



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Departamento de Engenharia Biomédica

**Estudo da Dose Ocupacional no Laboratório de Cateterismo
Cardíaco do HC da UNICAMP: Fluoroscopia Pulsada *versus*
Fluoroscopia Contínua**

Autor: Mariana Sacrini Ayres Ferraz

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Trabalho apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Comissão Examinadora

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen (presidente)

Prof. Dr. Paulo Roberto Costa

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

Campinas, 2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

F413e Ferraz, Mariana Sacrini Ayres
Estudo da dose ocupacional no laboratório de cateterismo cardíaco do HC da Unicamp: fluoroscopia pulsada versus fluoroscopia contínua / Mariana Sacrini Ayres Ferraz. --Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Sérgio Santos Mühlen.
Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Cateterismo Cardíaco. 2. Fluoroscopia. 3. Raios-X. 4. Radiação - Dosagem. I. Mühlen, Sérgio Santos. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Título em Inglês: Occupational dose study in the cardiac catheterism laboratory of Unicamp's HC: pulsed fluoroscopy versus continuous fluoroscopy

Palavras-chave em Inglês: Cardiac Catheterism, Fluoroscopy, X-ray, Radiation dosage

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Paulo Roberto Costa, Eduardo Tavares Costa

Data da defesa: 27/08/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

Candidata: Mariana Sacrini Ayres Ferraz

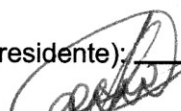
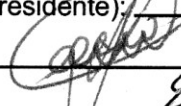
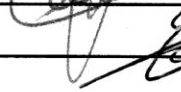
Data da Defesa: 27 de agosto de 2009

Título da Tese: "Estudo da Dose Ocupacional no Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da UNICAMP: Fluoroscopia Pulsada versus Fluoroscopia Contínua"

Prof. Dr. Sérgio Santos Muhlen (Presidente):

Prof. Dr. Paulo Roberto Costa:

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa:

 *Sérgio Santos 15*



Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen, primeiramente por ter me aceitado como sua aluna, e também por todo apoio durante a realização desse trabalho.

À física Rosângela Franco Coelho, principalmente pela sugestão do tema do qual foi elaborada essa tese, sem a qual nada teria acontecido.

Ao físico Daniel Massaro Onusic, pelas horas de trabalho que se dispôs para me acompanhar durante o trabalho experimental, pela paciência e por estar presente durante os empecilhos, e também por todo conhecimento que me passou, fruto de sua experiência.

Ao Prof. Dr. Eduardo Arantes Nogueira, responsável pelo Laboratório de Cateterismo, pelas sugestões e dedicação em disponibilizar o uso do Laboratório.

Ao biólogo Sylvio Luis Lucchi, pela paciência de acompanhar o trabalho, e por todo seu interesse e sugestões dadas, sempre disposto a responder minhas dúvidas.

Aos meus pais, Erlan Barthazar Ayres Ferraz e Belarmina Ap. Sacrini Ayres Ferraz, por todo apoio, desde o início de minha graduação até hoje, em cujas vidas sempre me espelharei.

Aos meus irmãos Maurício, Marcelo, Matheus e Marcus, e suas respectivas famílias, pela preciosa convivência e como isso afetou minha vida, fazendo com que eu leve sempre comigo um pouco de cada um.

Ao meu namorado Rafael Santos de Oliveira Alves pelo total apoio, lealdade e companheirismo, e também, como não posso deixar de citar, sua extrema dedicação e bondade em todos os momentos, que sempre me surpreenderam.

A todos os meus amigos que estão presentes em minha vida e são responsáveis por fazê-la melhor.

A todos os docentes do DEB pelos ensinamentos passados a mim e que sempre levarei comigo.

Ao DEB e CEB pela oportunidade.

À CAPES pelo apoio financeiro.

À UNICAMP pelo o que eu sou hoje.

A Deus pela minha vida.

Dedico este trabalho
à minha família.

Resumo

Exames de cateterismo que utilizam fluoroscopia, como a angioplastia coronariana, são responsáveis por altas doses de radiação (maiores que na radiologia convencional), tanto para os pacientes como para a equipe médica. O uso intensivo dos raios X faz com que aumentem os riscos radiológicos, em decorrência da alta exposição cumulativa durante a vida dos cardiologistas intervencionistas e suas equipes. Os principais riscos decorrentes de altas doses de raios X são: câncer, cataratas, malformações e danos ao feto de mulheres grávidas.

A geração de raios X com tecnologia pulsada, que se tornou disponível aos hospitais, representa uma potencial redução da dose de radiação recebida pela equipe profissional. O montante de redução da dose ainda é objeto de controvérsias na literatura, mas alguns autores descrevem reduções de até 70%.

Este trabalho teve por objetivo o estudo da dose ocupacional no Laboratório de Cateterismo Cardíaco da UNICAMP. Foram comparadas as doses recebidas pela equipe para a fluoroscopia contínua e pulsada, e a diminuição proporcionada pela troca do equipamento de fluoroscopia contínua pelo pulsado no Laboratório foi quantificada.

As diminuições encontradas para os médicos, principal e auxiliar, foram de 5,2% e 13,7% respectivamente. Para os enfermeiros e auxiliares de enfermagem foram de 7,5% e 8,2%. Além disso, foram calculadas as doses efetivas por procedimento para cada profissional, e foi feita uma análise dos dados dos dosímetros termoluminescentes usados em todo o período de funcionamento do Laboratório.

Em conclusão, a diminuição proporcionada pela tecnologia pulsada não foi significativa, e neste trabalho são propostas novas estratégias para reduzir a dose ocupacional no Laboratório de Cateterismo.

Palavras-chave: Raios X, Dosimetria, Dose ocupacional, Dose efetiva, Proteção radiológica, Fluoroscopia pulsada, Cateterismo cardíaco.

Abstract

Procedures of catheterism using fluoroscopy, as coronary angioplasty, are responsible for high doses of radiation (higher than conventional radiology), not only for patients but for the medical staff as well. The intensive use of X-rays increases radiological risks, as a consequence of cumulative exposition, for cardiologists and their teams. The main risks resulted from high doses of X-rays are: cancer, cataracts, malformations, and damage to the fetuses of pregnant women.

The production of X-rays with pulsed technology, which is now available in many hospitals, implies a potential reduction of the radiation dose received by the medical staff. The amount of dose reduction is still controversy in literature, but some authors report reductions up to 70%.

This work aimed at study occupational dose in the Cardiac Catheterism Laboratory of UNICAMP. The doses received by the medical staff on the continuous and pulsed fluoroscopy modes were compared, and the dose reduction consequent to the change of technologies in the Laboratory (from continuous to pulsed fluoroscopy) was measured.

The reductions found for main and auxiliary physicians were 5.2% and 13.7%, respectively. For nurses, auxiliary nurses and technicians, the reductions were 7.5% to 8.2%. Moreover, the effective dose of each procedure for each professional was calculated and data analysis of the thermoluminescent dosimeters used in the whole Laboratory working periods was made.

In conclusion, the dose reduction caused by pulsed technology was not significant, and new strategies to reduce occupational doses in the Catheterism Laboratory are proposed.

Keywords: X-rays, Dosimetry, Occupational dose, Effective dose, Radiological protection, Pulsed fluoroscopy, Cardiac catheterism.

Sumário

Capítulo 1	1
Introdução.....	1
Capítulo 2	7
Objetivo.....	7
2.1 Objetivos Específicos	7
Capítulo 3	9
Fundamentos Teóricos	9
3.1 Equipamento.....	9
3.1.1 Histórico	10
3.1.2 Descrição do Equipamento	11
3.1.2.1 Gerador de Raios X.....	11
3.1.2.2 Tubo de Raios X	12
3.1.2.3 Tubo Intensificador de Imagem	15
3.1.2.4 Modos Contínuo e Pulsado	16
3.1.2.5 Cine.....	16
3.2 Dosimetria	17
3.2.1 Grandezas Dosimétricas	17
3.2.1.1 Exposição X.....	18
3.2.1.2 Dose Absorvida D	19
3.2.1.3 O fator “roentgen-rad” (“fator f ”)	19
3.2.1.4 Kerma no ar K	21
3.2.1.5 Equivalente de Dose H	21
3.2.1.6 Dose Efetiva E	22
3.3 Limites de Dose.....	23
3.4 Efeitos Biológicos	25
3.5 Métodos de Detecção da Radiação.....	28
3.5.1 Escolha de um Instrumento de Medição.....	28
3.5.2 Detectores com Câmara de Ionização.....	29
3.5.3 Dosímetro Termoluminescente.....	30

3.6	Proteção Radiológica.....	30
3.6.1	Princípios.....	30
3.6.2	O Princípio ALARA no Laboratório de Cateterismo.....	31
3.7	Estimativa da Dose Efetiva a partir dos TLD.....	36
Capítulo 4	39
Materiais e Métodos	39
Capítulo 5	45
Resultados e Discussão	45
5.1	Testes Realizados Com a Câmara de Ionização.....	45
5.1.1	Diferença entre os Modos de Leitura das Câmaras.....	45
5.1.2	Linearidade das medidas.....	46
5.1.3	Radiação espalhada por mA·s.....	50
5.2	Medidas na Posição (1) – Posição do Médico.....	52
5.3	Medidas na Posição (2) – Posição do Médico Auxiliar.....	61
5.4	Medidas na Posição (3) – Posição do Enfermeiro ou Auxiliar de Enfermagem.....	66
5.5	Medidas na Posição (4) – Posição do Enfermeiro ou Auxiliar de Enfermagem.....	71
5.6	Resumo dos Resultados.....	76
5.7	Análise do Histórico – Médicos.....	78
5.8	Análise do Histórico – Enfermeiros.....	81
5.9	Análise do Histórico – Auxiliares de Enfermagem.....	83
5.10	Mapeamento.....	85
Capítulo 6	99
Conclusão	99
Apêndice I	101
<i>Phantom</i> Antropomórfico	101
Apêndice II	103
Correlação	103
Apêndice III	105
Câmara de Ionização Victoreen 451B	105
Apêndice IV	107
Características do Equipamento de Raios X	107

Apêndice V	109
Teste t de Student	109
Apêndice VI	111
Propagação de Erros em Cálculos	111
Apêndice VII	113
Fotos	113
Referências Bibliográficas	117

Lista de Figuras

Fig. 1.1: <i>Stent</i> vascular (aberto e fechado).....	2
Fig. 1.2: Esquema de um procedimento de angioplastia.....	2
Fig. 1.3: Imagem do Laboratório de Cateterismo da Unicamp (UNICAMP, 2007).....	3
Fig. 3.1: Sistema fluoroscópico (Calil <i>et al.</i> , 2002)	9
Fig. 3.2: A) Sistema fluoroscópico publicado em um livro em 1896; B) Sistema fluoroscópico portátil, desenvolvido também em 1896 (Sabbatini, 2003)	10
Fig. 3.3: Principais componentes de um sistema para fluoroscopia (Bashore, 2001).....	11
Fig. 3.4: Tubo de raios X e seus componentes (Calil <i>et al.</i> , 2002)	12
Fig. 3.5: Produção de raios X (Calil <i>et al.</i> , 2002)	13
Fig. 3.6: Espectro de emissão dos raios X (Andreucci, 2006)	14
Fig. 3.7: Diagrama de um tubo de raios X com grade de controle. A seta clara indica a posição da grade e as setas escuras indicam o anodo e o catodo (Boland <i>et al.</i> , 2000).	15
Fig. 3.8: Diagrama de um tubo de imagem (Bashore, 2001).	15
Fig. 3.9: Arranjo usado para gravação cine (Bashore, 2001).	17
Fig. 3.10: Energia absorvida por unidade de massa em ar, músculo, gordura e osso por um feixe de raios X de 1 R (Biral, 2002).	20
Fig. 3.11: Curva das regiões de funcionamento de um medidor a gás (Tahuata <i>et al.</i> , 2003).	29
Fig. 3.12: A) Colimador fechado, apenas radiação de fuga alcança o medidor. B) Colimador parcialmente aberto, radiação de fuga e pequena radiação espalhada alcançam o medidor. C) Colimador totalmente aberto, radiação de fuga e alta radiação espalhada alcançam o medidor (Balter, 1999).	32
Fig. 3.13: Diagrama mostrando os nomes das projeções em relação à posição do paciente. Oblíqua anterior esquerda (LAO), oblíqua anterior direita (RAO), cranial (CR) e caudal (CA) referem-se a posição do II, com 0° acima do paciente (Morrish <i>et al.</i> , 2008).	33
Fig. 3.14: Medidas na posição do cardiologista feitas com e sem proteção de chumbo durante fluoroscopia (Morrish <i>et al.</i> , 2008).	34
Fig. 3.15: Medidas na posição do enfermeiro feitas com e sem proteção de chumbo durante fluoroscopia (Morrish <i>et al.</i> , 2008).	34

Fig. 4.1: Posições utilizadas para as medidas. As posições (1) e (2) indicam os médicos, e as posições (3) e (4) são ocupadas pelos enfermeiros ou auxiliares de enfermagem.....	40
Fig. 4.2: Divisões do Laboratório de Cateterismo para o mapeamento. Os raios das circunferências medem respectivamente: 0,7; 1,0; 1,3 e 2,6 m.	43
Fig. 5.1: Análise linear dos dados da 450P no modo de leitura integrado.	48
Fig. 5.2: Análise linear dos dados da 450P no modo de leitura taxa.	48
Fig. 5.3: Análise linear dos dados da 451B no modo integrado.....	49
Fig. 5.4: Análise linear dos dados da 451B no modo de leitura taxa.	49
Fig. 5.5: Diminuição da taxa de dose para fluoroscopia pulsada em relação à fluoroscopia contínua, por projeção, para o conjunto de medidas A.	57
Fig. 5.6: Comparação das taxas de dose por projeção para os modo cine e fluoro pulsado e contínuo.....	58
Fig. 5.7: Doses anuais dos médicos.....	78
Fig. 5.8: Carga de trabalho anual por profissional.	80
Fig. 5.9: Doses anuais dos enfermeiros.....	83
Fig. 5.10: Doses anuais dos auxiliares de enfermagem.....	85
Fig. 5.11: Taxas de doses calculadas no mapeamento em $\mu\text{Sv/s}$	91
Fig. I.1: <i>Phantom</i> antropomórfico de humanóide Rando Alderson (RANDO [®] Phantom, 2008)	101
Fig. III.1: Câmara de ionização Victoreen 451B (Fluke Biomedical, 2005)	105
Fig. III.2: Curva da dependência energética da câmara 451B (Fluke Biomedical, 2005)	106
Fig. VII.1: Montagem para as medições	113
Fig. VII.2: Montagem, mostrando mais o <i>phantom</i> e a câmara de ionização	114
Fig. VII.3: Montagem vista de outro ângulo	114
Fig. VII.4: Foto do <i>phantom</i>	115
Fig. VII.5: Foto do console na sala de controle	115
Fig. VII.6: Foto da parte do console onde são mostrados os parâmetros ajustados pelo equipamento	116

Lista de Tabelas

Tab. 3.1: Fatores f (Biral, 2002)	20
Tab. 3.2: Valores de Q para diferentes tipos de radiação	22
Tab. 3.3: Valores do fator w_T para diferentes tecidos e órgãos (Tahuata <i>et al.</i> , 2003; LNMRI, 2002)	23
Tab. 3.4: Limites de doses anuais (CNEN, 2005)	25
Tab. 3.5: Taxas de dose sob o avental em mSv/mês (Vaño <i>et al.</i> , 2006)	36
Tab. 3.6: Algoritmos para o cálculo da dose efetiva (E)	37
Tab. 5.1: Medições comparando os modos de leitura das câmaras de ionização	45
Tab. 5.2: Diferença entre as doses integradas medidas	46
Tab. 5.3: Resultados das medidas para avaliar a linearidade (os valores de taxa de dose calculada são as transformações dos valores do modo integrado medido em taxa)	47
Tab. 5.4: Diferenças entre os modos taxa medidos e calculados	47
Tab. 5.5: Dose medida para o modo contínuo	50
Tab. 5.6: Doses medidas para o modo pulsado	50
Tab. 5.7: Cálculo da radiação espalhada por mA · s	51
Tab. 5.8: Diferenças calculadas entre os modos contínuo e pulsado	51
Tab. 5.9: $\Delta R/R$ (%)	52
Tab. 5.10: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas A	53
Tab. 5.11: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas B	54
Tab. 5.12: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas C	55
Tab. 5.13: Taxas de dose por projeção ($\mu\text{Sv/s}$) para o conjunto de medidas A	56
Tab. 5.14: Variação da dose para a fluoroscopia pulsada em relação à contínua por projeção	56
Tab. 5.15: Somatórias das taxas de dose	57
Tab. 5.16: Doses por procedimento	58
Tab. 5.17: Dose efetiva por procedimento pelo MN	59
Tab. 5.18: Resultados da aplicação do teste t de Student	59
Tab. 5.19: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal estimada por médico	60
Tab. 5.20: Doses efetivas por procedimento para o cardiologista, apresentadas por outros autores, calculadas pelo MN	60

Tab. 5.21: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas A	62
Tab. 5.22: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas B.....	63
Tab. 5.23: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas C.....	64
Tab. 5.24: Somatórias das taxas de dose.....	65
Tab. 5.25: Dose efetiva por procedimento pelo MN.....	65
Tab. 5.26: Resultados da aplicação do teste t de Student.....	66
Tab. 5.27: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional	66
Tab. 5.28: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas A	67
Tab. 5.29: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas B.....	68
Tab. 5.30: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas C.....	69
Tab. 5.31: Somatória das taxas de dose	70
Tab. 5.32: Dose efetiva por procedimento pelo MN.....	70
Tab. 5.33: Resultados da aplicação do teste t de Student.....	71
Tab. 5.34: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional	71
Tab. 5.35: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas A	72
Tab. 5.36: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas B.....	73
Tab. 5.37: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas C.....	74
Tab. 5.38: Somatórias das taxas de dose.....	75
Tab. 5.39: Dose efetiva por procedimento pelo MN.....	75
Tab. 5.40: Resultados da aplicação do teste t de Student.....	76
Tab. 5.41: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional	76
Tab. 5.42: Resumo dos resultados.....	77
Tab. 5.43: Doses efetivas anuais dos médicos	79
Tab. 5.44: Médias e desvios anuais das doses do banco de dados para os médicos A e D.....	80
Tab. 5.45: Dose efetiva calculada pelo MN a partir dos valores médios da Tabela 5.42, multiplicados por 10.....	80
Tab. 5.46: Doses anuais dos enfermeiros	82
Tab. 5.47: Doses anuais dos auxiliares de enfermagem.....	84
Tab. 5.48: Valores de taxas de dose calculados a partir das doses integradas medidas para mapeamento de 0° a 180° em $\mu\text{Sv/s}$. A barra / aparece onde não foi possível realizar medidas (e.g., quando o ponto se localiza em alguma parte do equipamento).....	86

Tab. 5.49: Médias e desvios padrão dos valores de taxas de dose em $\mu\text{Sv/s}$	88
Tab. 5.50: Valores medidos para algumas posições do semi-círculo superior do mapa.....	89
Tab. 5.51: Médias e desvios padrão para os valores da Tabela 5.50	90
Tab. 5.52: Reduções de doses recebidas ao aumentar a distância de paciente de 0,7 para 1,0 m..	92
Tab. 5.53: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (1)	93
Tab. 5.54: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (2)	94
Tab. 5.55: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (3)	95
Tab. 5.56: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (4)	96
Tab. 5.57: Valores das doses efetivas por procedimento pelo MN para pontos do mapa referentes às posições (1), (2), (3) e (4)	96
Tab. II.1: Intervalos de coeficientes de correlação e suas interpretações (Shimakura, 2006)	103
Tab. III.1: Tempo de resposta da Câmara 451B (Fluke Biomedical, 2005)	106
Tab. V.1: Número de graus de liberdade associados aos níveis de significância (Vieira, 2006).	109

Lista de Símbolos e Siglas

α : nível de significância

ABC: Controle Automático de Brilho (*Automatic Bright Control*)

AEC: Controle Automático de Exposição (*Automatic Exposition Control*)

ALARA: “Tão Baixo Quanto Razoavelmente Alcançável” (*As Low As Reasonably Achievable*)

angio-RM: angiografia por Ressonância Magnética

C: coulomb

CA: angiografia coronariana

CA: caudal

CCD: *Charge-Coupled Device*

CD: *Compact Disk*

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear

CNTP: Condições Normais de Temperatura e Pressão

CR: cranial

CsI: iodeto de cézio

d : distância

D: dose absorvida

DP: desvio padrão

dE : energia

dE_{ir} : soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material

dm : massa

dQ : carga

dx : distância percorrida

E : dose efetiva

ESD: dose na superfície de entrada

f: fator f ou fator roentgen-rad

g: grama

Gy: gray

$H^*(10)$: equivalente de dose ambiente

h: hora
H: equivalente de dose
HC: Hospital de Clínicas
 H_o : dose sobre o avental
HPCS: *Healthcare Product Comparison System*
 H_u : dose sob o avental
 H_x : dose individual
ICRU: *International Commission on Radiation Units*
ICRP: *International Commission on Radiological Protection*
II: Intensificador de Imagens
IRD: Instituto de Radioproteção e Dosimetria
J: joule
K: Kerma no ar
keV: quiloelétron-volt
kg: quilograma
kV: quilovolt
LAO: oblíqua anterior esquerda (*Left Antero Oblique*)
LET: *linear energy transfer*
LiF: fluoreto de lítio
LNMRI: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
 μ_{en}/ρ : coeficiente de absorção de massa
 μ Gy: microgray
 μ m: micrômetro
 μ R: microroentgen
 μ Sv: microsievert
 m (dm): massa
mA: miliampere
MCT: Ministério da Ciência e Tecnologia
MeV: megaelétron-volt
mGy: miligray
min: minuto

MN: método de Niklason *et al.* (1994)
mR: miliroentgen
ms: milisegundo
mSv: milisievert
PACS: Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (*Picture Archiving and Communication System*)
pps: pulsos por segundo
PT: protetor de tireóide
PTCA: angiografia coronariana transluminal percutânea (*Percutaneous Transluminal Coronary Angiography*)
 Q : fator de qualidade
 r : coeficiente de correlação
 ρ : densidade de massa
R: roentgen
rad: *radiation absorbed dose*
RAO: oblíqua anterior direita (*Right Antero Oblique*)
rem: *roentgen equivalent man*
RSNA: *Radiological Society of North America*
S: variância
s: segundo
SUS: Sistema Único de Saúde
Sv: sievert
 S_x : desvio padrão amostral do conjunto x
 S_y : desvio padrão amostral do conjunto y
TLD: dosímetro termoluminescente (*Thermoluminescent Dosimeter*)
V: volt
VHS: sistema de vídeo doméstico (*Video Home System*)
 x_m : média do conjunto de dados x
 y_m : média do conjunto de dados y
 w_T : fator de peso do órgão ou tecido T em questão

Capítulo 1

Introdução

O Laboratório de Cateterismo Cardíaco faz parte do serviço de Hemodinâmica do Hospital das Clínicas da UNICAMP. Pode-se definir hemodinâmica como um conjunto de procedimentos médicos invasivos para diagnóstico e tratamento de cardiopatias, fazendo uso do cateterismo. O cateterismo é um procedimento no qual um cateter, que é um tubo fino e flexível, é introduzido em um vaso sanguíneo até atingir o coração, para auxiliar no diagnóstico ou na correção de problemas cardiovasculares (e.g. a visualização de um estreitamento de vasos, geralmente formado por uma placa de gordura). As vias de acesso para a realização de hemodinâmica podem ser as artérias radial (pulso), braquial (braço) ou femoral (virilha).

O procedimento utiliza cateteres para registro de pressões e possibilita injeções intracardíacas de contraste radiopaco. São usados raios X na forma de fluoroscopia para dirigir o cateter ao local de estudo, e cinefluoroscopia para obtenção de imagens que são digitalizadas e gravadas em CD. Para cada local a ser explorado usam-se cateteres de medidas e angulações diferentes. A aparelhagem fornece imagens digitais e sinais vitais, em adultos e crianças, em tempo real e com grande riqueza de detalhes.

O cateterismo é uma abordagem bastante desenvolvida, sendo atualmente o exame mais preciso para o diagnóstico de problemas cardíacos. Na maioria das vezes é um exame essencial para que se possa realizar uma cirurgia cardíaca.

A angioplastia é um dos procedimentos mais comuns de hemodinâmica. Trata-se da abertura de uma artéria do coração que apresente algum estreitamento, com o uso de um cateter que possui um pequeno balão em sua ponta. Este balão está envolvido por uma pequena mola de fios de aço inoxidável entrelaçados chamada *stent* (Figura 1.1). O balão é colocado vazio no local onde existe o estreitamento, e então inflado com soro e contraste radiopaco. Quando o balão é inflado, dilata também o *stent*, pressionando-o contra a parede da artéria. Após o balão ser desinflado e retirado, o *stent* fica permanentemente no local, assegurando a abertura do vaso sanguíneo (Figura 1.2).

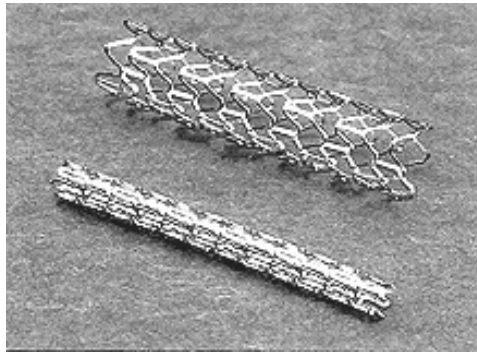


Fig. 1.1: *Stent* vascular (aberto e fechado).

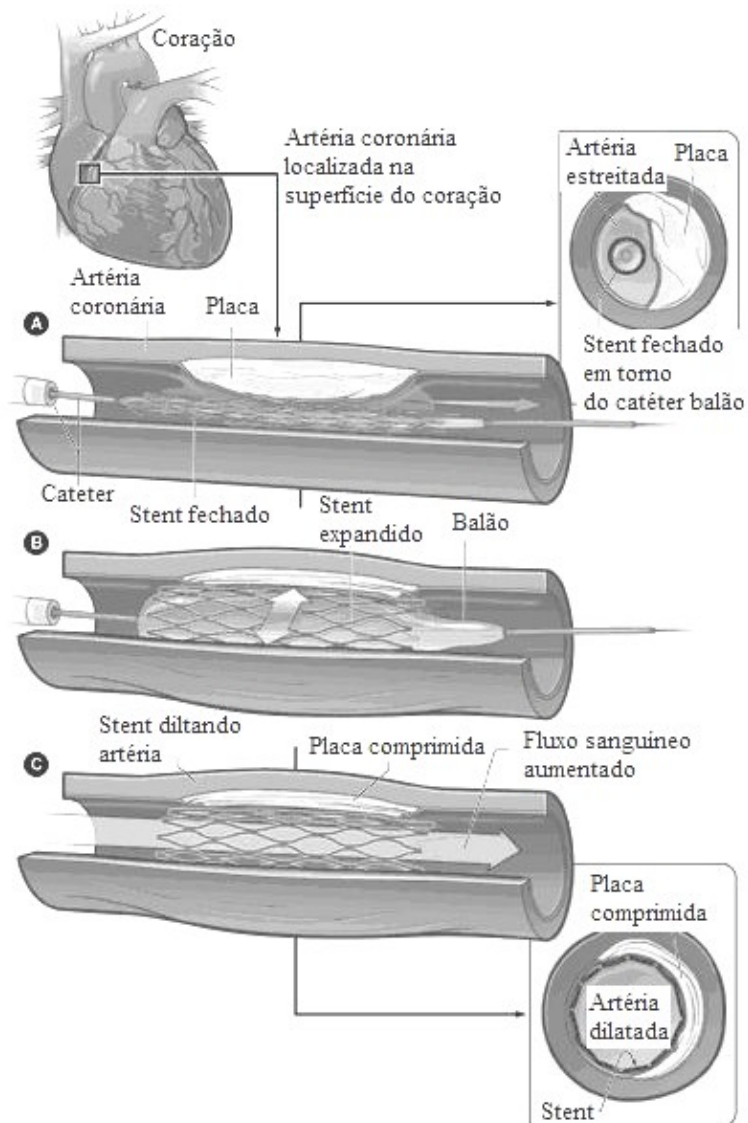


Fig. 1.2: Esquema de um procedimento de angioplastia (Wikipédia, 2008).

O Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da UNICAMP (Figura 1.2) é o único serviço credenciado pelo SUS em Campinas, SP. Inaugurado em 1987, o Laboratório atende em média perto de 80 pacientes/mês, e deste total cerca de 20% são procedimentos terapêuticos. O maior número de usuários é constituído por pacientes acima de 50 anos de idade, principalmente homens com fatores de risco para o desenvolvimento de placas ateromatosas. Em dezembro de 2004 o Laboratório atingiu a marca de 10 mil cateterismos realizados (UNICAMP, 2007).



Fig. 1.3: Imagem do Laboratório de Cateterismo da Unicamp (UNICAMP, 2007).

