Universidade de São Paulo
FFCLRP - Departamento de Física e Matemática
Programa de Pós Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia

Otimização de Imagens e Proteção Radiológica em Fluoroscopia

Alexandre Parizoti

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre Ciências – Área: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Ribeirão Preto - SP
2008

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

Assim implorei e a inteligência me foi dada,
supliquei e o espírito da sabedoria veio a mim.
[Sabedoria 7, 7]

Dedico este trabalho a Deus, nosso criador, aos meus pais, que me deram a vida, a meus irmãos, que sempre estiveram ao meu lado e todos que contribuíram para esta conquista.

Agradecimentos

- Ao Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto, pela orientação, amizade e apoio intelectual;
- A Capes, que juntamente ao Departamento de Física e Matemática, possibilitaram a realização do trabalho;
- Ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, pela concessão de sua estrutura;
- Ao físico Marco Aurélio Corte Brocchi, pela colaboração na realização de experimentos e apoio incondicional;
- As Sra. Neusa Ferreira Ciocchi e Maria Concepta Pereira da Silva Santos, pela colaboração e apoio técnico;
- A Sra. Vilma Maria de Faria Locci, pela sua disponibilidade e atenção para com todos;
- Ao Prof. Dr. Antônio Carlos dos Santos, por sugestões e autorizar a realização deste trabalho;
- Aos colegas de pós-graduação e aos docentes e funcionários do DFM - FFCLRP;
- Aos meus pais, José Vicente e Maria Inês, aos meus irmãos, José Vicente e Gláucia e a toda minha família, presente em todos os momentos de minha vida;

Sumário

Capítulo 1

Introdução **1**

1.1 Apresentação 1
1.2 Objetivos 4

Capítulo 2

Alguns aspectos dos Procedimentos Fluoroscópicos. **5**

2.1 Fluoroscopia 5
2.1.1 Funcionalidade: Imagem em tempo real 7
2.1.2 Componentes do sistema fluoroscópico de imagem 8
2.1.3 Características de desempenho do intensificador de imagens 15
2.1.4 Exposição da imagem fluoroscópica no monitor 20
2.1.5 Fluoroscopia digital 22
2.2 Produto kerma no ar-área ($P_{k,a}$) 29

Capítulo 3

Materiais e Métodos **31**

3.1 Testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico 32
3.1.1 Controle de qualidade 33
3.1.2 Levantamento radiométrico 39
3.2 Calibração do medidor de $P_{k,a}$ 40
3.3 Qualidade da imagem 41
3.4 Medição da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente realizadas em campo. 45

Capítulo 4

Resultados e discussões **46**

4.1 Testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico.....46

4.1.1 Controle de qualidade.....46

4.1.2 Levantamento radiométrico.....53

4.2 Calibração da câmara de $P_{k,a}$.....55

4.3 Qualidade da imagem 56

4.4 Medição da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente realizadas em diferentes clínicas. 61

Capítulo 5

Conclusão **64**

Referências Bibliográficas

66

Apêndice A

Alguns Pontos do Cálculo de Blindagens em Salas de Fluoroscopia **71**

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Fluoroscópio do início do século XX. 7
Figura 2.2 - Sistema fluoroscópico básico [23]..... 9
Figura 2.3 – Estrutura Típica de um Intensificador de Imagens [23]. 11
Figura 2.4 – Efeito de distorção na imagem de saída [23]..... 13
Figura 2.5 – Estrutura da janela de saída [23]..... 14
Figura 2.6 - Tamanho do objeto na tela de entrada do II..... 18
Figura 2.7 - Intensificador de imagens de campo duplo. A indicação FOV faz referência ao campo de visão. 19
Figura 2.8 - Imagem subtraída: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída..... 24
Figura 2.9 - Arteriografia Vascular cerebral: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída após a injeção de contraste 25
Figura 3.1 - Configuração Geométrica para Calibração do Medidor de Pk,a. ... 41
Figura 3.2 - Montagem do objeto simulador FEP simulando pelve e crânio [33]. 42
Figura 3.3- Distribuição geométrica dos objetos componentes do "Fantoma Analítico Realístico" [33]. 43
Figura 3.4 - Foto do FAR-FEP adaptado para fluoroscopia..... 44
Figura 4.1 - Croqui: pontos do levantamento radiométrico. 55
Figura 4.2 – Imagem magnificada do objeto simulador adaptado para fluoroscopia apresentando o dispositivo de avaliação de resolução, os cateteres C1 e C2 e parte da vértebra torácica..... 57
Figura 4.3 - Imagem geral do objeto simulador FAR-FEP adaptado para fluoroscopia..... 58
Figura 4.4 - Efeito da variação da taxa de kerma na imagem: A - modo contínuo; B - 1/2 dose; C - 1/4 dose; D - pulsado (8 frames/s). ... 60

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Valores mínimos da CSR em função da tensão do tubo e da fase [30]. 35
Tabela 3.2 - Relação de objetos simuladores presentes no "Fantoma Analítico Realístico" [33]. 43
Tabela 4.1- Resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo 47
Tabela 4.2 – Resultados do teste de camada semi-redutora 48
Tabela 4.3 – Dados coletados de taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente. 49
Tabela 4.4 - Dados coletados de taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente. 50
Tabela 4.5 – Resultado do teste de resolução espacial de alto contraste 50
Tabela 4.6 – Resultado do teste de discriminação de baixo contraste 51
Tabela 4.7 - Dados sobre sistema de colimação 51
Tabela 4.8 - Tamanho do Ponto Focal 52
Tabela 4.9 - Dados coletados de taxa de kerma no ar típica na entrada do intensificador de imagens. 53
Tabela 4.10 - Dados técnicos aplicados ao levantamento radiométrico..... 54
Tabela 4.11 - Pontos de levantamento radiométrico..... 54
Tabela 4.12 - Taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente com objeto simulador..... 59
Tabela 4.13 - Dados de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente em diferentes equipamentos..... 62
Tabela A.1 - Fatores de uso sugeridos por Simpkin [39] para alguns tipos de equipamentos fluoroscópicos. 72
Tabela A.2 - Fatores de ocupação (T) propostos por Dixon e Simpkin [40] para diferentes tipos de ocupação em áreas controladas e não controladas. 73

Tabela A.3 - Carga de trabalho média estimada para instalações de alguns equipamentos fluoroscópicos [36]. 74

Lista de Abreviações e Símbolos

PGQ – Programa de Garantia de Qualidade

II – Intensificador de Imagens

CAB – Controle Automático de Brilho

CSR – Camada semi-redutora

LDF – Fluoroscopia de Baixa Definição

HDF – Fluoroscopia de Alta Definição

CsI – Iodeto de césio

$P_{k,a}$ – Produto kerma no ar-área

D_{ar} – Dose Absorvida no Ar

f_p – Fator de calibração para o medidor do produto kerma no ar-área

Resumo

Este trabalho teve como objetivo avaliar a proteção radiológica em procedimentos fluoroscópicos intervencionistas através de testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico, bem como a implementação de um objeto simulador para avaliação da qualidade da imagem e sua otimização, com conseqüente redução da dose no paciente.

O objeto simulador, desenvolvido para avaliação de equipamentos de radiologia convencional, mostrou-se eficaz na avaliação da qualidade da imagem em fluoroscopia, bem como na determinação dos níveis de taxa de kerma no ar na entrada da pele de um paciente adulto normal.

A avaliação dos parâmetros técnicos dos diversos modos de exposição de um equipamento fluoroscópico digital permitiu estabelecer os indicadores de dose para otimização das imagens em procedimentos intervencionistas. Esta otimização possibilita reduzir a dose no paciente mantendo a qualidade da imagem e, conseqüentemente, sem perda de informação diagnóstica.

Abstract

This work had as main objective to evaluate the radiological protection in the interventional procedures radiology through quality control and evaluations radiometric, as well as the implementation of a phantom for evaluation of the image quality and the consequent reduction of dose in the patient.

The developed simulator object for equipment evaluation of conventional radiology had been revealed efficient in the evaluation of the quality of the fluoroscopic image, as well as in the determination of the entrance surface air kerma rate of the normal adult patient skin.

The evaluation of the parameters technician in the diverse ways of exposition of digital fluoroscopy equipment allowed establishing the pointers of improve dose for improve the quality of the images in interventionist procedures. This makes possible to reduce the dose in the patient keeping the quality of the image and, without loss of diagnostic information.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Apresentação

Os sistemas fluoroscópicos atuais estão entre os que mais expõem os pacientes e operadores à radiação, comparados a outros equipamentos radiológicos. Nos últimos anos, esses equipamentos que utilizam técnicas fluoroscópicas têm sofrido uma grande evolução, especialmente em diagnósticos e tratamentos intervencionistas, contribuindo para a diminuição da dose.

A utilização de equipamentos de raios X na prática médico-odontológica é incontestavelmente útil tanto para diagnóstico, como para terapia e prevenção de casos. Por se tratar de radiações ionizantes, seu uso inadequado pode causar danos à saúde. Dessa forma, atendendo a política de proteção à saúde, foi estabelecida e publicada em 01/06/1998, a Portaria 453 da Secretaria da Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde [1], definindo as diretrizes básicas para o uso de raios X no âmbito nacional.

Devido a isto, é de fundamental importância à implantação de programas de garantia de qualidade e radioproteção visando à otimização da imagem, cujas doses a que são submetidos os pacientes sejam tão mínimas quanto possíveis para atender ao princípio ALARA [2]. Visando atender este princípio é fundamental que a avaliação dos parâmetros físicos e clínicos, bem como a

avaliação da dose no paciente, devam ser usados como indicativos da qualidade do diagnóstico e do tratamento.

A manutenção de níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema amplamente abordado pela comunidade científica de todo mundo. A publicação número 60 da *International Commission on Radiation Protection* [3] exige que sejam implantados métodos de otimização que garantam que o público exposto à radiação esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. Dessa forma, as paredes, biombos, visores, tetos e pisos de salas utilizadas em radiologia diagnóstica devem ser corretamente dimensionados e revestidos com materiais atenuadores de forma a garantir que os níveis de radiação em suas adjacências, sejam compatíveis com os limites de dose para tipo de público ocupante da área em questão [4].

Os programas de garantia de qualidade (PGQ) em radiodiagnóstico são obrigatórios [1] [5] e constituem-se na monitoração sistemática e continuada de equipamentos e procedimentos de rotina. O programa serve para avaliar parâmetros além de identificar e solucionar problemas que podem comprometer a qualidade da imagem radiológica.

Departamentos que realizam exames fluoroscópicos, particularmente técnicas angiográficas, devem utilizar um Programa de Garantia de Qualidade (PCQ) para monitorar os níveis de radiação aos quais os pacientes e o corpo clínico estão expostos, bem como verificar a qualidade da imagem, os parâmetros funcionais e o desempenho destes equipamentos [6].

Os pacientes e toda equipe envolvida em um procedimento fluoroscópico são expostos à radiação de alguma forma [7]. Assim sendo, a necessidade de proteção radiológica tem sido estimulada, visando o aperfeiçoamento dos equipamentos e o uso de técnicas que reduzam a dose, tal como a fluoroscopia pulsada, fundamentalmente importante não somente para a diminuição da dose, mas também para otimização da imagem.

A otimização da imagem radiológica visa reduzir a dose de radiação no paciente através da adoção de técnicas que não alteram a informação diagnóstica, ou ainda, melhoram a qualidade da imagem. A avaliação da imagem radiológica pode ser realizada através do uso de um objeto simulador

[8] [9], que representa o paciente e as principais estruturas de interesse nos procedimentos de rotina.

A radiologia invasiva teve início em 1953, através do desenvolvimento de uma técnica para introdução de um cateter percutâneo [10]. Em 1959 surgiu o procedimento denominado de angiografia coronariana [11], que passou pela evolução dos equipamentos fluoroscópicos, materiais de contraste e cateteres, chegando a atual radiologia intervencionista e neuroradiologia [12].

Procedimentos intervencionistas utilizando fluoroscopia, também conhecidos como radiologia intervencionista, têm apresentado grande importância, principalmente em termos de custo–benefício comparado aos procedimentos cirúrgicos convencionais. Um fator de alta relevância diz respeito às altas doses de radiação administradas no paciente. Potencialmente, estas doses podem resultar em efeitos determinísticos como eritemas e epilações temporárias, bem como, contribuir para desenvolvimento de efeitos estocásticos (carcinogeneses e efeitos genéticos) [13].

Estudos em procedimentos intervencionistas diagnósticos e terapêuticos concluíram que as terapias intervencionistas [13], tal como angiografia por subtração digital, apresentam doses efetivas maiores que os procedimentos de radio-fluoroscopia digital com fins diagnósticos.

Os procedimentos intervencionistas neurológicos apresentam natureza diagnóstica, tendo objetivo de identificar o problema neurológico e, a sua natureza terapêutica, realizados em casos de aneurisma cerebral, embolização em malformações e fístulas arteriovenosas [14]. As imagens em neurologia intervencionista são normalmente acompanhadas pelo uso de fluoroscopia e angiografia por subtração digital, que trazem informações sobre o sistema cardiovascular permitindo desta forma, uma visibilização clara dos vasos sanguíneos. Em geral, procedimentos neurológicos necessitam de uma ótima qualidade de imagem, longo tempo de fluoroscopia e um significante número de imagens para visibilizar e avaliar qualquer patologia vascular [15], de forma que, resultam em alta dose na região da cabeça do paciente [16].

A dose de radiação em procedimentos neurológicos intervencionistas foi quantificada com o objetivo de investigar como a taxa de kerma na superfície do paciente pode ser comparada à indução de efeitos determinísticos, e como as

doses efetivas relacionam-se com as doses de outros tipos de exames radiológicos [17]. Nesses estudos puderam concluir que mais de 30% dos pacientes estudados receberam dose efetiva acima do limiar de dose para a indução de efeitos determinísticos (2 Gy). Por outro lado, concluíram também, que as doses efetivas em procedimentos de neurologia intervencionista podem ser comparadas às doses de outros tipos de exames radiológicos.

A fluoroscopia pulsada foi inicialmente desenvolvida como um meio de diminuir a dose de radiação, limitando o tempo durante o qual o paciente é exposto ao feixe de radiação através da redução no número de exposições por segundo [18]. Sistemas de fluoroscopia pulsada com grade-controlada utilizam-se de uma grade carregada negativamente interposta entre o cátodo e o ânodo do tubo de raios X. Essa grade pode ser ligada e desligada rapidamente, permitindo geração de elétrons com energia apropriada para passar intermitentemente através da grade e produzir raios X. O uso deste tipo de unidade fluoroscópica permite substancial redução na exposição sem perda de informação diagnóstica e valida seu uso na rotina de prática clínica. Um estudo realizado no *Massachessetts General Hospital*, Estados Unidos, [19] mostrou que o uso de fluoroscopia pulsada com grade-controlada a 3,75 pulsos por segundo pode reduzir a dose por um fator 10, sem significante redução do contraste ou resolução espacial.

1.2 Objetivos

Os objetivos deste trabalho são: avaliar as condições de proteção radiológica em procedimentos fluoroscópicos intervencionistas; estudar a possibilidade de avaliação da imagem através de um objeto simulador desenvolvido para avaliação de equipamentos convencionais, bem como realizar alterações que se julguem necessárias para melhor enquadramento deste objeto simulador aos procedimentos fluoroscópicos; avaliar os parâmetros físicos de qualidade da imagem, determinando técnicas otimizadas para realização de imagens com alta qualidade e reduzida dose no paciente e, determinar os níveis de taxa de kerma no ar na entrada da pele para diferentes equipamentos fluoroscópicos.

Capítulo 2

Alguns Aspectos dos Procedimentos Fluoroscópicos.

Os raios X foram descobertos em novembro de 1985 por Roëntgen, ao notar seu efeito penetrante na matéria. Essa descoberta teve um profundo e imediato efeito na medicina e no imaginário popular [20], permitindo grandes avanços tecnológicos.

Roëntgen utilizou-se de uma tela recoberta com platinocianeto de bário para a visibilização de objetos localizados no feixe de raios X, ao que se deu o nome de fluoroscopia. Thomas Alva Edison iniciou estudos sobre a composição das telas fluorescentes [21] a partir das descobertas de Roëntgen, em fevereiro de 1896. Em seus estudos, ele descobriu que o tungstato de cálcio tinha propriedades de fluorescência com cristais diminutos distribuídos uniformemente sobre uma folha de papelão. Edison mostrou que qualquer objeto poderia ser visibilizado pela fluoroscopia que estava sendo desenvolvida. Nas décadas seguintes a fluoroscopia passou a ser utilizada na medicina e atualmente tem grande importância tanto diagnóstica como terapêutica.

2.1 Fluoroscopia

A fluoroscopia tem sido uma poderosa ferramenta aplicada ao diagnóstico e ao tratamento médico, desde a sua descoberta. Uma das

principais características da fluoroscopia é permitir a realização de estudos dinâmicos e, com isso, visibilizar o movimento de estruturas e líquidos internos ao organismo. Além disso, a fluoroscopia é um procedimento que permite a visibilização da imagem de raios X em tempo real com alta resolução temporal.

Na década de 50, exames fluoroscópicos eram realizados em salas escuras, onde o radiologista visibilizava uma leve cintilação da fina camada fluorescente usada na tela. Ainda na década de 50, começaram a desenvolver os primeiros sistemas de II [22] e, atualmente, sistemas fluoroscópicos modernos usam intensificadores de imagens acoplados a um circuito fechado de televisão. Essa imagem de raios X intensificada tem experimentado muitos avanços tecnológicos nos últimos anos, tais como o aumento do intensificador de imagens, a princípio com cerca de 15 cm chegando até 40 cm, modernas câmeras de televisão superiores em qualidade e em resolução espacial, além do emprego da tecnologia de imagem digital. Outra importante inovação é a fluoroscopia pulsada com taxa de quadros (frames) variável, que estabelece melhor eficiência na dose com maior qualidade de imagem. Paralelamente à evolução tecnológica do intensificador de imagens básico, placas de painel detector baseado na tecnologia de transistor de filmes finos, do inglês TFT, aparecem como novas propostas, que podem competir ou até mesmo substituir os intensificadores de imagens atuais [23].

As primeiras técnicas de fluoroscopia baseavam-se em raios X emergindo do paciente e atingindo diretamente a tela fluoroscópica, da qual luz era emitida de cada região da tela em resposta a taxa na qual, a energia era depositada pelos fótons de raios X incidentes. Essa imagem luminosa emitida pela tela fluoroscópica era visibilizada pelo radiologista a uma distância ao redor de 20 ou 30 cm, como ilustrado na figura 2.1. A única proteção utilizada pelo profissional era uma placa de vidro pumblífero no fundo da tela fluoroscópica [24].

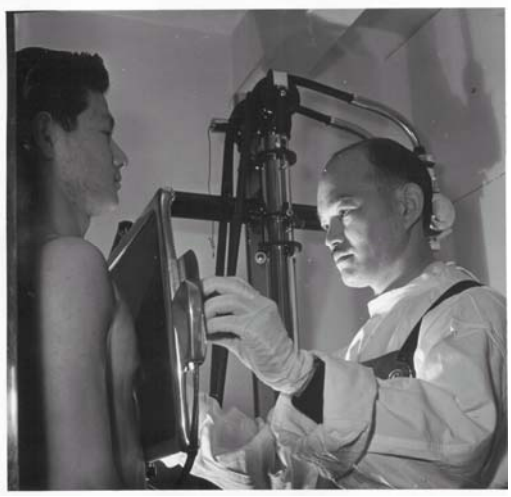

Figura 2.1 - Fluoroscópio do início do século XX.

