipamento tem caráter privado e é de pequeno porte.

Quando os dados de equipamentos por habitante do estado de São Paulo são comparados a dados disponíveis de outros países⁽⁴⁾, como por exemplo os Estados Unidos, observa-se grande diferença. Os equipamentos tipo “raios X médico” e “outros raios X” que totalizam aproximadamente 107 equipamentos por 1.000.000 habitantes no estado de São Paulo (Tabela 2), nos Estados Unidos totalizam 212. O mesmo acontece no caso de equipamentos de tomografia computadorizada, ressonância magnética e gama câmera, onde o estado de São Paulo apresenta 11,2, 2,9 e 3,3, contra 26,2, 13,5 e 7,7, respectivamente, nos Estados Unidos. A diferença no caso de mamógrafos é também importante: 30,7 no estado de São

Paulo contra 77,2 no caso dos Estados Unidos, considerando-se somente a população feminina. Quando são considerados outros países como Canadá e França, a diferença aumenta ainda mais no caso de raios X médicos (348 e 318), gama câmera (17,9 e 6,1) e mamógrafos (40,4 e 84,4), mas no caso de equipamentos de tomografia computadorizada (8,0 e 9,7) e ressonância magnética (1,3 e 2,5), o Estado ainda apresenta valores superiores. Por outro lado, no caso de países como a Espanha, os números se aproximam mais dos valores do estado de São Paulo: 161, 5,7, 3,3 e 4,8, respectivamente para raios X médico, tomografia computadorizada, ressonância magnética e gama câmera.

Figura 3. Número de exames radiológicos por equipamento realizados anualmente, segundo as diferentes Diretorias Regionais de Saúde (DIR) que compõem o estado de São Paulo.

Figura 4. Frequência anual de exames por 1.000 habitantes residentes no Estado de São Paulo, calculada tendo como referência o número de exames realizados no ano de 2000.

Em relação aos exames radiológicos é importante lembrar que os dados apresentados correspondem somente a procedimentos ambulatoriais, ou seja não estão incluídos exames realizados em pacientes internados. Além disso, os exames apresentados correspondem a exames realizados em locais conveniados ao sistema SUS, ou seja, estabelecimentos de saúde públicos ou particulares conveniados.

O percentual de cada tipo de exame no total de exames realizados no estado de São Paulo é semelhante aos dados internacionais⁽⁴⁾. Exames de tórax, coluna e mamografia correspondem a 31,7, 9,1 e 5,0% (Tabela 4), respectivamente, dos exames realizados no Estado, enquanto que no Reino Unido esses valores são de 29, 8,1 e 5,5%, respectivamente. Em relação à frequência anual de exames por 1.000 habitantes, o estado de São Paulo possui valores próximos ao Reino Unido no caso de exames de tórax e coluna: 110 e 31,6 contra 141 e 40, respectivamente, no Reino Unido. Em relação a exames de mamografia a situação é bastante diferente: 34,3 para o estado de São Paulo contra 54 no Reino Unido, considerando somente a população feminina. No caso de países como o Canadá o número de exames tipo mamografia alcança 158 por 1.000 habitantes do sexo feminino.

Quando a quantidade de exames por equipamento realizada anualmente no estado de São Paulo é considerada (Figura 3), observa-se que mesmo com o número parcial de exames em relação ao número de equipamentos, as regiões como Franco da Rocha e Osasco apresentam valores bem acima da média do Estado. Esse resultado pode indicar grande demanda por parte da população em relação a exames radiológicos, considerando-se o parque de equipamentos instalado nessas regiões. Nota-se ainda que as seis regiões com o maior número de exames por equipamento são as da Capital e suas vizinhas (DIR I, DIR II, DIR III, DIR IV, DIR V, DIR XIX), indicando uma necessidade de ampliação do número de equipamentos num futuro próximo em toda essa região. Grande parte dessa demanda provém da alta frequência de exames de tórax. Já nas regiões em que o número de exames por equipamento está significativamente abaixo

da média, pode haver uma proporção maior de procedimentos em pacientes internados ou em pacientes particulares ou de convênios particulares, que justifiquem o parque de equipamentos instalados, já que em todos os casos, também o número de exames por 1.000 habitantes está abaixo da média estadual.

A evolução do número de exames (por 1.000 habitantes) que empregam equipamentos de diagnóstico por imagem, compilada a partir de 1999 (Figura 4), indica melhora no acesso da população a esse tipo de especialidade médica, pelo menos no que diz respeito a procedimentos ambulatoriais realizados pela rede conveniada ao SUS. Entretanto, é importante lembrar que ainda existem grandes diferenças regionais dentro do Estado, caracterizadas, por exemplo, pela grande variação da concentração de equipamentos por milhão de habitantes em cada região (fator quase 4 entre maior e menor concentrações), e mais especificamente na concentração de equipamentos de ressonância magnética no município de São Paulo (DIR I). Mesmo em comparações com dados internacionais, como é o caso de mamografia, fica claro que ainda deve haver grande demanda por parte da população em relação a exames de diagnóstico por imagem.

Os resultados apresentados neste estudo permitem concluir que as informações do sistema de saúde disponíveis na rede mundial de computadores, realizada pelo DATASUS, contribuem para a melhoria do sistema público de saúde, na medida que possibilitam que os dados sejam tabelados e analisados de forma a enfocar uma determinada área da saúde. Além disso, estudos como este, podem servir de base para futuros trabalhos na área de radiologia diagnóstica⁽⁶⁾.

AGRADECIMENTOS

A Martha A. Aldred do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo (CVS-SP) pelas discussões sobre o tema. Marcelo B. Freitas agradece à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (00/01056-0).

REFERÊNCIAS

1. Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS). Sistema de Informações da Saúde. [banco de dados on-line]. Disponível em <URL: <http://tabnet.datasus.gov.br/tabnet/tabnet.htm> > [Set 2004].
2. Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde - CNES/ Secretaria de Assistência à Saúde. Brasília - Ministério da Saúde, 2000: 1-83.

3. Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde - CNES/ Secretaria de Assistência à Saúde do Ministério da Saúde. [banco de dados on-line]. Disponível em <URL: <http://cnes.datasus.gov.br>> [Set 2004].
4. United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. New York: United Nations, 2000.
5. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Projeção da População do Brasil: 1980-2050. [tabelas on-line]. Disponível em <URL: <http://www.ibge.gov.br>> [Set 2004].
6. Freitas MB, Yoshimura EM. Dose measurements in chest diagnostic X rays: adult and paediatric patients. Radiat Prot Dosim 2004; 111(1): 73-76.

Tabela 3. Número de equipamentos^a de diagnóstico por imagem (por 1.000.000 de habitantes^b) do Estado de São Paulo (2004), conforme sua localização. Entre parênteses, percentual (%) do total de equipamentos daquele tipo, localizados na respectiva DIR. Na última linha, o percentual (%) representa a contribuição de todos equipamentos da DIR, no total de equipamentos de todo o Estado.

TIPO	DIR											
	DIR I Capital	DIR II Santo André	DIR III Mogi das Cruzes	DIR IV Franco da Rocha	DIR V Osasco	DIR VI Araçatuba	DIR VII Araraquara	DIR VIII Assis	DIR IX Barretos	DIR X Bauru	DIR XI Botucatu	DIR XII Campinas
Gama Câmera	5,6(46,9)	4,4 (8,6)	0,4(0,8)	0(0)	0,4(0,8)	2,9(1,6)	3,3(2,3)	2,2(0,8)	7,4(2,3)	4,9(3,9)	3,7(1,6)	3,6(10,2)
Mamógrafo ^c	34,3(31,4)	40,9 (8,5)	20,8(4,4)	12,6(0,5)	15,2(3,3)	23,3(1,3)	28,7(2,1)	44,5(1,6)	44,5(1,5)	31(2,6)	29,3(1,3)	29,2(8,8)
Raios X Médico	81,1(25,8)	80,7(5,9)	52,3(4)	43,6(0,6)	45,5(3,5)	82,3(1,7)	102,1(2,7)	139,1(1,8)	114,2(1,4)	144,4(4,4)	118,8(1,9)	92,3(10)
Outros Raios X Médico (fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica)	31,3(41,6)	16,1(4,9)	9,4(3)	2,1(0,1)	5,8(1,9)	13,2(1,1)	25,5(2,8)	24,7(1,4)	17,4(0,9)	24,4(3,1)	21,9(1,5)	14,5(6,5)
Raios X Dentário	18,4(11,3)	31,9(4,5)	21,9(3,2)	10,4(0,3)	12(1,8)	155,7(6,1)	102,1(5,3)	40,4(1)	64,5(1,5)	112,2(6,6)	64(2)	60,4(12,6)
Tomógrafo Computadorizado	13,2(32,3)	14,9(8,4)	6,2(3,6)	4,2(0,5)	6,6(3,9)	8,8(1,4)	13,3(2,7)	20,2(2,1)	17,4(1,6)	7,8(1,8)	12,8(1,6)	11,2(9,3)
Ressonância Magnética	5,8(54,4)	4,8(10,5)	0,4(0,9)	0(0)	0,4(0,9)	0(0)	3,3(2,6)	0(0)	2,5(0,9)	2,9(2,6)	1,8(0,9)	1,4(4,4)
Ultra-som	68,9(31,7)	69,4(7,4)	32(3,5)	47,8(1)	35,9(4)	45,5(1,3)	41,1(1,6)	94,2(1,8)	74,5(1,3)	60,5(2,6)	67,6(1,6)	68,6(10,7)
TODOS	242,2(27,2)	243,3(6,3)	133,2(3,6)	114,2(0,6)	114,3(3,1)	320,3(2,3)	305,3(2,9)	343,3(1,6)	320,2(1,3)	372,8(4)	305,1(1,7)	266,6(10,2)

TIPO	DIR											
	DIR XIII Franca	DIR XIV Marília	DIR XV Piracicaba	DIR XVI Presidente Prudente	DIR XVII Registro	DIR XVIII Ribeirão Preto	DIR XIX Santos	DIR XX São João da Boa Vista	DIR XXI São José dos Campos	DIR XXII São José do Rio Preto	DIR XXIII Sorocaba	DIR XXIV Taubaté
Gama Câmera	1,6(0,8)	1,7(0,8)	1,5(1,6)	2,8(1,6)	0(0)	4,2(3,9)	1,3(1,6)	1,3(0,8)	1,7(1,6)	5(5,5)	0(0)	3,1(2,3)
Mamógrafo ^c	31,8(1,6)	32,9(1,6)	39,2(4,4)	28,2(1,6)	7,1(0,2)	38,5(3,7)	34,4(4,6)	18,4(1,8)	22,2(2,1)	35,4(4,1)	26,3(4,4)	35(2,8)
Raios X Médico	91(1,7)	107,8(1,9)	86(3,5)	92,2(1,9)	76,9(0,7)	101,1(3,5)	96,8(4,5)	91,4(2,1)	73,7(2,5)	127,9(5,3)	93,6(5,7)	99,6(2,8)
Outros Raios X Médico (fluoroscopia, densitometria óssea e hemodinâmica)	19,1(1,5)	16,6(1,2)	29,1(4,9)	15,6(1,4)	0(0)	48,4(7)	14,5(2,8)	24,8(2,3)	11,1(1,6)	25,7(4,4)	5,3(1,4)	21,8(2,6)
Raios X Dentário	97,3(3,5)	84,6(2,9)	40,8(3,2)	42,5(1,7)	10,5(0,2)	177,5(12)	16,4(1,5)	30(1,3)	50,6(3,4)	79,3(6,4)	42,7(5)	50,8(2,8)
Tomógrafo Computadorizado	12,8(1,8)	11,6(1,6)	13,1(4,1)	8,5(1,4)	10,5(0,7)	9,3(2,5)	10,1(3,6)	13,1(2,3)	7,7(2,1)	12,1(3,9)	7,8(3,6)	14,5(3,2)
Ressonância Magnética	0(0)	1,7(0,9)	2,2(2,6)	4,3(2,6)	0(0)	3,4(3,5)	1,9(2,6)	1,3(0,9)	1,7(1,8)	2,9(3,5)	1(1,8)	2,1(1,8)
Ultra-som	33,5(0,9)	63(1,6)	51,7(3)	63,8(1,9)	62,9(0,8)	63,7(3,2)	49,3(3,3)	41,8(1,4)	50,6(2,5)	109,3(6,5)	46(4,1)	56(2,3)
TODOS	271,3(1,8)	303,6(1,9)	244,1(3,5)	243,9(1,8)	164,2(0,5)	427,2(5,3)	208,1(3,4)	218(1,7)	208,4(2,5)	380(5,6)	209,4(4,5)	265,6(2,7)

^aQuantidade em uso; ^bPopulação residente nos municípios que compõem a DIR; ^cSomente mulheres.

Tabela 5. Frequência Anual de exames radiológicos^{a,b} por 1.000 habitantes^c (2004). Entre parênteses a contribuição percentual (%) de cada exame no total de exames realizados na respectiva DIR. Na linha TOTAL, o valor percentual (%) representa a contribuição de todos exames realizados na DIR, no total de exames realizados no Estado.