Alguns procedimentos diagnósticos e terapêuticos que são realizados no Laboratório de Cateterismo Cardíaco / Hemodinâmica (UNICAMP, 2007):

- Angiogramografia
- Ventriculografia
- Aortografia
- Arteriografia pulmonar
- Biópsia endocárdica
- Angioplastia coronária com balão

- Angioplastia coronária com colocação de endoprótese (*stent*)
- Estudo de cardiopatia valvular
- Valvoplastia pulmonar
- Colocação de Marca-Passo temporário
- Estudo de cardiopatia congênita
- Atrioseptostomia
- Determinação das pressões intra-cardíacas
- Determinação dos fluxos cardiovasculares e das resistências vasculares

Dentre os setores que fazem uso de raios X em um hospital, os serviços de hemodinâmica representam a maior exposição ocupacional. O uso intensivo dos raios X em cateterismo, principalmente durante os procedimentos de eletrofisiologia e ablação, que podem exceder 1 hora de duração (Limacher *et al.*, 1998), faz com que tanto o paciente quanto a equipe médica recebam altas doses, estando sujeitos a riscos radiológicos. Os cardiologistas intervencionistas e suas equipes recebem alta exposição cumulativa durante a vida, proveniente de procedimentos fluoroscópicos (Boland *et al.*, 2000). As principais preocupações para a equipe médica são os riscos potenciais decorrentes de exposição à radiação, como câncer, cataratas, malformações e danos ao feto de mulheres grávidas (Limacher *et al.*, 1998).

Os procedimentos de cardiologia intervencionista podem ser complexos (Foti *et al.*, 2008) e são realizados usando dois níveis de radiação de durações diferentes, nível “fluoro” (fluoroscopia) e nível “cine” (cineangiografia) (Abdel-Malek e Bloomer, 1994). O nível fluoro que representa aproximadamente 90-95% do tempo total de um procedimento, opera com dose relativamente baixa. É usado principalmente para a visualização e posicionamento dos cateteres. O nível cine opera num tempo menor e com taxa de dose relativamente alta. Este nível é usado principalmente para gravações de imagens pré e pós-operativas, para fins diagnósticos e avaliação do sucesso do procedimento (Abdel-Malek e Bloomer, 1994; Foti *et al.*, 2008).

Visando reduzir a dose ocupacional e dos pacientes, foram desenvolvidos equipamentos para fluoroscopia com a emissão pulsada de raios X. Estudos iniciais revelaram seu potencial para redução da dose quando comparado com fluoroscopia contínua (Boland *et al.*, 2000).

Apesar da noção de que a fluoroscopia pulsada promove uma condição mais segura para pacientes e operadores, em virtude das dosagens mais baixas e menores tempos de exposição, não

há consenso entre os pesquisadores acerca do valor desta redução de dose. Para Chida *et al.* (2007), a fluoroscopia a 15 pulsos por segundo (pps) reduz claramente a exposição dos pacientes, mas a taxas de 25, 30 e 50 pps, as doses são similares às da fluoroscopia contínua, ou seja, a fluoroscopia pulsada não necessariamente significa fluoroscopia a baixas doses (Chida *et al.* 2007; Wagner *et al.*, 2000). Boer *et al.* (1994) encontraram uma redução na dose de 54% para o médico na fluoroscopia pulsada em relação à contínua. Steffenino *et al.* (1996) encontraram que a dose decorrente do modo cine no operador é reduzida por um fator de 2 se forem usadas 12,5 aquisições por segundo ao invés de 25. Segundo Hernandez e Goodsitt (1996), usando fluoroscopia pulsada em 7,5 pps, é possível reduzir a exposição à radiação em 75% da fluoroscopia contínua. Para Vetter *et al.* (1998), a taxa de dose da fluoroscopia pulsada pode ser reduzida de 10% a 46% da fluoroscopia em modo contínuo. Reeves *et al.* (1996) diminuíram de 12,5 para 6 pps e obtiveram uma redução, para o operador, de 76% na média do corpo, 83,9% para a altura do colar, 100% para a cabeça e 71,4% para a mão, medidos sobre 52 angioplastias. Holmes *et al.* (1990) descrevem 4 laboratórios de cateterismo cardíaco que usavam fluoroscopia a 60 pps durante o período de 1984 a 1987. Neste período foi implantado o uso de 30 pps. Foi observado então que mesmo tendo a carga de trabalho para médicos desses laboratórios sido aumentada em 63%, a dose recebida diminuiu 37%. Para os técnicos foi encontrada uma redução de 35%.

O Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da UNICAMP conta, desde início de 2002, com um equipamento de fluoroscopia pulsada com controle de grade no tubo (Toshiba KXO-100G). Com vistas a conhecer claramente os benefícios ocupacionais que esta tecnologia pode oferecer para os pacientes e operadores deste serviço, o presente trabalho propõe a medição dos níveis de dose ocupacional, e comparação destas medidas com as do protocolo utilizado em emissão contínua, cruzando com os dados do histórico dos dosímetros pessoais (termoluminescentes) usados pelos profissionais do serviço, antes e depois da aquisição do equipamento de fluoroscopia pulsada.

Capítulo 2

Objetivo

Este trabalho tem por objetivo verificar a dose emitida pelo equipamento de fluoroscopia pulsada com controle de grade na exposição ocupacional à radiação para a equipe médica do Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da Unicamp.

2.1 Objetivos Específicos

- Verificar se há diminuição na dose recebida pela equipe médica na utilização do equipamento de fluoroscopia pulsada com controle de grade no tubo, comparando os modos pulsado e contínuo durante a simulação de procedimentos reais.
- Analisar as doses do banco de dados dos dosímetros termoluminescentes (TLD) usados pelos profissionais.
- Verificar as diferenças entre as doses recebidas antes e depois da aquisição do equipamento pulsado.
- Verificar se as doses recebidas estão dentro dos limites especificados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN (CNEN, 2005).
- Analisar se a eventual alteração da dose observada na comparação das tecnologias implica na necessidade de alguma mudança nos protocolos de segurança ocupacional seguidos pela equipe médica.
- Fazer um mapeamento das doses no Laboratório, visando melhor posicionamento dos profissionais durante um procedimento.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos

3.1 Equipamento

As técnicas de radiologia que fazem uso de intensificadores de imagem ou que recebem a imagem diretamente de telas fluoroscópicas (*écrans*) recebem a denominação especial de fluoroscopia (Sabbatini, 2003). A fluoroscopia possui a vantagem da obtenção de imagem em tempo real, oferecendo ao médico muita flexibilidade e rapidez na observação do sítio de interesse, especialmente durante cirurgias. No entanto, são requeridas altas doses de radiação para esta modalidade de exame (Sabbatini, 2003).

O tubo gerador de raios X (abaixo da mesa) e o tubo intensificador de imagens estão dispostos opostamente no braço em forma de C (arco cirúrgico) como mostrado na Figura 3.1. Este braço tem movimentação livre em torno de seu eixo, possibilitando a observação do paciente em diversas projeções, o que proporciona muita liberdade e opções de visualização para o médico, levando a um exame mais preciso.



Fig. 3.1: Sistema fluoroscópico (Calil *et al.*, 2002).

O feixe de raios X é acionado pelo médico através do pedal próximo à mesa do paciente, e a imagem gerada pode ser observada através dos monitores de vídeo, em tempo real.

3.1.1 Histórico

Os raios X foram descobertos por Wilhelm Conrad Roentgen em 1895, em seus estudos com raios catódicos. Ao aplicar uma descarga elétrica no tubo (tubo de Crookes), um pedaço de papel coberto com platinocianato de bário, que se encontrava próximo, brilhava no escuro. Roentgen não registrou patente, por considerar os raios X um patrimônio da humanidade (Wolbarst, 1993).

A importância dessa descoberta e suas aplicações em medicina se propagaram tão rapidamente que em menos de um ano já haviam sido publicados mais de 50 livros sobre o assunto, e em apenas três meses clínicas já faziam as primeiras radiografias para identificação de fraturas ósseas (Sabbatini, 2003).

Se um tubo de raios X é então deixado ligado, de forma a produzir um feixe contínuo ao invés de um pulso curto, a luz emitida de uma tela fluorescente pode ser vista diretamente pelo olho (Wolbarst, 1993). Nasce assim a fluoroscopia (Figura 3.2).

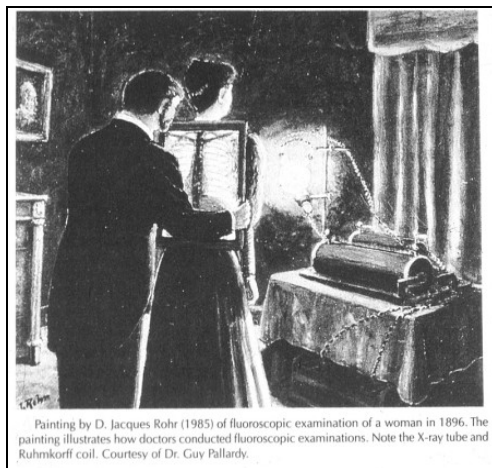


Fig. 3.2: A) Sistema fluoroscópico publicado em um livro em 1896; B) Sistema fluoroscópico portátil, desenvolvido também em 1896 (Sabbatini, 2003).

Pela falta de confiabilidade tanto dos filmes como dos tubos de raios X daquela época, a técnica de fluoroscopia teve um papel tão importante quanto a da radiografia baseada em filme hoje em dia. Ela oferecia a vantagem adicional da observação em tempo real: fraturas podiam ser revertidas pelos médicos sob observação direta, objetos removidos ou estruturas recolocadas em

seu devido lugar. As imagens produzidas desta maneira eram extremamente fracas e requeriam adaptação dos olhos ao escuro, o que consumia um tempo considerável. Além disso, com as inúmeras melhorias aportadas à radiografia convencional na primeira metade do século passado, a fluorografia, como era chamada, foi deixada de lado (Wolbarst, 1993).

Em torno de 1950, com o desenvolvimento dos tubos intensificadores de imagens (II), a fluoroscopia renasceu chegando ao que é hoje. A imagem proporcionada pelos II pode ser fotografada, filmada por câmera, vista em TV, armazenada em videoteipe ou também digitalizada, passando por etapas de processamentos de imagem, como na angiografia por subtração digital.

3.1.2 Descrição do Equipamento

Os principais componentes de um sistema de fluoroscopia são mostrados na Figura 3.3.

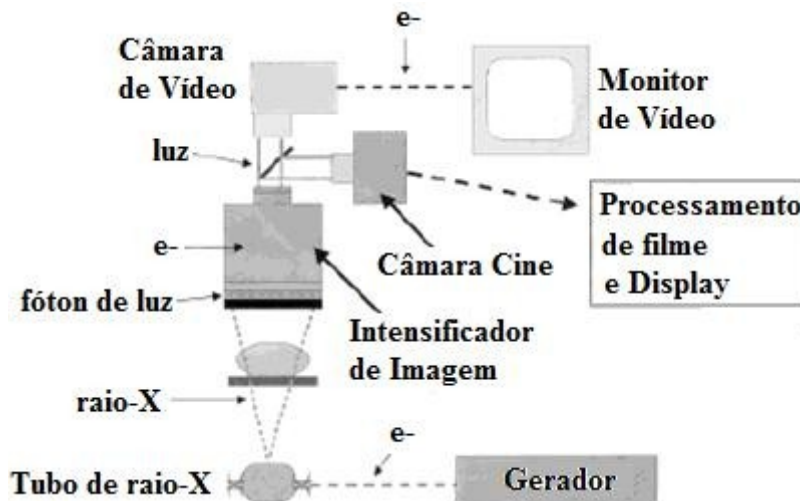


Fig. 3.3: Principais componentes de um sistema para fluoroscopia (Bashore, 2001).

3.1.2.1 Gerador de Raios X

O conjunto gerador de raios X necessita de um gerador de alta tensão, que modifica a tensão de entrada proveniente da rede elétrica para obter as condições para a produção de raios X (HPCS, 2004; Calil *et al.*, 2002). O gerador também é responsável pelo controle dos parâmetros principais como o tempo de exposição, a corrente (mA) e a tensão (kV) no tubo de raios X.

Os geradores atuais são compactos, controlados por microprocessadores e possuem

controle de exposição automático (AEC), que consiste de um sistema de realimentação que faz uma amostragem da saída do tubo intensificador de imagem ou da câmara de TV, e utiliza essa informação para ajustar o gerador de raios X (Wolbarst, 1993). Este provê uma combinação ideal entre a tensão e a corrente no tubo de raios X, e o tempo de exposição para uma visualização ótima do órgão em questão (Calil *et al.*, 2002).

3.1.2.2 Tubo de Raios X

O tubo ou ampola de raios X é responsável pela geração do feixe de raios X. Ele é constituído basicamente por um anodo e um catodo dentro de um invólucro de vidro lacrado onde se fez vácuo, e protegido por uma calota de chumbo, com apenas uma janela por onde sairá o feixe útil de raios X (Figura 3.4). A radiação que não pertence ao feixe útil de raios X, mas que consegue atravessar a cúpula e/ou o sistema de colimação do aparelho é chamada de radiação de fuga.

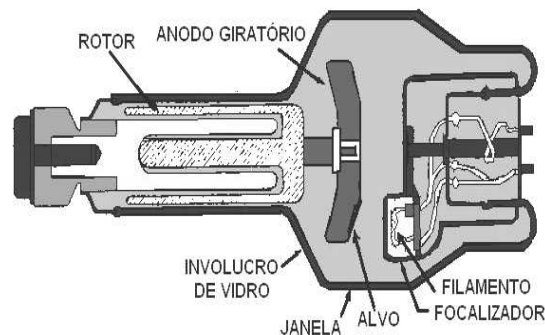


Fig. 3.4: Tubo de raios X e seus componentes (Calil *et al.*, 2002).

O catodo é formado por um filamento de tungstênio. Quando uma corrente passa pelo filamento, elétrons são liberados por emissão termiônica. Com a aplicação de uma diferença de potencial entre o catodo e o anodo, os elétrons são acelerados até chocarem-se com o alvo no anodo, transformando parte da energia cinética em energia eletromagnética na forma de raios X.

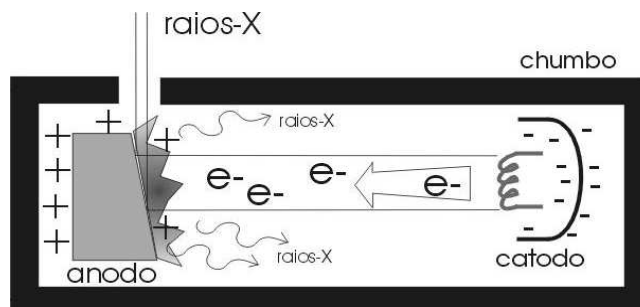


Fig. 3.5: Produção de raios X (Calil *et al.*, 2002).

Apenas 1% dessa energia cinética é transformada em raios X, o restante é transformado em calor. Assim, para se obter uma boa dissipação do calor, o anodo é giratório e o tubo é mergulhado em óleo.

A radiação gerada pelo tubo pode ter duas origens:

1. *Bremsstrahlung* ou radiação de freamento: Quando uma partícula carregada tem uma rápida mudança de velocidade ou direção, uma porção de sua energia de movimento é transformada em radiação eletromagnética. Num tubo de raios X, *Bremsstrahlung* é produzida quando um elétron de alta velocidade passa perto do núcleo de um átomo do anodo e sofre uma mudança abrupta em sua trajetória, gerando uma emissão de espectro contínuo (Andreucci, 2006; Wolbarst, 1993).
2. Radiação Característica: Os elétrons incidentes podem ionizar também átomos no anodo metálico, criando lacunas nas camadas mais internas, mais provavelmente nas camadas K e L. Essas lacunas são rapidamente preenchidas por transições de elétrons de outras camadas, gerando uma emissão de radiação dependente do material do anodo (Calil *et al.*, 2002; Wolbarst, 1993).

Assim, quando um feixe de elétrons atinge o anodo, uma pequena fração de sua energia se transforma em raios X tanto por *Bremsstrahlung* como por radiação característica (Figura 3.6) (Wolbarst, 1993). A tensão e a corrente aplicadas ao tubo definem as características da radiação X produzida. A corrente aplicada no tubo (mA) é relacionada ao número de elétrons e portanto ao número de fótons de raios X produzidos, enquanto a tensão aplicada (kV) afeta a energia dos raios X e portanto seu poder de penetração (Wolbarst, 1993), além de afetar a quantidade de fótons geradas.

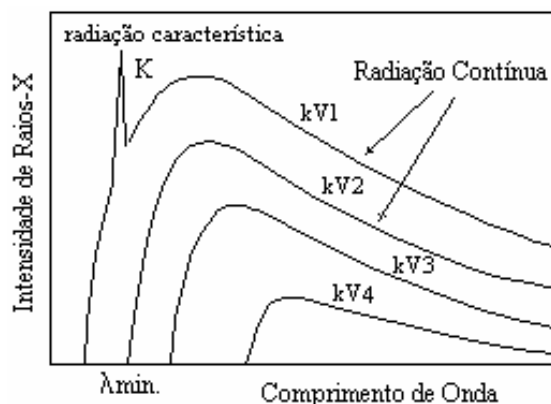


Fig. 3.6: Espectro de emissão dos raios X (Andreucci, 2006).

Nos primeiros equipamentos de fluoroscopia pulsada, os pulsos eram produzidos no gerador de alta tensão. Como o gerador pode ficar a uma distância de até 6 metros do tubo de raios X, os pulsos de corrente acabam sendo distorcidos pelos efeitos reativos do cabo de alimentação do tubo, o que resulta na geração de uma quantidade significativa de raios X de baixa energia, sem melhoria da imagem e com aumento da dose recebida.

Nos equipamentos de fluoroscopia pulsada mais recentes, os pulsos são gerados no próprio tubo de raios X através de uma grade posicionada entre o anodo e o catodo, como mostrado na Figura 3.7. Nesta grade é aplicado um pulso de tensão negativa que interrompe instantaneamente o fluxo de elétrons e a geração de raios X. Esta tecnologia tem a vantagem de produzir um pulso de raios X mais homogêneo (menos fótons de baixa energia) e possibilitar um controle mais flexível da quantidade e largura dos pulsos, oferecendo melhor condição para cada tipo de paciente e procedimento. Pode-se ainda reduzir a exposição em até 50% quando comparada com a fluoroscopia contínua e pulsada convencional (sem controle de grade) (Boland *et al.*, 2000). O tempo de exposição também é reduzido. Scanavacca *et al.* (1998) mostraram uma redução de mais de 80% do tempo de exposição à radiação quando fluoroscopia pulsada é usada ao invés da fluoroscopia contínua. Esta redução de tempo é um recurso importante para a proteção do pessoal médico e pacientes, especialmente em procedimentos prolongados (Scanavacca *et al.*, 1998).

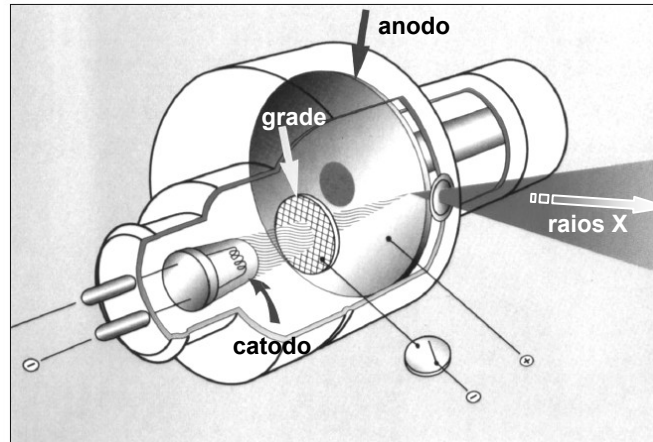


Fig. 3.7: Diagrama de um tubo de raios X com grade de controle. A seta clara indica a posição da grade e as setas escuras indicam o anodo e o catodo (Boland *et al.*, 2000).

3.1.2.3 Tubo Intensificador de Imagem

O tubo intensificador de imagem (II) é considerado o principal componente do sistema. Sua função é transformar fótons de raios X em fótons de luz visível.

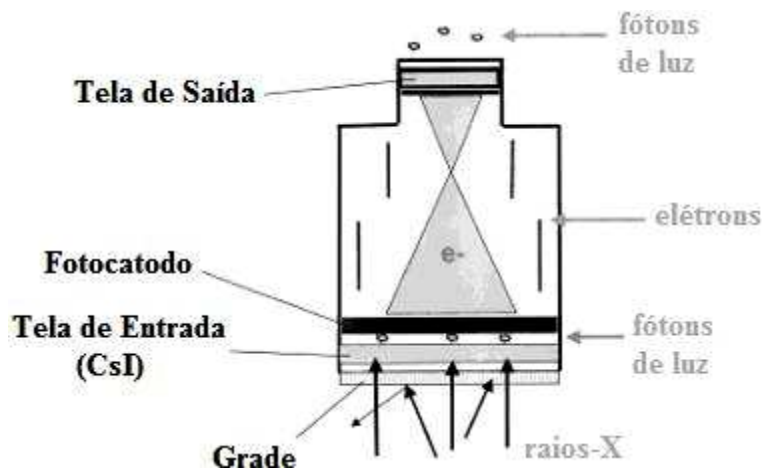


Fig. 3.8: Diagrama de um tubo de imagem (Bashore, 2001).

Os raios X que chegam ao II encontram primeiramente uma grade. Esta grade barra a radiação espalhada que não chega perpendicularmente ao II. A radiação espalhada só diminui o contraste da imagem fazendo com que o controle automático do gerador aumente a exposição, resultando em aumento de dose recebida pelo paciente e pelo corpo médico.

Após a passagem pela grade, os raios X chegam a uma tela fluorescente com uma fina camada de CsI, produzindo uma cintilação. Os fótons de luz atingem o fotocátodo liberando elétrons (fotoelétrons). Estes elétrons são acelerados por uma tensão de 20 a 30 kV e focalizados por meio de eletrodos de campo, sendo conduzidos a uma outra tela fluorescente, onde produzirão fótons na faixa da luz visível (Calil *et al.*, 2002). O sinal de saída, que é de 5.000 a 10.000 vezes maior que o sinal da tela de entrada, acontece devido ao ganho de brilho que ocorre no intensificador de imagens (Wolbarst, 1993).

A imagem resultante pode ser captada por câmeras ou matrizes CCD. Assim, a imagem pode ser exibida em uma tela de TV, gravada em vídeo (VHS), filme, digitalizada e armazenada em disco e transmitida em sistema PACS (Calil *et al.*, 2002).

3.1.2.4 Modos Contínuo e Pulsado

O equipamento para fluoroscopia opera, como originalmente concebido, com geração de raios X de forma contínua para obtenção de imagens em tempo real. Como a dose de radiação requisitada para o exame que faz uso dessa tecnologia é muito mais alta do que a usada na radiologia convencional (podendo ainda ser maior dependendo do tamanho do paciente, tempo do procedimento, experiência do médico etc.), fez-se necessário desenvolver novos métodos que diminuíssem essa dose.

Uma característica importante dos novos equipamentos para fluoroscopia é a possibilidade da geração dos raios X na forma pulsada se dar numa frequência elevada o suficiente para não ser percebida pelo olho humano, e sem diferença visível nas imagens adquiridas. Imagens obtidas com o emprego de uma corrente mais alta são mais nítidas devido à melhor relação sinal \times ruído da imagem final. Isso, por si só, proporciona uma redução potencial da exposição (Scanavacca *et al.*, 1998).

3.1.2.5 Cine

O modo cine é ativado com o objetivo de gravar as imagens obtidas. Uma série de quadros são gravados em filme 35 mm, fita VHS ou CD. A frequência de aquisição é de 30 quadros por segundo, ou mais recentemente, 15 quadros por segundo (Bashore, 2001).

O arranjo utilizado para possibilitar as gravações é mostrado na Figura 3.9. O espelho parcialmente refletor (divisor de feixes) é usado entre o II, a câmara de vídeo e a câmara cine.

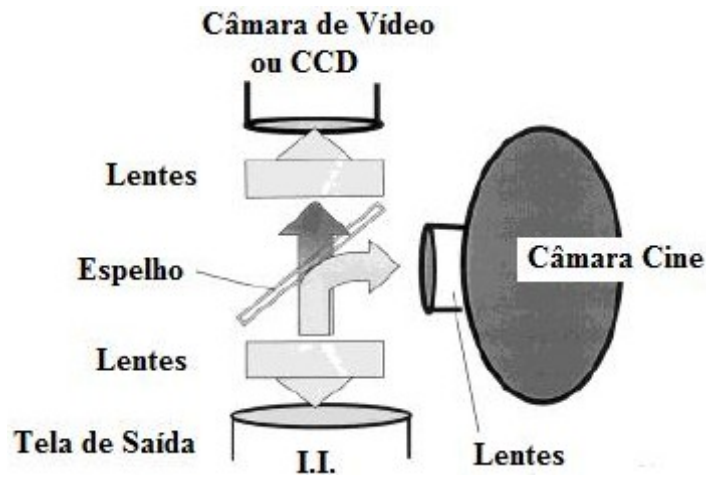


Fig. 3.9: Arranjo usado para gravação cine (Bashore, 2001).

Cerca de 85% da luz é enviada para a câmara cine, e a dose requerida para gravar a imagem é muito mais alta do que a utilizada no resto do exame (Bashore, 2001).

3.2 Dosimetria

O objetivo da dosimetria das radiações, em qualquer campo de aplicação, é a determinação da taxa de dose de radiação considerada num ponto específico de um meio, seja ele vivo ou não. Dessa taxa origina-se a exposição, a dose absorvida e o efeito produzido por ela no meio considerado.

3.2.1 Grandezas Dosimétricas

Desde que surgiram as primeiras preocupações com o efeito que as radiações ionizantes podem causar à saúde humana, foram desenvolvidos métodos de caracterização e medição da radiação, bem como a definição de grandezas que expressam com realismo a sua interação com o tecido humano (Tahuata *et al.*, 2003). Instituições internacionais foram criadas para cuidar especialmente das definições das grandezas dosimétricas, as relações entre elas e suas respectivas unidades. A *International Commission on Radiation Units and Measurements* – ICRU foi criada

em 1928 e cuida das grandezas básicas e operacionais. A *International Commission on Radiological Protection* – ICRP, fundada em 1928, é responsável pelo avanço da proteção radiológica em benefício público, fornecendo orientações e recomendações sobre todos os aspectos de proteção contra as radiações ionizantes (introduziu o conceito de grandezas limitantes). A publicação da ICRP nº 60 de 1991 serviu como base à norma CNEN NE-3.01 “Diretrizes Básicas de Radioproteção” (CNEN, 2005), que estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica adotados no Brasil.

O objetivo do desenvolvimento das grandezas dosimétricas é a correlação das grandezas entre si e com os riscos de detrimento, com vistas a responder questões como: como conectar a densidade óptica de um filme dosimétrico com a grandeza de dose absorvida de radiação, e como associar uma leitura obtida num ponto no ar por um detector a gás com o efeito biológico que seria produzido num órgão de uma pessoa, se ali estivesse postada (Tahuata *et al.*, 2003).

3.2.1.1 Exposição X

A grandeza exposição foi concebida de modo a ser de medição relativamente simples, através da carga elétrica coletada entre duas placas metálicas sob a ação de um potencial elétrico, com ar seco entre elas (Biral, 2002). A exposição é então definida como o quociente entre dQ e dm , onde o valor dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar (para fótons de raio-X e gama), de massa dm (Attix, 1986).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{C/kg}]$$

A unidade utilizada para essa grandeza é o roentgen (R):

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$$

que é definido como sendo a quantidade de radiação X (ou gama) tal que a emissão corpuscular a ela associada, em 1 cm^3 de ar, produz íons transportando uma u.e.s. (unidade eletrostática de carga) de cada sinal, nas condições normais de temperatura e pressão (CNTP: $0 \text{ }^\circ\text{C}$ e 760 mmHg) (Attix, 1986; Tahuata *et al.*, 2003).

Uma razão importante para usar o ar como meio padrão é a sua similaridade com a composição do tecido humano. Apesar de apresentarem densidades diferentes, os números atômicos efetivos de uma mistura típica de ar e de tecido humano mole são muito próximos (7,75

e 7,9 respectivamente). Isto faz com que, para efeitos de produção de ionizações por unidade de massa, o número de ionizações a ser produzidas seja relativamente semelhante (Biral, 2002).

3.2.1.2 Dose Absorvida D

Apesar do ar ter sido escolhido como meio padrão, espera-se que o número de ionizações pela passagem de um feixe de fótons de alta energia em qualquer outro meio, não apenas seja diferente, mas também apresente uma dependência com a energia do feixe. Então, como evolução da grandeza exposição, foi proposta a grandeza dose absorvida (Biral, 2002), relacionada com a quantificação da energia depositada por um feixe de radiação ionizante em um tecido biológico.

A dose absorvida é então definida como uma função num ponto p de interesse, dada por:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [\text{J/kg}]$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação no ponto p de interesse, num meio de massa dm (Tahuata *et al.*, 2003; LNMRI, 2002).