Os profissionais dessa época visibilizavam imagens muito turva, pobre em detalhes e necessitavam de uma adaptação ao escuro devido à permanência por longos períodos nas salas de exames. Por isso, desde os anos 40, os radiologistas enfatizavam a necessidade de imagens fluoroscópicas claras e recomendavam o desenvolvimento de um sistema intensificador de imagens (II) para aumentar o seu brilho. Isto se deve ao fato de que a retina humana tem dois tipos diferentes de receptores de luz, cones e os bastonetes. Os cones, também conhecidos por visão fotópica ou visão central, concentram-se na fóvea e tem maior eficiência em grande quantidade de luz. Os bastonetes, também chamados de visão escotópica ou periférica, concentram-se na periferia da fóvea e tem melhor desempenho com baixos níveis de iluminação, especialmente às luzes verdes e azuis [22] [25]. A necessidade de adaptação ao escuro deixou de ser necessária com a evolução da imagem e o uso dos intensificadores de imagens.

Atualmente o uso dos intensificadores de imagens é amplamente difundido, devido aos benefícios para com pacientes e profissionais envolvidos no procedimento, apesar do seu alto custo e complexibilidade.

2.1.1 Funcionalidade: Imagem em tempo real

A proposta geral de um sistema fluoroscópico baseia-se em tecnologia similar às utilizadas em sistemas de televisão, que gera 30 quadros por segundo, padrão básico dos aparelhos televisores nos Estados Unidos, e por

isso, considera-se uma imagem em tempo real.

Na rotina, as seqüências de imagens fluoroscópicas normalmente não são gravadas, mas quando isto se torna necessário, gravadores de vídeo de alta qualidade podem ser utilizados. Os sistemas fluoroscópicos não permitem a aquisição de uma seqüência de imagens digitais em tempo real, e sim, reproduzi-las como um filme.

Como exemplo, podemos citar os procedimentos angiográficos, onde a seqüência fluoroscópica realizada para o posicionamento de cateteres não é gravada. Somente após o posicionamento adequado do cateter, a seqüência de imagens passa a ser gravada na forma de radiografia pulsada com alta taxa de quadros, enquanto o agente de contraste radiográfico é injetado nos vasos ou nas cavidades de interesse. Na fluoroscopia gastro-intestinal, muitos diagnósticos são formulados durante a seqüência não gravada, entretanto, imagens radiográficas são adquiridas para documentação e estudo de casos. Para gravação de imagens do coração, câmeras de vídeo oferecem uma taxa de aquisição acima de 120 quadros por segundo [23].

Aparelhos de imagem adicionais associados à imagem fluoroscópica registrada, permitem a documentação do procedimento em vários sistemas.

2.1.2 Componentes do sistema fluoroscópico de imagem

Um sistema fluoroscópico de imagem básico é mostrado na figura 2.2. O tubo de raios X, filtros e sistema de colimação são tecnologias similares às usadas em radiografia convencional. O principal componente que distingue um equipamento de fluoroscopia ao convencional é o sistema de captação de imagens, chamado de intensificador de imagens. A imagem gerada na saída do II de um sistema fluoroscópico é uma projeção da imagem radiográfica. Um típico procedimento fluoroscópico gera milhares de imagens, que são produzidas para descrição do movimento, de forma que o sistema permite produzir uma imagem com número menor de fótons de raios X. Desta forma, há necessidade de se contar com um detector com sensibilidade adequada para a quantidade de fótons de raios X gerada. Intensificadores de imagens são muito mais sensíveis que um sistema tela filme, necessitando menor quantidade de radiação para produzir a mesma imagem. Na prática,

fluoroscopia convencional usa cerca de 10 a 50 nGy incidente no II por imagem, enquanto que um sistema tela-filme com velocidade 400, necessita de uma exposição de cerca de 5 µGy para atingir uma densidade ótica igual a 1 [23].

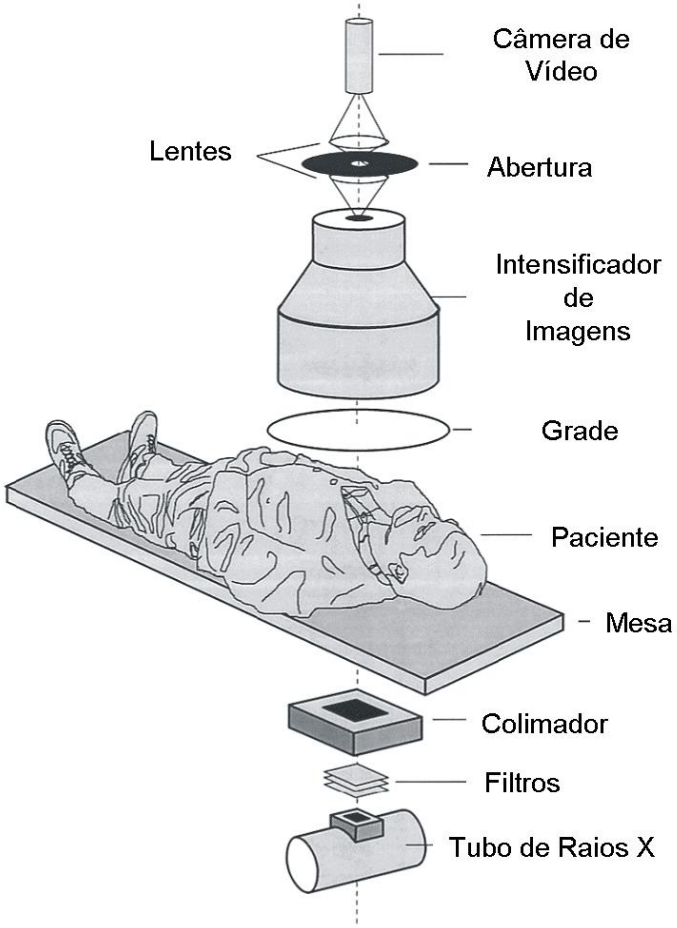

Figura 2.2 - Sistema fluoroscópico básico [23]

O intensificador de imagens de raios X, como o próprio nome sugere, intensifica o brilho de uma imagem através do processo de minificação, no qual um dado número de fótons de luz é emanado por uma pequena área e, pelo ganho de fluxo (ganho eletrônico), onde elétrons são acelerados por alta tensão e chocam-se com outra tela que produz mais luz do que a tela inicial.

Na entrada do intensificador de imagens há uma tela fluorescente de formato convexo, onde incidem os fótons de raios X. Inicialmente os intensificadores de imagens possuíam telas compostas por sulfeto de zinco-cádmio (ZnS:CdS) e atualmente, a emulsão fluorescente é composta por uma

fina camada de iodeto de césio (CsI). A principal vantagem do CsI sobre o ZnS:CdS é a maior absorção de raios X pela presença de componentes com maior número atômico (Z) e também pela maior densidade das moléculas de CsI no fósforo granulado [22][23][25][26].

Para cada fóton de raios X absorvido pela tela fluorescente são emitidos cerca de 2000 a 3000 fótons de luz que não são diretamente observados, atingindo um fotocátodo contendo antimônio (Sb), na forma de óxido de antimônio césio $(Sb\text{-}CsO)_3$. Os fótons de luz liberados em direção ao fotocátodo são defletidos por um suporte de alumínio espelhado, na superfície de saída da tela de entrada. Se a sensibilidade espectral do fotocátodo é correspondida ao comprimento de onda da luz emitida pela tela, então 15 a 20 elétrons são ejetados do fotocátodo para cada 100 fótons de luz recebidos. O número de elétrons emitido de qualquer região do fotocátodo depende do número de fótons de luz incidente na região. Os elétrons são acelerados através de uma diferença de potencial de 25 a 35 kV, estabelecida entre o fotocátodo e o ânodo do tubo II, e passam através de um orifício no ânodo, atingindo uma pequena tela fluorescente montada em um suporte de vidro, chamada tela de saída. A emulsão na tela de saída assemelha-se à da tela de entrada, exceto pelos grânulos fluorescentes serem bem maiores [23].

O diâmetro da tela de saída possui em torno de 1,3 a 2,5 cm. Intensificadores de imagens que utilizam pequenas telas de saída são usados para fluoroscopia com sistema de televisão, porque o diâmetro da tela de entrada da câmera de TV é muito pequeno. Um revestimento de metal, normalmente alumínio, é depositado na tela de saída para prevenir a entrada de luz externa no intensificador. A camada metálica então remove elétrons acumulados pela tela de saída.

Eletrodos cilíndricos posicionados entre o fotocátodo e o ânodo focalizam os elétrons na tela de saída. Geralmente, três eletrodos são usados como ilustrado na figura 2.3. Esses eletrodos são envolvidos por vidro e constituídos por um invólucro de Mumetal, uma liga metálica contendo ferro. Esse invólucro atenua campos magnéticos originados fora do intensificador de imagens evitando que estes campos alterem o movimento dos elétrons e conseqüentemente, possam causar distorções na imagem do fósforo de saída.

Além disso, um intenso campo magnético na vizinhança do II pode magnetizar o mumetal, causando permanente distorção na imagem fluoroscópica. Por esse fato, intensificadores de imagens não podem ser instalados próximos a campos magnéticos transientes ou permanentes de alta intensidade, tal como sistemas de imagem por ressonância magnética.

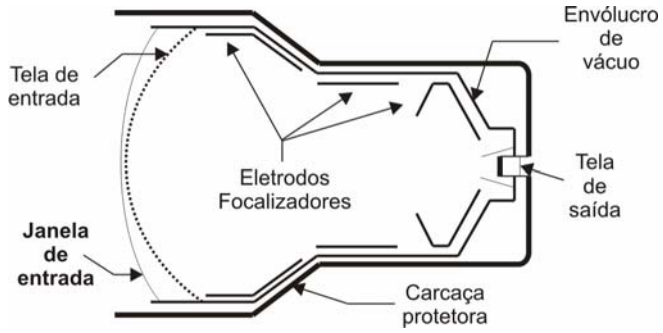

Figura 2.3 – Estrutura Típica de um Intensificador de Imagens [23].

Em um intensificador de imagens de raios X, quatro diferentes processos transmitem informações sobre o paciente ao radiologista. O feixe de raios X transmite informações do paciente para a tela de entrada do II, que por sua vez, converte os fótons de raios X para fótons de luz visível. A luz visível é absorvida pelo fotocátodo, onde a informação é transferida para um feixe de elétrons, que é diretamente passado para a tela de saída. Por fim, a informação dos elétrons é convertida novamente em luz visível e transmitida da tela de saída para o observador.

Tela de entrada

A tela de entrada do II consiste de quatro diferentes camadas. A primeira camada é a janela de vácuo, isolada por uma fina camada de 1 mm de Al, que faz parte do invólucro de vácuo. A janela de vácuo mantém o ar fora do intensificador de imagens, e sua curvatura é determinada para suportar a pressão do ar. A janela de vácuo de um II com grande campo de visão, cerca de 35 cm, suporta em torno de uma tonelada de pressão de ar. O vácuo se faz necessário para que os elétrons possam ser acelerados através do espaço.

A segunda camada deve ser suficientemente forte, pois é ela que suporta o fósforo de entrada e a camada do fotocátodo, de espessura suficientemente

fina para permitir a passagem de raios X. O suporte é comumente composto por 0,5 mm de Al e constituindo-se no primeiro componente do sistema de lentes eletrônicas, sendo que sua curvatura é pré-determinada para alcançar uma adequada focalização eletrônica.

Os fótons de raios X, após passarem pela camada de alumínio da janela de entrada e o pelo substrato de alumínio, atingem o fósforo de entrada, cuja função é de absorver os fótons de raios X e convertê-los em fótons de luz visível. O fósforo de entrada tem função similar à de uma tela intensificadora do sistema tela filme utilizado em radiografia convencional, ou seja, absorver a maioria dos fótons de raios X incidentes, sem degradar significativamente a resolução espacial da imagem. Outra característica que diferencia o II do sistema tela filme é que com a existência de alto vácuo com relação ao meio externo, permite o uso de uma tecnologia única de fósforo. Virtualmente, todos os II usam iodeto de césio (CsI) como fósforo de entrada, o que raramente acontece com sistema tela-filme, por ele ser higroscópico e estar sujeito à degradação quando exposto ao ar [22] [25]. Em extensão, finas camadas de CsI funcionam como um tubo de luz, centralizando a luz visível emitida em direção ao fotocátodo, com mínima dispersão lateral. Como resultado, o CsI do fósforo de entrada pode ser relativamente grosso e mesmo assim manter a resolução espacial. Os cristais CsI têm aproximadamente 400 μm de comprimento e 5 μm de diâmetro, e são formados por evaporação a vácuo de CsI sobre o substrato. Para cada fóton de raios X com energia de 60 keV, absorvido pelo fósforo, são emitidos aproximadamente 3000 fótons de luz, de comprimento de onda de 420nm [19]. A energia de absorção da camada K (K-edge) do césio e do iodo, 36 keV e 33 keV respectivamente, contribuem para a eficiência de absorção de raios X, pois estão bem posicionados em relação ao espectro de raios X da fluoroscopia.

O fotocátodo é formado por uma fina camada de antimônio e metais alcalinos que emite elétrons quando atingido por luz visível. Com uma eficiência de conversão de 10% a 20%, aproximadamente 400 elétrons são emitidos do fotocátodo, para cada fóton de raios X com energia igual a 60 keV, absorvido pelo fósforo.

Elétrons ópticos

Uma vez que, os fótons de raios X são convertidos em luz e posteriormente a elétrons na tela de entrada, eles são acelerados por um campo elétrico. A energia de cada elétron é aumentada substancialmente fazendo-os adquirir um "ganho eletrônico". Para manter o padrão espacial dos elétrons liberados na tela de entrada que atingem o fósforo de saída, há necessidade de uma focalização. Esta focalização é realizada utilizando-se lentes eletrônicas, uma exigência para que a superfície de entrada seja curvada, resultando em uma distorção inevitável da imagem, como ilustrado na figura 2.4.

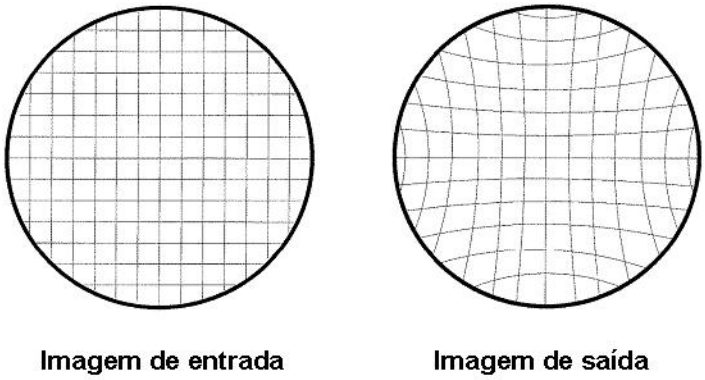

Figura 2.4 – Efeito de distorção na imagem de saída [23].

Os eletrodos focalizadores apresentados na figura 2.3, juntamente com o substrato da tela de entrada (cátodo) e o ânodo próximo ao fósforo de saída, compreendem cinco componentes do sistema de lentes eletrônicas do II. Uma vez que elétrons são emitidos do fotocátodo com pequena energia cinética, eles são acelerados por uma diferença de potencial entre 25000 e 35000 V e, assim, atingem o ânodo com alta velocidade e considerável energia cinética. O sistema possui eletrodos intermediários para manter o campo elétrico, focalizando os elétrons na camada de saída. Após penetrar no ânodo, os elétrons energéticos se chocam com o fósforo de saída e causam uma avalanche de luz para ser emitida [23].

Fósforo de saída

O fósforo de saída, ilustrado na figura 2.5, é composto por sulfato de cádmio-zinco dopado com prata (ZnCdS:Ag) que possui um espectro de emissão de luz verde e comprimento de onda de aproximadamente 530 nm. Este

comprimento de onda está no centro do espectro visível e combina bem com a sensibilidade espectral de muitas câmeras de vídeo. As partículas de fósforo ZnS:Cd são muito pequenas, da ordem de 1 a 2 μm, e do fósforo de saída é relativamente maior, da ordem de 4 a 8 μm, que visa preservar a alta resolução espacial [23][26]. O ânodo é composto por uma cobertura fina de Al com espessura de 0,2 μm, no lado do vácuo do fósforo de saída, em sendo condutora elétrica conduz os elétrons, uma vez que eles depositam sua energia no fósforo de saída.

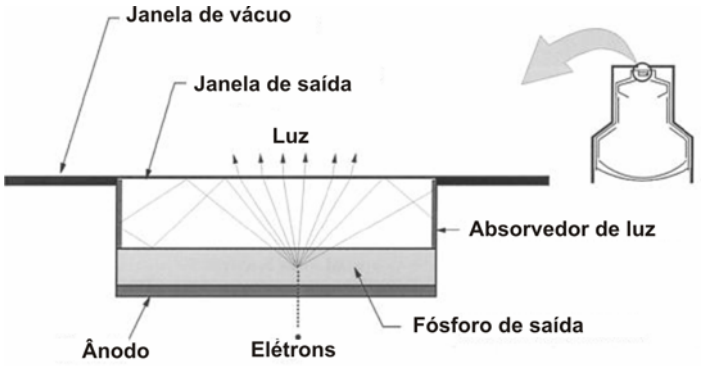

Figura 2.5 – Estrutura da janela de saída [23].

O padrão de fótons de raios X, convertidos em fótons de luz e elétrons tem a finalidade de formar uma imagem. Essa imagem é muito menor no fósforo de saída que no de entrada, pelo fato do diâmetro de imagem de entrada (23 a 35 cm) ser focalizado em um círculo com 2,5cm de diâmetro. Para preservar uma resolução de 5 pares de linhas/mm do plano de entrada, o fósforo de saída deve entregar uma imagem com resolução acima de 70 pares de linhas/mm. Este é o motivo pelo qual deve conter no fósforo de saída grãos muito finos. A redução no diâmetro da imagem, através da minificação, também contribui para sua ampliação, pois a energia incidente na área, por exemplo, de 415 cm^2 do fósforo de entrada é concentrada para uma área de 5 cm^2 do fósforo de saída. O chamado “ganho de minificação” de um intensificador de imagem é simplesmente a razão da área do fósforo de entrada para a do fósforo de saída. Essa razão de áreas é igual ao quadrado da razão dos referidos diâmetros, então, por exemplo, um intensificador de diâmetro igual a 23 cm, com um fósforo de saída de diâmetro igual a 2,5 cm, tem um

ganho de minificação de 81.

O último estágio no II compreende a passagem do sinal através da janela de saída. A janela de saída faz parte do tubo de vácuo e deve ser mais transparente para emissão da luz do fósforo de saída. Parte da luz emitida pelo fósforo de saída é refletida na janela de vidro. A luz intensa em torno da janela de saída é chamada "vieling glare", podendo reduzir o contraste da imagem. Este clarão é reduzido usando uma camada de vidro puro na janela, no qual a luz refletida internamente incide eventualmente no lado da janela, que é recoberta de preto para absorver a luz refletida.

