

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIAS E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**ESTUDO DOSIMÉTRICO EM CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA:
dose paciente e dose trabalhador.**

ORIENTADORA: Profa. Dra. HELEN JAMIL KHOURY

ALUNA: Maria do Socorro Rocha da Silva

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL

MAIO - 2011

MARIA DO SOCORRO ROCHA DA SILVA

**ESTUDO DOSIMÉTRICO EM CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA:
dose paciente e dose trabalhador.**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Doutor em Ciências Nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

RECIFE – PERNAMBUCO - BRASIL

MAIO – 2011

S586e Silva, Maria do Socorro Rocha da.

Estudo dosimétrico em cardiologia intervencionista: dose paciente e dose trabalhador / Maria do Socorro Rocha da Silva. - Recife: O Autor, 2011.

177f.,il.,figs.,gráf.,tab.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares (PROTEN), 2011.

Inclui referências bibliográficas e apêndices.

1. Energia Nuclear. 2. Dosimetria de pacientes. 3. Dosimetria ocupacional. 4. Cardiologia Intervencionista pediátrica. 5. Cardiologia Intervencionista de adultos. 6. Angioplastia Transluminal Coronária (ATC) 7. Angiografia Coronária (CA). 8. Intervenção Cardíaca Percutânea (ICP). I. Khoury, Helen Jamil (Orientadora). II. Título.

621.48 CDD (22.ed)

UFPE/BCTG-161/2011

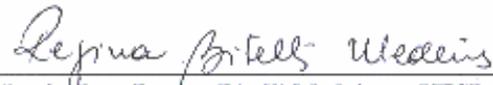
**ESTUDO DOSIMÉTRICO EM CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA
DOSE PACIENTE E DOSE TRABALHADOR**

Maria do Socorro Rocha da Silva

APROVADA EM: 23.05.2011

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

COMISSÃO EXAMINADORA:



Profa. Dra. Regina Bitelli Medeiros - UFSP



Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas – IPEN-CNEN/SP



Profa. Dra. Caridad Borrás – CNPq-DEN/UFPE- Professora Visitante

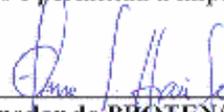


Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN



Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*Aos meus pais Alaíde e Geraldo,
aos meus filhos: Danielle, Mateus e Mirian e
aos meus irmãos: Silvânia, Simone, Givonaldo, Givanildo e Gilvan.*

AGRADECIMENTOS

Expressamos sinceros agradecimentos ao Departamento de Energia Nuclear, à Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, e, em especial, ao Grupo de Dosimetria e Instrumentação da Universidade Federal de Pernambuco, na pessoa de sua coordenação, professora Helen Jamil Khoury, por proporcionar os meios para a realização desta pesquisa.

Ao Departamento Acadêmico de Sistemas, Processos e Controles Eletro-Eletrônicos e à Coordenação de Eletrônica e Telecomunicações do Instituto Federal de Educação Ciências e Tecnologia de Pernambuco, nas pessoas de seus chefes, coordenadores, e de todos os professores colegas de trabalho e amigos, pelo apoio recebido ao dividirem entre si as nossas atividades e, assim, tornar possível o meu afastamento.

Ao Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira (IMIP), em especial, ao Serviço de Hemodinâmica, pelo envolvimento de toda a equipe: médicos (Flávio Roberto Azevedo de Oliveira, Flávio Adolpho Aranha Japyassu, Flávio Mota, Santiago Raul Arrieta, Juliana Rodrigues Neves, Maria Ester Correia, Mariana Cintra, Luciana Loyo) técnicos em radiologia (Anne Grace, Ronivaldo e Rafael Vital) e enfermeiras (Rosália Daniella Medeiros e Grizelle Rocha).

À Professora Dra. Cari Borrás, pelo carinho, pela dedicação e pelas discussões enriquecedoras.

Aos colaboradores: André Ferrão Oliveira, Hugor Ferreira de Paiva Vianna e Luiz Felipe da Silva Andrade Lima que contribuíram com a coleta de dados.

A todos os funcionários do Departamento de Energia Nuclear pelo apoio competente em suas atividades que enriqueceram a realização desta pesquisa: Dayse, Edvânia, Égita, Elias, Eliabe, Marcilene, Péricles.

A Deus pelo existir!

*A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original.*

Albert Einstein

RESUMO

Os avanços tecnológicos na área da geração de imagens médicas com radiações ionizantes possibilitaram a realização de intervenções invasivas que têm beneficiado diversas áreas da medicina, destacando-se entre essas as intervenções em cardiologia intervencionista. Apesar dos benefícios, os procedimentos intervencionistas geralmente envolvem o uso de longos tempos de exposição à radiação e representam, para pacientes e trabalhadores, um risco maior do que o de outros procedimentos nos quais também há exposição à radiação. Este trabalho apresenta os resultados da dosimetria realizada em médicos e pacientes (pediátricos e adultos) durante intervenções cardíacas percutâneas e procedimentos de diagnóstico, realizados no período de abril de 2007 a agosto de 2010, em um hospital de referência na cidade de Recife, Pernambuco. As medidas dosimétricas foram tomadas em 143 procedimentos, dos quais 118 foram realizados em pacientes adultos e 25 em pacientes pediátricos, estes com doença cardíaca congênita. Os procedimentos foram realizados por meio de um angiógrafo monoplanar Philips (modelo Allura 12), equipado com intensificador de imagem. A dosimetria de pacientes foi realizada pelo emprego de filmes radiocrômicos e de parâmetros de indicação de dose apresentados pelo equipamento angiográfico; e para a dosimetria nos médicos se utilizaram dosímetros termoluminescentes distribuídos no corpo e nas vestimentas de proteção dos profissionais. Durante os procedimentos clínicos, foram registrados parâmetros de irradiação e informações como: número de imagens, tempo acumulado em fluoroscopia; magnitude do kerma ar cumulativo no ponto de referência IRP [$K_{a,r}$], entre outras. Os resultados da dosimetria de pacientes mostraram valores de kerma ar na superfície de entrada da pele do paciente [$K_{a,e}$], variando de 240 a 5.897 mGy, nos pacientes adultos, e de 45 a 1.079 mGy nos pacientes pediátricos. A máxima dose absorvida na superfície (MDA) da pele do paciente variou de 649 a 4.180 mGy, nos pacientes adultos, e de 214 a 487 mGy, nos pacientes pediátricos. Seguindo orientações de guias de acompanhamento de pacientes, os pacientes que apresentaram MDA maior que 3 Gy ou $K_{a,r}$ maior que 5 Gy foram avaliados, pelos médicos, após 14 dias do procedimento e não se observou a ocorrência de lesões. Com relação aos médicos, a dose efetiva média por procedimento foi 5,2 μ Sv em procedimentos de diagnóstico com pacientes adultos e de 4,5 μ Sv com pacientes pediátricos. Nos procedimentos de intervenção, os valores foram 10,8 μ Sv e 6,4 μ Sv, em procedimentos com pacientes adultos e pediátricos, respectivamente. Os valores de dose equivalente por procedimento, mais altos, medidos no corpo dos médicos, foram: 922 μ Sv no pé esquerdo, 514 μ Sv no pé direito, 382 μ Sv nas mãos e 150 μ Sv nos olhos, em procedimentos com pacientes adultos. Com pacientes pediátricos, os valores foram: 123, 127, 1.188 e 224 μ Sv, respectivamente. A ausência de acessórios de proteção (tela e saioté pumblíferos) e EPIs específicos (óculos e luvas) são explicações para os valores altos registrados. Dependendo do número de procedimentos, as doses recebidas pelos médicos podem exceder os limites de dose anual (150 mSv para o cristalino dos olhos e 500 mSv para extremidades) estabelecidos por normas nacionais e internacionais.

PALAVRAS-CHAVE: dosimetria de pacientes, dosimetria ocupacional, cardiologia intervencionista pediátrica, cardiologia intervencionista de adultos, angioplastia transluminal coronária (ATC), angiografia coronária (CA), intervenção cardíaca percutânea (ICP).

ABSTRACT

The technological advances in the area of medical imaging with ionizing radiation have made possible the realization of invasive interventions that have benefited various areas of medicine, standing out among these, the interventions in interventional cardiology. Despite the benefits, the interventional procedures usually involve the use of long exposure times to radiation, posing a risk for patients and workers that is greater than for other procedures also involving radiation exposure. This work presents the dosimetry results for physicians and patients (pediatric and adult) in percutaneous cardiac interventions and in diagnosis procedures, carried out in the period of April 2007 to August 2010, in a referral hospital in the city of Recife, Pernambuco. The dosimetric measurements were carried out in 143 procedures, being 118 in adult patients and 25 in patients pediatric with congenital heart disease. The procedures were carried out using a Philips monoplanar angiographic unit, equipped with an image intensifier. The patient dosimetry was carried out using radiochromic films and the parameters of dose indication were presented by the angiographic equipment. Thermoluminescent dosimeters distributed on the body and on the protective clothing of the physicians performing the studies were used to assess the dose received. During the clinical procedures, the following irradiation and information parameters were registered: number of images, cumulative time in fluoroscopy; magnitude of the cumulative air kerma at reference point IRP [$K_{a,r}$], and others. The results of the patient dosimetry showed values of surface air kerma at the entrance of the patient skin [$K_{a,e}$], varying from 240 to 5,897 mGy in the adult patients and of 45 to 1,079 mGy in the pediatric patients. The maximum absorbed skin dose (MSD) at the surface of the patient skin varied from 649 to 4,180 mGy in the adult patients; and from 214 to 487 mGy in the pediatric patients. Using patient follow up guidelines, the patients who presented an MSD greater than 3 Gy, or $K_{a,r}$ value greater than 5 Gy were evaluated by the physicians 14 days after the procedure. No occurrence of injuries was observed. With regard to the physicians, the average effective dose by procedure was 5.2 μ Sv for diagnostic procedures with adult patients and of 4.5 μ Sv with pediatric patients. In the interventional procedures, the values were 10.8 μ Sv and 6.4 μ Sv in procedures with adult and pediatric patients, respectively. The highest values of equivalent dose, measured in the body of the physicians, were: 922 μ Sv in the left foot, 514 μ Sv in the right foot, 382 μ Sv in the hands and 150 μ Sv in the eyes for the procedures with adult patients. With pediatric patients, the corresponding values were: 123, 127, 1,188 and 224 μ Sv. The lack of specific equipment protection accessories (lead curtains or ceiling-suspended screens (lead glass or acrylic) and personal protective devices (lead glasses and gloves) explain the registered high values. Depending on the number of procedures, the doses received by the physicians can exceed the limits of annual dose (150 mSv for the eyes and 500 mSv for the limbs) established by national and international standards.

KEYWORDS: dosimetry of patients, occupational dosimetry, pediatric interventional cardiology, interventional cardiology of adults, percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA), coronary angiography (CA), percutaneous cardiac intervention (PCI).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Parâmetros de irradiação em procedimentos de angiografia das artérias coronárias	42
Tabela 2: Efeitos da exposição fluoroscópica e sua reação na pele e no cristalino do olho (ICRP, 2000)	46
Tabela 3: Valores médios de máxima dose absorvida, determinados por meio de TLDs.....	48
Tabela 4: Valor médio (mínimo – máximo) de máxima dose absorvida medidos com filmes dosimétricos.....	50
Tabela 5: Valores médios de medidas de P_{KA} em trabalhos publicados	50
Tabela 6: Valores médios de P_{KA} e máxima dose absorvida em trabalhos publicados	53
Tabela 7: Valores de NDRs para procedimentos de cardiologia encontrados na literatura	56
Tabela 8: Tabela de IMC da Organização Mundial da Saúde, (OMS,1999).....	67
Tabela 9: Componentes do sistema Allura (vide Figura 36)	69
Tabela 10: Modos de operação mais utilizados clinicamente.....	75
Tabela 11: Características do filme GAFCHROMIC XR-RV2	80
Tabela 12: Valores médios, mínimos e máximos para os dados dos pacientes	87
Tabela 13: Percentual de pacientes, por grau de obesidade, segundo classificação da OMS	87
Tabela 14: Perfil de pacientes em trabalhos na literatura	88
Tabela 15: Valores médios, mínimos e máximos para os dados dos pacientes pediátricos	88
Tabela 16: Perfil de pacientes pediátricos em trabalhos na literatura	89
Tabela 17: Diâmetros dos campos de radiação e do intensificador de imagem para SID 120 cm	90
Tabela 18: Valores obtidos para o teste de reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.....	91
Tabela 20: Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem (SID = 120 cm)	93
Tabela 21: Taxa de kerma ar na entrada do intensificador disponíveis na literatura e desse estudo	93
Tabela 22: Taxas de kerma ar para diferentes espessuras de acrílico (SID = 90 cm).....	95
Tabela 23: Taxas de kerma ar típicas na entrada da pele do paciente disponíveis na literatura e nesse estudo....	98
Tabela 24: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura nos procedimentos clínicos.	104
Tabela 25: Número de procedimentos realizados por cada médico.....	105
Tabela 26: Número e percentual de projeções e angulações utilizadas nos procedimentos monitorados	109
Tabela 27: Parâmetros de irradiação em procedimentos de AC e ATC na literatura e nesse estudo	109
Tabela 28: Localização das lesões nos procedimentos de ATC	110
Tabela 29: Localização das lesões nos procedimentos de AC e ATC	111
Tabela 30: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico e de $K_{a,e}$ calculados a 70 cm do ponto focal para os pacientes em procedimentos de AC.....	112
Tabela 31: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico e de $K_{a,e}$ calculados a 70 cm do ponto focal para os pacientes em procedimentos de ATC.	112
Tabela 32: Valor médio de P_{KA} na literatura e nesse estudo	116
Tabela 33: NDRs para procedimentos de cardiologia encontrados na literatura comparados com as medidas de terceiro quartil dos parâmetros nesse estudo	117
Tabela 34: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura em procedimentos pediátricos.	118
Tabela 35: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura em procedimentos pediátricos.	119
Tabela 36: Número de procedimentos realizados por cada médico.....	120

Tabela 37: Número e percentual de angulações e projeções utilizadas nos procedimentos pediátricos.....	122
Tabela 38: Parâmetros de irradiação em procedimentos de CATE e ICP em procedimentos de cardiologia com pacientes pediátricos < 1 ano na literatura e nesse estudo.....	122
Tabela 39: Valores de $K_{a,r}$ registrados e de $K_{a,e}$, calculados para os pacientes pediátricos do CATE.....	123
Tabela 40: Valores de $K_{a,r}$ registrados e de $K_{a,e}$, calculados para os pacientes pediátricos do ICP.....	123
Tabela 41: Valores médios (mínimos—máximos) de P_{KA} em procedimentos de cardiologia em pacientes pediátricos < 1 ano, utilizando fluoroscopia <i>low</i> , na literatura e nesse estudo.....	125
Tabela 42: Coeficientes de correlações (r^2) entre $K_{a,r}$, P_{KA} e características do paciente e parâmetros de irradiação em pacientes pediátricos < 1 ano, utilizando fluoroscopia <i>low</i>	126
Tabela 43: Densidade ótica nas tiras irradiadas para calibração do filme.....	127
Tabela 44: Valores mínimos, médios e máximos para MDA com referência às regiões do filme.....	130
Tabela 45: Valores de $K_{a,r}$ TOTAL indicado e corrigido (por retrospalhamento e relação tecido-ar) e MDA determinada com os filmes radiocrômicos.....	132
Tabela 46: Valores de MDA obtidos na literatura e nesse estudo.....	132
Tabela 47: Coeficientes de correlação (r^2) entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC.....	134
Tabela 48: $K_{a,r}$ e MDA medida e estimada na pele dos pacientes.....	137
Tabela 49: Valores mínimos, médios e máximos de MDA com referência às regiões do filme.....	139
Tabela 50: Valores de MDA determinados com os filmes radiocrômicos.....	139
Tabela 51: Valores de $K_{a,r}$ e MDA medidas e estimadas para os pacientes pediátricos.....	142
Tabela 52: Dose equivalente nos médicos em procedimentos de AC e ATC em pacientes adultos.....	143
Tabela 53: Valor médio, mínimo e máximo para o equivalente de dose pessoal Hp(0,07) em extremidades do corpo dos médicos.....	144
Tabela 54: Valor médio de Hp(0,07) nos médicos em procedimentos de cardiologia intervencionista na literatura e nesse estudo.....	145
Tabela 55: Dose efetiva nos cardiologistas na literatura e nesse estudo.....	146

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Vista anterior (frente) do coração, apresentando os átrios, os ventrículos, as válvulas e o sentido do fluxo sanguíneo arterial e venoso (MOORE; DALLEY, 2007).	22
Figura 2: Representação esquemática dos principais ramos das artérias coronárias direita e esquerda em vista anterior (frente). Adaptado de (MOORE; DALLEY, 2007).	23
Figura 3: Locais de maior incidência de oclusão nas artérias coronárias (MOORE; DALLEY, 2007).	24
Figura 4: Componentes da cadeia de imagens de um sistema de fluoroscopia. Adaptado de (WOLBARST, 1997).....	26
Figura 5: Chaveamento por grade de acoplada ao tubo de raios X (BOLAND et al., 2000)	27
Figura 6: Efeito rampa do pulso convencional e o pulso produzido pela grade de controle (STUEVE, 2006).	27
Figura 7: Movimentos do arco C (PHILIPS, 2003)	29
Figura 8: (a) rotação cranial; (b) rotação caudal; (c) angulação oblíqua anterior direita (OAD);	30
Figura 9: Distanciamento mínimo (SSD) normatizado (BRASIL, 1998; PHILIPS, 2003).	30
Figura 10: Diagrama interno de um intensificador de imagem (a) e fotografia de um intensificador indicando a localização das telas de entrada e saída (b) (IAEA, 2008; BUSHBERG et al., 2002).	32
Figura 11: Magnificação da imagem no intensificador (Adaptado de BUSHBERG et al., 2002).	33
Figura 12: Deslocamento de cargas em um dispositivo CCD (dispositivo acoplador de carga) (DISPOSITIVO DE CARGA ACOPLADA, 2011)	34
Figura 13: Imagens captadas a 30 imagens/s, produzidas por raios X contínuos <i>versus</i> pulsados (30 pps) (WAGNER, 2006).....	35
Figura 14: Frequências de pulsos de raios X utilizadas em cardiologia (IAEA, 2008).	36
Figura 16: Sistema de fluoroscopia para cardiologia (PHILIPS, 2003).....	38
Figura 17: Vias de acesso (artérias ou veias) para colocação do cateter (DISCOVERY HEALTH, 2010).	40
Figura 18: Artérias visualizadas a partir do preenchimento com contraste (DISCOVERY HEALTH, 2010).	40
Figura 19: Esquema de representação dos planos e projeções para visualização das artérias coronárias e respectivos ramos (PEPINE et al., 2002).	41
Figura 20: Projeções angiográficas utilizadas para visualizar os principais segmentos das artérias coronárias (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).	41
Figura 21: Arco C em projeção OAD cranial (a); Coronárias esquerdas em projeção OAD, 15° caudal (b); Coronárias direitas em projeção OAE, 30° cranial (c) (PEPINE et al., 2002).....	42
Figura 22: Artéria coronariana direita bloqueada (DISCOVERY HEALTH, 2010).....	43
Figura 23: Angioplastia por cateter balão (a); Angioplastia por inserção de stent (b) (DISCOVERY HEALTH, 2010).....	43
Figura 24: Geometria para determinação de grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico (ICRU, 2005).	45
Figura 25: Grandezas para dosimetria em radiodiagnóstico intervencionista (ICRP, 2000).	46
Figura 26: Imagens de distribuição de áreas irradiadas utilizando filme EDR II (a) e	49
Figura 27: Ponto de referência IRP no isocentro do feixe primário (Modificado de IAEA, 2008)	51
Figura 28: Deslocamento do ponto IRP: fora do paciente (a), na entrada da pele (b) e dentro do paciente (c) (BALTER, 2008a).....	52
Figura 29: Radiação espalhada: arco C em projeção OAE 90°, 125 kV, fluoroscopia normal pulsada (30 pps) a 1m do chão em (a) e a 1,5 m em (b) (BALTER, 2001a).....	57
Figura 30: Dosímetros para monitoração ocupacional em fluoroscopia segundo a ICRP 85 (2000).....	59

Figura 31: Dosímetro pessoal e painel do sistema de monitoração de dose ocupacional em tempo real (SANCHEZ et al., 2010).	61
Figura 32: Opacidade e catarata induzidas por radiação no cristalino do médico intervencionista (VAÑÓ et al., 1998b).....	62
Figura 33: Mãos do Médico Mirhan Krikor Kassabian de 33 anos (1870 - 1910), há sete anos trabalhando com fluoroscopia (BALTER, 2001b).	64
Figura 34: Mãos (a) e detalhes do enrugamento no braço (b) devido ao hábito de expor a mão diretamente no feixe de radiação durante 20 anos de prática profissional (BALTER, 2001b).	64
Figura 35: Acessórios de proteção para o operador (a) e posicionamento correto em relação ao paciente para procedimentos de cardiologia (b) (BOETTICHER et al., 2009).	65
Figura 36: Angiógrafo monoplanar, com intensificador de imagem, PHILIPS Allura 12.	68
Figura 37: Esquema do arranjo experimental para avaliação do alinhamento do feixe.....	71
Figura 38: Esquema do arranjo experimental para o teste de reprodutibilidade da tensão.	71
Figura 39: Esquema do arranjo experimental para o teste da camada semi-redutora.	73
Figura 40: Arranjo experimental para as medidas da taxa de kerma ar na entrada do intensificador.	74
Figura 41: Arranjo experimental para o teste da taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente.	76
Figura 42: Dispositivo de teste de resolução	77
Figura 43: Arranjo experimental para irradiação do filme.	81
Figura 44: Posicionamento do filme radiocrômico	82
Figura 45: Fita de calibração fornecida pelo fabricante para o lote utilizado (ISP, 2008b).	82
Figura 46: Regiões no filme radiocrômico (a) e localização aproximada nas costas do paciente (b)	83
Figura 47: Localização dos TLDs no avental do médico	85
Figura 48: Foto com a imagem dos campos obtidos.	90
Figura 49: Variação da intensidade de radiação em função da espessura de absorvedores de Al, para a tensão de 51 kV aplicada ao tubo de raios X.	92
Figuras 50: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função do diâmetro do Intensificador de imagem (fluoroscopia <i>low</i> para 17,1 cm de PMMA)	96
Figuras 51: Variação da taxa de kerma ar, tensão, corrente e largura do pulso em função do diâmetro do Intensificador de imagem (cinegrafia <i>15 coronary</i> para 17,1 cm de PMMA)	97
Figura 52: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função da espessura do fantoma (PMMA) (fluoroscopia normal e FoV 12 cm)	99
Figura 53: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função da espessura do fantoma (PMMA) (fluoroscopia <i>low</i> e FoV 12 cm)	100
Figura 54: Variação da taxa de kerma ar, tensão, corrente e largura do pulso em função da espessura do fantoma (PMMA) (cinegrafia <i>15 coronary</i> e FoV 12 cm).....	101
Figura 55: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOGRAFIA (AC).....	106
Figura 56: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOPLASTIA (ATC).	107
Figura 57: Relação entre massa corporal e parâmetros de irradiação em procedimentos de AC	108
Figura 58: Relação entre massa corporal e parâmetros de irradiação em procedimentos de ATC.....	108
Figura 59: Kerma ar na superfície de entrada da pele de pacientes em procedimentos de AC	113
Figura 60: Kerma ar na superfície de entrada da pele de pacientes em procedimentos de ATC	114
Figura 61: Número de pacientes por valor de P_{KA} no AC (a) e no ATC (b)	116
Figura 62: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOGRAFIA (CATE).	121
Figura 63: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de intervenção (ICP).....	121

Figura 64: $K_{a,e}$ registrado nos procedimentos de CATE pediátrico	124
Figura 65: $K_{a,e}$ registrado nos procedimentos de ICP	124
Figura 66: Número de pacientes por valor de P_{KA} no CATE (a) e no ICP (b)	125
Figura 67: Tiras de filme radiocrômico irradiadas com: 0 (não irradiada), 150/ 500/ 1000/ 2000/ 3000/ 4000 e 5000 mGy, respectivamente.	127
Figura 68: Curva de calibração para o kerma ar no ar <i>versus</i> densidade ótica líquida no filme	128
Figura 69: Imagem do filme utilizado em um procedimento de ATC com a indicação dos pontos de medição (a); Tabela com os valores medidos (b).....	129
Figura 70: Áreas enegrecidas mostrando a distribuição de dose ($K_{a,e}$) na superfície do filme em procedimentos de ATC	130
Figura 71: Localização aproximada das regiões do filme com relação às costas do paciente	131
Figura 72: Imagem com a distribuição da dose absorvida ($K_{a,e}$) na superfície do filme, e a localização de $K_{a,e}$ MÁXIMO , para os dois pacientes que apresentaram as doses mais altas	133
Figura 73: Correlação entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC.....	133
Figura 74: Artérias e ramos segundo classificação da AHA. Modificado de Pepine et al. (2002).	134
Figura 75: Correlação entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC com lesões em artérias do grupo 4. .	135
Figura 76: Número de procedimentos por MDA estimada	136
Figura 77: Áreas enegrecidas mostrando a distribuição de dose ($K_{a,e}$) na superfície do filme em procedimentos de ICP e CATE em pacientes pediátricos.....	138
Figura 78: Imagem com a distribuição da dose ($K_{a,e}$) na superfície no filme (a) e localização aproximada da máxima dose absorvida (MDA) na região das costas do pacientes (b).....	140
Figura 79: Imagem com a distribuição da dose ($K_{a,e}$) na superfície filme (a) e localização aproximada da máxima dose absorvida na superfície (MDA) na região das costas do pacientes (b).	140
Figura 80: Dose equivalente em diferentes regiões no corpo dos médicos em procedimentos de diagnóstico com pacientes pediátricos e adultos.....	150
Figura 81: Dose equivalente em diferentes regiões no corpo dos médicos em procedimentos de intervenção (ICP e ATC) com pacientes pediátricos e adultos.....	150

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AAPM	- <i>American Association of Physicists in Medicine</i> – Associação Americana de Físicos em Medicina
AC	- Angiografia das artérias coronárias
ADC	- Conversor analógico-digital
AHA	- <i>American Heart Association</i> – Associação Americana do Coração
ANVISA	- Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AP	- Projeção Ântero-Posterior
APR	- <i>Anatomically Programmed Radiology</i> – Radiologia Anatomicamente Programada
ATC	- Angioplastia Transluminal Coronária
AV	- Ramo do nó atrioventricular
B	- Fator de Retroespalhamento
CA	- <i>Coronary Angiography</i> – Angiografia das Coronárias
CAE	- Controle Automático de Exposição
CATE	- Cateterismo diagnóstico
CC	- Porção Central Centro das costas
CCD	- <i>Charge-coupled-device</i> – Dispositivo acoplador de carga
Cd	- Candela (unidade de medida de intensidade luminosa)
CD	- <i>Cumulative dose</i> – Dose cumulativa
CI	- Porção Central Inferior das costas
CRT	- <i>Cathode Ray Tube</i> – Tubo de raios catódicos
CS	- Porção Central Superior das costas
CSR	- Camada semi-redutora
CX	- Artéria Circunflexa
DA	- Artéria Descendente Anterior
DC	- Porção Direita Central das costas
DEN	- Departamento de Energia Nuclear
DI	- Porção Direita Inferior das costas

DICOM	- <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> – Padrão de Comunicação e de Imagem Digital em Medicina
DS	- Porção Direita Superior das costas
DSO	- Densidade Ótica
E	- Dose Efetiva
EC	- Porção Esquerda Central das costas
EI	- Porção Esquerda Inferior das costas
EPI	- Equipamento de Proteção Individual
ES	- Porção Esquerda Superior das costas
FDA	- <i>Food And Drug Administration</i> – Órgão governamental dos Estados Unidos da América
F.o.V	- <i>Field of View</i> – Campo de visão
frm.s⁻¹	- <i>Frames per seconds</i> – Quadros de imagens por segundo
HP₍₁₀₎	- Equivalente de dose pessoal a uma profundidade 10 mm
HP_(d)	- Equivalente de dose pessoal a uma profundidade d (mm)
HP_(0,07)	- Equivalente de dose pessoal a uma profundidade 0,07 mm
HT	- Dose Equivalente
IAEA	- <i>International Atomic Energy Agency</i> – Agência Internacional de Energia Atômica
ICP	- Intervenção Cardíaca Percutânea
ICRP	- <i>Internacional Commission on Radiological Protection</i> – Comissão Internacional de Proteção Radiológica.
ICRU	- <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> – Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação
IEC	- <i>International Electrotechnical Commission</i> – Comissão Internacional de Eletrotécnica
II	- Intensificador de Imagem
IMC	- Índice de Massa Corpórea
IRP	- <i>Interventional Reference Point</i> – Ponto de referência intervencionismo
ISP	- <i>International Specialty Products, Inc.</i>
K_{a,e}	- <i>Entrance Surface air kerma</i> – Kerma ar na superfície de entrada
K_{a,i}	- <i>Incident air kerma</i> – Kerma ar incidente
K_{a,i}	- <i>Incident air kerma rate</i> – Taxa de Kerma ar incidente
K_{a,r}	- <i>Interventional Reference Point air kerma</i> – Kerma ar no ponto IRP

LAD	- <i>Left Anterior Descending Artery</i> – Ramo lateral esquerdo da artéria descendente anterior
LC	- <i>Left Coronary</i> – Artéria coronariana esquerda
LMRI	- Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
MDA	- Máxima Dose Absorvida na Superfície da pele
NCRP	- <i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> – Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
NRD	- <i>Diagnostic reference levels</i> – Níveis de Referência em Diagnóstico
OAD	- Rotação Oblíqua Anterior Direita
OAE	- Rotação Oblíqua Anterior Esquerda
OMS	- Organização Mundial da Saúde
ONIS	- Software para visualização de imagens médicas em padrão DICOM
PCI	- Percutaneous Cardiac Interventions
PKA	- Produto Kerma ar-área
PMMA	- polimetil-metacrilato (acrílico)
PMSDview	- <i>Phillips DICOM viewer</i> – Visualizador de imagens DICOM Philips
pps	- Pulsos por segundo
PTCA	- <i>Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty</i> – Angioplastia Transluminal Percutânea de artérias coronárias
RCA	- <i>Right Coronary Artery</i> – Artéria coronariana direita
RQR	- Requisitos para Qualidades de Raios X diagnósticos
SID	- <i>Source to Image Detector Distance</i> – Distância do ponto focal à entrada do intensificador de imagem
SOLACI	- Sociedade Latino Americana de Cardiologia Intervencionista
SSD	- <i>Source to Skin Distance</i> – Distância do ponto focal à superfície de entrada da pele
TLDs	- <i>Termoluminescent Dosimeters</i> – Dosímetros Termoluminescentes
UNSCEAR	- <i>United Nations Scientific Committee on The Effects of Atomic Radiation</i> Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 O CORAÇÃO E A DOENÇA ARTERIAL CORONÁRIA.....	22
2.1.1 Sistema de fluoroscopia.....	25
2.1.1.1 Componentes da cadeia de imagem.....	25
2.1.1.2 Técnicas de fluoroscopia e cinegrafia.....	37
2.1.2 Procedimentos clínicos.....	39
2.1.2.1 Angiografia das artérias coronárias.....	39
2.1.2.2 Angioplastia das artérias coronárias	43
2.1.3 Dosimetria de pacientes.....	45
2.1.3.1 Proteção do paciente: otimização da dose	54
2.1.4 Dosimetria Ocupacional	57
2.1.4.1 Proteção do profissional: proteção radiológica	64
3 METODOLOGIA	67
3.1 PERFIL DOS PACIENTES	67
3.2 TESTES DE AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO ANGIOGRÁFICO	68
3.2.1 Alinhamento e colimação do campo de radiação ao intensificador de imagem.....	70
3.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.....	71
3.2.3 Espessura da camada semi-redutora	72
3.2.4 Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem.....	74
3.2.5 Taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente.....	75
3.2.6 Avaliação do controle automático de exposição.....	76
3.2.7 Taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente.....	77
3.2.8 Resolução espacial e discriminação de baixo contraste.....	77
3.3 DOSIMETRIA DE PACIENTES.....	78
3.3.1 Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação.....	78
3.3.2 Dosimetria com filme radiocrômico	80
3.4 DOSIMETRIA OCUPACIONAL	84
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	87
4.1 PERFIL DOS PACIENTES.....	87
4.2 TESTES DE AVALIAÇÃO DO EQUIPAMENTO ANGIOGRÁFICO	89
4.2.1 Limitação e alinhamento do campo de radiação ao intensificador de imagem.....	89
4.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.....	91
4.2.3 Espessura da camada semi-redutora	91
4.2.4 Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem.....	92
4.2.5 Taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente.....	94
4.2.6 Avaliação do controle automático de exposição.....	98
4.2.7 Taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente.....	102
4.2.8 Resolução espacial e discriminação de baixo contraste.....	103

4.3	DOSIMETRIA DE PACIENTES.....	104
4.3.1	Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação.....	104
4.3.2	Dosimetria com filme radiocrômico	127
4.4	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	143
4.4.1	Dose nos médicos em procedimentos de AC e ATC em pacientes adultos	143
4.4.2	Doses nos médicos em procedimentos de CATE e ICP em pacientes pediátricos.....	148
5	CONCLUSÕES	152
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	154
	APÊNDICE A – Formulários de coleta de dados (1, 2, 3 e 4).....	168
	APÊNDICE B – Resumo das especificações técnicas do sistema PHILIPS ALLURA 12.....	172
	APÊNDICE C – Programas (APR) configurados para utilização do equipamento angiográfico em procedimentos de cardiologia (FALCÃO, 2009).	174

1 INTRODUÇÃO

A Radiologia Intervencionista é uma especialidade da medicina que utiliza sistemas de imagens dinâmicas para conduzir procedimentos clínicos para fins diagnósticos e terapêuticos. Na medicina, a radiologia intervencionista tem aplicação, praticamente, em todas as especialidades médicas. De uma forma geral, distinguem-se três grandes áreas intervencionistas: a **Cardiologia Intervencionista**, na qual os cardiologistas exploram os vasos e acessos ao coração; a **Neurorradiologia**, que estuda o Sistema Nervoso Central ao nível da cabeça e pescoço e a **Radiologia Vascular Periférica**, que explora o resto do corpo excluindo o coração e o cérebro (ALONSO, 2005).

Os procedimentos em radiologia intervencionista são realizados sob auxílio de raios X para produção de imagens dinâmicas em tempo real. A principal vantagem desses procedimentos reside no fato de serem menos agressivos ao paciente quando comparados à cirurgia convencional, proporcionando recuperação mais rápida e menor tempo de internação. Adicionalmente, a credibilidade e a eficácia de novas técnicas empregadas têm permitido a realização de intervenções cada vez mais complexas e sofisticadas, que trazem benefícios clínicos comparáveis aos da cirurgia convencional (ATICK, 2002; BRASIL, 2009; MILLER, 2008).

Apesar dos benefícios, esses procedimentos geralmente envolvem o uso de longos tempos de exposição à radiação, representando um risco para pacientes e trabalhadores, que é maior do que em outros tipos de exames onde também há exposição à radiação, como os que são realizados em radiologia convencional (CHENG, 2010; UNSCEAR, 2008a; 2008b; VAÑÓ et al., 2006a). Estudos têm mostrado que a dose de radiação, na entrada da pele do paciente, tem sido alta, acarretando eritemas e, em alguns casos, necroses na pele do paciente (ICRP, 2000; FAULKNER et al., 2000; KOENIG et al., 2001; MILLER et al., 2004).

A exposição tanto do médico quanto da equipe deve-se principalmente à radiação espalhada, que depende de fatores como: características do equipamento angiográfico, projeções utilizadas, altura da mesa, posição do intensificador, características físicas do paciente, entre outras. Em procedimentos mais complexos, o paciente e a equipe médica ficam expostos à radiação espalhada no ambiente por mais de uma hora e, um mesmo médico e sua equipe, habitualmente, realizam vários procedimentos por dia. A exposição também pode ser alta devido à carga de trabalho desses profissionais (CHENG, 2010; VAÑÓ, et al., 2006a).

Diversos estudos têm reportado lesões nas mãos e olhos e o risco de câncer em médicos intervencionistas. A incidência de catarata em profissionais de cardiologia intervencionista foi avaliada em estudos realizados por Vañó et al. (2010). Os autores concluíram que o risco de opacidade subcapsular posterior nos cardiologistas intervencionistas é 38% maior que em outros profissionais que não utilizam radiação no exercício da profissão. Enfermeiros e técnicos também apresentaram mudanças de opacidade no cristalino, tipicamente associadas à exposição à radiação (VAÑÓ et al., 2010). Segundo Cheng (2010) e Vañó et al. (2006a), as exposições ocupacionais em procedimentos intervencionistas são as mais altas registradas entre os grupos de profissionais médicos que utilizam raios X, e a cardiologia intervencionista, por exemplo, é considerada “a aplicação médica que implica doses mais altas aos profissionais” (FILIPPOVA, 2005).

A avaliação desses e de outros casos reportados têm levado os pesquisadores a concluir que, apesar da existência de fatores relacionados com o equipamento como, por exemplo, equipamentos velhos ou mal configurados, esses não são os únicos problemas. Equipamentos modernos com soluções tecnológicas para prover redução de dose e proteção do paciente, também estão susceptíveis a causar lesões, por exemplo, devido à falta de habilidade do profissional (médico) em manipular os recursos disponíveis, especialmente, porque falta conhecimento sobre aspectos ligados à proteção radiológica (BOR et al., 2008; ICRP, 2000; MESBAHI et al., 2008; WAGNER, 2008).