A unidade antiga de dose absorvida é o rad (*radiation absorbed dose*), sendo a atual o gray (Gy):

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \text{ J/C}$$

Pode-se escrever também que (para fótons):

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} \cdot 33,97 \text{ J/C} = 8,76 \cdot 10^{-3} \text{ J/kg}$$

$$1 \text{ R} = 8,76 \text{ mGy (no ar),}$$

já que no ar seco são necessários 33,97 joules para a liberação de 1 coulomb de carga elétrica.

3.2.1.3 O fator “roentgen-rad” (“fator f ”)

A definição de roentgen implica o uso de ar como meio padrão, mas, como dito acima, espera-se que o número de ionizações produzidas por fótons em tecido humano seja diferente. Para ser obtida uma estimativa da energia depositada em tecido humano a partir da dose depositada no ar usa-se o fator f . O fator f é então definido como o coeficiente de absorção de massa do material dividido pelo coeficiente do ar:

$$f = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{m}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}}$$

onde $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{m}}$ é o coeficiente de absorção de massa do material e $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}$ é o coeficiente de absorção de massa do ar. A Tabela 3.1 mostra alguns exemplos desses fatores.

Tab. 3.1: Fatores f (Biral, 2002).

Energia do fóton	μ_{en}/ρ [cm ² /g] (ar)	f (água)	f (músculo)	f (gordura)	f (osso)
30 keV	0,154	1,013	1,051	0,618	6,962
200 keV	0,02672	1,110	1,101	1,107	1,124
1,25 MeV	0,02666	1,112	1,102	1,114	1,03

No ar, a dose absorvida por um feixe de fótons de 1 R equivale a 8,76 mGy. Para outros meios, a dose absorvida pode ser aproximada através da multiplicação do fator f pela dose absorvida em ar. Assim, a energia depositada em tecido humano mole (músculo) por um feixe de 1 R, será aproximadamente 10 mGy (Biral, 2002) (Figura 3.10).

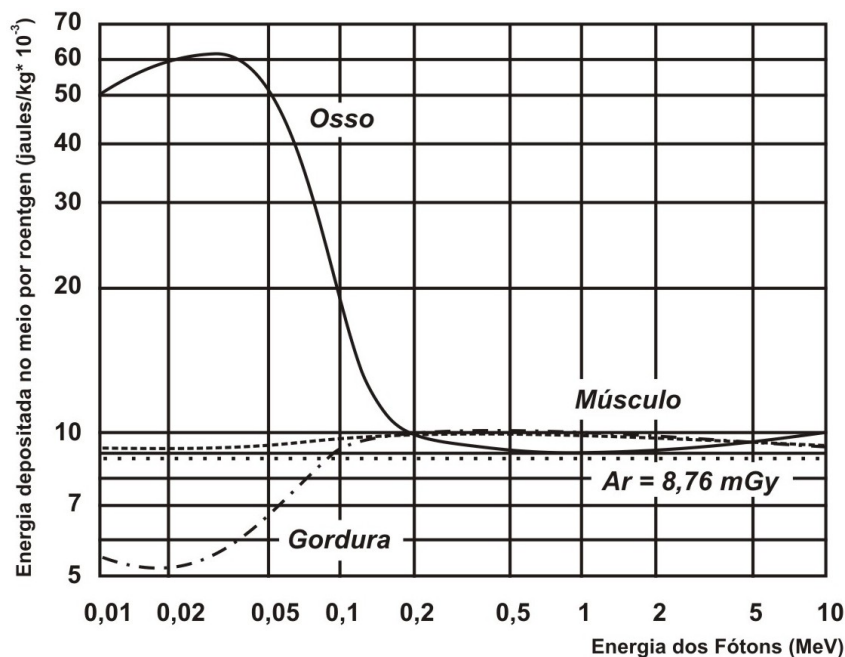


Fig. 3.10: Energia absorvida por unidade de massa em ar, músculo, gordura e osso por um feixe de raios X de 1 R (Biral, 2002).

3.2.1.4 Kerma no ar K

Kerma no ar é o quociente dE_{tr}/dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm (LNMRI, 2002):

$$K = dE_{tr}/dm \text{ [Gy]}$$

Em fluoroscopia, é comum o uso de kerma no ar na superfície de entrada, que é o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. Também é conhecido como dose na superfície de entrada (ESD) (LNMRI, 2002).

3.2.1.5 Equivalente de Dose H

Uma vez quantificada a energia depositada em um meio através das radiações ionizantes, foi constatado que nem sempre a mesma quantidade de energia produzia um mesmo efeito biológico. Isso porque ainda havia uma dependência com o tipo de radiação ionizante considerada (Biral, 2002). A grandeza Equivalente de Dose foi traduzida da publicação ICRP nº 26 erroneamente para Dose Equivalente, atualmente adotada pelas normas da CNEN. A tradução correta seria Equivalente de Dose, pois o conceito definido foi de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir mesmo efeito biológico (Tahuata *et al.*, 2003).

O equivalente de dose resulta da multiplicação da dose absorvida D pelo fator de qualidade Q :

$$H = DQ \text{ [Sv]}$$

O fator de qualidade Q é adimensional e foi obtido em função de LET (*Linear Energy Transfer*). O LET expressa o efeito de partículas no meio, partículas estas que são geradas após interação de um fóton X ou gama com a matéria.

$$\text{LET: } L = \frac{dE}{dx} \text{ [keV}/\mu\text{m}]$$

que é a taxa de energia por unidade de comprimento cedida localmente ao meio, durante o percurso percorrido pela partícula.

A Tabela 3.2 mostra os valores de Q para diferentes tipos de radiação, retirados da norma NE-3.01 (CNEN, 2005).

Tab. 3.2: Valores de Q para diferentes tipos de radiação.

Tipos de Radiação	Q
Raios X, radiação γ e elétrons	1
Prótons e partículas com uma unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação α e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

À grandeza dose equivalente foi associada a unidade rem (*roentgen equivalent man*), quando a dose absorvida for dada em rads. No sistema internacional, a unidade de dose equivalente foi denominada sievert, com $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.

3.2.1.6 Dose Efetiva E

Visando melhor representar os riscos associados à radiação, a dose efetiva é dada por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

onde w_T é o fator de peso do tecido ou órgão T , e H_T é o equivalente de dose no órgão. Os valores de w_T estão associados à radiosensibilidade do órgão à radiação, e são mostrados na Tabela 3.3.

A CNEN adota a grandeza H_x (dose individual) para monitoração individual visando a estimativa da dose efetiva e exposições ocupacionais. Ela é obtida multiplicando-se o valor determinado pelo dosímetro individual utilizado na superfície do tronco do indivíduo, calibrado em kerma no ar, pelo fator $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$ (CNEN, 2005).

Tab. 3.3: Valores do fator w_T para diferentes tecidos e órgãos (Tahuata *et al.*, 2003; LNMRI, 2002).

Órgão ou tecido	Fator de peso w_T	
	ICRP 26	ICRP 60
Gônadas	0,25	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	–	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	–	0,12
Bexiga	–	0,05
Mama	0,15	0,05
Fígado	–	0,05
Esôfago	–	0,05
Tireóide	0,03	0,05
Pele	–	0,01
Superfície Óssea	0,03	0,01
Restantes*	0,30	0,05
*cérebro, intestino grosso, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, suprarenais e músculos.		

3.3 Limites de Dose

No Brasil, o órgão responsável pela regulamentação na área de energia nuclear é a CNEN. Esta autarquia federal, criada em 10 de outubro de 1956 e vinculada ao Ministério de Ciência e Tecnologia é o órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização, e estabelece normas e regulamentos em radioproteção, licença, fiscaliza e controla a atividade nuclear no Brasil (CNEN, 2008).

De acordo com as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico da Portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária (Ministério da Saúde, 1998), os limites de doses individuais estabelecidos na Resolução CNEN n° 12/88 são valores de dose efetiva ou de dose equivalente estabelecidos para exposição ocupacional e do público

decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas. Para exposição ocupacional, a ICRP recomenda que o limite da dose efetiva seja de 20 mSv por ano, mediados sobre 5 anos (100 mSv em 5 anos), com condição de que a dose efetiva não ultrapasse 50 mSv em um único ano (ICRP, 1991). A ICRP também estabelece limites para o cristalino, pele e extremidades. Para o cristalino o limite de dose equivalente é de 150 mSv por ano. Para impedir efeitos determinísticos em exposições na pele, o limite recomendado é de 500 mSv por ano, mediado sobre 1 cm² de pele, independente da área exposta. Esse limite pode ser aplicado também aos limites dos tecidos das mãos e pés. O risco estimado para câncer fatal mediados sobre uma população em idade de trabalho é de 4% por sievert (Camm *et al.*, 1993).

Segundo a CNEN (CNEN, 2005), a exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de dose especificado na Tabela 3.4, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN. Esses limites de dose não se aplicam às exposições médicas.

Para mulheres grávidas ocupacionalmente expostas, suas tarefas devem ser controladas de maneira que seja improvável que, a partir da notificação da gravidez, o feto receba dose efetiva superior a 1 mSv durante o resto do período de gestação (CNEN, 2005).

Indivíduos com idade inferior a 18 anos não podem estar sujeitos a exposições ocupacionais (CNEN, 2005).

Os limites de dose estabelecidos pela CNEN não se aplicam a exposições médicas de acompanhantes e voluntários que eventualmente assistem pacientes. As doses devem ser restritas de forma que seja improvável que algum desses acompanhantes ou voluntários receba mais de 5 mSv durante o período de exame diagnóstico ou tratamento do paciente. A dose para crianças em visita a pacientes em que foram administrados materiais radioativos deve ser restrita de forma que seja improvável exceder a 1 mSv (CNEN, 2005).

Tab. 3.4: Limites de doses anuais (CNEN, 2005).

Limites de Dose Anuais ^a		
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (mSv)
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 ^b
Dose equivalente	Cristalino	150
	Pele ^c	500
	Mãos e pés	500

^a Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

^b Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

^c Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

3.4 Efeitos Biológicos

Os efeitos biológicos das radiações dependem da quantidade de energia absorvida pelas células (Limacher *et al.*, 1998), e podem ser classificados em dois grupos:

1. Efeito Estocástico: é um efeito do tipo ‘tudo ou nada’ que resulta em dano ao DNA. Pode levar a um aumento do risco de câncer ou outros defeitos genéticos. Os efeitos genéticos das radiações podem ocorrer com qualquer nível de dose, seja esta crônica ou aguda, pois não há um limiar para que iniciem as alterações genéticas. Sabe-se que quanto maior a dose, maior a probabilidade de ocorrência de mutações genéticas (Andreucci, 2006; Bashore, 2001).
2. Efeito Não-estocástico ou Determinístico: é um efeito dose-dependente e resulta em morte celular. Ocorre a partir de um limiar de dose, que dará o nível de severidade do efeito (Andreucci, 2006; Bashore, 2001). Depende também da extensão da área do corpo que foi exposta (Limacher *et al.*, 1998). Exemplos desse tipo de dano incluem eritema, descamação, cataratas, supressão da medula óssea, danos nas gônadas, esterilidade e fibrose, e atrofia de órgão (Bashore, 2001).

Quando se é exposto a altas doses de radiação ionizante (acima do limiar de ocorrência), o efeito mais perceptível é o determinístico. Para o pessoal médico que trabalha em laboratórios de cateterismo cardíaco, as maiores preocupações em relação à exposição à radiação são os riscos potenciais de câncer, catarata, nascimento de descendentes com defeito genético e danos ao feto de trabalhadoras grávidas (Limacher *et al.*, 1998).

Segundo Vaño *et al.* (1998), há um crescimento do número de procedimentos de hemodinâmica, tanto diagnósticos como intervencionistas. Como a carga de trabalho aumenta mais rápido que o número de especialistas, isso leva a um aumento da probabilidade da ocorrência de danos determinísticos nestes profissionais. Danos, especialmente no cristalino, podem ocorrer quando sistemas de raios X antigos são usados e condições de trabalho inapropriadas ocorrem por vários anos (Vaño *et al.*, 1998). Olhos e mãos também podem ser afetados por efeitos determinísticos (Maeder *et al.*, 2005). A ocorrência de lesões em pacientes e operadores, induzidas pela radiação, e o debate sobre incidência de câncer cerebral (Yu *et al.*, 2000) em cardiologistas intervencionistas tem estimulado pesquisas neste campo nos últimos anos (Maeder *et al.*, 2005).

Yu *et al.* (2000) investigaram 82 médicos intervencionistas em procedimentos de cateterismo cardíaco (22 a 68 anos), num período de 10,2 anos de trabalho. Deste grupo de médicos, 37,8% tiveram como sintomas comuns: dores de cabeça, tonturas, palpitações etc.

Catarata

A formação de cataratas é considerada um efeito determinístico, isto é, depende da dose absorvida e da dose acumulada. Altas doses podem ser toleradas se administradas em longo tempo (Limacher *et al.*, 1998), mas a dose-limite recomendada para não haver risco é de 2 Sv.

A frequência e a severidade da catarata aumentam com a idade e anos de prática. Haskal e Worgul (2004) diagnosticaram 59 radiologistas intervencionistas entre 29 e 62 anos, e encontraram que aproximadamente metade deles teve sinais de mudanças no cristalino provocadas pela radiação. Foram relatados 8% de casos de catarata e 37% de pequenos pontos de opacidades na região posterior subcapsular no cristalino, também provocados pela radiação (Haskal e Worgul, 2004).

Segundo Vaño *et al.* (1998) o melhor método para estimar a dose nos cristalinos dos médicos é o uso de dosímetros termoluminescente (TLD) na testa, ou ao lado dos olhos. Os dosímetros usados na rotina médica para a verificação de dose pessoal podem não mostrar as doses reais recebidas nos cristalinos pelos médicos, pois o uso de dosímetro abaixo do avental subestima a dose nos olhos. No Brasil o dosímetro é usado sobre o avental.

Vaño *et al.* (1998) discutem também a carga de trabalho dos médicos. Relatam um especialista que apresentou opacidade no cristalino induzida pela radiação, após ter sua carga de

trabalho aumentada: de 180 procedimentos diagnósticos e 120 procedimentos terapêuticos, passou para 300 e 280 respectivamente (contabilizados sobre um ano).

Câncer

O risco mais importante induzido pela radiação ionizante é o câncer. O risco de câncer fatal devido à exposição a raios X em todo corpo é aproximadamente 4% por Sv, para níveis de radiação encontrados no meio médico (Limacher *et al.*, 1998). Enquanto o risco por procedimento do pessoal médico associado com a exposição à radiação no laboratório de cateterismo não é preocupante (já que uma dose equivalente de 50 mSv por ano é associada a um risco de 0,2%), o risco acumulado associado com a exposição durante a vida pode se tornar significativo, especialmente se precauções apropriadas não forem tomadas (Limacher *et al.*, 1998).

Os primeiros cânceres devido à exposição aos raios X foram de pele nas mãos, registrados em médicos, dentistas, físicos e técnicos de raios X entre 1890 e 1900. Muitos casos ocorreram, depois de anos, de radiodermatite. As mãos dos cardiologistas recebem altas doses, pois estão mais próximas do feixe primário de raios X (Limacher *et al.*, 1998).

Finkelstein (1998) discute a associação de tumor cerebral desenvolvido por dois cardiologistas, com a dose ocupacional recebida por eles. As causas desses tumores podem não ter fatores em comum. Uma conexão com a exposição radiológica ocupacional é biologicamente plausível, mas a avaliação do risco sugere que é improvável que este efeito possa ser observado numa pequena população de cardiologistas. Porém a indução de tumores cerebrais durante procedimentos fluoroscópicos é plausível. O diagnóstico dos dois tumores cerebrais em cardiologistas intervencionistas durante 10 anos confirmaria a teoria da causa ocupacional.

Risco Genético

A incidência natural de mutações genéticas espontâneas é de 6% em humanos, mas há ainda incerteza quanto à quantidade adicional pelos efeitos da radiação. Pela falta de dados humanos definitivos, estimativas de efeitos genéticos da exposição à radiação em humanos são comumente extrapoladas de experimentos em camundongos. Então, análises experimentais em animais levaram à conclusão que uma exposição de 1 Sv dobra a frequência natural de mutações

genéticas em humanos. O risco de sérios defeitos de nascimento na descendência de pais irradiados é estimado sendo $2 \cdot 10^{-5}$ a $3 \cdot 10^{-5}$ por 10 mSv (Limacher *et al.*, 1998).

Risco durante a gravidez

Os riscos de altas doses de radiação na gravidez podem levar à morte do feto, malformação, retardo no crescimento, retardo mental e indução de câncer. A morte do embrião pode ocorrer em uma dose de 100 a 500 mSv. A máxima dose permitida para um feto de uma trabalhadora grávida é de 0,5 mSv por mês, ou uma dose equivalente de 5 mSv para o total da gestação.

Groff e Costa (2007) estudaram uma amostra contendo 4.911 leituras de dosímetros portados por 453 trabalhadoras na área de hemodinâmica. O valor médio da dose fetal foi de 0,040 mSv/mês, com intervalo de 0,008 a 0,363 mSv/mês. Esses dados mostram que é possível não ultrapassar o limite de dose durante a gravidez.

3.5 Métodos de Detecção da Radiação

3.5.1 Escolha de um Instrumento de Medição

A escolha do instrumento de medição é fundamental em trabalhos experimentais. Na realização de medições quantitativas devem ser utilizados detectores sensíveis na faixa de exposição utilizada. Os seguintes fatores devem ser levados em consideração na escolha de um instrumento de medição (Fundacentro, 2001):

- estabilidade;
- sensibilidade;
- dependência energética;
- dependência da taxa de exposição;
- tamanho do volume sensível;
- tempo de resposta;
- dependência direcional.

3.5.2 Detectores com Câmara de Ionização

Há três tipos de medidores de radiação que utilizam câmara com gás: câmaras de ionização, contadores proporcionais e contadores Geiger-Müller. Câmaras de ionização são tipicamente usadas para inspecionar campos de radiação maiores que um miliroentgen por hora (mR/h). Contadores proporcionais, que podem distinguir entre emissões alfa e beta, são rotineiramente usados em departamentos de radiologia ou medicina nuclear. Contadores Geiger-Müller são sensíveis o bastante para detectar um único evento de ionização e são limitados para detectar baixo nível de radiação ionizante (HPCS, 1994).

Todos os medidores que utilizam câmara de ionização têm o mesmo princípio de funcionamento. Eles contêm uma câmara cheia com um gás (ionizável), um anodo e um catodo. A radiação ionizante entra na câmara ionizando as moléculas gasosas (ionização primária), produzindo uma corrente. Os íons negativos (elétrons) são assim atraídos pelo anodo, e os positivos, pelo catodo. O que diferencia então o funcionamento desses medidores é a voltagem aplicada na câmara, que define o número de íons que migram para o catodo e anodo.

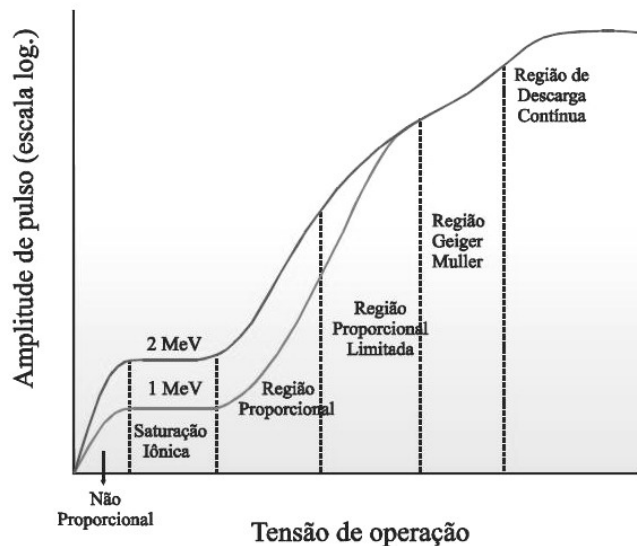


Fig. 3.11: Curva das regiões de funcionamento de um medidor a gás (Tahuata *et al.*, 2003).

Os medidores operam segundo o efeito determinado pela faixa de tensão (Figura 3.11; HPCS, 1994):

- **Recombinação:** ocorre de 0 a 100 V. A tensão não é alta o suficiente para atrair os íons, então eles se recombinam.

- Ionização: ocorre de 100 V a 300 V. A câmara de ionização é operada nesta faixa de tensão, que é suficiente para quase todos os íons migrarem.
- Proporcional: ocorre de 300 V a 900 V. Contadores proporcionais operam nesta faixa. Aqui a atração é tão forte que elétrons podem colidir com moléculas não ionizadas e ionizá-las (ionização secundária). Esta atividade aumenta proporcionalmente com a tensão.
- Geiger-Müller: ocorre de 900 V a 1.200 V. Elétrons são atraídos tão fortemente que um único evento de ionização é capaz de fazer explodir uma avalanche de eventos secundários que ioniza quase todas as moléculas de gás na câmara.
- Descarga Contínua: ocorre a tensões maiores que 1.200 V. Aqui muitos íons positivos são atraídos para o catodo e neutralizados liberando energia, que faz com que o catodo emita elétrons. Avalanches adicionais de ionizações secundárias bombardeiam o anodo com elétrons e o catodo com íons positivos. A operação contínua nesta região poderia danificar o anodo e o catodo e danos irreparáveis no instrumento inteiro.

3.5.3 Dosímetro Termoluminescente

O uso dos dosímetros termoluminescentes (TLD) é muito difundido. Esses dosímetros se baseiam no fato que um cristal termoluminescente (e.g. LiF) acomoda cargas elétricas, produzidas pela radiação ionizante, em sua estrutura cristalina por um longo tempo. Posteriormente ao uso, esses dosímetros passam por um tratamento térmico do material termoluminescente. Assim, a estrutura cristalina se refaz em um estado de menor energia, liberando a energia acumulada na forma de fótons de luz visível. A quantidade de luz visível liberada é proporcional à energia depositada pela radiação ionizante que incidiu no cristal (Biral, 2002).

3.6 Proteção Radiológica

3.6.1 Princípios

Três princípios orientam os sistemas de proteção radiológica (CNEN, 2005):

1. Princípio da Justificação: as práticas envolvendo exposição à radiação só podem ser adotadas se produzirem benefícios para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para

compensar o risco correspondente. Segundo a CNEN, as exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao risco correspondente, levando-se em conta igualmente os riscos e benefícios das técnicas alternativas disponíveis, que não envolvam exposição (CNEN, 2005).

2. Princípio da Otimização: a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível. Este princípio é conhecido como princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), muito importante em salas de hemodinâmica.
3. Princípio da Limitação de Dose individual: a dose total das exposições de um indivíduo não deve exceder limites previamente especificados.

3.6.2 O Princípio ALARA no Laboratório de Cateterismo

O princípio ALARA deve ser seguido para minimizar o risco de exposição dos profissionais envolvidos nos procedimentos médicos. É o axioma primordial para todos os trabalhadores envolvidos com radiação. Mas, segundo Limacher *et al.* (1998), para haver sucesso em sua aplicação é preciso entender 3 princípios básicos: distância (deve ser aumentada), tempo de exposição (deve ser diminuído), e barreiras.

O feixe de raios X primário viaja numa reta, mas sua direção diverge a partir do momento em que sai do tubo de raios X e colimadores. Essa divergência aumenta com a distância; então, o número de fótons por unidade de área diminui quadraticamente (Limacher *et al.*, 1998). É a ‘Lei do Inverso do Quadrado’, na qual a intensidade dos raios X é inversamente proporcional ao quadrado da distância que separa a fonte do alvo. Pode ser expressa por:

$$X \propto 1/d^2$$

onde X é a exposição e d é a distância (Andreucci, 2006; Wolbarst, 1993). Se a distância de uma fonte é dobrada, então a exposição é reduzida a $1/4$. Ao contrário, se esta distância for diminuída por um fator de 3, então a exposição aumentará de um fator de 9. Daí a importância de manter paciente e operadores o mais distante possível do feixe primário de raios X.

Quando os raios X alcançam o paciente podem ser totalmente absorvidos por certos tecidos, parcialmente absorvidos e mudarem de direção, e outros atravessarem totalmente o

paciente chegando ao intensificador de imagem (Limacher *et al.*, 1998). Os raios X que mudam de direção e saem para todos os lados do paciente são os chamados raios X espalhados. A radiação espalhada é a principal fonte da irradiação dos trabalhadores. A quantidade total de espalhamento é proporcional à intensidade do feixe primário e à área de entrada no paciente (Figura 3.12) (Balter, 1999).

Alguns fatores afetam os níveis de radiação espalhada: tensões e correntes de tubo elevadas, colimadores muito abertos e grandes distâncias entre o tubo e o II. Uma vez que o tamanho do paciente e a densidade não são controláveis, colimar o feixe e manter o II tão perto do paciente quanto possível são dois métodos operacionais que podem ser usados para reduzir os níveis de radiação espalhada (Limacher *et al.*, 1998). A radiação espalhada que alcança o II diminui a visibilidade dos vasos (Balter, 1999). Manter o feixe colimado beneficia o operador, pois reduz o espalhamento, e simultaneamente beneficia o paciente, pois reduz a dose absorvida por ele e melhora a qualidade da imagem.

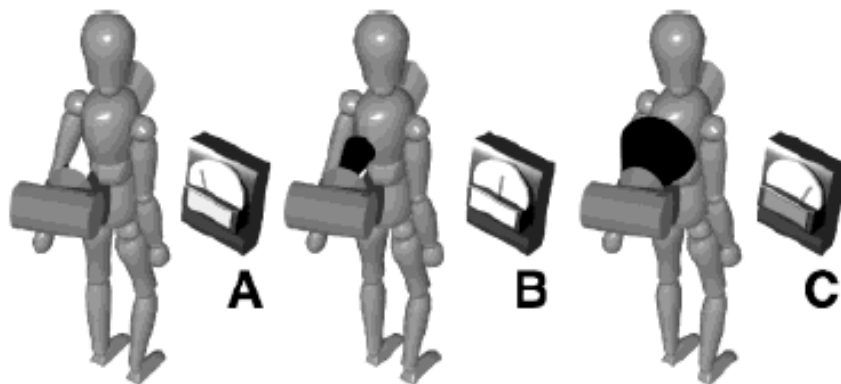


Fig. 3.12: A) Colimador fechado, apenas radiação de fuga alcança o medidor. B) Colimador parcialmente aberto, radiação de fuga e pequena radiação espalhada alcançam o medidor. C) Colimador totalmente aberto, radiação de fuga e alta radiação espalhada alcançam o medidor (Balter, 1999).

A Lei do Inverso do Quadrado não pode ser aplicada à radiação espalhada, já que ela é dependente da angulação (projeção angiográfica) (Balter, 1999; Limacher *et al.*, 1998; Maeder *et al.*, 2005; Morrish *et al.*, 2008). O diagrama abaixo (Figura 3.13) mostra os nomes das projeções em relação à posição do paciente:

Morrish *et al.* (2008) mediram doses de radiação durante procedimento de fluoroscopia em diversas projeções com e sem barreira de proteção de chumbo (Figuras 3.14, 3.15). A distribuição da radiação espalhada no laboratório de cateterismo é altamente dependente da projeção angiográfica. O nível de radiação na projeção LAO é maior do que nas outras (Maeder *et al.*, 2005; Morrish *et al.*, 2008). Morrish *et al.* (2008) comprovam também a efetividade dos protetores de chumbo.

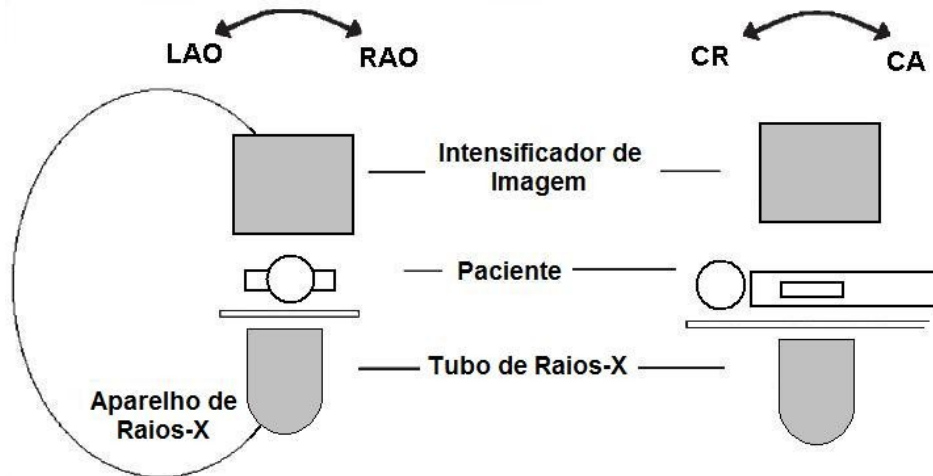


Fig. 3.13: Diagrama mostrando os nomes das projeções em relação à posição do paciente. Oblíqua anterior esquerda (LAO), oblíqua anterior direita (RAO), cranial (CR) e caudal (CA) referem-se a posição do II, com 0° acima do paciente (Morrish *et al.*, 2008).