2.1.3 Características de desempenho do intensificador de imagens

Ganho de brilho

O brilho na imagem na tela de saída de um intensificador de imagens pode ser comparado ao brilho da imagem proveniente de uma tela fluoroscópica sem II. O II e a tela fluoroscópica recebem exposições idênticas à radiação, e a taxa de brilho das duas imagens é chamada ganho de brilho do II.

$$Ganho\ de\ Brilho = \frac{Brilho\ da\ tela\ de\ saida\ do\ II}{Brilho\ de\ uma\ tela\ simples} \qquad (2.1)$$

O ganho de brilho é o produto dos ganhos eletrônicos e de minificação do II. O ganho de brilho varia de 1000 a 6000, dependendo do II utilizado e a tela fluorescente com que ele é comparado. O ganho no brilho resulta de dois processos independentes que ocorrem dentro do intensificador. Estes processos são a minificação de imagem e o ganho de fluxo. O ganho eletrônico de um II é constante e tem valor de aproximadamente 50, enquanto que o ganho de minificação varia dependendo do tamanho do fósforo de saída e do modo de magnificação [22][23][25][26].

As imagens luminosas produzidas com raios X são absorvidas na tela de entrada de um II e reproduzidas como uma imagem minificada na tela de saída. Como a tela de saída é muito menor que a de entrada, a quantidade de luz por unidade de área é maior que a da tela de entrada. O aumento no brilho da imagem suprido pela minificação é referido como *ganho de minificação* (g_m) e é dado pela taxa das áreas das telas de entrada e saída:

$$g_m = \frac{\text{Área da tela de entrada}}{\text{Área da tela de saída}} = \frac{(\text{diâmetro da tela de entrada})^2}{(\text{diâmetro da tela de saída})^2} \qquad (2.2)$$

O brilho da imagem na tela de saída também pode aumentar devido ao fato de que os elétrons do fotocátodo são acelerados para atingir a tela de saída, na qual o número de fótons de luz emitidos varia com a energia depositada pelos elétrons. O ganho no brilho devido à aceleração dos elétrons g_l é chamado de *ganho de fluxo* ou *ganho eletrônico* do II. Um II típico tem um ganho em torno de 50.

O ganho total g na luminância de um II é o produto $g_m.g_l$.

Fator de conversão

Dois intensificadores de imagens podem ser comparados pela descrição do fator de conversão de cada um deles. O fator de conversão G_r é o quociente da luminância da tela de saída dividido pela taxa de exposição na tela de entrada [18][19]. A luminância é expressa em unidades de candela/m² e a taxa de exposição por mR/s.

$$G_r = \frac{\text{Luminância da tela de saída}\left(\text{candela}/\text{m}^2\right)}{\text{Taxa de exposição na tela de entrada}\left(\text{mR}/\text{s}\right)} \qquad (2.3)$$

O fator de conversão de um intensificador de imagens depende da energia da radiação e pode ser medido com radiação X operada em aproximadamente 85 kVp. O fator de conversão de muitos intensificadores de imagens varia de 50 a 100 $\left(\text{candela s}/\text{mR m}^2\right)$.

Resolução e distorção da imagem do II

A resolução de um II é limitada pela resolução das telas de entrada e de saída e também pela habilidade de focalização dos eletrodos a fim de preservar a imagem, ou seja, que não haja distorção ao ser transferida da tela de entrada para a de saída. A resolução do II varia em torno de 2 linhas/mm, para intensificadores com tela de entrada de CsI. Fatores que contribuem para diminuir a resolução são originados na parte externa ao II, como por exemplo, a presença de radiação espalhada no feixe de raios X que atinge a tela de

entrada, imagens distorcidas geradas pelo movimento do paciente e o tamanho finito do ponto focal. Em adição, a qualidade da imagem fluoroscópica é afetada pelas flutuações estatísticas no número de fótons de raios X que atingem à tela de entrada.

A resolução, brilho e contraste de uma imagem gerada por um II possuem melhor qualidade no centro do que nas bordas ou periferias. A diminuição no brilho ao longo da periferia é normalmente menor que 25%, o qual juntamente com a redução da qualidade é chamada "vignetting". Este efeito é provocado tanto pela redução da taxa de exposição na periferia da tela de entrada, como pela redução na precisão com que os elétrons da periferia do fotocátodo atingem a tela de saída.

Pelo efeito chamado de "pincushion distortion", linhas retas de um objeto freqüentemente aparecem distorcidas na imagem fluoroscópica, tal como mostrado na fig. 2.4. Este efeito se deve a curvatura da tela de entrada e a menor precisão com que os elétrons da periferia do fotocátodo são focalizados na tela de saída. Imagens tardias das telas de entrada e saída podem ocorrer se o fósforo for lento na resposta à mudança de brilho da imagem, tendo relevância, principalmente, em procedimentos de cinefluoroscopia com alta taxa de quadros e imagem digital estável.

Tamanho do Intensificador de Imagens

O diâmetro da tela de entrada de um II varia de 10 a 40 cm. Intensificadores com pequenas telas de entrada são mais manuseáveis e mais baratos. Um pequeno II fornece uma melhor resolução de linhas retas do objeto, porque elétrons do fotocátodo atingem a tela de saída com maior precisão, mas a região do paciente englobada pela tela de entrada é bastante restrita. Um grande intensificador é mais dispendioso, mas fornece um grande campo de visão e maior possibilidade de magnificação da imagem.

O diâmetro da tela de entrada de um II é maior que o diâmetro da região avaliada no paciente. Na figura 2.6, por exemplo, considerando que um objeto de tamanho s, tenha uma imagem de tamanho s' na tela de entrada e, sendo d a distância do alvo do tubo de raios X ao objeto e d' a distância do alvo à tela de entrada, determina-se o tamanho aparente s' de um objeto de tamanho real

pela expressão 2.4.

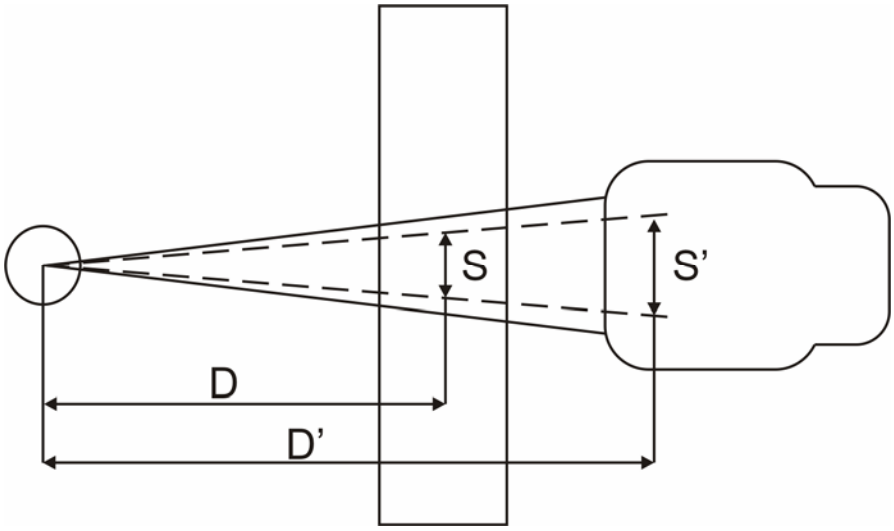

Figura 2.6 - Tamanho do objeto na tela de entrada do II

$$s' = s\left(\frac{d'}{d}\right) \qquad (2.4)$$

A magnificação M da imagem é dada por:

$$M = \frac{s'}{s} = \frac{d'}{d} \qquad (2.5)$$

Intensificadores de campo duplo e triplo

Alguns intensificadores de imagem permitem visibilização magnificada da região central da tela de entrada. Quando o intensificador de imagens conta com um dos modos de visibilização magnificada, ele é chamado de campo duplo e, se conta com dois modos de visibilização magnificada, é chamado de campo triplo. Na figura 2.7 estão ilustrados dois modos de magnificação de um II de campo duplo.

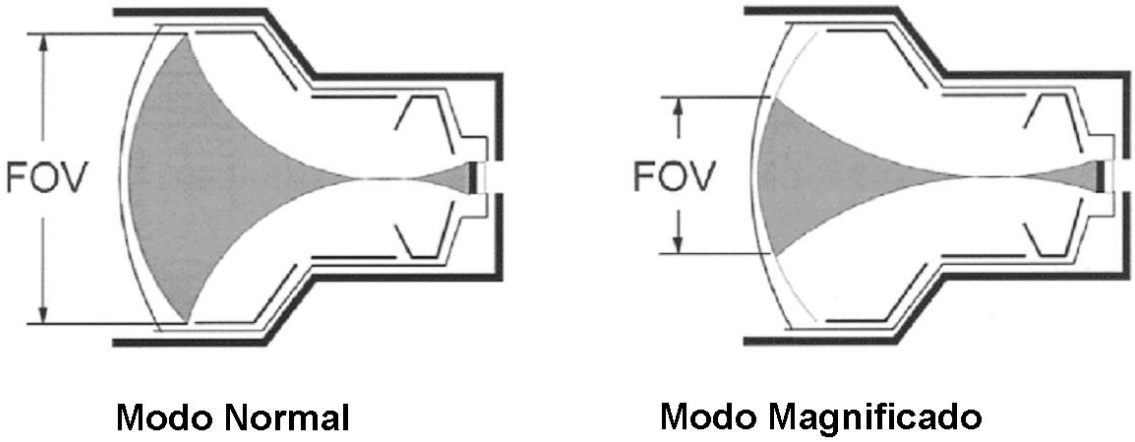

Figura 2.7 - Intensificador de imagens de campo duplo. A indicação FOV faz referência ao campo de visão.

No modo de visibilização normal, elétrons do fotocátodo convergem no ponto de intersecção do elétron próximo da tela de saída e atingindo-a apenas na região visível da tela do televisor. Desta maneira, observa-se toda a tela de entrada do II. Quando o II está operando em modo magnificado, a tensão nos eletrodos focalizadores é alterada e os elétrons convergem no ponto de intersecção mais distante da tela de saída. Nesta condição, elétrons originados na periferia da tela de entrada atingem a tela de saída, fora da região de visibilização da câmera de televisão, sendo que apenas a região central da tela de entrada é visibilizada, região esta, denominada imagem magnificada. Em um II de campo duplo de 22,5 cm e 15 cm, apenas o centro da tela de entrada são vistos no modo de visibilização magnificado [23][26].

Por outro lado, se a tensão nos eletrodos focalizadores for alterada mais uma vez, elétrons do fotocátodo podem ser forçados a convergir num ponto de intersecção ainda mais longe da tela de saída. Desta maneira, um segundo modo de visibilização magnificada é apresentado ao observador, caracterizando assim, os dois modos de magnificação de um II de campo triplo. Alguns intensificadores de imagem de campo triplo de 22,5 cm provêem uma imagem na tela de entrada em modo de visibilização normal, e uma imagem de 15 cm ou 11 cm da tela de entrada durante a magnificação.

No modo de visibilização magnificada, a imagem da tela de saída é produzida apenas pelos elétrons da porção central na tela de entrada. Assim, menos elétrons são usados para produzir a imagem, o brilho da imagem pode

ser reduzido a menos que a taxa de exposição na tela de entrada seja aumentada. Este aumento na taxa de exposição é feito automaticamente quando o modo de visibilização passa de normal a magnificada, e aumenta em função da diminuição da área ativa do fósforo de entrada.

2.1.4 Exposição da imagem fluoroscópica no monitor

O sistema de circuito fechado de televisão é utilizado para visibilização da imagem fluoroscópica em um monitor. Esse sistema consiste na captação das imagens da tela de saída do II por uma câmera de televisão, que por sua vez as transmite através de cabos coaxiais para o monitor onde a imagem final é visibilizada.

2.1.4.1 Câmeras de televisão

A câmera de televisão analógica tem por base uma fina camada de material fotocondutor, normalmente trisulfato de antimônio [SbS_3], laminada na superfície interna de uma cápsula de vidro, a qual está separada do vidro por uma fina e transparente camada condutora. O lado da camada fotocondutora próximo à face da cápsula de vidro é positivo em relação ao cátodo da fonte de elétrons, variando entre 20 e 60 V. A camada fotocondutora quando não exposta à luz é um isolante elétrico, mas quando irradiada com a luz da tela de saída do II, tem a sua resistência diminuída de acordo com a quantidade de luz incidente. A varredura do feixe eletrônico de uma fonte de elétrons deposita elétrons na camada foto-condutora. Alguns desses elétrons migram do lado positivo e são coletados pela camada condutora. Em qualquer região, o número de elétrons que migra para o lado positivo depende da resistência e, conseqüentemente, da iluminação da região. Assim, o sinal elétrico fornecido pelos elétrons coletados na camada condutora depende da quantidade de luz na região. O sinal é amplificado e usado para controlar a intensidade do feixe de elétrons em sincronia com a varredura do feixe de elétrons na câmera. Logo, a imagem no monitor de televisão corresponde à imagem na tela de saída do II.

Atualmente, as câmeras de dispositivo de carga acoplada (CCD) vêm substituindo as câmeras analógicas nos equipamentos fluoroscópicos. Neste

tipo de câmera, a fotocondução e a varredura são feitas por conjuntos de CCDs, que produzem um sinal elétrico em resposta à quantidade de luz visível. Este sinal elétrico pode ser armazenado como conjunto de valores digitais ou podem ser convertidos diretamente em sinal de televisão [22][25].

2.1.4.2 Varredura de uma imagem fluoroscópica de televisão.

A varredura do feixe de elétrons de uma câmera de televisão é feita horizontalmente através da camada foto-condutora, e o sinal da camada foto-condutora é modulado em resposta a iluminação de cada elemento foto-condutor na linha de varredura do feixe de elétrons. Este movimento de varredura do feixe de elétrons é chamado de *varredura ativa*. Quando o feixe de elétrons é varrido horizontalmente em direção oposta (retro-varredura), nenhuma informação é transmitida ao monitor de TV. A retro-varredura é cerca de cinco vezes mais rápida que a varredura ativa. O número de varreduras ativa do feixe de elétrons através da imagem pode ser 525, 625, 837, 945 e 1024 e, conseqüentemente, a imagem está dividida nestes valores de linhas horizontais na tela do monitor de TV. O número atual de linhas que aparecem no monitor é um pouco menor por causa da remontagem vertical [22][23][25]26].

Para prevenir flutuações no brilho da imagem, o feixe de elétrons da câmera de TV explora primeiro a camada foto-condutora longitudinalmente em varredura de pares numerados. Esta operação requer 1/60 segundos no sistema de TV convencional. O grupo resultante de linhas horizontais exploradas ou campos está ligado com a varredura do feixe de elétrons em linhas longitudinais ímpares. A imagem resultante da ligação dos dois campos é chamada de *frame*. Cada frame é completado em 1/30 segundos. Se as duas "metades da imagem" não são interligadas a imagem pode aparecer em uma taxa de 30 vezes por segundo e a sensação de flutuação da luz pode ser percebida. Uma alternativa é o uso de monitores com alta taxa espacial de frames, sendo cerca de 60 a 85 vezes por segundo.

Após a camada foto-condutora ter sido explorada para compor um campo de televisão, o feixe de elétrons retorna para o topo da imagem para começar o próximo conjunto de imagens. Este retorno do feixe requer cerca de

10^{-4} segundos e é chamado de retorno vertical. Devido ao tempo necessário ao retorno vertical, nem todas as linhas teoricamente exploradas são realizadas na prática. Por exemplo, em um sistema de TV com 525 linhas possíveis, a imagem é normalmente formada com 490 linhas horizontais. As 35 linhas restantes são perdidas durante o tempo necessário para o retorno vertical.

A resolução vertical de uma imagem de TV é determinada primeiramente pelo número de varreduras ativas do feixe de elétrons através do ânodo ou camada foto-condutora e pelo fator *"kell"*. O fator "*kell*" é a fração de varreduras ativas que estão efetivamente ativas preservando detalhes da imagem, tendo normalmente um valor em torno de 0,7 [26].

$$\text{Re}solução\ vertical = (número\ de\ \text{var}reduras\ ativas\ /\ frame)(Fator\ kell)$$

Se o número de varreduras ativas é aumentado, então a visibilização de detalhes pode ser melhorada na direção vertical através da imagem de TV. É claro que, a câmera com mais varreduras ativas não melhora a resolução vertical se os detalhes não são avaliados inicialmente na imagem da tela de saída do II.

A resolução horizontal da imagem de TV é determinada primeiramente pelo número de elementos de resolução avaliados através de uma única linha horizontal explorada. O número de elementos de resolução avaliados depende principalmente do número de linhas exploradas por frame da faixa de freqüência transmitida pelo circuito eletrônico entre a câmera de TV e o monitor. A modulação do sinal em alta freqüência que é transmitida sem distorção, da câmera para o monitor de TV, é chamado de freqüência passa banda ou *"bandwidth"* do sistema de TV. O filtro Bandwidth para sistemas de circuito fechado de TV utilizado em radiologia varia de 3,5 a 12 MHz. Um filtro passa-banda de 3,5 MHz é usado em radiodifusão.

2.1.5 Fluoroscopia digital

A modernização da fluoroscopia trouxe os equipamentos de fluoroscopia digital e também a fluoroscopia com digitalização da imagem. A fluoroscopia digital baseia-se na aquisição de fótons de raios X através de *flat panel*, com o uso de TFT aliado a uma camada de cintilação ou ainda, uma câmera CCD, enquanto que a fluoroscopia com digitalização de imagens baseia-se na

digitalização do sinal da câmara de vídeo localizada na saída de um II.

Algumas das vantagens para a técnica de fluoroscopia digital são: primeiramente, a imagem digital *"still-frame"* serve como uma alternativa para o *"spot film"* ou um receptor de imagem analógico. Suportes fotográficos digitais têm a vantagem de submeter os pacientes a doses menores de radiação e possibilitam que o processamento da imagem possa aumentar estruturas de interesse. Além disso, a imagem digital pode ser usada para várias finalidades, em tempo real. Por exemplo, o uso mais eficiente da radiação é para produzir um brilho na imagem no fósforo de saída com um pulso de radiação e para usar a câmera de TV explorando todas as linhas da imagem a fim de produzir o frame completo tão rápido quanto possível. O conversor de varredura digital pode ser usado para armazenar o frame completo e ainda que, seus dados possam ser lidos em seguida e transmitidos como dois campos interligados para um monitor de TV convencional. Esta técnica de pulso progressivo reduz a perda de resolução que ocorre em varreduras contínuas interligadas devido a movimento. Tais perdas de resolução são particularmente incômodas em aplicações envolvendo mudanças rápidas de estruturas, tal como a cateterização cardíaca [22][23][25].

A varredura progressiva pulsada resulta em uma substancial diminuição na dose (30 a 50%) quando comparado ao método convencional, onde os quadros são interligados por dois campos durante exposição contínua de raios X.

Outra possível vantagem da técnica digital em fluoroscopia é a possibilidade de se realizar *"road mapping"*, um modo digital que armazena e mostra a imagem fluoroscópica mais recente na tela, auxiliando na localização e guiando o cateter em procedimentos intervencionistas. O *road mapping* empregando esta técnica reduz a necessidade de exposição contínua de raios X no paciente.

Diversas técnicas de processamento de imagens podem ser aplicadas para melhorar a apresentação de resultados ou adquirir informações durante a avaliação de imagens digitais. Em fluoroscopia digital, imagens são adquiridas rapidamente e o nível de ruído quântico pode ser relativamente alto em qualquer frame. Quando visibilizado como quadros múltiplos por segundo, os

olhos e o cérebro do observador fazem sua própria suavização do ruído quântico, tanto que o ruído é suprimido. Quando visibilizado como quadros individuais, como no *road mapping*, uma redução desse ruído quântico é necessária. Isso pode ser acompanhado pela suavização correspondente para valores de pixel em vários quadros. Passado um período menor que um segundo, o aspecto da imagem não pode ser mudado significativamente, mas o da flutuação sim. Pela suavização de frame, os efeitos do ruído em cada pixel podem ser reduzidos sem alteração significativa no seu valor, que representa a atenuação dos raios X no paciente.