DIR												
Tipo de Exame	DIR I Capital	DIR II Santo André	DIR III Mogi das Cruzes	DIR IV Franco da Rocha	DIR V Osasco	DIR VI Araçatuba	DIR VII Araraquara	DIR VIII Assis	DIR IX Barretos	DIR X Bauru	DIR XI Botucatu	DIR XII Campinas
Tórax	136,4(33,5)	122,4(33,1)	98(37,2)	156,4(39,7)	144,7(35,6)	45,5(26,2)	54,5(21,1)	79,1(23,1)	108,7(28,8)	84,4(28,6)	114,2(32,3)	102,8(28,6)
Bacia e membros inferiores	83,7(20,6)	59,6(16,1)	43,8(16,6)	68(17,3)	73(18)	35,5(20,4)	52(20,1)	68,2(19,9)	70,2(18,6)	53,7(18,2)	63,1(17,9)	74,4(20,7)
Esqueleto torácico e membros superiores	57,3(14,1)	52,9(14,3)	36,8(14)	69,5(17,7)	67,2(16,5)	27,2(15,7)	42,2(16,3)	57,8(16,8)	48,9(12,9)	42,9(14,6)	53,2(15,1)	58,7(16,3)
Crânio	52,3(12,8)	67,2(18,2)	36,6(13,9)	52,3(13,3)	65,1(16)	17(9,8)	34,7(13,4)	40,7(11,9)	34,2(9,1)	44,8(15,2)	39,7(11,2)	51,6(14,3)
Coluna	30,6(7,5)	28,7(7,8)	25,4(9,7)	28(7,1)	27,6(6,8)	26,8(15,4)	41,5(16)	54,3(15,8)	45,6(12,1)	30(10,2)	37,4(10,6)	34,7(9,6)
Mamografia ^d	42(5,4)	41,1(5,7)	22,3(4,3)	14(1,8)	23,4(2,9)	21,5(6,3)	37,9(7,4)	51,5(7,6)	93,8(12,5)	33,1(5,6)	27(3,8)	37,7(5,3)
Abdômen	16,1(3,9)	11,5(3,1)	9,1(3,4)	11,3(2,9)	16,1(4)	4,4(2,5)	7,5(2,9)	12,1(3,5)	13(3,4)	15,3(5,2)	23,7(6,7)	14(3,9)
Urografia e colangiografia	4,6(1,1)	4,1(1,1)	1,5(0,6)	1,4(0,3)	0,9(0,2)	6,2(3,6)	5,8(2,3)	4,6(1,3)	9,2(2,4)	5,7(2)	7,7(2,2)	3,2(0,9)
Outros	4,4(1,1)	2,1(0,6)	0,8(0,3)	0(0)	0,1(0)	0,1(0,1)	1,5(0,6)	0,4(0,1)	0,8(0,2)	1,2(0,4)	0,6(0,2)	1,6(0,4)
TOTAL	407,3(32,2)	369,6(6,7)	263,4(5)	393,7(1,4)	406,6(7,7)	173,5(0,9)	258,7(1,7)	343,1(1,1)	377,7(1,1)	294,7(2,2)	353,2(1,4)	360,1(9,7)

DIR												
Tipo de Exame	DIR XIII Franca	DIR XIV Marília	DIR XV Piracicaba	DIR XVI Presidente Prudente	DIR XVII Registro	DIR XVIII Ribeirão Preto	DIR XIX Santos	DIR XX São João da Boa Vista	DIR XXI São José dos Campos	DIR XXII São José do Rio Preto	DIR XXIII Sorocoba	DIR XXIV Taubaté
Tórax	81,1(28,6)	77,1(21,6)	63,4(25,8)	50(22,4)	94,9(38,3)	92,1(29,7)	149,3(36,5)	76(27,1)	90,5(31,1)	63(23,4)	106,7(31,9)	99,4(27,9)
Bacia e membros inferiores	50,2(17,7)	84,4(23,6)	49,6(20,2)	49,3(22,1)	46(18,6)	62,6(20,2)	78,5(19,2)	58,3(20,8)	51,6(17,7)	58,6(21,8)	67,5(20,2)	77(21,6)
Esqueleto torácico e membros superiores	41,8(14,7)	65,8(18,4)	42,2(17,2)	39,5(17,7)	39,7(16)	51(16,4)	62,4(15,3)	55,5(19,8)	43,7(15)	48,3(18)	58,3(17,5)	62,2(17,5)
Crânio	42,9(15,1)	41,2(11,5)	35,4(14,4)	27,9(12,5)	25,5(10,3)	39,9(12,9)	52,4(12,8)	35,5(12,6)	40,1(13,8)	25,9(9,6)	43,8(13,1)	50(14)
Coluna	32,4(11,4)	44(12,3)	31,7(12,9)	31,5(14,1)	20,6(8,3)	26,4(8,5)	32,1(7,9)	33,4(11,9)	29(10)	35,2(13,1)	33,8(10,1)	34,9(9,8)
Mamografiad	28,1(5)	33(4,6)	19,4(4)	26,1(5,9)	23,8(4,7)	38,6(6,3)	31,6(4)	15,7(2,8)	41,7(7,2)	37,2(7)	18,8(2,8)	32,8(4,6)
Abdômen	11,1(3,9)	15,9(4,5)	8,7(3,5)	8(3,6)	8,6(3,5)	10,3(3,3)	15,2(3,7)	9,3(3,3)	11,2(3,8)	10,2(3,8)	10,5(3,1)	12,8(3,6)
Urografia e colangiografia	8,5(3)	9,1(2,5)	3,6(1,5)	3,4(1,5)	0,3(0,1)	6,3(2)	1,2(0,3)	4,2(1,5)	3,2(1,1)	6,8(2,5)	2,9(0,9)	2,2(0,6)
Outros	1,4(0,5)	3,5(1)	1,3(0,5)	0,3(0,1)	0,1(0,1)	2,2(0,7)	1,2(0,3)	0,9(0,3)	0,5(0,2)	2,1(0,8)	1,4(0,4)	1,1(0,3)
TOTAL	283,3(1,3)	357,6(1,6)	245,7(2,5)	223(1,2)	247,6(0,5)	310,4(2,7)	408,6(4,7)	280,9(1,6)	290,7(2,5)	268,9(2,8)	334,3(5,1)	356(2,5)

^aExames realizados em pacientes internados não estão incluídos. ^bSistema de Informação Ambulatorial (SIA/SUS). ^cPopulação residente nos municípios que compõem a DIR. ^dSomente habitantes mulheres.

Detection Properties of CdZnTe Semiconductor for Diagnostic X-Ray Spectroscopic Applications

M. B. Freitas^a, F. H. M. Medeiros^b and E. M. Yoshimura^c

Laboratório de Dosimetria - Departamento de Física Nuclear
Instituto de Física da Universidade de São Paulo, PO Box 66318
05315-970, São Paulo - SP, Brazil

^amarcelo.freitas@dfn.if.usp.br, ^bmedeiros@if.usp.br, ^ce.yoshimura@dfn.if.usp.br

Keywords: CdZnTe detector, x-ray spectroscopy, diagnostic x-ray spectra, response function.

Abstract. Currently, many semiconductor compounds, particularly $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$, have attracted attention for applications in detection of radiation, due to the very good resolution without cryogenic cooling (a 1.3 keV-FWHM at the 122 keV line from ^{57}Co is reported for some detectors). In this study the properties of a zinc doped cadmium telluride detector mounted on a thermoelectric cooler (Amptek Inc., model XR-100T-CZT) were studied. The detection system is based on a $\text{Cd}_{0.9}\text{Zn}_{0.1}\text{Te}$ crystal of 3x3x2 mm, which operates at approximately -21°C and uses a rise time discrimination (RTD) circuit to improve the energy resolution. Although the quantum efficiency of this compound is very high, the small dimensions of the crystal limit its use to low energy photons (some hundreds of keV). Because of the carrier trapping characteristics of CZT, the experimental determination of the response function is essential. In this work it was measured in the range of energies from 10 to 400 keV, employing gamma rays and fluorescence x-rays from different sources (^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu and ^{241}Am). In spite of the experimental difficulties, the x-ray escape fraction was also evaluated, making it possible the correction of the distortion it causes in the measured spectra. Measurements of x-ray spectra produced by a tungsten tube operating at small currents were carried out, and the stripping procedure was performed, taking into account the two contributions (efficiency and escape fraction). Results obtained point to the feasibility of use of this detector for in-situ diagnostic x-ray spectroscopy, provided that low intensity beams are available.

Introduction

Cadmium telluride (CdTe) detectors belong to a new “family” of semiconductor crystals employed in photon spectroscopy (as GaAs and HgI_2) [1]. These detectors are constituted of elements with high atomic number ($\text{Cd}=48$ and $\text{Te}=52$), when compared to germanium ($\text{Ge}=32$) and silicon ($\text{Si}=14$), allowing a good efficiency for energies of tens of keV with relatively small crystals (a few cubic millimeters). Many surveys have been published about these detectors [for instance, 1-10]. As a cryogenic cooling system is not necessary to their operation, the experimental apparatus becomes simpler, allowing measurements out of the laboratory, e.g., under clinical conditions [11]. The main drawbacks of these new detectors are the incomplete collection of charge together with the relatively high probability of escape of fluorescence x-rays, due to the small dimensions. With the advent of new crystal growth techniques and the improvement of electronic signal processing, the resolution these detectors have become closer to the germanium detectors. For the energy of 122 keV (^{57}Co), FWHM of 1.3 keV [6] and 0.9 keV [12] are obtained for CdZnTe and Ge, respectively. The use of Peltier cooler [3] and rise time discrimination circuit (RTD) [13], and the incorporation of electronic processing for reduction of leakage current and noise [14] were also important refinements to this detection system. In this study, the full-energy peak efficiency and x-ray escape fraction of the CdZnTe detector were measured in the range of energies from 10 to 400 keV, employing gamma rays and fluorescence x-rays from different sources (^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu

and ^{241}Am). As the intention is to use the detector in radiology applications, the calculated corrections were implemented in a measured x-ray spectrum produced by a tungsten tube, and the results are shown.

Material and methods

CdZnTe Detector. The CdZnTe detector model XR-100T-CZT manufactured by Amptek Inc. was employed in this study. This detector has ten percent of zinc atoms replacing cadmium ($\text{Cd}_{0.9}\text{Zn}_{0.1}\text{Te}$). The crystal has an area of 3x3 mm with 2 mm thickness, and is mounted on a thermoelectric cooler (Peltier cooler). The system (crystal+cooler+preamplifier) operates at approximately -21°C , monitored by a temperature sensitive integrated circuit. A detector window, made of beryllium (250 μm thickness) protects the crystal from the atmosphere. The set still contains an amplifier and bias supply (model PX2T-CZT, Amptek Inc.). The electric field applied to the crystal is $2000 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$ (bias voltage 400 V). The PX2T-CZT amplifier incorporates optionally a RTD circuit, which reduces fluctuations of charge collection times due to carrier trapping (“hole tailing”). All measurements were carried out with the RTD circuit switched on. The detection system comprises also a multichannel analyzer (MCA), and the acquisition software (Pmca v1.2, Amptek Inc.).

X-ray spectra. X-ray spectra were generated with a constant-potential Philips MG 420 system, coupled to a MCN 421 tube with tungsten target (angle of 22°) and beryllium inherent filtration (2.2 mm thick). The spectra were measured with low anode currents (from 0.5 to 2 mA). Additional filters of aluminum (2 or 4 mm thickness) were employed to modify the x-ray spectra, making them more similar to the ones normally found in diagnostic x-ray equipments. Measurements of exposure were made using a 6 cm^3 ion chamber with a Radcal monitor (model 9015), at the same point and same conditions where the x-ray spectra were measured with the CZT detector. A tungsten pinhole collimator (2 mm thick and 400 μm diameter), attached to a copper cylinder (2 mm diameter aperture and 30 mm length), was used in front of the CZT detector window. The measurements of x-ray spectra were made at a distance of 6 m from the focus. This experimental setup configuration reduces pile up on the x-ray spectra.

γ -ray sources. The full-energy peak efficiency and x-ray escape of the CZT detector were obtained using gamma rays and fluorescence x-rays from various sources (^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu and ^{241}Am , completing 24 photon energies). All of them have calibrated activities around $10 \mu\text{Ci}$. The line energies and emission abundances were obtained from the literature [12]. Irradiation geometry was reproduced for each source, placed at 5 cm distance from the detector. Irradiation times were determined with the purpose of keeping the statistical errors below 5% of the most intense peak counting. The amplifier gain was adjusted to obtain 0.5 keV per channel, the same used to measure the x-ray spectra. The full-energy and escape peak areas were determined by fitting asymmetric gaussians through a non-linear least squares fitting process [15]. Fig. 1 shows a spectrum with the fitted curves. With the results, two experimental curves were constructed in function of the incident photon energy: counts in the full energy peak and area of the fluorescence escape peak relative to the corresponding full energy peak area.

Correction of measured x-ray spectra (stripping procedure). The measured x-ray spectra must be corrected owing to two effects: the incident photon energy may not be totally absorbed in the detector, i.e., the output pulse height obtained does not correspond to the incident energy, or not all the incoming photons interact within the sensitive volume of the detector. In fact, each photon energy produces a distribution of pulse heights, from a maximum (full absorption peak) to smaller heights due to various processes: a Compton instead of photoelectric interaction, escape of fluorescence x-rays, escape of secondary electrons, incomplete charge collection etc. Also, photon transmission through the detector is possible. In this study corrections were made only for the

transmission of primary photons and escape of secondary x-ray (K-escape), as in the diagnostic x-ray energy range the Compton probability is negligible for CZT, and the dimensions of the detector prevent the secondary electron escape. The correction consists in a “stripping” procedure, in which the counts misattributed to an inferior channel are removed using the K-escape fractions and the counts remaining are divided by the full-energy peak efficiency function. The incomplete charge collection (carrier trapping) was not considered since the RTD circuit was used in the measurements of the x-ray spectra. The following equation describes the stripping procedure [16]:

$$N_v(E_0) = \frac{1}{\varepsilon(E_0)} \left[N_m(E_0) - \sum_i k_i(E_0 + E_i) N_m(E_0 + E_i) \right] \quad (1)$$

where $N_v(E_0)$ is true photon number in the channel corresponding to the photon energy E_0 , $N_m(E_0)$ is the measured count number in channel E_0 , k_i is percent K_i -escape (energy E_i) in regard to total escape (k_t), and $\varepsilon(E_0)$ is full-energy peak efficiency ($\varepsilon_{\max} = 1 - k_t$). The relative escape of each (i^{th}) characteristic x-ray photon of Cd (23 and 26 keV) and Te (27 and 31 keV) was determined experimentally. The experimental full-energy peak efficiency was fitted with fifth order polynomials, and the K-escape as a function:

$$k_t = a_0 + \frac{a_1}{(E_0 + 2a_1)} \quad (2)$$

Each radioactive source produced a differently normalized polynomial. The final efficiency curve was produced with all the photon energies included, assuming that, at 25.3 keV, all the incident photons interact, through a photoelectric process.