Aventais, protetores de tireóide e óculos protetores são importantes barreiras pessoais, e são designados para atenuar níveis de radiação espalhada. Essas barreiras devem ser usadas por todos trabalhadores em contato com radiações ionizantes, e que estejam presentes no laboratório de cateterismo durante algum procedimento.

Um avental equivalente a 0,35 mm de chumbo representa uma barreira razoável para o tronco. Pode ser suplementado com uma barreira protetora ao longo do pescoço para a redução de dose tanto na tireóide quanto no esôfago, reduzindo assim a dose efetiva (Faulkner, 1997; 2005). Se a carga de trabalho for elevada, a dose nos olhos pode se aproximar da dose limite, sendo indicado, então, o uso de óculos protetores e barreiras entre o médico e paciente (Faulkner, 1997).

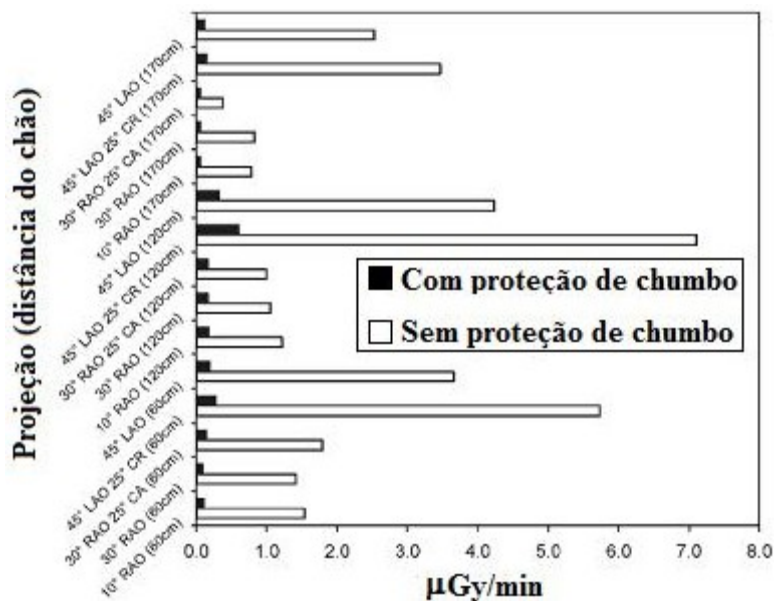


Fig. 3.14: Medidas na posição do cardiologista feitas com e sem proteção de chumbo durante fluoroscopia (Morrish *et al.*, 2008).

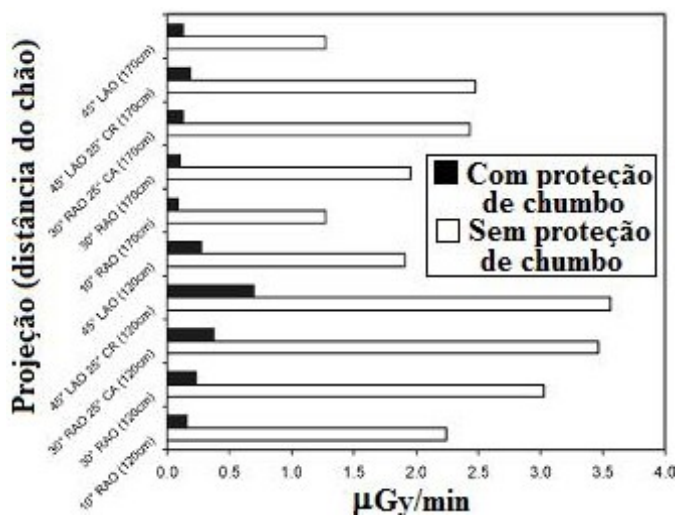


Fig. 3.15: Medidas na posição do enfermeiro feitas com e sem proteção de chumbo durante fluoroscopia (Morrish *et al.*, 2008).

A dose ocupacional no Laboratório de Cateterismo deve sempre ser monitorada. Os monitores dosimétricos comumente usados para medir a exposição são os filmes dosimétricos e os TLD (Bashore, 2001; Limacher *et al.*, 1998). O uso do filme dosimétrico tem como vantagem o registro dos resultados, e se alguma questão ou dúvida surgir, ele pode ser reexaminado. Já o TLD tem como vantagem poder ser reutilizado, mas apresenta como desvantagem que só pode ser testado uma vez (Bashore, 2001).

É recomendado que se um único dosímetro for usado, seja colocado por cima do avental, na altura do colar da tireóide (Bashore, 2001; Limacher *et al.*, 1998). Esses dosímetros podem medir a exposição da cabeça, cristalino e pescoço, que são importantes para assegurar que as doses equivalentes do cristalino e tireóide estejam dentro dos limites recomendados (Limacher *et al.*, 1998). A recomendação ideal é que dois dosímetros sejam usados, um por cima do avental na altura do colar e outro por baixo do avental na altura da cintura (Bashore, 2001; Limacher *et al.*, 1998). O segundo monitora a eficácia do avental e, durante a gravidez, irá monitorar a exposição fetal. Deve ser considerado o uso de dosímetros nas mãos pela sua maior proximidade com o feixe primário de raios X (Faulkner, 2005; Limacher *et al.*, 1998).

É importante observar também que comparações de estudos publicados sobre níveis de exposição à radiação durante cateterismo cardíaco diagnóstico ou intervencionista, devem ser feitas com prudência, devido à falta de padronização na aquisição de dados e variáveis incontroláveis, como tamanho do paciente, diferenças do equipamento, técnica radiográfica e eventuais avanços tecnológicos (Limacher *et al.*, 1998).

Algumas recomendações para a redução da dose ocupacional podem ser citadas (Limacher *et al.*, 1998):

- Usar fluoroscopia pulsada;
- Minimizar exposição ao paciente;
- Usar filtros adicionais;
- Limitar tempo e exposição;
- Diminuir o tempo do modo cine;
- Usar colimação apropriada;
- Usar barreiras apropriadas;
- Manter distância do feixe primário;
- Manter o intensificador de imagem o mais perto possível do paciente;
- Usar os equipamentos de proteção individual;
- Monitoramento regular;
- Treinamento (incluindo princípios básicos de física da radiação, práticas de minimizar exposição, efeito biológico, procedimentos de monitoramento e riscos à saúde etc.).

Em relação ao treinamento do pessoal que trabalha com radiação, Vaño *et al.* (2006)

estudaram um caso onde houve a realização de treinamento em um hospital com 4 laboratórios de cateterismo. Neste treinamento estavam incluídas estratégias para redução de dose. A Tabela 3.5 mostra os valores de dose encontrados por ele antes, durante e depois do treinamento. Nota-se que medidas relativamente simples podem reduzir a dose ocupacional, diminuindo o risco radiológico tanto para o profissional como para o paciente.

Tabela 3.5: Taxas de dose sob o avental em mSv/mês (Vaño *et al.*, 2006).

Ano	Amostra	Min. – Máx.	Média
1991	8	1,9 – 26,5	5,1
1992	11	0,9 – 24,2	3,7
1993 (treinamento)	7	1,0 – 4,4	1,6
1994 (treinamento)	12	0,6 – 13,0	1,6
1995	10	0,7 – 4,1	1,3
1996	13	0,4 – 5,8	0,9

3.7 Estimativa da Dose Efetiva a partir dos TLD

A fim de avaliar as doses individuais com respeito aos limites de doses regulatórios, as doses medidas pelos dosímetros devem ser convertidas em dose efetiva (E) (Järvinen *et al.*, 2008). O conceito de dose efetiva, já definido anteriormente, é introduzido para que os riscos associado com a irradiação de vários tecidos possam ser adicionados para determinar o risco do corpo como um todo. Esta é a quantidade mais útil para analisar e comparar riscos totais (Camm *et al.*, 1993).

Em cardiologia intervencionista, o corpo do operador é exposto a um campo de radiação não uniforme (radiação espalhada do corpo do paciente). Além disso, algumas partes do corpo estão protegidas por avental de chumbo, protetor de tireóide etc. Assim, a exposição é relativamente alta na cabeça, pescoço e extremidades, quando comparada com o resto do corpo. Por estas razões o cálculo preciso da dose efetiva é muito difícil e afetado por muitas circunstâncias (Trianni *et al.*, 2006).

Medidas utilizando um único dosímetro sobre o avental de chumbo podem levar a uma

superestimação significativa da dose efetiva, enquanto medidas com dosímetros sob o avental podem levar à subestimação. Para aumentar a exatidão, medidas com 2 dosímetros (um sobre e outro sob o avental) têm sido sugeridas (Järvinen *et al.*, 2008).

Na literatura são encontrados alguns algoritmos para o cálculo da dose efetiva, mas não existe um consenso nem de qual algoritmo usar, e nem do local apropriado para o uso do dosímetro (Clerinx *et al.*, 2008; Järvinen *et al.*, 2008). A dose efetiva estimada pode variar de ordens de magnitude dependendo do algoritmo usado (Clerinx *et al.*, 2008). A Tabela 3.6 mostra os principais algoritmos encontrados na literatura.

Tabela 3.6: Algoritmos para o cálculo da dose efetiva (E).

Autores	Algoritmo	Localização dos dosímetros
Faulkner e Marshall (1993)	$E = H_o/32$	H_o : tronco
Wambersie e Delhove (1993)	$E = H_u + 0,1 \cdot H_o$	H_u : peito H_o : pescoço ou ombros
Rosenstein e Webster (1994)	$E = 0,5 \cdot H_u + 0,025 \cdot H_o$	H_u : cintura H_o : pescoço
Huyskens <i>et al.</i> (1994)	$E = H_o/5$ ou $E = 3 \cdot H_u$	
Niklason <i>et al.</i> (1994)	a) sem PT, com 2 dosímetros: $E = 0,06(H_o - H_u) + H_u$ 1 dosímetro*: $E = 0,07 \cdot H_o$ b) com PT, com 2 dosímetros: $E = 0,02(H_o - H_u) + H_u$ 1 dosímetro*: $E = 0,03 \cdot H_o$	H_u : cintura H_o : colar
McEwan (2000)	2 dosímetros: $E = 0,71 \cdot H_u + 0,05 \cdot H_o$ 1 dosímetro: a) $E = 0,08 \cdot H_o$ b) $E = 2 \cdot H_u$	H_u : tronco H_o : colar
Sherbini e DeCicco (2002)	$E = 1,0 \cdot H_u + 0,07 \cdot H_o$	H_u : cintura H_o : pescoço
Clerinx <i>et al.</i> (2008)	$E = 1,64 \cdot H_u + 0,075 \cdot H_o$	H_u : tórax H_o : pescoço

H_u : dose sob o avental, H_o : dose sobre o avental, E : dose efetiva, PT: protetor de tireóide, *assumindo que $H_u = 0,01 \cdot H_o$.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

O estudo da dose ocupacional foi feito no Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da UNICAMP, onde é utilizado um equipamento Toshiba modelo KXO-100G, que opera tanto em modo pulsado (com controle de grade) como em modo contínuo.

Para a realização deste estudo foram consideradas as características reais de um procedimento médico realizado neste laboratório:

- A sequência básica de projeções;
- A frequência de pulsos comumente utilizada (15 pps);
- O tempo de exposição médio: aproximadamente 8 min para fluoroscopia e 1 min para cinefluoroscopia;
- Os parâmetros do equipamento (o equipamento ajusta automaticamente os parâmetros de tensão, corrente e largura de pulso);
- A localização ocupacional da sala.

Foram utilizados uma câmara de ionização (Victoreen, modelo 451B) de 349 cm³ para medição da radiação, um *phantom* humano (Apêndice I) para simulação de pacientes, trena para medir as distâncias e tripé para fixação da câmara.

As projeções utilizadas estão identificadas a seguir:

- I. LAO 41°, CA 3°;
- II. LAO 88°, CA 2°;
- III. LAO 70°, CA 17°;
- IV. LAO 49°, CR 18°;
- V. RAO 9°, CR 6°;
- VI. RAO 6°, CR 44°;
- VII. RAO 34°, CR 2°;
- VIII. RAO 28°, CA 17°;

onde: LAO = oblíqua anterior esquerda, RAO = oblíqua anterior direita, CAU = caudal e CRA = cranial, como mostradas na Figura 3.12.

Foram identificadas as posições ocupacionais rotineiramente utilizadas durante os

procedimentos (Figura 4.1). Normalmente ficam presentes dois médicos (1 e 2) e dois enfermeiros e/ou auxiliares de enfermagem (3 e 4). A câmara de ionização foi colocada nos pontos ocupados por esses profissionais, a uma altura correspondente à altura média dos dosímetros pessoais (1,3 m).

As medições foram efetuadas de acordo com o seguinte roteiro:

1. A câmara de ionização foi posicionada em um dos pontos identificados;
2. Realizou-se uma exposição em modo contínuo, depois em modo fluoroscopia pulsada e cine, com registro em tabelas das leituras e parâmetros da exposição (kV, mA e largura do pulso) na projeção I;
3. Repetiu-se a etapa 2. para as demais projeções, respeitando o mesmo tempo (30 s) e taxa de pulsos (15 pps) para cada exposição;
4. A câmara de ionização foi deslocada para as outras posições ocupacionais, e repetindo os procedimentos acima, em um total de 32 medições para fluoroscopia pulsada, contínua e cine.

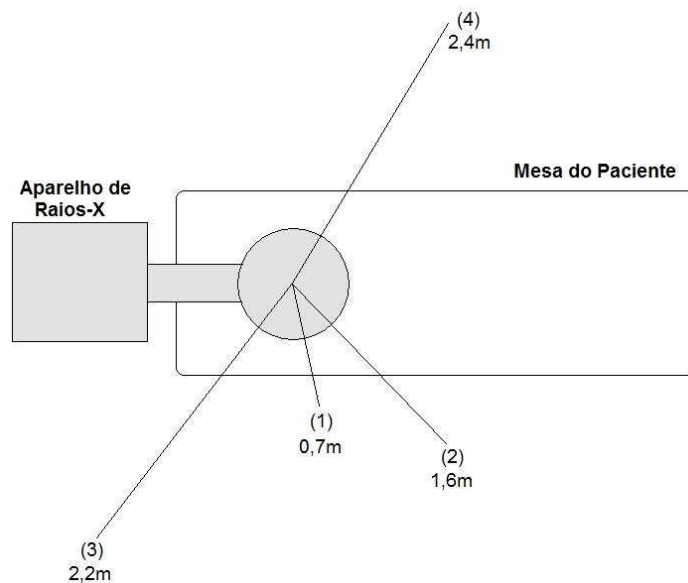


Fig. 4.1: Posições utilizadas para as medidas. As posições (1) e (2) indicam os médicos, e as posições (3) e (4) são ocupadas pelos enfermeiros ou auxiliares de enfermagem.

Antes da realização das medidas, alguns testes com a câmara de ionização foram realizados:

- 1º teste: diferenças entre os modos de leitura da câmara;
- 2º teste: linearidade das medidas;
- 3º teste: radiação espalhada por mA · s.

Na área de Proteção Radiológica do CEB (Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp) estão disponíveis duas câmaras de ionização (Victoreen, modelos 450P e 451B). A principal diferença entre elas é que a 450P é pressurizada, tendo assim maior massa de gás, mas com parede mais espessa; e a 451B é chamada câmara não selada. Os três testes citados acima foram realizados com ambas as câmaras, a fim de encontrar o melhor método e a melhor opção de câmara para a realização das medições. No caso da câmara 451B as medições foram feitas usando a opção “janela aberta”.

No 1º teste foram comparados os modos de leitura das câmaras (modo integrado e modo taxa), para a verificação de como as câmaras respondem à exposição de raios X pulsado. Foram escolhidos 15 pps, 80 kV e 30 s de exposição; a corrente e a largura do pulso foram ajustados automaticamente pelo equipamento. Para a realização desse teste foi utilizado como *phantom* um galão cheio de água posicionado no lugar do paciente, e as câmaras de ionização foram colocadas apoiadas na mesa (do paciente) à mesma distância. Após realizadas as medições, o valor do modo taxa foi comparado com o modo integrado, ou seja, o valor medido em taxa foi convertido em um valor integrado e calculada a porcentagem de diferença entre as medidas feitas.

No 2º teste foi utilizada a mesma montagem. Neste teste a câmara foi exposta com o equipamento no modo contínuo, variando-se a corrente e mantendo a tensão constante em 80 kV. Os valores de corrente utilizados foram: 0,5; 1,0; 2,0 e 3,0 mA. O tempo foi de 30 s para cada valor de corrente. Com a ajuda do *software* OriginPro 8 foi feita uma análise da linearidade das medidas. Também foram comparados os valores medidos entre os modos, como no 1º teste.

No 3º teste foi avaliado se, para o mesmo produto mA·s da exposição, é produzida a mesma quantidade de cargas na câmara de ionização. A montagem acima foi mantida, mas aqui a medição comparou os modos, tomando por base o modo contínuo. Para o modo pulsado foram mantidas constantes a tensão e a corrente, e a taxa e a largura do pulso foram escolhidos tendo por base os valores máximos e mínimos comumente usados num procedimento real.

Após as medições descritas inicialmente, foi calculado a dose por procedimento. O tempo médio de exposição em um exame de cateterismo considerado neste trabalho foi de 9 minutos, sendo 8 minutos para fluoroscopia e 1 minuto para cine. Foi definido também que o equipamento de raios X ficaria ligado o mesmo tempo para cada projeção. Assim, o cálculo da dose por procedimento foi feito da seguinte maneira:

$\underline{\text{Dose/procedimento}} = \sum_p \text{taxa fluoro}_p \cdot \text{tempo}_p + \sum_p \text{taxa cine}_p \cdot \text{tempo}_p$, onde o índice p indica a projeção;

$$\begin{aligned}
 &= \sum_p (\text{taxa fluoro}_p \cdot 8 \text{ min} / 8 \text{ projeções}) + \sum_p (\text{taxa cine}_p \cdot 1 \text{ min} / 8 \text{ projeções}) \\
 &= \sum_p (\text{taxa fluoro}_p \cdot 1 \text{ min}) + \sum_p (\text{taxa cine}_p \cdot 1 / 8 \text{ min}) \\
 &= \sum_p (\text{taxa fluoro}_p \cdot 60 \text{ s}) + \sum_p (\text{taxa cine}_p \cdot 60 / 8 \text{ s})
 \end{aligned}$$

Após realizados os cálculos acima, foram calculadas as doses efetivas usando método de Niklason *et al.* (1994) (MN) para cada profissional. Este método foi utilizado por ser considerado o mais preciso já que, como utilizado no Laboratório de Cateterismo, o protetor de tireóide é levado em conta.

Para cada posição foi realizado um conjunto de 3 medições, sendo então calculada a média das doses efetivas por procedimento (pelo MN) para a fluoroscopia contínua e pulsada. Assim, para a verificação da significância da diminuição da dose entre as duas tecnologias, foi realizado o teste t de Student. Este teste é muito utilizado, sendo indicado para testar a igualdade de duas médias quando os grupos, onde foram medidas, são independentes, que é o caso deste trabalho. O teste t é descrito no Apêndice V.

Além das medições, foi realizado um levantamento no banco de dados dos TLD usados por todos os profissionais do Laboratório de Cateterismo, cobrindo o período desde o início das atividades do Laboratório em 1988, até dezembro de 2007. Foram calculadas as doses anuais e as médias anuais de cada profissional antes e depois da aquisição do novo equipamento de fluoroscopia (2002).

Finalizados os testes e os cálculos da dose efetiva para a fluoroscopia pulsada e contínua, foi realizado um mapeamento da sala. A partir de diversas angulações e raios, foram feitas medições das doses integradas da radiação espalhada para a projeção LAO 90°. Esta projeção foi escolhida por ser uma das que resultam maiores doses para os médicos. A Figura 4.2 mostra o esquema de divisões do Laboratório de Cateterismo para o mapeamento.

Em cada ponto de intersecção entre as circunferências e as linhas radiais que indicam os ângulos, foi feita a medição das doses integradas e posteriormente calculadas as taxas de doses. Ao centro, no lugar do paciente, foi posicionado um galão cheio de água (24 cm × 19 cm, altura:

32 cm), como espalhador. Os parâmetros utilizados foram: 15 pps, 30 s de exposição, 80 kV, 100 mA e 2,3 ms de largura de pulso (a tensão, a corrente e a largura dos pulsos foram ajustadas automaticamente pelo equipamento). A câmara foi montada sobre um tripé a uma altura de 107 cm.

Para o mapeamento das doses foi realizado o seguinte procedimento:

1. foram selecionados, no equipamento, o modo pulsado, com 15 pps, e a projeção LAO 90°;
2. a câmara foi posicionada em um ponto do mapa;
3. foram medidas cinco exposições de 30 s cada (dose integrada);
4. as etapas 2. e 3. foram repetidas para os outros pontos de 0° a 180°;
5. foram calculadas as médias e os desvios padrões dos valores medidos.

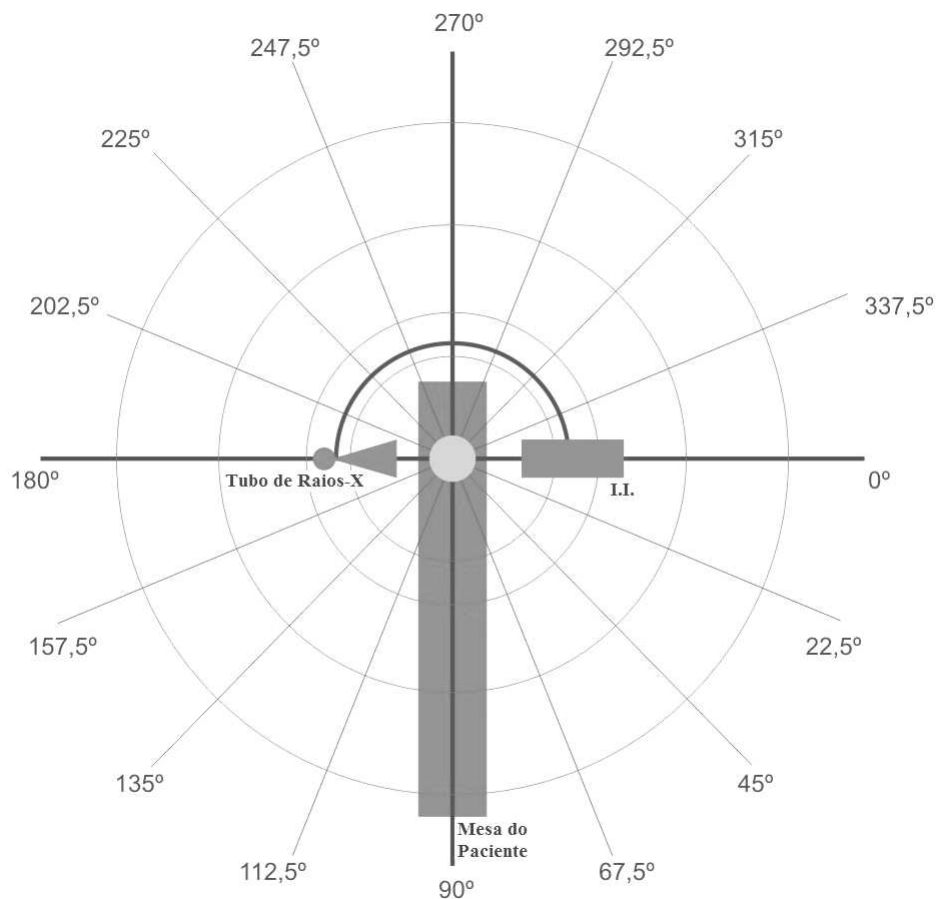


Fig. 4.2: Divisões do Laboratório de Cateterismo para o mapeamento. Os raios das circunferências medem respectivamente: 0,7; 1,0; 1,3 e 2,6 m.

Terminado o procedimento descrito acima, foi verificado se houve simetria entre o semi-círculo inferior e o superior do mapeamento. Para isso foram escolhidos alguns pontos aleatoriamente entre 180° e 360°, onde foram medidas as doses integradas, que posteriormente foram comparadas com os valores encontrados nas posições correspondentes do semi-círculo inferior.

Finalizado o mapeamento, foi verificada a diferença entre as doses medidas entre os raios de 0,7 e 1,0 m, para as possíveis posições dos médicos. Foi calculada também a dose efetiva por procedimento pelo MN, como já descrito anteriormente, para pontos que se encaixam no mapa referentes ao posicionamento dos profissionais durante o procedimento médico.

Capítulo 5

Resultados e Discussão

5.1 Testes Realizados Com a Câmara de Ionização

Os resultados dos testes, assim como suas especificações, são descritos abaixo para as duas câmaras de ionização utilizadas nesse trabalho (Victoreen modelos 450P e 451B).

5.1.1 Diferença entre os Modos de Leitura das Câmaras

As câmaras de ionização têm dois modos de leitura: modo ‘taxa’ e modo ‘integrado’. Este teste preliminar foi realizado para comparar como as câmaras respondem, em ambos os modos, aos raios X emitidos pelo equipamento no modo pulsado.

Parâmetros utilizados no teste:

- Modo de operação pulsado;
- 15 pulsos por segundo;
- Tempo total de 31 segundos de exposição (∴ 465 pulsos);
- 80 kV;
- 80 mA;
- Pulsos de 3,6 ms de duração (∴ 1,67 s de exposição total).

Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 5.1. A escala da 450P está em μR , e da 451B está em μSv . Após realizadas estas medidas, o valor do modo taxa foi comparado com o modo integrado.

Tab. 5.1: Medições comparando os modos de leitura das câmaras de ionização.

450P	451B
$(960 \pm 96) \mu\text{R}$	$(15,5 \pm 1,5) \mu\text{Sv}$
$(132 \pm 13) \text{mR/h}$	$(1,93 \pm 0,2) \text{mSv/h}$

Para a câmara 450P: $132 \text{ mR/h} = 3,66 \cdot 10^{-5} \text{ R/s}$. Em 1,67 s: $3,66 \cdot 10^{-5} \text{ R/s} \times 1,67 \text{ s} = \underline{61,12 \mu\text{R}}$.

Para a câmara 451B: $1,93 \text{ mSv/h} = 5,36 \cdot 10^{-7} \text{ Sv/s}$. Em 1,67 s: $5,36 \cdot 10^{-7} \text{ Sv/s} \times 1,67 \text{ s} = \underline{0,88 \text{ } \mu\text{Sv}}$.

As diferenças entre os valores medidos no modo integrado e os valores integrados encontrados a partir dos valores de taxas são mostradas na Tabela 5.2. Para os cálculos dos erros, foram levados em consideração os valores de precisão para a Câmara de Ionização (Apêndice III) e para o equipamento de raios X que forneceu o tempo (Apêndice IV). A propagação foi feita como no Apêndice VI.

Tabela 5.2: Diferença entre as doses integradas medidas.

Câmara	Dose integrada medida	Dose integrada calculada a partir da taxa medida	Diferença
450P	$(960 \pm 96) \text{ } \mu\text{R}$	$(61,1 \pm 30,9) \text{ } \mu\text{R}$	93,6%
451B	$(15,5 \pm 1,5) \text{ } \mu\text{Sv}$	$(0,9 \pm 0,4) \text{ } \mu\text{Sv}$	94,3%

A medição no modo ‘taxa’ é um cálculo da média dos pulsos emitidos em um intervalo de tempo. Se a frequência de aquisição for maior que a de emissão, alguns intervalos terão média igual a zero, o que subestima o resultado verdadeiro (aumenta o erro), resultando em um valor muito menor que a taxa máxima instantânea (NCRP, 1978).

Esta constatação é muito importante, pois indica que medições feitas em equipamentos de fluoroscopia pulsada devem ser sempre feitas no modo ‘integrado’.

5.1.2 Linearidade das medidas

Os valores medidos para o teste de linearidade são mostrados na Tabela 5.3.

Tab. 5.3: Resultados das medidas para avaliar a linearidade (os valores de taxa de dose calculada são as transformações dos valores do modo integrado medido em taxa).

n	mA	450P			451B		
		Taxa de dose (mR/h)	Dose (μ R)	Taxa de dose calculada (mR/h)	Taxa de dose (mSv/h)	Dose (μ Sv)	Taxa de dose calculada (mSv/h)
1	0,5	13,1 \pm 1,3	95,0 \pm 9,5	11,4 \pm 1,3	0,19 \pm 0,02	1,50 \pm 0,15	0,18 \pm 0,02
2	1,0	27,0 \pm 2,7	200,0 \pm 20,0	24,0 \pm 2,7	0,39 \pm 0,04	3,40 \pm 0,34	0,41 \pm 0,04
3	2,0	58,0 \pm 5,8	430,0 \pm 43,0	51,6 \pm 5,8	0,85 \pm 0,08	6,90 \pm 0,69	0,83 \pm 0,09
4	3,0	86,0 \pm 8,6	510,0 \pm 51,0	61,2 \pm 6,8	1,20 \pm 0,12	9,00 \pm 0,90	1,08 \pm 0,12

Calculando as diferenças encontradas entre o modo taxa medido e o encontrado através do modo integrado, tem-se (Tabela 5.4):

Tab. 5.4: Diferenças entre os modos taxa medidos e calculados.

n	450P	451B
1	12,98%	7,69%
2	11,11%	4,61%
3	11,03%	2,35%
4	28,84%	1,67%

Fazendo a análise linear dos valores medidos, foram encontrados os gráficos mostrados nas Figuras 5.1 a 5.4.