2.1.5.1 Subtração digital em angiografia

Durante um procedimento, imagens adquiridas antes e após a administração do agente de contraste no paciente podem ser subtraídas digitalmente para produzir imagens dos vasos que estão conduzindo a substância contrastante, sem a interferência de outras estruturas do paciente. Tipicamente, uma imagem *"máscara"* é selecionada antes da aplicação do agente de contraste, para ser subtraída das sucessivas imagens após a aplicação. Algumas imagens de exames utilizando este recurso estão ilustradas nas figuras 2.8 e 2.9.

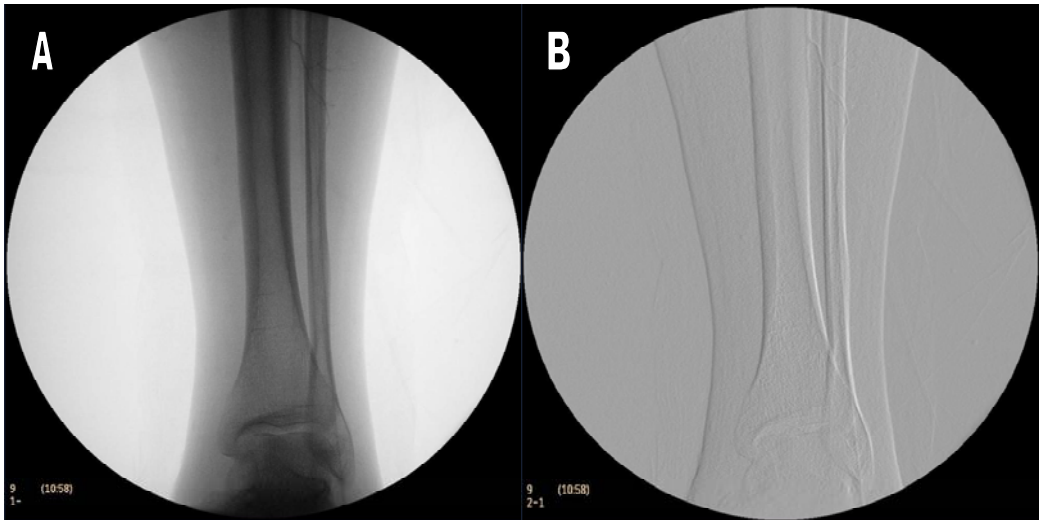

Figura 2.8 - Imagem subtraída: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída.

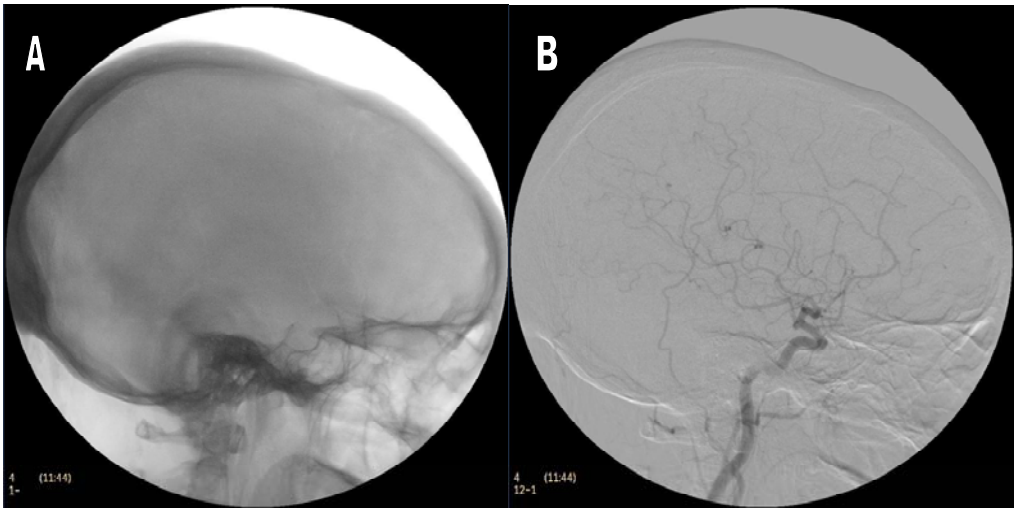

Figura 2.9 - Arteriografia Vascular cerebral: A é a imagem usada como máscara e B é a imagem subtraída após a injeção de contraste

Se ocorrer movimento do paciente após a imagem utilizada como máscara ter sido selecionada, então as estruturas anatômicas não irão coincidir nas imagens sucessivas e, conseqüentemente artefatos irão aparecer na imagem. Caso isso ocorra, é necessário um *"remascaramento"* ou um deslocamento de pixel. O chamado remascaramento pode ser aplicado quando o movimento do paciente ocorre antes da injeção do contraste e dessa forma, uma imagem mais atualizada pode ser selecionada. Já o chamado deslocamento de pixel pode ser aplicado se o movimento do paciente não for tão complexo, a máscara da imagem digital pode ter um ou mais pixels deslocados em todas as direções até suavizar a imagem obtida. Um algoritmo para adequar a imagem é aplicado em muitos sistemas de angiografia por subtração digital sem a necessidade de operação manual.

2.1.5.2 Controle automático de brilho

As taxas de exposição em sistemas fluoroscópicos mais modernos são controladas automaticamente. A proposta principal do controle automático de brilho (CAB) é manter o brilho da imagem constante no monitor. Realizando isso através do monitoramento da taxa de exposição de raios X no fósforo de entrada do II. Quando o II passa de uma região delgada para uma região mais espessa do paciente, neste caso a região sendo mais espessa atenuará mais os fótons de raios X e, com isso, menos fótons de raios X atingirão o II e,

conseqüentemente, menos luz será gerada. O sistema detecta a redução de fótons de luz que sai do II enviando assim, um sinal para o gerador de raios X solicitando um aumento na taxa de exposição. Sistemas fluoroscópicos captam a luz emergente do II usando um fotodiodo ou o próprio sinal de vídeo. Este sinal de controle é usado no circuito *feedback* no gerador de raios X, que regula a taxa de exposição. Desta forma, o controle automático de brilho é importante para manter constante o número de fótons de raios X usados em cada frame, mantendo assim, a taxa sinal-ruído aproximadamente constante na imagem, o que torna a imagem independente da espessura do paciente analisada [23][26].

O circuito do CAB fluoroscópico no gerador de raios X é capaz de mudar a tensão e a corrente no modo contínuo de fluoroscopia. Para sistemas de fluoroscopia pulsada, o circuito CAB pode regular a largura (tempo) ou a altura (mA) de pulso do raios X. A câmera de vídeo também tem um ganho eletrônico, sofrendo variações quando a taxa de exposição atinge um limite.

Alguns geradores têm a particularidade de variar a tensão e a corrente numa seqüência pré-determinada. Esta seqüência de variação de parâmetros varia diferentemente para cada marca de gerador ou também pode ser selecionada pelos usuários, em alguns casos. Como a tensão e a corrente variam em função da espessura do paciente, esses parâmetros influenciam diretamente na dose de radiação, como também na qualidade da imagem. O médico radiologista, ao analisar uma região mais espessa do paciente, necessita de sinal CAB mais intenso exigindo assim, que mais fótons de raios X sejam gerados. Ao passo que o gerador responde aumentando a tensão, conseqüentemente diminui o contraste subjetivo, mas a dose no paciente é mantida relativamente baixa, pois mais fótons de raios X penetram no paciente. Alternativamente, quando o contraste é crucial, o gerador pode aumentar a corrente e preservar o contraste subjetivo em detrimento de uma maior dose no paciente.

Na prática, a tensão e a corrente são aumentadas ao mesmo tempo, mas a curva que esta descreve pode ser designada para preservar drasticamente o contraste subjetivo ou para favorecer uma menor dose no paciente. Alguns sistemas fluoroscópicos têm os modos de seleção *"low dose"* e *"high dose"* em seu console, que selecionam diferentes curvas de tensão e corrente.

Elementos sensíveis a brilho

As técnicas mais antigas de monitoramento de brilho da imagem tinham por base medidas contínuas da corrente ânodo-fotocátodo do II. Com esta aproximação, o caminho não é simples para compensar efeitos de camadas claras na periferia da imagem, que são causadas por raios X não atenuados no paciente. Normalmente, é feita no controle de obturador uma compensação da variável de colimação, reduzindo assim, a resposta do CAB com um tamanho de campo reduzido.

Nos sistemas que oferecem visibilização na tela da imagem fluoroscópica, uma segunda aproximação é feita para monitorar todo o brilho da imagem na tela de saída, onde o sinal de TV é usado como uma indicação do brilho da tela de saída, com a vantagem de que a porção da imagem, atualmente monitorada, pode ser selecionada eletronicamente. Se o centro da imagem é monitorado, camadas claras e efeitos de colimação são eliminados.

O método mais comum de percepção de brilho usa o tubo fotomultiplicador para monitorar o brilho da tela de saída do intensificador. A área monitorada pode ser definida oticamente com lentes e diafragmas, eliminando com isto, camadas e efeitos de colimação. Esta aproximação tem a vantagem de ter menor sensibilidade ao ruído e efeitos de envelhecimento do II.

Variáveis técnicas controladas pelo CAB

Três variáveis podem ser controladas por uma unidade CAB, a tensão de pico, a corrente no tubo e, nos sistemas com largura de pulso variável, a largura de pulso dos raios X.

Variação da Tensão

Neste tipo de sistema, a corrente (dada em mA) é selecionada por um controle de corrente contínuo ou pré-fixado e a tensão é selecionada automaticamente para produzir uma imagem de brilho desejado. Em modo automático, a corrente selecionada exerce algumas influências na tensão requerida para fornecer uma imagem satisfatória, isto é, alta corrente faz com que abaixe a tensão e baixa corrente faz com que aumente a tensão. Em unidades com um controle automático/manual, a base manual desabilita a

CAB e permite ao operador selecionar ambos, tensão e corrente.

Corrente Variável

Um controle CAB de corrente variável permite que o operador possa controlar a tensão durante a operação do ABC. Com a tensão selecionada, a corrente no tubo pode ser suficientemente variada para fornecer uma imagem de brilho adequado sobre uma grande faixa de atenuação do feixe de raios X. Normalmente, a faixa dinâmica de uma corrente variável é menor que a de uma unidade de tensão variável. Unidades com corrente variável têm um tempo de resposta relativamente longo dependendo das características térmicas do tubo de raios X.

Tensão e Corrente Variáveis

Algumas unidades CAB variam tanto a corrente quanto a tensão, com ambas mudando em alguma direção. Esta situação oferece uma ampla faixa dinâmica, mas estabelece pequeno controle sobre a tensão selecionada para o exame. Por esta razão, alguns sistemas deste tipo oferecem a opção de seleção manual de um dos parâmetros, o que torna o sistema idêntico às situações citadas anteriormente.

Largura de pulso variável

Máquinas equipadas com câmeras digitais ou cine, algumas vezes usam tubos de raios X com grade-controlada para variar a largura do pulso de tensão através do tubo. Desta maneira, o brilho da imagem pode ser mantido constante durante a fluoroscopia. Em muitas unidades deste tipo, a corrente é ajustada em um valor fixo e a largura de pulso do feixe de raios X é variada.

Combinação de circuitos

Qualquer combinação dos sistemas de operação CAB é possível, porém, a mais comumente usada, além da tensão/corrente variável, é a tensão variável. O sistema com tensão variável permite compensação automática se a tensão selecionada não é adequada para fornecer uma imagem de brilho adequado.

2.2 Produto kerma no ar-área ($P_{k,a}$)

Define-se o produto kerma no ar-área ($P_{k,a}$) como a integral do produto kerma no ar (K_{ar}) numa área A do feixe de raios X, perpendicular ao eixo do feixe, pela área do feixe no mesmo plano, em unidades de Gycm^2 (SI), dada por [27] [28]:

$$P_{k,a} = \int_A K_{ar}(A)dA \qquad (2.6)$$

A radiação espalhada pelo paciente é excluída nesta definição. Desprezando-se a atenuação do ar, o valor $P_{k,a}$ independe da distância ao foco do tubo e pode ser medida em qualquer plano entre o colimador e o paciente. Isto é devido ao fato de que a dose diminui com o inverso do quadrado da distância e o tamanho do campo aumenta com o quadrado da distância fazendo com que o produto permaneça constante. Assim, um determinado valor de $P_{k,a}$ independe se origina de uma alta dose em uma pequena área ou uma baixa dose em uma grande área.

Medidas realizadas em objetos simuladores podem ser facilmente relacionadas à taxa de kerma no ar na superfície de entrada do paciente, porém, quando se deseja realizar dosimetria em pacientes, faz-se necessário utilizar o produto kerma no ar-área. Esta grandeza está estritamente relacionada ao risco da exposição, dado que sua medida está relacionada à medida da área que leva a uma indicação da energia ministrada ao paciente. Esta definição tem grande utilidade em radiologia intervencionista, pois a área irradiada durante o procedimento não é um fator facilmente determinado, dado que a mudança da região anatômica a ser examinada do paciente durante o exame varia constantemente, bem como a área, a geometria individual, o tempo e a distância em relação ao ponto focal.

A medida é realizada utilizando-se de uma câmara de ionização de transmissão, de placas paralelas posicionada na saída do feixe após o colimador. Esses dispositivos de medida são projetados a fim de serem quase que independentes da energia do feixe de raios X na faixa utilizada em radiodiagnóstico.

O medidor de $P_{k,a}$ é calibrado no laboratório do fabricante do equipamento fluoroscópico e deve ser calibrado constantemente durante a sua

vida útil.

Capítulo 3

Materiais e Métodos

O presente trabalho teve como base estudos realizados no setor de radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, utilizando-se de um equipamento tipo arco cirúrgico, do qual, fez-se uma avaliação completa, incluindo testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico, seção 3.1; calibração do medidor de $P_{k,a}$, seção 3.2; avaliação de qualidade da imagem, seção 3.3.

O equipamento fluoroscópico citado é o modelo BV Pulsera, marca Philips, tipo arco cirúrgico, recém adquirido pela instituição. Esse equipamento é composto por um tubo de raios X da marca Philips Medical Systems, modelo RO 306, ânodo rotativo com alvo de Rênio-Tungstênio e angulação de 10°, pontos focais nominais de 0,3 e 0,6 mm, qualidade de filtração equivalente de 0,5 mmAl, filtração inerente (a 75 kVp) de 1 mmAl, filtração adicional (a 75kVp) de 3 mmAl + 0,1 mmCu e filtração permanente de 6,75 mmAl. Opera numa faixa de 40 a 120 kVp, variando a corrente anódica de 0,1 a 12,0 mA no modo fluoroscopia e operando com corrente anódica fixa em 60 mA no modo radiografia. O equipamento possui um intensificador de imagens com campos de 17, 23 e 31 cm de diâmetro, tendo, portanto, três possíveis modos de magnificação. Sua distância foco-intensificador de imagens é fixa e igual a 100 cm. Este equipamento possui algumas inovações que introduzem o conceito de redução de dose no paciente e maior qualidade de imagem, através da

fluoroscopia pulsada e digital, permitindo realizar procedimentos usando fluoroscopia pulsada, contínua, exposição digital e radiografia. Ele possui os modos de exposição LDF, do inglês *low definition fluoroscopy* e HDF, do inglês *high definition fluoroscopy*, ou seja, fluoroscopia de baixa e alta definição, respectivamente. Para o modo LDF, o equipamento limita a taxa de dose máxima na saída do tubo de raios X em 100 mGy/min e para o modo HDF limita a dose em 200 mGy/min [29]. O equipamento oferece também quatro valores de taxa de aquisição de imagens, dada em frames/segundo, que são 0, 3, 5 e 8f/s. As imagens geradas pelo sistema fluoroscópico são visibilizadas em um monitor de LCD, do inglês *liquid cristal display,* com alta definição de imagem.

O sistema permite selecionar previamente o tipo de exame a ser realizado, com parâmetros pré-determinados, sendo eles: tórax, ortopédicos, cabeça e espinha, vascular CO_2, vascular cerebral, vascular abdominal, vascular periférico, eletrofisiologia, abdominal, cardíaco e marca-passo.

O equipamento possui ainda um medidor de $P_{k,a}$ localizado na saída do tubo de raios X. Este dispositivo consiste de uma câmara de ionização composta por duas placas radio-transparentes paralelas acopladas a um eletrômetro, com a finalidade de medir a dose de radiação, sem interferir na realização do exame. No caso do equipamento utilizado, o software gera um histórico de dose para cada exame e cada paciente. O sistema fornece também a taxa de kerma instantânea durante a exposição.

Uma segunda parte do trabalho foi realizada em clínicas e hospitais de Ribeirão Preto e região, onde se procurou determinar os níveis de taxa de kerma no ar de entrada na superfície de pacientes para diferentes equipamentos fluoroscópicos, tal como apresentado na seção 3.4.

3.1 Testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico

Com base nas exigências da Agência Nacional de Vigilância Sanitária [1] [30] e da Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo [5], foram realizados os testes de levantamento radiométrico e de controle de qualidade, ou que também

podem ser chamados de testes de aceitação, dado que o equipamento foi recém adquirido.

3.1.1 Controle de qualidade

Os testes de controle de qualidade foram realizados tão logo a chegada do equipamento na instituição e teve caráter de teste de aceitação. Foram realizados testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, camada semi-redutora, tempo acumulado em fluoroscopia, taxa de kerma no ar típica e taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente, taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do intensificador de imagens, resolução espacial de alto contraste, discriminação de baixo contraste, colimação do feixe de raios X e ponto focal.

A periodicidade sugerida para os testes realizados é anual ou após reparos, exceto os testes de resolução espacial de alto contraste, discriminação de baixo contraste e colimação do feixe de raios X, que devem ser realizados semestralmente ou também após reparos.

3.1.2.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

Este teste visa avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios X, onde se utiliza o Victoreen Nero mAx, modelo 8000. O procedimento foi realizado com controle semi-automático de exposição, onde as tensões nominais foram selecionadas manualmente. Selecionaram-se diferentes valores de tensão, sendo que a corrente é pré-determinada pelo equipamento, e realizaram-se quatro exposições para cada valor de tensão, com o medidor posicionado e alinhado ao feixe de raios X.

Para cada série de medidas, foram determinados as leituras médias e o desvio entre os valores nominais e médios, através da relação:

$$d(\%) = 100.\frac{kVp_{nominal} - kVp_{médio}}{kVp_{nominal}} \qquad (3.1)$$

Onde:

$kVp_{nominal}$ é o valor nominal selecionado no equipamento;

$kVp_{médio}$ é a media das medidas realizadas, para cada valor de tensão.

Foram determinados também, os valores máximos e mínimos entre as leituras de cada série de medidas, a fim de determinar a reprodutibilidade através da relação:

$$R(\%) = 100.\frac{kVp_{máx.} - kVp_{m.in.}}{(kVp_{máx.} + kVp_{m.in.})/2} \qquad (3.2)$$

Os resultados devem estar coerentes com os limites estabelecidos, onde a exatidão deve estar dentro de ±10% e a reprodutibilidade deve ser ≤10%.

3.1.2.2 Camada semi-redutora (CSR)

Este teste objetiva verificar a qualidade do feixe de raios X, utilizando-se de uma a câmara de ionização e um eletrômetro e placas de alumínio de pureza próxima de 99 % e espessuras previamente determinadas.