Fig. 1. Spectrum of a ^{57}Co source, depicting full-energy and escape peaks, with corresponding fitted asymmetric gaussian peaks.

Results and discussion

X-ray escape. The total K-escape x-rays as a function of photon full-energy is shown in Fig. 2. The fractions of the total escape of $K_{\alpha}(\text{Cd})$, $K_{\beta}(\text{Cd})+K_{\alpha}(\text{Te})$ and $K_{\beta}(\text{Te})$ were 50.3%, 40.9% and 8.8%, respectively. Only a few escape rates could be included in the graph, as the experimental determination of escape peak areas is complicated by the presence of overlapping peaks in the spectra. Nevertheless, the fitting process of the escape function provides a first estimative of K-escape in CZT. The expected tendency of constant escape fraction for high energies and the enhanced loss of x-rays in the low energy side of the curve were observed. The choice of fitting function was not based on physical considerations, as the number of points is very small and a better determination in the low energy side is in course. In the stripping procedure, a cutoff energy was introduced at the binding energies of K electrons in Cd and Te.

Fig. 2. Total K-escape of x-rays as a function of incident photon energy.

Full-energy peak efficiency. Fig. 3 shows the fitted full-energy peak efficiency curve together with the experimental points corresponding to photons from ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu and ^{241}Am in CZT detector. The experimental data between 25 and 30 keV point out to a barely resolved “step” in the full-energy efficiency curve, as a result of the removal of electrons from the internal shells of the detector constituent atoms by incident photons (K edge). This “fine structure” of the curve was not taken into account in the choice of the fitting function.

Diagnostic X-ray spectra. The stripping procedure was applied to measured diagnostic x-ray spectra produced with low anode current. Fig. 4 shows an example, where the measured and corrected x-ray spectra can be compared. To verify the validness of the correction, the exposure was calculated from the corrected x-ray spectra and compared to the value measured with the ion chamber. The exposure spectrum, $X(E)$, is deduced from the photon fluence spectrum, $\Phi(E)$, by the relationship [17]:

$$X(E) = \frac{e}{W_{\text{air}}} E \Phi(E) \mu_{\text{en,air}}(E). \quad (3)$$

where E is the photon energy, $\mu_{\text{en,air}}(E)$ is the mass energy absorption coefficient in air, W_{air} is the average energy necessary to produce an ion pair in air (33.97 J.C^{-1}) and e is the elementary

charge. The fluence, $\Phi(E)$, was obtained by dividing the experimental number of photons at energy E by the irradiated area of the detector. The total exposure calculated with Equation (3) summed all over the energy range of the spectrum and converted to roentgen, was 33.0 mR, whereas the measured exposure was 31.8 mR.

Fig. 3. Full-energy peak efficiency curve obtained for incident photons of ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu and ^{241}Am sources in the CZT detector. The curve was obtained by polynomial fitting.

Fig. 4. X-ray spectra (100kVp, 4mmAl added filter) measured with the CdZnTe detector and corrected by the response function determined experimentally.

Conclusions

The experimental evaluation of full-energy peak efficiency of a commercial cadmium and zinc telluride detector was presented. Also an estimative of the x-ray fluorescence escape fraction of the detector was included. Comparison of our results of full peak efficiency with a recent calculation of

response function performed with Monte Carlo simulation [9], in which carrier trapping is considered, shows a reasonable agreement, taking into account the experimental uncertainties.

Although the K-escape curve must be improved with the inclusion of other gamma sources, we have a first experimental estimative of escape fraction, and it is in accordance with the expected behavior. The validation of the corrections was performed with the calculation of the exposure due to an x-ray spectrum. This is a reliable outcome, and the agreement was very good. It will soon be complemented with other spectra calculations and also with parallel tests, as half-value layer computation.

As a final remark, this work indicates that the use of this detector for in-situ diagnostic x-ray spectroscopy is achievable, provided that low intensity beams are available.

Acknowledgments

The detection system was result of a project financed by FAPESP. Medeiros and Freitas thank the support of both CNPq and FAPESP (00/01056-0).

References

- [1] McGregor, D. S. and Hermon, H., Nucl. Instr. and Meth. **A395**, 101 (1997).
- [2] Di Castro, E., Pani, R., Pellegrini, R. and Bacci, C., Phys. Med. Biol. **29(9)**, 1117 (1984).
- [3] Khusainov, A. Kh., Nucl. Instr. and Meth. **A322**, 335 (1992).
- [4] Conti, M. et al., Nucl. Instr. and Meth. **A322**, 591 (1992).
- [5] Eisen, Y., Nucl. Instr. and Meth. **A380**, 431 (1996).
- [6] Becker, P. H. B., *Espectrometria de feixes de raios X com detector de telureto de cádmio e zinco*. Master thesis (in Portuguese). Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro (1997).
- [7] Dardenne, Y. X. et al., Nucl. Instr. and Meth. **A422**, 159 (1999).
- [8] Miyajima, S., Sakuragi, H. and Matsumoto, M., Nucl. Instr. and Meth. **A485**, 533 (2002).
- [9] Miyajima, S., Imagawa, K., and Matsumoto, M., Med. Phys. **29(7)**, 1421 (2002).
- [10] Miyajima, S., Med. Phys. **30(5)**, 771 (2003).
- [11] Matsumoto, M., Yamamoto, A., Honda, I., Taniguchi, A. and Kanamori, H., Med. Phys. **27(7)**, 1490 (2000).
- [12] Debertin, K. and Helmer, R., G., *Gamma and x-ray spectrometry with semiconductor detectors*. (North-Holland, Netherlands, 1988).
- [13] Ritcher, M. and Siffert, P., Nucl. Instr. and Meth. **A322**, 529 (1992).
- [14] Redus, R. et al., Nucl. Instr. and Meth. **A353**, 59 (1994).
- [15] Milner, W. T., VAXPAK programs notes - private communications, ORNL - OAK Ridge National Laboratory, USA (1986).
- [16] Seelenntag, W. W. and Panzer, W., Phys. Med. Biol. **24(4)**, 767 (1979).
- [17] Seuntjens, J., Thierens, H., Van der Plaetsen, A. and Segart, O., Phys. Med. Biol. **32(5)**, 595 (1987).

DOSE MEASUREMENTS IN CHEST DIAGNOSTIC X RAYS: ADULT AND PAEDIATRIC PATIENTS

M. B. Freitas* and E. M. Yoshimura

Laboratório de Dosimetria, Departamento de Física Nuclear, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, P.O. Box 66318, 05315-970, São Paulo, SP, Brazil

This survey was carried out in the state of São Paulo, Brazil. The health services located in the state perform approximately 321 radiological examinations per 1000 inhabitants. A representative sample of 200 health services was selected using sampling techniques, and a postal dosimetric kit was sent to each one who agreed to participate. The kit evaluates entrance surface dose (ESD), making use of thermoluminescence dosimeters attached to the skin of patients. The radiographic technique employed and some physical data of patients were also gathered. In this stage of the survey, only chest examinations, projections AP, PA and LAT, were evaluated. A total of 917 ESD values were measured, which correspond to 588 patients and 74 examination rooms. The ESD to patients were analysed according to weight and age. Groups of standard patients (children and adults) were selected, and reference doses were determined. Large variations of ESD were observed, indicating that much can be done in order to reduce the patient doses by changing the technical parameters. Moreover, the results of ESD in paediatric radiology point to the necessity of special attention in the practice of radiological examinations in this age group.

INTRODUCTION

Evaluation of absorbed doses to patients undergoing diagnostic radiological examinations is part of quality control and assurance programmes in medical practices^(1,2). Governmental agencies, following international recommendations⁽³⁾, establish national diagnostic reference levels. Usually, these values are derived from measurements of entrance surface dose (ESD) in a large number of representative patients undergoing typical radiological examinations⁽⁴⁾. UNSCEAR⁽⁵⁾ has undertaken a broad review of outcomes of the evaluation of doses to patients undergoing medical examinations worldwide. Observing the values shown in the report, it is possible to verify that the amount of information provided by many countries, including Brazil, must be expanded. In addition, most of the information refers to adult patients, in spite of the increasing amount of radiological examinations carried out in paediatric patients. The growing number of specialised departments, the availability of specific imaging equipment and the increased radiation risk also demand the evaluation of doses to patients of this age group. This study intends to contribute to the improvement of published information concerning medical exposures carried out in the most populated state in Brazil: São Paulo.

The state of São Paulo, economic centre of the country, is located in the southeast region of Brazil and comprises 22% of the country's population (38 million inhabitants in 2002 and area of 248,209 km²). These features, and the lack of compiled information

about the frequency and the type of radiological examinations performed in the state justify the goal of the present study: to evaluate the absorbed doses received by patients (paediatric and adults) submitted to chest radiological examinations. They constitute the most frequent examinations in all age classes, considering all the possible projections (AP, antero-posterior; PA, posteroanterior; and LAT, lateral). Data related to patient, equipment, radiographic technique and health service are used to analyse the results as well as to point to ameliorations.

MATERIALS AND METHODS

Sampling of health services

A representative sample of 200 health services, localised in the state of São Paulo, was randomly selected from a database supported by the Ministry of Health (CNES, Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde). Only services that maintained diagnostic X-ray equipment were included, totalising 1440 health services. The selected sample was divided in to four groups or strata of same size (50 services), according to stratified sampling technique⁽⁶⁾. The number of X-ray examinations carried out annually in the cities of the state was employed as the stratification criterion. Also, data on type and frequency of radiological examinations were compiled employing the governmental system of ambulatory information (SIA/SUS). To each sampled service, an invitation of participation in the survey was sent, explaining the importance of the collaboration.

Postal dosimetric kit

Postal dosimetric kits were sent to the health services that agreed to cooperate. The kit was developed and

*Corresponding author: marcelo.freitas@dfn.if.usp.br

projected to be used by the local radiological technician. It comprises 21 numbered dosimeters, one of them intended to evaluate the background radiation contribution, to be subtracted from the results of the group. Each dosimeter contains one pair of TLD-100 (LiF:Mg,Ti), which is adequately packed to be attached directly to the skin of the patients. In addition, the kit contains questionnaires for recording information on patient (sex, age, weight, height), equipment (brand, total filtration, generation type, focal spot dimension), radiographic technique (kVp, mAs, focus-film distance, film-screen type) and data of the health service (responsible physician, if public or private, radiation protection protocols and image processing systems). The kit is completed with an instruction manual and a letter to confirm the patient's consent. The kit was sent and returned by mail (special delivery), allowing participation of many services at the same time, with low costs.

Dosimetry

The quantity measured in this survey was ESD: absorbed dose to soft tissue at the point of intersection of the beam axis with patient surface (skin), including backscattered radiation. The calibration is provided by irradiation of a group of TL dosimeters, with X rays (100 kV, added filtration of 4 mmAl, effective energy 38 keV), to known doses (mGy range), measured using a 6 cm³ ion chamber and Radcal monitor (model 9015). A TL $\times$ dose curve was obtained to evaluate ESD.

Chest examinations, projections AP, PA and LAT, were evaluated. No request was done to the health services about the selection of patients by sex, age, weight or height. Patients were classified into two groups in accordance with their age, one below 15-years-old (paediatric) and other above 15 y (adult). For each group, mean values of patient's age and weight, tube potential (kVp), exposure setting (mAs) and ESD values were computed. In addition, mean ESD values were calculated for groups of standard patients^(1,2,7): standard children are 4–6 y and weigh between 15 and 25 kg; standard adults are more than 15 y and weigh between 50 and 90 kg. Reference doses are suggested through the 3rd quartile of the standard patient ESD distribution. Mean ESD to infant patients (<1 y) were also calculated.

All participating health services received a report with their own mean ESD values and the whole survey of doses calculated with a representative sample of patients close to the standard size, as well as the reference doses suggested by the study.

RESULTS AND DISCUSSION

With data from SIA/SUS, we extracted the annual frequency (2002) of radiological examinations

performed in São Paulo (Table 1). Confirming the expectation, thoracic radiological examinations are the most frequent (31.2%) and, among them, the chest PA examinations (65.1% of the chest and heart group). Examinations carried out for in-patients and in most of the private health services are not included. In spite of this, the total frequency (per 1000 inhabitants) points out to a health care level I to the state of São Paulo, using the same criteria used by UNSCEAR⁽⁵⁾ to categorise Brazil as a level II country. This regional characteristic of countries covering large geographical areas, as Brazil, and the lack of compiled information about frequency of radiological examinations are also pointed out by UNSCEAR⁽⁵⁾.

Details of the selected strata and of the sample collected and analysed on this survey are given in Table 2. Most of the health services did not answer the invitation, and only 46 (23% of the 200 selected) health services agreed to participate. Probably this happened because people responsible for the health services believe that studies like this disturb normal routine. In addition, there is no tradition of performing similar surveys in the country yet. Diffusion of works like this and collaboration with associations of radiologists may increase the participation of health services in further investigations. In spite of this, the sample size, the summary of mean data on patient characteristics (paediatric and adult), exposure parameters and ESD (Table 3) seem to be reasonable to evaluating both doses to patients and irradiation conditions of diagnostic chest X-ray examinations carried out in health services of the state of São Paulo. Patient data with age information available were included in Table 3, so this ESD sample size (854) is less than that shown in Table 2 (917). The paediatric sample size is much smaller than the adult sample, especially concerning PA and LAT projections. Exposure setting (mAs) was obtained for ~80% of examinations.

Most of the health services did not inform some characteristics of the X-ray equipment (manufacturer, filtration, target material, power supply, rectification system).