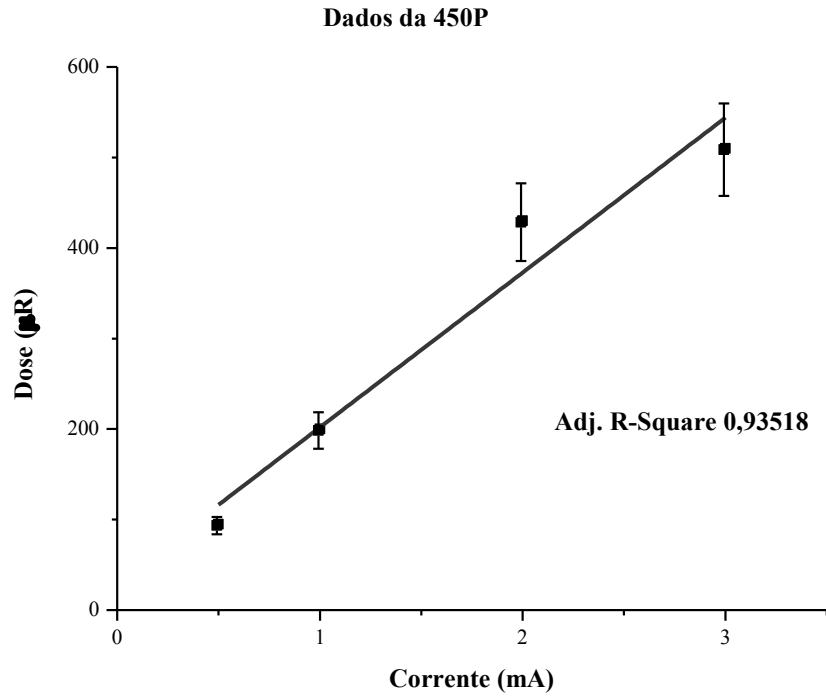


Fig. 5.1: Análise linear dos dados da câmara 450P no modo de leitura integrado.

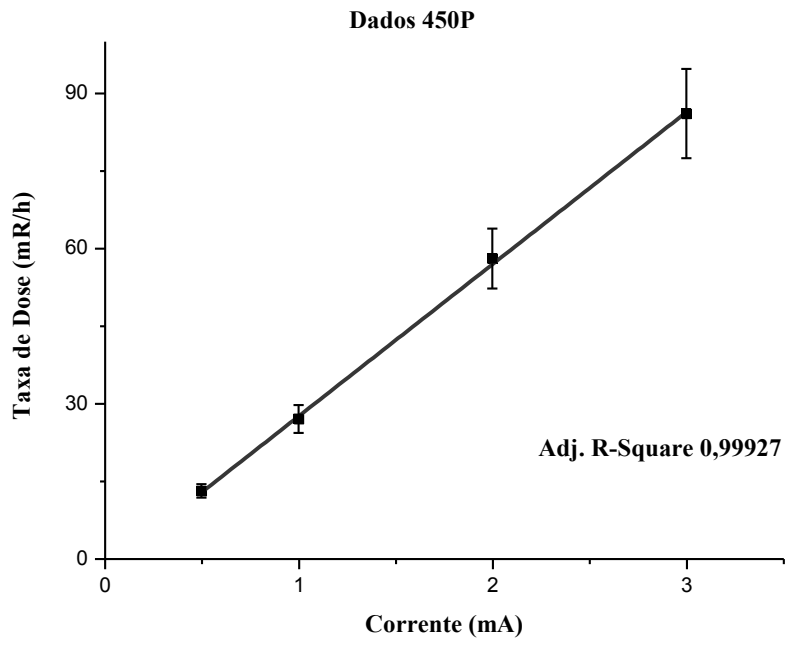


Fig. 5.2: Análise linear dos dados da câmara 450P no modo de leitura taxa.

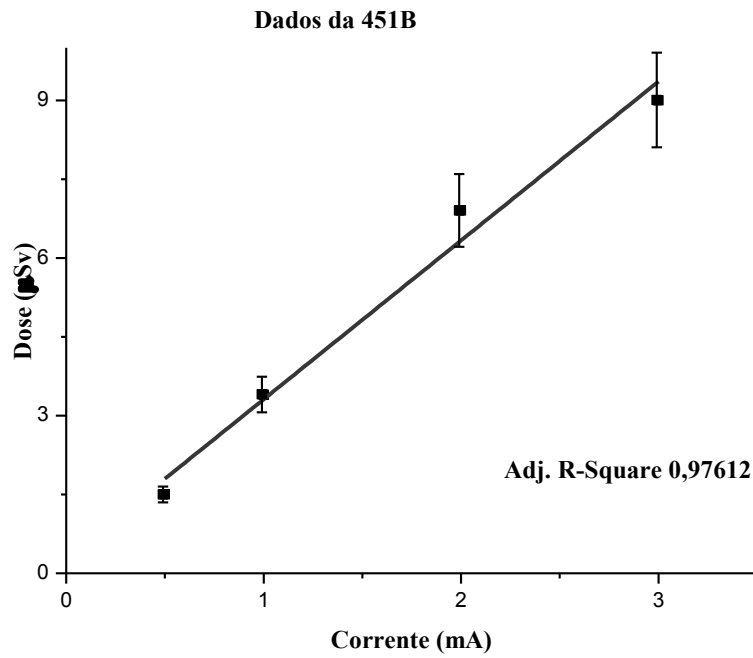


Fig. 5.3: Análise linear dos dados da câmara 451B no modo integrado.

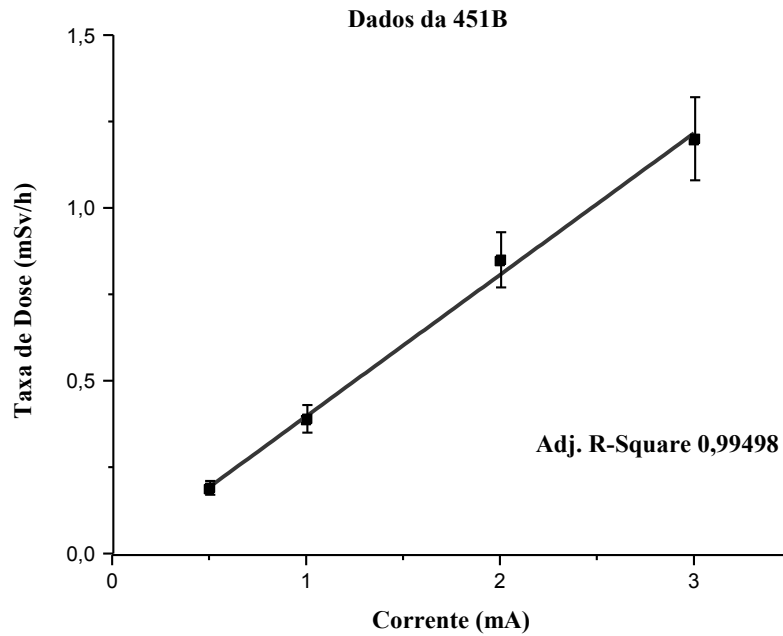


Fig. 5.4: Análise linear dos dados da câmara 451B no modo de leitura taxa.

Os valores “Adj. R-Square” na análise referem-se à correlação entre os dados, onde valores próximo de 1 indicam alta relação linear, como explicado no Apêndice II.

Estes resultados indicam que as câmaras respondem linearmente a mudanças de corrente. Nota-se também que a diferença entre as doses medidas e calculadas (Tabela 5.4) são menores para a câmara 451B.

5.1.3 Radiação espalhada por mA·s

Neste teste foi avaliado se, para o mesmo produto mA·s da exposição, é produzida a mesma quantidade de cargas na câmara de ionização. A montagem dos testes anteriores foi mantida, mas aqui a medição comparou os modos, tomando por base o modo contínuo. Para o modo pulsado foram mantidas constantes a tensão e a corrente, e a taxa e a largura do pulso foram escolhidos tendo por base os valores máximos e mínimos comumente usados num procedimento real.

Para o modo contínuo, foram obtidos os valores (Tabela 5.5):

Tab. 5.5: Dose medida para o modo contínuo.

n	kV	mA	t(s)	Dose (μR)
1	80	2,0	30	340,0 \pm 34,0

Para o modo pulsado (Tabela 5.6):

Tab. 5.6: Doses medidas para o modo pulsado.

n	kV	mA	t(s)	Taxa de pulso (s^{-1})	Duração do pulso (ms)	Dose (μR)
2	80	10	30	15	2,9	53,0 \pm 5,3
3	80	10	30	15	8,0	148,0 \pm 14,8
4	80	10	30	30	2,9	99,0 \pm 9,9
5	80	10	30	30	8,0	300,0 \pm 30,0

Calculando a radiação espalhada por mA·s através da equação:

$$R = \frac{dose}{corrente \cdot tempo}$$

foram encontrados os valores da Tabela 5.7. Os erros foram calculados como indicado no Apêndice VI e as precisões levadas em conta estão nos Apêndices III e IV.

Tab. 5.7: Cálculo da radiação espalhada por mA·s.

n	μR/mA·s
1	5,7 ± 1,1
2	4,1 ± 0,8
3	4,1 ± 0,8
4	3,8 ± 0,7
5	4,2 ± 0,8

Para o cálculo de mA·s de cada medida usando raios X pulsados, foi considerado apenas o tempo em que o equipamento estava emitindo radiação, e desconsiderado o tempo entre os pulsos. As diferenças entre os modos foram calculadas tomando por base a medida no modo contínuo, e são apresentadas na Tabela 5.8.

Tab. 5.8: Diferenças calculadas entre os modos contínuo e pulsado.

N	Diferença (%)
2	28,4
3	27,5
4	33,2
5	26,4

A partir do cálculo de propagação de erros foram encontrados os valores apresentados na Tabela 5.9. As diferenças entre os valores estão próximas do esperado, como pode ser visto nesta tabela.

Tab. 5.9: $\Delta R/R$ (%).

n	$R \pm \Delta R$ ($\mu R/mA \cdot s$)	$\Delta R / R$ (%)
1	$5,7 \pm 1,1$	19,0
2	$4,1 \pm 0,8$	17,7
3	$4,1 \pm 0,8$	23,6
4	$3,8 \pm 0,7$	44,3
5	$4,2 \pm 0,8$	19,9

Para a realização das medidas posteriores, foi utilizado o modo integrado, já que o modo taxa não expressa o valor real medido para o equipamento pulsado, como pôde ser visto no 1º teste. A câmara escolhida foi a 451 B por ser não selada (pressão atmosférica) e por isso tem paredes mais finas não barrando fótons de baixa energia; sua leitura já é dada em Sievert, dispensando conversões e os erros associados; pelo 2º teste, as diferenças são menores, pressupondo mais exatidão em suas medidas.

5.2 Medidas na Posição (1) – Posição do Médico

Foi realizado um conjunto de 3 medições para a posição (1) referente à localização do médico. As Tabelas 5.10 a 5.12 apresentam os parâmetros ajustados pelo equipamento e as taxas de doses calculadas a partir das doses integradas medidas, ou seja, dividiu-se a dose pelo tempo total de exposição, e o erro foi encontrado como indicado no Apêndice VI, com os dados de precisão dos Apêndices III e IV.

As taxas de doses calculadas por projeção para o conjunto A de medidas estão mostradas na Tabela 5.13. Nota-se que a dose no modo cine é muito maior que no modo fluoro, o que é necessário para a gravação de imagens, que devem possuir alta qualidade.

Tab. 5.10: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas A.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	85	2,8	–	0,175	0,020
	Pulsado	80	100	2,3	0,135	0,015
	Cine	69	530	6,3	2,250	0,252
II	Contínuo	91	3,3	–	0,610	0,068
	Pulsado	80	137	2,9	0,580	0,065
	Cine	70	530	6,3	7,000	0,783
III	Contínuo	101	3,5	–	0,725	0,081
	Pulsado	82	134	4,4	0,795	0,089
	Cine	81	460	6,3	5,500	0,615
IV	Contínuo	94	3,4	–	0,410	0,046
	Pulsado	80	137	3,4	0,385	0,043
	Cine	73	510	6,3	3,000	0,335
V	Contínuo	74	1,7	–	0,060	0,007
	Pulsado	80	50	1,5	0,045	0,005
	Cine	65	250	6,3	0,500	0,056
VI	Contínuo	89	3,2	–	0,465	0,052
	Pulsado	80	137	2,5	0,410	0,046
	Cine	76	480	6,3	4,333	0,484
VII	Contínuo	83	2,7	–	0,130	0,015
	Pulsado	80	100	2	0,110	0,012
	Cine	68	550	6,3	1,167	0,130
VIII	Contínuo	81	2,4	–	0,065	0,007
	Pulsado	80	80	2,1	0,070	0,008
	Cine	69	400	6,3	0,750	0,084

Tab. 5.11: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas B.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	80	3	–	0,218	0,024
	Pulsado	80	80	1,6	0,180	0,020
II	Cine	69	320	6,3	2,562	0,286
	Contínuo	91	3,4	–	0,861	0,096
	Pulsado	80	80	2,8	0,890	0,100
III	Cine	67	560	6,3	6,621	0,740
	Contínuo	83	3,6	–	0,993	0,111
	Pulsado	80	137	4,4	0,910	0,102
IV	Cine	79	470	6,3	5,310	0,594
	Contínuo	94	3,4	–	0,525	0,059
	Pulsado	80	50	2,3	0,510	0,057
V	Cine	71	250	6,3	4,272	0,478
	Contínuo	80	1,6	–	0,056	0,006
	Pulsado	78	15	1,5	0,043	0,005
VI	Cine	58	250	6,3	0,701	0,078
	Contínuo	81	3,4	–	0,459	0,051
	Pulsado	80	50	2,4	0,011	0,001
VII	Cine	69	320	6,3	0,845	0,094
	Contínuo	87	2,8	–	0,230	0,026
	Pulsado	80	20	5,2	0,181	0,020
VIII	Cine	65	250	6,3	0,902	0,101
	Contínuo	80	3,2	–	0,032	0,004
	Pulsado	80	20	3,5	0,034	0,004
VIII	Cine	64	250	6,3	0,230	0,026

Tab. 5.12: Parâmetros e doses para a posição (1). Conjunto de medidas C.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	84	3,1	–	0,245	0,027
	Pulsado	80	130	2,5	0,290	0,032
	Cine	75	490	6,3	3,070	0,343
II	Contínuo	90	3,5	–	0,854	0,095
	Pulsado	80	137	4,9	1,033	0,115
	Cine	81	460	6,3	6,639	0,742
III	Contínuo	98	3,7	–	1,015	0,113
	Pulsado	80	137	5,9	1,033	0,115
	Cine	86	430	6,3	5,564	0,622
IV	Contínuo	95	3,6	–	0,574	0,064
	Pulsado	80	137	3	0,593	0,066
	Cine	72	530	6,3	5,000	0,559
V	Contínuo	70	2,1	–	0,084	0,009
	Pulsado	80	80	2,4	0,073	0,008
	Cine	69	500	6,3	0,847	0,095
VI	Contínuo	85	3,6	–	0,651	0,073
	Pulsado	80	137	5,5	0,190	0,021
	Cine	85	440	6,3	0,905	0,101
VII	Contínuo	85	2,9	–	0,182	0,020
	Pulsado	80	80	2,8	0,190	0,021
	Cine	69	540	6,3	1,036	0,116
VIII	Contínuo	80	3	–	0,091	0,010
	Pulsado	80	80	3,5	0,057	0,006
	Cine	72	510	6,3	0,363	0,041

Tab. 5.13: Taxas de dose por projeção ($\mu\text{Sv/s}$) para o conjunto de medidas A.

Projeção	Taxa de Dose Fluoro Contínua	Taxa de Dose Fluoro Pulsada	Taxa de Dose Cine
I	0,175	0,135	2,250
II	0,610	0,580	7,00
III	0,725	0,795	5,500
IV	0,410	0,385	3,00
V	0,060	0,045	0,500
VI	0,465	0,410	4,333
VII	0,130	0,110	1,167
VIII	0,065	0,070	0,750

A partir dos valores da Tabela 5.13 calculou-se a diferença entre as doses encontradas nos modos de fluoroscopia pulsada e contínua. Essa diferença é mostrada na Tabela 5.14. A maior diminuição encontrada foi de 25% para a projeção V, e para algumas projeções a dose para a fluoroscopia pulsada foi maior que para a contínua. Na projeção III, este aumento chegou a 10%, como pode ser observado na Figura 5.5.

Tab. 5.14: Variação da dose para a fluoroscopia pulsada em relação à contínua por projeção.

Projeção	Variação da dose
I	-23%
II	-5%
III	+10%
IV	-6%
V	-25%
VI	-12%
VII	-15%
VIII	+8%

Algumas projeções, como a II (LAO 88°, CA 2°) e a III (LAO 70°, CA 17°), apresentam valores muito maiores do que as outras. Isso é esperado, pois a maior fonte de dose ocupacional é

a radiação espalhada pelo paciente, e a radiação espalhada é maior na mesma direção da emissão da radiação, ou seja, quando o tubo de raios X está do mesmo lado do médico.

Taxa de dose por projeção para fluoroscopia pulsada e contínua

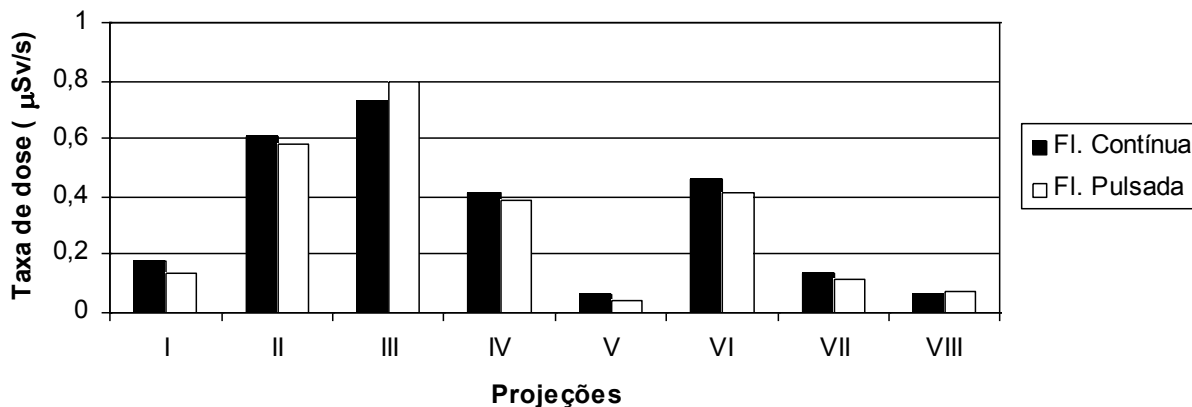


Fig. 5.5: Diminuição da taxa de dose para fluoroscopia pulsada em relação à fluoroscopia contínua, por projeção, para o conjunto de medidas A.

Diferenças das taxas de dose por projeção e algumas doses da fluoroscopia pulsada serem maiores que a emissão contínua também podem ser observadas nos conjuntos de medidas B e C.

A Figura 5.6 compara as taxas de dose nos modos cine e fluoro pulsado e contínuo. Pode-se observar como a taxa de dose no modo cine é muito maior que no modo fluoro.

O cálculo da dose por procedimento utiliza a somatória das taxas de doses de cada projeção. Esses valores foram reunidos na Tabela 5.15 para os conjuntos de medidas A, B e C, cujas propagações de erros foram calculadas como indicado no Apêndice VI.

Tab. 5.15: Somatórias das taxas de dose.

Medidas	Σ das Taxas de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)		
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada	Cine
A	$2,640 \pm 0,129$	$2,530 \pm 0,128$	$24,500 \pm 1,195$
B	$3,374 \pm 0,170$	$2,765 \pm 0,156$	$21,443 \pm 1,112$
C	$3,696 \pm 0,181$	$3,452 \pm 0,182$	$23,390 \pm 1,184$

Taxa de dose por projeção

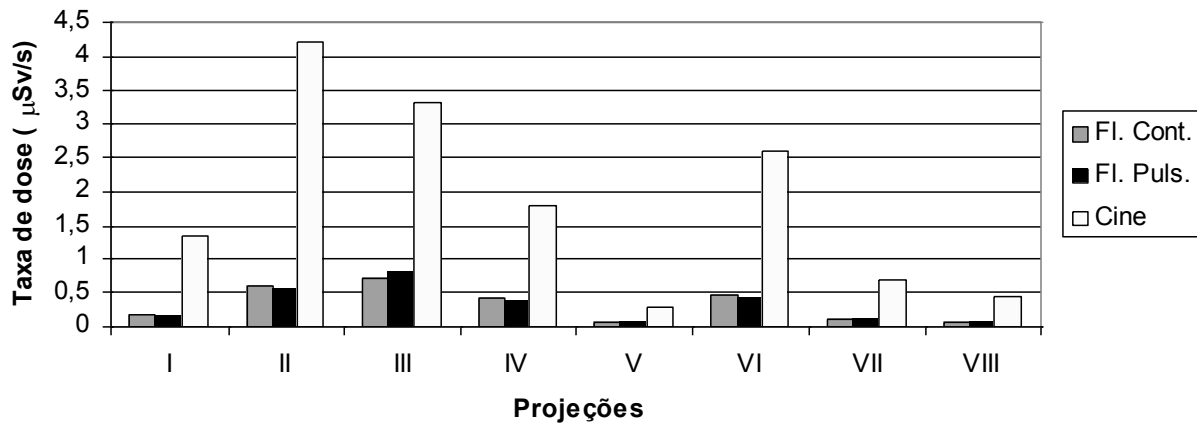


Fig. 5.6: Comparação das taxas de dose por projeção para os modo cine e fluoro pulsado e contínuo.

As doses por procedimento foram calculadas como descrito no Capítulo 4, mostradas na Tabela 5.16.

Tabela 5.16: Doses por procedimento.

Medidas	Dose por Procedimento (µSv)	
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	342,150	335,550
B	363,2625	326,7225
C	397,185	382,545
Média ± Desvio Padrão	367,532 ± 27,765	348,272 ± 30,007

Calculando as doses efetivas pelo MN e utilizando a expressão referente à utilização de um dosímetro e protetor de tireóide ($E = 0,03 \cdot H_o$), foram encontrados os valores (Tabela 5.17).

Calculando a diminuição da dose usando fluoroscopia pulsada foi encontrado um valor de apenas 5,24%. A análise estatística dos dados (teste t de Student) resultou nos valores apresentados na Tabela 5.18.

O valor encontrado de t é menor que o valor de t crítico ao nível de significância de 0,05. Assim, não se pode rejeitar a hipótese de que as médias das doses em cada tipo de fluoroscopia são iguais. O uso de fluoroscopia pulsada não resultou em diferença significativa de doses.

Tab. 5.17: Dose efetiva por procedimento pelo MN.

Medidas	Dose Efetiva por Procedimento (μSv)	
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	10,264	10,066
B	10,898	9,802
C	11,915	11,476
Média \pm Desvio Padrão	11,026 \pm 0,833	10,448 \pm 0,900

No Laboratório de Cateterismo são realizados cerca de 80 procedimentos por mês. Assim, estimando o valor mensal, encontrou-se o valor de $0,860 \pm 0,065$ mSv para a fluoroscopia contínua e $0,815 \pm 0,070$ mSv para a fluoroscopia pulsada. Para esse cálculo foram utilizadas as médias entre as medidas A, B e C.

Tab. 5.18: Resultados da aplicação do teste t de Student.

	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	10,264	10,066
B	10,898	9,802
C	11,915	11,476
N	3	3
Média	11,026	10,448
Variância	0,694	0,810
Variância Ponderada	0,752	
Graus de Liberdade	4	
t	0,816	
Valor crítico de t	2,776	

Como neste Laboratório trabalham no momento 3 médicos, com turnos equivalentes, os valores de dose encontrados podem ser distribuídos igualmente entre eles. Os valores finais são apresentados na Tabela 5.19.

Tab. 5.19: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal estimada por médico.

Dose	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
por procedimento (μSv)	$3,675 \pm 0,278$	$3,483 \pm 0,300$
mensal (mSv)	$0,287 \pm 0,022$	$0,272 \pm 0,023$

Os valores apresentados aqui estão de acordo com outros trabalhos encontrados na literatura, também calculadas pelo mesmo método, como mostrado na Tabela 5.20. A maior discrepância encontrada está no valor encontrado por Efstathopoulos *et al.* (2006), mas que pode ser explicada pelos procedimentos que utilizaram em sua pesquisa, que chegaram a exceder uma hora de duração, e portanto onde a dose recebida é muito maior.

A fluoroscopia pulsada, que deveria diminuir a dose recebida tanto pelos pacientes como pela equipe médica, acabou se mostrando equivalente à da fluoroscopia contínua. Há uma redução em algumas projeções, mas em outras a dose acaba sendo maior que a da fluoroscopia contínua. No final, o uso da fluoroscopia pulsada reduz muito pouco a dose. Segundo Chida *et al.* (2007), isso é uma decorrência do projeto desses equipamentos, onde a utilização de baixas taxas de pulsos faz com que a dose por pulso aumente para melhorar a qualidade da imagem, o que acaba por não diminuir a dose. Deve-se, então, considerar não só a taxa de pulsos, mas também a exposição por pulso para conseguir uma redução da dose.

Tab. 5.20: Doses efetivas por procedimento para o cardiologista, apresentadas por outros autores, calculadas pelo MN.

Autor	Dose efetiva (μSv)
Este trabalho	3,7 e 3,5
Zorzetto (1997)	3,5
Tsapaki (2004)	0,3 (PTCA) e 0,2 (CA)
Renaud (1992)	2,8
Perna (2000)	2,7
Efstathopoulos (2006)	39,8 (eletrofisiologia e ablação)
Delichas (2003)	0,3-5,0 (PTCA) e 0,4-8,4 (CA)

CA = angiografia coronariana; PTCA = angiografia coronariana transluminal percutânea.

Pode-se citar também o fato de que a dose no modo cine é muito maior que no modo fluoro, como mostrado na Figura 5.6. O cine, então, pode ser responsável pela maior parte da dose recebida, senão tiver tempo reduzido. Assim, se o tempo de cine não for mantido baixo, as altas taxas deste modo podem mascarar os benefícios decorrentes do uso de fluoroscopia pulsada.

5.3 Medidas na Posição (2) – Posição do Médico Auxiliar

As análises dos dados realizadas aqui em diante para as outras posições de medição serão feitas da mesma maneira que para a posição (1). Assim, algumas etapas e descrições serão omitidas para evitar repetições.

Foi realizado um conjunto de 3 medições para a posição (2) referente à localização do médico auxiliar. As Tabelas 5.21 a 5.23 apresentam os parâmetros ajustados pelo equipamento e as taxas de doses calculadas a partir das doses integradas medidas, ou seja, dividiu-se a dose pelo tempo total de exposição, e o erro foi encontrado como indicado no Apêndice VI, com os dados de precisão dos Apêndices III e IV.

As somatórias das taxas de doses das projeções para os modos de fluoroscopia e de cine estão apresentados na Tabela 5.24, cujas propagações de erros foram calculadas como indicado no Apêndice VI.