Bem como no teste de tensão, foi utilizado o controle manual de exposição. Selecionou-se uma tensão igual a 80 kVp, posicionou-se a câmara alinhada dentro do campo de radiação de forma a ser completamente coberta por este campo, a uma distância foco-detector de 61 cm. Inicialmente, foram realizadas medidas sem atenuadores de Al, que foram sendo adicionados gradativamente nas medidas seguintes até obter-se uma leitura de exposição inferior à metade da leitura inicial.

O valor da CSR foi determinado utilizando a relação:

$$CSR = \frac{x_b.\ln\left(2.\frac{L_a}{L_0}\right) - x_a.\ln\left(2.\frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \qquad (3.3)$$

Onde:

L_a é a leitura da exposição imediatamente superior a $L_0/2$;

L_b é a leitura da exposição imediatamente inferior a $L_0/2$;

X_a é a espessura de Al correspondente a L_a;

X_b é a espessura de Al correspondente a L_b.

O valor da CSR obtido foi comparado aos valores da tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Valores mínimos da CSR em função da tensão do tubo e da fase [30].

Tensão no tubo (kVp)	CSR (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

3.1.2.3 Tempo acumulado em fluoroscopia

Este teste verifica o acionamento do alarme sonoro após o tempo selecionado. A verificação pode ser realizada durante a execução dos outros testes, sendo que inicialmente, ajustou-se o indicador de tempo de fluoroscopia no ponto inicial da escala, selecionando um tempo acumulado de 5 minutos. Registrou-se o tempo indicado no equipamento no instante em que o alarme foi acionado, verificando-se se o alarme acionou após o tempo determinado e se houve necessidade de reajuste do tempo após o período decorrido.

3.1.2.4 Taxa de kerma no ar típica e taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente

Como o próprio nome sugere, este teste é realizado para determinar a taxa de kerma no ar típica e a taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente.

A sua realização exigiu uma câmara de ionização da marca Radcal, modelo 10x5-60, nº. de série: 10110, calibrada pelo laboratório secundário de metrologia do IPEN (Certificado de Calibração N° 0503/2006 de 26/06/2006) acoplada ao mesmo eletrômetro usado no levantamento radiométrico, atenuador de alumínio com espessura de 3,8 cm de espessura, placa de chumbo de 0,5 cm de espessura, um espaçador em madeira e uma trena.

Para a medida da taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente, foi utilizada uma configuração geométrica do aparelho igual a de exames típicos. A câmara foi posicionada 1 cm acima da mesa e centralizada

em relação ao feixe a uma distância de 30 cm da entrada do intensificador de imagens. O atenuador de alumínio foi posicionado a uma distância de 10 cm acima do II através de um suporte adequado. Foram realizadas séries de quatro exposições, registrando os valores obtidos.

Para a medida de taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente, foi utilizada a mesma configuração da medida de taxa de kerma no ar típica, mas com a adição da placa de chumbo na entrada do intensificador de imagens a fim de elevar a tensão e a corrente no tubo aos valores máximos. Foram realizadas quatro medidas e os valores foram registrados.

As medidas foram realizadas procurando avaliar todos os modos de exposição oferecidos pelo equipamento, tal como modo contínuo, ½ dose, ¼ dose e pulsado. Essas medidas permitiram uma comparação de do valor da taxa de kerma entre todos os modos de exposição e contribuem para uma possível otimização das doses. As médias de todas as séries de medidas realizadas foram calculadas em unidades de (mGy/min).

O valor da taxa de kerma no ar típico de entrada na superfície do paciente, medida sob condições normais de modo de operação, serve como linha de base para testes futuros. O valor da taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente deve ser ≤ 87,0 mGy/min [30].

3.1.2.5 Resolução espacial de alto contraste

O objetivo deste teste é verificar a resolução de alto contraste do sistema fluoroscópico, realizado utilizando-se de um dispositivo para teste de resolução de alto contraste e um atenuador de alumínio com dimensões de 0,1 cm x 15 cm x 15 cm. O atenuador deve ser posicionado sobre a mesa ou próximo ao tubo de raios X, com a finalidade de proteger o II. O dispositivo de teste foi posicionado na entrada do II, orientado a 45º em relação às linhas de varredura do monitor e às linhas de grade. Com o controle automático de brilho ativado, foi realizada uma exposição e verificado o limite de resolução no monitor para todos os modos de magnificação possíveis. Os limites encontrados foram comparados aos recomendados [30].

3.1.2.6 Discriminação de baixo contraste

Este teste verifica a resolução de baixo contraste do sistema fluoroscópico, através de duas placas atenuadoras de alumínio de 1,9 cm de espessura cada e um dispositivo para teste de resolução de baixo contraste.

O dispositivo de teste juntamente com o atenuador de Al foi posicionado sobre a mesa a 30 cm da entrada do II. Para cada modo de magnificação possível foram realizadas exposições onde foi determinado o menor diâmetro de orifício visibilizado. Os valores encontrados foram comparados com os limites recomendados [30][31].

3.1.2.7 Colimação do feixe de raios X

Este teste tem por finalidade determinar se o campo de radiação está restrito à área útil da superfície de entrada do II e determinar os desvios entre o campo visibilizado no II e o campo de radiação.

Para a realização deste teste foi necessário um dispositivo de teste com marcações radiopacas utilizado em testes de equipamentos de raios X convencional, cassete radiográfico devidamente carregado, um atenuador de Al, trena e um dispositivo para verificação de alinhamento de feixe de raios X. O atenuador de Al foi posicionado imediatamente acima da entrada do II, bem como o cassete acima do atenuador. O dispositivo radiopaco para avaliação de tamanho de campo foi colocado acima do cassete de forma que seu centro estivesse o mais próximo possível do centro do II. A fim de avaliar o alinhamento do feixe de raios X, foi colocado acima do dispositivo de avaliação de campo, o dispositivo para avaliação de alinhamento de feixe. A exposição foi realizada em modo fluoroscopia, assegurando que os parâmetros utilizados forneceriam uma boa visibilização da imagem, sem magnificação e com o colimador completamente aberto [31].

Determinou-se o diâmetro do campo de radiação através da imagem do filme radiográfico e comparado com o tamanho da abertura do II. A diferença entre as dimensões do campo de radiação e de sua imagem deve ser < 3% da distância fonte-receptor de imagem, nos eixos ortogonais.

3.1.2.8 Ponto Focal

Este teste visa avaliar as dimensões do ponto focal, através de um

dispositivo padrão estrela de 2 graus, um cassete sem tela intensificadora devidamente carregado, um nível de bolhas e uma trena.

O dispositivo de teste padrão de estrela foi fixado na saída do tubo de raios X, a uma distância de 20 cm do foco, e o cassete posicionado sobre a mesa a uma distância de 60 cm do foco. Para avaliar o foco grosso, foi realizada uma exposição em modo fluoroscopia, com 60 kVp e 2,1 mA durante 10 segundos. Para avaliar o foco fino, foi realizada uma exposição em modo radiografia utilizando 60 kVp e 20 mAs.

Os cálculos foram realizados através da determinação do fator de magnificação (m), utilizando a equação a seguir:

$$m = \frac{d_{fi}}{d_{ff}} \qquad (3.4)$$

Onde:

d_{fi} é a distância do padrão de fenda ao plano da imagem;

d_{ff} é à distância do ponto focal ao padrão fenda.

As dimensões do ponto focal (a) são dadas por:

$$a = \frac{\left[I - s(m+1)\right]}{m} \qquad (3.5)$$

Onde:

I são as medidas da imagem (largura e comprimento);

m é o fator de magnificação;

s é a largura da fenda.

Os valores encontrados para os pontos focais devem estar dentro dos limites recomendados pela NEMA (National Eletrical Manufacturers Association).

3.1.2.9 Taxa de kerma no ar de entrada na superfície do intensificador de imagem.

Este teste tem objetivo de determinar a taxa de kerma de entrada na superfície do II. Ele não está previsto na Resolução 1016 [30], mas também deve ser realizado anualmente, pois é um dos fatores principais que influenciam diretamente na qualidade da imagem formada, bem como na exposição do paciente.

A instrumentação e a metodologia usada neste teste são iguais às usadas nos testes de taxa de kerma no ar típica e máxima de entrada na superfície do paciente, diferindo apenas pelo posicionamento da câmara de ionização. Neste caso, a câmara deve ser fixada na entrada do intensificador de imagens.

Para cada modo de exposição, ou seja, LDF e HDF, foram realizadas quatro medidas, como também foram estabelecidos valores médios para cada seqüência.

A determinação destes valores deve servir de base para testes futuros, sendo que os valores da linha de base não devem variar ao longo do tempo.

3.1.2 Levantamento radiométrico

O objetivo deste teste é verificar se os níveis de dose equivalente a que estão submetidos os trabalhadores e indivíduos do público estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação. Este teste deve ser realizado logo após a instalação do equipamento e a cada quatro anos, exceto após reformas estruturais, modificações no equipamento, alterações no leiaute da sala ou na carga de trabalho (W).

No presente trabalho, o teste foi focalizado na determinação dos níveis de radiação dentro da sala, em pontos relevantes ao posicionamento dos profissionais durante os procedimentos.

O teste foi realizado usando a configuração do equipamento para exame vascular periférico, com 100 kVp, 2,94 mA e abertura de campo de 31 cm. Em substituição ao paciente foi utilizado um objeto simulador de pelve. As medidas foram realizadas com uma câmara de ionização da marca Radcal, modelo 10x5-1800, n° de série: 9897 (Certificado de calibração N° 0505/2006), acoplada a um eletrômetro também da marca Radcal, modelo 9015.

Os pontos dentro da sala em que foram realizadas as medidas têm por referência o posicionamento dos membros da equipe durante os exames. Os pontos de levantamento radiométrico estão ilustrados na figura 4.1. Vale ressaltar que as medidas referentes aos pontos dentro da sala de exames foram realizadas com e sem avental pumblífero de equivalência 0,5 mmPb.

A leitura da taxa de kerma no ar fornecida pelo eletrômetro tem a

unidade de μGy/h. Para efeito de cálculos e comparações aos limites estabelecidos, a leitura foi convertida para unidades de taxa de dose externa, sendo:

$$D_{ext.}\left(mSv/sem\right) = \frac{L\left(\mu Gy/h\right).1{,}14.W\left(mA.\min/sem\right).T.U}{60\left(\min/h\right).I\left(mA\right)} \qquad (3.6)$$

Onde:

I é a corrente;

W é a carga de trabalho semanal;

T é o fator de ocupação;

U é o fator de uso;

A carga de trabalho foi adotada com base nas referências e tem valor $W = 750\left(mA.\min/sem\right)$. Os valores de fator de uso e fator de ocupação estão apresentados na tabela 4.10. Os valores de taxa de dose externa foram comparados aos estabelecidos pela Portaria 453 [1].

3.2 Calibração do medidor de $P_{k,a}$

O medidor de $P_{k,a}$ necessita de calibrações periódicas a fim de manter a confiabilidade de suas medidas. Outro ponto importante da medição realizada neste estudo é o fato de possibilitar o estabelecimento de um fator de correlação da taxa de kerma na saída do tubo de raios X e a taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente. Este procedimento foi realizado utilizando a câmara de ionização Radcal 10x5-60, o eletrômetro Radcal 9015, uma placa de alumínio de 1 mm de espessura, suportes adequados e um filme radiográfico. O atenuador de alumínio foi colocado sobre a entrada do tubo II para protegê-lo, enquanto o filme radiográfico foi colocado entre o tubo de raios X e o II com o auxílio de um suporte. Utiliza-se o filme para se determinar a distância foco-filme correta para que o diâmetro do campo de radiação seja exatamente igual ao diâmetro da câmara de ionização, ou seja, 9 cm. Dessa forma, posicionou-se a câmara de ionização a distância de 41 cm do ponto focal, pois nessa posição sua área coincide com a área do campo de radiação, tal como ilustrado na figura 3.1.

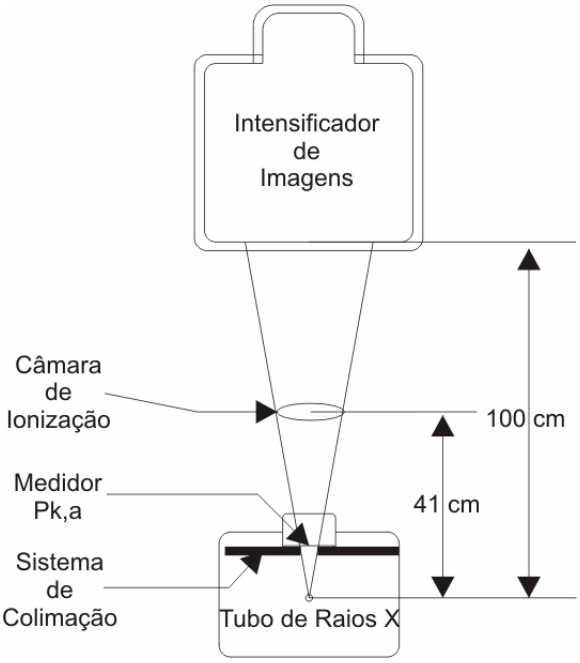

Figura 3.1 - Configuração Geométrica para Calibração do Medidor de Pk,a.

A fórmula utilizada nos cálculos está apresentada pela equação 3.7 [32].

$$f_P = \frac{A_{irradiada} \cdot k_{ar_{central}}}{P_{K,A_{(medido)}}} \qquad (3.7)$$

Onde:

$A_{irradiada}$ é a área delimitada pelo colimador;

$K_{ar(central)}$ é o kerma no ar livre medido pela câmara de ionização de referencia na direção do feixe central;

$P_{K,A(medido)}$ é o valor da leitura do medidor a ser calibrado.

Para diferentes valores de tensão e corrente, foram realizadas medidas nos modos LDF e HDF, para estabelecer o fator de calibração da câmara de $P_{K,A}$.

3.3 Qualidade da imagem

A qualidade da imagem fluoroscópica pode ser avaliada de diversas formas. Este estudo procurou implementar uma técnica que utiliza objetos simuladores previamente desenvolvidos para a otimização de imagens em radiologia convencional.

Um dos objetos simuladores utilizados foi o FEP (“fantoma equivalente ao

paciente") [8]. Ele é um objeto simulador homogêneo usado na calibração de feixes de raios X, em radiodiagnóstico. O FEP foi construído com o propósito de medir a velocidade dos sistemas tela-filme, fazendo com que os espectros primários e secundários da radiação, que o atravessam, se aproximem dos espectros incidentes na combinação tela-filme, provenientes de objeto simulador antropomórficos. Ele permite três configurações de modo a simular características de absorção e espalhamento da radiação próxima ao tórax, crânio e pelve.

O simulador de pelve e crânio, ilustrado na figura 3.2, é constituído por seis placas de lucite, cada uma com dimensões de (30 x 30 x 2,5) cm^3. Estas placas são arranjadas em três pares, dos quais, entre as duas placas do par superior e do par inferior são inseridas placas de alumínio de (30 x 30 x 0,1) cm^3 e (30 x 30 x 0,2) cm^3, respectivamente. A justificativa para o uso destes materiais é que o lucite apresenta características de atenuação similares às do tecido mole, enquanto o alumínio tem características similares ao osso.

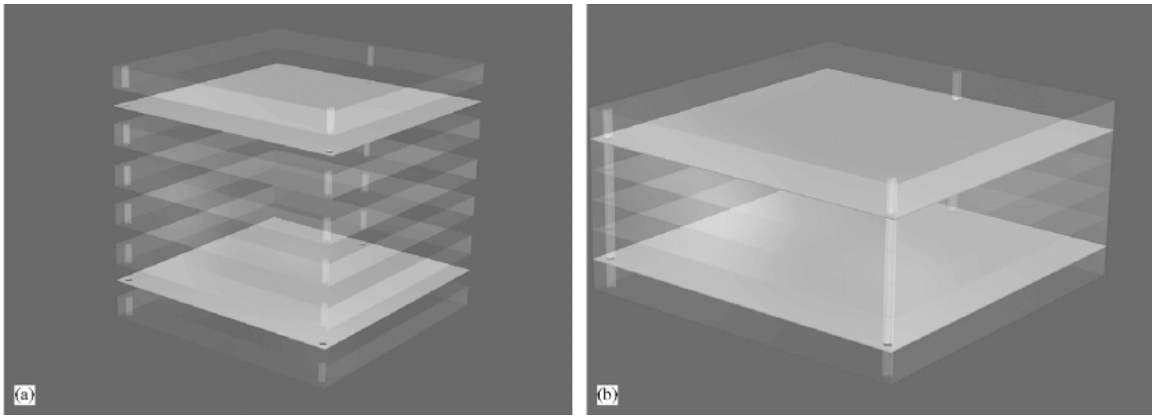

Figura 3.2 - Montagem do objeto simulador FEP simulando pelve e crânio [33].

Outro objeto simulador utilizado foi o FAR ("fantoma analítico realístico") [9], o qual é constituído por uma placa de acrílico de (30 x 30 x 5) cm^3, na qual foram inseridos objetos-teste analíticos e realísticos que permitem analisar, respectivamente, as características da fonte de raios X e detalhes do tipo clínico realístico. Estes objetos-teste procuram apresentar propriedades de atenuação próximas à do tecido simulado, bem como, tamanho e formas adequadas para uma boa simulação.

As estruturas simuladas e os objetos-teste presentes no FAR estão

descritos na Tabela 3.2, bem como ilustrados na figura 3.3.

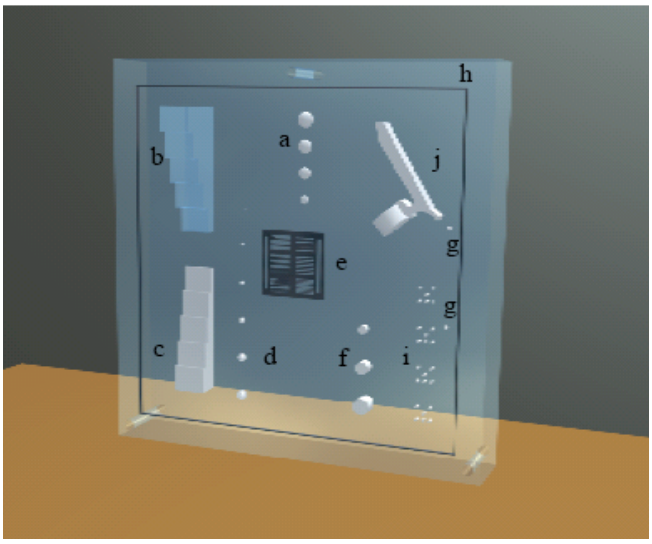

Figura 3.3- Distribuição geométrica dos objetos componentes do "Fantoma Analítico Realístico" [33].

Tabela 3.2 - Relação de objetos simuladores presentes no "Fantoma Analítico Realístico" [33].

Fantoma	Item	Objeto de teste	Estrutura simulada
Analítico	A	Calotas de nylon	Tumores
	B	Degraus de acrílico + ar	Cavidades de ar
	C	Degraus de acrílico + PVC	Estruturas ósseas
	D	Esferas de alumínio	Bordas de estruturas ósseas
	E	Placa de resolução de 0,1 mmPb com 100943 PL/mm	Avalia resolução
	F	Nylon	Planos gordurosos e tecidos adiposos
	G	Esferas de aço	Análise da magnificação
	H	Fio de estanho	Avalia coincidência de campo luminoso e radioativo
Realístico	I	Osso cortical moído	Microcalcificações
	J	1/2 vértebra torácica	---

Neste estudo, foi utilizado o acoplamento do FAR ao FEP, de modo a simular crânio e pelve de um homem padrão. Este acoplamento consiste na substituição do FAR pelas placas de lucite que constituem a parte inferior do

FEP básico, formando o sistema FAR-FEP.