Standard patient ESD values are in Table 4. Mean ESD to infants is very close to children values in spite of the very different anatomical features, body proportions and cooperation conditions in these groups. ESD to paediatric patients (infants and children) are approximately half of that to adults, except for PA projection. In some cases, the ratio between minimum and maximum ESD reaches 1:153, revealing that most doses can be reduced without loss of image quality. Mean ESD to infants in the AP projection (0.16 mGy) is very similar to the reference dose suggested by European Commission (0.20 mGy). On the other hand, mean ESDs to children in the AP, PA and LAT

PATIENT DOSES IN DIAGNOSTIC X-RAY EXAMINATIONS

Table 1. Annual frequency (2002) of radiological examinations^{a,b} carried out in the state of São Paulo.

Examination	Annual number (%)	Annual frequency (per 1000)	More frequent examination and projections	Percentage of the examinations
Chest, heart	3,827,139 (31.2)	100.2	Chest:PA Chest:PA + LAT	65.1 30.8
Pelvis and lower extremities	2,410,146 (19.7)	63.1	Knee: AP + LAT Foot or toe	22.0 20.6
Thoracic skeleton and upper extremities	1,882,446 (15.4)	49.3	Hand (two projections) Wrist: AP + LAT + Oblique	21.8 18.7
Head	1,752,514 (14.3)	45.9	Sinus: (three projections) Skull: PA + LAT	42.5 29.9
Spine	1,109,820 (9.1)	29.1	Lumbosacral spine Cervical spine: (three projections)	34.4 21.8
Mammography	558,685 (4.6)	28.7 ^(c)	Bilateral mammography	99.7
Abdomen	463,392 (3.8)	12.1	Simple abdomen: AP Abdomen: AP-LAT or localized	61.1 25.8
Urography and cholangiography	172,382 (1.4)	4.5	Intravenous urography Oesophagus, hiatus, stomach and duodenum	23.7 19.3
Others	71,421 (0.5)	1.9	Bone densitometry of the spine	35.6
Total	12,247,945 (100)	320.8	Total	68.5

^aExaminations carried out for in-patients are not included

^bSystem of Ambulatory Information (SIA/SUS)

^cOnly women

Table 2. Details of the strata selected on this survey according to the number of annual examinations carried out in the cities of the state São Paulo, and of the sample collected.

Stratum	Number of annual examinations	Health services	Rooms	Patients	ESD sample size
1	<10 ⁴	14	14	160	240
2	10 ⁴ –10 ⁵	12	20	165	227
3	10 ⁵ –10 ⁶	9	14	108	159
4	>10 ⁶	11	26	155	291
Total		46	74	588	917

projections (0.16, 0.21 and 0.30 mGy, respectively) are at least 50% larger than the reference doses suggested by European Commission (0.10, 0.10 and 0.20 mGy, respectively). Brazilian recommendations do not include paediatric patients.

The mean ESD to adult patients (PA and LAT projections) are smaller than reference doses suggested by both national⁽¹⁾ and international⁽²⁾ recommendations. As the reference doses are established for conventional film-screen combination with 200 relative speed, our outcomes suggest that high-speed film-screen combinations (400–600) are employed. Maybe a lower reference dose value could be recommended to the state of São Paulo in contrast to the remainder of the country. The recommendation of local reference dose values was already

achieved in countries such as England⁽⁸⁾, showing great impact in the reduction of patient doses.

CONCLUSIONS

A lot of ESD values to patients performing chest radiological examinations, in many health services, was obtained with the postal dosimetry kit. In addition, this work collected information about X-ray equipment, radiographic techniques, radiation protection and image processing systems, which was not available before.

The large variation in ESD values indicates that much can be done to reduce patient doses by changes in parameters (kVp, mAs), without loss of image quality.

A more realistic estimation of the paediatric patient ESD requires an increase in sample size. Nevertheless, the outcomes of ESD to children points out the necessity of dose reduction. As the doses to adult complied well with the Brazilian and European reference levels, the same should happen in the paediatric group. The establishment of national reference doses to this group of patients could be an important attitude to show the special concern with their protection.

In case of chest ESD to adults, the recommendation of local reference dose values for the state of São Paulo seems to be reasonable. Other frequent conventional radiological examinations, e.g. skull and spine, also need to be evaluated.

Table 3. Averages and range of values of characteristics of patients, exposure parameters and ESD for all patients with age information available (paediatric and adult).

Chest projection	Patient age (y)	Patient weight (kg)	Tube potential (kVp)	Exposure setting (mAs)	ESD (mGy)	ESD sample size
AP	3 (0.3–12)	16 (5–50)	60 (42–75)	8.4 (2.5–15)	0.12 (0.01–0.39)	32
	60 (18–94)	66 (36–105)	65 (40–90)	14.0 (5.0–25)	0.43 (0.03–1.61)	54
PA	10 (2.0–15)	38 (12–68)	71 (50–104)	6.6 (1.5–15)	0.17 (0.04–0.48)	33
	49 (16–89)	68 (32–130)	77 (52–125)	9.9 (1.0–45)	0.28 (0.02–2.07)	441
LAT	7 (0.5–15)	29 (5–67)	76 (50–98)	14.2 (4.0–48)	0.33 (0.07–1.22)	36
	50 (16–90)	67 (34–130)	88 (57–125)	19.3 (1.0–150)	0.80 (0.03–4.58)	258

Table 4. Mean value, range and 3rd quartile of ESD (mGy), and reference doses^a to 'standard-sized' infants (≤ 1 y), children (4–6 y and 15–25 kg) and adults (>15 y and 50–90 kg).

Standard patients	AP				PA				LAT			
	Mean (min–max)	3rd quartile	Reference doses ^a		Mean (min–max)	3rd quartile	Reference doses ^a		Mean (min–max)	3rd quartile	Reference doses ^(a)	
			Brazil	EC			Brazil	EC			Brazil	EC
	Infants	0.16 (0.07–0.30)	0.18	—	0.20	—	—	—	—	0.23 (0.15–0.37)	0.27	—
Children	0.16 (0.01–0.38)	0.24	—	0.10	0.21 (0.08–0.41)	0.25	—	0.10	0.30 (0.08–0.52)	0.35	—	0.20
Adults	0.41 (0.03–1.61)	0.53	—	—	0.27 (0.02–2.07)	0.34	0.40	0.30	0.76 (0.03–4.58)	0.87	1.50	1.50

^aInfants and children (paediatric): EC⁽⁷⁾; adults: Brazil⁽¹⁾ and EC⁽²⁾

The report of doses sent to the health services collaborates with the identification of malpractices employed by the institutions. This way, improvements and corrections can be made.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the staff of all hospitals participating in the survey. M.B.F. thanks the support of FAPESP (00/01056-0).

REFERENCES

1. Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (SVS-MS). *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Portaria no. 453, Diário Oficial da União de 1 de junho de (1998) (in Portuguese).
2. European Commission. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiography images*. EUR 16260EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (1996).
3. International Atomic Energy Agency. *Basic safety standards for protection against ionization radiation and for the safety of radiation sources*. Safety series no. 115 (Vienna: IAEA) (1996).
4. National Radiological Protection Board. *National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology* (Chilton: NRPB) (1992).
5. United Nations. *Sources and effects of ionizing radiation*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes (New York: United Nations) (2000).
6. Cochran, W. G. *Sampling Techniques*, third edn. (New York: John Wiley & Sons) (1977).
7. European Commission. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiography images in paediatrics*. EUR 16261EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (1996).
8. Wright, D. J. and Ramsdale, M. L. *The use of national and locally set reference dose levels in a regional programme for dose reduction in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. **80**(1–3), 103–107 (1998).

AN OVERVIEW OF DOSES TO PATIENTS AND IRRADIATION CONDITIONS OF DIAGNOSTIC CHEST X RAY EXAMINATIONS CARRIED OUT IN HOSPITALS OF THE CITY OF SÃO PAULO, BRAZIL

M. B. Freitas and E. M. Yoshimura

Laboratório de Dosimetria, Departamento de Física Nuclear
Instituto de Física da Universidade de São Paulo, PO Box 66318
05315-970, São Paulo - SP, Brazil

Received April 4 2002, revised July 9 2002, accepted August 28 2002

Abstract — Recently the Brazilian health organisation published information concerning the number of hospitals, details of radiological equipment and frequency of medical examinations in the country. The information concerning the city of São Paulo is compiled here, complemented by a survey of absorbed doses to patients undergoing the most frequent examination: chest radiographs (postero-anterior (PA) and lateral (LAT) projections), as well as the physical parameters employed (tube voltage, current–time product, focus–film distance, field size). To collect the data, a sample of 12 hospitals (a representative sample of the 199 located in the city) was chosen, totalling 27 X ray machines. An anthropomorphic phantom was irradiated to simulate the patient. Absorbed doses were determined with thermoluminescence dosimeters placed in the phantom, externally and internally. Mean values of entrance surface dose (ESD) for PA and LAT projections were 0.22 mGy (from 0.07 to 0.61 mGy) and 0.98 mGy (from 0.30 to 4.01 mGy), respectively. The average organ doses per complete examination (PA and LAT) were 0.15 and 0.24 mGy to thyroid and lung, respectively. The thyroid was thus in the primary beam in many cases. The large variation in the ESD and organ doses indicates that much can be done in order to reduce the patient doses by adequate changes of physical parameters, without loss of image quality.

INTRODUCTION

It is known that, amongst man-made sources, medical radiation procedures give rise to the largest contribution to exposures of individuals worldwide. Among medical radiation exposures, diagnostic X ray examinations are by far the most frequent and the most significant source of medical exposure for the world population⁽¹⁾. Despite the possible benefit to patient's health derived from X ray examinations, the ionising nature of the X rays means that their use is not fully without risk. In fact all exposures to diagnostic X rays must be justified and optimised on the basis of the benefits and risks to the patient. To satisfy these requirements of radiation protection, it is necessary to know the number and type of X ray examinations carried out, the physical parameters employed and the radiation doses delivered to patients. This information allows the identification of incorrect practices, making possible the use of methods to correct them without impairment of diagnostic value.

Many countries have developed programmes with the purpose of verifying the actual situation of the health services responsible for examinations utilising ionising radiation for diagnostic purposes. Surveys have been conducted in the USA⁽²⁾, France⁽³⁾, Netherlands⁽⁴⁾, India⁽⁵⁾,

England⁽⁶⁾, Greece⁽⁷⁾, Italy⁽⁸⁾, Japan⁽⁹⁾, Portugal⁽¹⁰⁾, amongst others, using essentially the same techniques to estimate the absorbed doses delivered to patients during X ray examinations.

In 1998, the Brazilian Ministry of Health published a national standard for radiation protection⁽¹¹⁾ pointing out the need of assessing patient doses in radiological examinations. Before this, there were some initiatives with the purpose of evaluating the absorbed doses to patients during routine diagnostic X ray examinations^(12,13). It was concluded in these studies that information concerning examination frequencies and patient doses is not sufficient in this country. Other surveys are required, since Brazil is a country characterised by large regional differences^(1,12).

The need to carry out this survey was motivated by the lack of published information concerning medical exposures carried out in the city with the largest population in Brazil: São Paulo.

São Paulo, capital of the state of the same name, is located in the southeast region of Brazil. In terms of population, it represents 28.1% and 6.2% of the state and of the country, respectively. The area of the city is 1509 km², 60 times smaller than Portugal, but with approximately the same population (10 million inhabitants in the year 2000). These features, and the lack of compiled information about frequency and type of radiological examinations performed in hospitals of the city, justify the goal of this study: to present in a single

Contact author E-mails: marcelo.freitas@dfn.if.usp.br and e.yoshimura@dfn.if.usp.br

publication the information on the number hospitals, equipment and relative frequency of the radiological examinations carried out in the city and to evaluate the absorbed doses received by patients submitted to the most frequent examinations: chest radiological examinations (postero-anterior (PA) and lateral (LAT) projections), as well as the physical parameters employed (tube voltage, current–time product, focus–film distance, field size).

MATERIAL AND METHODS

Health care statistics

In Brazil, the public management of the health services is performed by the National Health System (SUS - Sistema Único de Saúde). It is based on covenants with the great majority of public hospitals and some private hospitals. Approximately half of the attendance in the health services is carried out by the SUS⁽¹⁴⁾. In recent years, the Brazilian government, through the project REFORsus (Reorganization of the National Health System) supported by the Ministry of Health, has gathered information concerning the actual situation of the health services in the whole country. This information has been published in the yearbook of the Brazilian Institute of Geography and Statistics⁽¹⁴⁾ (IBGE). Although preliminary, the data presented display an overview of the health services, including the number of hospitals and radiological equipment in the city of São Paulo and the frequency of radiological examinations. This information was employed to select the institutions incorporated in this survey.

Selection of the hospitals

The hospitals were selected on the basis of the frequency and type of X ray examinations performed, the category of management (public or private), the localisation in the city and the ease of access for performing the measurements. Twelve hospitals were selected, totalling 27 X ray machines (Table 1), which were mainly used for chest radiological examinations. The hospitals included in this study perform approximately 1.7 million radiological examinations annually. Of this total, 49% correspond to chest examinations (hospital D specialises in heart diseases, giving rise to the unusually high (95%) percentage of chest examinations).

Dosimetry

Patients were simulated by an anthropomorphic phantom (Rando-Man Phantom). The phantom is representative of a standard adult of 1.73 m height and 73.5 kg weight. It is divided horizontally in numbered slices, which have small vertical holes for the introduction of dosimeters. The thermoluminescence dosimeters

(TLDs) used in this study were Harshaw TLD-100 ribbons of lithium fluoride (LiF:Mg,Ti).

The following quantities were measured.

Entrance surface dose (ESD)

Absorbed dose to air at the surface of the phantom (inside the radiation field) including backscattered radiation. The absorbed dose at the exit surface of the phantom (exit dose), near the centre of the radiation field, was also measured.