Essas discussões evidenciam que, além da competência clínica, existe a necessidade de conhecimento sobre noções básicas de física das radiações e de proteção radiológica, que não estão contempladas na formação desses especialistas (HIRSHFELD et al., 2005; MESBAHI et al., 2008; VAÑÓ et al., 2010).

Dado o exposto, percebe-se a relevância de investigar a exposição ocupacional e de pacientes nesses procedimentos. Nesse sentido, o objetivo deste estudo é determinar as doses de radiação recebidas pelos pacientes e médicos em um hospital de referência para realização de procedimentos intervencionistas na cidade de Recife, Pernambuco.

2 REVISÃO DE LITERATURA

As doenças cardiovasculares são a principal causa de mortalidade no Brasil e em alguns países no mundo. Segundo dados do Sistema de Informação de Mortalidade, 43% dos óbitos no Brasil, em 2005, ocorreram por doença arterial coronariana (BRASIL, 2010a; 2010b; MARTINEZ; RIBEIRO, 2008). As opções terapêuticas mais utilizadas para essas enfermidades são fornecidas pela cardiologia intervencionista, que será apresentada nessa seção. A seguir serão apresentadas algumas informações sobre o funcionamento do coração, necessárias à compreensão do presente trabalho.

2.1 O coração e a doença arterial coronária

O coração, localizado na caixa torácica, no mediastino, funciona como bomba dupla (de sucção e pressão), auto-ajustável, cujas porções trabalham em conjunto impulsionando o sangue para todas as partes do corpo (MOORE; DALLEY, 2007). O lado direito do coração recebe o sangue e bombeia-o para ser oxigenado nos pulmões, enquanto o lado esquerdo recebe o sangue oxigenado e bombeia para a artéria aorta para que ele seja distribuído para o corpo, como ilustra a Figura 1.

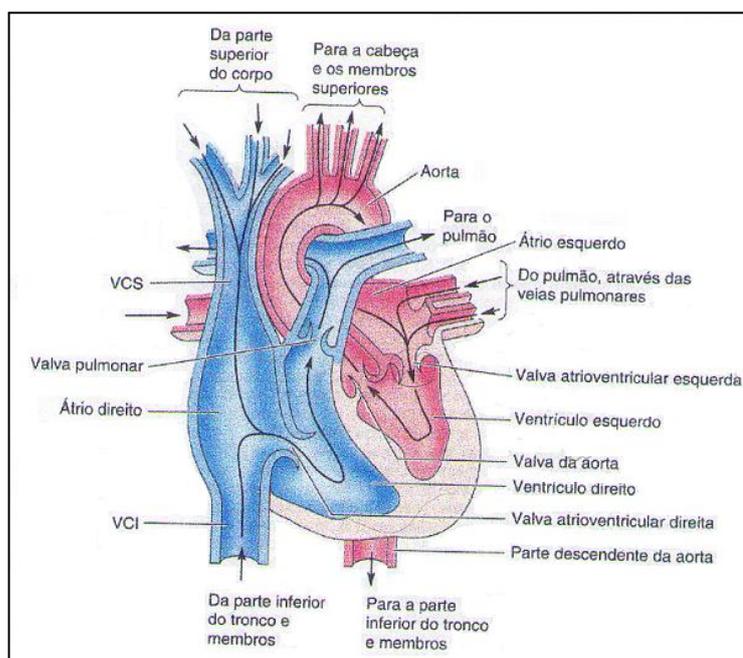


Figura 1: Vista anterior (frente) do coração, apresentando os átrios, os ventrículos, as válvulas e o sentido do fluxo sanguíneo arterial e venoso (MOORE; DALLEY, 2007).

Cada lado do coração possui uma câmara de recepção (átrio) e uma câmara de sucção e ejeção (ventrículo). Essas câmaras são separadas por válvulas que impedem o refluxo do sangue (MOORE; DALLEY, 2007).

As artérias coronárias têm origem na aorta e são denominadas de acordo com lado de origem em: coronária esquerda ou direita. Essa origem também representa o lado para o qual se ramificam. O ramo principal da artéria coronária esquerda quando entra no sulco coronário se divide, originando outros ramos onde os principais são: o ramo interventricular anterior, **descendente anterior (DA)**, o **ramo circunflexo (CX)** e os ramos marginais (**marginal esquerda**), enquanto a artéria coronária direita dá origem aos ramos: **marginal direito**, ramo do nó atrioventricular (**ramo AV**) e ramo interventricular posterior (**descendente posterior**). O nó sino atrial e o átrio ventricular são responsáveis pela estimulação elétrica do coração (MOORE; DALLEY, 2007). A Figura 2 mostra uma representação esquemática das artérias coronárias e seus principais ramos.

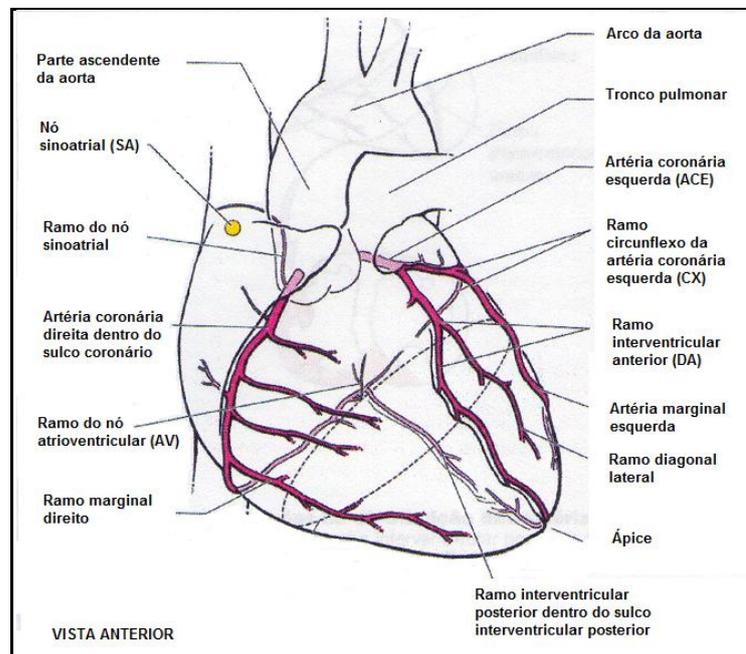


Figura 2: Representação esquemática dos principais ramos das artérias coronárias direita e esquerda em vista anterior (frente). Adaptado de (MOORE; DALLEY, 2007).

As artérias coronárias são responsáveis pela irrigação do coração e são principal fonte de nutrientes e de oxigênio para do músculo cardíaco (MOORE; DALLEY, 2007). Quando essas artérias apresentam obstruções, a irrigação do músculo fica comprometida, podendo ocasionar:

- **Arritmia**, que é o batimento cardíaco irregular;

- **Angina do peito**, que é a dor ou desconforto no peito;
- **Insuficiência cardíaca**, que acontece quando o músculo cardíaco fica enfraquecido e não consegue bombear o sangue como deveria; e
- **Infarto de miocárdio**, que é quando uma região fica sem suprimento de sangue (isquemia) e ocorre a necrose (morte patológica) do tecido cardíaco.

A doença arterial coronária tem muitas causas que resultam em estreitamento das artérias (estenose), onde a formação de placas ateroscleróticas é a principal delas. Essas placas surgem em consequência de uma doença crônica degenerativa (a aterosclerose) que afeta as paredes das artérias levando à formação de células necróticas, lipídeos e/ou depósitos de colesterol. Outras causas da doença arterial coronária são as de origem congênita, que são anormalidades de trajeto que se desenvolvem durante a gestação e que estão presentes ao nascimento, mas que nem sempre se manifestam logo após o nascimento (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

Os locais mais comuns de ocorrência de oclusão nas artérias coronárias estão ilustrados na Figura 3, e são: a artéria descendente anterior (DA), em 40 a 50% dos casos; a artéria circunflexa (CX) em 15 a 20% dos casos; e a artéria coronária direita em 30 a 40% dos casos (MOORE; DALLEY, 2007).

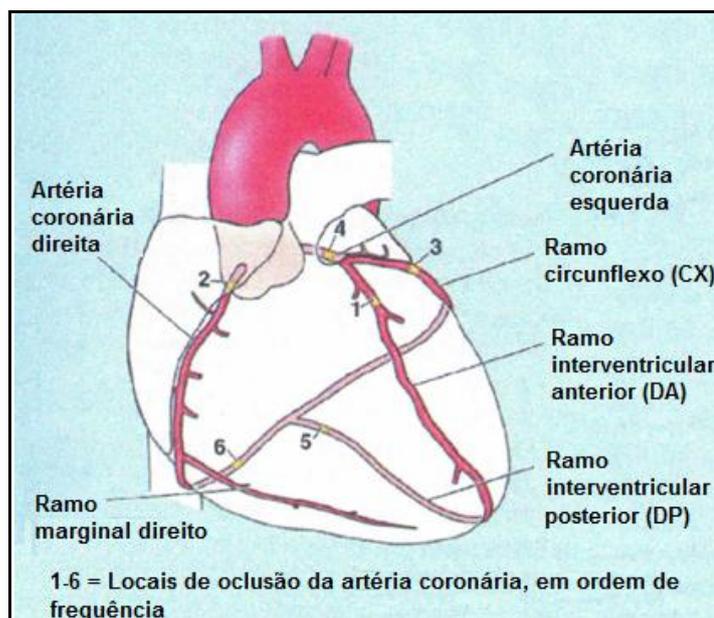


Figura 3: Locais de maior incidência de oclusão nas artérias coronárias (MOORE; DALLEY, 2007).

As técnicas de diagnóstico para a doença arterial coronariana são: o eletrocardiograma, o teste de esforço, o ecocardiograma, a cintilografia de perfusão do miocárdio, a ressonância

magnética, a angiotomografia e a angiografia coronária (cineangiocoronariografia). Uma vez diagnosticada a doença, as opções terapêuticas são: tratamento clínico, por meio de medicação antiplaquetária; cirurgia convencional (“ponte de safena”) ou intervenção endovascular (angioplastia transluminal percutânea). Dentre essas opções os procedimentos da cardiologia intervencionista são os mais utilizados (BRASIL, 2009; MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

A cardiologia intervencionista é uma área de atuação da medicina onde se utilizam técnicas endovasculares invasivas para realizar procedimentos de diagnóstico e intervenções terapêuticas que permitem avaliar o coração de forma funcional e anatômica. Esses procedimentos são realizados com o auxílio de um sistema de imagem, baseado em um equipamento de fluoroscopia, cujo princípio de fundamento será descrito a seguir.

2.1.1 Sistema de fluoroscopia

2.1.1.1 Componentes da cadeia de imagem

A função básica de um sistema de fluoroscopia é obter imagens dinâmicas de estruturas anatômicas em movimento, que são visualizadas quando preenchidas com contraste radiográfico. A partir das imagens obtidas, é possível avaliar o funcionamento de órgãos em tempo real e, também, gravar imagens para estudo posterior (BUSHBERG et al., 2002). Os componentes básicos da cadeia de imagem do sistema são: o gerador; o tubo de raios X com filtros e colimadores; o suporte do paciente (mesa, colchão); o detector de radiação (intensificador de imagem) conectado a uma câmera de TV e uma câmera de cine ou a um dispositivo acoplador de carga [*charge-coupled-device*] (CCD), gerenciados por um sistema de processamento computadorizado de imagens digitais. As imagens obtidas com o sinal de vídeo (analógico ou digital) são visualizadas em um monitor de TV. Nos equipamentos mais modernos, o intensificador de imagem tem sido substituído por um detector plano [*flat panel*]. A Figura 4 mostra de forma esquemática esses componentes.

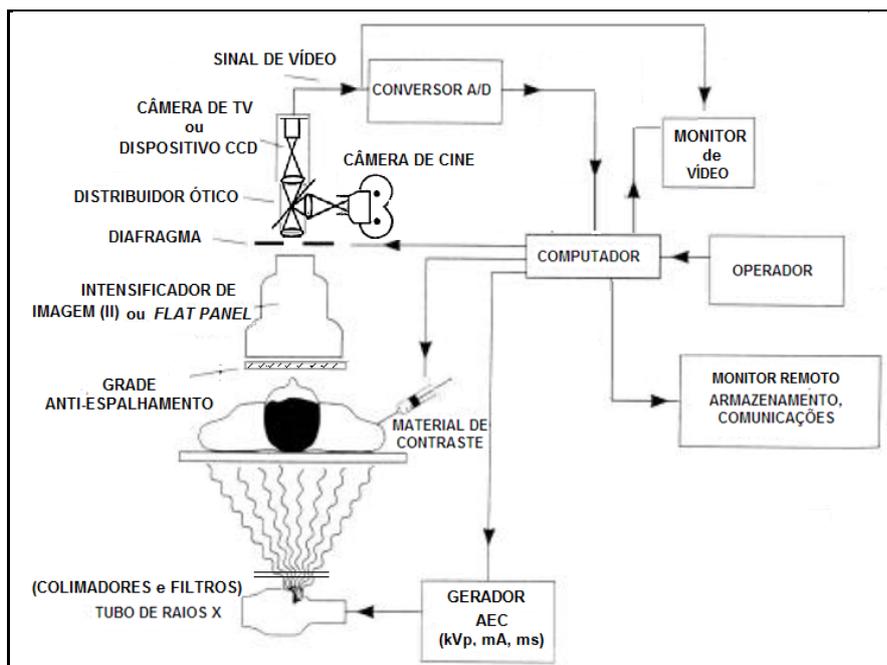


Figura 4: Componentes da cadeia de imagens de um sistema de fluoroscopia. Adaptado de (WOLBARST, 1997).

A seguir serão descritos os requisitos funcionais destes componentes para utilização em procedimentos de cardiologia.

a) Gerador de raios X

O gerador de raios X é do tipo trifásico, geralmente um inversor de alta frequência microprocessado, capaz de gerar pelo menos de 80 a 100 quilowatts (kW) de potência constante. Este requisito é necessário para que o feixe de raios X tenha energia suficiente para atravessar a caixa torácica de pacientes nas projeções oblíquas realizadas durante a aquisição de imagens. O gerador também deve atender à demanda de potência do tubo de raios X, que pode ser um ou dois tubos quando o sistema de fluoroscopia for biplanar; e fornecer fluoroscopia e cinegrafia pulsadas, com taxas de 7,5 a 30 pulsos por segundo (pps) com largura de pulsos entre 3 e 8 milissegundos (ms). Os pulsos de raios X podem ser produzidos por chaveamento (liga-desliga) da corrente no gerador (pulso convencional) ou por chaveamento controlado a partir de uma grade acoplada entre o anodo e o catodo no tubo de raios X, como ilustra a Figura 5 (BOLAND et al., 2000; STUEVE, 2006).

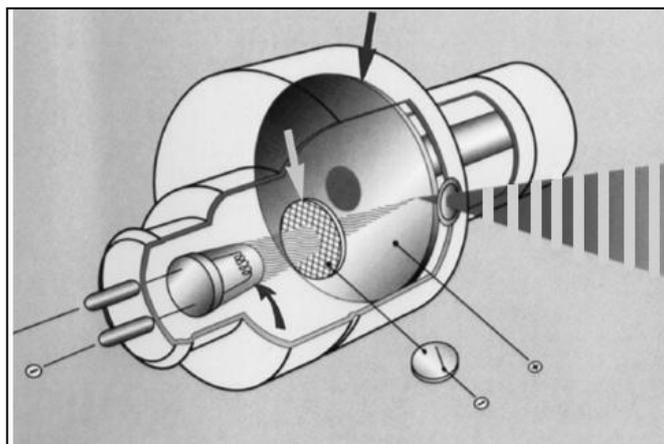


Figura 5: Chaveamento por grade de acoplada ao tubo de raios X (BOLAND et al., 2000)

A grade colocada entre o anodo e o catodo é chaveada para um potencial negativo. Quando essa grade é ligada, sua carga negativa repele os elétrons emitidos pelo catodo e impede que eles alcancem o alvo cessando a emissão de raios X. Múltiplos pulsos rápidos são produzidos por chaveamento (liga-desliga) controlando a grade. A produção de pulsos por chaveamento de grade é a tecnologia mais utilizada porque elimina um efeito rampa que aparece no pulso convencional que é responsável por uma radiação de baixa energia que fica depositada no paciente e não contribui para a qualidade da imagem. Esse efeito rampa ocorre devido às capacitâncias do cabeamento entre o tubo e o gerador, que distorcem o sinal (BOLAND et al., 2000; STUEVE, 2006). A diferença entre os pulsos produzidos nos dois métodos está ilustrada na Figura 6.

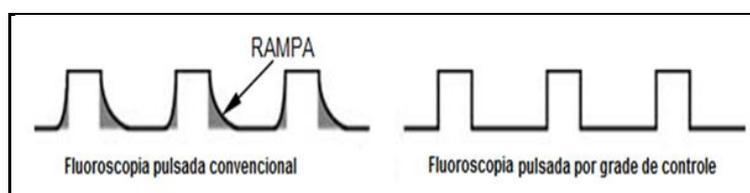


Figura 6: Efeito rampa do pulso convencional e o pulso produzido pela grade de controle (STUEVE, 2006).

Estudos têm mostrado que os pulsos produzidos pelo método da grade de controle podem reduzir a radiação em até 70% quando se utilizam taxas de pulsos baixas como 15 e 7,5 pps, em comparação ao modo pulsado 30 pps (BOLAND et al., 2000; STUEVE, 2006). Além disso, essa tecnologia permite ao sistema de fluoroscopia operar com largura de pulso variada e também combinar diversos recursos para ajustar uma exposição otimizada em função das características do paciente e das condições físicas e geométricas que se estabelecem durante o procedimento clínico (STUEVE, 2006).

O gerador também dispõe de um circuito de controle automático de exposição (CAE) que regula a amplitude da tensão (kVp) e da corrente (mA) e/ou a largura dos pulsos (ms) aplicados ao tubo de raios X em resposta a diferentes projeções, espessuras de paciente e material de contraste injetado nas artérias. A ação do CAE faz com que a intensidade da radiação seja constante no intensificador, independente da espessura do paciente. O CAE mantém o nível de brilho constante da imagem no monitor de vídeo independentemente da espessura do paciente. Isso é obtido regulando a taxa de exposição incidente na tela de entrada do intensificador. Quando o modo de exposição é contínuo, o CAE atua modificando a amplitude da tensão ou da corrente, e quando o modo é pulsado o CAE regula também a largura do pulso e pode combinar várias técnicas de modulação desses parâmetros. (AAMP, 2001; BUSHBERG et al., 2002; HENDEE; RITENOUR, 2002).

b) Tubo de raios X, filtros e colimadores

O tubo de raios X deve ter alta capacidade de dissipação de calor (no mínimo 400.000 HU/min) para poder suportar altas taxas de kerma ar produzidas por altas tensões (até 150 kV) e altas correntes (0,1 a 800 mA). Tem, no mínimo, dois pontos focais, um pequeno (0,3 a 0,6 mm) e outro grande (0,7 a 1,2 mm); o ponto focal pequeno é usado no modo fluoroscopia e também pode ser utilizado no modo cinegrafia com crianças pequenas, enquanto o ponto focal grande é destinado para aquisições de cinegrafia (AAPM, 2001).

A filtração do feixe de radiação é fundamental para aumentar a energia efetiva e a capacidade de penetração da radiação. Os filtros são camadas de diferentes espessuras de alumínio, combinadas com camadas finas de cobre. A adição de cobre, combinada com a seleção de tensões baixas, tem a finalidade de produzir um espectro de energia mais adequado ao espectro de emissão do material do contraste (iodo) durante a operação no modo fluoroscopia e com isso melhorar a visualização das estruturas preenchidas com o contraste. Essa técnica exige correntes elevadas do tubo de raios X e tem o benefício de reduzir a exposição do paciente enquanto melhora o contraste da imagem (BALTER, 1994 **apud** AAMP, 2001). Além disso, os equipamentos têm filtros de bloqueio “filtros de borda”, distribuídos de forma espacial ao feixe de raios X, que têm a função de eliminar regiões de brilho intenso onde o sinal da câmara de televisão fica saturado devido a uma atenuação mínima que ocorre, por exemplo, nas vizinhanças do pulmão ou contornos do paciente. Todos esses filtros são acionados por software de acordo com o protocolo selecionado. O filtro de borda também pode ser acionado manualmente. De acordo com a Portaria 453 (BRASIL, 1998), a filtração total (filtração inerente mais a filtração adicional, incluindo o espelho do

sistema colimador) permanente mínima regulamentada é de 2,5 mm Al para uma tensão do tubo de raios X acima de 70 kVp. Para essa filtração, de acordo com a norma IEC 60-601(IEC, 2000), a primeira camada semirredutora deve ser de 1,8 a 4,3 mm Al para tensões aplicadas ao tubo de raios X de 50 a 120 kV.

Os colimadores são dispositivos com múltiplas lâminas que têm a função de limitar o feixe ao campo de visão (F.o.V) de interesse selecionado para minimizar a área irradiada no paciente. Existe um mecanismo que limita automaticamente o campo de radiação ao campo do intensificador quando a distância foco-intensificador [*source-image detector distance*] (SID) é modificada. A maioria dos colimadores tem jogos de lâminas em forma de íris e também em formatos ortogonais que podem ser acionados manualmente.

c) Conjunto arco C

O tubo de raios X, os filtros e os colimadores estão acomodados na parte inferior em um suporte que também acomoda o intensificador de imagem (ou um detector plano) e que é conhecido por arco C, conforme ilustra a Figura 7.

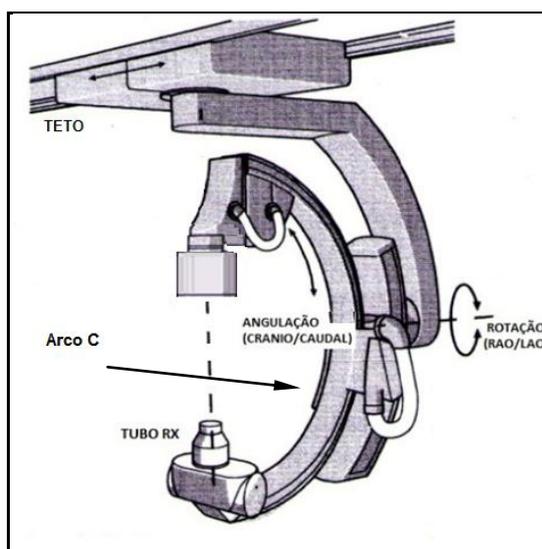


Figura 7: Movimentos do arco C (PHILIPS, 2003)

Os deslocamentos do arco C são expressos em graus, onde o sentido horário é convencionalmente considerado como deslocamento positivo e o sentido anti-horário negativo. O deslocamento de rotação representa o giro do conjunto C em torno do eixo Z cartesiano, enquanto o deslocamento de angulação representa o giro do conjunto C em torno do eixo X como ilustra a Figura 7 (PHILIPS, 2003). A posição do intensificador de imagem é a referência para a denominação das angulações (cranial e caudal) e das rotações (oblíqua

anterior esquerda (OAE) e oblíqua anterior direita (OAD)) ilustradas na Figura 8. Para cada posição de deslocamento do arco C são informados dois ângulos: um referente à angulação e outro a rotação. Um par de ângulos, ou seja, uma angulação combinada com uma rotação, define a projeção do feixe.

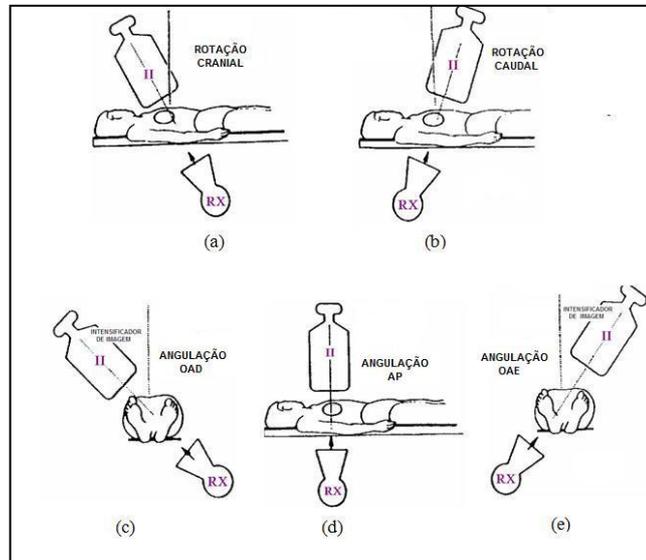


Figura 8: (a) rotação cranial; (b) rotação caudal; (c) angulação oblíqua anterior direita (OAD); (d) angulação ântero-posterior (AP); (e) angulação oblíqua anterior esquerda (OAE).

O intensificador também pode ser movimentado na direção do eixo paralelo ao feixe central variando a distância entre o ponto focal e o intensificador [*source-image detector distance*] (SID). A distância entre o ponto focal e o paciente, [*source-skin distance*] (SSD), também pode ser regulada, sendo que a distância mínima é regulamentada em alguns países e no Brasil é de no mínimo 38 cm para equipamentos fixos e de 30 cm para equipamentos móveis (BRASIL, 1998; PHILIPS, 2003). Essa distância é garantida pelo posicionamento do tubo de raios X em relação à superfície da carcaça (saída do colimador) que acomoda o tubo, como ilustra a Figura 9.

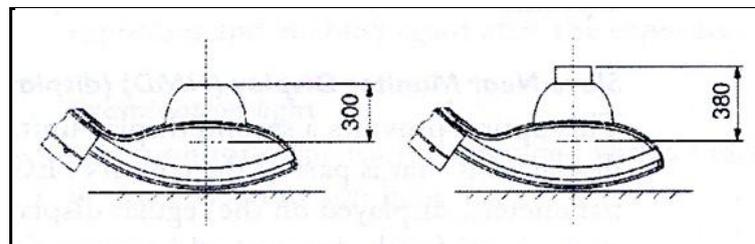


Figura 9: Distanciamento mínimo (SSD) normatizado (BRASIL, 1998; PHILIPS, 2003).

O arco C é projetado de forma a manter o alinhamento do raio central do feixe de radiação primário com o centro do intensificador, independente dos deslocamentos que são realizados durante os procedimentos. O conjunto também é dotado com sensores para diminuir a velocidade de movimento e evitar a colisão com o paciente.

d) Suporte do paciente (mesa e colchão)

A mesa cirúrgica é de fibra de carbono, radio transparente e permite o movimento vertical e o deslocamento horizontal do paciente em qualquer direção até alcançar o isocentro do plano de imagem (AAMP, 2001; PHILIPS, 2003). A mesa deve ter resistência para suportar pacientes com grande peso e juntamente com o colchão deve representar a menor atenuação possível. Um valor típico para a atenuação desses componentes é de 10 a 30% (BALTER, 2008a). A mesa deve representar uma absorção de no máximo 1,2 mm Al a 100 kV (BRASIL, 1998).

e) Grade antiespalhamento

A grade antiespalhamento tem a finalidade de reduzir a intensidade da radiação espalhada que pode atingir a entrada do intensificador, melhorando o contraste da imagem. Entretanto, o uso da grade pode acarretar em aumento de 2 a 4 vezes na exposição da radiação no paciente. De acordo com a norma IEC 60-601(IEC, 2000), essa grade deve ser de fácil remoção (sem o uso de ferramentas) para facilitar a retirada em casos de pacientes pediátricos e de adultos com espessura de tórax menor que 12 cm. Nesses casos, o espalhamento da radiação é menor e a presença da grade não representa melhoria significativa na qualidade da imagem, mas implica em maior exposição para o paciente (HENDEE; RITENOUR, 2002; IEC, 2000).

f) Intensificador de imagem

O intensificador de imagem é um dos componentes principais na formação da imagem analógica, sendo responsável pela transformação dos fótons de radiação recebidos na tela fluorescente de entrada em um sinal luminoso em sua tela de saída. O fósforo da tela de entrada absorve os fótons de raios X e reemite parte da energia na forma de fótons de luz, que serão absorvidos pelo fotocátodo gerando fotoelétrons que são acelerados em direção à tela de saída, a partir de uma diferença de potencial entre anodo e fotocátodo que é de 25 a 35 kV. Esses elétrons são absorvidos pelo fósforo da tela de saída que emite um grande número de fótons de luz, formando o sinal luminoso que se utiliza para formação da imagem (HUDA;

STONE, 2003). A Figura 10 ilustra os componentes internos de um intensificador de imagem e o movimento de cargas para formação do sinal luminoso na saída.

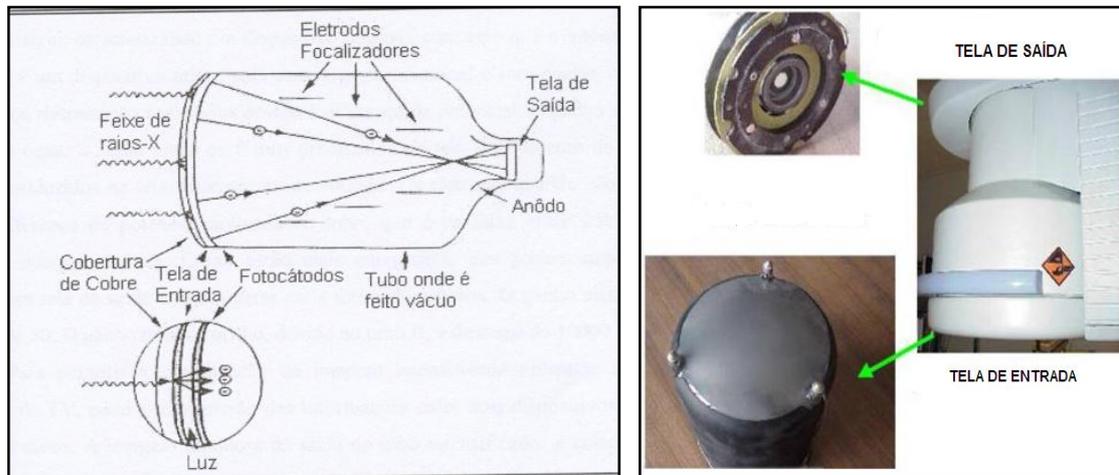


Figura 10: Diagrama interno de um intensificador de imagem (a) e fotografia de um intensificador indicando a localização das telas de entrada e saída (b) (IAEA, 2008; BUSHBERG et al., 2002).

A tela fluorescente de entrada é tipicamente de Iodeto de Césio ativado com Sódio (CsI(Na)) e possui campos variáveis que são selecionados de acordo com a aplicação clínica. O fotocátodo é uma camada fina de compostos de césio (Cs) e antimônio (Sb), e a tela fluorescente de saída (vidro ou alumínio) com diâmetro de 2,5 cm é coberta por uma fina camada de sulfeto de cádmio zincado ativado com prata (ZnCdS:Ag) (HUDA; STONE, 2003).

Os principais parâmetros de desempenho de um intensificador de imagem estão relacionados com a capacidade de conversão da imagem de raios X em uma imagem luminosa reduzida. Essa capacidade é conhecida como o ganho de brilho do intensificador. O ganho de brilho depende de dois outros fatores: o ganho de fluxo e o ganho de redução. O ganho de fluxo é o que expressa a capacidade do intensificador de transformar os fótons de radiação em fótons de luz; e o ganho de redução é o que representa o aumento da luminosidade da imagem, na tela de saída do intensificador, obtido em consequência da redução do tamanho da imagem, por isso também é conhecido como ganho de redução. As relações entre esses ganhos estão apresentadas a seguir:

- $G_{\text{Fluxo}} = \text{Número de fótons de luz} / \text{Número de fótons de radiação}$
- $G_{\text{Redução}} = (\text{Diâmetro da Tela entrada} / \text{Diâmetro da Tela saída})^2$
- $G_{\text{Brilho}} = G_{\text{redução}} \times G_{\text{Fluxo}}$

O tamanho dos campos de entrada/saída, o ganho de brilho, os modos de magnificação, a resolução espacial e o fator de conversão ($\text{cd.m}^{-2} \cdot \text{mR}^{-1} \cdot \text{s}$) são parâmetros igualmente importantes que caracterizam um intensificador (HENDEE; RITENOUR, 2002; WOLBARST, 1997).

Os campos de entrada grandes são utilizados para visualizar estruturas que não necessitam de muita resolução como, por exemplo, o abdômen; os campos pequenos, que oferecem mais ampliação, são utilizados para visualizar estruturas como o coração e as artérias. A transição entre campos grandes e pequenos é obtida a partir da variação da tensão aplicada aos eletrodos. Quando um campo menor é selecionado, a exposição do fósforo de entrada é reduzida e, para manter o nível de brilho constante, a taxa de kerma é aumentada por um fator que é aproximadamente o ganho de redução ao quadrado. A Figura 11 ilustra a magnificação da imagem na saída do intensificador (BUSHBERG et al., 2002).

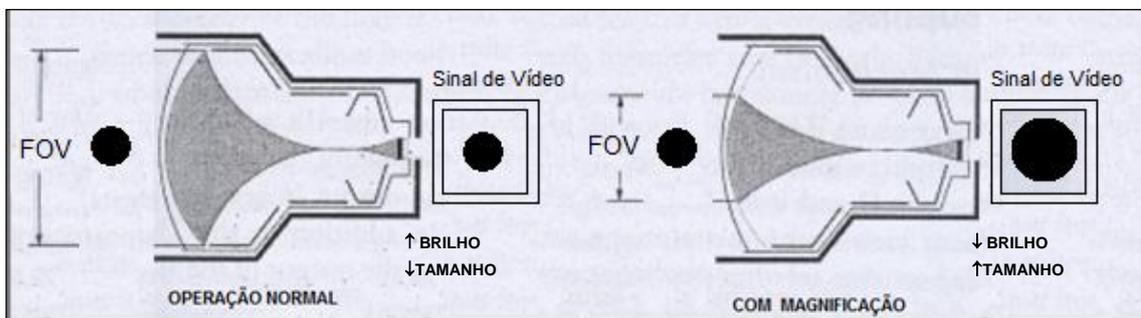


Figura 11: Magnificação da imagem no intensificador (Adaptado de BUSHBERG et al., 2002).

g) Câmeras de TV, de cinegrafia e dispositivo CCD

O sinal luminoso obtido na saída do intensificador é captado por meio de uma câmera de televisão e transformado em sinal de vídeo para ser visto num monitor de vídeo, ou ser gravado por uma câmera de cine que utiliza filme de 35 mm. A cinegrafia tradicional por filmes de 35 mm apresenta uma boa resolução espacial, mas requer processamento químico e projetores específicos para visualização de imagens depois de serem gravados. Devido a esses problemas e às vantagens do processamento computacional das imagens digitais eles não são mais utilizados.

O diafragma (*shutter*) na saída do intensificador está sincronizado com os pulsos de raios X produzidos no gerador, e o distribuidor óptico é o dispositivo que separa o feixe de luz permitindo a visualização da imagem no monitor de vídeo e a gravação na câmera de cine de forma simultânea (HUDA; STONE, 2003).

Nos equipamentos de angiografia mais modernos a câmera de televisão é substituída por um dispositivo CCD. Esse dispositivo é composto por vários sensores que formam uma matriz de capacitores acoplados com a função de converter fótons de luz em elétrons, gerando uma corrente que pode ser digitalizada em um conversor analógico-digital (ADC). Sob controle de um circuito externo na tensão aplicada ao dispositivo, a carga é captada e cada capacitor transfere sua carga elétrica para outro capacitor vizinho a partir da aplicação de um potencial positivo nos terminais externos como ilustra a Figura 12.

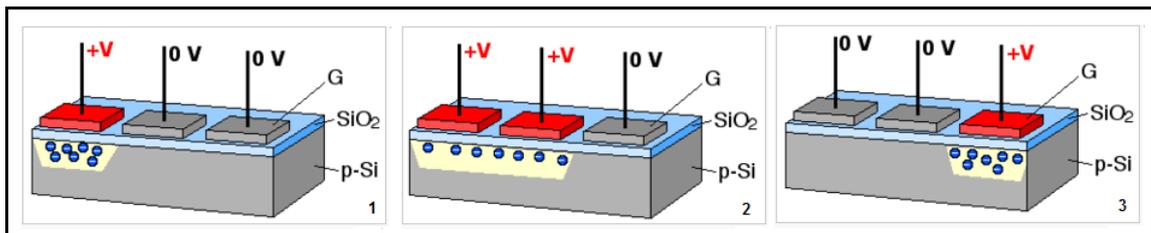


Figura 12: Deslocamento de cargas em um dispositivo CCD (dispositivo acoplador de carga) (DISPOSITIVO DE CARGA ACOPLADA, 2011)

A captura e apresentação de imagens no monitor de vídeo são sincronizadas com os pulsos de raios X. A frequência desses pulsos é derivada da frequência da rede elétrica que, no Brasil, é de 60 Hz (60 ciclos por segundo) e o padrão de captura de imagens de TV é de 30 imagens por segundo (imagens/s).

A imagem é formada a partir da varredura do sinal de vídeo formando os quadros que serão apresentados. Existem dois modos de varredura do sinal de vídeo: o modo entrelaçado e o modo de varredura progressiva.