Neste estudo, o simulador FAR-FEP sofreu uma adaptação, procurando atender a necessidade de visibilização de cateteres em procedimentos radiológicos intervencionistas, tal como na figura 3.4. Essa adaptação baseou-se na inserção de dois cateteres ao FAR, sendo que um deles é utilizado em intervenções pélvicas e o outro em procedimentos vasculares cerebrais, com espessuras de 1,65 mm e 0,8 mm, respectivamente. O material do qual são compostos é o estéril oxido de etileno.

Figura 3.4 - Foto do FAR-FEP adaptado para fluoroscopia.

A adaptação dos cateteres tem objetivo de adequar o objeto simulador à realidade do equipamento fluoroscópico. Pelo fato do equipamento estudado realizar procedimentos intervencionistas utilizando cateter, torna-se possível avaliar a qualidade da imagem fluoroscópica com mais realismo para tal procedimento.

A obtenção das imagens do objeto simulador foi realizada com o posicionamento do mesmo sobre a mesa, e a configuração geométrica do equipamento tal como num exame típico. Desta forma, foram realizadas várias imagens, simulando procedimento abdominal, vascular abdominal e vascular cerebral, sempre utilizando o CAB.

A taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente também foi determinada com a utilização do sistema FAR-FEP. Para tanto, a câmara de ionização Radcal 10x5-60, foi posicionada entre o tubo de raios X e o objeto simulador, para as exposições feitas com o CAB ativado, tal como na rotina. Este procedimento permitiu determinar a taxa de kerma de entrada na superfície do paciente, em diferentes tipos de exames e relacioná-la a sua respectiva imagem.

3.4 Medidas de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente realizadas em campo.

O estudo permitiu realizar medidas de 11 equipamentos fluoroscópicos diferentes, sendo arco cirúrgico, hemodinâmica e convencional com fluoroscopia. Os testes foram realizados seguindo a metodologia sugerida pelas normas [5][30], adotando-se um padrão para todos os equipamentos avaliados.

Os equipamentos, cujos tubos de raios X situam-se embaixo da mesa, tal como fluoroscopia e convencional com fluoroscopia, foram avaliados colocando-se a câmara de ionização sobre a mesa e duas placas de alumínio, com espessura total de 3,8 cm, entre a câmara de ionização e o intensificador de imagens, a 20 cm acima da câmara. Enquanto isso, para os equipamentos que possuem arco tipo C, tal como equipamentos de arco cirúrgico e hemodinâmica, adotaram-se uma distância foco-intensificador de imagens de 100 cm e a câmara de ionização foi posicionada a 30 cm da entrada do II e as placas de alumínio posicionadas a 10 cm do II.

A câmara de ionização utilizada foi a Radcal 10x5-60, acoplada a um eletrômetro Radcal 9015. As leituras foram realizadas no modo taxa em mGy/min, com o equipamento operando em sistema automático.

Capítulo 4

Resultados e discussões

Neste capítulo estão apresentados os dados coletados e principais resultados do trabalho, bem como algumas discussões relevantes aos mesmos. Basicamente inicia-se com os resultados referentes aos testes de levantamento radiométrico e de controle de qualidade realizados no equipamento BV Pulsera, seguidos pela calibração do medidor de $P_{k,a}$ e os resultados relativos aos procedimentos de qualidade da imagem, nas seções 4.1, 4.2 e 4.3, respectivamente. Finalmente, na seção 4.4, apresentam-se os resultados do teste de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente para diferentes equipamentos, sendo eles do tipo fluoroscopia convencional, hemodinâmica e arco cirúrgico.

4.1 Testes de controle de qualidade e levantamento radiométrico

4.1.1 Controle de qualidade

4.1.1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo de raios X

O teste foi realizado com seleção manual de tensão, para dez valores diferentes de tensão em toda a sua faixa de variação.

Tabela 4.1- Resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Valores nominais		Tensão efetiva média (kVp)	Resultados	
Tensão (kVp)	Corrente.tempo (mAs)		Exatidão (%)	Reprodutibilidade (%)
50	5,0	52,8 ± 0,3	5,5 ± 0,3	0,1 ± 0,1
	50,0	52,8 ± 0,2	5,6 ± 0,3	
60	5,0	59,9 ± 0,4	0,3 ± 0,3	0,1 ± 0,1
	50,0	59,9 ± 0,3	0,3 ± 0,4	
66	14,3	65,3 ± 0,1	1,1 ± 0,1	0,4 ± 0,1
	105,0	64,8 ± 0,1	1,8 ± 0,2	
70	5,0	70,6 ± 0,2	0,9 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	40,0	70,6 ± 0,3	0,9 ± 0,1	
73	41,4	70,5 ± 0,1	3,4 ± 0,2	0,8 ± 0,2
	98,5	71,7 ± 0,1	1,8 ± 0,3	
80	5,0	81,7 ± 0,4	2,1 ± 0,3	0,1 ± 0,1
	32,0	81,9 ± 0,3	2,4 ± 0,2	
90	5,0	92,5 ± 0,2	2,8 ± 0,1	0,1 ± 0,1
	25,0	92,7 ± 0,2	3,0 ± 0,1	
93	32,8	89,4 ± 0,4	3,4 ± 04	0,7 ± 0,2
	77,5	90,6 ± 0,2	2,1 ± 0,2	
101	29,7	97,9 ± 0,1	3,1 ± 0,2	0,9 ± 0,2
	70,5	99,7 ± 0,1	1,3 ± 0,2	
110	16,4	107,9 ± 0,3	1,9 ± 0,3	0,1 ± 0,1
	65,5	107,6 ± 0,4	2,2 ± 0,4	

Através dos dados apresentados na Tabela 4.1, pôde-se concluir que o equipamento apresenta uma exatidão e uma reprodutibilidade da tensão no tubo adequada.

4.1.1.2 Camada semi-redutora

Este teste foi realizado em modo semi-automático de exposição, no qual se selecionou uma tensão nominal igual a 80 kVp e 20 mAs. O teste foi realizado em dezembro de 2006 e janeiro de 2008, nos quais se fez medidas para cinco diferentes espessuras de alumínio, tal como apresentado na tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Resultados do teste de camada semi-redutora

Espessura de atenuador (mmAl)	Leitura média (mGy)	
	dez/06	jan/08
0	96,2 ± 0,1	95,2 ± 0,2
2,30 ± 0,01	74,3 ± 0,2	74,2 ± 0,3
4,60 ± 0,01	58,5 ± 0,2	59,0 ± 0,1
6,60 ± 0,01	48,3 ± 0,1	48,8 ± 0,1
7,60 ± 0,01	-	44,2 ± 0,2
8,20 ± 0,01	41,8 ± 0,3	-

Através dos dados apresentados, pode-se determinar uma CSR igual a 6,7 mmAl em dez/2006, e uma CSR igual a 6,8 mmAl em jan/2008. Os valores encontrados são muito próximos, o que não permite dizer em variação da CSR por algum efeito interno ao tubo de raios X, tal como evaporação anódica, mas uma variação na própria metodologia aplicada. Sendo assim, pode-se dizer que a CSR está coerente com as exigências vigentes.

4.1.1.3 Tempo acumulado em fluoroscopia

O sistema controlador do tempo apresentou um funcionamento adequado. Este teste foi realizado durante outros testes, sendo que o contador foi inicializado e após um período de pouco mais de quatro minutos o alarme sonoro foi acionado. O sistema controlador de tempo necessitou de uma reinicialização após cinco minutos de exposição para permitir a continuação dos trabalhos.

4.1.1.4 Taxa de kerma no ar típica e taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente

Os dados coletados para taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente, conforme discutido em 3.1.1.4, estão apresentados na tabela 4.3, onde estão expressos os valores da média da taxa de kerma medida em função da tensão e corrente no tubo, para cada modo de exposição possível.

Tabela 4.3 – Dados coletados de taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente.

Modo de exposição			Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Taxa de kerma médio (mGy/min)
LDF	Contínuo		68	2,4	3,37 ± 0,03
	1/2 dose		69	1,3	2,88 ± 0,01
	1/4 dose		69	0,7	1,50 ± 0,01
	Pulsado	0f/s	69	2,2	4,73 ± 0,01
		3f/s	-	-	-
		5f/s	-	-	-
		8f/s	-	-	-
HDF	Contínuo		68	5,7	10,63 ± 0,09
	1/2 dose		69	3,0	6,37 ± 0,06
	1/4 dose		69	1,5	3,38 ± 0,01
	Pulsado	0f/s	-	-	-
		3f/s	69	1,7	3,98 ± 0,01
		5f/s	69	2,9	6,46 ± 0,01
		8f/s	69	4,3	9,53 ± 0,01

Os valores obtidos servem como base para futuros testes, de forma a permitir detectar variações de funcionamento através da taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente, como também para referência das medidas relacionadas neste trabalho. Os dados da Tabela 4.3 permitem uma comparação da taxa de kerma no ar entre os diferentes modos de exposição, possibilitando adequar a necessidade na rotina a uma menor dose no paciente, sem perda de informação diagnóstica ou terapêutica.

Os dados coletados para taxa de kerma máxima de entrada na superfície do paciente estão apresentados na tabela 4.4. Assim como na tabela 4.3, os valores de taxa de kerma estão expressos em função da tensão e corrente no tubo, para cada modo de exposição possível.

Tabela 4.4 - Dados coletados de taxa de kerma no ar máxima de entrada na superfície do paciente.

Modo de exposição			kVp	mA	Taxa de kerma médio (mGy/min)
LDF	Contínuo		110	3,0	20,62 ± 0,02
	1/2 dose		110	1,5	12,57 ± 0,05
	1/4 dose		110	0,8	6,30 ± 0,01
	Pulsado	0f/s	110	2,5	19,94 ± 0,02
		3f/s	-	-	-
		5f/s	-	-	-
		8f/s	-	-	-
HDF	Contínuo		110	7,2	50,40 ± 0,12
	1/2 dose		110	3,6	27,94 ± 0,06
	1/4 dose		110	1,8	14,19 ± 0,03
	Pulsado	0f/s	-	-	-
		3f/s	110	2,0	16,21 ± 0,03
		5f/s	110	3,4	26,66 ± 0,07
		8f/s	110	5,0	39,41 ± 0,03

A taxa de kerma máxima no ar na entrada da pele visa limitar a dose administrada ao paciente durante o procedimento e o teste simula condições extremas, onde são empregadas tensões e correntes altíssimas para o equipamento. O limite estabelecido é de 87 mGy/min, o qual se enquadram os valores obtidos no teste.

4.1.1.5 Resolução espacial de alto contraste

Para este teste, o controle automático de brilho definiu uma tensão igual a 47 kVp e uma corrente igual a 2,27 mA. Os valores encontrados para resolução espacial de alto contraste estão apresentados na tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Resultado do teste de resolução espacial de alto contraste

Diâmetro do campo do II (cm)	Resolução típica (pl/polegada)	Resolução do sistema no centro do campo (pl/polegada)	Resolução do sistema na borda do campo (pl/polegada)
17	30	80	70
23	30	60	60
31	30	50	50

O sistema apresenta uma resolução de alto contraste acima do valor mínimo especificado. Isto se deve ao fato da alta tecnologia empregada no II e também da alta definição do monitor.

4.1.1.6 Discriminação de baixo contraste

Neste teste, usou-se uma tensão igual a 68 kVp e uma corrente igual a 8,08 mA para duas placas Al, com 1,9 cm cada uma, simulando um paciente adulto normal e, 55 kVp e 2,98 mA para uma placa de Al, simulando uma criança. O resultado obtido está apresentado na tabela 4.6.

Tabela 4.6 – Resultado do teste de discriminação de baixo contraste

Diâmetro do campo do II (cm)	Menor diâmetro a ser visibilizado (mm)	Diâmetro visibilizado com duas placas de Al (mm)	Diâmetro visibilizado com uma placa de Al (mm)
31	3,0	3,0	3,0
23	3,0	1,58	1,58
17	1,58	1,58	1,58

O teste de discriminação de baixo contraste realizado com apenas uma placa de alumínio serviu apenas como ilustração, pois o resultado que deve ser levado em consideração é para duas placas de alumínio, simulando um paciente adulto normal. O teste mostrou que o sistema apresenta uma ótima discriminação de baixo contraste para todos os modos de magnificação.

4.1.1.7 Colimação do feixe de raios X

Através da analise da imagem do objeto de teste no filme radiográfico, obteve-se os dados apresentados na tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Dados sobre sistema de colimação

Diâmetro nominal de abertura do II (cm)	Diâmetro medido (cm)	Limite entre valor medido e nominal (cm)	Alinhamento do eixo central (graus)
17	15,6	2,9	<1,5
23	21,4	2,9	<1,5
31	28,8	2,9	<1,5

Pode-se concluir que o sistema de colimação do feixe de raios X está adequado, pois o campo de raios X apresentou um tamanho menor que a

abertura do sistema II, de forma a não expor uma área do paciente maior que o II pode avaliar. O alinhamento do eixo central do feixe também apresentou uma inclinação adequada.

4.1.1.8 Ponto Focal

As imagens obtidas permitiram estimar o tamanho de cada ponto focal do equipamento. Essas imagens foram avaliadas com a medição do tamanho do objeto na imagem e, dos pontos em que o padrão sofre borramento varrendo a imagem da borda para o centro na direção ânodo-cátodo e na direção perpendicular. Esses três valores de distância são usados nos cálculos, bem como a distância foco-padrão e a distancia foco-filme. Os valores obtidos estão apresentados nas tabelas 4.8.

Tabela 4.8 - Tamanho do Ponto Focal

Foco nominal (mm)	Tamanho máximo aceitável (mm)	Foco medido em dez/2006 (mm)	Foco medido em jan/2008 (mm)
0,3	0,5	0,3 ± 0,2	0,4 ± 0,2
0,6	1,0	0,7 ± 0,2	0,7 ± 0,2

O ponto focal medido está coerente ao tamanho do ponto focal nominal. A pequena variação observada para no tamanho do ponto focal nominal de 0,3 mm entre os dois testes realizados não deve ser vista como variação física em seu tamanho, mas como um desvio entre as medidas realizadas. Os valores medidos servem como referência para avaliações futuras visando determinar possíveis alterações.

4.1.1.9 Taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do intensificador de imagens.

A taxa de kerma no ar na entrada do II é um importante parâmetro de avaliação do equipamento fluoroscópico e sua medição deve ser realizada para os modos de operação do equipamento [34] [35]. Os dados coletados estão apresentados na tabela 4.9.

Tabela 4.9 - Dados coletados de taxa de kerma no ar típica na entrada do intensificador de imagens.

Modo de exposição			Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Taxa de kerma médio (microGy/min)
LDF	Contínuo		67	2,3	32,15 ± 0,02
	½ dose		69	1,3	21,60 ± 0,01
	¼ dose		69	0,7	10,82 ± 0,02
	Pulsado	0f/s	69	2,1	34,35 ± 0,05
		3f/s	-	-	-
		5f/s	-	-	-
		8f/s	-	-	-
HDF	Contínuo		67	5,6	76,45 ± 0,35
	½ dose		69	3,0	47,3 ± 0,2
	¼ dose		69	1,5	25,9 ± 0,1
	Pulsado	0f/s	-	-	-
		3f/s	69	1,7	30,5 ± 0,5
		5f/s	69	3,0	49,7 ± 0,4
		8f/s	69	4,3	74,9 ± 0,2

A taxa de kerma de entrada na superfície do II serve como base para futuras avaliações, desde que sejam mantidos os mesmo parâmetros tal como o tipo de exame, o modo de exposição e a taxa de quadros, abertura do II, distâncias relativas entre o foco, II e a câmara de ionização, espessura de simulador, tensão e corrente. Esta medida da uma idéia da eficiência do sistema fluoroscópico na formação da imagem e suas variações podem indicar alterações no sistema e sua eficiência.

4.1.2 Levantamento radiométrico

O teste levantamento radiométrico aqui realizado serve para mostrar os níveis de exposição a que estão sujeitos os profissionais durante o procedimento de um exame e também pode ser interpretado como um mapa das curvas de isodose. A idéia de realizar as medidas e apresentar os resultados em diversos pontos com a utilização de avental pumblífero e sem a utilização do mesmo serve para evidenciar a necessidade e, dependendo do leitor, importância de usá-lo corretamente. A exposição de pessoas do público não foi avaliada neste levantamento radiométrico pelo fato de não ser o foco do teste,

além de que a sala em questão possui uma blindagem, determinada para outros fins, suficiente para considerar as medidas externas à sala como não mensuráveis, tal como leituras realizadas em outra ocasião. Alguns pontos relevantes ao cálculo de barreiras e blindagens para instalações fluoroscópicas estão discutidos no Apêndice A, segundo a regulamentação NCRP Report 147 [36].

Para efeito de cálculos, os parâmetros considerados estão apresentados na tabela 4.10. Como as medidas foram realizadas dentro da sala, todos os pontos são considerados como área controlada e estão ilustrados na Figura 4.1. Os dados coletados estão apresentados na tabela 4.11.

Tabela 4.10 - Dados técnicos aplicados ao levantamento radiométrico

Quantidade de exames semanal	**Carga de trabalho semanal** $\left(\frac{mA.\min}{sem}\right)$	**Tensão selecionada** (kVp)	**Corrente selecionada** (mA)	**Unidade de medida**	**Modo medida**
120	750	100	2,94	µGy/h	Taxa

Tabela 4.11 - Pontos de levantamento radiométrico

Ponto	**Descrição**	**Distância (m)**	**U**	**T**	**Leitura média** $(\mu Gy/h)$		**Dose Ambiente Equivalente** (mSv/ano)	
					Sem Avental	**Com Avental**	**Sem Avental**	**Com Avental**
1	Membro da equipe	1	1	1	907 ± 2	62,0 ± 0,3	219 ± 2	15,0 ± 0,3
2	Membro da equipe	2	1	1	169 ± 1	12,3 ± 0,3	41 ± 1	2,9 ± 0,3
3	Membro da equipe	1	1	1	1089 ± 2	64,8 ± 0,4	263 ± 4	15,5 ± 0,5
4	Membro da equipe	2	1	1	291 ± 1	19,1 ± 0,2	30 ± 2	4,6 ± 0,2
5	Membro da equipe	1	1	1	1116 ± 2	64,7 ± 0,5	270 ± 3	15,5 ± 0,5
6	Membro da equipe	2	1	1	214 ± 1	22,9 ± 0,2	51 ± 2	5,3 ± 0,3
7	Operador	2	1	1	45 ± 1	16,0 ± 0,1	10 ± 1	3,9 ± 0,2
8	Membro da equipe	0,5	1	1	4790 ± 7	111,0 ± 0,8	1160 ± 7	26,9 ± 0,8

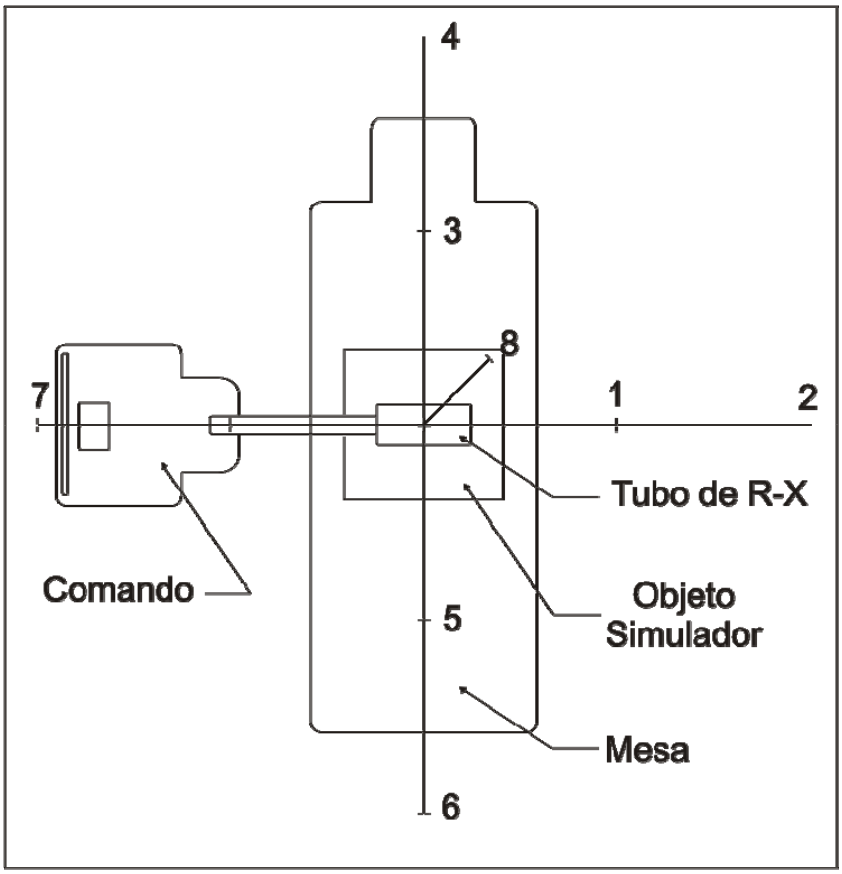

Figura 4.1 - Croqui: pontos do levantamento radiométrico.