Organ dose

Mean absorbed dose in a specified tissue or organ of the phantom (lens of the eye, thyroid, lung or gonads (ovaries)). The organ positioning in the phantom is described in the literature^(15,16). Lung doses were measured with 18 pairs of TLDs distributed in slices 11 to 19 of the phantom (one pair in each hole). In the case of the thyroid and gonads, three pairs of TLDs were employed, distributed in slices 9 and 30, respectively. One pair of TLDs was fixed at the surface of each eye.

Irradiation in the hospitals

The irradiations were performed in X ray units normally used for chest radiological examinations. The radiographs, with the phantom positioned at the PA and LAT projections, were carried out by the local radiological technologist. He/she decided the equipment parameters (tube voltage, current–time product) and other conditions (patient positioning, focus–film distance, field size, and screen film set) used, according to phantom dimensions (typical adult). This procedure was intended to reproduce the conditions normally seen by patients during this type of radiograph. Except for one type of equipment, exposure parameters were set manually.

Exposures were repeated 10 times in order to evaluate the exit doses and doses to organs outside the beam. After the first shot, the technologist visually verified the radiograph to check if the image quality was acceptable, with the personal criteria used in everyday work. If it was approved, the following shots were performed under the same conditions, but without the screen–film system. In the case of a rejection, the physical parameters (tube voltage, current–time product) were adjusted and a new image was obtained.

The TLDs used on the evaluation of organ doses remained in the phantom during the whole series of shots (PA and LAT). Therefore, the absorbed dose obtained refers to the sum of the two projections.

Calibration of TLDs

The calibration of the system was based on TLDs irradiated to known doses in air. The X ray quality

DOSES TO PATIENTS FROM DIAGNOSTIC X RAY EXAMINATIONS

characterised by the tube voltage of 100 kV and added filtration of 4 mmAl results in the equivalent energy of 38 keV .

The calibration was repeated for the batch of TLDs prepared for the measurements. The known doses of X rays (in the mGy range) were measured using a 6 cm³ ion chamber with Radcal monitor (model 9015).

Non-irradiated TLDs were used to evaluate the background radiation contribution, to be subtracted from the results of the group of study and the calibration dosemeters.

RESULTS AND DISCUSSION

X ray equipment and examination frequencies

There are 199 hospitals in the city of São Paulo and 95 of them have covenants with the SUS (Table 2).

Table 3 reports quantitative information about the distribution of equipment in all the hospitals. Some remarks should be made: in the public hospitals are included the university school hospitals, usually well equipped, and the city health centres that perform preventive attendance, resulting, for instance, in the large amount of dental X ray equipment when compared to the private group. The annual frequency of the main radiological examinations included in the SUS covenant (public and private) is shown in Table 4. Radiological examinations of the thoracic region are the most frequent (33.5%) and, amongst them, chest examinations. This justifies our interest in evaluating the doses in this type of radiograph. Based on the partial information available, an estimation of about 5 million medical radiological examinations per year in São Paulo seems to be reasonable, and presumably with the same examination distribution shown in Table 4. The hospitals included in this

Table 1. Hospitals included in this study according the region of the city, monthly frequency of radiological examinations, percentage of chest examinations carried out and category of management.

Region of the city	Hospital	X ray machines	Examinations performed monthly (thousand)	Chest examinations (%)	Management
Centre	A	1	1.5	60	Private/non-SUS
	B	3	8.0	35	Private/SUS
	C	4	16.0	63	Public/university
	D	2	5.0	95	Public/university
	E	3	27.0	53	Public/university
North	F	2	8.5	52	Public/state
South	G	2	5.8	38	Public/state
	H	2	32.0	42	Public/university
East	I	4	16.8	46	Public/university
	J	2	8.1	34	Public/municipal
West	K	1	6.0	40	Private/non-SUS
	L	1	5.2	47	Public/university

Table 2. Number of hospitals^a in the city of São Paulo (1999), included or not in the SUS system, and percentage of hospital attendance^b according to category of management.

	Public	Private	
		SUS	Non-SUS
Number of hospitals ^a	54	41	104
Relative hospital attendance ^b (%)	56.8	43.2	

^aHealth Care Survey (AMS, Assistência Médico-Sanitária) performed by IBGE (1999).

^bData of the country, National Household Sample Survey (PNAD) performed by IBGE (1998).

Table 3. Number* of items of equipment in the 199 hospitals of the city of São Paulo according to category of management and type of equipment.

Type of equipment	Public	Private		Total
		SUS	non-SUS	
Gamma cameras	35	19	49	103
Mammography	27	34	234	295
Medical X rays	304	228	819	1351
Dental X rays	1072	49	317	1438
Other medical X rays (fluoroscopy, densitometry, angiography)	44	61	181	286
CT scan	24	39	180	243
MRI	4	16	32	52
Ultrasound	92	102	1104	1298
TOTAL	1602	548	2916	5066

*Health Care Survey (AMS, Assistência Médico-Sanitária) performed by IBGE (1999).

Table 4. Annual frequency (2001) of radiological examinations^{a,b} carried out by the hospitals with a covenant to the SUS (public and private) in São Paulo.

Examination	Annual number (%)	Annual frequency (per 1000)	Most frequent examination and projections	Percent of the examinations
Chest, heart	1,057,120 (33.5)	101.3	Chest: PA Chest: PA + LAT	55.8 38.6
Pelvis and lower extremities	688,170 (21.8)	65.9	Knee: AP + LAP Foot or toe	22.7 16.3
Thoracic skeleton and upper extremities	415,927 (13.2)	39.9	Hand (two projections) Wrist: AP + LAT + oblique	19.3 16.7
Head	411,124 (13.0)	39.4	Sinus: (three projections) Skull: PA + LAT	35.8 30.9
Spine	235,881 (7.5)	22.6	Lumbosacral spine Cervical spine: (three projections)	29.3 25.2
Mammography	146,938 (4.7)	26.9 ^c	Bilateral mammography	99.5
Abdomen	128,939 (4.1)	12.4	Simple abdomen: AP Abdomen: AP-LAT or localised	47.4 38.2
Urography and Cholangiography	55,554 (1.8)	5.3	Intravenous urography Oesophagus, hiatus, stomach and duodenum	17.8 14.6
Others	15,297 (0.5)	1.5	Bone densitometry of the spine	86.3
TOTAL	3,154,950 (100)	302.4	TOTAL	66.80

^aExaminations carried out in internal patients are not included.

^bSystem of the Ambulatory Information (SIA/SUS).

^cOnly women.

study (Table 1) perform approximately one third of this total.

According to the UNSCEAR⁽¹⁾ health-care classification, Brazil is categorised as a level II country. Nevertheless, the annual number of radiological examinations carried out in the city of São Paulo, displayed in Table 4, along with the number of 0.16 sets of medical X ray equipment per 1000 inhabitants (Table 3), point to a health-care level I in the city of São Paulo. This regional characteristic of countries covering large geographical areas, as in the case of Brazil, is pointed out by UNSCEAR⁽¹⁾.

Entrance surface doses

The distribution of ESD values for chest radiological examinations obtained on the 27 X ray machines, PA and LAT projections, is shown in Figures 1(a) and 1(b), respectively. As expected in a survey like this, there is a high coefficient of variation (CV) in both distributions (60% and 76% for PA and LAT, respectively), due to great differences in irradiation conditions. The mean values of ESD for chest radiological examinations determined in this study (0.22 mGy and 0.98 mGy for PA and LAT projections respectively) are similar to the ones obtained in health-care level I countries⁽¹⁾ and are lower than values reported in other regional surveys performed in Brazil. In Paraná State⁽¹³⁾ the mean ESDs were 0.33 mGy and 1.01 mGy (PA and LAT projections, respectively), while in Rio de Janeiro⁽¹²⁾ 0.39 mGy was determined for PA projection.

Although the recent Brazilian regulation⁽¹¹⁾ does not state how the suggested reference dose levels to patients were established, it is usual to adopt them as the value

of the 3rd quartile of the distribution of measured doses. Assuming this methodology, it is noticed that the reference doses shown on the regulation (0.4 and 1.5 mGy for PA and LAT projections respectively) are higher than the ones obtained in this study (0.26 mGy and 1.18 mGy PA and LAT projections respectively). This fact suggests that lower reference dose values could be recommended for the city of São Paulo in contrast to the remainder of the country. The recommendation of local reference dose values has already been achieved in countries such as England⁽¹⁷⁾ and showed a great impact in the reduction of patient doses, as part of an optimisation and quality assurance programme.

The ESD depends on many parameters (tube voltage, total filtration, current–time product, focus–film distance) and conditions (patient positioning, field size, film–screen system) used in carrying out the X ray examination. It is an almost impossible task to quantify individually the influence of each parameter on the ESD. The solution was to identify intervals of values of the equipment parameters that minimise the dose without loss of image quality. Table 5 presents the parameter values that resulted in an image of good quality, according to the local radiological technologist, and were the ones considered in this analysis.

As shown in Tables 6 and 7, the predominant interval of tube voltage in chest radiographs ranged from 71 to 85 kV (38% of the examinations) for PA projection, and from 75 to 90 kV (38%) for LAT projection. The mean ESD and current–time product corresponding to each interval of tube voltage were retrieved (fourth and third columns of Tables 6 and 7), making it possible to see any correlation between the technique and the absorbed doses. In fact, the predominant intervals of tube poten-

Figure 1. Distribution of the entrance surface dose, ESD (mGy) for chest radiographs: (a) postero-anterior projection (PA) and (b) lateral projection (LAT). Mean, median and 3rd quartile of distributions are indicated by continuous, dashed and dotted lines, respectively.

tial used in the production of chest radiographs are not the ones that provide the lowest ESDs. This demonstrates that changes could be carried out to reduce the ESD to the patients. In a global analysis, the increase of tube potential, followed by reduction of current–time product, can be a very efficient means of reducing the ESD, in agreement with the results of other studies such as the one performed by AIEA-CEC⁽¹⁸⁾. However, this recommendation must be utilised locally, in the institutions, with careful criteria, since the diagnostic information contained in the radiological image should not be lessened with the reduction of doses⁽¹⁹⁾. An optimisation programme should be carried out. Furthermore, other factors, such as speed class of the film–screen system and total filtration, ought also to be considered, as it is known that their increase is normally followed by a reduction of doses⁽²⁰⁾.

The mean values of exit dose were 9 μ Gy (CV = 45%) and 20 μ Gy (CV = 50%) for PA and LAT projections, respectively. The ratio between maximum and minimum exit dose values, to both projections, was 5.5, much lower than that observed in the ESDs (8.7 for PA projection and 13.4 for LAT projection). The narrower distribution is expected for the exit dose as the beam is hardened as it traverses the body.

Another parameter evaluated was the ratio (B_s/A_f) between the area of the beam (B_s) in the skin (assumed to be the area of the skin illuminated by the light field) and the area of the film (A_f) used in the radiograph. It ranged from 0.8 to 1.7 for PA projection and from 0.6 to 2.3 for LAT projection. In 60% and 30% of cases, PA and LAT projections respectively, the ratio B_s/A_f was larger than 1. As the determination of area in the skin was made at the region anterior (entrance of the beam in the skin) to the film position, these values indicate lack of collimation of the radiation beam giving rise to unnecessary irradiation of body parts.

Organ doses

As mentioned before, all the values of absorbed dose

to the organs are the sum of contributions of both PA and LAT projections. Mean values of absorbed doses to the thyroid and lung were 0.15 mGy (from 0.04 to 0.42 mGy) and 0.24 mGy (from 0.10 to 0.58 mGy), respectively. In relation to lens of the eye and gonads, the absorbed doses were always lower than 30 μ Gy in all the hospitals.

Under standard conditions of chest radiographs, the thyroid gland should not be included in the primary beam of radiation, because it is beyond the region of diagnostic interest. That was not verified in the realistic situations described in this study, since the mean thyroid absorbed dose value is too close to the lung absorbed dose. Figure 2(a) shows the frequency distribution of

Table 6. Mean values of current–time product and ESD, in accordance with intervals of tube potential, PA projection.

Interval of tube potential (kV)	Frequency (%)	Current–time product (mAs)	ESD (mGy)
55–70	27	12.0	0.34
71–85	38	8.6	0.21
86–100	16	7.4	0.17
101–115	19	3.5	0.14

Table 7. Mean values of current–time product and ESD, in accordance with intervals of tube potential, LAT projection.

Interval of tube potential (kV)	Frequency (%)	Current–time product (mAs)	ESD (mGy)
75–90	38	37.5	1.57
91–105	23	18.2	0.66
106–120	31	12.8	0.59
121–135	8	9.5	0.49

Table 5. Summary of the values of tube potential*, current–time product* and focus–film distance (FFD) used for chest radiological examinations (PA and LAT projections).

	Tube potential (kV)		Current–time product (mAs)		FFD (cm)	
	PA	LAT	PA	LAT	PA	LAT
Minimum	66	75	2	4	144	144
Median	81	100	8	20	180	180
Mean	83	99	8	23	180	180
Maximum	110	126	20	60	220	220
Standard deviation	14	15	5	16	16	16
CV (%)	17	15	62	70	9	9
Sample size	26		26		27	

*Nominal values (displayed on the X ray equipment).

thyroid doses, depicting two maxima on it. This fact indicates that there are two well-defined situations of irradiation. The first one, present in 17 rooms with a mean absorbed dose of 0.09 mGy, corresponds to the thyroid outside the radiation beam. The reverse occurs in the second situation, where the mean absorbed dose to the thyroid (0.25 mGy) is 178% larger than in the first set and equal to mean lung dose. This result is corroborated by the findings about the field size.

The distribution of absorbed doses to the lung (Figure 2(b)) does not show the same behaviour, indicating, as was expected, that the organ is always within the primary beam.

The CV of the lung doses distribution (46%) and the ratio of maximum to minimum doses are similar to the ones obtained for exit doses. The wide distribution of ESDs, not reflected on organ and exit doses, may indicate insufficient filtration of the beam or may be due to different habits of image production and observation in the surveyed hospitals.