No modo entrelaçado, um quadro de imagem é formado a cada 1/30 segundo, repetindo-se 30 vezes por segundo (30 imagens/s), a partir de dois campos com varreduras de 60 imagens/s (265,5 linhas pares e 265,5 linhas ímpares formando uma matriz de 512 linhas). Isso ocorre tanto na câmera de TV (captura) quanto no monitor de vídeo (display) para reconstruir a imagem. A rápida sucessão na exibição dos diversos quadros estáticos gera a sensação de movimento. Isto ocorre devido a uma característica da visão chamada "persistência retiniana", que faz com que os olhos continuem a ver a imagem de um quadro estático por uma fração de segundo (1/12 de segundo aproximadamente) depois que ela desaparece (VARREDURA PROGRESSIVA, 2011).

No modo de varredura progressiva, as linhas ímpares e pares são combinadas e varridas ao mesmo tempo, formando um quadro completo que é formado em 1/30 segundo tal como no modo entrelaçado. Uma das vantagens do modo progressivo é a produção de

imagens sem cintilações e com linhas muito menos visíveis, o que torna o sistema ideal para as novas tecnologias de monitores de vídeo que estão preparados para receber vídeo progressivo, como monitores de plasma, os de cristal líquido e os televisores de alta definição (AAMP, 2001; LIN, 2008; VARREDURA PROGRESSIVA, 2011).

É importante salientar que se as imagens forem produzidas a partir de raios X contínuos, a captura a 30 imagens/s ($t=33\text{ms}$) apresentará um efeito borrado porque várias imagens de movimento do objeto irão sobrepor-se devido ao tempo de captura ser muito longo. Para eliminar o efeito borrado, as imagens são produzidas a partir de pulsos de raios X estreitos (largura de 2 a 10 ms), com amplitude cerca de 2 a 5 vezes maior que a amplitude dos raios X contínuos e com a mesma frequência de captura das imagens (30 imagens/s). Dessa forma, elimina-se o borramento e a qualidade da imagem é melhorada utilizando a mesma quantidade de radiação que o pulso contínuo. A fluoroscopia pulsada, nessas condições, representa a mesma exposição que a fluoroscopia no modo contínuo porque o valor médio da corrente é o mesmo (WAGNER, 2006). A Figura 13 ilustra a comparação entre imagens captadas a 30 imagens/s produzidas por raios X contínuos e por raios X pulsados a 30 pps.

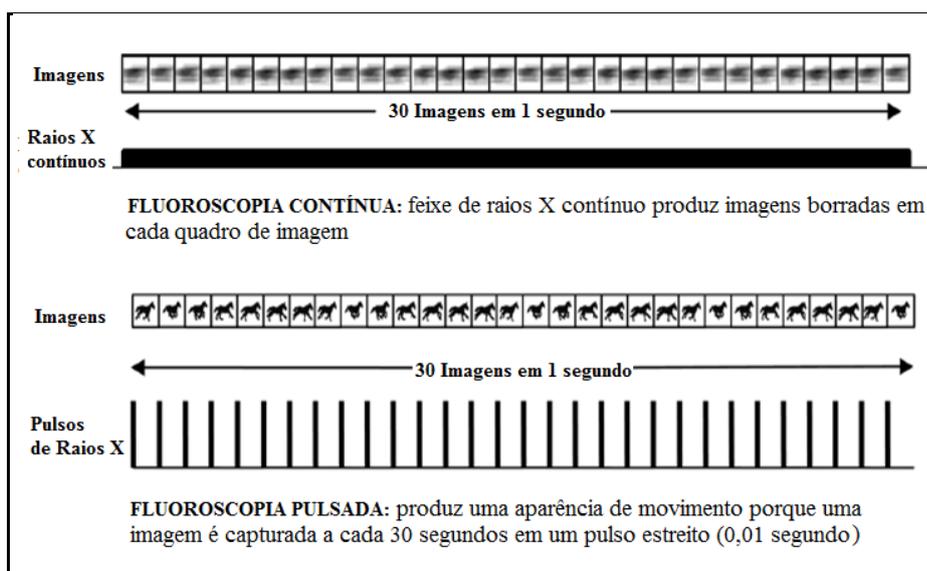


Figura 13: Imagens captadas a 30 imagens/s, produzidas por raios X contínuos *versus* pulsados (30 pps) (WAGNER, 2006).

Em aplicações de cardiologia são utilizados raios X pulsados de 30, 15 e 7,5 pps tanto para fluoroscopia quanto para cinegrafia, conforme ilustra a Figura 14 (BUSHBERG et al., 2002). Os pulsos com taxas menores podem proporcionar uma redução da exposição à radiação de até 50% em fluoroscopia (MAHESH, 2001).

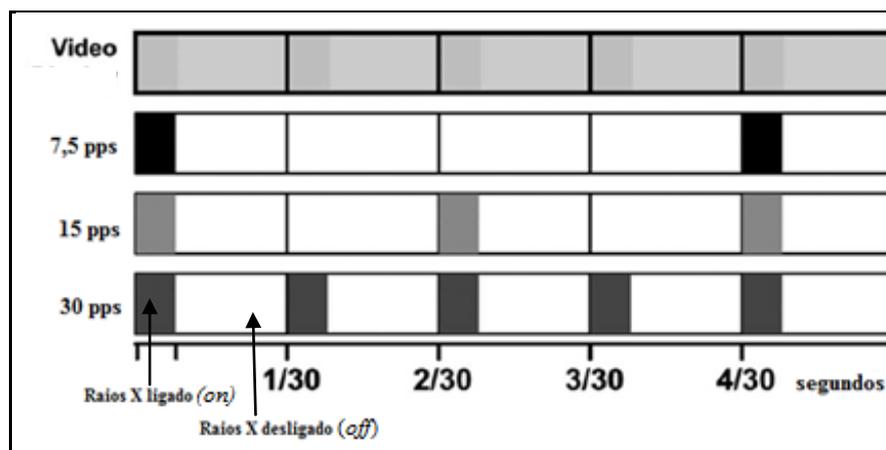


Figura 14: Frequências de pulsos de raios X utilizadas em cardiologia (IAEA, 2008).

O monitor de vídeo é o último elemento do circuito fechado de TV. Esse monitor, diferentemente dos monitores comerciais, deve ter alta resolução para permitir a visualização de pequenos vasos e cateteres. A resolução espacial do monitor na direção vertical é determinada pelo número de linhas e a horizontal pela velocidade de varredura do sistema que representa a largura da banda. Idealmente esses monitores apresentam 1023 linhas e uma largura de banda de 15 MHz para obter a mesma resolução vertical e horizontal. Alguns sistemas operam com 525 linhas (matriz normal), no modo cinegrafia, devido à alta taxa de imagens que são adquiridos, e depois, por meio de processamento digital corrigem para 1023 linhas (AAPM, 2001; BUSHBERG et al., 2002).

O sinal de vídeo (analógico) na saída da câmera ou dispositivo CCD é digitalizado em um conversor analógico digital. As imagens digitalizadas podem ser armazenadas em mídia eletrônica e transmitidas para visualização em monitores distribuídos em locais fisicamente distintos a partir de uma rede local ou, por internet em vários estabelecimentos de saúde. O formato digital padrão para essas imagens é o **DICOM** [*Digital Imaging and Communications in Medicine*] (OOSTERWIJK, 2010). Existem diferenças entre fabricantes e equipamentos mas, de um modo geral, as informações armazenadas são: dados do paciente (nome, idade, sexo, data do exame, etc.), parâmetros de aquisição para cada sequência de imagem (tensão, corrente, tempo, angulação, rotação, número de imagens por série, F.o.V, SID, velocidade de aquisição) e, em alguns fabricantes, os parâmetros de dosimetria (P_{KA} , $K_{a,r}$, tempo de fluoroscopia). Um novo padrão, o DICOM-DOSE, seguindo orientações da IEC pretende ampliar e uniformizar as informações entre fabricantes. Atualmente, apenas são gravadas os parâmetros de irradiação referentes às sequências de cinegrafia, ou seja, os parâmetros de imagens capturadas no modo fluoroscopia não são armazenados (AIEA, 2009; BALTER, 2008a).

2.1.1.2 Técnicas de fluoroscopia e cinegrafia

A visualização e a gravação de imagens durante os procedimentos clínicos são realizadas a partir de dois modos de operação do equipamento: o modo fluoroscopia onde as imagens são visualizadas em tempo real, mas não são gravadas; e o modo cinegrafia onde as imagens são gravadas em uma sequência de cine (filmagem) que pode ser vista após o procedimento. Alguns equipamentos apresentam um recurso de retenção da última sequência de imagens [*last image hold*], que é uma gravação temporária da sequência de imagens visualizadas no modo fluoroscopia, porém essa gravação permanece só até a próxima aquisição de fluoroscopia ou cinegrafia (IEC, 2000).

Para realizar um procedimento clínico, o técnico em radiologia desloca o arco C na direção do paciente e o cardiologista posiciona a região de interesse no plano de intersecção dos dois eixos de rotação do equipamento, o isocentro, movimentando-a dentro do campo de visão, enquanto ajusta a angulação e a rotação para visualizar as artérias (PHILIPS, 2003). Exemplos de imagens resultantes dessas projeções estão ilustradas na Figura 15.

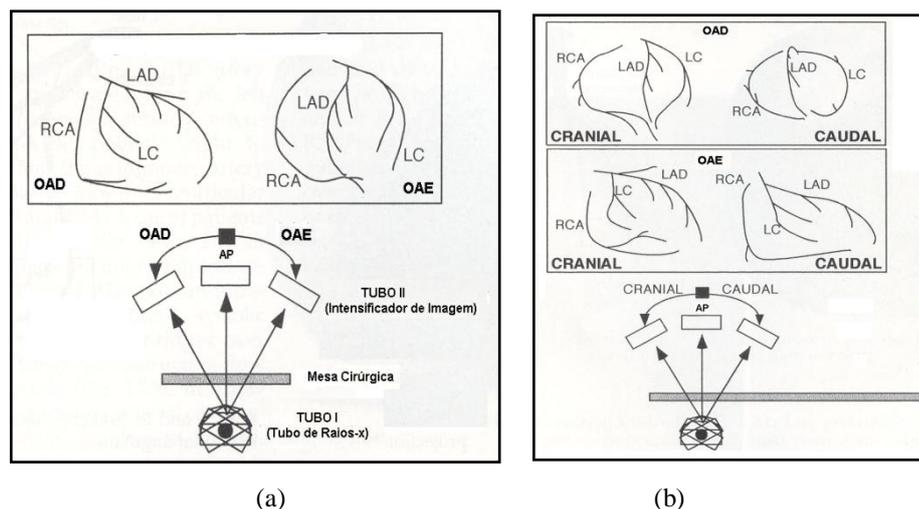


Figura 15: Representação gráfica das imagens angiográficas em OAD/OAE (a) e Cranial/ Caudal (b) (PEPINE et al., 2002).

Ao iniciar o procedimento clínico, o técnico registra os dados do paciente e seleciona a técnica de cinegrafia para a aquisição das imagens, enquanto o nível da fluoroscopia é selecionado pelo médico, e pode ser modificado entre *low*, *normal* e *high* durante o procedimento. Através dos pedais de acionamento, posicionados no chão, ao alcance dos pés, o médico inicia a fluoroscopia ou cinegrafia de acordo com o pedal acionado (PHILIPS, 2003). As imagens são apresentadas nos monitores de vídeo em frente ao médico. Um

pequeno *display* acoplado aos monitores de vídeo mostra o kerma ar acumulado, a taxa de kerma ar instantânea, a angulação, a rotação, o diâmetro do campo selecionado, a distância SID e os alertas de sobre-exposição durante o procedimento (PHILIPS, 2003). A apresentação desses parâmetros, na posição de operação do equipamento, ou seja, em frente ao médico, é parte de um conjunto de requisitos definidos na norma IEC 60601-2-43 (IEC, 2000) para equipamentos fabricados a partir de 2004. Um sistema de fluoroscopia típico utilizado em cardiologia está apresentado na Figura 16.

Os sistemas de fluoroscopia apresentam um grupo de programas que definem várias configurações pré-estabelecidas para as técnicas de fluoroscopia e de cinegrafia que serão utilizados. Esses programas definem parâmetros de radiação como: tensão e corrente máxima e mínima; tensão de início, limites de frequência e largura dos pulsos, taxa de kerma ar por tamanho de campo do intensificador, tamanho do ponto focal, tipo de filtros que serão adicionados, matriz de resolução da imagem, entre outras (PHILIPS, 2003). Esses programas são pré-definidos em fábrica e depois ajustados pelo engenheiro em conjunto com os médicos no hospital (PHILIPS, 2003).

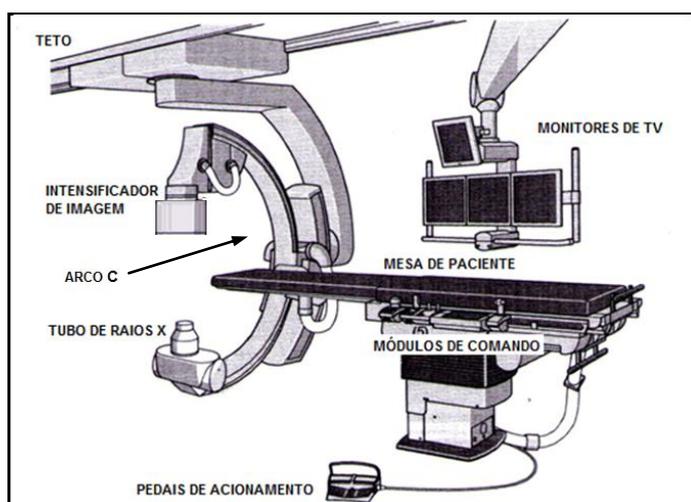


Figura 16: Sistema de fluoroscopia para cardiologia (PHILIPS, 2003)

Um módulo de seleção dos programas de aquisição, geralmente colocado dentro da sala de exames, indica durante todo o procedimento: a tensão, a corrente, o tempo acumulado de fluoroscopia e, em alguns equipamentos, também são apresentados parâmetros de dosimetria como: o kerma ar cumulativo e/ou o produto kerma ar área (AAPM, 2001). Nesse módulo também está presente um dispositivo de alarme que deve soar depois de transcorrido 5 minutos de fluoroscopia, o qual deve ser ouvido na sala de procedimentos e na sala de

controle (AAPM, 2001). Orientações para indicação desses parâmetros também estão expressas na norma IEC 60-601-43 (IEC, 2000).

2.1.2 Procedimentos clínicos

2.1.2.1 Angiografia das artérias coronárias

O estudo das artérias coronárias foi realizado pela primeira vez em 1958 e desde então é considerado padrão de referência para o diagnóstico da doença arterial coronária. É também o principal método utilizado no planejamento de intervenções cirúrgicas (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

Por meio da angiografia é possível avaliar obstruções nas artérias, quantificar alterações do funcionamento das válvulas e do músculo cardíaco, esclarecer alterações anatômicas não confirmadas por outros exames e mostrar em detalhes uma malformação congênita. Com isso, é possível definir a severidade e a extensão da doença arterial coronariana e verificar se, além do tratamento clínico, existe a necessidade de intervenção por cirurgia convencional ou por angioplastia (intervenção endovascular) (LIMA, 2007).

Para ter acesso ao interior do corpo humano utiliza-se a técnica do cateterismo, que é um método em que se obtém acesso ao espaço intravascular, por meio de um tubo fino chamado cateter, que é guiado pelo interior de vasos (artérias ou veias) sob orientação de imagem radiológica.

O cateterismo é utilizado não só na cardiologia, mas em diversos procedimentos intervencionistas em áreas de aplicação como: neurologia e angiografia de membros periféricos, entre outras. A via de acesso para colocação do cateter é obtida a partir de dissecação da artéria braquial ou por punção percutânea da artéria femoral. Em pacientes com dificuldades de acesso vascular periférico (como em alguns pacientes pediátricos) o acesso pode ser feito pela artéria aorta, carótida comum ou subclávia na altura da clavícula. Dessa forma, a partir do braço (direito ou esquerdo), ou da região inguinal direita ("virilha"), é possível navegar dentro dos vasos (endovascular) e acessar, praticamente, qualquer segmento do corpo. Na Figura 17 estão ilustradas as principais vias de acesso para colocação de cateteres (NUNES et al., 2007).

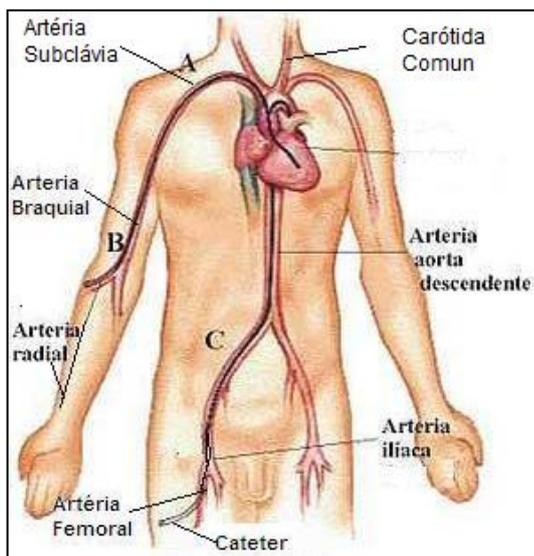


Figura 17: Vias de acesso (artérias ou veias) para colocação do cateter (DISCOVERY HEALTH, 2010).

Com o cateter posicionado, injeta-se um líquido de contraste radiográfico, geralmente à base de iodo, que permite visualizar vasos e cavidades do coração, utilizando a fluoroscopia, como ilustra a Figura 18.

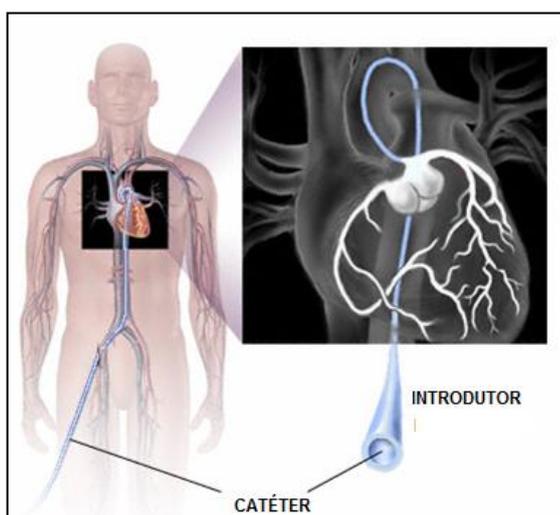


Figura 18: Artérias visualizadas a partir do preenchimento com contraste (DISCOVERY HEALTH, 2010).

Para visualizar os segmentos e ramificações específicas das artérias são utilizadas diferentes projeções como as que estão apresentadas na Figura 19. É importante ressaltar que a melhor projeção também depende do biotipo do paciente e da variação da anatomia coronária (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

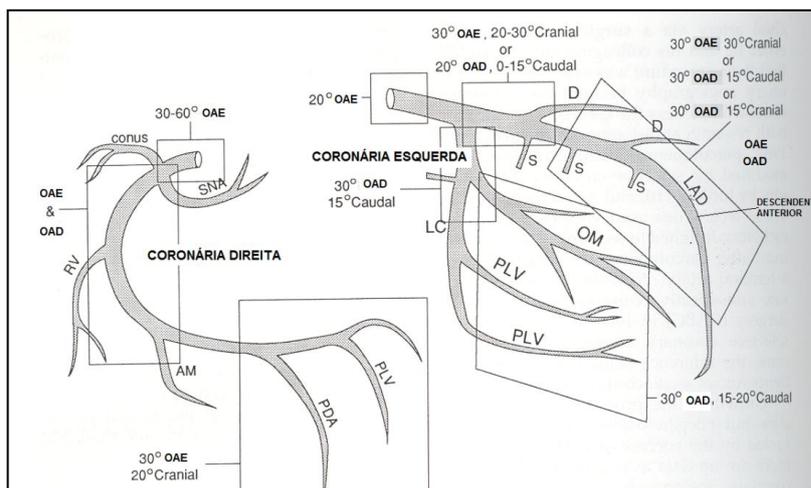


Figura 19: Esquema de representação dos planos e projeções para visualização das artérias coronárias e respectivos ramos (PEPINE et al., 2002).

O quadro apresentado na Figura 20 mostra as projeções que são utilizadas para observar as artérias e ramos que estão indicados (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

CD	CX	DA
Segmento proximal <ul style="list-style-type: none"> • 30° OAE, 30° caudal • 20° OAD, 20° caudal • 90° OAE, 20° caudal 	Segmento proximal <ul style="list-style-type: none"> • 30° OAD, 30° caudal • 30° OAE, 30° caudal 	Segmento proximal <ul style="list-style-type: none"> • 20° OAE, 20° cranial • 30° OAD, 30° caudal • 50° OAE, 30° caudal
Segmento médio <ul style="list-style-type: none"> • 30° OAE • 20° OAD • 90° OAE 	Marginal obtusa <ul style="list-style-type: none"> • 20° OAD, 20° caudal • 50° OAE, 30° caudal 	Segmento médio <ul style="list-style-type: none"> • 50° OAE, 30° cranial • 60° OAD, 30° cranial • 90° OAE • 50° OAE, 30° caudal
Segmento distal <ul style="list-style-type: none"> • 30° OAE, 30° cranial • 90° OAE 	Segmento distal <ul style="list-style-type: none"> • 30° OAD, 30° caudal • 30° OAE, 30° cranial 	Segmento distal <ul style="list-style-type: none"> • 20° OAD, 20° caudal • 40° OAE • 20° OAE, 20° cranial
CD = artéria coronária direita; CX = artéria circunflexa esquerda; DA = artéria descendente anterior esquerda; OAE = oblíqua anterior esquerda; OAD = oblíqua anterior direita		

Figura 20: Projeções angiográficas utilizadas para visualizar os principais segmentos das artérias coronárias (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

O procedimento de angiografia, geralmente, inicia-se com o estudo das coronárias esquerdas onde são realizadas de três a cinco sequências de imagens no modo CINEGRAFIA, em projeções como as indicadas na Figura 20, contendo em média 60 imagens por sequência. Em seguida são feitas duas a três sequências para estudo das coronárias direitas e, por fim, uma sequência para estudo da função ventricular esquerda. Em pacientes com a anatomia de difícil acesso ou quando lesões são encontradas, realizam-se mais sequências de imagens para detalhar o estudo na região da lesão (BERNARDI et al., 2006; SOUSA et al., 2005). O estudo da função ventricular e de outros vasos específicos só é realizado por solicitação expressa do médico que requisitou o exame. Essa medida evita o uso adicional de contraste radiológico

que traz efeitos colaterais para os pacientes (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008; SOUSA et al., 2005). A Figura 21 ilustra imagens que são obtidas em procedimentos de angiografia. Para obtenção dessas imagens se utilizam parâmetros de irradiação como os que estão apresentados na Tabela 1.

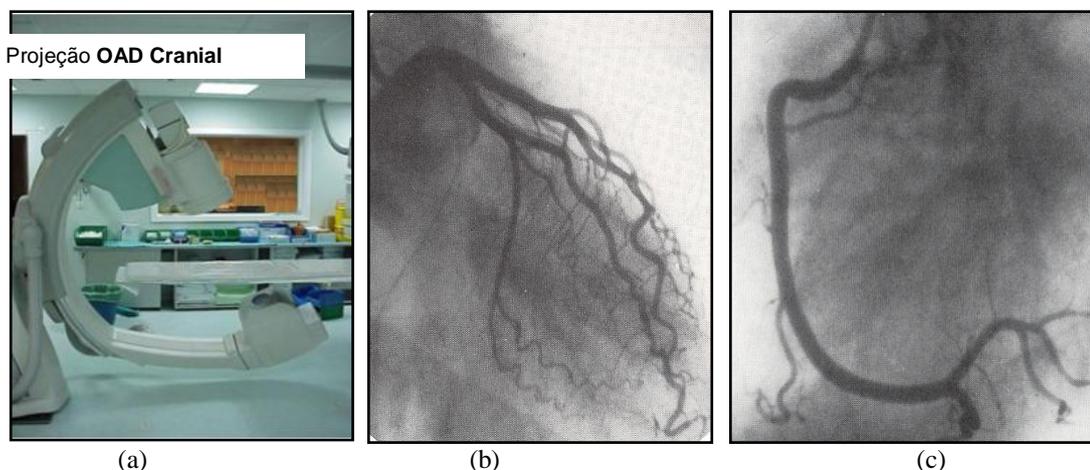


Figura 21: Arco C em projeção OAD cranial (a); Coronárias esquerdas em projeção OAD, 15° caudal (b); Coronárias direitas em projeção OAE, 30° cranial (c) (PEPINE et al., 2002).

Tabela 1: Parâmetros de irradiação em procedimentos de angiografia das artérias coronárias

Parâmetros	Pacientes Adultos		Pacientes Pediátricos
	Pute et al. (2001)	Domienik et al. (2008)	Yakoumakis et al. (2009)
Modo CINEGRAFIA			
Tensão do Tubo (kV _p)	70 – 80	--	58 – 80
Corrente do Tubo (mA)	450 – 630	--	n/d
Tempo (Largura) do Pulso (ms)	--	7	--
Número de Sequências	--	10 – 14	10 – 13
Número de Imagens	--	174 – 538	75 – 1900
Modo FLUOROSCOPIA			
Tensão do Tubo (kV _p)	80 – 110	--	--
Corrente do Tubo (mA)	4	--	--
Tempo de Fluoroscopia (min)	1,2 – 18,9	--	5,2 – 41,2
Gerais (CINE + FLUORO)			
Distância foco-Intensificador (cm)	--	90 – 120	--
Diâmetro do Intensificador (cm)	--	--	13 – 23
P _{KA} (Gy.cm ²)	--	16 – 204	53 – 92
Máxima dose absorvida (mGy)	--	43 – 850	0,8 – 101,6

NOTA: Parâmetros referenciados para sistemas com intensificador de imagem, cinegrafia a 12,5 imagens/s e fluoroscopia normal pulsada 12,5 e 25 pps.

2.1.2.2 Angioplastia das artérias coronárias

A angioplastia das artérias coronárias é um procedimento de intervenção terapêutico, realizado com o paciente acordado sob anestesia local, que tem como objetivo aliviar a obstrução de vasos e artérias (Figura 22), restaurando a normalidade do fluxo sanguíneo (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

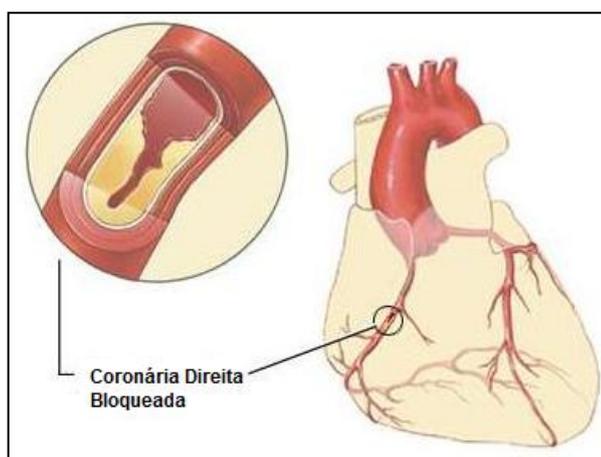


Figura 22: Artéria coronariana direita bloqueada (DISCOVERY HEALTH, 2010)

A dilatação de uma artéria obstruída é feita por meio de um cateter com balão na extremidade (cateter balão), e pode envolver ou não a colocação de próteses (stents) nesse local. Assim, a desobstrução pode ser por colocação direta do stent ou por combinação balão+stent, iniciando a dilatação da lesão com balão (pré-dilatação) e posteriormente expandindo o stent (pós-dilatação) como ilustra a Figura 23 (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

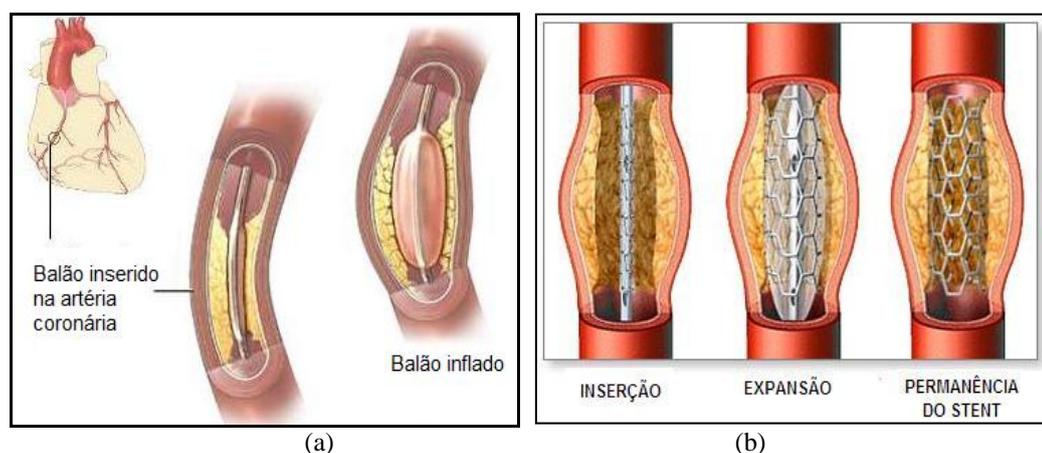


Figura 23: Angioplastia por cateter balão (a); Angioplastia por inserção de stent (b) (DISCOVERY HEALTH, 2010)

O mecanismo de ação do balão é comprimir a placa aterosclerótica contra a parede arterial, enquanto o stent tem a finalidade de abrir e manter o interior da artéria com abertura suficiente para a passagem do sangue (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

Os stents são pequenos dispositivos metálicos que podem ser de dois tipos: os metálicos simples (stents convencionais) e os stents farmacológicos, recobertos com medicação em seu interior para inibir a ocorrência de estenose. Esse fármaco é liberado no local de implantação do stent no período de um ano (BRASIL, 2010b). A reestenose é a reincidência de uma obstrução em uma artéria previamente tratada, que pode ter início logo após a angioplastia e se prolongar por meses sendo causada por um processo inflamatório que ocorre na parede da artéria em resposta ao trauma causado pelo cateter balão e/ou devido a presença do stent.

A angioplastia por balão ou stents alivia os sintomas da doença cardíaca, porém, complicações como a reestenose ocorrem em 20 a 50% das intervenções utilizando apenas balão, em 10 a 30% das intervenções realizadas com stents convencionais e em 5 a 10% nas intervenções que utilizam os stents farmacológicos (BRASIL, 2010b; MARTINEZ; RIBEIRO, 2008). Atualmente a angioplastia utilizando apenas o balão é realizada em apenas 15% dos casos, enquanto a angioplastia com uso de stents ultrapassou o número de cirurgias convencionais sendo o método mais utilizado no mundo. O sucesso da angioplastia (desobstrução) passou de 74%, quando se utilizavam apenas o cateter balão, para 90% com os stents e as terapias antiplaquetárias atuais (BRASIL, 2010b; MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

Na angioplastia, a via de acesso para o cateter e a maioria dos parâmetros de irradiação selecionados pelo equipamento são os similares aos apresentados na Tabela 1 para o exame de angiografia. Algumas diferenças são o tempo do procedimento e o percentual de uso da técnica de fluoroscopia comparada à de cinegrafia (65% vs 35%). Na angioplastia 65% da exposição do paciente está relacionada com o uso da fluoroscopia e na angiografia este percentual é de 24% (KARAMBATSAKIDOU et al., 2005; PUTTE et al., 2001). A maioria dos procedimentos de angioplastia começa com o diagnóstico (angiografia), e continuam com sequências que dependem da localização da lesão (MARTINEZ; RIBEIRO, 2008).

Na linguagem de rotina no ambiente médico os procedimentos de diagnósticos são conhecidos como CATE, abreviatura da palavra cateterismo e as intervenções de angioplastia das artérias coronárias são denominadas de ATC, podendo ser ATC com balão ou com stent. Também, denominam-se de ICP (Intervenção Cardíaca Percutânea) a todos os procedimentos terapêuticos como: valvuloplastia, aortoplastia, atrioseptomia, ATC com/sem stent; fechamento de canal arterial, entre outros. Nesse estudo, serão utilizadas as seguintes

denominações: **AC** (angiografia das artérias coronárias) para os procedimentos de diagnóstico em pacientes adultos; **CATE pediátrico** para os procedimentos de diagnóstico com pacientes pediátricos; **ATC** (angioplastias) e **ICP** (intervenções cardíacas diversas) em pacientes adultos e pediátricos. Essa distinção se faz necessária porque o estudo diagnóstico pediátrico não é uma angiografia das artérias coronárias.

2.1.3 Dosimetria de pacientes

Para determinar a dose no paciente em radiodiagnóstico, as grandezas dosimétricas recomendadas pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) são: $K_{a,i}$ (**kerma ar incidente**), $K_{a,e}$ (**kerma ar na superfície de entrada**), P_{KA} (**Produto kerma ar-área**) e suas respectivas taxas. A Figura 24 ilustra a geometria para determinação dessas grandezas de acordo com as definições da ICRU 74 (ICRU, 2005).

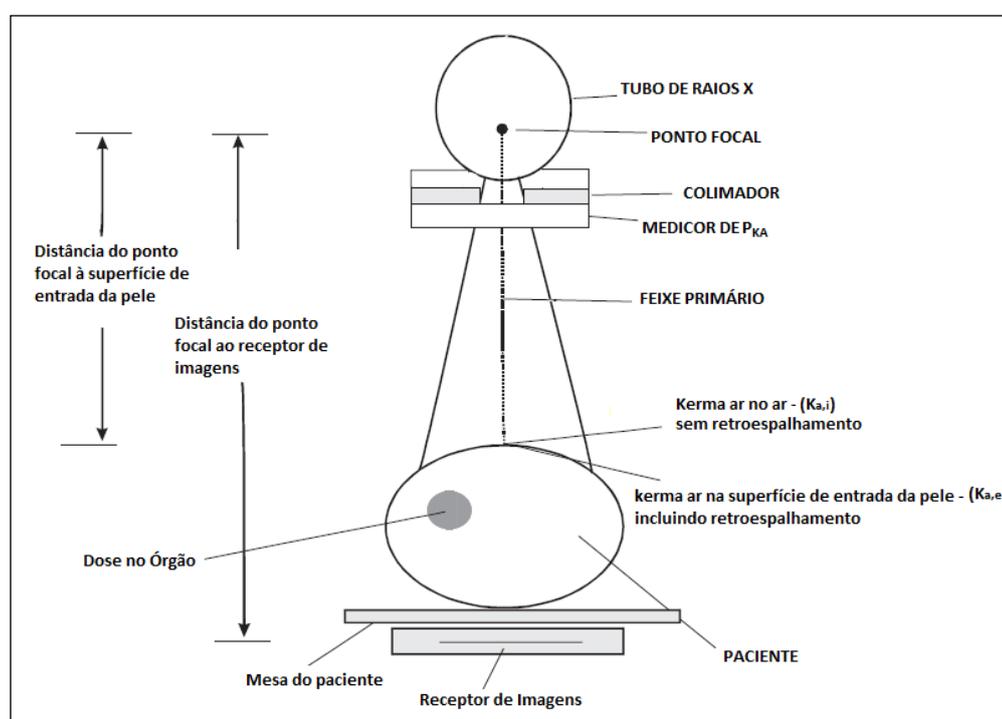


Figura 24: Geometria para determinação de grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico (ICRU, 2005).

A Figura 24 mostra que $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ são determinadas no ponto onde o eixo central do feixe de raios X intercepta o plano perpendicular correspondente à entrada na pele do paciente, enquanto a grandeza P_{KA} é medida numa área perpendicular ao feixe, geralmente, na saída do colimador. A relação entre $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é obtida pela expressão $K_{a,e} = K_{a,i} \times B$, onde B

é o fator de retroespalhamento. A unidade de medida para $K_{a,i}$ e $K_{a,e}$ é o Gy e para P_{KA} é o $Gy.cm^2$ (ICRU, 2005; IAEA, 2007).

Na Figura 25 estão ilustrados os pontos de medição dessas grandezas em sistemas de fluoroscopia e na Tabela 2 os limiares de dose para efeitos determinísticos. Os efeitos estocásticos não têm limiares, a sua probabilidade de ocorrência aumenta com a dose.

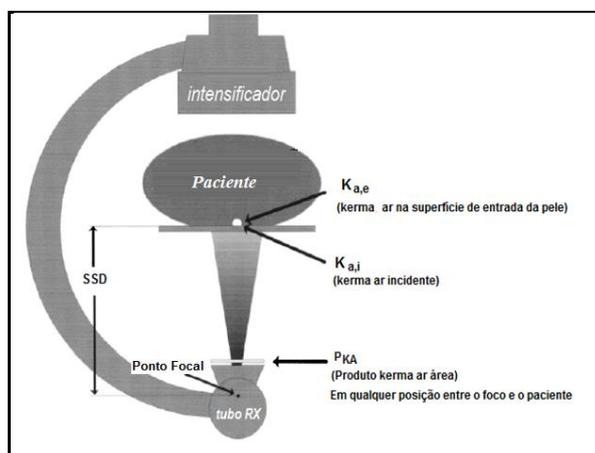


Figura 25: Grandezas para dosimetria em radiodiagnóstico intervencionista (ICRP, 2000).

Tabela 2: Efeitos da exposição fluoroscópica e sua reação na pele e no cristalino do olho (ICRP, 2000).