Pode-se concluir que de todos os pontos avaliados, o ponto 7 é onde recebe menor dose e, refere-se à posição de comando do equipamento fluoroscópico onde normalmente situa o técnico de radiologia. O ponto 8 é o que recebe maior exposição e, refere-se ao local onde normalmente posiciona-se o médico durante o procedimento. Os resultados ressaltam a necessidade de utilização de equipamentos de proteção individual por todos os membros presentes na sala durante o exame, pois apenas dois pontos avaliados não excedem o limite anual de dose cujo valor é de 5 mSv/ano em áreas controladas [1], mesmo quando há o uso do avental pumblífero.

4.2 Calibração da câmara de $P_{k,a}$

A calibração do medidor de $P_{k,a}$ foi realizada comparando o valor nominal à leitura da câmara de ionização. As leituras da câmara de ionização forneceram o kerma no ar, que puderam ser convertidas em produto kerma no

ar-área através da área conhecida da câmara de ionização em questão. Dessa forma, pode-se construir o gráfico 4.1.

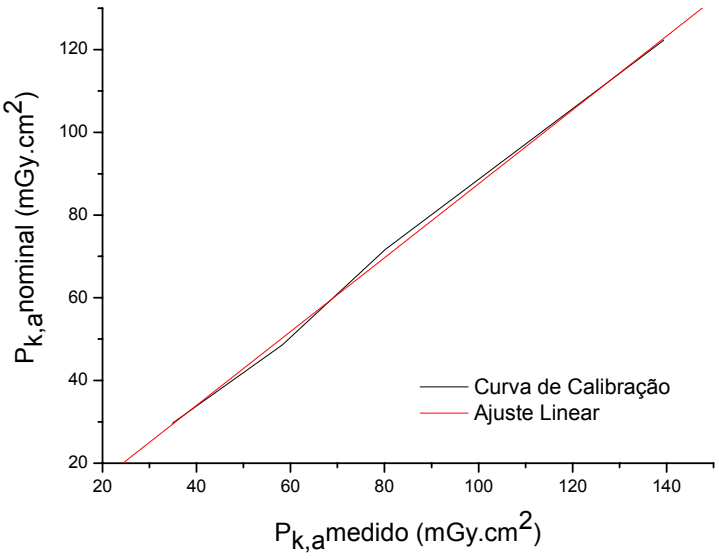

Gráfico 4.1 - Curva de Calibração $P_{k,a}$

Através desta curva de calibração, foi possível determinar que $f_p = 1{,}16 \pm 0{,}03$. Este valor serve como referência para futuras calibrações, além de que serve também para correlacionar valores de kerma medidos pelo próprio equipamento fluoroscópico aos valores medidos pela câmara de ionização.

4.3 Qualidade da imagem

O objeto simulador FAR-FEP com a implementação dos cateteres, utilizado na configuração crânio, permitiu a avaliação das imagens fluoroscópicas na configuração de exames vascular cerebrais. O parâmetro utilizado para avaliação das imagens foi a visibilização clara das estruturas de interesse presentes no objeto simulador, especialmente o cateter utilizado em exames vasculares cerebrais, cuja espessura é extremamente fina. As imagens avaliadas foram realizadas em modo automático de exposição, onde o próprio sistema seleciona a tensão e a corrente aplicadas no tubo segundo a espessura e densidade do material a ser examinado, tal como realizado pela equipe técnica durante os procedimentos. Alguns exemplos de imagens obtidas

durante os experimentos estão apresentados nas figuras 4.2 e 4.3.

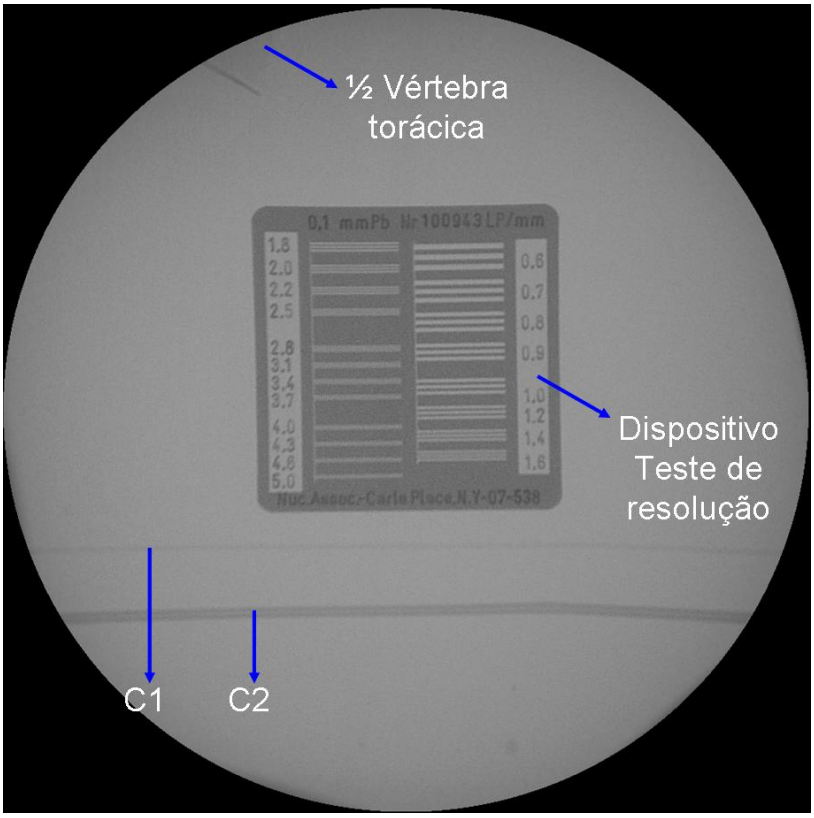

Figura 4.2 – Imagem magnificada do objeto simulador adaptado para fluoroscopia apresentando o dispositivo de avaliação de resolução, os cateteres C1 e C2 e parte da vértebra torácica.

Foi possível visibilizar nas imagens além dos cateteres C1 e C2, (a) as calotas de nylon que simulam tumores, (b) a graduação ar-acrílico que simula as cavidades corporais, (c) a graduação acrílico-PVC que simula estruturas ósseas, (d) as esferas de alumínio que representam as bordas de tecidos ósseos, (e) o dispositivo para avaliação da resolução, (g) as esferas de aço para análise da magnificação, (h) fio de estanho para avaliação do campo e, (j) a ½ vértebra torácica, tal como mostrados na figura 4.3. Dessa forma, é possível avaliar com o objeto simulador diferenças de espessura de um dado material ou de materiais com números atômicos efetivos muito próximos, bem como visibilizar e estabelecer os limites de estruturas ósseas, visibilizar e guiar cateteres extremamente finos usados nos procedimentos intervencionistas cerebrais e estimar limites para resolução espacial do sistema.

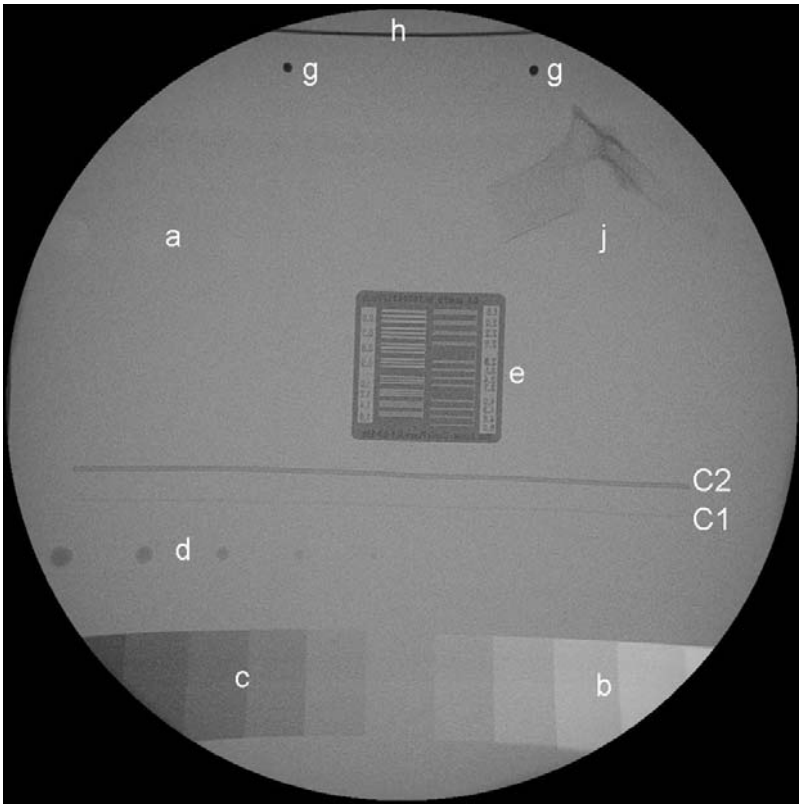

Figura 4.3 - Imagem geral do objeto simulador FAR-FEP adaptado para fluoroscopia.

O FEP, conforme apresentado em 3.3, foi utilizado simulando crânio/pelve para avaliar a taxa de kerma na entrada da pele do paciente. Os dados coletados estão apresentados na tabela 4.12.

Os valores de taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente obtidos através do objeto simulador FEP, como ilustrados na figura 3.2, são muito próximos dos valores obtidos utilizando as placas de alumínio de espessura total 3,8 cm, apresentados na Tabela 4.3. Isto demonstra que o simulador de acrílico tem validade para avaliação de taxa de kerma no ar em fluoroscopia.

Tabela 4.12 - Taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente com objeto simulador

Modo de exposição			Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Taxa de kerma médio (mGy/min)
LDF	Contínuo		68	2,4	4,6 ± 0,1
	1/2 dose		69	1,3	3,07± 0,01
	1/4 dose		69	0,7	1,58± 0,01
	Pulsado	0f/s	70	2,2	5,07± 0,01
		3f/s	-	-	-
		5f/s	-	-	-
		8f/s	-	-	-
HDF	Contínuo		68	5,8	10,9± 0,1
	1/2 dose		69	3,1	6,73± 0,01
	1/4 dose		70	1,6	3,68± 0,02
	Pulsado	0f/s	-	-	-
		3f/s	70	1,8	4,16± 0,07
		5f/s	70	3,0	6,93± 0,01
		8f/s	70	4,4	10,18 ± 0,01

A tabela 4.12 mostra os níveis de taxa de kerma variando de acordo com os modos de exposição, evidenciando as alternativas para redução da dose no paciente durante o exame. Em modo LDF, utilizado para visibilização da imagem sem gravação, a melhor configuração para visibilização da imagem é de ¼ de dose, do ponto de vista da taxa de kerma, pois é reduzida substancialmente. No modo HDF, utilizado para gravação das imagens, as melhores configurações para obtenção das imagens são ¼ de dose e pulsado com taxa de quadros de 3 frames por segundo. O efeito gerado na imagem pela variação na taxa de kerma no ar segundo as configurações do equipamento está ilustrado na figura 4.4, onde é possível observar que não há variação substancial na qualidade da imagem, mas sim, variação considerável na taxa de kerma no ar que produziu cada uma delas. A imagem C foi produzida através da uma menor taxa de kerma, a custo de uma maior granulação. As imagens A e D foram produzidas a partir de uma taxa de kerma aproximadamente igual, divergindo na granulação e densidade. A resolução espacial é a mesma em todas as imagens. É importante ressaltar que o equipamento fluoroscópico utilizado permite editar as imagens adquiridas,

variando o brilho, contraste e densidade, ou seja, em certos casos é possível utilizar uma técnica que produz uma menor taxa de kerma e melhorar a qualidade da imagem após ser adquirida.

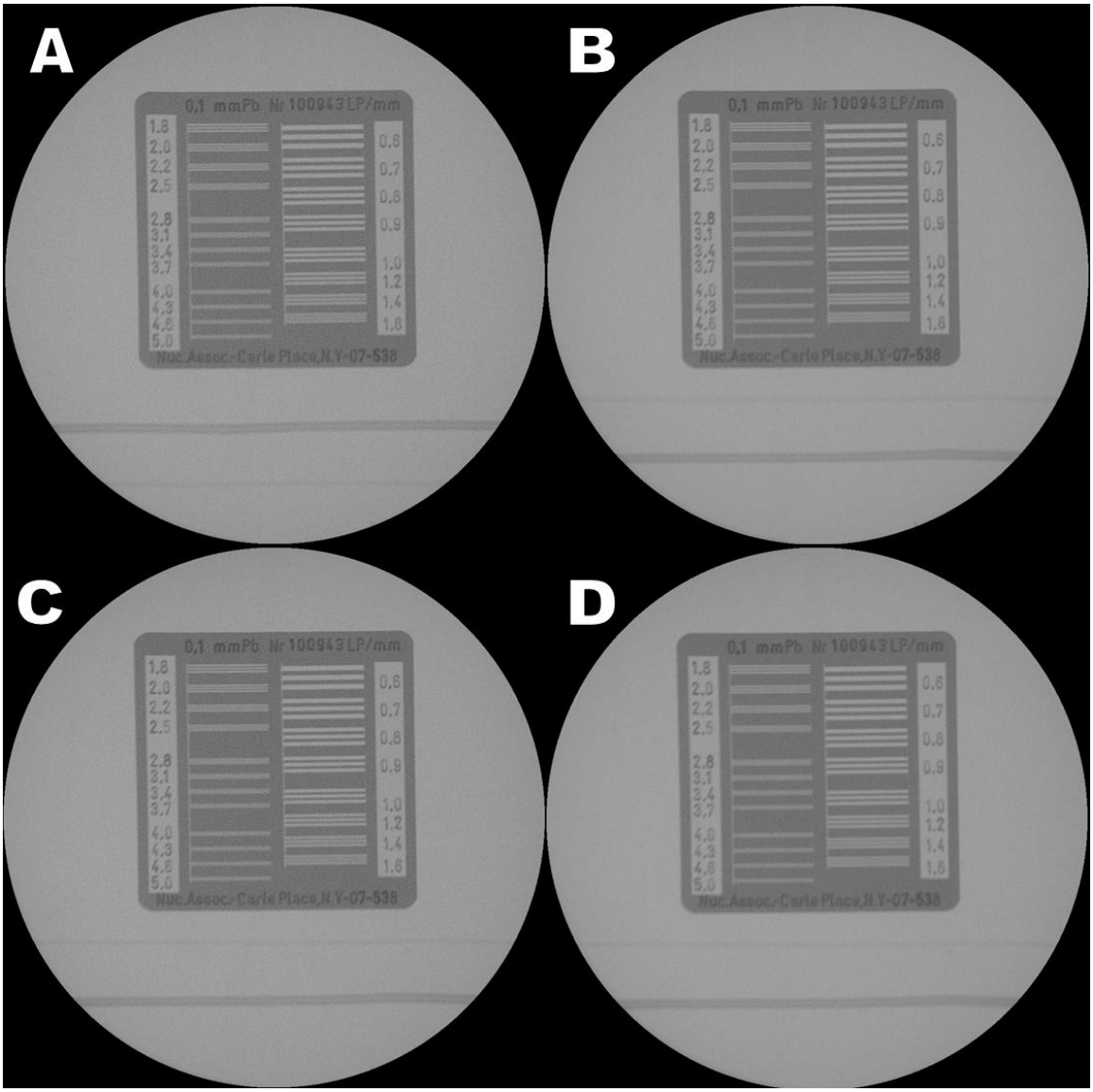

Figura 4.4 - Efeito da variação da taxa de kerma na imagem: A - modo contínuo; B - 1/2 dose; C - 1/4 dose; D - pulsado (8 frames/s).

A fluoroscopia, de um modo geral, é utilizada para realizar imagens dinâmicas, ao passo que este estudo foi realizado com um objeto simulador estático. Assim sendo, é possível que em certos casos, não seja praticável a utilização de técnicas que produzam uma menor taxa de kerma, sendo

necessário adequar essa possibilidade de redução na dose à imagem desejada. Mas sempre que possível é importante utilizar estes recursos disponíveis no equipamento a fim de otimizar a imagem fluoroscópica, para uma maior qualidade com a menor dose possível.

A resolução espacial máxima do sistema avaliada no monitor foi de 2.2 pares de linhas por milímetro, enquanto que a resolução quando avaliada através de um filme radiográfico apresentou um limite de 4.0 pares de linhas por milímetro. Esta comparação é meramente ilustrativa, pois como discutido anteriormente, o sistema tela filme apresenta uma resolução espacial maior que o II, a custo de maior exposição. Além disso, o que é realmente importante é a resolução apresentada pelo monitor do equipamento fluoroscópico.

Um inconveniente encontrado no objeto simulador utilizado que serve como proposta para trabalhos futuros é o seu tamanho. Dado que possui uma dimensão de 30 x 30 cm^2, não pode ser completamente visibilizado no monitor, mesmo usando 31 cm de abertura do II, restrito a alguns modelos de equipamentos fluoroscópicos. Mas, isso poderia ser resolvido reconstruindo-o com uma dimensão tal que possa ser usado na maioria dos equipamentos fluoroscópicos. A reconstrução permitiria excluir algumas estruturas simuladas que não são de grande relevância em fluoroscopia intervencionista, tal como tecidos adiposos e microcalcificações, além de contribuir para melhor acomodação das estruturas de interesse em um objeto simulador menor.

4.4 Medidas de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente, realizadas em diferentes clínicas.

As medidas foram realizadas basicamente no ano de 2007, em diversos estabelecimentos que possuem equipamentos fluoroscópicos. Os dados coletados estão expressos na tabela 4.13.

Tabela 4.13 - Dados de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente em diferentes equipamentos.