General aspects of the survey

In most of the institutions included in this study, it was not possible to determine all the characteristics (manufacturer, total filtration, material of the target, power supply, rectification system) of the X ray equipment. As far as the film processing is concerned, a slightly better situation was found. The conditions of the film processor and the film–screen system suggest that periodic maintenance is done, although the register of maintenance was not found in the radiology department of any institution. Another verification was that

the selection of the technique utilised to perform the radiograph is often made on the basis of the experience of the radiological technologist. There are no written protocols, only improvised lists containing the groups tube potentials and current–time products most frequently used.

All the hospital institutions included in this work received a final report, comprising the parameters employed (tube potential, current–time product, focus–film distance) and results of ESD obtained for each projection. If the dose values were too high, as compared with the Brazilian recommendations⁽¹¹⁾, a letter was sent to the hospital, indicating the possible causes of the problem.

CONCLUSIONS

Although preliminary, the estimates concerning number of hospitals, equipment and radiological examinations allow an overview of the medical exposures due to radiological examinations carried out in the city of São Paulo. The large variation found in the dose values indicates that much can be done in order to reduce the patient doses by adequate changes of physical parameters (tube voltage, current–time product, filtration and field size), without loss of image quality.

The methodology employed in this study shows that it is possible to create a database to evaluate both individual and collective impact of medical radiological practice in the city of São Paulo.

This work shows the importance of the intercomparison programmes that assess patient doses and register the physical parameters employed in the achievement of radiological examinations. With them, each institution

Figure 2. Distribution of organ doses to (a) thyroid and (b) lung for chest radiographs, corresponding to the sum of the PA and LAT projections.

can recognise its situation among the others with respect to the process of optimisation of practices. Studies like this, carried out regularly, collaborate in the identification of any wrong practices employed by the institutions in the conduct of radiological examinations. This way, improvements and corrections can be made.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the staff of all hospitals participating in the survey. One of the authors, M. B. Freitas is grateful for the support of both CNPq and FAPESP (00/01056-0).

REFERENCES

1. United Nations. *Sources and effects of ionizing radiation*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes (New York: United Nations) (2000).
2. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Exposure of the U.S. population from diagnostic medical radiation*. NCRP Report 100 (1989).
3. Maccia, C., Benedittini, M., Lefauve, C. and Fagnani, F. *Doses to patients from diagnostic radiology in France*. Health Phys. **54**(4), 397–408 (1988).
4. Zoetelief, J., Geleijns, J., Kicken, P. J. H., Thijssen, M. A. O. and van Unnik, J. G. *Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands*. Radiat. Prot. Dosim. **80**(1–3), 109–114 (1998).
5. Supe, S. J., Iyer, P. S., Sasane, J. B., Sawant, S. G. and Shirva, V. K. *Estimation and significance of patient doses from diagnostic X-ray practices in India*. Radiat. Prot. Dosim. **43**(1–4), 209–211 (1992).
6. Shrimpton, P. C., Wall, B. F., Jones, D. G., Fisher, E. S., Hillier, M. C., Kendall, G. M. and Harrison, R. M. *Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England*. Br. J. Radiol. **59**, 749–758 (1986).
7. Papageorgiou, E., Vardalaki, E., Hourdakakis, C. J. and Dimitriou, P. *Estimation of doses received by patients undergoing radiological examinations in Greece*. Radiat. Prot. Dosim. **93**(1), 31–41 (2001).
8. Padovani, R., Contento, G., Fabretto, M., Malisan, M. R., Barbina, V. and Gozzi, G. *Patient doses and risks from diagnostic radiology in north-east Italy*. Br. J. Radiol. **60**, 155–165 (1987).
9. Maruyama, T., Kumamoto, Y., Noda, Y., Iwai, K., Mase, N., Nishizawa, K. and Furuya, Y. *Determinations of organ or tissue doses and collective effective dose equivalent from diagnostic X-ray examinations in Japan*. Radiat. Prot. Dosim. **43**(1–4), 213–216 (1992).
10. Serro, R., Carreiro, J. V., Galvão, J. P. and Reis, R. *Population dose assessment from radiodiagnosis in Portugal*. Radiat. Prot. Dosim. **43**(1–4), 65–68 (1992).
11. Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (SVS-MS). *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Portaria 453 (in Portuguese). Diário Oficial da União de 1 de junho de 1998.
12. Drexler, G., Cunha, P. G. and Peixoto, J. E. *Medical and occupational exposures in Brazil*. Radiat. Prot. Dosim. **36**(2–4), 101–105 (1991).
13. Tilly Jr, J. G. *Avaliação de Doses de Radiação em Pacientes Submetidos a Exames Radiológicos Convencionais*. Master thesis (in Portuguese). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (1997).
14. Brazilian Institute for Geography and Statistics (IBGE). *Estatísticas da Saúde: Assistência Médico-Sanitária, 1999* (in Portuguese) 106 (2000).
15. Golikov, V. Y. and Nikitin, V. V. *Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from Rando phantom measurements*. Health Phys. **56**(1), 111–115 (1989).
16. Huda, W. and Sandison, G. A. *Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements*. Health Phys. **47**(3), 463–467 (1984).
17. Wright, D. J. and Ramsdale, M. L. *The use of national and locally set reference dose levels in a regional programme for dose reduction in diagnostic radiology*. Radiat. Prot. Dosim. **80**(1–3), 103–107 (1998).
18. Ortiz, P., Maccia, C., Padovani, R., Vañó, E., Carlsson, G. A. and Schibilla, H. *Results of the IAEA-CEC coordinated research programme on radiation doses in diagnostic radiology and methods for reduction*. Radiat. Prot. Dosim. **57**(1–4), 95–99 (1995).
19. International Commission on Radiological Protection. *Radiological protection and safety in medicine*. Publication 73. Ann. ICRP **26** (Oxford: Elsevier) (1996).
20. Warren-Foward, H. M., Haddaway, M. J., McCall, I. W. and Temperton, D. H. *Influence of dose reduction recommendations on changes in chest radiography techniques*. Br. J. Radiol. **69**, 755–761 (1996).

Anexo 4

Carta-Convite e Carta-Resposta para que as Instituições
pudessem se manifestar em relação a sua
participação no Estudo

UNIVERSIDADE
INSTITUTO

DE SÃO PAULO
DE FÍSICA

Caixa Postal 66318
05315-970 - São Paulo, SP

Telefone: (55)(11)3091-6975
(55)(11)3091-6991
Telefax: (55)(11)3031-2742

E-mail:

"marcelo.freitas@dfn.if.usp.br"
"e.yoshimura@dfn.if.usp.br"

São Paulo, <DIA> de <MÊS> de <ANO>.

Att: Responsável pelo Serviço de Radiologia/Imagem

Programa de Levantamento de Doses de Radiação em Radiologia Diagnóstica

Somos pesquisadores do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP) e gostaríamos de contar com a participação de sua Instituição no estudo que estamos realizando. Trata-se de um trabalho de pesquisa acadêmica que tem como principal objetivo avaliar a dose de radiação absorvida pelos pacientes submetidos a exames radiológicos convencionais (tórax, abdome, coluna etc.) realizados em todo Estado de São Paulo. Nesse estudo, sua Instituição foi escolhida, de forma aleatória, a partir de um banco de dados (Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde - CNES) fornecido pelo Centro de Vigilância Sanitária (CVS-SP), que compreende os vários estabelecimentos de saúde do Estado.

O objetivo de programas desse tipo, como acontece em vários outros países, é obter um conjunto de dados confiável, que subsidie as políticas de garantia e controle de qualidade que venham a ser desenvolvidas, tanto do ponto de vista da instituição, como do governo. Nesse sentido, a portaria nº453 do Ministério da Saúde, publicada em 1998, recomenda a avaliação dos valores representativos da dose recebida pelo paciente em uma radiografia, como parte dos programas de controle de qualidade dos serviços responsáveis pela realização dos exames.

Na determinação dos valores de dose serão utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD), pequenos detectores de radiação com alguns mm², fixados diretamente na pele do paciente durante a realização do exame. É importante ressaltar que o TLD não interfere na qualidade da imagem obtida, sendo amplamente utilizado em estudos deste tipo. O KIT DOSIMÉTRICO, enviado à Instituição por via postal numa segunda etapa, contém todo material necessário para avaliação das doses (manual de instruções, dosímetros, ficha de controle etc), não cabendo à Instituição participante nenhum tipo de despesa, nem mesmo de postagem. A colaboração da Instituição se dará efetivamente pela

participação do técnico radiologista que fixará o TLD na pele do paciente no momento da realização do exame, e posteriormente, pela devolução (via postal) dos TLD ao nosso laboratório. É importante destacar que este projeto encontra-se cadastrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) do Ministério da Saúde, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da USP (204/01).

Também é importante ressaltar que a participação de sua Instituição no estudo se dará de forma voluntária, sendo que os resultados obtidos não serão nunca utilizados de maneira a identificar individualmente a Instituição, ou seus pacientes. Seu uso se dará única e exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, sendo vedada sua utilização para quaisquer outros fins, inclusive fiscalização.

Esperando contribuir para a manutenção e melhoria da qualidade dos serviços prestados pelas Instituições participantes, enviaremos um relatório com os respectivos valores de dose obtidos, após o processo de leitura dos dosímetros em nosso laboratório.

Em anexo estamos enviando uma CARTA RESPOSTA em envelope selado, a ser preenchida pelo responsável pelo Serviço de Radiologia, onde consta o aceite (ou não) para participação de sua Instituição no estudo. Para que não haja comprometimento do andamento do projeto, fixamos a data de XX de XXX de XXXX como limite para envio de sua resposta. Em caso de aceite, o KIT DOSIMÉTRICO referente à segunda etapa lhe será enviado no período de 60 dias.

Certos de que seremos atendidos em nossa solicitação, agradecemos desde já e nos colocamos a disposição para quaisquer esclarecimentos,

Atenciosamente,

Marcelo Baptista de Freitas

Prof. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura

Telefone: (11)3091-6975, (11)3091-6991

Fax: (11) 3031-2742

E-mail: marcelo.freitas@dfn.if.usp.br
e.yoshimura@dfn.if.usp.br

COD. IDENT.

CARTA RESPOSTA

(não preencher)

Eu, _____ informo que a(o) _____
(Nome do responsável pelo Serviço de Radiologia)

(Nome da Instituição)

() ACEITA

() NÃO ACEITA. Motivo: _____

participar do projeto de **Levantamento de Doses de Radiação em Radiologia Diagnóstica**,
realizado pelo Instituto de Física da Universidade de São Paulo, através do Laboratório de
Dosimetria.

(Nome do Responsável pela guarda do KIT DOSIMÉTRICO)

Informações para Contato:

Telefone: _____

Fax: _____

E-mail: _____

Data de Recebimento da Solicitação: / / 2003.

Data de Envio da Resposta: / / 2003.

Assinatura do Responsável pelo Serviço

Anexo 5

Relatório com Valores de Dose de Entrada na Pele encaminhado
aos estabelecimentos de saúde participantes do Estudo

07/2003

LEVANTAMENTO DE DOSES DE RADIAÇÃO EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

Data da Avaliação: **Dez/2002**

Estabelecimento de Saúde: **PPA UNIDADE INTEGRADA DE SAUDE LEOPOLDO ARAUJO**

Grandeza Avaliada: **Dose de Entrada na Pele (mGy) - DEP**

Quantidade de Salas: **01**

Valor médio de DEP (mGy) - pacientes com peso entre 50 e 90 kg.

Radiografia	Sala 1
Tórax PA	0,31
Tórax LAT (perfil)	0,61
Tórax AP	0,27

➤ Amostra de 46 Instituições participantes do estudo (Estado de São Paulo)

Valor médio de DEP (mGy) - somente pacientes com peso entre 50 e 90 kg. Entre parênteses são apresentados os valores mínimo e máximo.

Radiografia	Todos Estabelecimentos
Tórax PA	0,28 (0,02 - 2,07)
Tórax LAT (perfil)	0,76 (0,03 - 4,58)
Tórax AP	0,40 (0,03 - 1,61)

➤ Níveis de Referência (Portaria nº453 - Ministério da Saúde 01/06/1998)

**Valores de DEP (mGy) sugeridos para um conjunto
écran-filme velocidade nominal 400.**

Radiografia	Portaria nº453	Neste Estudo*
Tórax PA	0,20	0,35
Tórax LAT (perfil)	0,75	0,87
Tórax AP	-	0,51

**Determinado a partir do 3º quartil da distribuição de valores de DEP (mGy), considerando todas Instituições participantes do estudo.*

➤ Recomendações

Aos estabelecimentos com valores médios de DEP acima (ou próximo) dos níveis de referência da Portaria nº453, recomendamos que revisem as práticas empregadas na realização desses exames de radiodiagnóstico, a fim de permitir a redução dos mesmos. Por outro lado, aos estabelecimentos com valores médios abaixo dos níveis de referência, sugerimos que continuem a implementar atitudes no sentido de reduzi-los, como parte dos programas de otimização (melhoria). É sempre importante lembrar que a qualidade da imagem radiológica deve ser garantida no processo de otimização das doses.