EFEITOS	Limiar de dose aproximado (Gy)	Tempo de início	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose em nível <i>normal</i> típica de (20 mGy/min)	Minutos de fluoroscopia com taxa de dose em nível <i>high</i> típica de (200 mGy/min)
PELE				
Transiente eritema recente	2	2—24 h	100	10
Eritema principal	6	≅ 1,5 sem	300	30
Epilação temporária	3	≅ 3 sem	150	15
Epilação permanente	7	≅ 3 sem	350	35
Descamação seca	14	≅ 4 sem	700	70
Descamação úmida	18	≅ 4 sem	900	90
Ulceração secundária	24	> 6 sem	1200	120
Eritema tardio	15	≅ 8-10 sem	750	75
Necrose cutânea isquêmica	18	> 10 sem	900	90
Atrofia cutânea (fase 1)	10	> 52 sem	500	50
Telangiectasia	10	> 52 sem	500	50
Necrose cutânea tardia	> 12	> 52 sem	750	75
Câncer de pele	desconhecido	> 15 sem	n/a	n/a
OLHOS				
Opacidade (detectável)	> 1—2	> 5 anos	> 50	> 5
Catarata (debilitante)	> 5	> 5 anos	> 50	> 25

Nos procedimentos intervencionistas de cardiologia, os tecidos na entrada da pele do paciente são os que recebem altas doses de radiação e por isso estão em maior risco de sofrer danos. O feixe que entra no paciente é 100 vezes mais intenso que o feixe que sai (AIEA, 2008). Padovani et al. (2005) em estudo retrospectivo avaliando a ocorrência de lesões na pele de pacientes em procedimentos de cardiologia intervencionista destacaram que a pele é o órgão que está sob maior risco, especialmente nos procedimentos de maior complexidade (PADOVANI et al., 2005). Por essa razão, a dose absorvida na superfície da pele na região mais irradiada (MDA) é a principal medida a ser determinada em procedimentos intervencionistas, onde as altas taxas de dose na entrada da pele estão envolvidas podendo acarretar lesões severas. Em adição, o P_{KA} é um importante indicador para o risco de efeitos tardios (estocásticos), que deve ser utilizado em conjunto com a MDA para avaliar o risco global para o paciente (MILLER et al., 2004; PUTTE et al., 2000; TSAPAKI, 2001; VAÑÓ et al., 2001a).

A dosimetria de pacientes em procedimentos intervencionistas pode ser determinada utilizando dosímetros termoluminescentes (TLDs), filmes radiográficos convencionais (de brometo de prata) ou radiocrômicos, câmaras de ionização de placas paralelas de grande volume, também conhecidas como câmara P_{KA} , e a partir do rendimento do tubo de raios X, aplicando os fatores de exposição do paciente. A dose também pode ser estimada a partir parâmetros calculados e apresentados pelo equipamento de fluoroscopia (BALTER, 2006; ICRP, 2000; ICRU, 2005; IEC, 2000; KOSUNEN et al., 2006; MAHESH, 2001; MARTIN, 2008).

A dosimetria de pacientes por meio de TLDs é um método muito utilizado devido à variedade de formas de dosímetros disponíveis, à praticidade de colocação na pele do paciente e por não interferirem na imagem do exame, uma vez que apresentam o valor de Z_{efetivo} aproximadamente equivalente ao tecido humano. Além disso, apresentam resposta linear com a dose para uma ampla faixa de dose e incerteza de $\pm 3,5\%$ para aplicações em dosimetria de radiodiagnóstico (BOS, 2001; DENDY, 2008; KOSUNEN et al., 2006; MAHESH, 2001).

Para realizar a medição de $K_{a,e}$ esses dosímetros são distribuídos em vários pontos no corpo do paciente, diretamente sobre a pele ou sobre um dispositivo formando uma matriz com vários dosímetros, que pode ser fixado, por exemplo, nas costas do paciente (KOSUNEN et al., 2006; MARTIN, 2008; MONIENICK et al., 2008; PADOVANI; QUAI, 2005). Como esses dosímetros, geralmente, são calibrados no ar, para se obter a dose absorvida na superfície da pele é necessário multiplicar o valor de $K_{a,e}$ por um fator (1,054) que estabeleça a relação entre o tecido humano e o ar (IAEA, 2009). Dessa forma, o maior valor de $K_{a,e}$

medido, multiplicado pelo fator tecido-ar, representará MDA na superfície da pele (KOSUNEN et al., 2006; MARTIN, 2008; MONIENICK et al., 2008; PADOVANI; QUAI, 2005). A Tabela 3 apresenta valores de MDA em os procedimentos de angiografia (AC) e angioplastia (ATC), determinados por meio de TLDs.

Tabela 3: Valores médios de máxima dose absorvida, determinados por meio de TLDs.

Autores	MDA (mGy)	
	AC	ATC
Putte et al. (2000)	412,0	760,0 (s/stent) 1.800,0 (c/stent)
Vañó et al. (2001b)	217,0	391,0
Huda et al. (2001)	840,0	1.300,0
Bacher et al. (2005)*	--	34,2 (1,49—297,1)
Yakoumakis et al. (2009)*	22,6 (0,4 – 105,0)	72,2 (3,3 – 160,0)

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia;* Medidas em pacientes pediátricos com doença cardíaca congênita.

Os dados apresentados na Tabela 3 mostram que os valores de máxima dose absorvida nos procedimentos de ATC estão próximos dos limiares para efeitos determinísticos na pele definidos pela ICRP 85 (2000), apresentados na Tabela 2.

Uma vez que, as posições previamente escolhidas para posicionamento dos dosímetros geralmente não coincidem com a região mais irradiada, o arranjo em matriz com muitos dosímetros apesar de aumentar a probabilidade de localização de máxima dose absorvida, por cobrir uma área maior (por exemplo, nas costas do paciente), não é uma forma prática para utilização na rotina do hospital. Por essa razão, a dosimetria com TLDs é mais utilizada em propósitos de pesquisa e como medida dosimétrica de referência (BACHER et al., 2005; KOSUNEN et al., 2006; MARTIN, 2008; MONIENICK et al., 2008; PADOVANI; QUAI, 2005).

Uma maneira prática de obter não só a localização da máxima dose, mas também, a distribuição de dose na pele do paciente é a partir de filmes radiográficos. O posicionamento do filme é menos crítico que o dos TLDs porque alguns tamanhos de filmes disponíveis (35 x 43 cm) conseguem cobrir uma grande área nas costas do paciente (BALTER, 2006; ICRU, 2005; KOSUNEN et al., 2006; MARTIN, 2008).

Os filmes mais utilizados nos trabalhos publicados são o EDR II, o X-OMAT- V, que são de brometo de prata e, recentemente os filmes radiocrômicos, todos inicialmente fabricados para dosimetria em radioterapia. Com o X-OMAT-V é possível medir o $K_{a,e}$ até

500 mGy, com o EDR II até 1 Gy e com os radiocrômicos até 50 Gy, dependendo da versão fabricada, uma vez que existem diferenças entre lotes e versões (DOMIENIK et al., 2008; ICRU, 2005; ISP, 2008a; MORREL; ROGERS, 2006).

A partir da imagem disposta na superfície do filme é possível visualizar a distribuição das áreas irradiadas, o tamanho dos campos utilizados, a superposição de campos e o uso de colimação como ilustra a Figura 26.

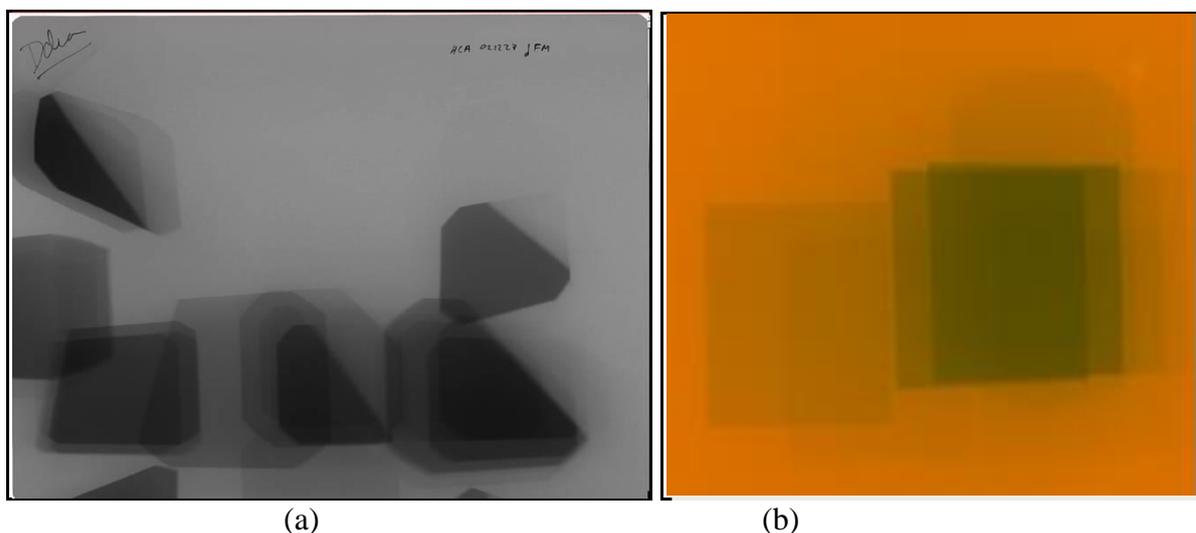


Figura 26: Imagens de distribuição de áreas irradiadas utilizando filme EDR II (a) e filme radiocrômico (b)

Algumas vantagens dos filmes radiocrômicos quando comparados aos filmes EDR II e X-OMAT são: não requerem processamento químico pós irradiação, podem ser manuseados à luz ambiente e têm resposta linear numa maior faixa de dose para energias em radiodiagnóstico o que os torna adequados para utilização em procedimentos onde o valor da máxima dose absorvida pode ser alto (GILES; MURPHY, 2002; FAJ et al., 2008; SILVA et al., 2010). A partir da digitalização das imagens nos filmes ou por medidas de densidade óptica é possível estimar os valores de $K_{a,e}$ na superfície do filme. Esses processos permitem relacionar o $K_{a,e}$ na superfície do filme com o enegrecimento produzido de acordo com uma calibração previamente estabelecida com doses conhecidas (GILES; MURPHY, 2002; MORREL; ROGERS, 2006; SILVA et al., 2010; VAÑÓ et al., 1997). Também é possível estimar a dose na superfície do filme por comparação do grau de escurecimento do filme com a uma fita de referência fornecida pelo fabricante (ISP, 2008b).

A Tabela 4 apresenta valores de máxima dose absorvida determinados com filmes dosimétricos apresentados na literatura, nos procedimentos de cardiologia intervencionista especificados.

Tabela 4: Valor médio (mínimo – máximo) de máxima dose absorvida medidos com filmes dosimétricos.

Autores	Tipo do filme	MDA (mGy)	
		AC	ATC
Vañó et al. (1997)	X-OMAT-V	199,2	318,8
Karambatsakidou et al. (2005)	X-OMAT/EDR-II	71,0	(220—320)
Morrel; Rogers (2006)	Kodak EDR-II	195 (70—520)	>1.000,0
Tasapaki et al. (2008)	Kodak EDR-II	--	(320—1.660)
Domienik et al. (2008)	Kodak EDR-II	298(105—1.507)	831(84—1.555)
Padovani et al. (2005)	GAFCHROMIC-XR-R	--	5.080(2.000—8.500)
Trianni et al. (2005a)	GAFCHROMIC-XR-R	280±140	1030±740
Balter et al. (2008b)	GAFCHROMIC-XR-R	--	1.408 (630—2840)
Faj et al. (2008)	GAFCHROMIC-XR-R	(600—800)	(900--1250)

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Outra importante grandeza que deve ser determinada no procedimento intervencionista é o P_{KA} . Essa grandeza pode ser determinada com uma câmara de ionização colocada externamente, por exemplo, na saída do colimador do tubo de raios X. Na Tabela 5 estão apresentados valores de P_{KA} encontrados na literatura, para os procedimentos intervencionistas de cardiologia: angiografia (AC) e angioplastia (ATC), com pacientes adultos.

Tabela 5: Valores médios de medidas de P_{KA} em trabalhos publicados

Autor	P_{KA} (Gy.cm ²)	
	AC	ATC
Putte et al. (2000)	60,6	115,2
Vañó et al. (2001a)	60,2	133,2
Efstathopoulos et al. (2003)	29,0	75,0
Tsapaki et al. (2003)	47,3	68,0
Trianni et al. (2005a)	40	72
IAEA (2007)	32,0	72,0
Faj et al. (2008)	59,0	120,0
Domienik et al.(2008)	39	63
Mavrikou et al.(2008)	66,3	158,0
IAEA (2009)	31,0	77,0
Tsapaki et al.(2008a)	31,0	62,0

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

A partir dos dados da Tabela 5 percebe-se que os valores de P_{KA} nos procedimentos de diagnóstico (AC) são em média 50% menores que os de intervenção (ATC). Esses resultados se explicam pela complexidade dos procedimentos terapêuticos (ATC).

A “dose cumulativa”, denominada internacionalmente por *reference point air kerma* ($K_{a,r}$) ou *cumulative dose* (CD) é calculada a partir dos parâmetros de irradiação e geométricos selecionados pelo equipamento de fluoroscopia durante o procedimento clínico (IEC, 2000; BALTER, 2008b; STECKER et al., 2009). A referência para esse cálculo é um ponto denominado: ponto de referência intervencionista [*interventional reference point*] (IRP), definido na norma IEC 601-2-43, que está localizado no eixo central a 15 cm do isocentro na direção do ponto focal. Esse ponto é definido como sendo a localização que representa a entrada do feixe na pele do paciente para o qual devem ser referenciadas as medidas de taxa de kerma ou kerma ar cumulativo (IEC, 2000; BALTER, 2006). A Figura 27 ilustra o isocentro e o ponto IRP (IAEA, 2008; IEC, 2000;)

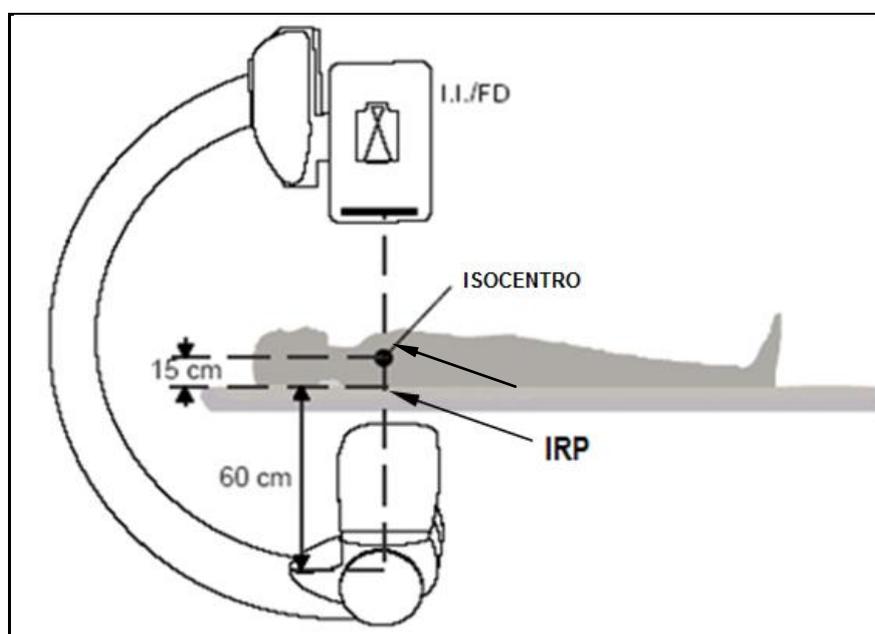


Figura 27: Ponto de referência IRP no isocentro do feixe primário (Modificado de IAEA, 2008)

Uma vez que o ponto IRP é fixo (15 cm do isocentro) em pacientes obesos, pacientes muito pequenos (pediátricos) e em algumas projeções o valor do $K_{a,r}$ indicado pelo equipamento nem sempre representará a dose na entrada na pele, porque o ponto de referência pode estar na superfície, dentro ou fora do paciente. A Figura 28 ilustra projeções que evidenciam o deslocamento do ponto IRP (BALTER, 2006; MILLER et al., 2004).

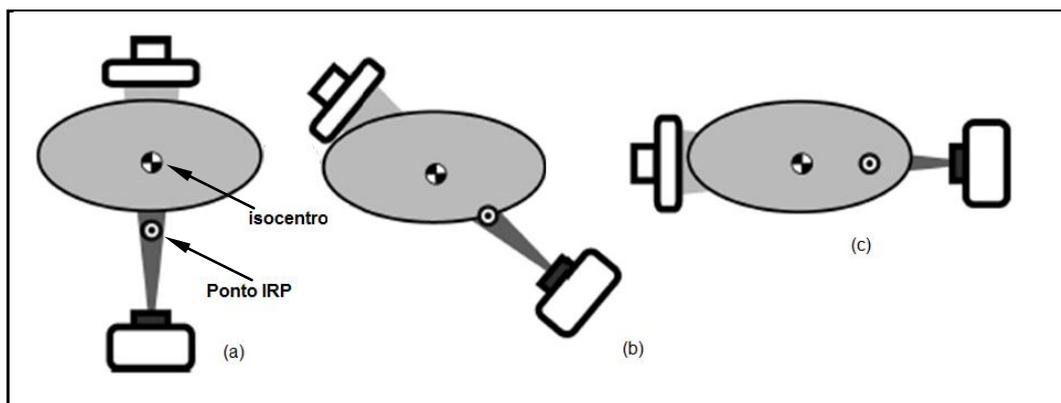


Figura 28: Deslocamento do ponto IRP: fora do paciente (a), na entrada da pele (b) e dentro do paciente (c) (BALTER, 2008a)

O $K_{a,r}$ calculado no ponto IRP, é o kerma ar ($K_{a,i}$) acumulado em um ponto que nominalmente representa a superfície de entrada do feixe na pele do paciente. Esse valor acumulado não representa a máxima “dose” na pele, porque se durante o procedimento forem utilizadas diversas projeções a superfície de entrada da pele do paciente não será a mesma. Além disso, o $K_{a,r}$ não contabiliza o efeito da radiação espalhada (+30%) e da atenuação devido à mesa e ao colchão (10 a 30%). Pode se dizer que o $K_{a,r}$ representa o $K_{a,i}$ no ponto IRP. Por essa razão, os valores de $K_{a,r}$ para serem comparados com as medidas de $K_{a,e}$ obtidas com os filmes ou TLDs no corpo do paciente devem ser corrigidos pelos fatores adequados (retroespalhamento, relação tecido-ar, correção para geometria) (BALTER, 2006). É importante salientar que o $K_{a,r}$ tal como o P_{KA} , também não fornece informações sobre a distribuição da dose da pele do paciente (BALTER, 2006).

Diversos estudos têm tentado estabelecer uma relação entre a MDA e os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ com os parâmetros apresentados na maioria dos equipamentos de fluoroscopia, como: o tempo de fluoroscopia total e o número de imagens adquiridas. O objetivo é buscar uma relação que possa ser utilizada pelos profissionais durante os procedimentos. Contudo, estudos realizados por Vañó et al. (2001a), Tsapaki (2001) e Putte et al. (2000), avaliando a relação entre a MDA e o P_{KA} concluíram que não existe correlação significativa entre os valores dessas medidas. Vañó et al. (2001a) comparam a MDA e o P_{KA} , em diversos procedimentos de cardiologia intervencionista (AC e ATC), mostrando que, em muitos casos, procedimentos com menor valor de P_{KA} apresentaram maior valor de MDA na superfície da pele do paciente. Na Tabela 6 estão apresentados valores de P_{KA} e MDA, encontrados na literatura, que evidenciam as discussões apresentadas por Vañó et al. (2001a) nos procedimentos de cardiologia intervencionista especificados.

Tabela 6: Valores médios de P_{KA} e máxima dose absorvida em trabalhos publicados

Autor	AC		ATC	
	P_{KA} (Gy.cm ²)	MDA (mGy)	P_{KA} (Gy.cm ²)	MDA (mGy)
Pandovani et al. (1998)	55,9	--	101,9	193,0
Putte et al. (2000)	60,6	412,0	115,2	760,0
Vañó et al. (2001a)	60,2	119,2	133,2	319,0
Trianni et al. (2005a)	39,8	280,0	71,6	1.030,0
Karambatsakidou et al. (2005)	49,0	211,0	40,0	388,0
IAEA (2007)	32,0	--	72,0	1.407,5
Faj et al. (2008)	59,0	800,0	120,0	1.250,0
Chida (2006)	--	--	149,0	1.455,0
Domienik et al.(2008)	39,0	298,0	63,0	831,0
Tsapaki et al.(2008a)	31,0	--	62,0	799,0

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Estudos similares realizados por Chida et al. (2006) mostraram que não existe correlação significativa entre esses parâmetros em procedimentos de ATC. Resultados semelhantes também foram reportados por Domienik et al. (2008), Tsapaki et al. (2008a) e Padovani e Quai (2005) onde os coeficientes de correlação encontrados situaram-se entre 0,63 e 0,80.

Por outro lado, Boer et al. (2001) e Trianni et al. (2005a) encontraram maior correlação entre a máxima dose absorvida e o P_{KA} em procedimentos de ATC, onde os coeficientes de correlação foram de 0,89 e 0,88, respectivamente, concluindo que é possível estimar MDA a partir de P_{KA} . Bacher et al. (2005) em procedimentos cardiológicos com pacientes pediátricos também encontraram correlação significativa ($r^2 = 0,90$) entre esses parâmetros.

Trabalhos de Stecker et al. (2009), Balter et al. (2008a) e Chida et al. (2007b) mostraram que o $K_{a,r}$ é potencialmente um melhor indicador para a máxima dose absorvida do que o P_{KA} . Os resultados obtidos por Chida et al. (2007b) permitiram aos autores concluir que a MDA na superfície da pele do paciente é 50% de $K_{a,r}$ com correlação igual $r^2=0,94$ em procedimentos de ATC (CHIDA et al., 2007b).

Os métodos de monitoração da dose-paciente, descritos aqui, são importantes para a proteção do paciente, mas não são eficientes em prevenir a ocorrência de lesões na pele em tempo real. Por essa razão, diversos trabalhos publicados sugerem a adoção de um nível de alerta a partir de parâmetros mostrados pelo equipamento que deve ser utilizado para orientar os cardiologistas quando o limiar para efeitos determinísticos for atingido ou ultrapassado.

Esse alerta serviria, por exemplo, para o especialista reorientar a projeção mudando a incidência do feixe para outra localização na pele do paciente (DOMIENIK et al., 2008; PADOVANI; QUAI, 2005; TRIANNI et al., 2005a; WAGNER, 2008). Para Chida et al. (2007b) o $K_{a,r}$ pode ser o indicador desse nível de alerta, em tempo real, porque sua magnitude é continuamente registrada no monitor em frente ao médico e sua relação com MDA é de 50% (CHIDA et al., 2007b). Outros indicadores sugeridos poderiam ser: o P_{KA} , o tempo de fluoroscopia ou o número de imagens. A magnitude do indicador pode ser definida, por exemplo, a partir da relação de MDA com o parâmetro selecionado, coletado em uma amostra de pacientes ou procedimentos, considerando os limiares para efeitos determinísticos definidos na ICRP 85 (2000) que estão apresentados na Tabela 2 (PADOVANI; QUAI, 2005).

O estado da arte na dosimetria de pacientes será a apresentação da magnitude e a distribuição da dose na pele do paciente, em tempo real, durante o procedimento intervencionista. Alternativas como o PEMNET *system* e o *Coregraph* software se mostraram capazes de quantificar e apresentar a distribuição de dose na pele do paciente, utilizando os parâmetros de irradiação e geométricos, selecionados pelo equipamento angiográfico durante o procedimento. Porém, nenhum recurso com essa finalidade está disponível nos equipamentos fabricados até a presente data (BALTER, 2008b, 2010; STECKER et al., 2009; WAGNER, 2008).

2.1.3.1 Proteção do paciente: otimização da dose

A dose no paciente depende de muitos fatores incluindo: tipo de procedimento, localização da lesão, estrutura física do paciente, condições técnico geométricas durante o procedimento, recursos tecnológicos e correta configuração e manutenção do equipamento e a experiência do médico (WAGNER, 2008).

Diversos estudos têm reportado doses altas em pacientes e a ocorrência de lesões que se manifestaram dias ou meses após as intervenções (ICRP, 2000; FAULKNER et al., 2000; KOENIG et al., 2001; MILLER et al., 2004). Koenig et al. (2001) relataram 73 casos de pacientes que apresentaram lesões na pele, após serem submetidos a procedimentos de cardiologia intervencionista, onde 64% desses casos foram em procedimentos de AC que é um procedimento de diagnóstico. Doses na pele, superiores ou muito próximo dos limiares de efeitos determinísticos foram reportados por Trianni et al. (2005a) [3,4 Gy], Suzuki et al. (2006) [3,4 e 9,7 Gy], Padovani e Quai (2005) [1,5 a 1,8 Gy].

A avaliação desses e de outros casos reportados têm levado os pesquisadores a concluir que, apesar da existência de fatores relacionados com o equipamento como, por exemplo, equipamentos velhos, defeituosos, mal configurados, esses não são os únicos problemas. Equipamentos modernos configurados com soluções tecnológicas para prover redução de dose e para proteção do paciente, também estão susceptíveis a causar lesões, por exemplo, devido à falta de habilidade do profissional (médico) em manipular os recursos disponíveis especialmente, porque falta conhecimento sobre aspectos ligados à proteção radiológica (BOR et al., 2008; ICRP, 2000; MESBAHI et al., 2008; WAGNER, 2008).

Estudos apresentados por Bor et al. (2008) e Mesbahi et al. (2008) avaliando o impacto da experiência e habilidade do médico na redução da dose paciente, mostraram variações significativas entre os especialistas. O uso frequente de campos de visão menores e a ausência de colimação foram apontadas por Bor et al. (2008) como as principais causas para as diferenças de doses nos pacientes que tiveram procedimentos executados por médicos *juniors* e *seniors*. Entretanto, a análise dos resultados apresentados por Mesbahi et al. (2008) mostrou que os parâmetros de dose mais altos foram relatados para o médico com mais tempo de experiência (10 anos) e para o médico com menos tempo de experiência (6 anos). Esses resultados evidenciam que, além da habilidade clínica, o médico intervencionista precisa conhecer noções básicas de efeitos biológicos da radiação e de proteção radiológica, os quais, geralmente, não estão contemplados em sua formação profissional, tanto no Brasil quanto em outros países (Mesbahi et al., 2008). Segundo Wagner (2008), os intervencionistas deveriam ter a mesma habilidade em prevenir efeitos adversos da radiação, tal como eles têm com os efeitos adversos do volume de contraste injetado em seus pacientes. De acordo com Miller (2008), em países como a Espanha e em alguns estados norte-americanos, o treinamento em proteção radiológica para os médicos que desejam desenvolver atividades com fluoroscopia, é obrigatório por lei.

A ICRP 85 (2000) e trabalhos disponíveis na literatura (BERNARDI et al., 2006; FAULKNER et al., 2000; MAEDER et al., 2005) sugerem condutas que podem ser seguidas pelo médico para otimizar a dose no paciente durante os procedimentos, tais como:

- 1- Manter a **maior** distância (exequível) entre paciente e tubo de raios X e **menor** distância entre paciente e intensificador;
- 2- Colimar o feixe o máximo possível para a área de interesse;
- 3- Utilizar campos de visão maiores, sempre que possível;
- 4- Reorientar projeções em procedimentos complexos de tempo prolongado;
- 5- Usar o recurso de retenção da última sequência de imagem visualizada;

- 6- Mudar o nível de fluoroscopia de **normal** para **low** sempre que possível pode significar uma redução na taxa de dose em até 70% (STUEVE, 2006);
- 7- Dar preferência a protocolos que utilizem a fluoroscopia pulsada com taxas menores, por exemplo 15 e 7,5 pps;
- 8- Retirar a grade antiespalhamento em procedimentos com pacientes pediátricos e com adultos com tórax pequeno; e
- 9- Reduzir o número de seqüências de cine e o número de imagens em cada seqüência.

Para otimizar a proteção do paciente, as organizações internacionais: ICRP, NCRP e IAEA recomendam a utilização de níveis de referência de dose (NRDs) em radiodiagnóstico [*diagnostic reference levels*]. Esses níveis são estabelecidos a partir de coletânea local, regional ou nacional que reúne informações sobre a magnitude de parâmetros dosimétricos para os procedimentos clínicos em centros de referência no país. Um dos propósitos dos NRDs é referenciar boas práticas a partir da comparação dos valores dos parâmetros entre centros clínicos (IAEA, 2009; ICRP, 2007, 2008). Alguns guias foram publicados por Neofotistou et al. (2003) e por Aroua et al. (2007), com objetivo de orientar o estabelecimento desses níveis.

Em procedimentos de fluoroscopia e radiologia intervencionista os parâmetros dosimétricos utilizados para expressar NRDs são: o PKA ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), número de imagens e o tempo de fluoroscopia (min) (AROUA et al., 2004). A Tabela 7 apresenta valores de NRDs para procedimentos de cardiologia intervencionista.

Tabela 7: Valores de NDRs para procedimentos de cardiologia encontrados na literatura

Procedimento	Parâmetros	Neofotistou et al. (2003)	Aroua et al. (2007)	IAEA (2009)	DIAMOND III (2010)
AC	TF (min)	6	7	9	6
	Nº Imagens	1270	1400	1000	1600
	P_{KA} [$\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$]	57	80	50	67
ATC	TF (min)	16	20	22	20
	Nº Imagens	1355	1500	1700	1700
	P_{KA} [$\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$]	94	260	125	110

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia; TF = Tempo de Fluoroscopia (min)

2.1.4 Dosimetria Ocupacional

A exposição ocupacional em procedimentos de radiologia intervencionista tem como principal origem a radiação espalhada pelo paciente, em todas as direções, como ilustra a Figura 29 (ICRP, 2000).

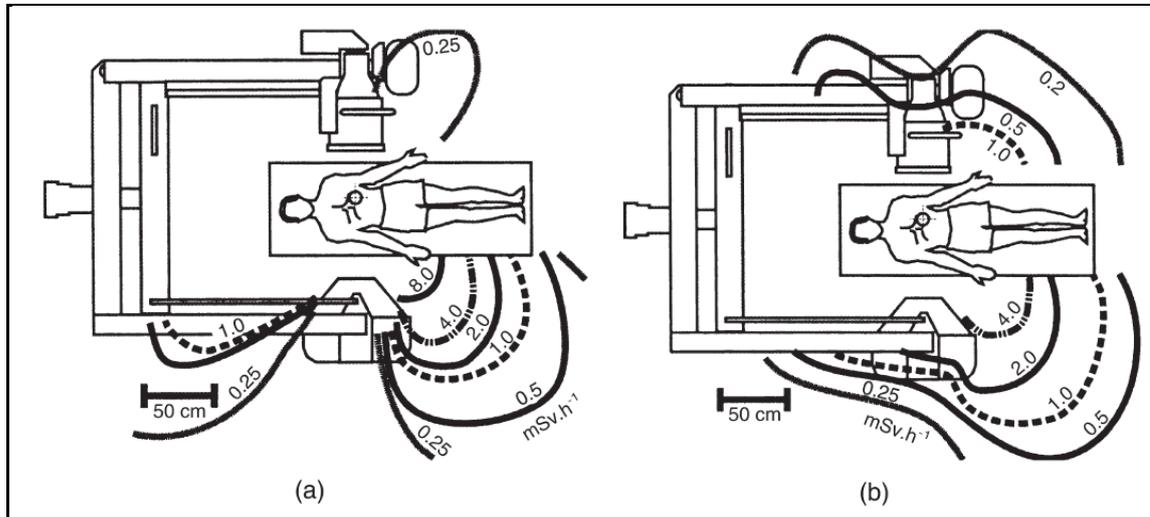


Figura 29: Radiação espalhada: arco C em projeção OAE 90°, 125 kV, fluoroscopia normal pulsada (30 pps) a 1m do chão em (a) e a 1,5 m em (b) (BALTER, 2001a).

Esse espalhamento não é uniforme e surge em consequência da interação da radiação do feixe primário com objetos interpostos nesse feixe como a mesa do paciente e o próprio paciente. Outros fatores que implicam no aumento ou redução dessa radiação espalhada são: a altura da mesa, a posição do intensificador e as projeções utilizadas durante o procedimento (OTHÉE et al., 2007; BRASSELET et al., 2008; KIM; MILLER et al., 2009). Além da radiação espalhada, a radiação de fuga através da carcaça do tubo de raios X é outra fonte de exposição para o trabalhador. A taxa de exposição na sala de exames pode ser de 2 mGy por hora a 50 cm (BALTER, 2001a).

Dos componentes da equipe médica, a dose no médico é mais alta porque esse profissional (operador principal) é o que está mais próximo do tubo de raios X e do paciente, além de ser o profissional que permanece na sala durante todo o procedimento. Nos casos onde o paciente precisa de cuidados especiais, anestesistas e enfermeiros ficam expostos a condições similares ao médico. A carga de trabalho e a complexidade dos procedimentos são fatores que também contribuem para o aumento da exposição desses profissionais (UNSCEAR, 2008; VAÑÓ, et al., 2006a).

A grandeza dosimétrica recomendada para avaliar a exposição ocupacional externa e do público é a *dose efetiva* (E), e para avaliar a exposição nas extremidades ou em órgãos específicos como a pele e o cristalino é recomendada a *dose equivalente* (H_T) (ICRP, 2007; ICRU, 1993). Essas grandezas são utilizadas para avaliar efeitos estocásticos e H_T também é utilizada para avaliar efeitos determinísticos sendo expressas em unidades de sievert (Sv) (ICRP, 2000). Porém, a dose efetiva não é mensurável de forma prática, porque o cálculo necessário para sua obtenção requer o somatório das medidas de dose equivalente multiplicada pelo fator de ponderação de tecidos em vários órgãos do corpo. Por essa razão, em proteção radiológica são utilizadas grandezas auxiliares, que são conhecidas como grandezas operacionais, para estimar o valor da dose efetiva e da dose equivalente em órgãos e tecidos (ICRP, 2007; ICRU, 1993). A grandeza operacional utilizada para monitoração de indivíduos é o *equivalente de dose pessoal* $H_p(d)$ que representa a dose em tecidos moles, a uma profundidade d (mm), medida a partir de um ponto especificado na superfície do corpo. Para estimar da dose efetiva a partir do $H_p(d)$ se avalia a dose a uma profundidade de 10 mm [$H_p(10)$] e para estimar a dose equivalente na superfície da pele, mãos e no olho (cristalino) se utiliza a profundidade de 0,07 mm [$H_p(0,07)$]. Também se pode utilizar a profundidade de 3 mm [$H_p(3)$] para avaliar a dose no cristalino (ICRP, 2007; ICRU, 1993). $H_p(10)$ é indicado (ICRU, 1993) para monitoração de radiações fortemente penetrantes como, por exemplo, fótons com energias acima de 12keV; e $H_p(0,07)$ é indicado para monitoração de radiação fracamente penetrantes como raios X de baixa energia e radiação de partículas beta (ICRP, 2007; ICRU, 1993).

A monitoração de indivíduos ocupacionalmente expostos é orientada por comissões como: a ICRP, a ICRU e o Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas de Radiação dos Estados Unidos (NCRP). Em procedimentos intervencionistas recomenda-se o uso de um dosímetro colocado sobre o corpo, por dentro do avental. Porém, como a exposição no corpo do profissional não é uniforme, devido ao uso de vestimentas de proteção (avental, protetor de tireóides), para melhor estimar a dose efetiva é também recomendado o uso de um dosímetro adicional colocado por fora do avental (sobre o protetor de tireóide), como ilustra a Figura 30 (ICRP, 2000; NCRP, 1995). O dosímetro interno representa a exposição das áreas cobertas pelas vestimentas de proteção e o externo das áreas que não estão completamente protegidas. E quando for necessário monitorar a dose na pele, pés, mãos e na região dos olhos devem ser utilizados dosímetros de extremidades (ICRP, 2000; NCRP, 1995).

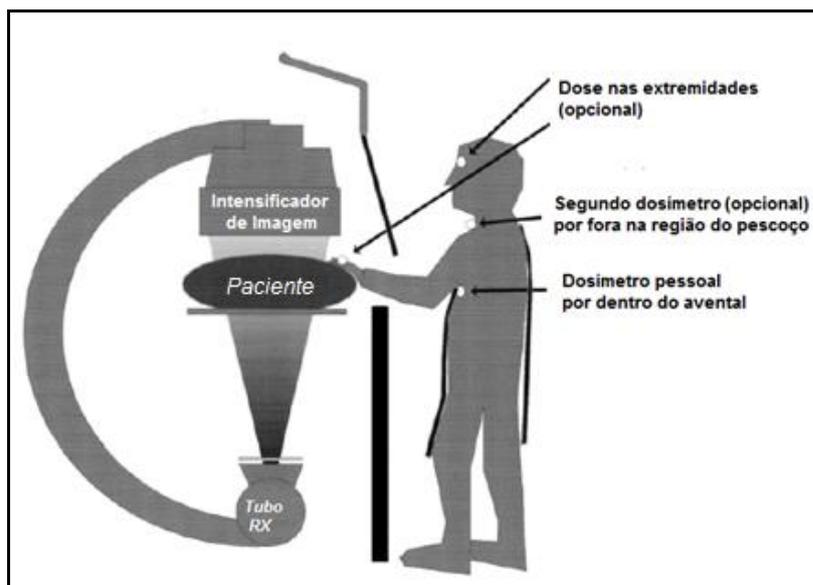


Figura 30: Dosímetros para monitoração ocupacional em fluoroscopia segundo a ICRP 85 (2000)

Se a exposição do trabalhador é homogênea ou os valores de dose efetiva forem inferiores ao limite de dose anual regulamentado, o valor de $H_p(10)$ determinado com um único dosímetro, é aceito como suficiente para estimar a dose efetiva. Em caso contrário, utilizam-se algoritmos matemáticos para estimar a dose efetiva a partir da medida de um ou de dois dosímetros, calibrados em $H_p(10)$ e/ou $H_p(0,07)$ (ICRP, 2007; ICRU, 1993).