Tab. 5.21: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas A.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	89	3,2	–	0,087	0,010
	Pulsado	80	137	2,4	0,077	0,009
	Cine	78	400	6,3	0,717	0,080
II	Contínuo	65	0,7	–	0,003	0,000
	Pulsado	78	15	1,5	0,003	0,000
	Cine	50	250	3,5	0,061	0,007
III	Contínuo	75	1,9	–	0,03	0,003
	Pulsado	80	50	2	0,02	0,002
	Cine	67	250	6,3	0,338	0,038
IV	Contínuo	85	2,9	–	0,057	0,006
	Pulsado	80	100	2,5	0,043	0,005
	Cine	78	320	6,3	0,450	0,050
V	Contínuo	75	1,8	–	0,020	0,002
	Pulsado	80	50	1,8	0,014	0,002
	Cine	67	250	6,3	0,193	0,022
VI	Contínuo	91	3,3	-	0,237	0,026
	Pulsado	80	137	2,8	0,113	0,013
	Cine	81	400	6,3	0,929	0,104
VII	Contínuo	83	2,7	-	0,057	0,006
	Pulsado	80	100	2	0,033	0,004
	Cine	79	250	6,3	0,375	0,042
VIII	Contínuo	83	2,6	-	0,030	0,003
	Pulsado	80	100	2	0,040	0,004
	Cine	79	250	6,3	0,291	0,033

Tab. 5.22: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas B.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	90	3,4	–	0,091	0,010
	Pulsado	81	140	2,5	0,089	0,010
	Cine	80	435	6,3	0,843	0,094
II	Contínuo	72	0,5	–	0,005	0,001
	Pulsado	80	25	1,7	0,004	0,000
	Cine	78	230	6,3	0,082	0,009
III	Contínuo	80	1,9	–	0,070	0,008
	Pulsado	80	100	1,9	0,050	0,006
	Cine	71	220	6,3	0,540	0,060
IV	Contínuo	86	2,8	–	0,063	0,007
	Pulsado	85	150	2,3	0,080	0,009
	Cine	80	350	6,3	0,743	0,083
V	Contínuo	80	1,7	–	0,056	0,006
	Pulsado	80	100	1,7	0,031	0,003
	Cine	71	200	6,3	0,236	0,026
VI	Contínuo	90	3,4	–	0,355	0,040
	Pulsado	85	130	1,8	0,290	0,032
	Cine	80	350	6,3	1,105	0,124
VII	Contínuo	80	3	–	0,067	0,007
	Pulsado	85	90	2,3	0,089	0,010
	Cine	81	278	6,3	0,601	0,067
VIII	Contínuo	85	3,1	–	0,073	0,008
	Pulsado	80	100	2,8	0,060	0,007
	Cine	81	270	6,3	0,439	0,049

Tab. 5.23: Parâmetros e doses para a posição (2). Conjunto de medidas C.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	91	3,7	–	0,277	0,031
	Pulsado	80	130	2,5	0,170	0,019
	Cine	76	490	6,3	1,742	0,195
II	Contínuo	70	2,3	–	0,011	0,001
	Pulsado	80	130	4	0,380	0,042
	Cine	76	490	6,3	2,664	0,298
III	Contínuo	80	2	–	0,096	0,011
	Pulsado	80	137	5,8	0,403	0,045
	Cine	85	430	6,3	2,419	0,270
IV	Contínuo	85	3,2	–	0,181	0,020
	Pulsado	80	137	2,6	0,140	0,016
	Cine	69	540	6,3	1,137	0,127
V	Contínuo	80	2,1	–	0,064	0,007
	Pulsado	80	80	2,3	0,023	0,003
	Cine	76	400	6,3	0,375	0,042
VI	Contínuo	95	3,5	–	0,757	0,085
	Pulsado	95	115	4,6	0,077	0,009
	Cine	77	980	6,3	0,577	0,065
VII	Contínuo	85	2,8	–	0,181	0,020
	Pulsado	80	80	3,5	0,023	0,003
	Cine	72	510	6,3	0,172	0,019
VIII	Contínuo	85	3	–	0,096	0,011
	Pulsado	80	80	3,3	0,013	0,001
	Cine	71	520	6,3	0,167	0,019

Tab. 5.24: Somatórias das taxas de dose.

Medidas	Σ das Taxas de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)		
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada	Cine
A	$0,520 \pm 0,030$	$0,344 \pm 0,017$	$3,356 \pm 0,156$
B	$0,780 \pm 0,044$	$0,693 \pm 0,038$	$4,589 \pm 0,206$
C	$1,664 \pm 0,096$	$1,230 \pm 0,067$	$9,253 \pm 0,472$

Calculando a dose medida por procedimento, e utilizando o MN, foram encontrados os valores para a dose efetiva, mostrados na Tabela 5.25.

Tab. 5.25: Dose efetiva por procedimento pelo MN.

Medidas	Dose Efetiva por Procedimento (μSv)	
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,690	1,373
B	2,436	2,280
C	5,077	4,296
Média \pm Desvio Padrão	$3,068 \pm 1,779$	$2,650 \pm 1,496$

Os valores calculados de dose efetiva por procedimento para fluoroscopia contínua e pulsada foram muito próximos. A diminuição da dose foi de 13,62%. Para melhor analisar esses resultados, foi aplicado o teste t. Os valores encontrados estão na Tabela 5.26.

O valor encontrado de t é menor que o valor crítico de t ao nível de significância de 0,05. Assim, não se pode rejeitar a hipótese de que as médias das doses em cada tipo de fluoroscopia são iguais. O uso de fluoroscopia pulsada não resultou em diferença significativa de doses.

Finalizando os cálculos, as doses efetivas por procedimento e por mês para cada profissional estão sumarizados na Tabela 5.27.

Tab. 5.26: Resultados da aplicação do teste t de Student.

	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,690	1,373
B	2,436	2,280
C	5,077	4,296
N	3	3
Média	3,068	2,650
Variância	3,166	2,238
Variância Ponderada	2,702	
Graus de Liberdade	4	
t	0,312	
Valor crítico de t	2,776	

Tab. 5.27: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional.

Dose	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
por procedimento (μSv)	1,023 \pm 0,593	0,883 \pm 0,499
mensal (mSv)	0,080 \pm 0,046	0,069 \pm 0,039

5.4 Medidas na Posição (3) – Posição do Enfermeiro ou Auxiliar de Enfermagem

Foi realizado um conjunto de 3 medições para a posição (3) referente à localização do enfermeiro ou auxiliar de enfermagem. As Tabelas 5.28 a 5.30 apresentam os parâmetros ajustados pelo equipamento e as taxas de doses calculadas a partir das doses integradas medidas, ou seja, dividiu-se a dose pelo tempo total de exposição, e o erro foi encontrado como indicado no Apêndice VI, com os dados de precisão dos Apêndices III e IV.

Tab. 5.28: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas A.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	91	3,3	–	0,053	0,006
	Pulsado	80	137	2,9	0,060	0,007
	Cine	81	400	6,3	0,500	0,056
II	Contínuo	92	3,3	–	0,007	0,001
	Pulsado	80	130	3,2	0,007	0,001
	Cine	79	470	6,3	0,047	0,005
III	Contínuo	86	3	–	0,060	0,007
	Pulsado	80	130	2	0,053	0,006
	Cine	79	320	6,3	0,500	0,056
IV	Contínuo	96	3,4	–	0,070	0,008
	Pulsado	80	137	3,7	0,083	0,009
	Cine	84	450	6,3	0,625	0,070
V	Contínuo	77	2	–	0,023	0,003
	Pulsado	80	50	2,3	0,010	0,001
	Cine	70	250	6,3	0,145	0,016
VI	Contínuo	106	3,6	–	0,063	0,007
	Pulsado	88	124	4,2	0,057	0,006
	Cine	84	440	6,3	0,398	0,044
VII	Contínuo	84	2,8	–	0,047	0,005
	Pulsado	80	130	1,8	0,043	0,005
	Cine	81	250	6,3	0,304	0,034
VIII	Contínuo	83	2,7	–	0,023	0,003
	Pulsado	80	100	2,1	0,020	0,002
	Cine	80	250	6,3	0,210	0,023

Tab. 5.29: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas B.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	85	3,6	–	0,056	0,006
	Pulsado	81	140	2,8	0,072	0,008
	Cine	80	450	6,3	0,580	0,065
II	Contínuo	89	3,8	–	0,007	0,001
	Pulsado	92	120	2,8	0,007	0,001
	Cine	80	500	6,3	0,054	0,006
III	Contínuo	85	3,1	–	0,076	0,008
	Pulsado	80	140	30	0,064	0,007
	Cine	80	330	6,3	0,610	0,068
IV	Contínuo	96	3,6	–	0,089	0,010
	Pulsado	80	140	3,5	0,080	0,009
	Cine	80	460	6,3	0,720	0,080
V	Contínuo	80	1,9	–	0,040	0,004
	Pulsado	80	100	1,8	0,026	0,003
	Cine	80	230	6,3	0,201	0,022
VI	Contínuo	100	3,8	–	0,081	0,009
	Pulsado	80	137	4	0,062	0,007
	Cine	87	425	6,3	0,438	0,049
VII	Contínuo	80	3,1	–	0,051	0,006
	Pulsado	80	155	1,7	0,050	0,006
	Cine	87	250	6,3	0,410	0,046
VIII	Contínuo	80	3	–	0,034	0,004
	Pulsado	82	90	2,1	0,033	0,004
	Cine	85	200	6,3	0,350	0,039

Tab. 5.30: Parâmetros e doses para a posição (3). Conjunto de medidas C.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	90	3,5	–	0,061	0,007
	Pulsado	80	100	2,2	0,047	0,005
	Cine	75	490	6,3	0,516	0,058
II	Contínuo	91	3,6	–	0,008	0,001
	Pulsado	80	80	2,1	0,000	0,000
	Cine	69	540	6,3	0,145	0,016
III	Contínuo	90	3,1	–	0,069	0,008
	Pulsado	80	130	4,1	0,093	0,010
	Cine	85	430	6,3	0,724	0,081
IV	Contínuo	95	3,5	–	0,080	0,009
	Pulsado	80	130	3,1	0,067	0,007
	Cine	79	470	6,3	0,643	0,072
V	Contínuo	80	2,1	–	0,027	0,003
	Pulsado	80	80	1,9	0,010	0,001
	Cine	69	530	6,3	0,291	0,033
VI	Contínuo	100	3,8	–	0,073	0,008
	Pulsado	99	111	4,3	0,050	0,006
	Cine	87	860	6,3	0,485	0,054
VII	Contínuo	85	2,9	–	0,054	0,006
	Pulsado	80	50	2,9	0,003	0,000
	Cine	68	550	6,3	0,109	0,012
VIII	Contínuo	85	2,9	–	0,027	0,003
	Pulsado	80	50	3,1	0,007	0,001
	Cine	69	530	6,3	0,167	0,019

As somatórias das taxas de doses das projeções para os modos de fluoroscopia de cine estão apresentadas na Tabela 5.31, cujas propagações de erros foram calculadas como indicado no Apêndice VI.

Tab. 5.31: Somatória das taxas de dose.

Medidas	Σ das Taxas de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)		
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada	Cine
A	0,347 \pm 0,015	0,333 \pm 0,015	2,730 \pm 0,123
B	0,434 \pm 0,019	0,394 \pm 0,017	3,363 \pm 0,148
C	0,399 \pm 0,017	0,277 \pm 0,015	3,079 \pm 0,141

Calculando a dose medida por procedimento, e utilizando o MN, foram encontrados os valores para a dose efetiva, mostrados na Tabela 5.32.

Tab. 5.32: Dose efetiva por procedimento pelo MN.

Medidas	Dose Efetiva por Procedimento (μSv)	
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,238	1,214
B	1,538	1,466
C	1,410	1,191
Média \pm Desvio Padrão	1,395 \pm 0,150	1,290 \pm 0,152

Os valores calculados de dose efetiva por procedimento para fluoroscopia contínua e pulsada foram muito próximos. A diminuição da dose foi de 7,53%. Para melhor analisar esses resultados, foi aplicado o teste t. Os valores encontrados com esse teste estão na Tabela 5.33.

O valor encontrado de t é menor que o valor crítico de t ao nível de significância de 0,05. Assim, não se pode rejeitar a hipótese de que as médias das doses em cada tipo de fluoroscopia são iguais. O uso de fluoroscopia pulsada não resultou numa diferença significativa de doses.

Finalizando os cálculos, as doses efetivas por procedimento e por mês para cada profissional estão sumarizadas na Tabela 5.34.

Tab. 5.33: Resultados da aplicação do teste t de Student.

	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,238	1,214
B	1,538	1,466
C	1,410	1,191
N	3	3
Média	1,395	1,191
Variância	0,023	0,023
Variância Ponderada	0,023	
Graus de Liberdade	4	
t	0,850	
Valor crítico de t	2,776	

Tab. 5.34: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional.

Dose (μSv)	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
por procedimento	0,465 \pm 0,050	0,430 \pm 0,051
mensal	36,270 \pm 3,900	33,540 \pm 3,978

5.5 Medidas na Posição (4) – Posição do Enfermeiro ou Auxiliar de Enfermagem

Foi realizado um conjunto de 3 medições para a posição (4) referente à localização do enfermeiro ou auxiliar de enfermagem. As Tabelas 5.35 a 5.37 apresentam os parâmetros ajustados pelo equipamento e as taxas de doses calculadas a partir das doses integradas medidas, ou seja, dividiu-se a dose pelo tempo total de exposição, e o erro foi encontrado como indicado no Apêndice VI, com os dados de precisão dos Apêndices III e IV.

Tab. 5.35: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas A.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	84	2,7	–	0,053	0,006
	Pulsado	80	100	2,3	0,030	0,003
	Cine	81	250	6,3	0,409	0,046
II	Contínuo	82	2,6	–	0,003	0,000
	Pulsado	80	100	1,8	0,003	0,000
	Cine	77	250	6,3	0,150	0,017
III	Contínuo	94	3,4	–	0,007	0,001
	Pulsado	80	137	3,3	0,007	0,001
	Cine	82	460	6,3	0,076	0,008
IV	Contínuo	96	3,4	–	0,060	0,007
	Pulsado	80	137	3,5	0,060	0,007
	Cine	84	450	6,3	0,595	0,067
V	Contínuo	75	1,8	–	0,043	0,005
	Pulsado	80	50	1,9	0,020	0,002
	Cine	68	250	6,3	0,330	0,037
VI	Contínuo	92	3,3	–	0,083	0,009
	Pulsado	80	137	3	0,073	0,008
	Cine	80	440	6,3	0,672	0,075
VII	Contínuo	85	2,9	–	0,043	0,005
	Pulsado	80	130	2	0,0367	0,004
	Cine	78	320	6,3	0,467	0,052
VIII	Contínuo	82	2,5	–	0,050	0,006
	Pulsado	80	100	1,8	0,053	0,006
	Cine	78	250	6,3	0,443	0,050

Tab. 5.36: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas B.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	85	2,8	–	0,061	0,007
	Pulsado	82	100	2,1	0,040	0,004
	Cine	82	250	6,3	0,502	0,056
II	Contínuo	80	2,6	–	0,002	0,000
	Pulsado	80	100	2	0,003	0,000
	Cine	80	200	6,3	0,120	0,013
III	Contínuo	90	3,4	–	0,005	0,001
	Pulsado	80	120	3,4	0,004	0,000
	Cine	83	460	6,3	0,089	0,010
IV	Contínuo	98	3,2	–	0,060	0,007
	Pulsado	80	130	3,6	0,060	0,007
	Cine	80	450	6,3	0,620	0,069
V	Contínuo	80	1,7	–	0,051	0,006
	Pulsado	80	50	2,2	0,030	0,003
	Cine	72	250	6,3	0,394	0,044
VI	Contínuo	92	3,4	–	0,091	0,010
	Pulsado	80	140	3	0,076	0,008
	Cine	82	440	6,3	0,781	0,087
VII	Contínuo	86	3	–	0,045	0,005
	Pulsado	85	120	2,3	0,046	0,005
	Cine	80	300	6,3	0,566	0,063
VIII	Contínuo	80	2,6	–	0,054	0,006
	Pulsado	81	100	1,9	0,061	0,007
	Cine	80	250	6,3	0,602	0,067

Tab. 5.37: Parâmetros e doses para a posição (4). Conjunto de medidas C.

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Contínuo	83	2,7	–	0,045	0,005
	Pulsado	80	100	2,1	0,023	0,003
	Cine	76	490	6,3	0,277	0,031
II	Contínuo	80	2,6	–	0,003	0,000
	Pulsado	80	80	3,4	0,003	0,000
	Cine	71	530	6,3	0,134	0,015
III	Contínuo	94	3	–	0,006	0,001
	Pulsado	80	130	3,6	0,003	0,000
	Cine	82	450	6,3	0,138	0,015
IV	Contínuo	90	3,5	–	0,051	0,006
	Pulsado	80	130	2,5	0,027	0,003
	Cine	74	500	6,3	0,169	0,019
V	Contínuo	80	1,5	–	0,037	0,004
	Pulsado	80	80	1,6	0,013	0,001
	Cine	71	400	6,3	0,300	0,034
VI	Contínuo	90	3,2	–	0,071	0,008
	Pulsado	94	118	4,4	0,087	0,010
	Cine	83	900	6,3	0,890	0,100
VII	Contínuo	80	3,2	–	0,036	0,004
	Pulsado	80	80	2,4	0,040	0,004
	Cine	72	510	6,3	0,435	0,049
VIII	Contínuo	80	2,4	–	0,041	0,005
	Pulsado	80	80	2	0,020	0,002
	Cine	69	530	6,3	0,392	0,044

As somatórias das taxas de doses das projeções para os modos de fluoroscopia de cine estão apresentados na Tabela 5.38, cujas propagações de erros foram calculadas como indicado no Apêndice VI.

Calculando a dose medida por procedimento, e utilizando o MN, foram encontrados os valores para a dose efetiva, mostrados na Tabela 5.39.

Tab. 5.38: Somatórias das taxas de dose.

Medidas	Σ das Taxas de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)		
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada	Cine
A	0,343 \pm 0,016	0,283 \pm 0,013	3,143 \pm 0,138
B	0,369 \pm 0,017	0,320 \pm 0,015	3,674 \pm 0,162
C	0,290 \pm 0,013	0,217 \pm 0,012	2,737 \pm 0,131

Tab. 5.39: Dose efetiva por procedimento pelo MN.

Medidas	Dose Efetiva por Procedimento (μSv)	
	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,325	1,217
B	1,491	1,403
C	1,137	1,006
Média \pm Desvio Padrão	1,318 \pm 0,177	1,209 \pm 0,198

Os valores calculados de dose efetiva por procedimento para fluoroscopia contínua e pulsada foram muito próximos. A diminuição da dose foi de 8,27%. Para melhor analisar esses resultados, foi aplicado o teste t. Os valores encontrados com esse teste estão na Tabela 5.40.

O valor encontrado de t é menor que o valor crítico de t ao nível de significância de 0,05. Assim, não se pode rejeitar a hipótese de que as médias das doses em cada tipo de fluoroscopia são iguais. O uso de fluoroscopia pulsada não resultou numa diferença significativa de doses.

Finalizando os cálculos, as doses efetivas por procedimento e por mês para cada profissional estão sumarizadas na Tabela 5.41.

Tab. 5.40: Resultados da aplicação do teste t de Student.

	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
A	1,325	1,217
B	1,491	1,403
C	1,137	1,006
n	3	3
Média	1,318	1,006
Variância	0,031	0,039
Variância Ponderada	0,035	
Graus de Liberdade	4	
t	0,711	
Valor crítico de t	2,776	

Tab. 5.41: Valores de dose efetiva por procedimento e mensal por profissional.

Dose(μSv)	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada
por procedimento	0,439 \pm 0,059	0,403 \pm 0,066
mensal	34,242 \pm 4,602	31,434 \pm 5,148

As discussões feitas para os dados da posição (1) acerca das doses por projeção, as taxas calculadas na fluoroscopia pulsada que são maiores que na contínua e os métodos dos cálculos realizados, também são as mesmas para todas as posições.

5.6 Resumo dos Resultados

Os resultados foram reunidos na Tabela 5.42 para facilitar a visualização e a comparação.

Tab. 5.42: Resumo dos resultados.

Posição	Dose Efetiva por Profissional	Fluoroscopia Contínua	Fluoroscopia Pulsada	Redução
1	por procedimento (μSv)	$3,675 \pm 0,278$	$3,483 \pm 0,300$	5,2%
	mensal (mSv)	$0,287 \pm 0,022$	$0,272 \pm 0,023$	
2	por procedimento (μSv)	$1,023 \pm 0,593$	$0,883 \pm 0,499$	13,7%
	mensal (mSv)	$0,080 \pm 0,046$	$0,069 \pm 0,039$	
3	por procedimento (μSv)	$0,465 \pm 0,050$	$0,430 \pm 0,051$	7,5%
	mensal (mSv)	$0,036 \pm 0,004$	$0,033 \pm 0,004$	
4	por procedimento (μSv)	$0,439 \pm 0,059$	$0,403 \pm 0,066$	8,2%
	mensal (mSv)	$0,034 \pm 0,005$	$0,031 \pm 0,005$	

Segundo alguns autores, como Boer *et al.* (1994), Hernandez e Goodsitt (1996) e outros, com o uso da fluoroscopia pulsada seria possível diminuir substancialmente a dose recebida, em taxas de até 74%. Os resultados acima mostram, no entanto, que o uso de fluoroscopia pulsada não reduz a dose de forma significativa. Isso pode ser explicado pelo ajuste de brilho automático (ABC) que, para assegurar boa qualidade da imagem, corrige automaticamente os parâmetros da exposição levando a corrente da fluoroscopia pulsada a valores altíssimos em relação à contínua.

Os trabalhos que relatam grandes reduções alcançadas usando fluoroscopia pulsada utilizaram taxas muito baixas, como por exemplo, o estudo de Boer *et al.* (1994) com 8,3 pps, Hernandez e Goodsitt (1996) com 7,6 pps e Reeves *et al.* (1996) com 6 pps. Essas taxas não são usualmente utilizadas, ao menos não no Laboratório objeto desta tese, onde é comumente usado 15 pps e os parâmetros não podem ser ajustados manualmente. Isto é importante para garantir a qualidade da imagem e o sucesso dos procedimentos.

Segundo Chida *et al.* (2007), o uso de fluoroscopia pulsada a 15 pps certamente reduziria a dose. O presente estudo contesta este resultado, mostrando que mesmo o uso de 15 pps não reduz significativamente a dose. Mas Chida *et al.* (2007) mediram a dose de entrada na pele, com uma câmara de ionização na entrada do II e não a radiação espalhada, sendo portanto difícil a comparação dos dois trabalhos pela diferença da metodologia usada. Assim, é importante o estudo de dosimetria no Cateterismo Cardíaco, mas reproduzindo as características de um procedimento real, o que garante um resultado mais confiável em relação às mudanças na dose proporcionada pelo equipamento pulsado, para as equipes médicas e para os pacientes.

5.7 Análise do Histórico – Médicos

Na base de dados com o histórico dos dosímetros pessoais dos médicos são encontrados os valores mensais de 7 médicos (A a H). As doses anuais e cumulativas de cada mês são mostradas na Tabela 5.42 e representadas na Figura 5.7, junto com respectivo período de trabalho de cada profissional. Essas doses foram divididas por 10, como sugerido pela Portaria nº 453 da ANVISA para estimar a dose efetiva (Ministério da Saúde, 1998).

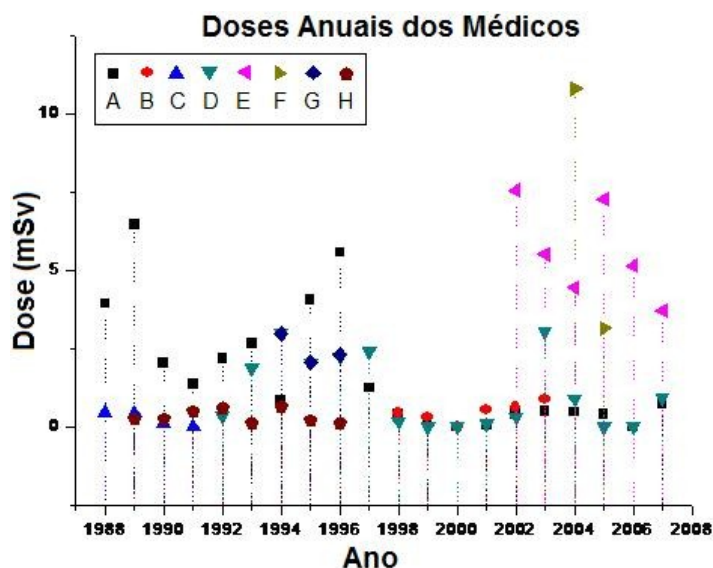


Fig. 5.7: Doses anuais dos médicos.

Observando a Figura 5.7 é possível notar uma redução da dose para os médicos A e D após a aquisição do equipamento de fluoroscopia pulsada (2002). Estes médicos são os que trabalham há mais tempo, o médico A desde 1988, e o médico D desde 1992. As maiores doses são encontradas para os médicos E e F, que são residentes. Estes estão em fase de aprendizagem e utilizam maiores tempos de exposição. A maior dose encontrada foi 10,8 mSv do residente F em 2004, que passou apenas 3 anos no Laboratório. Para o médico residente E, que atua desde 2002, foram encontradas altas doses, sendo a maior 7,5 mSv em 2002. As doses mantiveram-se relativamente baixas em todo período.

Tab. 5.43: Doses efetivas anuais dos médicos.

Ano	Dose (mSv/ano)							
	A	B	C	D	E	F	G	H
1988	3,935	–	0,473	–	–	–	–	–
1989	6,458	–	0,427	–	–	–	–	0,237
1990	2,030	–	0,124	–	–	–	–	0,236
1991	1,378	–	0	–	–	–	–	0,483
1992	2,174	–	–	0,330	–	–	–	0,582
1993	2,660	–	–	1,890	–	–	–	0,120
1994	0,830	–	–	3,000	–	–	2,980	0,640
1995	4,060	–	–	2,050	–	–	2,050	0,190
1996	5,570	–	–	2,240	–	–	2,300	0,130
1997	1,240	–	–	2,420	–	–	–	–
1998	0,403	0,435	–	0,179	–	–	–	–
1999	0,094	0,310	–	0	–	–	–	–
2000	0	0	–	0	–	–	–	–
2001	0,040	0,540	–	0,110	–	–	–	–
2002	0,410	0,610	–	0,310	7,540	–	–	–
2003	0,490	0,880	–	3,030	5,500	–	–	–
2004	0,480	–	–	0,890	4,440	10,790	–	–
2005	0,390	–	–	0,020	7,250	3,150	–	–
2006	0	–	–	0	5,140	–	–	–
2007	0,720	–	–	0,930	3,700	–	–	–

A Tabela 5.43 mostra as doses médias anuais obtidas pelos dosímetros e a Tabela 5.44 as doses efetivas anuais pelo MN para os médicos A e D, antes e depois da aquisição do equipamento pulsado. Pode-se observar na Tabela 5.44 uma redução da dose de 83,3 e 33,3%.

Tab. 5.44: Médias e desvios anuais das doses do banco de dados para os médicos A e D.

Médico	Até 2001 (mSv)	Após 2002 (mSv)
A	(2,20 ± 2,09)	(0,36 ± 0,23)
D	(1,22 ± 1,20)	(0,86 ± 1,14)

Tab. 5.45: Dose efetiva calculada pelo MN a partir dos valores médios da Tabela 5.42, multiplicados por 10.

Médico	E_1 (mSv) até 2001	E_2 (mSv) após de 2002	$(E_1 - E_2)/E_1$
A	0,66	0,11	83,3%
D	0,37	0,26	29,7%

A Figura 5.8 mostra a carga de trabalho do Laboratório, ou seja, a quantidade anual de pacientes dividida pela quantidade de profissionais que trabalharam naquele ano.



Fig. 5.8: Carga de trabalho anual por profissional.

Por esta figura se percebe um aumento da carga de trabalho por profissional ao longo dos anos, justificando o aumento da dose mostrada na Figura 5.6. A média e o desvio padrão do número de pacientes por profissional antes e depois da troca do equipamento foi de: $160,8 \pm 102,1$ e 233 ± 62 , respectivamente. Mas apesar desse aumento, alguns médicos conseguem diminuir a sua dose recebida.

A redução de dose encontrada para os médicos A e D não pode ser necessariamente

atribuída ao equipamento pulsado. Ela pode ter origem em outros motivos, como mudanças na carga de trabalho, que é a ocorrência mais frequente. Os residentes acabam fazendo quase todos os procedimentos, ocupando a Posição 1, e os outros médicos acabam ocupando a Posição 2, apenas para assistir aqueles que estão em fase de aprendizagem.

Todas as doses dos médicos deste laboratório encontram-se bem abaixo dos limites impostos pela CNEN (20 mSv/ano). Mesmo para a maior dose encontrada, 10,8 mSv para o médico F, que equivale a uma dose efetiva pelo MN de 3,2 mSv, esta dose representa 29,6% do limite.

Todos os médicos que trabalham no Laboratório utilizam avental de chumbo (0,5 mm), protetores de tireóide, e ainda existe uma barreira móvel, presa ao teto, posicionada entre o profissional e o paciente, para reduzir ainda mais a radiação espalhada. Estas medidas, dentre outras, asseguram as baixas doses recebidas pelos médicos.

As doses medidas neste trabalho diferem das doses dos dosímetros. Esta diferença decorre de variações nas formas de medição (experimental e real): em um procedimento real é usado uma barreira entre o médico e o paciente, o tempo por projeção varia para cada paciente, a carga de trabalho varia para cada profissional, o posicionamento do paciente durante o procedimento não é constante, dentre outros.

5.8 Análise do Histórico – Enfermeiros

Na base de dados com o histórico dos dosímetros pessoais dos enfermeiros são encontrados valores mensais de 4 enfermeiros (A a D). As dose anuais e cumulativas de cada mês são mostradas na Tabela 5.45 e representadas na Figura 5.9, junto com respectivo período de trabalho de cada profissional.

Para todos enfermeiros as doses encontradas são baixas durante todo o período. A maior dose encontrada foi 0,99 mSv para o enfermeiro D, estando todos muito abaixo do limite da CNEN. Também para estes profissionais não foi possível identificar diminuição nas doses após a aquisição do novo equipamento.

Tab. 5.46: Doses anuais dos enfermeiros.