Anexo 6

Padrões de Desempenho de Equipamentos de Raios X
Convencionais e Foto Ilustrativa de Adulto com Biótipo Típico

Comparação entre os Padrões de Desempenho estabelecidos para o Controle de Qualidade na Portaria MS/SVS nº 453, e os recomendados no Guia de Procedimentos RE-64 da ANVISA

Equipamentos de Raios-X Médicos Convencionais

Testes de controle de qualidade	Padrões de desempenho Portaria SVS nº 453	Padrões de desempenho recomendados no Guia RE-64
Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X	Desalinhamento de bordas < 2% da DFF Desvio do eixo central < 3° do eixo perpendicular	O ângulo de inclinação em relação ao eixo central do feixe deve ser < 3°. A diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso não deve exceder 2% da DFF.
Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	± 10%	Exatidão: ± 10% Reprodutibilidade: ≤ 0,1
Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de kerma no ar	Linearidade: ≤ 20% Reprodutibilidade: ± 10%	Reprodutibilidade: ≤ 10% Linearidade: ± 20%
Rendimento do Tubo de Raios X	Monofásico: 2,4 a 4,8 mGy/mAmin m ² Trifásico: 4,8 a 6,4 mGy/mAmin m ²	Se os valores de tensão e de corrente e a camada semi redutora estiverem corretos, o valor encontrado para o rendimento (<i>R</i>) deve ser considerado como linha de base para os testes futuros.
Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	± 10%	Reprodutibilidade: ≤ 0,1 Exatidão: ± 10%
Reprodutibilidade do Controle Automático de Exposição (AEC)	± 10%	≤ 10%
Camada Semi-Redutora (CSR)	Tabela A	Tabela A
Ponto Focal	Não consta	Os valores encontrados para os pontos focais devem estar dentro dos limites recomendados pela <i>NEMA</i> (National Electrical Manufacturers Association).
Dose de Entrada na Pele	Tabela B	Tabela B
Alinhamento de Grades	Não consta	A grade é considerada alinhada quando: $(C - 1e) = (C - 1d)$ $(C - 2e) = (C - 2d)$ As diferenças devem ser menores que 10%.

Tabela A. Valores mínimos da camada semi-redutora (CSR) em função do tipo de gerador e da tensão aplicada ao tubo.

Tensão (kV _p)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	
	Monofásico	Trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

Tabela B. Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico (extraído da Portaria nº453 do Ministério da Saúde), segundo o tipo de exame (e projeção) realizado.

Exame	Projeção	DEP(mGy) ¹
Coluna lombar	AP	10
	LAT	30
	JLS	40
Abdome, urografia e colecistografia	AP	10
Pelve	AP	10
Bacia	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,5
Coluna Torácica	AP	7
	LAT	20
Odontológico	Periapical	3,5 ²
	AP	5
Crânio	AP	5
	LAT	3
Mama ³	CC com grade	10
	CC sem grade	4

Notas: PA: projeção pósterio-anterior; AP: projeção antero-posterior; LAT: projeção lateral; CC: projeção crânio-caudal; JLS: junção lombo-sacro.

¹DEP: dose de entrada da pele. Estes valores são para receptor de imagem de sensibilidade média, velocidade relativa de 200. Para combinações filme-tela mais rápidas (400-600) estes valores devem ser reduzidos por um fator de 2 a 3.

²para filme do grupo E.

³determinada em uma mama comprimida de 4,5 cm para sistema tela-filme e uma unidade com ânodo e filtração de molibdênio.

Foto Ilustrativa de Adulto com Biótipo Típico

Anexo 7

Lista de Estabelecimentos de Saúde participantes do Estudo

Estrato	Estabelecimento de Saúde	Município	R1	R2	in-loco
1	CENTRO DE SAUDE III PALMEIRA D'OESTE	Palmeira d'Oeste	x		
1	UNIDADE INTEGRADA DE SAUDE DE RIBEIRA	Ribeira	x		
1	PPA UNIDADE INTEGRADA DE SAUDE LEOPOLDO ARAUJO	Águas da Prata	x	x	x
1	CENTRO MEDICO FERNANDES	Itararé	x		
1	CRP RADIOLOGIA - ESPIRITO SANTO DO PINHAL	Espírito Santo do Pinhal	x	x	x
1	UBS CENTRAL	Vargem Grande Paulista	x	x	
1	SANTA CASA DE PILAR DO SUL	Pilar do Sul	x	x	x
1	SANTA CASA DE MISERICORDIA DE MANDURI	Manduri	x	x	x
1	UNIDADE INTEGRADA DE SAÚDE DE MIRANDÓPOLIS -UISM	Mirandópolis	x		
1	SANTA CASA DE MISERICORDIA DE PEREIRA BARRETO	Pereira Barreto	x	x	x
1	SANTA CASA DE CACHOEIRA PAULISTA	Cachoeira Paulista	x		
1	SANTA CASA DE ITARARE	Itararé	x	x	
1	SANTA CASA JESUS MARIA JOSE	Bernardino de Campos	x		
1	HOSPITAL NOVO ATIBAIA	Atibaia	x	x	
2	SOCIEDADE CIVIL MEDICA DE RADIODAGNOSTICO	Moji das Cruzes	x	x	x
2	CLINICA RADIOLOGICA BATATAIS	Batatais	x	s/u	x
2	UNIDADE MISTA DE SAUDE ROSA SANTA PASIN AGUIAR	Caieiras	x		x
2	HOSPITAL E MATERNIDADE DRA ADONIRAN CORREIA CAMPOS	Mongaguá	x	x	
2	HOSPITAL GERAL DE PROMISSAO	Promissão	x	x	x
2	HOSPITAL MUNICIPAL DE PAULINIA	Paulínia	s/u		
2	UNIMED II - HOSPITAL EVANGELICO	Rio Claro	x	x	x
2	SANTA CASA DE PIEDADE	Piedade	x	x	x
2	HOSPITAL SAO CAETANO	São Caetano	x		
2	HOSPITAL DR. OSIRIS FLORINDO COELHO	Ferraz de Vasconcelos	x	x	x
2	HOSPITAL CARLOS FERNANDO MALZONI	Matão	x	x	x
2	HOSPITAL POLICLIN DE JACAREI	Jacareí	x	x	
2	HOSPITAL AMARAL CARVALHO	Jaú	x	x	x
3	INSTITUTO DE UROLOGIA SAUL GUN	Sorocaba	n/d		
3	CPA RADIOLOGIA DE PIRACICABA	Piracicaba	x	n/d	
3	CLINICA RADIOLOGICA DE SÃO VICENTE	São Vicente	x	n/d	
3	PRONTO ATENDIMENTO JARDIM PARAISO	Guarulhos	x	x	
3	INSTITUTO DE RADIOLOGIA DR JOSE M.TEIXEIRA	Mogi das Cruzes	x	n/d	
3	HOSPITAL MUNICIPAL ANTONIO GIGLIO DE OSASCO	Osasco	x	x	x
3	HOSPITAL E MATERNIDADE PRINCIPE HUMBERTO	São Bernardo do Campo	s/u		
3	GPACI - HOSPITAL SARINA ROLIM CARACANTE	Sorocaba	x	x	
3	HOSPITAL UNIMED DE BAURU	Bauru	x	x	x
3	HOSPITAL SAO BERNARDO	São Bernardo do Campo	x	x	
3	SANTA CASA DE MARILIA	Marília	x		
3	CENTRO INFANTIL DE INVESTIGACAO HEMATOLOGICA BOLDRINI	Campinas	x	x	x
4	HOSPITAL GERAL DE SAO PAULO	São Paulo - Vila Monumento	x	x	
4	HOSPITAL E MATERNIDADE LEO XIII	São Paulo - Ipiranga	x	x	x
4	HOSPITAL SAO PAULO - UNIDADE I	São Paulo - Vila Clementino	x	x	x
4	HOSPITAL UNIVERSITARIO DA UNIVERSIDADE DE SAO PAULO	São Paulo - Butantã	x	x	
4	HOSPITAL DO MANDAQUI	São Paulo - Mandaqui	x	x	x
4	HOSPITAL GERAL DO GRAJAU	São Paulo - Parque das Nações	x	x	x

4	HOSPITAL SAO LUIZ GONZAGA	São Paulo - Jaçanã	x	x	x
4	HOSPITAL OSVALDO CRUZ	São Paulo - Paraíso	x	x	
4	HOSPITAL DO SERVIDOR PUBLICO ESTADUAL FCO MORATO DE OLIVEIRA	São Paulo - Vila Clementino	x	x	
4	HOSPITAL SAO JOAQUIM - BENEFICENCIA PORTUGUESA	São Paulo - Liberdade	x	x	x
4	HOSPITAL DO RIM E HIPERTENSAO BORGES LAGOA	São Paulo - Vila Clementino	x	x	
Total			50	38	23

s/u - devolvido sem uso

n/d - não foi devolvido

Anexo 8

Definição dos Tipos de Estabelecimentos de Saúde e
Tabela de Nível de Hierarquia

Definição dos Tipos de Estabelecimentos de Saúde

Unidade de Saúde da Família: Unidade pública ESPECÍFICA para prestação de assistência em atenção contínua programada nas especialidades básicas e com equipe multidisciplinar para desenvolver as atividades que atendam as diretrizes do Programa de Saúde da Família do Ministério da Saúde. Quando a equipe funcionar em unidade não específica deverá ser informado o Serviço/Classificação.

Posto de Saúde: Unidade destinada à prestação de assistência a uma determinada população, de forma programada ou não, por profissional de nível médio, com a presença intermitente ou não do profissional médico.

Centro de Saúde/Unidade Básica de Saúde: Unidade para realização de atendimentos de atenção básica e integral a uma população, de forma programada ou não, nas especialidades básicas, podendo oferecer assistência odontológica e de outros profissionais de nível superior. A assistência deve ser permanente e prestada por médico generalista ou especialistas nestas áreas. Podendo ou não oferecer: SADT e Pronto atendimento 24 Horas.

Policlínica: Unidade de saúde para prestação de atendimento ambulatorial em várias especialidades, incluindo ou não as especialidades básicas, podendo ainda ofertar outras especialidades não médicas. Podendo ou não oferecer: SADT e Pronto atendimento 24 Horas.

Clínica Especializada/Amb. Especializado: Clínica Especializada destinada à assistência ambulatorial em apenas uma especialidade/área da assistência. (Centro Psicossocial/Reabilitação etc..)

Consultório: sala isolada destinada à prestação de assistência médica ou odontológica ou de outros profissionais de saúde de nível superior.

Unidade Móvel Fluvial: Barco/navio, equipado, como unidade de saúde, contendo no mínimo um consultório médico e uma sala de curativos, podendo ter consultório odontológico.

Unidade Terrestre Móvel: Veículo automotor equipado, especificamente, para prestação de atendimento ao paciente.

Unidade Móvel de Nível Pré-hospitalar na Área de Urgência e Emergência: Veículo terrestre, aéreo ou hidroviário destinado a prestar atendimento de urgência e emergência pré-hospitalar a paciente vítima de agravos a sua saúde.(PTMS/GM 824, de 24/Jun/1999).

Unidade de Serviço de Apoio de Diagnóstico e Terapia: Unidades isoladas onde são realizadas atividades que auxiliam a determinação de diagnóstico e/ou complementam o tratamento e a reabilitação do paciente.

Farmácia: unidade pública isolada para dispensação de medicamentos de alto custo/alta complexidade.

Unidade de Vigilância Sanitária: Unidade Operacional estruturada em espaço físico próprio ou não, para desenvolvimento de ações relacionadas à Vigilância Sanitária.

Centro de Parto Normal: Unidade intra-hospitalar ou isolada, especializada no atendimento da mulher no período gravídico puerperal, conforme especificações da PT/MS 985/99.

Hospital Dia: – Unidades especializadas no atendimento de curta duração com caráter intermediário entre a assistência ambulatorial e a internação.

Pronto Socorro Geral: Unidade destinada à prestação de assistência a pacientes com ou sem risco de vida, cujos agravos necessitam de atendimento imediato. Podendo ter ou não internação.

Pronto Socorro Especializado: Unidade destinada à prestação de assistência em uma ou mais especialidades, a pacientes com ou sem risco de vida, cujos agravos necessitam de atendimento imediato.

Unidade Mista: Unidade de saúde básica destinada à prestação de atendimento em atenção básica e integral à saúde, de forma programada ou não, nas especialidades básicas, podendo oferecer assistência odontológica e de outros profissionais, com unidade de internação, sob administração única. A assistência médica deve ser permanente e prestada por médico especialista ou generalista. Pode dispor de urgência/emergência e SADT básico ou de rotina. Geralmente nível hierárquico 5.

Hospital Geral: Hospital destinado à prestação de atendimento nas especialidades básicas, por especialistas e/ou outras especialidades médicas. Pode dispor de serviço de Urgência/Emergência. Deve dispor também de SADT de média complexidade. Podendo Ter ou não SIPAC.

Hospital Especializado: Hospital destinado à prestação de assistência à saúde em uma única especialidade/área. Pode dispor de serviço de Urgência/Emergência e SADT. Podendo Ter ou não SIPAC. Geralmente de referência regional, macro regional ou estadual.

Tabela de Nível de Hierarquia

CÓDIGO	DESCRIÇÃO
01	Unidades ambulatoriais de menor complexidade do sistema, capacitadas a executarem atividades básicas de atenção à saúde, incluindo vacinação, atendimento médico e odontológico ou não, sem dispor de recursos de SADT. Inclui-se neste nível os consultórios isolados de médicos, odontólogos e de outros profissionais que executam assistência básica e especializada. A maioria dos Postos e alguns Centros de Saúde (sem SADT).
02	Unidades ambulatoriais que, além das atividades de nível 1, oferecem assistência com procedimentos de média complexidade e/ou exames de SADT de menor complexidade em patologia clínica (hemograma, leucograma, elementos anormais e sedimentares da urina, parasitológico de fezes, glicemia, tipagem sanguínea, sorologia para lues) e/ou radiologia (tórax, ossos, abdome simples). Inclui-se neste nível: as unidades de SADT que realizem os exames citados neste nível; consultórios isolados, que além do atendimento realizem exames de SADT (RX odontológico, ECG e outros); UPS com SADT de menor complexidade.
03	Unidades ambulatoriais que oferecem assistência à saúde em uma ou mais especialidades, realizando ou não as atividades dos níveis 1 e 2, incluindo ou não a utilização de SADT (exames de patologia clínica e de radiologia de média complexidade, ultra-sonografia, fisioterapia), podendo ainda efetuar pequenas cirurgias ambulatoriais. Inclui-se neste nível: UPS com SADT de média complexidade, Unidades Ambulatoriais de Especialidades, Policlínicas, unidades de SADT que realizem os exames citados neste nível.
04	Unidades que executam ações de saúde de maior complexidade a nível ambulatorial. Estas unidades poderão ainda realizar as atividades previstas nos níveis 1, 2 e 3. Inclui-se nesse grupo, as unidades que executam os seguintes exames e/ou serviços: Angiografias e Neurorradiologia; Tomografia Computadorizada; Hemodinâmica; Medicina Nuclear; Imunogenética; Diálise; Quimioterapia; Radioterapia; Hemocentro; Laboratório de Patologia Clínica que realiza, exames por radioimunoensaio, imunogenética, histocompatibilidade, enzimaímunoensaio, citometria de fluxo.
05	Unidades que oferecem, além das atividades do nível 1 e 2, consultas e internações nas especialidades básicas, incluindo SADT de menor complexidade. Incluem-se as unidades mistas e os hospitais de pequeno porte.
06	Unidades que oferecem, além das atividades de níveis 1, 2, 3 e 5, consultas e internações em especialidades médicas podendo ter ou não odontologia, incluindo SADT de média complexidade.
07	Unidades que oferecem as atividades dos níveis 1, 2, 3, 4, e 6, abrangendo SADT de alta complexidade.
08	Unidades que atuam como referência nacional, ambulatórios de hospitais de ensino, sendo referência ainda para transplante de órgãos ou referência estadual para os procedimentos de alta complexidade.