Diversos algoritmos têm sido propostos para estimar a dose efetiva em procedimentos intervencionistas. Os mais utilizados são os que se baseiam na medida de dois dosímetros e que levam em consideração a influência do uso de vestimentas de proteção que são: o algoritmo de Roseinstein & Webster (1994), que é recomendado pela NCRP 122 (1995) e o algoritmo de Niklason et al. (1994). Dentre esses dois, o algoritmo de NIKLASON é o mais utilizado (DELICHAS et al., 2003; ESTATHOPOULOS et al., 2003; FOTI et al., 2008; LIE et al., 2008; NIKLASON et al., 1994; SCHULTZ; ZOETELIEF, 2006; TRIANNI et al., 2005b; TSAPAKI et al., 2004a).

A diferença entre esses e outros algoritmos está nas considerações que são utilizadas para estabelecer os coeficientes (α e β) da equação em cada método. A fórmula geral se apresenta na Equação 1:

$$E(mSv) = \alpha H_{under} + \beta H_{over} \quad (1)$$

Onde H_{under} corresponde à medida do dosímetro colocado por dentro do avental (no tórax ou cintura), calibrado em $H_p(10)$; e H_{over} representa a medida do dosímetro colocado por fora do avental (sobre o protetor de tireóides, na região do pescoço), calibrado em

$H_p(0,07)$. Esse segundo dosímetro pode ser calibrado em $H_p(10)$ e convertido para $H_p(0,07)$ pela relação: $H_p(0,07)=1,03H_p(10)$ (JÄRVINEN et al., 2008a; KIM et al., 2008; SHULTZ; ZOETELIEF, 2006).

Estudos realizados por Padovani, Foti e Malisan (2001) e Schultz e Zoetelief (2006) avaliando a adequação e a acurácia dos algoritmos de cálculo da dose efetiva, concluíram que o algoritmo de Niklason é o que provê a estimativa da dose efetiva de forma mais adequada ao que recomenda a ICRP 75 (1998); e que, segundo estudos realizados por Kicken et al. (1999) o algoritmo de Roseinstein e Webster (1994), apesar de ser recomendado pela NCRP 122 (1995), deveria ser evitado pois subestima seriamente a dose efetiva. Por outro lado, estudos apresentados por Järvinen et al. (2008a), compararam quinze algoritmos, apresentados em trabalhos publicados, e concluíram que o algoritmo de Niklason et al. (1994) também subestima a dose efetiva por um fator de 1,3 (JÄRVINEN et al., 2008a, 2008b). De acordo com a NCRP 122 (1995) é desejável que o algoritmo não subestime a dose efetiva e a superestimação aceitável é de até 2 vezes quando forem utilizados 2 dosímetros, e de até 3 quando for utilizado apenas um dosímetro (PADOVANI, FOTI, MALISAN, 2001).

Foti et al. (2008) e Järvinen et al. (2008a) alertam que estimar a dose efetiva com base na medida de um único dosímetro colocado por fora do avental pode trazer superestimação, enquanto a estimativa com um dosímetro colocado por dentro do avental pode representar subestimação. Os autores também discutem que o uso de dois dosímetros, como recomenda a ICRP 85 (2000), pode até prover uma medida mais precisa, mas acarreta um custo adicional além de uma série de problemas relacionados com a disciplina do uso por parte dos profissionais. Schultz e Zoetelief (2006) e Kulpers et al. (2008), comparando a acurácia da estimativa da dose efetiva, a partir de um ou dois dosímetros, concluíram que o uso de dois dosímetros não torna a estimativa mais precisa (KULPERS et al., 2008; SCHULTZ; ZOETELIEF, 2006).

Boetticher et al. (2008) avaliando o impacto das novas recomendações da ICRP 103 (2007) apresentaram novos coeficientes para o algoritmo de cálculo da dose efetiva considerando os fatores de ponderação da radiação para órgãos e tecidos recentemente estabelecidos na ICRP 103 (2007). Em estudos mais recentes, esses mesmos autores redefiniram os coeficientes da equação geral (Equação 1) considerando também a influência da espessura das vestimentas de proteção na energia efetiva do feixe de raios X (BOETTICHER et al., 2010).

A diversidade de métodos para estimar a dose efetiva, a falta de informações complementares e de padronização ao expressar os resultados obtidos são os principais

problemas que dificultam e, às vezes, impossibilitam a comparação entre os estudos (FOTI et al., 2008; JÄRVINEN et al., 2008b; KIM et al., 2008; PADOVANI; FOTI; MALISAN, 2001; VAÑÓ et al., 2006a). Por isso, diversos autores sugerem que uma maneira de possibilitar melhor comparação seria expressar os valores de dose efetiva em unidades de sievert por procedimento, ou apresentar os resultados normalizados em relação a algum parâmetro significativo que expresse a complexidade dos procedimentos como, segundo os autores, o P_{KA} (PADOVANI; RODELLA, 2001). Alguns estudos (TSAPAKI et al., 2004a; 2005) sugerem estabelecer uma correlação entre a dose-paciente e a dose ocupacional, porém os resultados encontrados não foram considerados significativos em procedimentos de cardiologia como AC e ATC (TRIANNI et al., 2005b; TSAPAKI et al., 2004a; 2005).

Sanchez et al. (2010) apresentaram um sistema de monitoração da dose ocupacional, que mostra em tempo real o equivalente de dose pessoal nos profissionais dentro da sala de procedimentos clínicos. O sistema capta e grava a cada segundo as medidas dos dosímetros de cada profissional presente na sala e transmite sem fios (*wireless*) para um painel em frente ao médico. O sistema também alerta se o dosímetro está mal posicionado e se a taxa de radiação espalhada na sala está alta. Os autores acreditam que o alerta em tempo real motivará os profissionais a usar os dispositivos de proteção mais efetivamente e ajudará os médicos a reconhecer e corrigir, quando possível, projeções onde a taxa de radiação espalhada na sala for alta. A Figura 31 mostra o dosímetro pessoal posicionado no avental de um profissional e o painel com a indicação da dose efetiva nos demais dosímetros.



Figura 31: Dosímetro pessoal e painel do sistema de monitoração de dose ocupacional em tempo real (SANCHEZ et al., 2010).

Além da dose efetiva, a dose equivalente nas extremidades é de grande interesse para a proteção radiológica. Estudos têm avaliado a dose equivalente em diferentes regiões do corpo

de profissionais como: olhos, mãos, joelhos, pés, principalmente nas extremidades para as quais existe limite de dose regulamentado. Diversos estudos têm alertado para o fato de que, em procedimentos intervencionistas, a radiação nas extremidades, como por exemplo, nos olhos e nas mãos, especialmente no lado esquerdo, têm apresentado valores altos que podem exceder ao limite de dose anual regulamentado (LIE et al., 2008; VAÑÓ et al., 1998a; 2010).

Vañó et al. (1998b) apresentaram resultados de estudos onde foram observados pontos de opacidade e catarata no cristalino dos olhos, de um radiologista e duas enfermeiras, que foram diagnosticados por oftalmologistas como sendo compatíveis com lesões devido à exposição à radiação. A Figura 31 mostra o olho direito de um médico que recebeu a dose maior. A dose equivalente anual estimada nos olhos foi de 450 a 900 mSv.

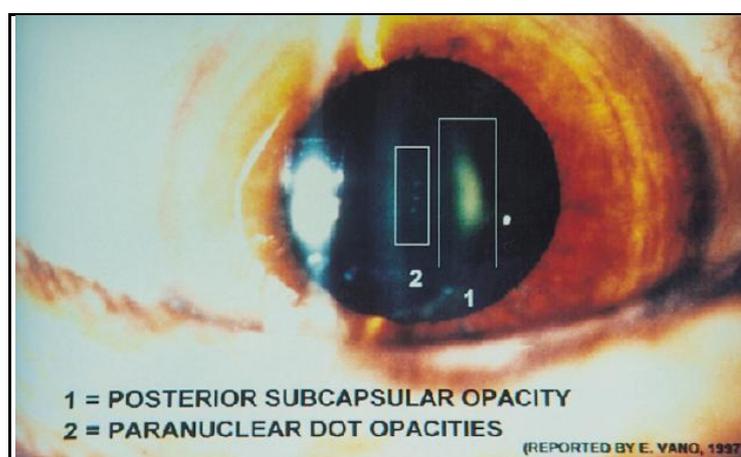


Figura 32: Opacidade e catarata induzidas por radiação no cristalino do médico intervencionista (VAÑÓ et al., 1998b)

Em estudos recentes Vañó et al. (2010) reportaram a incidência de catarata em profissionais de cardiologia intervencionista a partir de duas pesquisas: uma em Bogotá, Colômbia, em setembro de 2008 (28 médicos e 48 paramédicos) e outra em Montevideu, Uruguai, em abril de 2009 (16 médicos e 24 para médicos). Essas pesquisas foram realizadas durante os congressos regionais da Sociedade Latino-americana de Cardiologia Intervencionista (SOLACI), por meio de uma avaliação detalhada na lente dos olhos de profissionais de cardiologia intervencionista: médicos, enfermeiros e técnicos que trabalhavam em laboratórios de cateterismo cardíaco, bem como em um grupo de profissionais (51) que não foram expostos à radiação ionizante na cabeça ou região do pescoço. Os resultados dessas pesquisas mostraram que o risco de opacidade subcapsular posterior nos cardiologistas intervencionistas foi 38% superior (e 21% para enfermeiros e

técnicos) quando comparados aos profissionais que não receberam radiação na região da cabeça.

De acordo com a ICRP 103 (2007) a exposição prolongada nos olhos, por exemplo, como a que ocorre nos médicos intervencionistas, pode causar catarata a 5 Gy se a dose for recebida em exposição única, e a 8 Gy se a dose for recebida de forma fracionada. Entretanto, novas pesquisas avaliando a incidência de catarata em trabalhadores de limpeza que participaram no acidente de Chernobyl, em sobreviventes da bomba de Hiroshima e em astronautas encontraram um limiar de radiação para a formação de catarata inferior ao que orienta a ICRP (CUCINOTTA et al., 2002; RASTEGAR et al., 2002; WORGUL et al., 2010). Chodick et al. (2008) avaliaram o risco de catarata a baixas taxas de doses e concluíram que não existe um limiar a partir do qual ocorre a formação da catarata.

Essas e outras pesquisas (BJELAC et al., 2010; FLAMANT, et al., 2009) têm mostrado que com respeito à catarata e, também, às doenças cardiovasculares, existem evidências de maior incidência dessas lesões do que o esperado após exposição a baixas doses. Um recente relatório da ICRP, ainda não publicado, mas disponível para consulta pública desde 20 de janeiro de 2011, faz duas alterações nos limiares para reações dos tecidos, a saber: o limiar de dose para catarata induzida por radiação é agora considerado em 0,5 Gy para exposições únicas e/ou fracionadas; e as doenças circulatorias estão sendo reconhecidas como um importante efeito tardio da exposição à radiação onde o limiar de aproximadamente 0,5 Gy está sendo proposto (ICRP, 2011).

Essas novas considerações certamente implicarão em revisão dos limites de exposição ocupacional que atualmente são: 20 mSv para a dose efetiva anual em qualquer período de cinco anos consecutivos, que não deve exceder a 50 mSv em nenhum ano; e 500 mSv para a dose equivalente anual nas extremidades (pés e mãos) e 150 mSv no cristalino (BRASIL, 1998; ICRP, 2000, 2007).

Com relação à dose equivalente nas mãos, Wagner e Archer (2000) e Balter (2001b) reportaram lesões nas mãos (Figura 33) de um radiologista de 33 anos, Mirhan Krikor Kassabian (1870 - 1910), que trabalhou intensivamente durante sete anos com fluoroscopia e tinha o hábito de colocar a mão diretamente no feixe. A Figura 34 mostra a mão de outro radiologista, que tinha o mesmo hábito, mostrando lesões similares. Esse profissional depois de 20 anos de prática relatou dores, enrugamento na superfície da mão, perda de colágeno, pigmentação, que foram atribuídas a efeitos induzidos por radiação. Segundo BALTER (2001b) foram necessários 10 anos para recuperar a maioria dos efeitos depois que ele mudou o hábito de colocar a mão diretamente no feixe.



Figura 33: Mãos do Médico Mirhan Krikor Kassabian de 33 anos (1870 - 1910), há sete anos trabalhando com fluoroscopia (BALTER, 2001b).

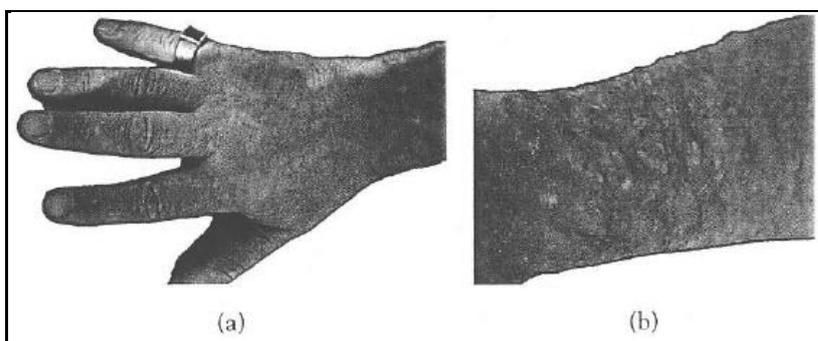


Figura 34: Mãos (a) e detalhes do enrugamento no braço (b) devido ao hábito de expor a mão diretamente no feixe de radiação durante 20 anos de prática profissional (BALTER, 2001b).

Outros casos reportados relatam perda de pelos (alopecia) nos membros inferiores abaixo da linha onde alcança o avental de proteção. Como o tubo de raios X fica embaixo da mesa, a radiação espalhada nessa região é cerca de 3 a 10 vezes maior que em cima da mesa e com isso as pernas recebem uma radiação espalhada maior que em outras partes do corpo (BALTER, 2001b). Por fim, estudos apresentados por Vañó et al. (2006a) destacaram que a radiação que os cardiologistas recebem na cabeça também pode induzir câncer no cérebro.

2.1.4.1 Proteção do profissional: proteção radiológica

A proteção do profissional no ambiente de realização dos procedimentos intervencionistas é feita por meio de: equipamentos de proteção individual (EPIs), ou seja, as vestimentas de proteção (aventais, protetor de tireóide, óculos e luvas); e por acessórios, acoplados ao equipamento de angiografia, para proteção do operador (a cortina lateral inferior

“saiote lateral” fixada na mesa do paciente, e a tela de vidro (ou acrílico) plumbífero fixada no teto). A Figura 35 ilustra esses acessórios e o posicionamento correto deles em procedimentos de cardiologia.



Figura 35: Acessórios de proteção para o operador (a) e posicionamento correto em relação ao paciente para procedimentos de cardiologia (b) (BOETTICHER et al., 2009).

O avental e o protetor de tireóide de borracha plumbífera, com espessura de 0,5 mm chumbo equivalente, podem atenuar a radiação em até 95% para a energia típica dos raios X em procedimentos guiados por fluoroscopia (KIM; MILLER, 2009). Estudos apresentados por Boetticher et al. (2009) avaliaram a eficiência combinada de diversos EPIs, mostrando que o uso do avental e protetor de tireóide, com equivalência de 0,35 mm de chumbo, oferecem 50% mais proteção do que o avental com equivalência 0,5 mm de chumbo sem protetor de tireóide. Em outras palavras, o aumento da espessura do avental necessariamente não aumenta a proteção, se outras regiões importantes estão desprotegidas.

Os óculos com lentes de vidro, com equivalência de 0,5mm de chumbo, frontal e lateral, são capazes de atenuar de 35 a 95% a radiação nos olhos do intervencionista (KIM; MILLER, 2009).

A luva cirúrgica de borracha com materiais de elevado número atômico (chumbo, tungstênio) apresentam um atenuação de 21 a 50% da radiação incidente, dependendo da tensão do tubo de raios X, mas pode não representar uma redução significativa se o profissional colocar a mão diretamente no feixe e também por que reduz a sensibilidade tátil e podendo implicar em maior tempo de realização do procedimento (KIM; MILLER, 2009).

Os acessórios do equipamento, para proteção do operador (saiote lateral e a tela de acrílico plumbífero), podem reduzir a radiação espalhada nos olhos e mãos dos médicos em até 20 vezes (Maeder et al., 2006). Estudos têm mostrado que o uso da tela superior reduz em 98% a radiação nos olhos do cardiologista e o saiote inferior reduz a radiação por um fator de 10 a 40 nas gônadas, pernas e pés do operador principal (KIM; MILLER, 2009; KOUKORAVA et al., 2010; SERVOMAA; KARPPINEN, 2001).

Apesar da comprovada eficácia desses EPIs e acessórios, são reportados desconforto físico e redução da habilidade de condução dos procedimentos durante o uso. O peso dos aventais associado ao longo tempo em pé, em procedimentos demorados, é uma das principais queixas de dores e desconfortos na coluna depois um dia de trabalho. Apesar do desconforto, os aventais e o protetor de tiróide são os mais utilizados.

Alternativas para reduzir alguns desses problemas, no caso dos aventais, é utilização do avental em duas partes (blusa e saiote) que distribui o peso 30 % sobre os ombros e 70% na região da cintura. Recentemente, vestimentas utilizando novos materiais (*composite*), 20% mais leves e com eficiência, contra a radiação espalhada, similar aos aventais de borracha plumbífera já estão disponíveis (SUGUCHI et al., 2008).

Além do desconforto, o uso incorreto desses dispositivos de proteção pode comprometer a eficácia da proteção. No caso da luva, por exemplo, se a mão for exposta diretamente no feixe primário, o controle automático de exposição vai aumentar a taxa de exposição devido à equivalência de chumbo do material, aumentando a exposição e a dose na mão. Além disso, a dificuldade na manipulação dos instrumentos cirúrgicos devido à falta de habilidade por causa da espessura da luva, comparado com a luva comum, também pode aumentar o tempo do procedimento e conseqüentemente a dose (KIM; MILLER et al., 2009).

Diversos estudos têm reportado lesões nas mãos, olhos e o risco de câncer para médicos intervencionistas, mas essas informações não têm chegado de forma clara até eles. A proteção desses profissionais passa pela necessidade de conhecimento e conscientização deles próprios sobre as reais implicações da prática profissional em sua saúde. Segundo Vañó (2003; VAÑÓ et al., 2006a) as mais efetivas ações para promover a redução de riscos da radiação nesses profissionais são: o treinamento em proteção radiológica, um programa de redução da dose-paciente e a educação para um uso sistemático de EPIs e acessórios de proteção.

3 METODOLOGIA

3.1 Perfil dos Pacientes

Nesse estudo foram avaliados 143 procedimentos de cardiologia intervencionista sendo: 85 procedimentos de diagnósticos em pacientes adultos e 10 em pacientes pediátricos; e 33 procedimentos de angioplastia (ATC) em adultos e 15 procedimentos de intervenção cardíaca percutânea (ICP) em pacientes pediátricos com doença cardíaca congênita. O estudo foi realizado em um Hospital público de Recife no período de abril de 2007 a agosto de 2010.

Foram coletadas informações como: sexo, idade, peso, altura dos pacientes e informações clínicas sobre as enfermidades em estudo que influenciam a variação dos parâmetros de irradiação como a complexidade clínica dos procedimentos, a localização da lesão, o uso de stent, entre outras. A coleta de dados foi efetuada utilizando-se o formulário 1 apresentado no Apêndice 1.

O Índice de Massa Corpórea (IMC) para os pacientes adultos foi calculado uma vez que esse índice é, muitas vezes, utilizado como indicador do risco de doenças cardiovasculares como: hipertensão, doença arterial coronariana, infarto agudo do miocárdio, entre outras (OMS, 1999). O cálculo do IMC foi realizado a partir da Equação 2:

$$\text{IMC} = P \cdot h^{-2} \quad (2)$$

Onde P = peso (kg) e h= altura (m). Os resultados obtidos foram comparados com os valores de IMC da Organização Mundial da Saúde, apresentados na Tabela 8 (OMS,1999).

Tabela 8: Tabela de IMC da Organização Mundial da Saúde, (OMS,1999).

IMC (kg.m ⁻²) para homens e mulheres	
Menor que 18,5	Baixo peso
18,5 – 24,9	Normal
25 – 29,9	Pré-obesidade
30 – 34,9	Obesidade nível I
35 – 39,9	Obesidade nível II
Maior que 40	Obesidade nível III (mórbida)

Este estudo foi realizado utilizando o sistema PHILIPS Allura 12 que é utilizado pelo serviço de hemodinâmica do hospital para realização dos procedimentos de cardiologia

intervencionista. Inicialmente foram efetuados os testes de avaliação no equipamento angiográfico que serão descritos a seguir.

3.2 Testes de avaliação do equipamento angiográfico

O sistema Allura 12, apresentado na Figura 36, é composto por um equipamento angiográfico monoplanar em arco C e equipamentos auxiliares como: mesa de paciente em fibra de carbono; três monitores de vídeo na sala de exames e um na sala de observação; unidades de comando manual, remoto e pedais de acionamento; e equipamentos de processamento para registro de imagens e dados digitais. Esse sistema foi configurado para realização de exames de cardiologia, neurologia e angiografia vascular.

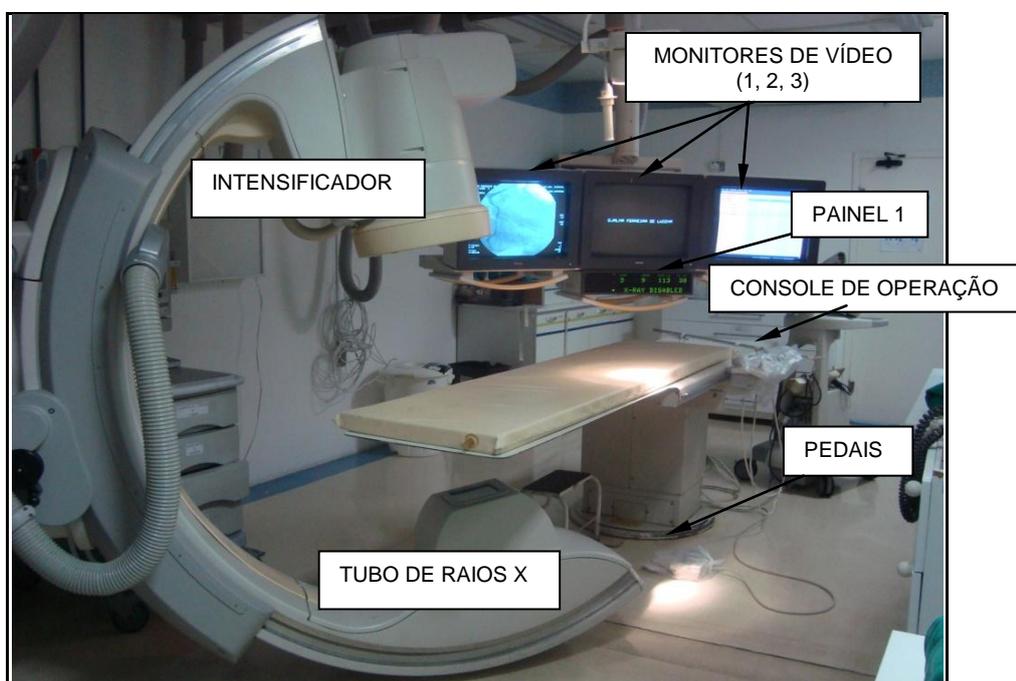


Figura 36: Angiógrafo monoplanar, com intensificador de imagem, PHILIPS Allura 12.

Para aquisição de imagens o sistema utiliza um intensificador de imagem e uma câmera CCD com taxas de aquisição de 15 e 30 imagens/s. As imagens são digitalizadas, transferidas e armazenadas utilizando o padrão de imagem DICOM e visualizadas em monitores de vídeo CRT (Tubo de Raios Catódicos).

O sistema Allura 12 opera nos modos de fluoroscopia e cinegrafia e os parâmetros de irradiação para esses modos estão programados em blocos de softwares conhecidos como APRs (*Anatomically Programmed Radiology*). Para os procedimentos de cardiologia estão disponíveis 12 programas de fluoroscopia e 11 de cinegrafia. No modo fluoroscopia os

programas mais utilizados são: fluoro *normal* pulsada e o fluoro *low* pulsada; e no modo cinegrafia são utilizados os APRs *15Coronary* e o *30Pediatric <4year*. Todos os programas para a fluoroscopia estão configurados para 30 pps, enquanto os programas de cinegrafia estão configurados para 15 e 30 imagens/s. A seleção do nível de fluoroscopia (*normal/high/low*) é feita diretamente pelo médico, no console de operação junto à mesa do paciente, durante o procedimento; e a seleção do APR de cinegrafia, é feita pelo técnico de radiologia (conforme solicitação do médico), no console de aquisição da sala de procedimentos.

A dosimetria nesse sistema é estimada a partir de cálculos efetuados pelo sistema computacional, utilizando os parâmetros de irradiação selecionados pelo AEC, com referência ao ponto IRP [*Interventional Reference Point*] definido na norma IEC 60-601. O IRP está localizado no feixe central, a 15 cm do isocentro na direção do tubo de raios X, e é definido como sendo a localização representativa da entrada do feixe na pele do paciente (IEC, 2000). O parâmetro calculado é denominado kerma ar no ponto de referência [*reference point air kerma*], ($K_{a,r}$). O valor deste e demais parâmetros são mostrados nos monitores de vídeo (três) e nos painéis (dois) dentro da sala de controle como informa a Tabela 9.

Tabela 9: Componentes do sistema Allura (vide Figura 36)

Dispositivo	Parâmetros	Função
Monitor 1, 2 e 3 (na frente do médico)	<ul style="list-style-type: none"> • Imagens em tempo real; • Últimas imagens gravadas 	<ul style="list-style-type: none"> • apresentação
Painel 1 (display acoplado ao monitor 1)	<ul style="list-style-type: none"> • Projeções (OAE, OAD, cranial, caudal); SID, Fov, $K_{a,r}$ acumulado e taxa de $K_{a,r}$. 	<ul style="list-style-type: none"> • apresentação
Console de visualização (remoto) (na sala de controle)	<ul style="list-style-type: none"> • Registro de dados do paciente • APRs, número de imagens, número de sequências, $K_{a,r}$ acumulado em cinegrafia, em fluoroscopia e total; • Acompanhamento remoto do procedimento clínico 	<ul style="list-style-type: none"> • inserção • apresentação
Console de aquisição (Painel 2) (na sala de procedimentos)	<ul style="list-style-type: none"> • Acionamento do sistema; • APRs de cinegrafia; • Tensão (kV), corrente (mA), pulso (ms), tempo de exposição (min). 	<ul style="list-style-type: none"> • Liga/desliga • Seleção

Nesse hospital o sistema de fluoroscopia não possui instalada a tela de acrílico pumblífero e o saiote de proteção contra radiação espalhada para proteção do operador.

Para determinar se o sistema funcionava adequadamente foram realizados os testes de avaliação de desempenho descritos a seguir. Esses testes foram realizados com base nos

requisitos da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), Portaria 453 e em protocolos publicados pela AAMP (2001); e comparados com especificações do fabricante, quando disponíveis (BRASIL, 1998; BRASIL, 2005; PHILIPS, 2003).

3.2.1 Alinhamento e colimação do campo de radiação ao intensificador de imagem

O alinhamento e a limitação e do campo de radiação às dimensões do intensificador de imagem foram avaliados utilizando: um dispositivo centralizador de cobre e uma folha de filme radiocrômico, uma placa de cobre (0,5 mm espessura) e um dispositivo nível de bolhas.

Inicialmente, o tubo de raios X, a mesa e o intensificador foram nivelados usando o dispositivo nível de bolha, e uma placa de 0,5 mm de cobre foi colocada na entrada do intensificador de imagem para proteção do mesmo.

O dispositivo para verificação do alinhamento do feixe foi colocado sobre a mesa de paciente e centralizado visualmente no monitor de vídeo, com o colimador manual completamente aberto. Uma folha de filme radiocrômico foi colocada sobre esse dispositivo centralizador, como mostra o esquema na Figura 37. O dispositivo e o filme foram irradiados durante 2 minutos, no modo fluoroscopia *normal* para cada um dos campos do intensificador (F.o.V), correspondentes aos diâmetros 12, 17, 22 e 30 cm do intensificador de imagem (II). As distâncias e os parâmetros de irradiação indicados pelo equipamento foram anotados. As dimensões dos diâmetros dos campos de radiação no filme foram medidas. Com os valores obtidos calculou-se a dimensão do campo na entrada do intensificador fazendo-se a correção com o inverso do quadrado da distância. Os valores obtidos foram comparados com os diâmetros nominais dos campos do intensificador de imagem. Também foi calculada a discrepância desses valores em relação à distância SID.

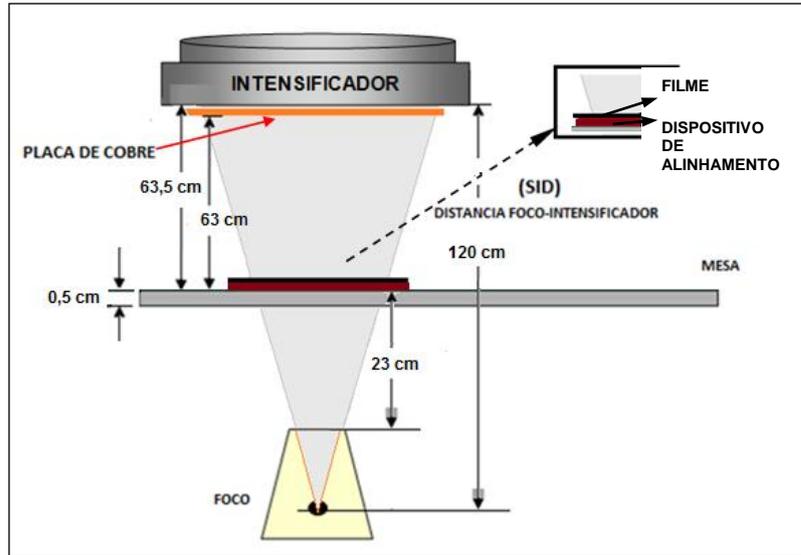


Figura 37: Esquema do arranjo experimental para avaliação do alinhamento do feixe.

Para determinar se o alinhamento dos campos mudava com a distância SID, variou-se a distância SID de 120 cm (máximo) até 90 cm (mínimo) e observou-se a imagem resultante no monitor de vídeo.

3.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Para avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de raios X foram utilizados: um medidor de kVp de leitura direta, RMI kVp meter, uma trena (5m) e um medidor de nível de bolhas. O arranjo experimental utilizado para o teste está esquematizado na Figura 38.

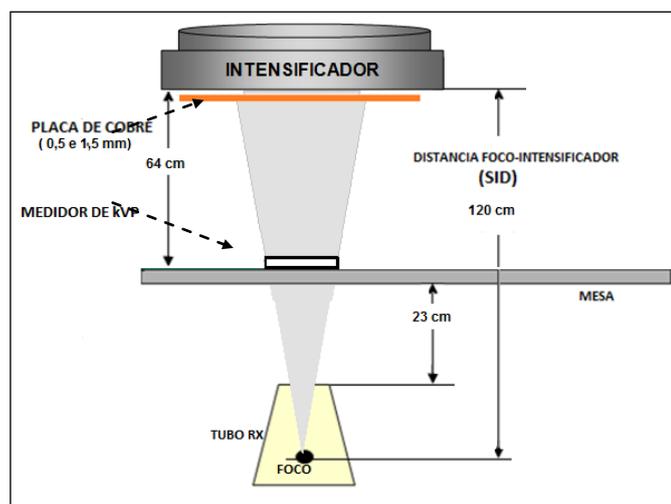


Figura 38: Esquema do arranjo experimental para o teste de reprodutibilidade da tensão.

Inicialmente, o tubo de Raios X, a mesa e o intensificador foram nivelados usando o dispositivo nível de bolha. O medidor de kVp foi ajustado para medição em fluoroscopia e colocado sobre a mesa com a janela de entrada centralizada com o feixe primário a uma distância de 56 cm do ponto focal. Uma vez que o equipamento Allura 12 possui controle automático de exposição (AEC), e não é possível operar o equipamento no modo manual, foram colocadas placas de cobre, de diferentes espessuras entre o medidor de kVp e o intensificador de imagem para ativar o AEC e variar a tensão aplicada. O campo foi colimado de modo a cobrir a área sensível do medidor e foram realizadas quatro exposições no modo fluoroscopia *normal*, anotando os valores de tensão medidos (no medidor de kVp) e indicados no display do console de aquisição do equipamento Allura 12. Esse procedimento foi repetido para os diferentes valores de tensão conseguidos com a variação da espessura da placa de cobre. O desvio percentual entre os valores nominais e os valores médios medidos foi obtido utilizando a Equação 3 e a reprodutibilidade foi calculada utilizando a Equação 4.

$$desvio\% = \frac{kVp_{nominal} - kVp_{MÉDIO}}{kVp_{nominal}} * 100 \quad (3)$$

$$R(\%) = \frac{kV_{Máx} - kV_{Mín}}{(kV_{Máx} + kV_{Mín})/2} * 100 \quad (4)$$

3.2.3 Espessura da camada semirredutora

A medida da camada semirredutora (CSR) foi realizada utilizando-se uma câmara de ionização cilíndrica modelo 20X6-3 e um eletrômetro modelo 2026C de marca Radcal Corporation, previamente calibrados pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Departamento de Energia Nuclear da UFPE (LMRI-DEN/UFPE) e quatro absorvedores de alumínio (com 99,99% de pureza) de diferentes espessuras. O arranjo experimental para determinação da CSR está representado na Figura 39.

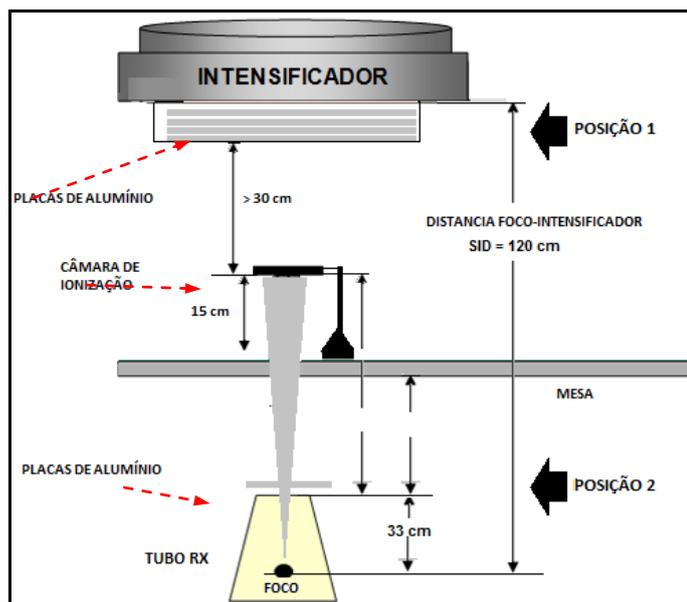


Figura 39: Esquema do arranjo experimental para o teste da camada semi-redutora.

Inicialmente o sistema foi nivelado e quatro placas de alumínio, com espessura total de 8,87 mm, foram colocadas entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem (posição 1 na Figura 39). Para minimizar a radiação espalhada, a câmara de ionização foi posicionada em um suporte sobre a mesa, a uma distância de 30 cm do intensificador e a 15 cm da mesa de paciente.

Foram realizadas exposições no modo fluoroscopia *normal* pulsada (30 pps). Os resultados das leituras da câmara foram anotados para assegurar que os parâmetros de irradiação (kV, mA), indicados no display do equipamento de fluoroscopia, não mudavam. Esse procedimento foi repetido mais duas vezes e o valor médio das três leituras foi registrado como valor da intensidade inicial. Na sequência, as placas de alumínio foram retiradas, uma de cada vez, e posicionadas entre o tubo de raios X e a câmara de ionização (Posição 2 na Figura 39) para atenuar o feixe. Esse procedimento foi repetido até que se obteve um valor de leitura inferior à metade da leitura inicial. Esse esquema de movimentação das placas de alumínio tem o objetivo de manter a mesma espessura de atenuadores no feixe para não haver variações na tensão e na corrente aplicadas ao tubo de raios X durante as exposições.

O valor da camada semirredutora foi calculado a partir da equação da curva de intensidade percentual versus espessura do filtro de alumínio, traçada com os valores medidos. Os resultados obtidos foram comparados com dados tabelados na norma IEC 60-601 e Portaria 453 (BRASIL, 1998; IEC, 2000).

3.2.4 Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem

A taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem foi medida utilizando-se uma câmara de ionização modelo 20X6-180 e eletrômetro 2026C de marca *Radcal Corporation*, previamente calibrados pelo LMRI-DEN/UFPE, e uma placa de cobre de dimensões 20 x 20 cm e 1,5 mm de espessura, cujo objetivo foi obter uma tensão do tubo de raios X em torno de 80 kV. O esquema de medição e as distâncias utilizadas estão representados na Figura 40.