Ano	Dose (mSv/ano)			
	A	B	C	D
1988	–	0,345	–	0,245
1989	–	0,177	–	0,359
1990	–	0,021	0	0,300
1991	–	–	0	0,370
1992	–	–	0,030	0,102
1993	–	–	0,030	0,390
1994	–	–	0,120	0,990
1995	–	–	0,030	0,740
1996	–	–	0,090	–
1997	–	–	0	–
1998	–	–	0,070	–
1999	–	–	0	–
2000	–	–	0	–
2001	–	–	0	–
2002	0	–	0	–
2003	0,190	–	0	–
2004	0,150	–	0	–
2005	0,810	–	0	–
2006	0,490	–	0	–
2007	0,510	–	0	–

Todos os enfermeiros que trabalham no Laboratório utilizam avental de chumbo, protetores de tireóide e se mantêm distantes do equipamento de raios X e do paciente quando possível, reduzindo a exposição durante o procedimento.

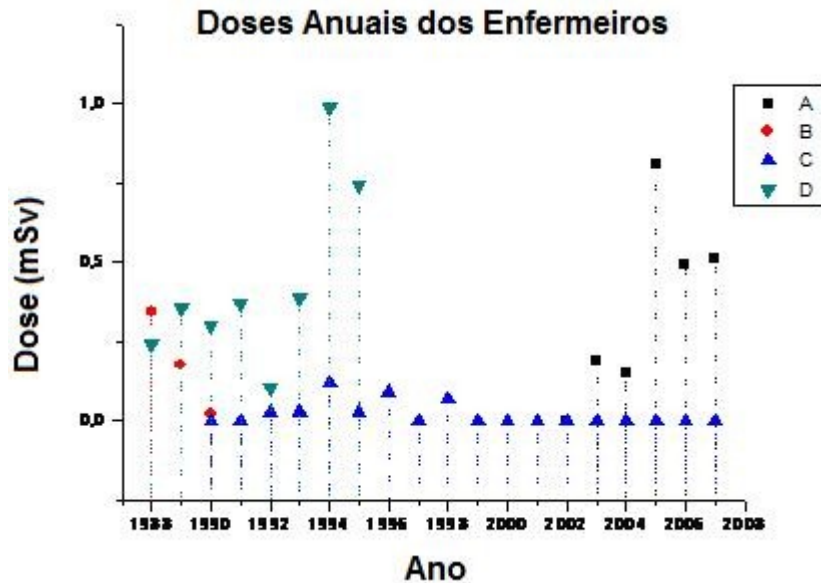


Fig. 5.9: Doses anuais dos enfermeiros.

5.9 Análise do Histórico – Auxiliares de Enfermagem

Na base de dados com o histórico dos dosímetros pessoais dos auxiliares de enfermagem são encontrados os valores mensais de 7 profissionais (A a G). As doses anuais e cumulativas de cada mês são mostradas na Tabela 5.46 e representadas na Figura 5.10, junto com respectivo período de trabalho de cada profissional.

Para todos os auxiliares de enfermagem as doses encontradas são baixas durante todo o período. A maior dose encontrada é de 1,23 mSv para o auxiliar G, estando todos muito abaixo do limite da CNEN. Também nestes profissionais não foi possível identificar diminuição nas doses após a aquisição do novo equipamento, ao contrário, para todos que trabalharam no período que compreendeu a troca, as doses após a troca foram maiores que as anteriores. Este resultado pode ter ocorrido em vista da carga de trabalho de cada profissional e seus respectivos períodos de trabalho: antes da troca havia 7 profissionais trabalhando, e depois apenas 4.

Assim como os enfermeiros, todos os auxiliares que trabalham no Laboratório utilizam avental de chumbo, protetores de tireóide e se mantêm distantes do equipamento de raios X e paciente quando possível, reduzindo a exposição durante o procedimento.

Tab. 5.47: Doses anuais dos auxiliares de enfermagem.

Ano	Dose (mSv/ano)						
	A	B	C	D	E	F	G
1990	–	–	–	–	–	–	0,108
1991	–	–	–	–	–	–	0,207
1992	–	–	–	–	–	–	0,140
1993	–	–	–	–	–	–	0,100
1994	–	–	–	–	–	–	1,230
1995	–	–	–	0,750	0,050	0,080	1,010
1996	–	–	–	0,660	0,870	0,150	0,490
1997	0	0	–	0	0	0,140	–
1998	0	0,050	0,110	0,070	0,090	–	–
1999	0	0	0	0	0	–	–
2000	0	0	0	0	0	–	–
2001	0	0	0	–	0	–	–
2002	0,070	0,040	0,060	–	0,020	–	–
2003	0,080	0,080	0,080	–	0,180	–	–
2004	0,130	0,120	0,120	–	0,280	–	–
2005	0,210	0,410	0,710	–	0,760	–	–
2006	0	0,590	0,660	–	0,700	–	–
2007	–	0,570	0,600	–	0,660	–	–

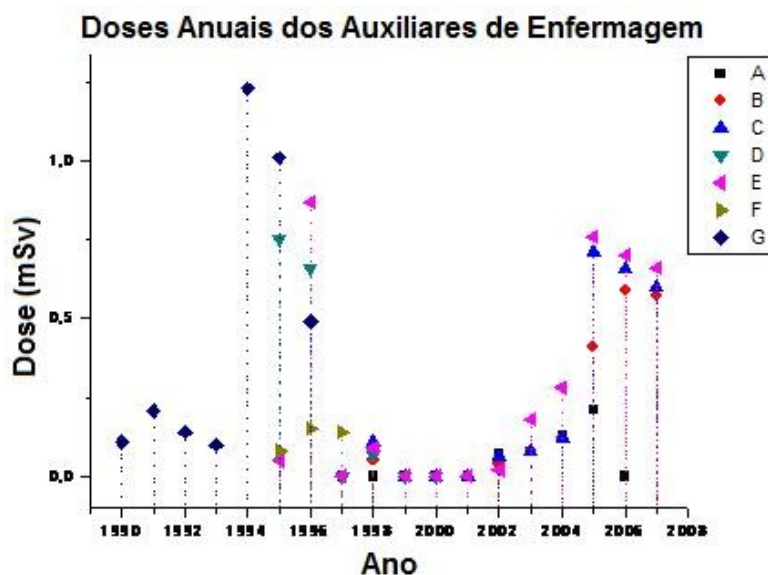


Fig. 5.10: Doses anuais dos auxiliares de enfermagem.

5.10 Mapeamento

Como visto na seção 5.4, a redução da dose ocupacional resultante da troca do equipamento de fluoroscopia contínua por pulsada não foi significativa no Laboratório de Cateterismo. Esta constatação motivou a consideração de outras estratégias visando reduções mais relevantes nas doses recebidas pelos profissionais. Como pôde ser observado durante as medições, a intensidade da radiação é fortemente dependente da posição no entorno da mesa de cateterismo, e portanto é razoável supor que, conhecida a distribuição de intensidades de radiação dentro do Laboratório, o posicionamento dos profissionais pode ser repensado, não apenas em termos da sua melhor operacionalidade, mas também na ocupação de pontos de menor intensidade de radiação.

Para conhecer a forma como a radiação se distribui dentro do Laboratório foi proposta a realização de um mapeamento, ou seja, foram medidas as doses integradas em diversas posições predeterminadas. Foi escolhida a projeção LAO 90°, que é utilizada no início de um procedimento para a introdução dos cateteres. Esta projeção pode ser a mais demorada, e também é a que resulta na maior exposição para o médico, pois o tubo de raios X está do mesmo lado do médico.

O profissional, ao terminar a introdução do cateter, poderia se distanciar cerca de um passo de sua posição inicial. Foi então verificado se esse recuo de menos de um metro pode ser

responsável por diminuir a dose recebida pelo médico nesta projeção, onde são encontradas as maiores exposições. Assim, com esse mapa em mãos é possível criar novos posicionamentos, buscando diminuições potenciais na dose recebida.

Em cada ponto de intersecção entre as circunferências e as linhas radiais que indicam os ângulos (Figura 5.11), foi feita a medição das doses integradas (5 medições para cada ponto). Os resultados para os ângulos de 0° a 180° são apresentados na Tabela 5.48. Os erros foram calculados como indicados no Apêndice VI e levando em consideração os valores de precisão encontrados no Apêndices III e IV.

Tab. 5.48: Valores de taxas de dose calculados a partir das doses integradas medidas para mapeamento de 0° a 180° em $\mu\text{Sv/s}$. A barra / aparece onde não foi possível realizar medidas (e.g., quando o ponto se localiza em alguma parte do equipamento).

Ângulo	Raio (m)			
	0,7	1	1,6	2,3
0°	/	/	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	/	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	/	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	/	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	/	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
22,5°	0,120 ± 0,013	0,070 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,027 ± 0,003
	0,117 ± 0,013	0,070 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,023 ± 0,003
	0,117 ± 0,013	0,070 ± 0,008	0,043 ± 0,048	0,023 ± 0,003
	0,120 ± 0,013	0,070 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,023 ± 0,003
	0,120 ± 0,013	0,070 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,027 ± 0,003
45°	0,140 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,023 ± 0,003
	0,150 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,023 ± 0,003
	0,140 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,050 ± 0,006	0,023 ± 0,003
	0,143 ± 0,016	0,070 ± 0,008	0,050 ± 0,006	0,020 ± 0,002
	0,143 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,020 ± 0,002

67,5°	0,147 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,020 ± 0,002
	0,137 ± 0,015	0,077 ± 0,009	0,047 ± 0,005	0,017 ± 0,002
	0,143 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,070 ± 0,008
	0,147 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,020 ± 0,002
	0,143 ± 0,016	0,073 ± 0,008	0,047 ± 0,005	0,020 ± 0,002
90°	0,167 ± 0,019	0,080 ± 0,009	0,047 ± 0,005	0,027 ± 0,003
	0,160 ± 0,018	0,080 ± 0,009	0,047 ± 0,005	0,030 ± 0,003
	0,163 ± 0,018	0,080 ± 0,009	0,047 ± 0,005	0,027 ± 0,003
	0,160 ± 0,018	0,080 ± 0,009	0,047 ± 0,005	0,030 ± 0,003
	0,163 ± 0,018	0,083 ± 0,009	0,043 ± 0,005	0,027 ± 0,003
112,5°	0,213 ± 0,024	0,117 ± 0,013	0,060 ± 0,007	0,023 ± 0,003
	0,227 ± 0,025	0,120 ± 0,013	0,043 ± 0,005	0,023 ± 0,003
	0,227 ± 0,025	0,117 ± 0,013	0,060 ± 0,007	0,023 ± 0,003
	0,223 ± 0,025	0,117 ± 0,013	0,060 ± 0,007	0,023 ± 0,003
	0,223 ± 0,025	0,120 ± 0,013	0,057 ± 0,006	0,020 ± 0,002
135°	0,387 ± 0,043	0,217 ± 0,024	0,073 ± 0,008	0,033 ± 0,004
	0,373 ± 0,042	0,217 ± 0,024	0,073 ± 0,008	0,050 ± 0,006
	0,377 ± 0,042	0,217 ± 0,024	0,073 ± 0,008	0,033 ± 0,004
	0,377 ± 0,042	0,213 ± 0,024	0,077 ± 0,009	0,050 ± 0,006
	0,383 ± 0,043	0,213 ± 0,024	0,073 ± 0,008	0,033 ± 0,004
157,5°	0,547 ± 0,061	0,280 ± 0,031	0,097 ± 0,011	0,060 ± 0,007
	0,553 ± 0,062	0,263 ± 0,029	0,093 ± 0,010	0,060 ± 0,007
	0,550 ± 0,061	0,273 ± 0,030	0,093 ± 0,010	0,057 ± 0,006
	0,553 ± 0,062	0,280 ± 0,031	0,097 ± 0,011	0,060 ± 0,007
	0,550 ± 0,061	0,273 ± 0,030	0,093 ± 0,010	0,060 ± 0,007
180°	/	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,000 ± 0,000
	/	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,000 ± 0,000

A partir dos valores medidos, foram calculados a média e o desvio padrão, apresentados na Tabela 5.49.

Tab. 5.49: Médias e desvios padrão dos valores de taxas de dose em $\mu\text{Sv/s}$.

Ângulo	Raio (m)							
	0,7		1		1,6		2,3	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
0°	/	/	/	/	0,000	0,000	0,000	0,000
22,5°	0,119	0,002	0,070	0,000	0,046	0,001	0,023	0,002
45°	0,143	0,004	0,073	0,001	0,048	0,002	0,022	0,002
67,5°	0,143	0,004	0,074	0,001	0,047	0,000	0,019	0,002
90°	0,163	0,003	0,081	0,001	0,046	0,001	0,028	0,002
112,5°	0,223	0,005	0,118	0,002	0,056	0,007	0,023	0,001
135°	0,379	0,005	0,215	0,002	0,074	0,001	0,040	0,009
157,5°	0,551	0,003	0,274	0,007	0,095	0,002	0,059	0,001
180°	/	/	0,100	0,000	0,100	0,000	0,000	0,000

Admite-se que exista uma simetria em relação ao eixo que passa entre 0° e 180° : as taxas de dose no semi-círculo inferior na figura são iguais às taxas de dose do semi-círculo superior. Para confirmar esse fato, foram escolhidos apenas alguns pontos para fazer medições. Caso estes apresentem valores iguais aos seus correspondentes, é possível extrapolar todas as medidas feitas no semi-círculo inferior para o superior. A Tabela 5.50 mostra os valores medidos.

Calculando as médias e os desvios padrão, obteve-se os valores mostrados na Tabela 5.51.

Fazendo a correspondência entre os ângulos: 315° corresponde a 45° , com média de $0,073 \mu\text{Sv/s}$ no raio de 1 m, e $0,022 \mu\text{Sv/s}$ no raio de 2,3 m; o ângulo 225° corresponde a 135° , com média $0,074 \mu\text{Sv/s}$ no raio de 1,6 m; o ângulo $292,5^\circ$ corresponde ao ângulo $67,5^\circ$, com média de $0,0047 \mu\text{Sv/s}$ no raio de 1,6 m. Esta análise confirma a existência da simetria entre os semi-círculos inferior e superior, podendo ser consideradas as mesmas taxas de doses calculadas para os ângulos correspondentes.

Tab. 5.50: Valores medidos para algumas posições do semi-círculo superior do mapa.

Ângulo	Raio (m)	Taxa de dose ($\mu\text{Sv/s}$)
315°	1,0	$0,077 \pm 0,009$
		$0,073 \pm 0,008$
		$0,073 \pm 0,008$
		$0,073 \pm 0,008$
		$0,073 \pm 0,008$
315°	2,3	$0,023 \pm 0,003$
		$0,023 \pm 0,003$
		$0,020 \pm 0,002$
		$0,020 \pm 0,002$
		$0,020 \pm 0,002$
225°	1,6	$0,077 \pm 0,009$
		$0,077 \pm 0,009$
		$0,073 \pm 0,008$
		$0,073 \pm 0,008$
		$0,073 \pm 0,008$
292,5°	1,6	$0,043 \pm 0,005$
		$0,047 \pm 0,005$
		$0,047 \pm 0,005$
		$0,047 \pm 0,005$
		$0,047 \pm 0,005$

Tab. 5.51: Médias e desvios padrão para os valores da Tabela 5.50.

Ângulo	Raio (m)	Taxa de dose ($\mu\text{Sv/s}$)
315°	1	0,074 \pm 0,001
315°	2,3	0,021 \pm 0,002
225°	1,6	0,075 \pm 0,002
292,5°	1,6	0,046 \pm 0,001

O mapa de taxas de doses contém 64 pontos onde foram realizadas as medidas. Ele não cobre o Laboratório todo, pois há espaços onde não foram feitas medidas. Mas se mostrou suficiente para se estimar os valores das taxas em qualquer posição dentre as conhecidas.

Sabendo as taxas de doses em cada ponto da sala, é possível escolher melhores posições ocupacionais, principalmente para os profissionais que ocupam as posições (2), (3) e (4), que estão um pouco mais livres para se moverem pelo Laboratório.

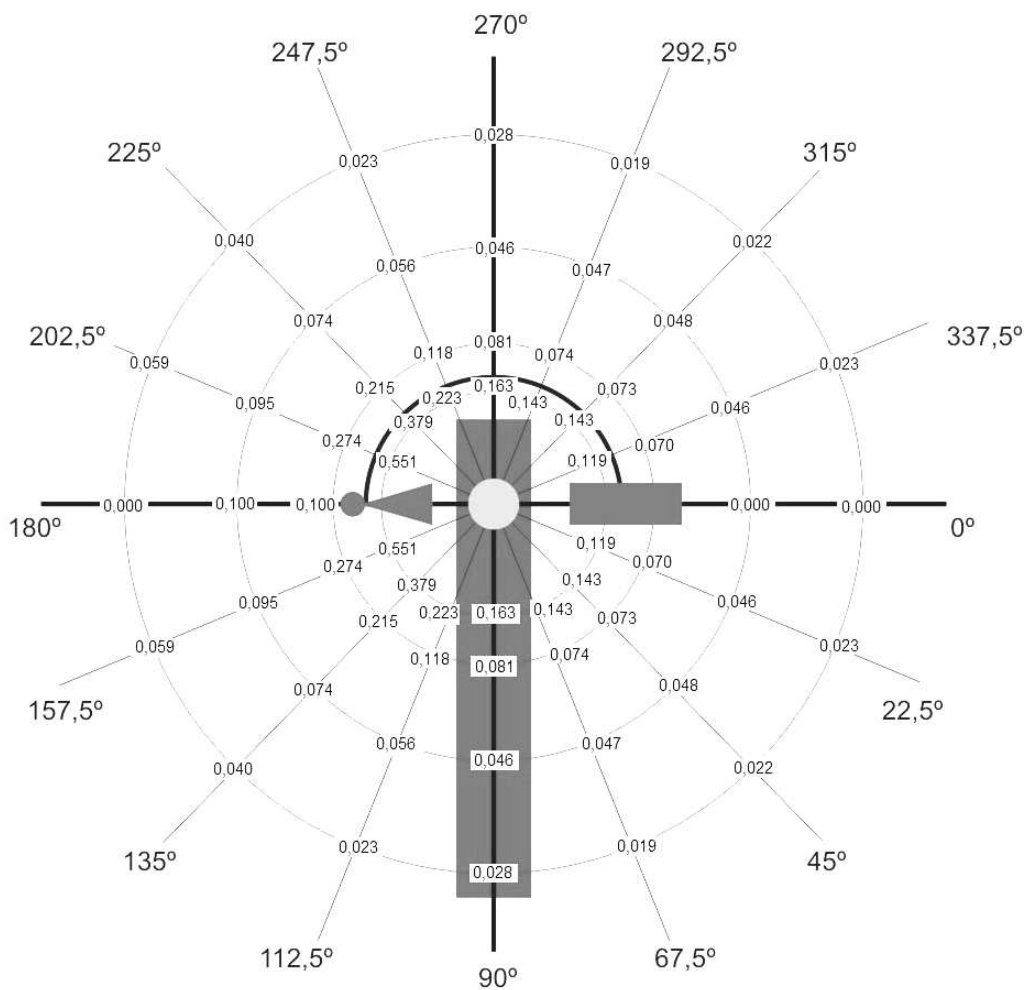


Fig. 5.11: Taxas de doses calculadas no mapeamento em $\mu\text{Sv/s}$.

Comparando os valores medidos em cada raio em alguma angulação pode-se notar grandes diferenças. Mesmo entre os raios de 0,7 e 1 m, que são bem próximos, já é possível observar diminuições significativas das taxas de doses. Assim, fica evidente a importância de se manter a maior distância possível do paciente, considerando a dose acumulada pelo profissional durante um período.

O profissional que recebe a maior dose é o médico, e a posição que ele ocupa está no quadrante que compreende os ângulos de 90° a 180° . Para esses ângulos, quando se muda a posição de 0,7 m para 1,0 m, encontramos as seguintes reduções de doses (Tabela 5.52):

Tab. 5.52: Reduções de doses recebidas ao aumentar a distância de paciente de 0,7 para 1,0 m.

Ângulo	Redução
90°	50,3%
112,5°	47,1%
135°	43,3%
157,5°	50,3%

Os valores da Tabela 5.52 confirmam a importância de se manter a maior distância possível dos pacientes. Uma diferença de 30 cm já pode resultar em diminuições de 50%.

Pensando no mapa desenvolvido, foi medida a dose ocupacional por procedimento pelo MN, da mesma maneira como anteriormente, para pontos conhecidos desse mapa. A posição (1) no mapa se refere a 135°, 0,7 m; a posição (2) se refere a 112,5°, 1 m; a posição (3) se refere a 180°, 2,3 m; e a posição (4) se refere a 22,5°, 2,3 m. Nestas medições foi utilizado o *phantom* para a simulação de pacientes, como feito anteriormente.

As Tabelas 5.53 a 5.56 mostram os valores calculados de taxa de dose a partir das doses integradas medidas e os parâmetros ajustados pelo equipamento, para as posições (1) a (4). Foi utilizada fluoroscopia pulsada com 15 pulsos por segundo, comumente utilizada no Laboratório. Os erros foram calculados como indicados no Apêndice VI, e foram levados em consideração os valores de precisão encontrados nos Apêndices III e IV.

A seguir foram estimadas as doses efetivas por procedimento pelo MN. Os valores encontrados estão apresentados na Tabela 5.57.

Tab. 5.53: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (1).

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Fluoro	80	130	2,5	0,290	0,032
	Cine	75	490	6,3	3,070	0,343
II	Fluoro	80	137	4,9	1,033	0,115
	Cine	81	460	6,3	6,639	0,742
III	Fluoro	80	137	5,9	1,033	0,115
	Cine	86	430	6,3	5,564	0,622
IV	Fluoro	80	137	3,0	0,593	0,066
	Cine	72	530	6,3	5,000	0,559
V	Fluoro	80	80	2,4	0,073	0,008
	Cine	69	500	6,3	0,847	0,095
VI	Fluoro	80	137	5,5	0,190	0,021
	Cine	85	440	6,3	0,905	0,101
VII	Fluoro	80	80	2,8	0,190	0,021
	Cine	69	540	6,3	1,036	0,116
VIII	Fluoro	80	80	3,5	0,057	0,006
	Cine	72	510	6,3	0,363	0,041

Tab. 5.54: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (2).

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Fluoro	80	130	2,7	0,173	0,019
	Cine	80	490	6,3	1,814	0,203
II	Fluoro	80	130	4	0,380	0,042
	Cine	80	480	6,3	2,690	0,301
III	Fluoro	80	137	5,9	0,410	0,046
	Cine	85	430	6,3	2,419	0,270
IV	Fluoro	80	137	2,6	0,140	0,016
	Cine	69	540	6,3	1,137	0,127
V	Fluoro	80	85	2,2	0,027	0,003
	Cine	80	400	6,3	0,400	0,045
VI	Fluoro	95	117	4,5	0,080	0,009
	Cine	80	980	6,3	0,600	0,067
VII	Fluoro	80	80	3,5	0,027	0,003
	Cine	74	510	6,3	0,197	0,022
VIII	Fluoro	80	80	3,4	0,017	0,002
	Cine	80	510	6,3	0,167	0,019

Tab. 5.55: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (3).

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Fluoro	80	100	2,2	0,047	0,005
	Cine	75	490	6,3	0,516	0,058
II	Fluoro	80	80	2,1	0,000	0,000
	Cine	70	540	6,3	0,169	0,019
III	Fluoro	80	130	4,2	0,097	0,011
	Cine	86	440	6,3	0,776	0,087
IV	Fluoro	80	130	3,2	0,070	0,008
	Cine	80	470	6,3	0,667	0,075
V	Fluoro	80	80	1,9	0,010	0,001
	Cine	69	530	6,3	0,291	0,033
VI	Fluoro	99	112	4,3	0,053	0,006
	Cine	90	860	6,3	0,531	0,059
VII	Fluoro	80	50	2,9	0,003	0,000
	Cine	68	550	6,3	0,109	0,012
VIII	Fluoro	80	50	3,2	0,010	0,001
	Cine	70	530	6,3	1,143	0,128

Tab. 5.56: Taxas calculadas e parâmetros ajustados para a posição (4).

Projeção	Modo	Parâmetros			Taxa de Dose ($\mu\text{Sv/s}$)	Erro ($\mu\text{Sv/s}$)
		kV	mA	ms		
I	Fluoro	80	100	2,1	0,023	0,003
	Cine	76	490	6,3	0,277	0,031
II	Fluoro	80	80	3,4	0,003	0,000
	Cine	71	530	6,3	0,134	0,015
III	Fluoro	80	130	3,6	0,003	0,000
	Cine	82	450	6,3	0,138	0,015
IV	Fluoro	80	130	2,5	0,027	0,003
	Cine	74	500	6,3	0,169	0,019
V	Fluoro	80	80	1,6	0,013	0,001
	Cine	71	400	6,3	0,300	0,034
VI	Fluoro	94	118	4,4	0,087	0,010
	Cine	83	900	6,3	0,891	0,100
VII	Fluoro	80	80	2,4	0,040	0,004
	Cine	72	510	6,3	0,435	0,049
VIII	Fluoro	80	80	2	0,020	0,002
	Cine	69	530	6,3	0,392	0,044

Tab. 5.57: Valores das doses efetivas por procedimento pelo MN para pontos do mapa referentes às posições (1), (2), (3) e (4).

Posição	Dose Efetiva por Procedimento ($\mu\text{Sv/s}$)
1 (135°, 0,7 m)	11,497 \pm 0,002
2 (112,5°, 1 m)	4,376 \pm 0,002
3 (180°, 2,3 m)	1,467 \pm 0,002
4 (22,5°, 2,3 m)	1,006 \pm 0,002

Estas medições tiveram por objetivo verificar a dose efetiva por profissional em pontos do

mapa. Mas as medições se referem a apenas 4 posições, e o mapa a apenas uma projeção, sendo mais trabalhoso estimar a dose recebida durante um procedimento em outros pontos.

Para uma análise completa da dose ocupacional no Laboratório de Cateterismo, o ideal é fazer o mesmo mapeamento mas com todas as projeções utilizadas durante um procedimento. Assim seria possível avaliar com mais exatidão a dose efetiva em todas as posições e projeções, uma vez que outros fatores, como o tempo utilizado em cada projeção, que não foi priorizado nos cálculos desse trabalho, também poderiam ser levados em consideração.

Capítulo 6

Conclusão

Este trabalho mostrou que a troca do equipamento de fluoroscopia contínua por pulsada no Laboratório de Cateterismo Cardíaco do HC da UNICAMP não resultou em diminuição significativa da dose recebida pela equipe médica. As reduções de 5,2% para a posição (1), 13,7% para a posição (2), 7,5% para a posição (3) e 8,2 % para a posição (4) são muito pequenas em relação à expectativa provocada pela tecnologia pulsada. Isso pode ser explicado pelo sistema de ajuste de brilho automático (ABC) que, para proporcionar uma imagem mais perfeita, ajusta automaticamente os parâmetros da exposição levando a corrente da fluoroscopia pulsada a valores bem mais altos que a do modo contínuo.

O conhecimento da dose recebida e a tentativa de diminuí-la é muito importante do ponto de vista da proteção radiológica. Este trabalho evidenciou que o método de medição também é relevante. Medidas realizadas com a câmara de ionização no modo ‘taxa’ revelaram valores de doses muito menores que os reais. Assim, medições em equipamento de fluoroscopia pulsada com câmara de ionização devem sempre usar o modo ‘integrado’.

Após o estudo do histórico dos dosímetros pessoais, foi constatado que as doses recebidas por todos os profissionais do laboratório de cateterismo estão muito abaixo dos limites da CNEN. Nesse histórico foi observada redução de dose em alguns profissionais após a aquisição do novo equipamento. Não se pode afirmar que esta redução advém exclusivamente do equipamento pulsado, pois há outros fatores que influenciaram a dose total recebida, como por exemplo, a carga de trabalho desses profissionais.

Todos os profissionais utilizam proteção adequada (avental de chumbo, protetores de tireóide) e existe uma barreira (de vidro plumbífero) entre os médicos e o paciente. Essas medidas são importantes para restringir as doses dos profissionais, mantendo-as baixas.

Este estudo permitiu evidenciar a importância de aumentar a distância entre os profissionais e a fonte de raios X e o paciente, para a redução da dose recebida. Algumas projeções podem aumentar a dose recebida pelos profissionais para certas posições. Assim, o conhecimento das doses em cada ponto no laboratório durante um procedimento é útil para orientar o posicionamento dos profissionais, resultando numa redução de dose mais significativa.

A técnica possivelmente mais promissora para a diminuição de dose de radiação no cateterismo cardíaco é o uso da angiografia por ressonância magnética (angio-RM). Esta técnica tem sido cada vez mais utilizada como método de estudo vascular, merecendo destaque na avaliação de anomalias anatômicas, estenoses, oclusões e complicações vasculares pós-cirúrgicas, principalmente no caso de transplante de órgãos. Sua principal vantagem é ser um método não invasivo, que não utiliza radiações ionizantes e que dispensa o uso de contraste iodado, potencialmente alergênico e nefrotóxico, além da rapidez e facilidade de execução (Caldana *et al.*, 2004).

O objetivo deste trabalho foi centrado nas diferenças das doses ocupacionais no uso de fluoroscopia pulsada e contínua. Mas estudos de dosimetria estão longe de se esgotarem. No desenrolar desta dissertação, houve um esforço constante em reproduzir, o mais próximo possível, um procedimento real, mas deixando de lado outras possíveis configurações dos parâmetros do equipamento, abrindo assim possibilidades para trabalhos futuros que poderiam explorar melhor essas características. Como exemplo, pode-se citar o fato de que o equipamento oferece 3 tipos de filtragem, 4 opções de foco e 5 tipos de tamanho do campo do II.