APÊNDICES

A. Técnicas de Amostragem

Há dois tipos de amostragens: não-probabilísticas e probabilísticas. As amostras por quotas e por julgamento do pesquisador são não-probabilísticas, enquanto que as amostras aleatórias simples, estratificadas e por conglomerados são probabilísticas, uma vez que seus elementos são selecionados com base em probabilidades conhecidas. Em estudos numéricos, somente as amostragens probabilísticas permitem a correta generalização para a população dos resultados amostrais (TCU, 2002).

Nas amostras probabilísticas, as inferências podem ser formuladas por intermédio de estimadores simples, do tipo razão ou do tipo regressão. Os primeiros se baseiam unicamente nos dados referentes à variável acerca da qual se deseja gerar inferências, enquanto que os outros também recorrem a variáveis auxiliares, supostamente relacionados com o fenômeno estudado (TCU, 2002). Uma breve descrição das propriedades das amostragens probabilísticas é realizada a seguir:

Amostragem Aleatória Simples (AAS):

Amostragem aleatória simples é o processo de amostragem probabilístico em que as combinações de n diferentes elementos, dos N que compõem a população, possuem igual probabilidade de vir a ser a amostra efetivamente sorteada (Cochran, 1977). Resumindo suas propriedades, temos:

- Cada elemento da população tem a mesma chance de ser selecionado;
- Admite o uso de tabelas de números aleatórios ou sistemas não-viesados de sorteio;
- A seleção de um elemento não interfere na seleção dos demais.

Ao sortear uma amostra aleatória simples (AAS) de n elementos de uma população de tamanho N , tem-se como objetivo obter estimativas para valores populacionais desconhecidos, tais como a média ou proporção. Alguns estimadores de variáveis quantitativas na AAS (Cochran, 1977):

- média amostral

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (\text{A.1})$$

- variância da média amostral

$$v(\bar{x}) = \frac{(N-n)}{N} \frac{s_x^2}{n} \quad (\text{A.2})$$

onde:

$$s_x^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \quad (\text{A.3})$$

O fator $\frac{(N-n)}{N}$ é chamado de fator de correção para populações finitas (CPF), e deve ser usado na estimativa da variância da média amostral sempre que $\frac{n}{N}$ é superior a 0,05 (5%), ou seja, N é inferior a $20n$. Como o fator em questão é, em geral menor que 1, a variância corrigida é sempre menor que a não-corrigida, o que é coerente com o fato de que a amostra abrange uma fração significativa da população.

Amostragem Aleatória Estratificada (AAE)

Quando os elementos da população puderem ser agrupados em conjuntos homogêneos, chamados estratos, pode-se utilizar a amostragem aleatória estratificada, selecionando-se uma amostra para cada estrato. Os tamanhos das amostras e as estatísticas estimadas são independentes. Ao se combinar as estimativas de cada estrato, obtém-se uma estimação para toda a população (TCU, 2002). Resumindo suas propriedades, temos:

- Divisão da população em subgrupos com população de tamanho N_h em cada estrato: mutuamente excludentes, exaustivos e com ao menos uma característica em comum;
- Seleção de uma amostra aleatória (n_h elementos) em cada grupo.

A AAE apresenta as seguintes vantagens:

- a) com relação à AAS, supondo-se que haja um acréscimo no volume de informação acerca da população em decorrência da estratificação (por exemplo, o desvio-padrão em cada um dos estratos é substancialmente inferior ao desvio-padrão do conjunto da população):
 - obter precisão semelhante com uma amostra total menor;
 - obter maior precisão com uma amostra total igual;
- b) obter estimativas para cada estrato, se as estimativas forem úteis;
- c) dar maior atenção a certos grupos dentro da população que têm uma propensão muito alta ou muito baixa a apresentar a característica examinada.

A probabilidade de um elemento pertencer à amostra sorteada é igual a $\frac{n_h}{N_h}$, e a estimativa global ($\bar{x}$) é calculada pela combinação das estimativas parciais ($\bar{x}_h$) obtidas em cada estrato h . Dessa forma, os estimadores na AAE são (Cochran, 1977):

- média amostral

$$\bar{x}_{AAE} = \sum_{h=1}^k \frac{N_h}{N} \bar{x}_h \quad (A.4)$$

onde: $\bar{x}_h = \frac{\sum_{i=1}^{n_h} x_{i,h}}{n_h}$ e k =número de estratos (A.5)

- variância da média amostral

$$v(\bar{x}_{AAE}) = \sum_{h=1}^k \left(\frac{N_h}{N}\right)^2 v(\bar{x}_h) \quad (A.6)$$

onde: $v(\bar{x}_h) = \frac{(N_h - n_h)}{N_h} \frac{s_{x,h}^2}{n_h}$ (A.7) e $s_{x,h}^2 = \frac{\sum_{i=1}^{n_h} (x_{i,h} - \bar{x}_h)^2}{n_h - 1}$ (A.8)

Na realidade, as expressões (A.5) e (A.7) são os estimadores usados no procedimento de AAS, aplicados na amostra de cada particular estrato h .

A eficácia da variável tomada como fator de estratificação em separar grupos diferentes entre si e, ao mesmo tempo, composto de elementos semelhantes quanto à variável que está sendo pesquisada, pode ser mensurada pelo *deff* (efeito de delineamento):

$$deff = \frac{v(\bar{x})_{AAE}}{v(\bar{x})_{AAS}} \quad (A.9)$$

onde valores menores que 1 para *deff*, indicam eficácia para estratificação em todos os critérios.

Amostragem Aleatória por Conglomerados (AAC)

Quando os elementos da população podem ser agrupados em conjuntos semelhantes, mas internamente heterogêneos, chamados conglomerados, pode-se usar a amostragem aleatória por conglomerados. Nessa técnica, as amostras são obtidas por meio não da seleção aleatória de alguns de seus elementos, mas sim de alguns conglomerados que a compõem. Uma vez selecionados os conglomerados, todos os seus elementos são examinados para que as estatísticas desejadas sejam obtidas (TCU, 2002). Um resumo de suas propriedades é apresentado:

- Divisão da população em conglomerados;
- Seleção de conglomerados aleatoriamente;
- Pesquisa sobre todos os elementos amostrais do conglomerado selecionado ou uma amostra aleatória deles.

Alguns estimadores de variáveis quantitativas AAC (Cochran, 1977):

- média amostral

$$\bar{X}_{AAC} = \frac{\sum_{j=1}^m N_j \bar{X}_j}{\sum_{j=1}^m N_j} \quad (\text{A.10})$$

onde: m= número de conglomerados sorteados.

- variância da média amostral

$$v(\bar{X}_{AAC}) = \frac{M - m}{\frac{(\sum_{j=1}^m N_j)^2}{M} - m} S_{ACC}^2 \quad (\text{A.11})$$

onde: $S_{AAC}^2 = \frac{\sum_{j=1}^m N_j^2 (\bar{X}_j - \bar{X}_{AAC})^2}{m - 1}$ (A.12) e M= número total de conglomerados

A AAC introduz uma economia na construção do sistema de referência ou cadastro, dispensando a necessidade de listar o total de elementos que compões a população. Como serão sorteados conglomerados, estes serão identificados e listados em cada estágio (Silva, 2001).

B. Estudo da Curva de Calibração

O comportamento da curva de calibração foi estudado para diferentes situações de irradiação, a fim de verificar as variações no fator de calibração. Esse estudo permitiu determinar a geometria e a energia que seriam utilizadas nas futuras calibrações dos dosímetros TL enviados para os hospitais.

Foram utilizados dois feixes de raios X com energias efetivas de 28 e 34 keV, obtidos com tensão aplicada/filtração adicional de alumínio de 80 kV/2 mm e 100 kV/4 mm, respectivamente. Cada um desses feixes foi utilizado em três situações de irradiação diferentes: dosímetros fixados em suporte de ar-equivalente (isopor), situação 1, e dosímetros fixados na superfície de entrada (pele) de um simulador antropomórfico nas posições pósterio-anterior (PA), situação 2, e lateral (LAT), situação 3.

O simulador antropomórfico (RANDO Phantom) é constituído de um esqueleto humano natural (sem os membros superiores e inferiores) recoberto com material de densidade $0,985 \text{ g.cm}^{-3}$ e número atômico efetivo de 7,3. Estes valores, baseados nas "Medidas do Homem Padrão" (ICRP, 1975), representam a composição nominal de gorduras, fluidos, músculos etc. do corpo humano. Os pulmões, moldados na situação expandida de ar, têm o mesmo número atômico, mas densidade de $0,32 \text{ g.cm}^{-3}$. O simulador corresponde a um adulto típico com estatura de 173 cm e peso corporal de 73,5 kg (Figura 1).

*Figura 1. Simulador Antropomórfico
(adulto típico de 173 cm e 73,5 kg).*

Cada ponto na curva de calibração corresponde à média das leituras de quatro dosímetros TL. O equipamento de raios X e a câmara de ionização empregados estão descritos no item anterior (IV.2.d).

Na Figura 2 pode-se observar as curvas de calibração com os respectivos fatores obtidos pelo ajuste utilizando o método dos mínimos quadrados. Os resultados indicam que não existem diferenças significativas do fator de calibração em relação à energia do feixe nas três situações descritas, pelo menos para as duas energias utilizadas. A calibração com o simulador na posição PA ou LAT também não altera o fator de forma significativa, ou seja, a escolha do método de calibração concentra-se em calibrar ou não os dosímetros sobre o simulador. Optou-se por utilizar a calibração no ar, com o feixe, a princípio, de energia efetiva de 28 keV (80 kV/2 mmAl).

Figura 2. Curvas de calibração obtidas com os feixes de raios X de energia efetiva de (a) 28 keV e de (b) 34 keV em três situações diferentes: dosímetros posicionados em suporte de ar-equivalente (Ar) e fixados na superfície de entrada do simulador antropomórfico nas posições pósterio-anterior (PA) e lateral (LAT).

Para visualizar o comportamento relativo dos fatores de calibração, calculou-se a razão dos mesmos com relação ao fator obtido para o feixe escolhido, 28 keV com dosímetros posicionados no isopor (Figura 3).

Figura 3. Razão dos fatores de calibração calculadas utilizando o fator obtido com o feixe de 34 keV na condição de irradiação dos dosímetros no ar.

Os resultados indicam que em média esse método de calibração estaria superestimando as doses em torno de 4%. Como o processo de estimativa de doses a partir de leituras TL, por si só, já envolve incertezas bem superiores a essa, optou-se por utilizar a situação 1 de irradiação (dosímetros posicionados em suporte de ar-equivalente: isopor), pela facilidade de sua montagem.

Outro teste realizado foi a medida do fator de retroespalhamento dos feixes com dosímetro TL e câmara de ionização. Ele é importante, pois a DEP inclui a radiação espalhada. O fator foi avaliado pela razão entre a resposta na "pele" e no ar, medida com uma câmara de ionização e com o dosímetro TL. Os valores de exposição e intensidade TL, para as duas posições do simulador (PA e LAT), foram determinados com a câmara de ionização e o dosímetro TL, respectivamente. Tanto a câmara, como o dosímetro, foram posicionados no centro do campo de radiação, sobre a superfície do simulador. A razão foi obtida dividindo-se esses valores, para ambas as projeções, pelos valores registrados no ar na mesma posição da superfície do simulador. Esse procedimento foi repetido para as duas energias anteriores (28 e 34 keV). A Tabela 1 resume os resultados obtidos.

Tabela 1. Razões entre resposta pele/ar medidos com dosímetro TL (TLD-100) e com câmara de ionização para o simulador nas posições PA e LAT, obtidos para os feixes de energia efetiva de 28 keV e 34 keV.

Energia	28 keV		34 keV	
Posição do Simulador	PA	LAT	PA	LAT
Dosímetro (TLD-100)	1,37(2)	1,37(2)	1,40(1)	1,39(2)
Câmara de Ionização	1,36(5)	1,36(5)	1,35(5)	1,36(6)

Os resultados mostram que a razão entre a resposta pele/ar independe da posição do simulador na irradiação, para ambas as energias. A câmara de ionização é menos sensível à mudança de energia do feixe, no que diz respeito à razão resposta pele/ar, do que os dosímetros, pois se espera, de fato, um aumento do fator de retroespalhamento com a energia do feixe. Devido a sua dimensão, o dosímetro TL pode ser fixado, colado, junto a superfície do simulador, aumentando a "percepção" da presença ou não do meio espalhador. No caso da câmara de ionização, sua dimensão e formato, não permitem que isso aconteça.

Esse teste reforça o investimento na medida de doses sobre a pele do paciente, pois o fator de retroespalhamento não é em geral conhecido e varia com a tensão (kV) do equipamento de raios X e com a área irradiada.