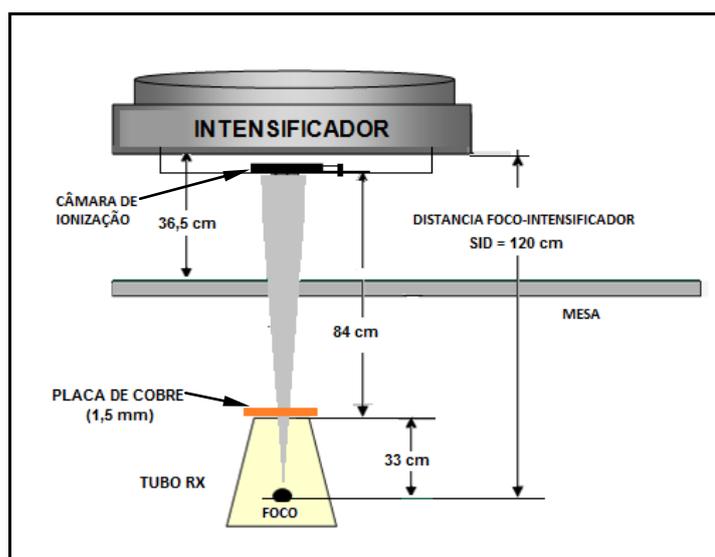


Figura 40: Arranjo experimental para as medidas da taxa de kerma ar na entrada do intensificador.

A câmara foi posicionada no suporte a uma distância de 3 cm da entrada do intensificador e centralizada observando a imagem no monitor de vídeo. A distância entre o tubo de raios X e o intensificador foi posicionada para a máxima SID = 120 cm. Foram realizadas duas exposições nos modos de operação mais utilizados nos procedimentos clínicos, que estão apresentados na Tabela 10, e para tamanhos de campo 12 e 17 cm. As leituras obtidas com a câmara e os parâmetros indicados pelo equipamento de fluoroscopia foram anotados. Uma vez que a distância da câmara de ionização até a janela do intensificador foi de 3 cm, as leituras obtidas foram corrigidas pelo inverso do quadrado da distância. As leituras foram corrigidas aplicando-se os fatores: de temperatura e pressão e de calibração, para a energia na qualidade RQR 7, determinados pelo LMRI-DEN/UFPE.

Apesar de que se recomenda que a grade antiespalhamento seja retirada para realização deste teste (AAPM, 2001), isso não foi possível devido a problemas técnicos.

Tabela 10: Modos de operação mais utilizados clinicamente

Modos de operação (APRs)
FLUOROSCOPIA <i>low</i> (30 pps)
FLUOROSCOPIA <i>normal</i> (30 pps)
CINEGRAFIA – 15 <i>coronary</i> (15 imagens/s)
CINEGRAFIA – 30 <i>Pediatric < 4 year</i> (30 imagens/s)

3.2.5 Taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente

A taxa de kerma ar típica na superfície da entrada da pele do paciente foi determinada utilizando-se uma câmara de ionização cilíndrica 20X6-3 com eletrômetro 2026C de marca *Radcal Corporation*, previamente calibrados pelo LMRI-DEN/UFPE, e placas de acrílico (polimetil-metacrilato_PMMA) de 30 X 30 x 1,5 cm cada uma.

O sistema foi nivelado e o intensificador posicionado a 32 cm da mesa. A distância foco pele (SSD) foi ajustada para a menor distância (57,5 cm), usando a distância SID de 90 cm. As placas de acrílico foram agrupadas de modo a formar espessuras de 10,3, 17,1 e 23,2 cm, para simular espessura de pacientes pediátricos e adultos.

A câmara de ionização foi posicionada sobre a mesa, no centro de um suporte de isopor, a 30 cm do intensificador (como ilustra a Figura 41), e centralizada visualmente, com relação ao intensificador, observando no monitor de vídeo.

Foram realizadas duas exposições para cada um dos modos de operação, indicados na Tabela 10 e para cada espessura de PMMA agrupada. Com a espessura de 17,1 cm de PMMA, que foi considerada a espessura representativa dos pacientes desse estudo, foram realizadas duas exposições com todos os tamanhos de campo e todos os modos de fluoroscopia e cinegrafia utilizados clinicamente.

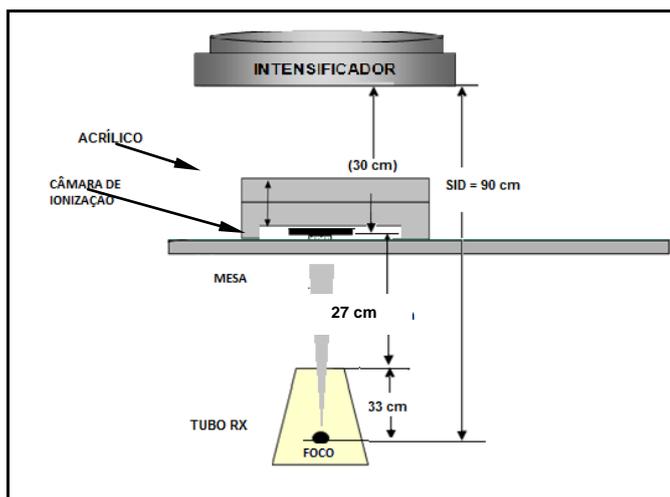


Figura 41: Arranjo experimental para o teste da taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente.

Os parâmetros de irradiação (tensão, corrente e largura do pulso) e os resultados das leituras da câmara foram anotados. As leituras da câmara foram corrigidas para os fatores: de temperatura e pressão, e de calibração, para a energia na qualidade RQR 7, determinados pelo LMRI-DEN/UFPE. Para essa espessura de acrílico, a variação da taxa de kerma ar foi representada graficamente em função dos tamanhos de campos do intensificador de imagem (12, 17, 22 e 30 cm) e seu comportamento analisado.

Os valores da taxa de kerma ar medidos com a câmara de ionização foram normalizados para a distância foco-pele de 61,5 cm, que corresponde ao ponto de referência IRP no equipamento Allura, e os valores de $K_{a,r}$ foram corrigidos para o retroespalhamento devido ao acrílico.

Para comparar com a literatura, os resultados obtidos com as diferentes espessuras de acrílico foram interpolados para espessuras de 15 e 20 cm, normalizando para a distância foco-pele de 66 cm.

3.2.6 Avaliação do controle automático de exposição

A avaliação do controle automático de exposição foi realizada utilizando os materiais e a mesma geometria que se utilizou para o teste da taxa de kerma ar típica na entrada do paciente.

Foram realizadas duas exposições para cada um dos modos de operação indicados na Tabela 10. Para cada espessura de acrílico, foram anotados os valores de tensão, corrente e largura de pulso de corrente do tubo de raios X, assim como os valores de $K_{a,r}$ indicados no

display do equipamento. A variação da taxa de kerma ar em função do tensão, corrente e largura do pulso de corrente do tubo de raios X foi representada graficamente para os diferentes tamanhos de campos para fluoroscopia *normal*, *low* e cinegrafia. Os resultados dos gráficos foram utilizados para avaliar a faixa de funcionamento e a saturação do sistema de controle automático de exposição (AEC).

3.2.7 Taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente

O arranjo experimental para este teste foi o mesmo utilizado para determinação da taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente, apresentado no item 3.2.5. A taxa de kerma ar máxima na superfície de entrada da pele do paciente foi determinada com o arco C em posição AP, para a distância foco-pele de 53,5 cm e distância SID de 120 cm, adicionando uma placa de chumbo de dimensões 20 X 20 cm sobre a espessura de acrílico de 23,2 cm. O valor da taxa para à distância foco-pele menor possível do sistema (30 cm) foi calculada usando a correção para o inverso do quadrado da distância.

3.2.8 Resolução espacial e discriminação de baixo contraste

Para avaliar a resolução espacial e a discriminação de baixo contraste foi utilizado o dispositivo *test tool* 07-647-RF/QC, fabricado pela *Nuclear Associate*, apresentado na Figura 42.

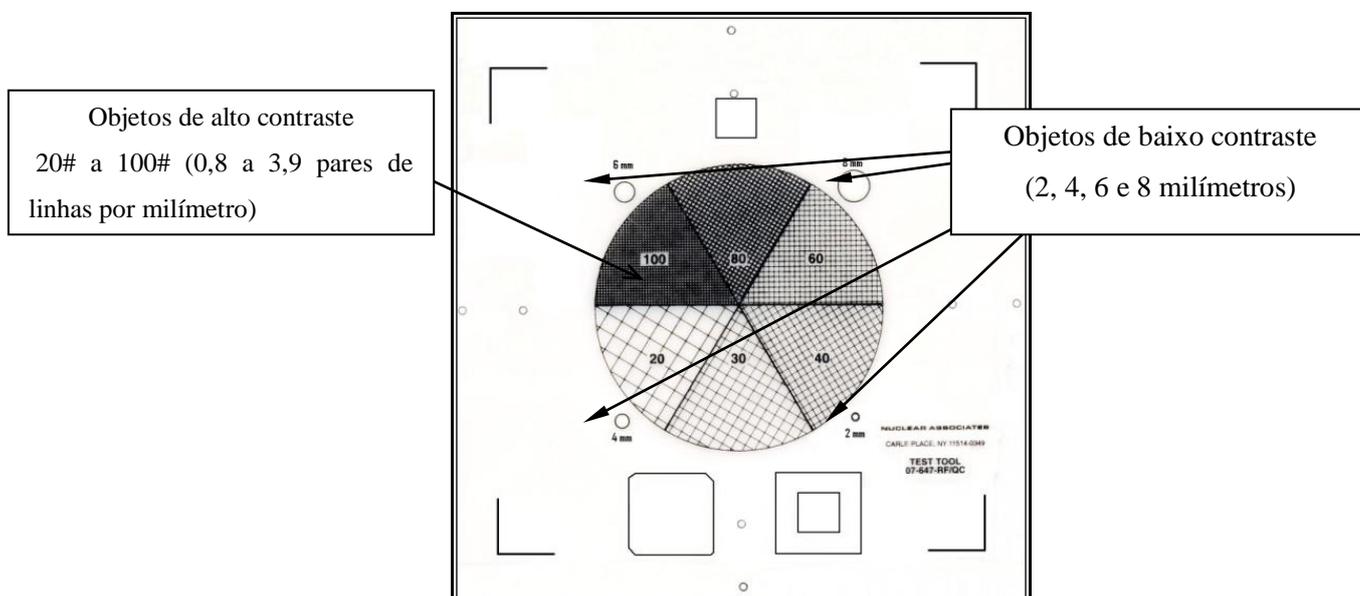


Figura 42: Dispositivo de teste de resolução

Inicialmente o sistema foi nivelado, o intensificador foi posicionado a 30 cm da mesa. A distância SID foi ajustada para o valor mínimo (90 cm) e selecionou-se o maior tamanho de campo do intensificador. O dispositivo de teste foi colocado sobre a mesa, centralizado visualmente e orientado a 45° em relação às linhas de varredura do monitor de vídeo e às linhas da grade.

Foram realizadas exposições no modo fluoroscopia e cinegrafia selecionando os campos do intensificador e as técnicas mais utilizadas clinicamente, resumidas na Tabela 10, mostrada anteriormente. O brilho e o contraste no monitor de vídeo foram ajustados e os objetos de alto e baixo contraste visualizados (quadrados com chumbo e cobre) foram registrados, analisados e comparados com dados da literatura.

3.3 Dosimetria de pacientes

3.3.1 Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação

Nesse estudo foram avaliadas as doses na entrada da pele de pacientes adultos e pediátricos, submetidos a procedimentos intervencionistas. Para o estudo dosimétrico, a partir dos parâmetros $K_{a,r}$ e P_{KA} , foram coletados dados dos pacientes de duas formas:

- 1) Durante o procedimento intervencionista;
- 2) A partir de dados armazenados no sistema computacional do equipamento.

No primeiro caso, os parâmetros foram coletados durante os procedimentos. No segundo caso, a coleta foi realizada utilizando aplicativos para visualização de imagens médicas como: o *PMSDview* (Phillips DICOM viewer R2.3) e o *ONIS free 2.2* (DIGITALCORE, 2009). A escolha dos pacientes de ATC adultos foi dentre aqueles registrados pelos médicos no estudo clínico: Registro da Intervenção Coronária Percutânea no Brasil, cujo objetivo é fazer a avaliação clínica dos pacientes. Os pacientes do diagnóstico adultos (AC) e pediátricos (CATE) foram selecionados a partir de uma lista de procedimentos cujos dados de $K_{a,r}$ e tempo de exposição total haviam sido anotados e estavam disponíveis para este estudo. Para a coleta dos dados foram utilizados os formulários 2, 3 e 4 apresentados no Apêndice 1.

As informações coletadas foram: tensão (kV) e corrente (mA) aplicadas ao tubo de raios X e largura do pulso (ms); número de sequências de aquisição de imagens; número de imagens; tempo acumulado em fluoroscopia(s), em cinegrafia(s) e total (min); magnitude do

kerma ar no ponto de referência IRP [$K_{a,r}$] (mGy) referente à fluoroscopia, cinegrafia e total; angulações e rotações do arco C; tamanho dos campos de visão (FoV) e as distâncias do ponto focal ao intensificador (SID) e à superfície da mesa (SSD). Também foi registrado o nível (*normal/high/low*), o modo (contínuo/pulsado) e a frequência dos pulsos da fluoroscopia; e a taxa de aquisição de imagens (Imagens.s^{-1}) em cinegrafia.

A partir dos valores de $K_{a,r}$ calculou-se o kerma ar na superfície de entrada da pele do pacientes ($K_{a,e}$), ao nível da mesa, levando-se em consideração a variação da intensidade da radiação com o inverso do quadrado da distância e, como o $K_{a,r}$ não contabiliza a radiação espalhada, utilizou-se um fator de retroespalhamento ($B = 1,3$) (ICRU, 2005; NCRP, 2010). A altura da mesa que é habitualmente utilizada pelos médicos foi medida resultando em aproximadamente 90 cm do chão. Com os valores de $K_{a,e}$ obtidos avaliou-se a ocorrência de valores acima dos limiares para efeitos determinísticos, indicados na ICRP 85 (2000).

A partir dos valores registrados para os parâmetros $K_{a,r}$, SID e FoV foi calculado o P_{KA} para cada paciente de duas formas:

a) para os pacientes do primeiro grupo de coleta, para os quais se registrou os valores de $K_{a,r}$ parciais, estimou-se o tamanho do campo no ponto de referência IR com os valores de SID e FoV registrados para cada projeção e multiplicou-se esse valor (área) pelo $K_{a,r}$ correspondente, obtendo-se o P_{KA} parcial em cada projeção. Com o somatório dos P_{KA} parciais obteve-se o P_{KA} total de cada paciente (método 1);

b) para os pacientes do segundo grupo de coleta estimou-se o tamanho do campo no ponto de referência IR a partir dos valores médios de SID e do FoV registrados e multiplicou-se esse valor pelo $K_{a,r}$ acumulado total (método 2).

Os dois métodos utilizados para calcular o P_{KA} foram comparados entre si e também com medidas efetuadas com uma câmara P_{KA} em dois procedimentos clínicos (um AC e um ATC).

Os valores de P_{KA} foram comparados com níveis de referência disponíveis na literatura. O formulário 4, apresentado no Apêndice 1, foi utilizado para registro e resumo de todos os parâmetros coletados em cada procedimento clínico e serviu de base para o cálculo do P_{KA} .

A variabilidade dos dados coletados foi avaliada a partir do cálculo do coeficiente de variação pela relação $CV = \text{DesvPad}/\text{média}$. Valores acima de 30% indicam que os dados não são homogêneos (VIEIRA, 2006).

3.3.2 Dosimetria com filme radiocrômico

Para se avaliar a distribuição da radiação e a localização da região de máxima dose absorvida na superfície da pele (MDA) nas costas dos pacientes foram utilizados filmes radiocrômicos em 20 pacientes. Os pacientes monitorados com os filmes foram: 10 adultos em procedimentos de ATC e 10 pediátricos (4 procedimentos de diagnósticos e 6 em diversos procedimentos de intervenção).

O filme radiocrômico utilizado foi o GAFCHROMIC XR- RV2, fabricado pela *International Specialty Products, New Jersey-USA*, desenvolvido para uso em dosimetria de pacientes em procedimentos de fluoroscopia e em radioterapia. Esses filmes são fabricados em folhas de 35 cm x 43 cm e cada lote apresenta características de sensibilidade específicas de forma que se faz necessária uma calibração para cada lote de filmes para avaliar a dosimetria de forma mais precisa (ISP, 2008a; 2008c). As principais características informadas pelo fabricante estão resumidas na Tabela 11.

Tabela 11: Características do filme GAFCHROMIC XR-RV2

PROPRIEDADES do filme GAFCHROMIC XR-RV2	
Camada ativa	17 microns (disposta entre duas camadas de polyester)
Numero atômico efetivo	Equivalente ao tecido humano
Dependência energética	< 8%
Resposta com a dose fracionada	Variação < 1%
Taxa de dose	Variação < 3%
Escala de dose	1 a 50Gy

Para a calibração do filme foram utilizadas oito tiras recortadas em tamanho 3 x 3 cm² e um equipamento de raios X industrial, de potencial constante, marca PANTAK, modelo HF 420. Essas tiras foram acondicionadas em um saco plástico preto, para proteger da luz ambiente, posicionadas com a face branca voltada para a entrada do feixe de raios X e acomodadas em um suporte de isopor a um metro de distância, como ilustra a Figura 43.

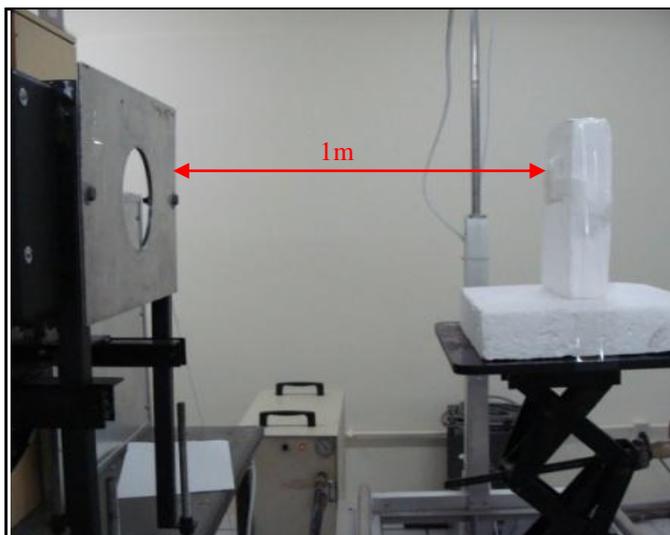


Figura 43: Arranjo experimental para irradiação do filme.

Cada tira foi irradiada no ar separadamente com valores de kerma ar variando de 150 a 5000 mGy, num intervalo de 2 horas. Uma tira não irradiada foi mantida como referência (branco). A calibração do filme foi realizada, em termos da grandeza kerma ar no ar ($K_{a,i}$) com feixes de raios X de diagnóstico na qualidade RQR7 (90kV, 10mA, CSR=2,5 mm Al equivalente, 1ª CSR 2,95 mm Al). A qualidade RQR 5 foi selecionada porque é a qualidade do feixe que está definida para uma energia (33,5 keV) mais próxima da energia média efetiva (35 keV) do feixe de raios X em procedimentos guiados por fluoroscopia (KIM; MILLER, 2009). A radiação altera a coloração do filme radiocrômico de forma que as áreas mais escuras correspondem às áreas mais irradiadas.

Após a irradiação e a espera de vinte e quatro horas a leitura da densidade ótica foi realizada utilizando um densitômetro de transmissão, X-rite 361T. As leituras foram realizadas vinte e quatro horas após a irradiação para garantir a estabilidade da absorção da radiação no filme. Em cada tira do filme a leitura da densidade ótica foi realizada nas extremidades e no centro para checar a uniformidade da área irradiada e foram realizadas três leituras em cada ponto para checar a reprodutibilidade das leituras do densitômetro. A média das leituras de cada tira foi obtida e o gráfico da densidade ótica *versus* $K_{a,e}$ foi traçado obtendo-se a curva de calibração e a equação para determinação de $K_{a,e}$ na superfície do filme.

Para a dosimetria de pacientes, uma folha do filme radiocrômico foi colocada em baixo do paciente na região do tórax posterior, em cima da mesa de exames, como ilustra a Figura 44.

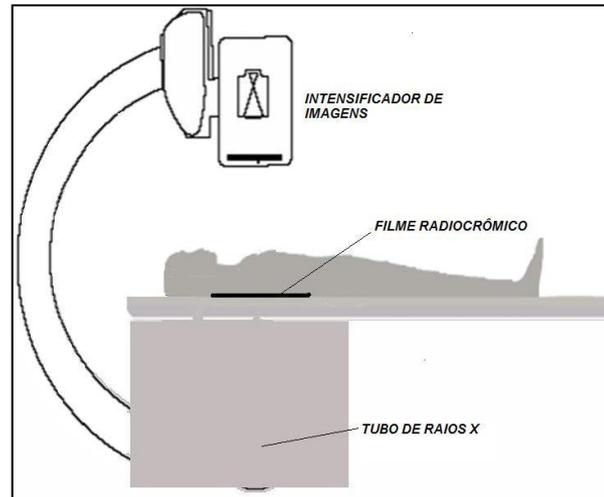


Figura 44: Posicionamento do filme radiocrômico

O filme foi acomodado em um saco plástico preto para proteger da luz ambiente e de líquidos utilizados na assepsia do paciente e, posicionado com a face branca voltada para a entrada do feixe de raios X, ou seja, a face branca sobre a mesa de exames, conforme instruções de uso do fabricante (ISP, 2008c). O kerma ar na superfície da pele dos pacientes, $K_{a,e}$ (mGy), foi estimado a partir da leitura da densidade ótica nas regiões enegrecidas, 24 horas após o procedimento clínico tal como se fez na calibração do filme.

Para cada filme de pacientes foram selecionadas de 8 a 10 regiões mais enegrecidas, nas quais foram realizadas cinco leituras de densidade ótica para realizar a dosimetria. A fita de calibração fornecida pelo fabricante, apresentada na Figura 45, também foi utilizada para comparação com os valores determinados com a curva de calibração obtida.

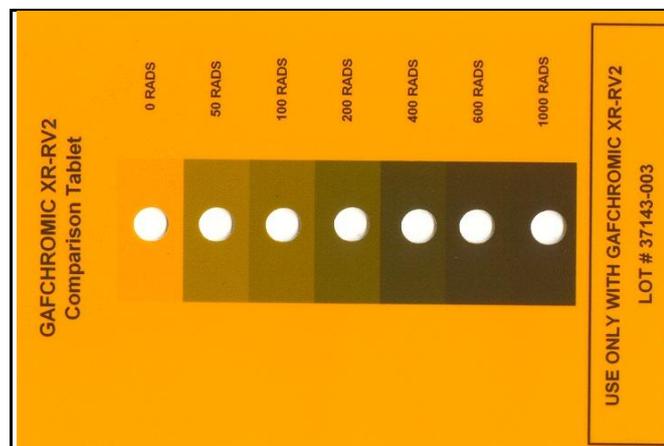


Figura 45: Fita de calibração fornecida pelo fabricante para o lote utilizado (ISP, 2008b).

Para estabelecer uma relação entre a localização das áreas mais irradiadas nos filmes e as regiões das costas do paciente, o filme foi subdividido em nove regiões assim denominadas: lado direito superior (DS), direito central (DC) e direito inferior (DI); centro superior (CS), centro central (CC), centro inferior (CI); lado esquerdo superior (ES), esquerdo central (EC) e esquerdo inferior (EI), como se apresenta na Figura 46.

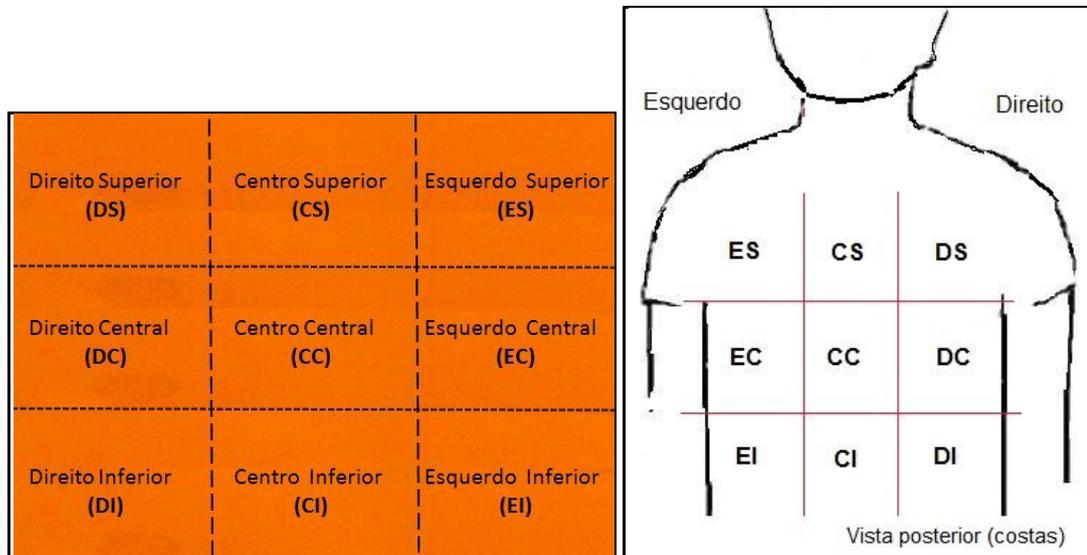


Figura 46: Regiões no filme radiocrômico (a) e localização aproximada nas costas do paciente (b)

Com o maior valor de $K_{a,e}$ determinado na superfície do filme de cada paciente, ou seja o $K_{a,e}^{\text{MÁXIMO}}$ na região mais irradiada, derivou-se a máxima dose absorvida na superfície da pele (MDA) nesse ponto, multiplicando-se o valor de $K_{a,e}^{\text{MÁXIMO}}$ por um coeficiente de absorção de energia (1,054) (HUBBELL, 1983; NCRP, 2010) que relaciona a absorção da radiação no tecido humano com a absorção da radiação no ar.

Os valores de MDA obtidos foram correlacionados com os valores de P_{KA} calculados e de $K_{a,r}$ indicados em cada procedimento e comparados com dados na literatura.

3.4 Dosimetria Ocupacional

Para a estimativa da dose recebida pelos médicos foram utilizados TLDs do tipo LiF:Mg,Ti (fluoreto de Lítio dopado com magnésio e titânio), fabricados pela Harshaw Bicron, nas dimensões 3 x 3 x 1mm. Os dosímetros foram previamente caracterizados e calibrados pelo LMRI-DEN/UFPE em termos da grandeza kerma ar no ar ($K_{a,i}$), com feixes de raios X nas qualidades de radiodiagnóstico estabelecidas de acordo com a norma IEC 61267 (IEC, 2005).

Para utilização os dosímetros foram encapsulados aos pares, e fixados no corpo e nas vestimentas de proteção dos médicos (avental e protetor de tireóide) conforme ilustra a Figura 47. Nas mãos do médico os dosímetros foram posicionados por dentro da luva cirúrgica na região do pulso. Os pontos de medição foram assim distribuídos:

- **Face:** na testa (1), região do olho direito (2) e esquerdo (3);
- **Membros superiores:** mãos, ao nível dos pulsos, por dentro da luva de procedimentos. Mão direita (4) e esquerda (5);
- **Região da tireóide:** em cima, face externa do protetor de tireóide (8) e por dentro, face interna do protetor (9);
- **Tórax anterior:** na altura dos ombros, por cima do avental, no lado direito (6) e no lado esquerdo (7);
- **Abdômen inferior,** ao nível da cintura: em cima do avental, lado direito (10), lado esquerdo (11), no centro por cima do avental (12) e no centro, por dentro do avental (13);
- Ao nível dos **joelhos:** em cima do avental, lado direito (14) e esquerdo (15); no centro por cima do avental (16) e por dentro do avental (17);
- **Membros inferiores:** nos pés: pé direito (18) e pé esquerdo (19).

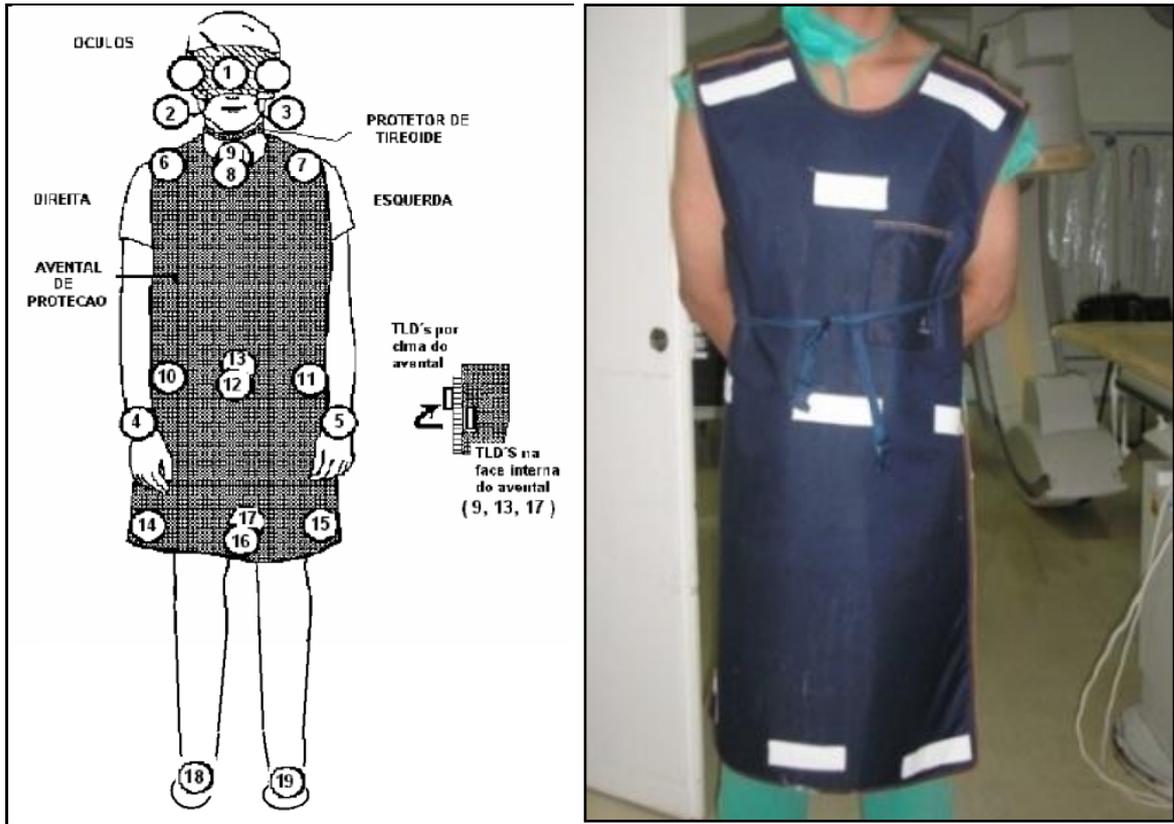


Figura 47: Localização dos TLDs no avental do médico

Os dosímetros receberam tratamento térmico de pré-irradiação (400°C por 1 hora e 100°C por 2 horas) para eliminação de qualquer sinal residual e sua posterior utilização.

Os médicos monitorados foram dois especialistas em cardiologia intervencionista de pacientes adultos e dois em cardiologia pediátrica, pertencentes ao quadro funcional do hospital. A monitoração dosimétrica foi realizada apenas no médico executor do procedimento. O médico assistente, quando esteve presente, não foi monitorado.

A dose efetiva foi estimada utilizando o algoritmo de Niklason (NIKLASON et al., 1994) por meio da Equação 5, mostrada a seguir:

$$E = 0,02 (H_O - H_U) + H_U \quad (\text{com protetor de tireoide}) \quad (5)$$

Onde: H_O é o valor de $H_{P(0,07)}$ (mSv) para a leitura do dosímetro TLD (8) e H_U é o valor de $H_{P(10)}$ (mSv) obtido para o dosímetro TLD (13) (Figura 47).

Como os dosímetros foram calibrados no ar, a conversão da sua leitura em $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$ foi obtida através dos fatores de conversão definidos na ICRP 74 (ICRP, 1997). Os coeficientes utilizados foram: $1,112 \text{ Sv.Gy}^{-1}$ para $H_p(10)$ e $1,23 \text{ Sv.Gy}^{-1}$ para $H_p(0,07)$.

A dose equivalente nas extremidades (olhos, mãos e pés) (H_T) foi obtida a partir das leituras dos TLDs e expressas em mSv. Uma vez que o fator de qualidade para a radiação X é igual a um, as medidas dos dosímetros representam numericamente a dose equivalente nos pontos indicados (ICRU, 1993). A conversão em equivalente de dose pessoal $H_p(0,07)$, quando se fez necessário, foi obtida aplicado-se o mesmo coeficiente de conversão utilizado no cálculo da dose efetiva .

As correlações entre os valores de dose efetiva e de dose equivalente nas extremidades (mãos, pés e olhos) e medidas de dose no paciente ($K_{a,e}$ e PKA) e, também, com parâmetros ($K_{a,r}$) indicados pelo equipamento angiográfico foram avaliadas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Perfil dos pacientes

a) Pacientes adultos

Os resultados obtidos para os dados de idade, massa e altura dos pacientes estão apresentados da Tabela 12. Os percentuais de pacientes segundo o IMC, classificados de acordo com a Tabela 8 (OMS, 1999) estão apresentados na Tabela 13.

Tabela 12: Valores médios, mínimos e máximos para os dados dos pacientes

Procedimentos	Idade (anos)			Massa (kg)			Altura (m)			IMC (kg.m ⁻²)			Sexo	
	mín	méd	máx	mín	méd	máx	mín	méd	máx	mín	méd	máx	F	M
AC (n=85)	31	61	83	46	66	99	1,50	1,60	1,78	19,7	25,8	32,0	49	36
ATC (n=31)	36	60	78	49	73	116	1,50	1,63	1,80	18,8	27,9	41,1	13	20

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia; n= número de pacientes

Tabela 13: Percentual de pacientes, por grau de obesidade, segundo classificação da OMS

IMC (kg.m ⁻²)	AC	ATC
< 18,5	0	0
18,5 —24,9 (normal)	47%	24%
25 —29,9 (pré-obesidade)	45%	44%
30 —34,9 (obesidade Nível I)	8%	20%
35 —29,9 (obesidade Nível II)	0	0
>40 (obesidade Mórbida)	0	4%

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Os resultados apresentados na Tabela 12 mostram que não há diferença significativa entre a média de idade e altura dos pacientes, nos dois procedimentos clínicos, e que a média da massa corporal foi maior nos pacientes que foram submetidos à angioplastia. Os resultados obtidos para o IMC, apresentados da Tabela 13, também indicaram maior percentual de pacientes acima do “peso” normal entre os que realizaram procedimentos de intervenção (68%) em comparação aos que fizeram o diagnóstico (53%). Esses resultados evidenciam a associação de sobrepeso à de ocorrência de doenças cardiovasculares como as que são tratadas na cardiologia intervencionista.

A Tabela 14 mostra valores médios e desvio padrão correspondente aos dados dos pacientes desse estudo (AC + ATC) e encontrados na literatura.

Tabela 14: Perfil de pacientes em trabalhos na literatura

Parâmetros	Nesse Estudo	Boer et al. (2001)	Suzuki et al. (2006)	AIEA (2009)
Nº de pacientes	118	322	46	1884
Idade (anos)	61 ± 10	59 ± 3	71 ± 8	64 ± 11
Peso (kg)	68 ± 13	79 ± 3	59 ± 9	79 ± 16
Altura (m)	1,61 ± 0,09	1,74 ± 0,02	1,59 ± 9	1,65 ± 0,09
IMC (kg.m ⁻²)	26,6 ± 4,2	26 ± 1	23,2 ± 2,6	--
Sexo (% Masculino)	47%	73%	80%	--

Os resultados da Tabela 14 mostram que o perfil dos pacientes desse estudo é similar aos dos pacientes nos trabalhos citados. Porém o percentual de pacientes do sexo feminino, em nosso estudo, foi maior. Uma das causas para esse percentual maior é que, como os dados referenciados não detalham o perfil dos pacientes de modo separado para os dois procedimentos (AC e ATC), o número elevado de pacientes do sexo feminino no diagnóstico elevou o percentual em relação ao masculino. Observa-se na Tabela 12 que o número de pacientes do sexo masculino que foi submetido a procedimentos de intervenção foi maior que o feminino.

b) Pacientes Pediátricos

Os resultados obtidos para os dados de idade e altura dos pacientes pediátricos estão apresentados da Tabela 15.

Tabela 15: Valores médios, mínimos e máximos para os dados dos pacientes pediátricos

Procedimentos	Idade			Massa			Altura			Sexo	
	dias (d) e meses (m)			(kg)			(cm)			F	M
	mín	méd	máx	mín	méd	máx	mín	méd	máx		
CATE (n=10)	1m e 15d	--	11 m e 24d	3,0	6,6	9,0	40	61	80	6	4
ICP (n=15)	3d	--	10 m e 11d	2,5	4,5	8,0	38	54	75	3	12

CATE=Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP=Intervenção Cardíaca Percutânea; n= número de pacientes

A Tabela 16 mostra valores médios e desvio padrão correspondente aos dados dos pacientes pediátricos desse estudo (Diagnóstico + ICP) e encontrados na literatura.