Tendo em vista sempre a redução da dose ocupacional, outros tipos de barreiras e suas localizações também podem ser alvo de estudos. Por exemplo: pode ser testado o uso de uma “saia” de chumbo em torno da mesa do paciente, para diminuir a radiação espalhada vinda de baixo do paciente.

Em relação a melhorar o posicionamento dos profissionais dentro do laboratório de cateterismo durante um procedimento, uma sugestão a mais dentro das atividades futuras, seria continuar o mapeamento iniciado neste trabalho. A projeção analisada aqui foi a de maior risco para o médico principal, pois é aquela onde a radiação espalhada é maior em sua direção. Mas as outras projeções também devem ser analisadas, pois só assim será possível conhecer as posições de maior risco em todos os momentos de um exame. Os profissionais que têm um posicionamento mais livre durante o procedimento, como os enfermeiros e auxiliares de enfermagem, poderiam evitar receber altas doses desnecessariamente, diminuindo assim suas doses ocupacionais e os risco radiológicos associados a elas.

Apêndice I

Phantom Antropomórfico

O RANDO[®] Phantom, Figura I.1, representa uma figura masculina de 175 cm de altura e 73,5 kg de peso. Não tem braços nem pernas. O *phantom* é construído com esqueleto humano natural, inserido em um material que simula tecido mole. Os pulmões se ajustam ao contorno das costelas. Os espaços de ar da cabeça, pescoço e brônquios são replicados. O *phantom* é cortado em fatias de intervalos de 2,5 cm para a inserção de filme. Padrões de furos são feitos nas secções do corte para inserção de dosímetros (TLD).



Fig. I.1: *Phantom* antropomórfico de humanóide Rando Alderson (RANDO[®] Phantom, 2008).

Apêndice II

Correlação

A correlação é utilizada para verificar a associação linear entre as variáveis. Para se obter o grau de associação da relação linear, encontra-se o coeficiente de correlação r . O valor de r está sempre entre -1 e 1. Quanto maior o valor de r (tanto positivo ou negativo), mais forte a associação; se $r = 0$ não existe nenhuma associação linear (Shimakura, 2006).

Tab. II.1: Intervalos de coeficientes de correlação e suas interpretações (Shimakura, 2006).

Valor de r (+ ou -)	Interpretação
0,00 a 0,19	correlação bem fraca
0,20 a 0,39	correlação fraca
0,40 a 0,69	correlação moderada
0,70 a 0,89	correlação forte
0,90 a 1,00	correlação muito forte

Cálculo do Coeficiente de Correlação

Sejam x_m , y_m , s_x e s_y as médias e desvios padrão amostrais dos dois conjuntos de dados. Para se obter uma medida do grau de associação da relação linear entre duas variáveis, usa-se o coeficiente de correlação, definido como (Shimakura, 2006):

$$r = \frac{s_{xy}}{s_x s_y}$$

onde

$$s_{xy} = \frac{\sum (x_i - x_m)(y_i - y_m)}{n-1} = \frac{\sum x_i y_i - n x_m y_m}{n-1}$$

Apêndice III

Câmara de Ionização Victoreen 451B

A câmara Victoreen 451 B é chamada de câmara aberta, e está mostrada na figura abaixo.



Fig. III.1: Câmara de ionização Victoreen 451B (Fluke Biomedical, 2005).

As suas principais características são (Fluke Biomedical, 2005):

- Leitura em $H^*(10)$ – equivalente de dose ambiente
- Precisão: 10%
- Detector:
 - Câmara de ar com volume de 349 cm^3
 - Parede da câmara: 246 mg/cm^2 de espessura de fenólico
 - Janela da câmara: $1,7 \text{ mg/cm}^2$ e *mylar* (poliéster), protegido por uma malha de aço, 46 cm^2 de área de detecção
 - Tempo de resposta dado na Tabela III.1 abaixo
 - Curva típica da dependência com a energia (Figura III.2)

Tab. III.1: Tempo de resposta da Câmara 451B (Fluke Biomedical, 2005).

Faixa	Resposta (s)
0 a 5 mR/h (0 a 50 μ Sv/h)	8,0
0 a 50 mR/h (0 a 500 μ Sv/h)	2,5
0 a 500 mR/h (0 a 5 mSv/h)	2,0
0 a 5 R/h (0 a 50 mSv/h)	2,0
0 a 50 R/h (0 a 500 mSv/h)	2,0

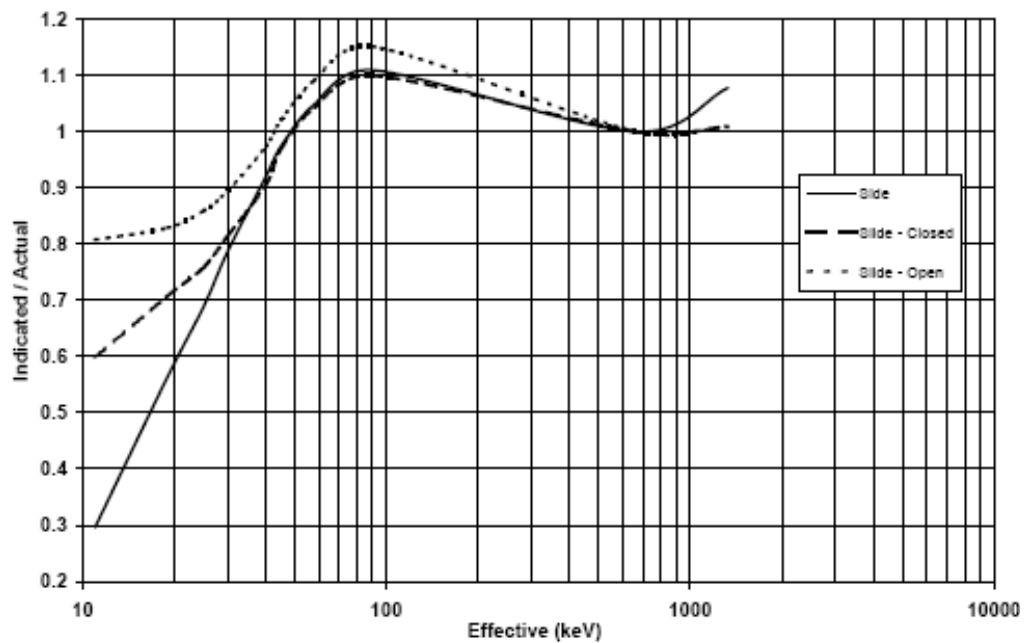


Fig. III.2: Curva da dependência energética da câmara 451B (Fluke Biomedical, 2005).

Apêndice IV

Características do Equipamento de Raios X

As principais características do equipamento de raios X são (Toshiba KXO-100G):

- Pulso controlado com grade: aplica-se pulso de tensão quadrado de -200V. Pode-se controlar a frequência e a largura desse pulso.
- Alcances:
 - ABC: no controle de brilho automático, mAs é controlado automaticamente baseado num valor de tensão. No equipamento há duas opções: *alto* – ABC controla o mAs baseado em 80 kV, e *baixo*: 65 kV.
 - Tensão: Modo contínuo: 50 a 125 kV (passos de 1 kV),
Modo pulsado: 50 a 110 kV (a tensão pode ser ajustada a cada 2 kV até 124 kV)
 - Corrente: Modo contínuo: 0,5 a 4 mA (passos de 0,1 mA)
Modo pulsado: 10, 20, 32, 50, 80 e 100 mA (no ABC esse intervalo é contínuo)
Largura do pulso: 1 a 13 ms
 - Taxa de pulso: 1, 2, 3,75, 7,5, 15, 30 s⁻¹
As taxas de pulso são múltiplos de 30. Normalmente usado 15, e raramente 30 (normalmente com criança – batimento cardíaco mais rápido)
 - Modo cine: Tensão: 50 a 125 kV
Corrente: 10, 20, 50, 80, 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, 500, 630, 800, 1.000 e 1.250 mA (no ABC esse intervalo é contínuo)
Largura do pulso: 1 a 8 ms
- Exatidão:
 - Tensão: $\pm 9\%$
 - Corrente: de 0,5 a 0,9 $\pm 0,7$ mA
Valores restantes: $\pm 15,5\%$
 - Tempo: $\pm 5\%$

Apêndice V

Teste t de Student

O teste t de Student (Student's t-test) é um teste estatístico proposto no início do século passado, indicado para testar a igualdade de duas médias quando os grupos são independentes. Para aplicar o teste, segue-se os seguintes passos (Vieira, 2006):

- Calcula-se a média de cada grupo;
- Calcula-se a variância de cada grupo;
- Calcula-se a variância ponderada, dada pela fórmula:

$$s^2 = \frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}$$

- Calcula-se o valor de t, que está associado a $n_1 + n_2 - 2$ graus de liberdade, pela fórmula:

$$t = \frac{\bar{y}_1 - \bar{y}_2}{\sqrt{\left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}\right)s^2}}$$

- Compara-se o valor calculado de t (em valor absoluto) com o valor crítico de t, ao nível estabelecido de significância e com os mesmos graus de liberdade. Se o valor calculado de t (em valor absoluto) for igual ou maior que o da tabela, rejeite a hipótese de que as médias em comparação são iguais, ao nível estabelecido de significância.

Tab. V.1: Número de graus de liberdade associados aos níveis de significância (Vieira, 2006).

Número de graus de liberdade	Nível de significância (α)		
	0,01	0,05	0,10
1	63,657	12,706	6,314
2	9,925	4,303	2,920
3	5,841	3,182	2,353
4	4,604	2,776	2,132
5	4,032	2,571	2,015
6	3,707	2,447	1,943

7	3,499	2,365	1,895
8	3,355	2,306	1,860
9	3,250	2,262	1,833
10	3,169	2,228	1,812
11	3,106	2,201	1,796
12	3,055	2,179	1,782
13	3,012	2,160	1,771
14	2,977	2,145	1,761
15	2,947	2,131	1,753
16	2,921	2,120	1,746
17	2,898	2,110	1,740
18	2,878	2,101	1,734
19	2,861	2,093	1,729
20	2,845	2,086	1,725
21	2,831	2,080	1,721
22	2,819	2,074	1,717
23	2,807	2,069	1,714
24	2,797	2,064	1,711
25	2,787	2,060	1,708
26	2,779	2,056	1,706
27	2,771	2,052	1,703
28	2,763	2,048	1,701
29	2,756	2,045	1,699
30	2,750	2,042	1,697
40	2,704	2,021	1,684
60	2,660	2,000	1,671
120	2,617	1,980	1,658
∞	2,576	1,960	1,645

OBS: interpolações devem ser feitas com base nos recíprocos dos graus de liberdade (interpolação harmônica).

Apêndice VI

Propagação de Erros em Cálculos

Geralmente é necessário usar valores medidos e afetados por erros para realizar cálculos a fim de se obter o valor de outras grandezas. É necessário, então, conhecer como o erro da medida original afeta a medida final (Cruz *et al.*, 1997).

- Soma e subtração de grandezas afetadas por erros (Cruz *et al.*, 1997):

Se tivermos três grandezas dadas por: $\bar{x} \pm \Delta\bar{x}$, $\bar{y} \pm \Delta\bar{y}$ e $\bar{z} \pm \Delta\bar{z}$, a soma (ou subtração) delas

$$\bar{w} = \bar{x} + \bar{y} + \bar{z}$$

será afetada por erro de valor:

$$\Delta\bar{w} = \sqrt{(\Delta\bar{x})^2 + (\Delta\bar{y})^2 + (\Delta\bar{z})^2}$$

- Multiplicação e divisão de grandezas afetadas por erros (Cruz *et al.*, 1997):

Neste usamos *erro relativo*. Se tivermos $\bar{w} = \bar{x} / \bar{y}$, então:

$$\frac{\Delta\bar{w}}{\bar{w}} = \sqrt{\left(\frac{\Delta\bar{x}}{\bar{x}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta\bar{y}}{\bar{y}}\right)^2}$$

Apêndice VII

Fotos

As fotos abaixo mostram como foram feitas as montagens para as medições, o *phantom* e o console onde são mostrados os parâmetros ajustados pelo equipamento.

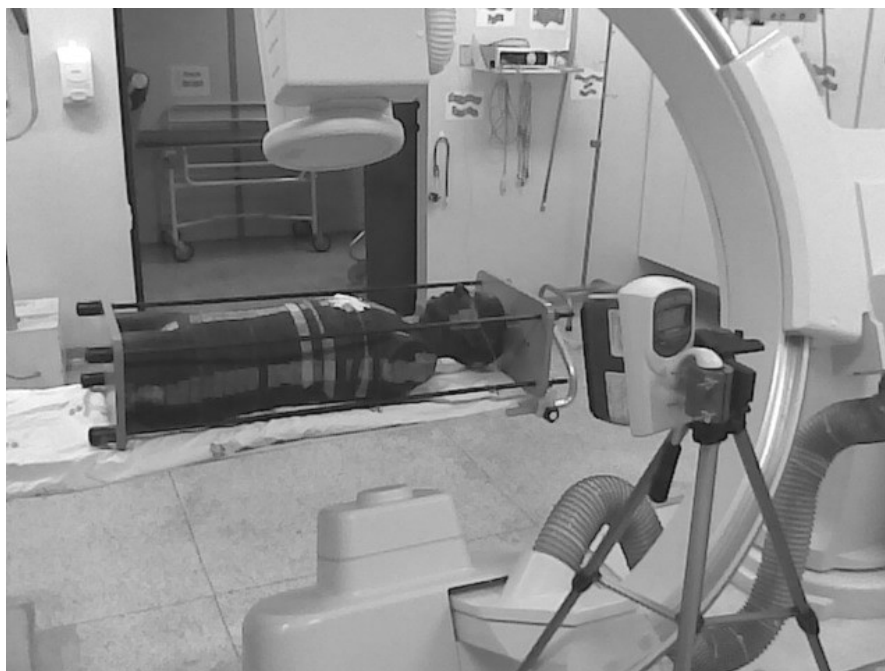


Fig. VII.1: Montagem para as medições.

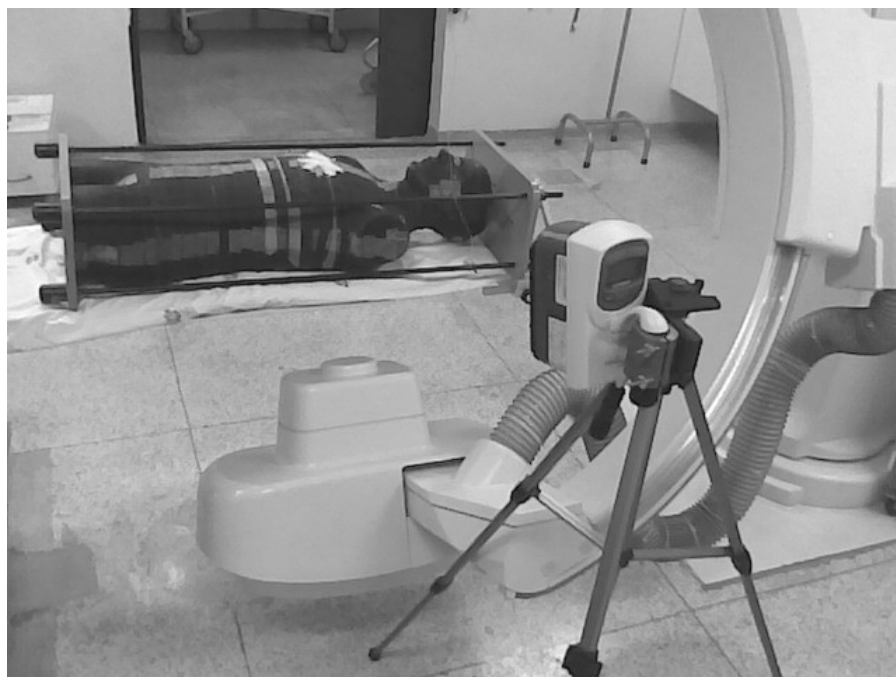


Fig. VII.2: Montagem, mostrando mais o *phantom* e a câmara de ionização.



Fig. VII.3: Montagem vista de outro ângulo.



Fig. VII.4: Foto do *phantom*.



Fig. VII.5: Foto do console na sala de controle.



Fig. VII.6: Foto da parte do console onde são mostrados os parâmetros ajustados pelo equipamento.

Referências Bibliográficas

- Abdel-Malek, A.; Bloomer, J. An adaptive gating approach for X-ray dose reduction during cardiac interventional procedures, **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 13, n. 1, p. 2-12, 1994.
- Andreucci, R. **Curso básico de proteção radiológica**, 3ª ed., Abende, 2006.
- Attix, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**, Wiley-Interscience, 1986.
- Balter, S. Physics and technology, radiation safety in the cardiac catheterization laboratory: basic principles, **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 47, p. 229-236, 1999.
- Bashore, T. Board review, fundamentals of X-ray imaging and radiation safety, **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 54, p. 126-135, 2001.
- Biral, A.R. **Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos**, 1ª ed., Ed. Insular, 2002.
- Boer, A. den; Feyter, P.J. de; Hummel, W.A.; Keane, D.; Roelandt, J.R. Reduction of radiation exposure while maintaining high-quality fluoroscopic images during interventional cardiology using novel X-ray tube technology with extra beam filtering, **Circulation**, v. 89, p. 2710-2714, 1994.
- Boland, G.W.L.; Murphy, B.; Arellano, L.; Mueller, P.R. Dose reduction in gastrointestinal and genitourinary fluoroscopy: use of grid-controlled pulsed fluoroscopy, **American Journal of Radiology**, v. 175, p. 1453-1457, 2000.
- Caldana, R.P.; Bezerra, A.S.A.; Soares, A.F.F.; D'Ippolito, G. Angiografia por ressonância magnética: aspectos de um método de estudo vascular não-invasivo, **Radiologia Brasileira**, v. 37, n. 1, p. 41-50, 2004.
- Calil, S. J.; Gomide, E. T. **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: Capacitação à Distância**, Série F. Comunicação e Educação em Saúde, Projeto REFORSUS, Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Brasília, DF, 2002
- Camm, A.J.; Raphael, M.; Wilde, P.; Boyle, R.; Clarke, M.; Qureshi, S.; Rothman, M.; Shaw, A. Radiation hazards to the cardiologist. A report of a subcommittee of the British Cardiac Society, **British Heart Journal**, v. 70, p. 489-496, 1993.
- Chida, K.; Fuda, K.; Saito, H.; Takai, Y.; Takahashi, S.; Yamada, S.; Kohzuki, M.; Zuguchi, M.

- Patient skin dose in cardiac interventional procedures: conventional fluoroscopy versus pulsed fluoroscopy, **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 69, p. 115-121, 2007.
- Clerinx, P.; Buls, N.; deMey, J. Double dosimetry algorithm for workers in interventional radiology, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 321-327, 2008.
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear, **NE 3.01 – Diretrizes Básicas da Radioproteção**, Rio de Janeiro, 2005.
- _____, **PR 3.01/002 Fatores de ponderação para as grandezas de proteção radiológica**, Rio de Janeiro, 2005, 4 p.
- _____, Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/>>. Último acesso: 09/2008.
- Cruz. C. H. de B.; Fragnito, H. L.; Costa, I. F. da; Mello, B. de A. **Guia de Física Experimental, Caderno de Laboratório, Gráficos e Erros**, IFGW – Instituto de Física Gleb Wathagin, UNICAMP, 1997.
- Delichas, M.; Psarrakos, K.; Molyvda-Athanassopoulou, E.; Giannoglou, G.; Sioundas, A.; Hatzioannou, K.; Papanastassiou, E. Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures, **European Journal of Radiology**, v. 48, p. 268-273, 2003.
- Efstathopoulos, E.P.; Katritsis, D.G.; Kottou, S.; Kalivas, N.; Tzanalaridou, E.; Giazitzoglou, E.; Korovesis, S.; Faulkner, K. Patient and staff radiation dosimetry during cardiac electrophysiology studies and catheter ablation procedures: a comprehensive analysis, **Europace**, v. 8, p. 443-448, 2006.
- Faulkner, K. Radiation protection in interventional radiology, **The British Journal of Radiology**, v. 70, p. 325-326, 1997.
- Faulkner, K.; Marshall, N.W. The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions, **Health Physics**, v. 64, p. 502-508, 1993.
- Faulkner, K. Personnel and patient doses: are there ethical consequences to the use of X-rays?, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 30-33, 2005.
- Finkelstein, M.M. Is brain cancer an occupational disease of cardiologists?, **Canadian Journal of Cardiology**, v. 14, n. 11, p. 1385-1388, 1998.
- Fluke Biomedical, **Victoreen 451B & 451B –DE –SI, Ion Chamber Survey Meter, Operators Manual**, 2005.

- Foti, C.; Padovani, R.; Trianni, A.; Bokou, C.; Christofides, S.; Corbett, R.H.; Kepler, K.; Korenová, J.; Zdesar, U. Staff dosimetry in interventional cardiology: survey on methods and level of exposure, **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-4, 2008.
- Fundacentro, **Norma de higiene ocupacional, procedimento técnico, avaliação da exposição ocupacional aos raios X nos serviços de radiologia**, NHO 05, 2001.
- Groff, S.G.P.; Costa, P.R. Análise da dose fetal de mulheres ocupacionalmente expostas durante procedimentos de radiologia intervencionista, In: **XII Congresso Brasileiro de Física Médica**, 2007.
- Haskal, Z.J.; Worgul, B.V. Interventional radiology carries occupational risk for cataracts, **RSNA News**, v. 14, n. 6, p. 5-6, 2004.
- Hernandez, R.J.; Goodsitt, M.M. Reduction of radiation dose in pediatric patients using pulsed fluoroscopy, **American Journal of Roentgenology**, v. 167, p. 1247-1253, 1996.
- Holmes Jr., D.R.; Wondrow, M.A.; Gray, J.E.; Vetter, R.J.; Fellows, J.L.; Julsrud, P.R. Effect of pulsed progressive fluoroscopy on the reduction of radiation dose in the cardiac laboratory, **Journal of the American College of Cardiology**, v. 15, n. 1, p. 159-162, 1990.
- HPCS – Healthcare Product Comparison System, **Radiation survey meters, ionization chamber**, ECRI, 1994.
- _____, **Radiographic/fluoroscopic system, angiographic/interventional; cardiovascular**, ECRI, 2004.
- Huyskens, C.J.; Franken, Y.; Hummel, W.A. Guidance on personal dosimetry for occupational exposure in interventional radiology, **Journal Radiology Protection**, v. 14, n. 3, p. 229-234, 1994.
- ICRP, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, Oxford Pergamon Press, v. 60, 1991.
- Järvinen, H.; Buls, N.; Clerinx, P.; Jansen, J.; Miljanic, S.; Nikodemová, D.; Ranogajec-Komor, M.; d’Errico, F. Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 333-339, 2008.
- Limacher, M.C.; Douglas, P.S.; Germano, G.; Laskey, W.K.; Lindsay, B.D.; McKetty, M.H.; Moore, M.E.; Park, J.K.; Prigent, F.M.; Walsh, M.N. ACC Expert Consensus Document, **Radiation Safety in the Practice of Cardiology**, JACC, v. 31, n. 4, p. 892-913, 1998.

- LNMRI, Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, Laboratório designado pelo INMETRO-IRD/CNEN/MCT, **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante (Recomendações e Definições)**, Rio de Janeiro, 2002.
- Maeder, M.; Verdun, F.R.; Stauffer, J.-C.; Ammann, P.; Richli, H. Radiation exposure and radiation protection in interventional cardiology, **Kardiovaskuläre Medizin**, v. 8, p. 124-132, 2005.
- McEwan, A.C. Assessment of occupational exposure in New Zealand from personal monitoring records, **Radiation Protection Australasian**, v. 17, n. 2, p. 6066, 2000.
- Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária, **Diretriz de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**, Portaria nº 453, de 01/06/1998, Diário Oficial da União, Poder Executivo, 1998.
- Morrish, O.W.E.; Goldstone, K.E. An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures, **The British Journal of Radiology**, v. 81, p. 35-45, 2008.
- NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements, **Instrumentation and Monitoring Methods for Radiation Protection**, NCRP Report no. 57, 1978;
- Niklason, L.T., Marx M.W.; Chan, H.P. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters, **Health Physics**, v. 67, p. 611-615, 1994.
- Perna, L.; Novario, R.; Conte, L. Personnel doses during haemodynamic examination, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 88, n. 2, p. 129-134, 2000.
- RANDO[®] Phantom, Rando Laboratory, Disponível em: <<http://www.phantomlab.com>>. acesso: 09/2008.
- Reeves, C.L.; Cox, I.D.; Ramsey, P.R.; Clague, J. R. Very low pulsed fluoroscopy reduces operator radiation exposure in coronary angioplasty, **Circulation**, v. 94, n. 8, p. 489-489, Suppl. 5, 1996.
- Renaud, L. A 5-y follow-up of the exposure to in-room personnel during cardiac catheterization, **Health Physics**, v. 62, n. 1, p. 10-15, 1992.
- Rosenstein, M.; Webster, E.W. Effective dose to personnel wearing protective aprons during fluoroscopy and interventional radiology, **Health Physics**, v. 67, p. 88-89, 1994.
- Sabbatini, R.M.E. A História da Neuroimagem, **Revista Cérebro & Mente**, n. 20, 2003. Disponível em: <http://www.cerebromente.org.br/n20/history/neuroimage2_p.htm>.

- Scanavacca, M.; d'Avilla, A.; Velarde, J. L.; Reolão, J.B.; Sosa, E. Reduction of radiation exposure time during catheter ablation with the use of pulsed fluoroscopy, **International Journal of Cardiology**, v. 63, p. 71-74, 1998.
- Sherbini, S.; DeCicco, J. Estimation of the effective dose when protective aprons are used in medical procedures: a theoretical evaluation of several methods, **Health Physics**, v. 83, n. 6, p. 861-870, 2002.
- Shimakura, S.E. **Correlação**, Disponível em: <http://leg.ufpr.br/~silvia/CE003/node71.html>. 2006.
- Steffenino, G.; Rosseti, V.; Ribichini, F.; Dellavalle, A.; Garbarino, M.; Cerati, R.; Norbiato, A.; Uslenghi, E. Staff dose reduction during coronary angiography, **Brazilian Journal of Radiology**, v. 69, p. 860-864, 1996.
- Tahuata, L.; Salati, I.P.A.; Prinzio, R.Di; Prinzio, A.R.Di **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2003.
- Toshiba, **Manual de Operação**, Gerador de Alta Tensão para Diagnóstico, Arco C CAS 10A / Gerador KXO-100G Digital DFP-2000A.
- Trianni, A.; Padovani, R.; Foti, C.; Cragolini, E.; Chizzola, G.; Toh, H.; Bernardi, G.; Proclamer, A. Dose to cardiologists in haemodynamic and electrophysiology cardiac interventional procedures, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 111-115, 2006.
- Tsapaki, V.; Kottou, S.; Patsilnakos, S.; Voudri, V.; Cokkinos, D.V. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 112, n. 2, p. 245-249, 2004.
- UNICAMP, Cateterismo Cardíaco. Disponível em: <http://www.hc.unicamp.br/laboratorios/lab-cateterismo.shtml>>. Último acesso: 04/2007.
- Vaño, E.; Gonzalez, L.; Beneytez, F.; Moreno, F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratory, **The British Journal of Radiology**, v. 71, p. 728-733, 1998.
- Vaño, E.; Gonzalez, L.; Fernandez J. M.; Alfonso F.; Macaya C. Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up, **The British Journal of Radiology**, v. 79, p. 383-388, 2006.
- Vetter, S.; Faulkner, K.; Strecker, E.-P.; Bush, H.-P. Dose reduction and image quality in pulsed fluoroscopy, **Radiation Protection Dosimetry**, v. 80, p. 299-301, 1998.

Vieira, S, **Análise de Variância (ANOVA)**, editora Atlas, SP, 2006.

Wagner, L.K.; Archer, B.R.; Cohen, A.M. Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures, **Journal of Vascular Intervention Radiology**, v. 11, p. 25-33, 2000.

Wambersie, A.; Delhove, J. Radiation protection in diagnostic radiology, a debated practice: how to wear the individual dosimeters?, **Journal Belge de Radiologie**, v. 76, n. 6, p. 382-385, 1993.

Wikipédia, Angioplastia. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/?title=Angioplastia>>. Último acesso: 06/2008.

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

Yu, X.R.; He, S.S.; Yang, K.; Li, L.B.; Fan, S.M. Study on radiation doses and its effects to 82 interventional radiologists in Shandong province, In: **10th Congress of the IRPA** (International Radiation Protection Association), Hiroshima, Japan, 2000.

Zorzetto, M.; Bernardi, G.; Morocutti, G.; Fontanelli A. Radiation exposure to patients and operators during diagnostic catheterization and coronary angioplasty, **Catheterization and Cardiovascular Diagnosis**, v. 40, p. 348-351, 1997.