Tipo de equipamento	Equipamento	kVp	Taxa de kerma Média (mGy/min)
Convencional com Fluoroscopia	A	75	35,4 ± 0,3
		76	33,2 ± 0,2
	B	88	12,1 ± 0,2
	C	77	22,6 ± 0,4
Hemodinâmica	D	70	29,1 ± 0,1
		71	26,7 ± 0,2
	E	70	5,7 ± 0,3
	F	76	7,7 ± 0,3
		72	12,7 ± 0,2
Arco Cirúrgico	G	95	3,4 ± 0,1
	H	80	26,3 ± 0,4
	I	79	26,3 ± 0,2
	J	67	50,0 ± 0,5
	L	68	5,2 ± 0,1
		66	3,4 ± 0,2

De um modo geral, pode-se concluir que todos os equipamentos estudados apresentam uma taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente aceitável segundo a legislação vigente [30]. Isto é conseqüência do desativamento de equipamentos fluoroscópicos que não possuem intensificador de imagens [1], pois como já discutido, o II permite reduzir substancialmente a dose no paciente e, sem ele, os procedimentos tornam-se extremamente danosos do ponto de vista da proteção radiológica.

Os equipamentos A, B e C, apesar de estarem em plenas condições de uso, possuem tecnologias ultrapassadas, o que dificulta uma redução considerável na taxa de kerma, como também é o caso do equipamento J. O equipamento G, apesar da pequena taxa de kerma no ar, trata-se de um arco cirúrgico de pequeno porte, com utilização extremamente limitada. Os equipamentos E, F e L são equipamentos modernos de hemodinâmica e arco cirúrgico, que apresentam uma taxa de kerma relativamente baixa, mesmo quando operados em modo contínuo de exposição. Os equipamentos D, H e I apresentam uma taxa de kerma no ar razoável no modo contínuo. Esses

equipamentos dispõem de fluoroscopia pulsada e/ou digital ou com digitalização de imagens, que permitem reduzir ainda mais a taxa de kerma no paciente sem a perda de informação diagnóstica, sempre que o procedimento a ser realizado permite, conforme apresentado na tabela 4.12.

Capítulo 5

Conclusão

O presente estudo apresenta uma visão geral de um equipamento fluoroscópico digital, desde o seu princípio de funcionamento, uma avaliação de proteção radiológica com os parâmetros relevantes para o cálculo de blindagens, bem como uma proposta de avaliação da qualidade da imagem.

Os testes de controle de garantia de qualidade estabeleceram os níveis de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente e do intensificador de imagens, que podem ser utilizados como referência para testes futuros.

A calibração do medidor do produto kerma no ar-área estabeleceu um fator de calibração entre o medidor de $P_{k,a}$ do equipamento e a câmara de ionização 10x5-60. Sendo que o equipamento fornece um histórico de dose para cada procedimento realizado, esta calibração pode ser utilizada para determinar mais precisamente a dose real e favorece possíveis estudos de riscos e efeitos da dose de radiação a que são expostos os pacientes.

A utilização do objeto simulador FAP-FEP adaptado para fluoroscopia na avaliação de imagens em sistema fluoroscópico mostrou-se eficaz. O valor de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente obtida com o objeto simulador é equivalente à obtida durante os testes de controle de qualidade com as placas de alumínio, mostrando que o objeto simulador permite determinar os níveis de taxa de kerma na pele de um paciente adulto normal.

O objeto simulador permitiu ainda, avaliar a visibilização de estruturas

de interesse para os procedimentos fluoroscópicos, tal como estruturas ósseas, cavidades corporais e cateteres.

Ficou evidente que a redução da taxa de kerma, com a alteração da técnica utilizada, não teve influência significativa na qualidade da imagem, ou seja, não houve perda de informação diagnóstica. Isto também é facilitado por tratar-se de um sistema digital, onde se tem a opção de editar a imagem após ser adquirida, permitindo com isso, a melhora da qualidade através de softwares e não a custo de maior dose no paciente.

Com os resultados obtidos utilizando o FAR-FEP adaptado para fluoroscopia ficou evidente a viabilidade do desenvolvimento de um objeto simulador específico para fluoroscopia, especialmente com relação a dimensões mais adequadas para o intensificador de imagens.

A avaliação de taxa de kerma no ar em diferentes equipamentos mostrou que apesar de apresentarem um valor de taxa de kerma no ar aceitável, segundo os limites estabelecidos, em alguns casos o valor está muito próximo deste limite, o que pode ser explicado pelas suas tecnologias ultrapassadas. Em contrapartida, alguns serviços possuem equipamentos modernos, especialmente de hemodinâmica e arco cirúrgico que dispõem de fluoroscopia pulsada e/ou digital, permitindo redução da dose no paciente sem perda considerável de qualidade da imagem. Dessa forma, é necessário atentar sobre a disponibilidade de novas tecnologias em fluoroscopia, que permitem diminuir a dose no paciente e no corpo clínico, mas preservando a qualidade da imagem.

Referências Bibliográficas

[1] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DA VIGILÂNCIA SANITÁRIA, "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico". Portaria 453, de 01 de junho de 1998;

[2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. "The ALARA principle". Bethesda, MD: International Commission on Radiological Protection, Report 26, 1977;

[3] INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. "1990 Recommendations of International Commission on Radiological Protection", Pergamon Press, New York, 1990.

[4] COSTA, P. R.; "Modelo para Determinação de Espessuras de Barreiras Protetoras em Salas para Radiologia Diagnóstica", Tese de Doutorado, IPEN, Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

[5] SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE. "Uso, Posse e Armazenamento de Fonte de Radiação Ionizante no Âmbito do Estado de São Paulo". Resolução SS-625, Diário Oficial do Estado. São Paulo: 14 de dezembro de 1994;

[6] LAMMOGLIA, P.; Caldas, L. V. E.; "Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia Digital"; Metrosaúde 2005;

[7] SHOP, T.; “Radiation-induced Skin Injuries From Fluoroscopy”. Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health of FDA Public Health Advisory, 1997.

[8] PINA, D. R.; GHILARDI, T. N.; ROCHA, S. L.; BROCHI, M. A. C.; TRAD, C. S., “Construção de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas”, Radiologia Brasileira, vol. 33, p. 41-44, 2000.

[9] PINA, D. R.; DUARTE, S. B.; GHILARDI NETTO, T.; TRAD, C. S.; BROCHI, M. A. C.; OLIVEIRA, S. C., “Optimization of Standard Patient Radiographic Images For Chest, Skull and Pelvis Exams in Conventional X-ray Equipament”, Phys. Med. Biol., vol. 49: N215-N226, 2004.

[10] SELDINGER, S. I.; “Catheter replacement of the needle in percutaneous angiography: New thechnique. Acta Radiol Diagn, 1953.

[11] SONES, F. M. Jr.; “Cine Coronary Angiography”. Mod Concepts Cardiovasc. Dis., vol. 31: 735, 1962.

[12] MEANEY, T. F.; “Invasive Radilogy”, RadioGraphics, vol. 9, nº. 6: 1181-1188, 1989.

[13] McPARLAND, B.J.; “A study of patient radiation dose in interventional radiological procedures”. The British Journal of Radiology, vol. 71: 175-185, 1998.

[14] CONNORS, J. J.; WOJAK, J. C., “Interventional Neuroradiology. Strategies and Pratical Techniques”. W. B. Saunders, Philadelphia, PA, 1999.

[15] GKANATSIOS, N. A.; PETERS, K. R.; FREEMAN J. A., “Evaluation of an on-line patient exposure meter in neuroradiology”, Radiology 203: 837-842, 1994.

[16] HUDA, W.; PETERS K. R., “Radiation-induced temporary epilation after a neuroradiologically guided catheterization procedures”, Radiology 193: 642-644, 1994.

[17] GKANATSIOS, N. A.; HUDA, W.; PETERS K. R., “Adult patient doses in interventional neuroradiology”, Medical Physics 29: 717-723, 2002.

[18] HERMANZ-SCHULMAN, M.; “Can Fluoroscopic Radiation Dose Be Substantially Reduced?”, Radiology 238, Number 1, 2006.

[19] BOLAND, G. W.; MURPHY, B.; ARELLANO, R.; NIKLASON, L. MUELLER, P. R., “Dose reduction in gastrointestinal and genitourinary fluoroscopy: use of grid-controlled pulsed fluoroscopy”, AJR Am. J. Roentgenol 175 (5): 1453-1457, 2000.

[20] FELDMAN, A.; “A Sketch of the Technical History of Radiology from 1896 to 1920”, RadioGraphics, vol. 9, nº. 6: 1113-1128, 1989.

[21] KNIGHT, N.; “Seventy-five years of the RSNA, Approaching a Century of Radiology: Museum and Information Resources”, RadioGraphics, vol. 9, nº. 6: 1101-1111, 1989.

[22] CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. Jr.; Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology, 4th ed., 1990.

[23] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. Jr.; BOONEI, J. M.; “The Essential Physics of Medical Imaging”, 2nd ed., 2002.

[24] KROHMER, J. S.; Radiology and Fluoroscopy, 1920 to the Present, RadioGraphics, vol. 9, nº 6: 1129-1153, 1989.

[25] BUSHONG, S. C.; Radiologic Science for Technologists, 4th ed., 1988.

[26] HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R.; “Medical Imaging Physics”, 4th ed., 2002.

[27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, “Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Pratice”, Tecnhical Report Series Nº. 457, IAEA, Viena, 2007.

[28] CANEVARO, L. V.; “Otimização da Proteção Radiológica em Fluoroscopia: Níveis de Referência de Diagnóstico.”, Tese de Doutorado. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2000.

[29] PHILIPS, Manual do Usuário Philips Medical Systems, BV Pulsera, 2006.

[30] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAUDE, SECRETARIA DA VIGILÂNCIA SANITÁRIA, “Guia de Procedimentos para Segurança e Qualidade de Imagem em Radiodiagnóstico Médico”. Resolução Nº. 1016, abril de 2003.

[31] GRAY, J. E.; WINKLER, N. T.; STEARS, J.; FRANK, E.D.; “Quality Control in Diagnostic Imaging”, 1983.

[32] LUZ, E. S.; “Proteção Radiológica em Radiologia Intervencionista: Estudo de Caso”, Dissertação de Mestrado, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, Brasil, 2004.

[33] PINA, D. R.; DUARTE, S. B.; MORCELI, J.; GHILARDI NETTO, T.; “Development of Phantom for Radiographic Image Optimization of Standard Patient in the Lateral View of Chest and Skull Examination”, Applied Radiation and Isotopes, 64: 1623-1630, 2006.

[34] LAMMOGLIA, P.; “Elaboração e Implementação de Testes de Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia por Subtração Digital”, Dissertação de Mestrado, IPEN, Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

[35] BOONE, J. M.; PFEIFFER, D. E.; STRAUSS, K. J.; ROSSI, R. P.; LIN, P. P.; SHEPARD, J. S.; CONWAY, B. J. “A Survey of Fluoroscopic Exposures Rates: AAPM Task Group Nº. 11 Report, Med. Phys., Vol. 20 (3): 789-794, 1993.

[36] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS; “Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities”. NCRP Publications, Bethesda, MD, 2004. (NCRP Report 147).

[37] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS; “Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X ray and Gamma Rays of Energies up to 10 Mev”. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1976. (NCRP Report 49).

[38] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS; “Exposure to Ionizing Radiations”. NCRP Publications, Bethesda, MD, 1993. (NCRP Report 116).

[39] SIMPKIN, D.; “Evaluation of NCRP Report Nº. 49 Assumptions on Workloads and Use Factors in Diagnostic Radiology Facilities”. Medical Physics, Vol. 23, n° 4: 1499-1507, 1994.

[40] DISON, R. L.; SIMPKIN, D. J.; “New Concept for Radiation Shielding of Medical Diagnostic X Ray Facilities”, *in* D. FREY and P. SPRAWS, eds. “The Expanding Role in Medical Physics in Diagnostic Imaging”. Proceedings of the 1997 AAPM Summer School. Advanced Medical Publishing, Wisconsin, Madison, 1997.

[41] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS; “Radiation Protection for Procedures Performed Outside the Radiology Department”. NCRP Publications, Bethesda, MD, 2000. (NCRP Report 133).

Apêndice A

Alguns Pontos Referentes ao Cálculo de Blindagens em Salas de Fluoroscopia

A proposta de elaboração de blindagens serve basicamente para limitar a exposição à radiação por parte dos trabalhadores e membros do público a níveis aceitáveis.

O NCRP 49 [37], lançado em 1976, foi a base para projetos de instalações radiológicas durante muitos anos, tornou-se desatualizada frente aos avanços tecnológicos e aos novos limites de dose propostos pelo ICRP 60 [3]. Esses limites de dose aceitos eram de 50 mSv/ano e 5 mSv/ano, passando a 20 mSv/ano e 1 mSv/ano, para trabalhadores e público respctivamente.

Em 1993, a publicação NCRP-116 [38], reduziu ainda mais os níveis a serem utilizados para projetos de salas radiológicas, adotando 5 mSv/ano para trabalhadores e 1 mSv/ano para o público. Recomendações semelhantes foram adotadas no Brasil com a publicação da Portaria 453 [1].

Desta forma, a metodologia do NCRP Report 49 tornou-se extremamente conservador para o cálculo de blindagens, sugerindo a necessidade de instalação de barreiras muito espessas, contradizendo com os dados dosimétricos avaliados. Esta publicação também não fazia menção a procedimentos diagnósticos modernos, tal como a Tomografia Computadorizada

e Angiografia.

O NCRP 147 [36], publicado em 2004, procurou adequar os parâmetros relevantes para o cálculo de blindagens em cada tipo de procedimento radiológico. Outro ponto importante dessa publicação é que realiza uma abordagem diferente para determinação de fatores importantes no cálculo das blindagens, tal como o tipo de pessoas e os fatores de ocupação em cada região adjacente, arquitetura da sala, a carga de trabalho da fonte e seus fatores de uso e a de operação do equipamento.

O fator de uso considerado em projetos de instalações fluoroscópicas, tal como sugerido por Simpkin [39] em seus estudos, tem valor nulo para barreiras primárias. Isto se dá pelo fato de que o próprio o intensificador de imagens fluoroscópicas age como uma barreira protetora, restringindo toda a radiação primária. A tabela A.1 apresenta os valores sugeridos para fator de uso, na qual, a coluna parede 1 e parede 2 identificam as parede laterais, com incidências ocasionais de radiação primária devido ao fato dos procedimentos de posicionamento radiográfico serem mínimos.

Tabela A.1 - Fatores de uso sugeridos por Simpkin [39] para alguns tipos de equipamentos fluoroscópicos.

Tipo de Sala	Fator de uso (U)			
	Intensificador de Imagens	Piso	Parede 1	Parede 2
Cateterismo	1	0	0	0
Angiografia Periférica	0,987	0,013	0	0

Os fatores de ocupação (T) foram introduzidos nos cálculos de radioproteção com a função de ponderar a quantidade de radiação que alcança determinada área pela fração média do tempo que um indivíduo possa ocupar esta área. Um estudo, realizado por Dixon e Simpkin [40], sugeriu valores de fator de ocupação para áreas livres e controladas [40], procurando otimizar os cálculos de blindagens. A tabela A.2 mostra os valores sugeridos.

Tabela A.2 - Fatores de ocupação (T) propostos por Dixon e Simpkin [40] para diferentes tipos de ocupação em áreas controladas e não controladas.

Local		Fator de Ocupação (T)
Área Livre	Escritórios, lojas, alojamentos, áreas de recreação para crianças, locais ocupados nas construções adjacentes	1
	Lavanderias	1
	Salas de espera com recepcionista	1
	Corredores	1
	Posto de enfermeiras	1/2
	Salas de tratamento e exames de pacientes	1/2
	Cozinhas e Cafeterias	1/2
	Quartos de pacientes	1/8
	Sala de repouso de funcionários	1/8
	Lavabos e Banheiros	1/20
	Almoxerifados	1/20
	Áreas externas com bancos ou cadeiras	1/20
	Áreas externas de fluxo de pedestres ou veículos	1/40
	Estacionamentos sem manobristas	1/40
	Área de carga e descarga de veículos	1/40
	Sótão e escadarias	1/40
	Salas de espera sem recepcionista	1/40
	Elevadores sem ascensoristas	1/40
	Vestiários de pacientes	1/40
	Portarias	1/40
Área Controlada	Gabinete de Controle do equipamento de raios X	1
	Área de leitura de filmes	1
	Salas de exames	1
	Escritórios e salas de trabalho	1
	Salas de repouso de funcionários	1
	Escritórios de médicos, administrador do departamento ou chefe dos técnicos	1/2
	Cozinha para preparo de contrastes	1/2
	Quartos de repouso	1/4
	Corredores	1/4
	Áreas de espera de pacientes	1/4
	Vestiários de pacientes	1/4

A carga de trabalho (W) de um tubo de raios X médico é dada pela integral temporal da corrente no tubo em um período específico de tempo, normalmente dada em semanas, e expressa em unidades de miliamper-minuto. O número médio de pacientes neste mesmo período de tempo é considerado para determinação da carga de trabalho total, através do seu produto com a carga de trabalho. A sugestão de carga de trabalho para o cálculo de blindagens de instalações fluoroscópicas dada pela NCRP 147, nos casos em que não se tem todos os dados necessários, está apresentada na Tabela A.3. Supõe-se que a instalação funcione por um período de quarenta horas semanais.

Tabela A.3 - Carga de trabalho média estimada para instalações de alguns equipamentos fluoroscópicos [36].

Tipo de sala	Carga de trabalho total por paciente (mA.min/paciente)	Número típico de pacientes (N)	Carga de trabalho total (mA.min/semana)
Tubo de Fluoroscopia (equipamento com tubo de fluoroscopia e radiografia convencional)	13	20	260
Angiografia Cardíaca	160	20	3200
Angiografia Periférica	64	20	1330

As citações do NCRP Report 147 relevantes no presente estudo referem-se às instalações de sistemas de raios X para diagnóstico por imagens fluoroscópicas, instalações intervencionistas e sistemas de fluoroscopia móvel.

Os sistemas fluoroscópicos de imagem normalmente são operados com potencial variando de 60 a 120 kVp. Uma barreira primária está incorporada no receptor fluoroscópico de imagem. Dessa forma, um projeto de blindagem para uma sala contendo apenas uma unidade fluoroscópica deve considerar apenas barreiras secundárias. Entretanto, o profissional qualificado pode projetar salas fluoroscópicas com barreiras primárias, para o caso de mudança de função da sala, sem a necessidade de adicionar blindagem posteriormente. Alguns sistemas modernos de fluoroscopia também incluem um tubo radiográfico convencional, o que requer um projeto de blindagens adequado para ambos.

Unidades intervencionistas, incluindo sistemas de imagem cardiovascular, bem como angiografia periférica e neuroangiografia, podem contar com múltiplos tubos de raios X, onde cada um necessita ser avaliado independentemente. Os procedimentos realizados nestes sistemas frequentemente necessitam de um longo tempo de fluoroscopia, bem como cine a radiografia digital. Consequentemente, a carga de trabalho em instalações de fluoroscopia intervencionista geralmente é alta e a orientação do tubo pode mudar a cada procedimento realizado. Outro fator importante é que a área controlada da instalação pode ser grande o bastante para acomodar toda instrumentação necessária e pessoas da equipe necessárias ao procedimento.

Os sistemas de imagem fluoroscópica portáteis são amplamente utilizados quando o paciente tem dificuldades de locomoção. Enquanto isso, os sistemas fluoroscópicos tipo arco-C portáteis são frequentemente usados em procedimentos cardíacos, tal como implantação de marca-passo e vários procedimentos e exames realizados na sala de operação. A proteção radiológica envolvida em equipamentos radiográficos portáteis é discutida no NCRP-133 [41]. Se o equipamento portátil é usado em uma sala específica, há necessidade de avaliar as condições de blindagem da sala.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

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