Tabela 16: Perfil de pacientes pediátricos em trabalhos na literatura

Parâmetros	Nesse Estudo	Tsapaki et al. (2008b)	Chida et al. (2010)
Nº de pacientes	25	10	7
Idade (anos)	< 1 ano	< 1 ano	0,1 ± 0,0
Peso (kg)	5,4 ± 2,2	5 ± 1	2,9 ± 0,5
Altura (cm)	57 ± 2	56 ± 4	47,3 ± 1,9
Sexo (% Masculino)	64%	45%	86%

O perfil dos pacientes do nosso estudo é similar aos pacientes do estudo de Tsapaki et al. (2008b).

4.2 Testes de avaliação do equipamento angiográfico

Os resultados obtidos para os testes de avaliação do sistema Allura 12 estão apresentados a seguir. No Apêndice B estão resumidas as características técnicas dos equipamentos que compõem o sistema e no Apêndice C encontra-se uma lista com todos os APRs configurados para utilização em cardiologia.

4.2.1 Limitação e alinhamento do campo de radiação ao intensificador de imagem

Os resultados para o teste de limitação dos campos radiação estão apresentados na Figura 48 e na Tabela 17. Na Tabela 17 também estão apresentados os valores dos campos medidos no filme e corrigidos para a entrada do intensificador. O borrado visível que se vê no canto superior esquerdo da imagem deve-se à entrada do filtro de borda, que é acionado automaticamente, quando se inicia uma exposição.

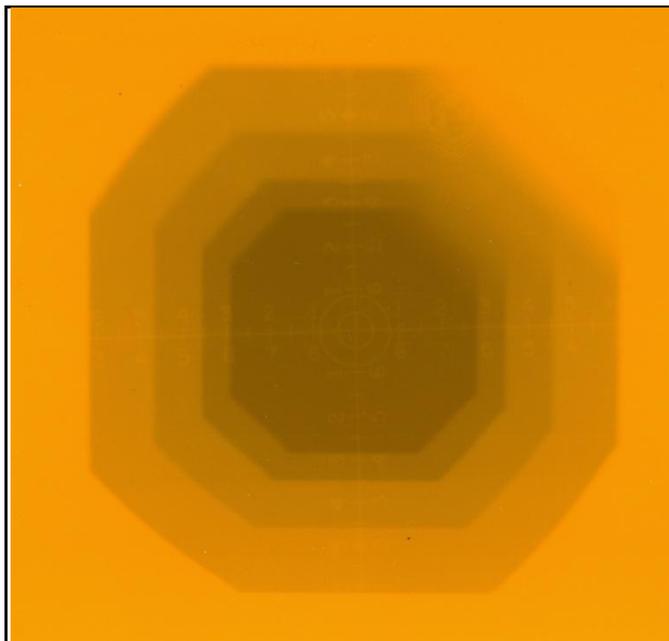


Figura 48: Foto com a imagem dos campos obtidos.

Observa-se na Figura 48 que variando-se o campo de visão não há variação do ponto central, mostrando que o campo está alinhado e no centro como se observou do monitor de vídeo durante o teste. Observou-se também que o alinhamento não mudou quando se modificou a distância SID de 90 a 120 cm; e que, com os colimadores completamente abertos, no monitor de vídeo ficava visível uma área não irradiada ao redor do campo de radiação. Isso indica que o campo de radiação não excede em nenhum dos casos a área do intensificador de imagem e por isso se considerou que não era necessário fazer outra exposição no filme para documentá-lo.

Tabela 17: Diâmetros dos campos de radiação e do intensificador de imagem para SID 120 cm

Valor Nominal no II [V_{II}] (cm)	Campo de Radiação no filme [V_R] (cm)	V_{II}-V_R (cm)	Desvio % SID
30	29,6	-0,43	0,4
22	22,3	+2,29	1,9
17	16,7	-0,29	0,2
12	13,5	+1,10	0,9

Os resultados para o desvio percentual em relação à distância SID, apresentados na Tabela 17, foram inferiores a 3% e o módulo das diferenças entre valor nominal e valor medido foi de 4,11 cm, o qual representa 3,43% de SID. Estes resultados estão de acordo com

os requisitos da Portaria 453 (BRASIL, 1998) e do protocolo da ANVISA (BRASIL, 2005) onde a discrepância entre o valor do diâmetro nominal e do diâmetro medido deve ser menor que 3% da distância SID e a soma dos módulos da diferença entre os valores desses diâmetros deve ser menor que 4% da distância SID.

4.2.2 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Os resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão aplicada ao tubo de raios X estão apresentados na Tabela 18.

Tabela 18: Valores obtidos para o teste de reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Técnica	Tensão do tubo de raios x (kV)					
	Indicado	Medido	Indicado	Medido	Indicado	Medido
Fluoroscopia <i>Normal</i> Pulsada (30 pps)	110	110,8	98,0	97,1	88,0	88,2
	110	110,7	99,0	99,5	90,0	90,4
	110	110,7	99,0	99,7	90,0	90,6
	110	110,6	99,0	99,6	90,0	90,6
Valor médio	110	110,7	98,8	99,0	89,5	90,0
Desvio %		-0,64		-0,23		-0,50
Reprodutibilidade %		0,18		2,44		2,46

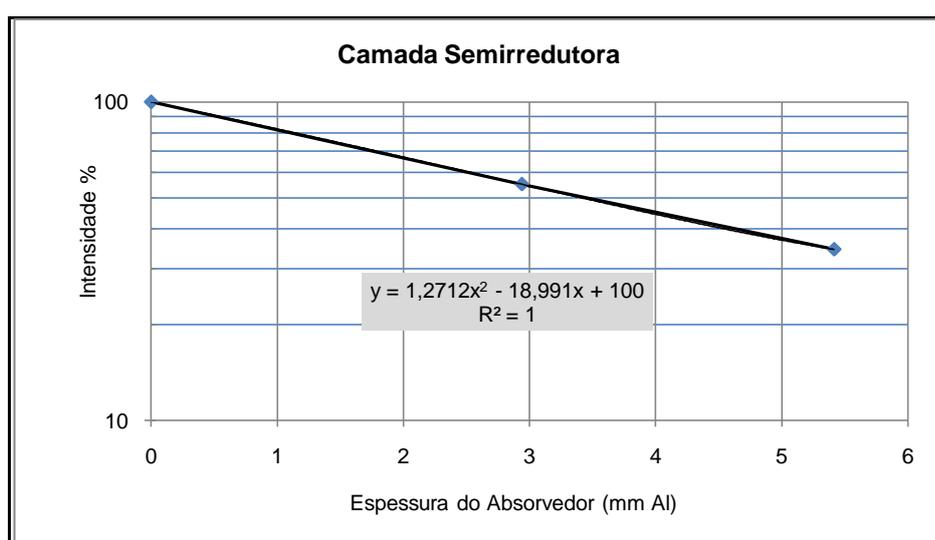
Os resultados apresentados na Tabela 18 estão de acordo com os requisitos da Portaria 453 (BRASIL, 1998) e do protocolo da ANVISA (BRASIL, 2005) (reprodutibilidade de 10% e a exatidão de $\pm 10\%$); e também de acordo com as especificações do fabricante para exatidão de $\pm 3\%$.

4.2.3 Espessura da camada semirredutora

Os resultados obtidos no teste de determinação da camada semirredutora estão apresentados na Tabela 19. Com estes valores foi traçado o gráfico da intensidade percentual da radiação em função da espessura do absorvedor, apresentado na Figura 49, a partir do qual se obteve a equação para cálculo da camada semirredutora. O valor obtido para a CSR foi de 3,5 mm Al.

Tabela 19: Atenuação percentual para diferentes espessuras de alumínio

Tensão do tubo de raios X (kV)	Corrente do tubo de raios X (mA)	Espessura (mm Al)	Leitura da câmara (mR/min)				% Intensidade
			L1	L2	L3	Leitura Média	
51	7,5	0	51,8	52,6	56,3	53,57	100
51	7,5	2,939	28,95	30,25	29,45	29,55	55,2
51	7,5	5,415	18,36	18,49	18,49	18,45	34,4
51	7,5	0	51,8	52,6	56,3	53,57	100

**Figura 49:** Variação da intensidade de radiação em função da espessura de absorvedores de Al, para a tensão de 51 kV aplicada ao tubo de raios X.

Este valor está de acordo com os valores mínimos recomendados na IEC 60-601 para 51 kV (1,84 mm Al) e na Portaria 453 (1,2 mm Al), para um equipamento operando com potencial constante e filtração total de 2,5 mm Al (BRASIL, 1998; IEC, 2000).

4.2.4 Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem

Os valores obtidos para a taxa de kerma ar na entrada do intensificador e os parâmetros indicados no equipamento de fluoroscopia estão apresentados na Tabela 20.

Tabela 20: Taxa de kerma ar na entrada do intensificador de imagem (SID = 120 cm)

MODO DE OPERAÇÃO	Valores indicados no equipamento					Taxa de kerma ar na entrada do Intensificador	
	FoV II	Tensão do tubo RX	Corrente do tubo RX	Duração do Pulso	Nº Imagens	(µGy/s)	(µGy/Imagem)
	(cm)	(kV)	(mA)	(ms)			
FLUOROSCOPIA (Normal 30 pps)	17	74	13,6			2,0	--
	12	78	15,4			3,8	--
CINEGRAFIA (15 Imagens.s ⁻¹)	17	65	473	7	89	--	0,2
	12	69	573	7	76	--	0,4

Os resultados obtidos nesse estudo foram comparados com dados disponíveis na literatura, que foram feitos em equipamentos de diferentes fabricantes e para campos maiores que os utilizados em nosso estudo. A comparação é mostrada a Tabela 21.

Tabela 21: Taxa de kerma ar na entrada do intensificador disponíveis na literatura e desse estudo

CONDIÇÕES		Taxa de kerma ar na entrada do intensificador		
		AAPM (2001)	Dowling et al. (2005)	Nesse estudo
Diâmetro do campo (FoV)	(cm)	23	23	12 e 17
Fluoroscopia <i>normal</i> 30 pps		0,66 – 0,8	--	2,0 – 3,8
Fluoroscopia <i>normal</i> 25 e 30 pps	(µGy/s)	--	0,3 – 1,3	--
Cinegrafia 15 Imagens.s ⁻¹		0,09 – 0,2	--	0,2 – 0,4
Cinegrafia 12,5 e 15 Imagens.s ⁻¹	(µGy/Imagem)	--	0,06 – 0,2	--

Observa-se que os valores obtidos nesse estudo estão na mesma ordem de magnitude das referências citadas, porém numa faixa superior. As diferenças encontradas provavelmente se devem ao fato de que as nossas medidas foram realizadas com a grade antiespalhamento e com tamanhos de campos menores (12 e 17 cm) que os dados apresentados nos trabalhos citados. A mudança do tamanho de campo para outro imediatamente superior, por exemplo, de 17 para 23 cm, poderia representar uma redução de 40 a 50% nos valores obtidos para a taxa de kerma ar determinada nesse estudo (VAÑÓ et al., 2006b).

4.2.5 Taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente

Os valores registrados pelo equipamento de fluoroscopia e os resultados obtidos para a taxa de kerma ar com diferentes espessuras de acrílico (fantoma), normalizados para a mesma distância do ponto focal (61,5 cm), estão apresentados na Tabela 22. Esses resultados também estão representados nas Figuras 50 e 51.

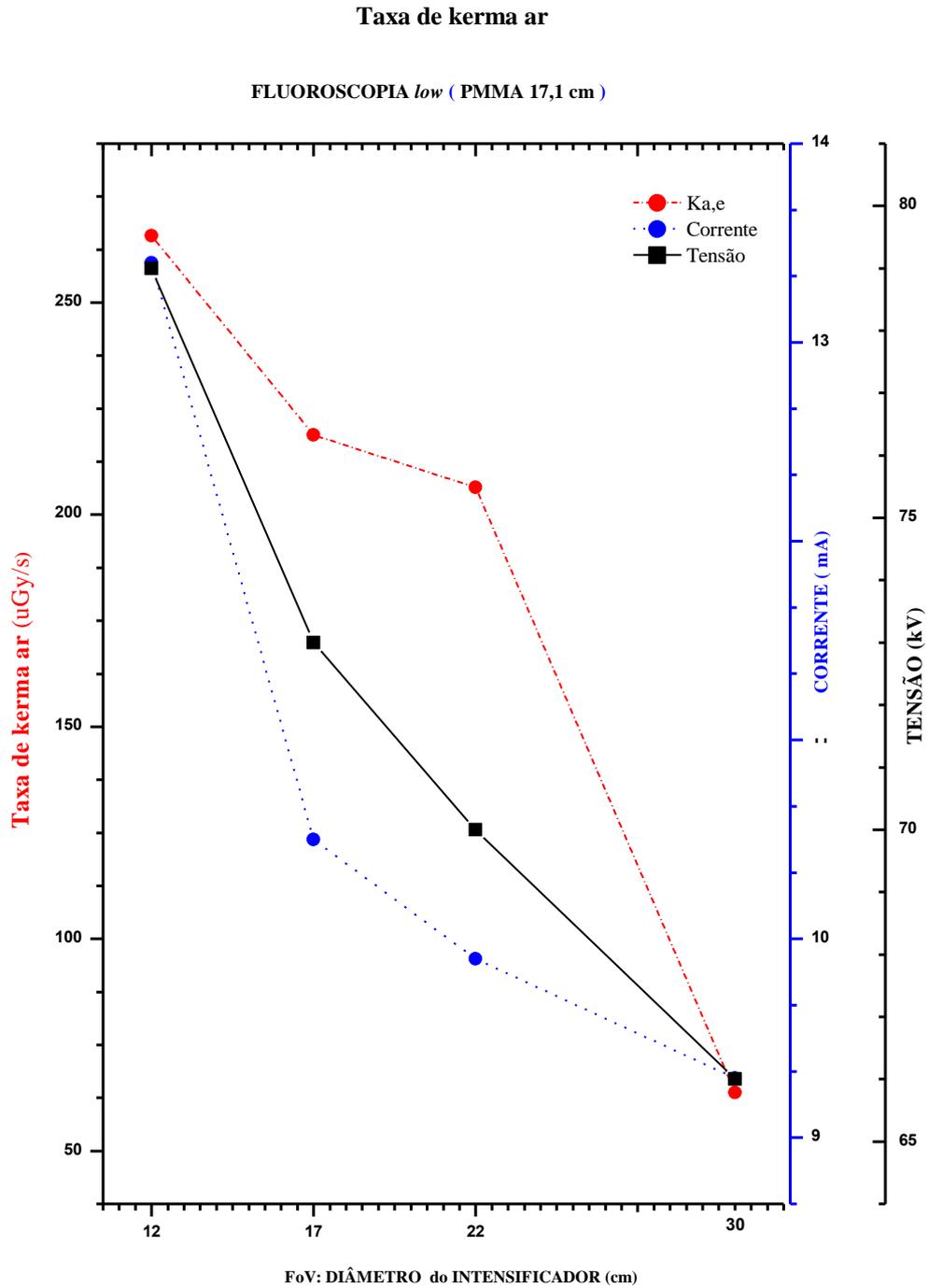
O comportamento da taxa de kerma ar, medida em função do diâmetro de intensificador de imagem para a espessura de 17,1 cm de acrílico, está representado na Figura 50, para a fluoroscopia, onde se observa que a tensão e a corrente do tubo de raios X decrescem de forma similar com o aumento do diâmetro. Para a cinegrafia, o comportamento da taxa é similar (ver Figura 51); porém, a partir do campo de 22 cm de diâmetro, a corrente permanece constante e a redução na taxa de kerma ar é conseguida diminuindo a largura do pulso. Esses valores de redução são consistentes com dados reportados por Vañó et al. (2006b).

A Tabela 23 compara os valores da taxa de kerma ar típica na entrada da pele do paciente obtidos nesse estudo, normalizados a 66 cm do ponto focal, com dados disponíveis na literatura determinados para equipamentos de diferentes fabricantes e campos maiores.

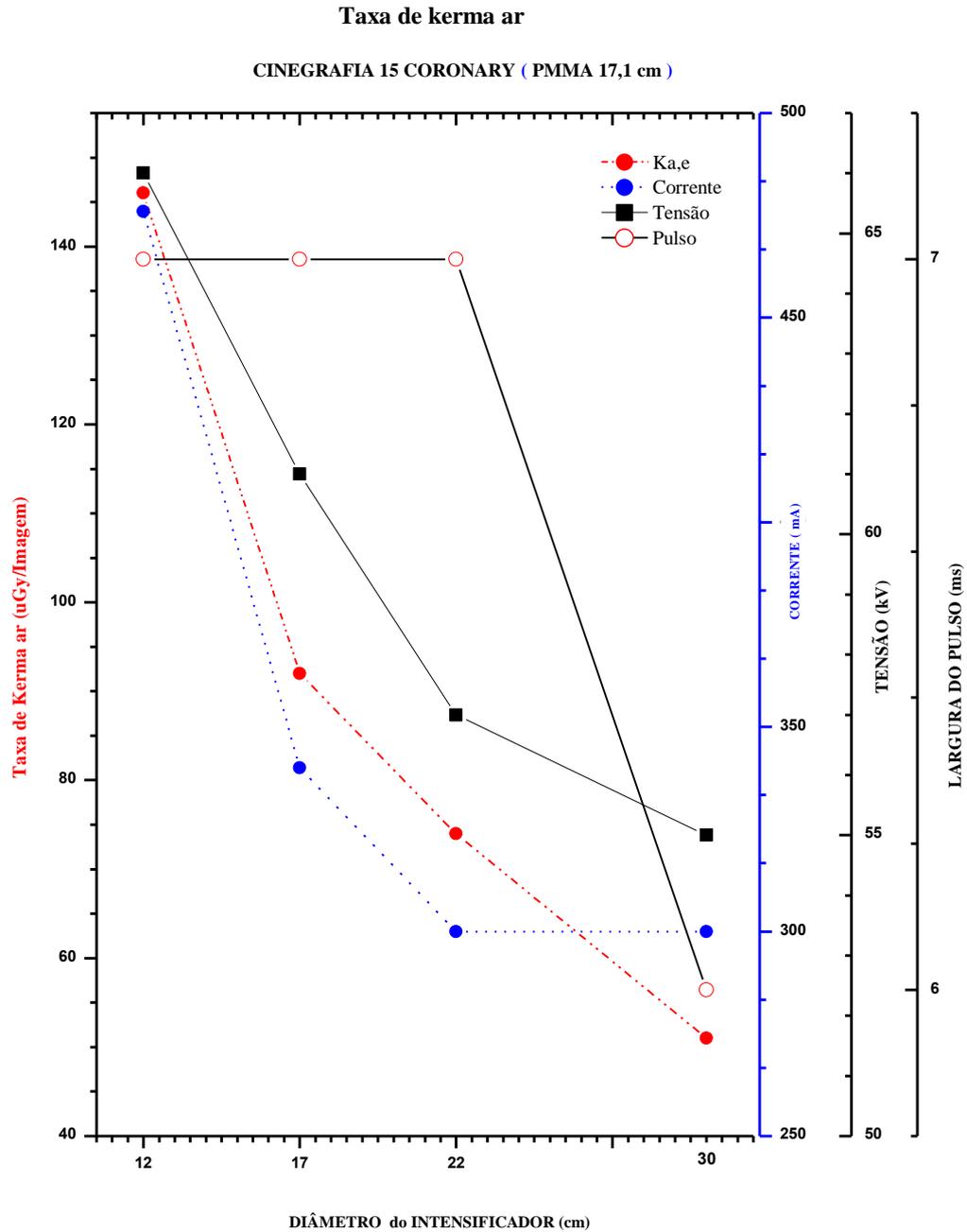
Tabela 22: Taxas de kerma ar para diferentes espessuras de acrílico (SID = 90 cm).

MODO de OPERAÇÃO	FoV II (cm)	FANTOMA (espessura de acrílico) (cm)	Tensão do tubo RX (kV)	Corrente do tubo RX (mA)	Taxa de kerma ar		
					$\dot{K}_{a,r}$ x BSF	$\dot{K}_{a,e}$ (MEDIDO)	
					($\mu\text{Gy/s}$)	($\mu\text{Gy/s}$)	($\mu\text{Gy/Img}$)
FLUORO <i>Normal Pulsada</i> (30 pps) ($\cong 4,0$ mm Al)*	30	17,1	69	9,3	345	319	--
	22	17,1	73	9,9	419	366	--
	17	10,3	61	7,8	170	135	--
		17,1	76	10,5	500	413	--
		23,2	101	9,0	960	**	--
	12	10,3	66	8,7	242	194	--
		17,1	86	10,3	718	357	--
		23,2	110	8,2	1.047	927	--
FLUORO <i>Low Pulsada</i> (30 pps) ($\cong 11,0$ mm Al)*	30	17,1	66	15,6	133	64	--
	22	17,1	70	15,7	195	206	--
	17	10,3	62	10,1	639	63	--
		17,1	73	14,9	225	219	--
		23,2	95	11,5	480	474	--
	12	10,3	64	12,1	938	86	--
		17,1	79	13,8	281	266	--
		23,2	109	10,1	653	609	--
CINE <i>15 coronary</i> (15 frm.s ⁻¹) ($\cong 2,5$ mm Al)*	30	17,1	55	300	1.123	--	51
	22	17,1	57	300	1.431	--	74
	17	10,3	51	300	908	--	40
		17,1	61	340	2.002	--	92
		23,2	70	601	5.089	--	226
	12	10,3	56	300	1.176	--	50
		17,1	66	476	3.434	--	146
		23,2	76	805	8.286	--	357
CINE <i>30 Pediatric <4y</i> (30 frm.s ⁻¹) ($\cong 21,0$ mm Al)*	17	17,1	77	326	221	--	9
	12	17,1	83	351	409	--	13

* Filtração total indicada no manual do fabricante (PHILLIPS 2003); ** Erro de leitura



Figuras 50: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função do diâmetro do Intensificador de imagem (fluoroscopia *low* para 17,1 cm de PMMA)



Figuras 51: Variação da taxa de kerma ar, tensão, corrente e largura do pulso em função do diâmetro do Intensificador de imagem (cinegrafia *15 coronary* para 17,1 cm de PMMA)

Tabela 23: Taxas de kerma ar típicas na entrada da pele do paciente disponíveis na literatura e nesse estudo

CONDIÇÕES	Taxa de kerma ar típica		
	Vañó et al. (2009)	Padovani et al. (2008)	Nesse estudo
FoV (cm)	23	22	17 e 12
SSD (cm)	66	65	66
FLUOROSCOPIA ($\mu\text{Gy/s}$)			
Fantoma = 15 cm PMMA			
Low 30 pps	--	--	140 – 172
Normal 30 pps	--	--	251 – 310
Fantoma = 20 cm PMMA			
Low 12,5 pps	216	--	--
Low 30 pps	--	--	279 – 352
Low 12,5 e 15 pps	--	6 – 442	--
Normal 12,5 pps	566	--	--
Normal 30 pps	--	--	396 – 516
Normal 12,5 e 15 pps	2 – 663	146 – 800	--
CINEGRAFIA ($\mu\text{Gy/Imagem}$)			
Fantoma = 15 cm PMMA			
Cine 15 Imagens.s ⁻¹	--	--	62 – 95
Fantoma = 20 cm PMMA			
Cine 12,5 Imagens.s ⁻¹	163	--	--
Cine 15 Imagens.s ⁻¹	--	--	128 – 185
Cine 12,5 e 15 Imagens.s ⁻¹	--	32 – 192	--

Observa-se na Tabela 23 que as medidas de taxa de kerma ar típica obtidas nesse estudo estão na mesma ordem de magnitude que as encontradas na literatura levando em consideração as diferenças devido aos tamanhos de campo utilizados e as frequências de pulsos utilizadas.

4.2.6 Avaliação do controle automático de exposição

Os resultados para o comportamento do controle automático de exposição estão mostrados nas Figuras 52 a 54 e nas análises a seguir.

Observa-se na Figura 52 que para a fluoroscopia *normal*, com um campo de intensificador de 12 cm, a variação de taxa de kerma ar medida aumentou com a espessura do fantoma de 193,9 $\mu\text{Gy/s}$ (espessura de 10,3 cm) para até 927,1 $\mu\text{Gy/s}$ com a espessura de 23,2 cm, um fator de 4,8. Para esse intervalo de variação da espessura do fantoma, a tensão do tubo de raios X aumentou nessa mesma proporção, até atingir o máximo valor (110 kV).

CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO

FLUOROSCOPIA *normal* PULSADA (FoV 12 cm)

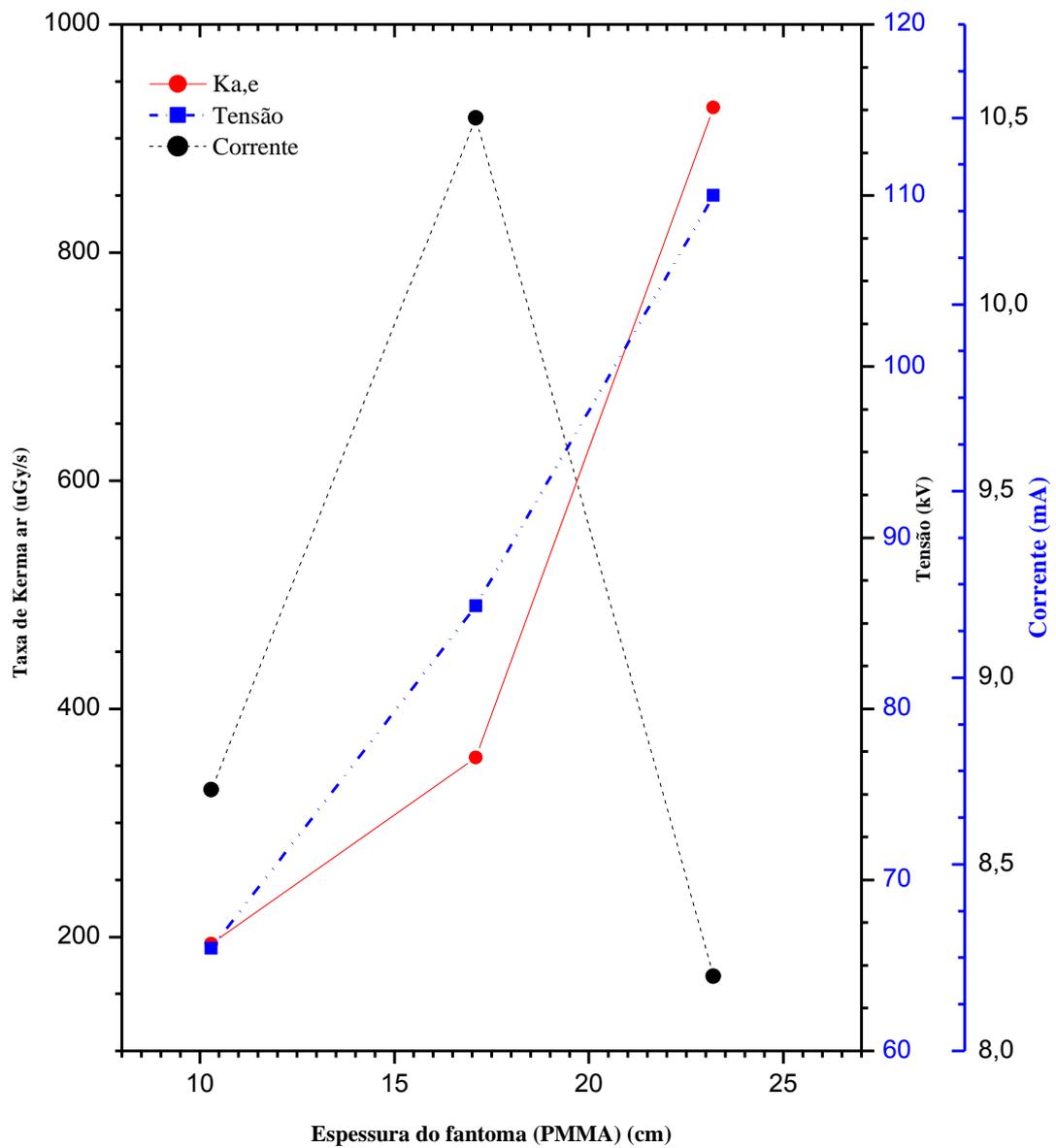


Figura 52: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função da espessura do fantoma (PMMA) (fluoroscopia normal e FoV 12 cm)

CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO

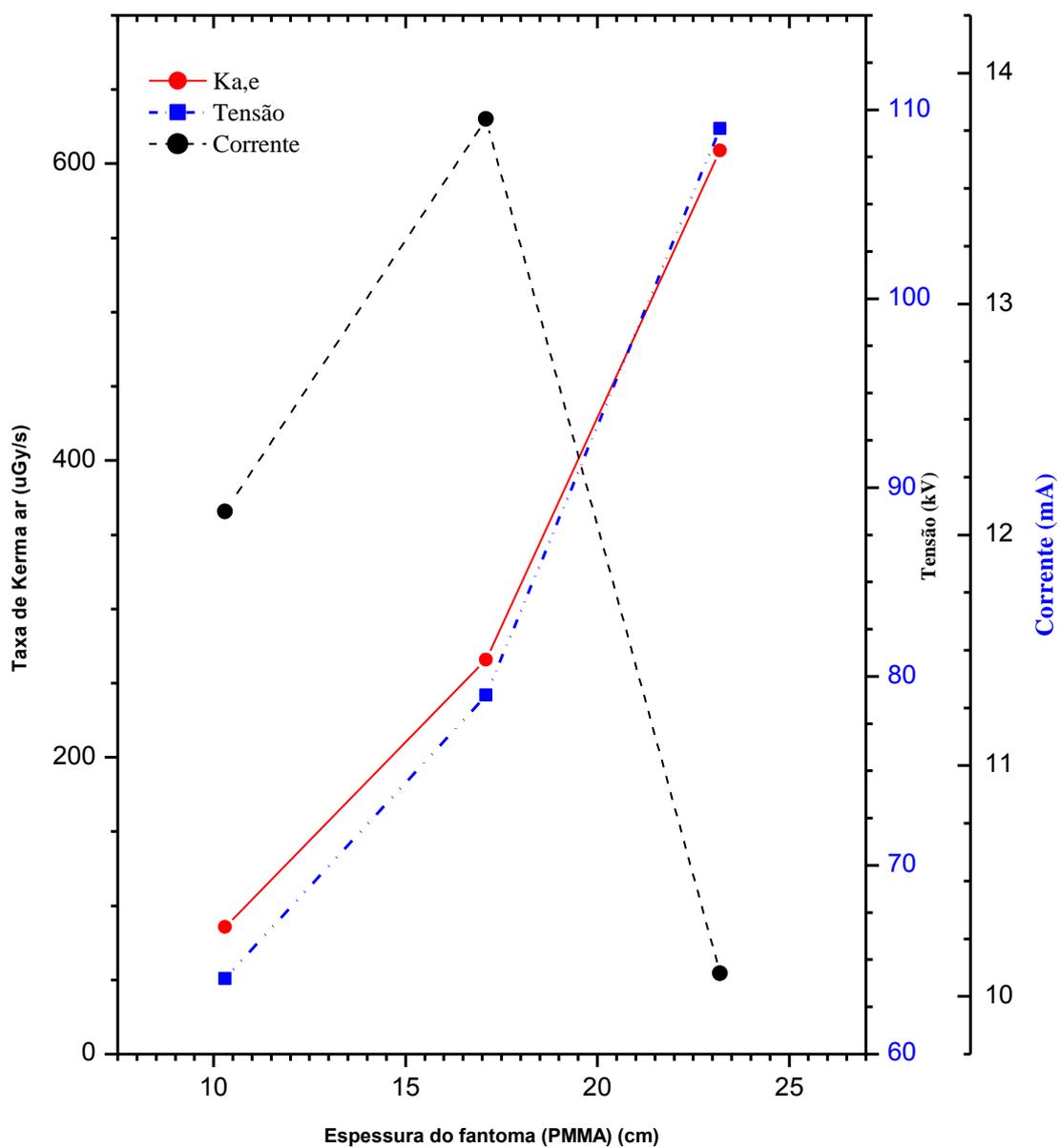
FLUOROSCOPIA *low* PULSADA (FoV 12 cm)

Figura 53: Variação da taxa de kerma ar, tensão e corrente em função da espessura do fantoma (PMMA) (fluoroscopia *low* e FoV 12 cm)

CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO
CINEGRAFIA 15 CORONARY (FoV 12 cm)

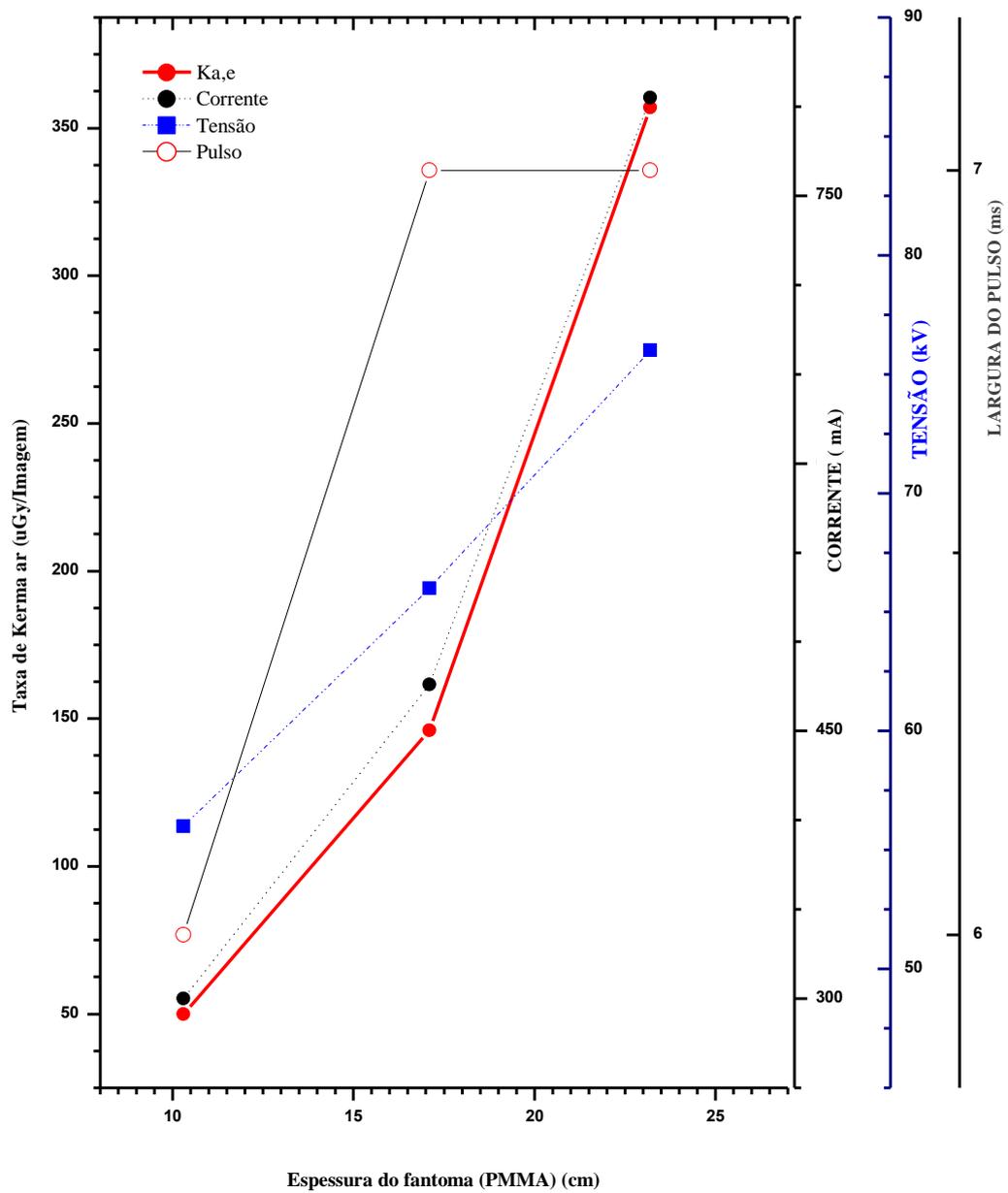


Figura 54: Variação da taxa de kerma ar, tensão, corrente e largura do pulso em função da espessura do fantoma (PMMA) (cinegrafia 15 coronary e FoV 12 cm)

Por outro lado, a corrente do tubo, que para o intervalo de 10,3 a 17,1 cm havia aumentado de 8,7 para 10,5 mA; ao passar de 17,1 a 23,2 cm, diminuiu para 8,2 mA. Esse mesmo comportamento se observou para os outros tamanhos de campos do intensificador e para fluoroscopia *low*, (Figura 53), porém não tão “drasticamente”.

No caso da cinegrafia, mostrado na Figura 54, também para um campo de 12 cm e para um fantoma de 23 cm de espessura, com uma tensão de 76 kV a corrente também cresce, mas a largura do pulso se mantém constante a partir dos 17 cm de espessura. A razão para este comportamento, tanto na fluoroscopia quanto na cinegrafia, é para assegurar que a taxa de kerma ar não exceda os valores máximos permitidos pela regulamentação. A redução da taxa de kerma ar também pode ser conseguida reduzindo a tensão e aumentando a corrente (GEISE, 2001), com isso se obtém uma melhora no contraste, porém um sistema desse tipo seria menos otimizado, porque a dose é linearmente proporcional à corrente.

Na prática clínica, quando o cardiologista seleciona a fluoroscopia *low*, *normal* e *high*, dependendo do nível de contraste requerido pelo procedimento, o sistema se encarrega de assegurar que a intensidade no monitor se mantenha constante, mantendo a taxa de kerma dentro dos valores regulamentados. Porém, o cardiologista deve saber como a seleção dos modos de operação afeta não só a qualidade da imagem, mas também a dose no paciente.

A Portaria 453 (BRASIL, 1998) e a ANVISA (BRASIL, 2005) não mencionam o padrão de desempenho para o controle automático de exposição. Porém, um documento regulatório do FDA (FDA, 2010), que embasa essas normas, expressa que os equipamentos de fluoroscopia, com controle automático de exposição, fabricados depois 19 de maio de 1995, não devem operar em combinações de tensão e corrente que resultem em taxa de kerma ar no ar superior a 88 mGy/min (1,47mGy/s).

4.2.7 Taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente

Os resultados para a taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente, para a distância mínima do foco, com o arco em posição AP (53,5 cm) foram 55,6 mGy/min para a fluoroscopia e de 1,13 mGy/Imagem para cinegrafia. Não existem valores regulamentados para cinegrafia, mas o valor calculado para fluoroscopia é superior a 50 mGy/min, que é o valor máximo indicado na Portaria 453 (BRASIL, 1998). Este resultado será comunicado ao engenheiro responsável, para que se verifique a dose máxima nas diversas projeções do equipamento, pois, como nesse equipamento a distância do ponto focal à saída do colimador,

que deveria ser de no mínimo 38 cm (segundo a Portaria 453), é de 30 cm, isso significa que nas projeções mais anguladas ($\cong 90^\circ$), onde a distância foco-pele pode se aproximar dos 30 cm, a taxa de dose a esta distância deve ser maior que o resultado obtido nesse estudo para a projeção AP.

4.2.8 Resolução espacial e discriminação de baixo contraste

A determinação da resolução espacial resultou em que 2,4 pares de linhas por milímetro foram visualizados com os diâmetros do intensificador de imagem de 17 e 12 cm em todas as condições testadas: fluoroscopia *normal*, cinegrafia *15 coronary* e *30 Pediatric < 4 year*. Esses resultados foram melhores que os obtidos por Medeiros et al. (2005) que determinaram uma resolução de 1,2 pares de linhas por milímetro em sistemas com características similares ao desse estudo (fluoroscopia normal, pulsada 25/30 pps, campos de 13 a 31 cm).

Nas mesmas condições de medida, os objetos de baixo contraste (de 2 a 8 mm de diâmetro) não foram visualizados. Contudo, em Medeiros et al. (2005) esses objetos foram visualizados até 4 mm. A razão para esses resultados pode ser porque a escala de contraste nos monitores de vídeo não estão otimizadas; isso deve ser testado, e se for o caso, melhorado, pelo engenheiro da Philips.

4.3 Dosimetria de pacientes

4.3.1 Estimativa por $K_{a,r}$ e P_{KA} a partir de parâmetros de irradiação

a) Pacientes adultos

Os valores obtidos para os parâmetros de irradiação, nas duas formas de monitoração de dados de pacientes descritas no Item 3.3.1, estão apresentados na Tabela 24 onde se apresentam os valores mínimos, médios e máximos coletados. Foram acompanhados no hospital 40 procedimentos de AC e 18 de ATC e com os aplicativos de visualização de imagens DICOM foram obtidos os parâmetros de mais 45 procedimentos de AC e 16 de ATC, totalizando 85 AC e 34 ATC monitorados em pacientes adultos. É importante salientar que três pacientes do ATC fizeram dois procedimentos.

Tabela 24: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura nos procedimentos clínicos.

PARÂMETROS		AC (n=85)			ATC (n=34)		
		Mínimo	Médio	Máximo	Mínimo	Médio	Máximo
F L U O R O S C O P I A	Tensão no tubo RX (kV)	70	92	110	68	103	110
	Corrente no tubo RX (mA)	10	13	18	11	13	19
	Nível (<i>Low/Normal/High</i>)	N	N	N	N	N	N
	Taxa de aquisição (pps)	30	30	30	30	30	30
	$K_{a,r}$ FLUOROSCOPIA (mGy)	61	220	827	282	1.042	4.047
	Tempo de Fluoroscopia (s)	8	109	572	98	522	2.128
C I N E G R A F I A	Tensão no tubo RX (kV)	59	89	125	63	94	129
	Corrente no tubo RX (mA)	300	722	984	390	758	965
	Duração do pulso (ms)	6	7	10	7	8	10
	Nº de imagens	268	587	1.062	481	1.689	4.585
	Taxa de aquisição (frm.s^{-1})	15	15	15	15	15	15
	Nº de seqüências	3	7	12	9	25	53
	$K_{a,r}$ CINEGRAFIA (mGy)	159	419	886	354	1.270	3.302
Tempo de cinegrafia (s)	18	39	71	32	113	306	
G E R A I S	SID (cm)	95	115	120	103	114	120
	FoV (\varnothing II (cm))	12	-	17	12	-	17
	$K_{a,r}$ TOTAL (mGy)	239	639	1575	781	2.313	5.876
	Tempo Total (min)	0,7	2,5	10	2,6	11	37

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia; n= número de procedimentos monitorados

As Figuras 55 e 56 ilustram, por meio de gráficos *box plot*, a dispersão dos valores registrados para os parâmetros mostrados na Tabela 24. Nesse tipo de gráfico as extremidades do retângulo representam o 1º e o 3º QUARTIL, da distribuição de frequência dos dados, e a barra que corta o retângulo representa a mediana. O extremo inferior representa o valor mínimo e o superior o valor máximo, conforme se vê na legenda das Figuras 55 e 56. Os círculos externos são os pontos fora da distribuição (*outliers*) do conjunto de dados que, geralmente, são representados no gráfico, mas não são computados nos cálculos, da média ou da mediana. A largura do retângulo não tem significado estatístico.

Observa-se nas Figuras 55 e 56 que os valores dos parâmetros: tensão (kV), corrente (mA) e largura de pulso (ms), para os dois tipos de procedimentos (AC e ATC), nos dois modos de operação (fluoroscopia e cinegrafia), apresentaram magnitudes e dispersões similares. Isso pode ser explicado tanto pelo biotipo dos pacientes que nos dois estudos foi similar (ver Tabela 12), quanto pela condução dos procedimentos, utilizando projeções, angulações e geometria semelhantes, uma vez que a maioria dos procedimentos (68%) monitorados foi realizada pelo mesmo médico, como mostra a Tabela 25.

Tabela 25: Número de procedimentos realizados por cada médico

Procedimentos	Médico 1	Médico 2
AC (n=85)	57	28
ATC (n=34)	24	10
%	68%	32%

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

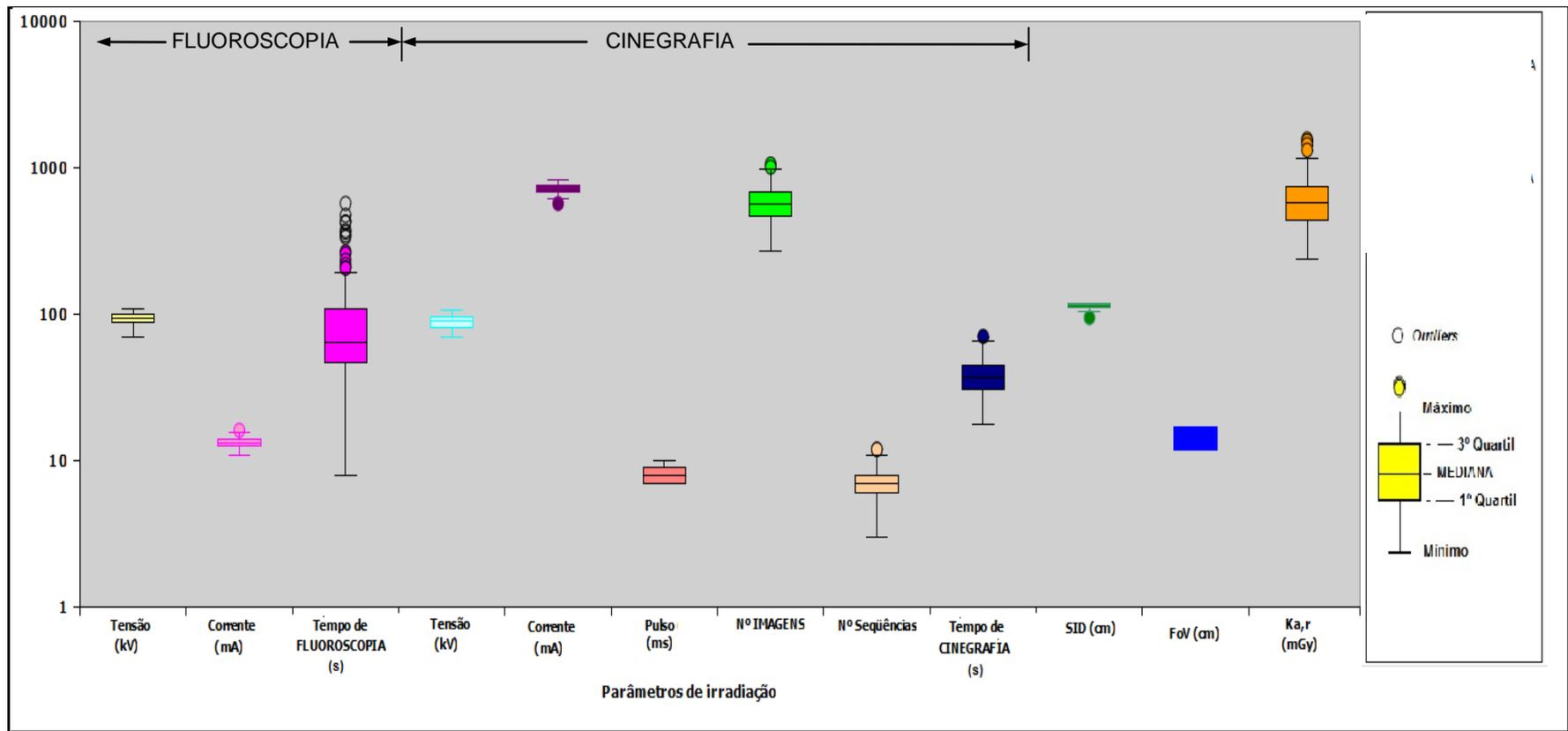


Figura 55: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOGRAFIA (AC).

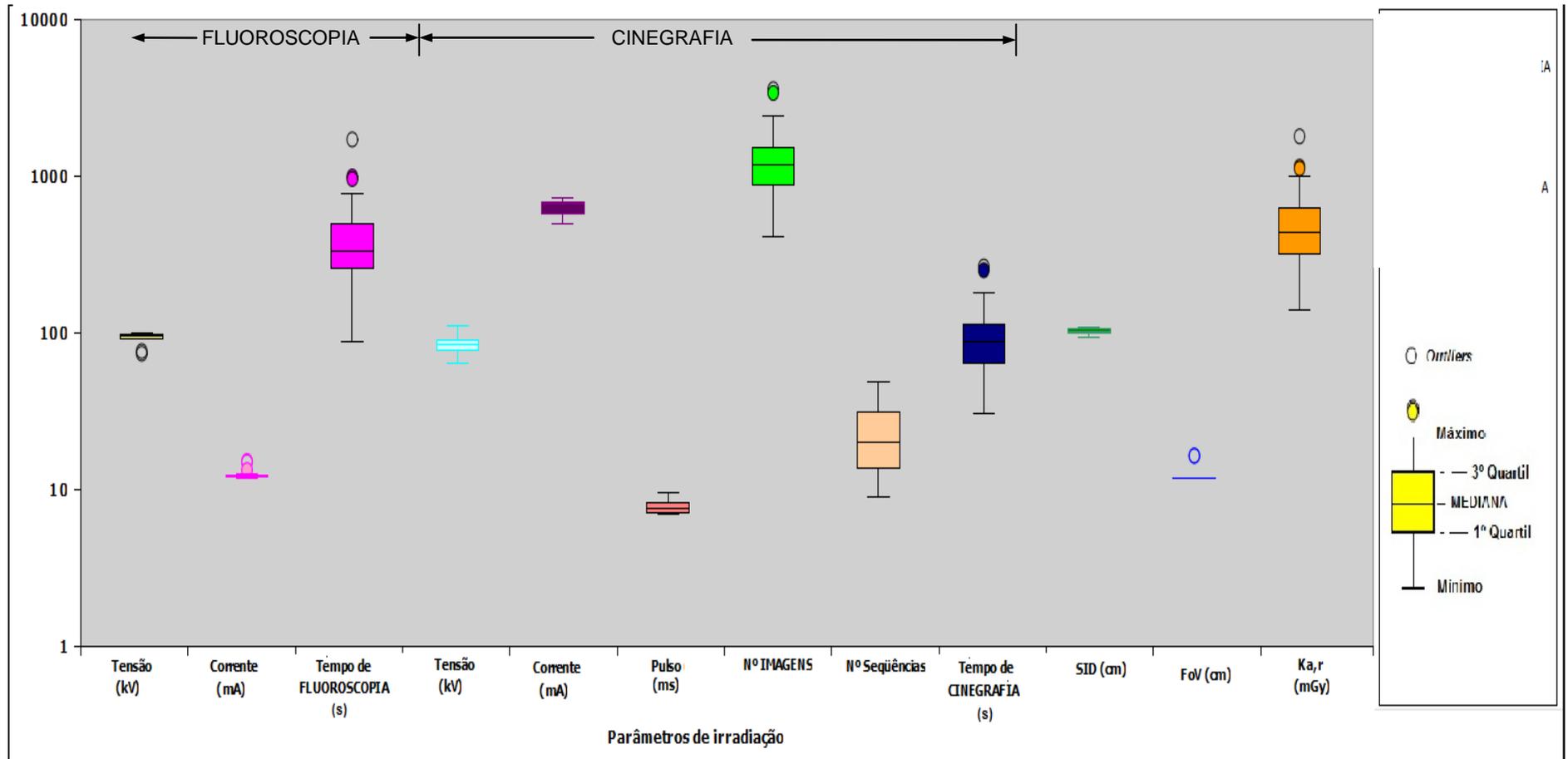


Figura 56: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOPLASTIA (ATC).

A relação entre a magnitude dos parâmetros tensão, corrente e largura de pulso e a massa corporal dos pacientes foi avaliada. As Figuras 57 e 58 ilustram os resultados obtidos.

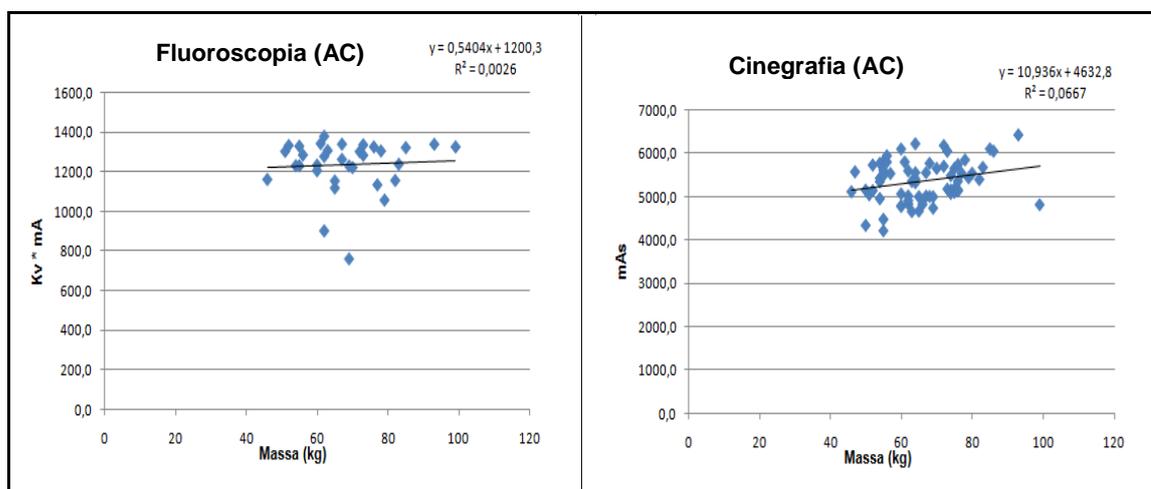


Figura 57: Relação entre massa corporal e parâmetros de irradiação em procedimentos de AC

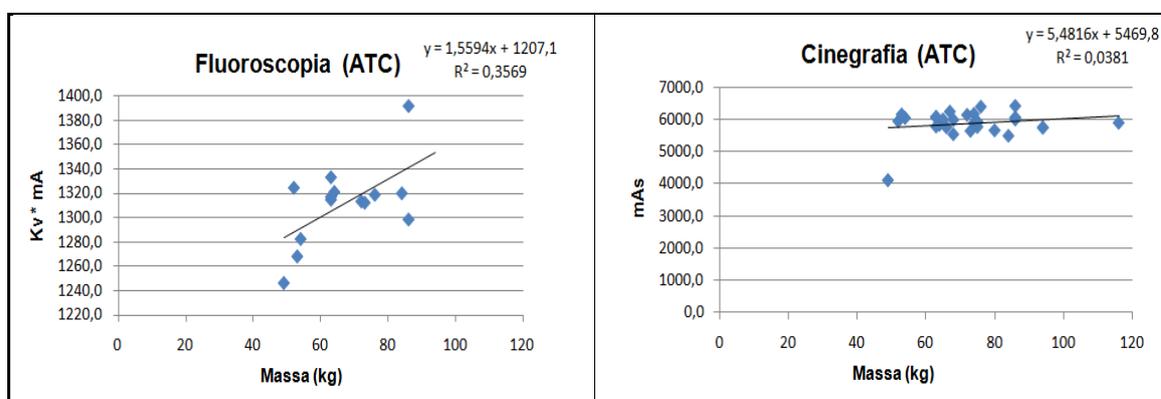


Figura 58: Relação entre massa corporal e parâmetros de irradiação em procedimentos de ATC

Observa-se nas Figuras 57 e 58 que não existe correlação entre esses parâmetros. Resultados similares foram obtidos em estudos apresentados por Kuon et al. (2003) onde o valor obtido foi $r^2=0,37$ relacionando o peso de todos os pacientes nos dois tipos de procedimentos. Os autores relataram que os valores mais altos registrados, nos parâmetros de irradiação, estiveram relacionados com projeções do arco C, nas quais foram utilizados ângulos extremos (maiores que 60°) e combinações do tipo OAE cranial ou OAD caudal que são projeções que implicam em maior taxa de exposição. Além disso, as distâncias SID e os tamanhos de campos selecionados também influenciam a magnitude desses parâmetros. A Tabela 26 resume os resultados obtidos sobre as projeções registrados nos procedimentos avaliados nesse estudo.

Tabela 26: Número e percentual de projeções e angulações utilizadas nos procedimentos monitorados

Procedimentos	Angulações e Rotações									Projeções						
	OAD			OAE			Cranial			Caudal			OAD		OAE	
	<30°	30°-60°	>60°	<30°	30°-60°	>60°	<30°	30°-60°	>60°	<30°	30°-60°	>60°	cranial	caudal	cranial	caudal
AC (n=85)	79	60	0	49	83	3	79	66	0	82	34	0	77	79	81	73
	93%	71%	0	58%	98%	4%	93%	78%	0	97%	40%	0	91%	93%	95%	86%
ATC (n=33)	27	24	0	17	29	2	24	21	0	28	15	0	26	22	25	24
	82%	73%	0	52%	88%	6%	73%	64%	0	85%	46%	0	79%	67%	76%	73%

A partir dos dados da Tabela 26 observa-se que, praticamente, não foram utilizados ângulos extremos ($> 60^\circ$) nos procedimentos. O percentual de utilização de ângulos maiores que 60 graus ficou entre 4 e 6%. Nas demais rotações (cranial/caudal) e angulações (OAD/OAE) a predominância foi a utilização de ângulos entre 0 e 30 graus, tanto para os procedimentos de AC, quanto para os procedimentos de ATC. Porém, observa-se um percentual maior de utilização projeções OAE cranial e OAD caudal nos dois tipos de procedimentos, que possivelmente explicam os valores altos registrados, tal como discutido por Kuon et al. (2004).

Com relação aos demais parâmetros mostrados nas Figuras 55 e 56: número de sequências, número de imagens, tempos de fluoroscopia e de cinegrafia e o $K_{a,r}$ total, a maior dispersão observada foi referente ao tempo de fluoroscopia, principalmente nos procedimentos de AC (Figura 55), que naturalmente influi nos valores de $K_{a,r}$. O coeficiente de variação para os dados coletados em todos os parâmetros, resultou menor que 30%, exceto para o tempo de fluoroscopia e o $K_{a,r}$ que foi de 106% e 76%, respectivamente, indicando que o conjunto de dados, para esses dois parâmetros, não é homogêneo. A Tabela 27 compara os valores obtidos para esses parâmetros com dados encontrados na literatura.

Tabela 27: Parâmetros de irradiação em procedimentos de AC e ATC na literatura e nesse estudo

PARÂMETROS	Mavrikou et al. (2008)		IAEA et al. (2009)		Nesse Estudo	
	AC	ATC	AC	ATC	AC	ATC
Nº Procedimentos	690	292	2265	817	85	34
Nº de Sequências	--	--	--	--	7 ± 2	25 ± 13
Nº de Imagens	570	1.250	868 ± 390	1.688 ± 856	587 ± 173	1.689 ± 945
Tempo total (min)	6,5	18	$7,1 \pm 6,9$	$18,6 \pm 13,2$	$2,5 \pm 2,0$	$10,6 \pm 7,0$
$K_{a,r}$ TOTAL (mGy)	600	1.800	800 ± 500	2.200 ± 1300	639 ± 276	2.313 ± 1.230

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Observa-se na Tabela 27 que os valores obtidos nesse estudo são comparáveis aos trabalhos referenciados, especialmente aos resultados da IAEA (2009), apesar do número de procedimentos monitorados em nosso estudo ter sido inferior. Isso indica que os dados coletados estão consistentes com os dados disponíveis na literatura.

O tempo de fluoroscopia requerido nos procedimentos, seja para o diagnóstico ou para a intervenção, é consequência da complexidade do estudo clínico e de condições físicas gerais do paciente. De um modo geral, nos procedimentos de diagnóstico essa complexidade pode ser caracterizada por: quantidade e localização das lesões, se as lesões pertencem ao mesmo grupo de artérias (coronárias esquerdas ou das coronárias direitas) ou se localizam em ambas, e também, se o procedimento envolve o estudo de válvulas e ventrículos. Nos procedimentos terapêuticos, além das dificuldades relacionadas com o acesso ao local da obstrução, o tipo, a quantidade de stents e a técnica de implante do stent (direto, por cateter balão) também influenciam a complexidade do procedimento. O número de stents, em alguns casos, significa o número de vasos tratados ao mesmo tempo e isso implica em maior tempo de realização do procedimento e conseqüentemente, maior tempo de fluoroscopia. Alguns estudos (BALTER et al., 2007; 2008b; IAEA, 2009) têm definido índices de complexidade em procedimentos de ATC, considerando o número de lesões, o tipo da lesão, o número de oclusões com mais de três meses e o número de lesões severas (oclusões) (BALTER et al., 2008b; IAEA, 2009). A Tabela 28 mostra os resultados obtidos sobre a avaliação da localização das lesões e as técnicas de implante de stents utilizadas nos procedimentos de ATC monitorados.

Tabela 28: Localização das lesões nos procedimentos de ATC

Técnicas de desobstrução	Localização da lesão	
	CD	CE
Por stent direto (1 stent)	4	13
Por stent direto (2 stents)	0	1
Por cateter balão	3	0
Por cateter balão + 1 stent	1	7
Por cateter balão + 2 stents	2	2
Por cateter balão + 3 stents	1	0

CD = Coronária direita; CE = Coronária esquerda

Os dados apresentados na Tabela 28 mostram que na maioria dos procedimentos de ATC (67%) as lesões tratadas foram localizadas nas artérias coronárias esquerdas e que o uso da técnica de implante de stent direto foi predominante (55%). Nos procedimentos de AC a

maior incidência de lesões foi visualizada nas coronárias direitas. Na Tabela 29 se comparam esses dados para os dois procedimentos (AC e ATC).

Tabela 29: Localização das lesões nos procedimentos de AC e ATC

Procedimentos	Número e Localização da lesão			
	CE	CD	Ambas	s/lesão
AC (n=85)	19	35	32	28
ATC (n=34)	22	8	3	--

CD = Coronária direita; CE = Coronária esquerda

Estudos têm mostrado que o tempo de fluoroscopia é influenciado pela localização da lesão alvo e que um tempo maior é requerido para lesões que se localizam na artéria circunflexa, na marginal obtusa e nas coronárias direitas quando comparados com as lesões tratadas na artéria descendente anterior e no ramo diagonal (KUON, et al., 2003). Em nosso estudo os maiores tempos de fluoroscopia foram registrados em procedimentos de:

- a) ATC em pacientes onde a lesão tratada foi localizada na coronária direita nos quais foram implantados mais de um stent;
- b) AC em três pacientes que apresentaram lesões nas duas coronárias, e em quatro pacientes nos quais não se observou lesão, mas que apresentaram dificuldade de acesso vascular para o diagnóstico.

É importante salientar que dos 31 pacientes que fizeram angioplastia, 6 apresentaram re-estenose durante o período desse estudo e foram submetidos a novos procedimentos de ATC ou cirurgia convencional; dos 85 pacientes que fizeram o procedimento de diagnóstico, 72% apresentaram lesões e foram submetidos à angioplastia.

Os valores de $K_{a,e}$ obtidos a partir dos valores de $K_{a,r}$ registrados para os pacientes nos procedimentos de AC e ATC estão apresentados nas Tabelas 30 e 31, respectivamente. Os fatores utilizados para obtenção do $K_{a,e}$ a partir do $K_{a,r}$ foram: 0,772 para correção para a altura média da mesa utilizada pelos dois médicos e 1,3 para o retroespalhamento. A distribuição dos valores de $K_{a,e}$ obtidos está representada nas Figuras 59 e 60.

Tabela 30: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico a 61,5 cm do ponto focal; e de $K_{a,e}$ determinados ao nível da mesa cirúrgica (posicionada a 70 cm do ponto focal) para os pacientes em procedimentos de AC.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)									
F1	464,9	466,6	F22	292,9	294,0	F43	552,0	554,0	M16	445,3	446,9
F2	564,8	566,8	F23	329,4	330,6	F44	685,1	687,6	M17	851,3	854,4
F3	714,7	717,3	F24	577,3	579,4	F45	811,3	814,2	M18	435,3	436,9
F4	1574,7	1580,4	F25	577,3	579,4	F46	1050,4	1054,2	M19	729,2	731,8
F5	713,4	716,0	F26	631,3	633,6	F47	329,1	330,3	M20	1321,7	1326,5
F6	1164,6	1168,8	F27	563,8	565,8	F48	239,3	240,2	M21	356,4	357,7
F7	351,9	353,2	F28	434,9	436,5	M1	1526,7	1532,2	M22	461,2	462,9
F8	697,8	700,3	F29	491,9	493,7	M2	606,0	608,2	M23	746,3	749,0
F9	378,5	379,9	F30	510,4	512,2	M3	328,1	329,3	M24	667,0	669,4
F10	625,3	627,6	F31	822,9	825,9	M4	681,2	683,7	M25	783,8	786,6
F11	559,1	561,1	F32	561,0	563,0	M5	440,1	441,7	M26	400,1	401,5
F12	840,0	843,0	F33	753,0	755,7	M6	424,9	426,4	M27	1442,1	1447,3
F13	757,3	760,0	F34	451,9	453,5	M7	575,5	577,6	M28	1115,9	1119,9
F14	757,5	760,2	F35	622,8	625,0	M8	684,1	686,6	M29	507,4	509,2
F15	625,7	628,0	F36	622,8	625,0	M9	863,8	866,9	M30	449,0	450,6
F16	602,9	605,1	F37	579,3	581,4	M10	752,5	755,2	M31	269,0	270,0
F17	360,7	362,0	F38	423,6	425,1	M11	526,1	528,0	M32	403,2	404,7
F18	310,5	311,6	F39	411,3	412,8	M12	716,2	718,8	M33	497,6	499,4
F19	472,9	474,6	F40	1062,6	1066,4	M13	982,8	986,3	M34	995,7	999,3
F20	325,7	326,9	F41	792,3	795,2	M14	663,2	665,6	M35	583,9	586,0
F21	640,4	642,7	F42	579,3	581,4	M15	384,6	386,0	M36	1013,4	1017,0

Tabela 31: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico a 61,5 cm do ponto focal; e de $K_{a,e}$ determinados ao nível da mesa cirúrgica (posicionada a 70 cm do ponto focal) para os pacientes em procedimentos de ATC.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)	ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)	ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)	ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)
F1	3.961,7	3.976,0	F10	5.876,1	5.897,3	M6	2.508,3	2.517,3	M15	2.133,7	2.141,4
F2	1.378,2	1.383,2	F11	2.101,3	2.108,9	M7	2.558,2	2.567,4	M16	1.232,6	1.237,0
F3	3.852,1	3.866,0	F12	1.068,2	1.072,0	M8	1.661,9	1.667,9	M17	2.032,8	2.040,1
F4	2.993,5	3.004,3	F13	1.593,5	1.599,2	M9	1.626,1	1.632,0	M18	781,2	784,0
F5	2.989,8	3.000,6	M1	3.503,0	3.515,6	M10	2.237,7	2.245,8	M19	2.561,0	2.570,2
F6	1.665,2	1.671,2	M2	1.643,5	1.649,4	M11	5.835,6	5.856,6	M20	3.388,2	3.400,4
F8	1.412,8	1.417,9	M3	1.832,6	1.839,2	M12	1.760,4	1.766,7	M21	1.693,2	1.699,3
F7	805,0	807,9	M4	2.765,4	2.775,4	M13	1.425,4	1.430,5	---	-----	----
F9	1.158,2	1.162,4	M5	1.459,3	1.464,6	M14	3.130,5	3.141,8	---	-----	----

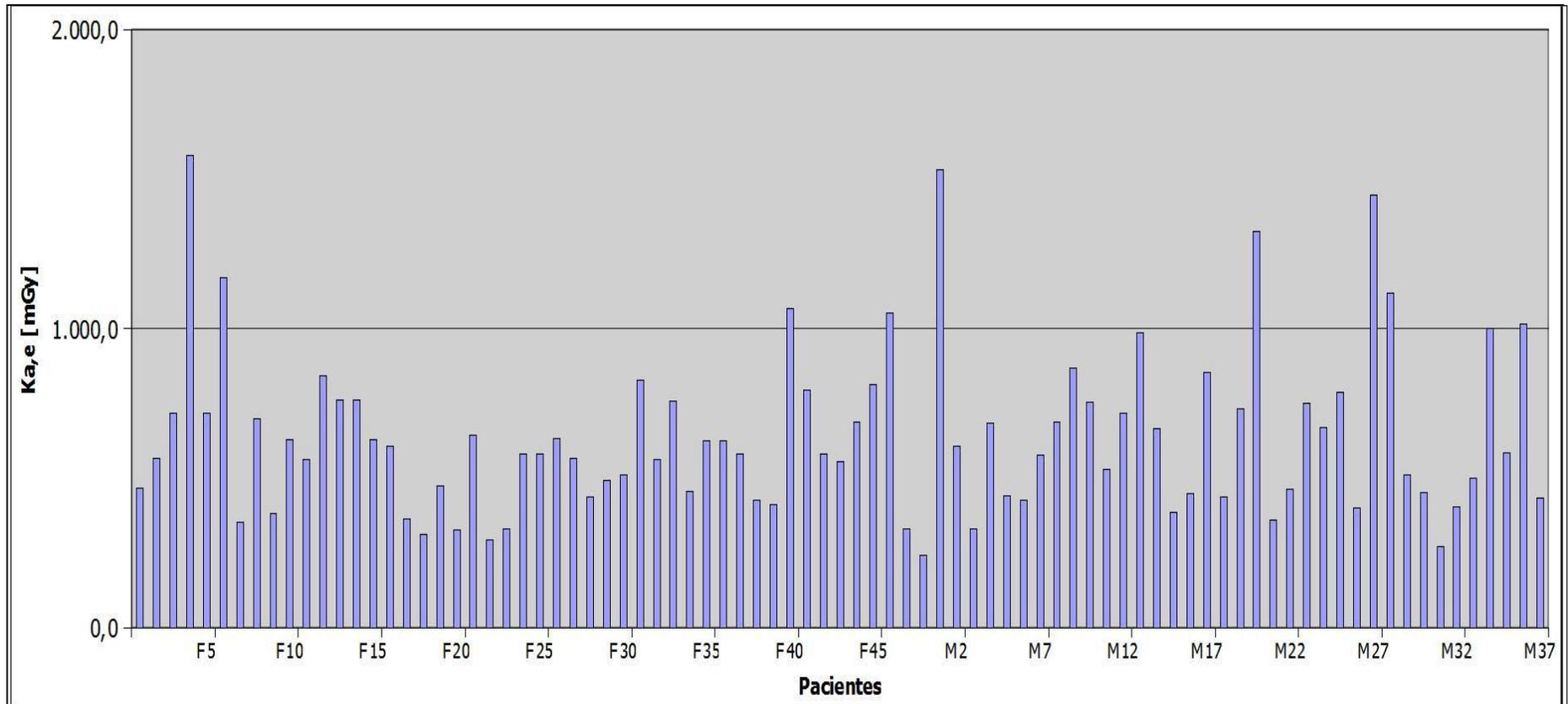


Figura 59: Kerma ar na superfície de entrada da pele de pacientes em procedimentos de AC

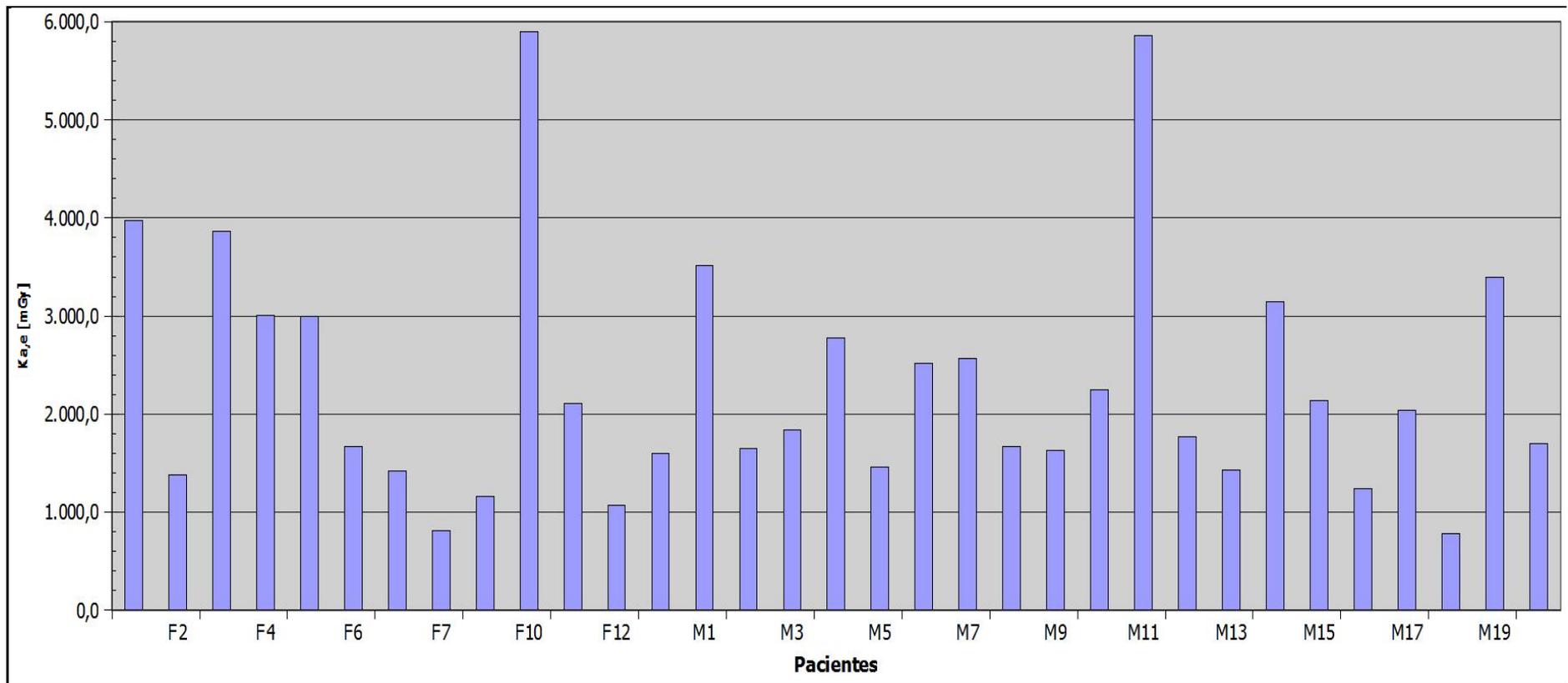


Figura 60: Kerma ar na superfície de entrada da pele de pacientes em procedimentos de ATC

É importante salientar que o $K_{a,e}$ calculado, apresentado nas Tabelas 30 e 31, em princípio, não significa o kerma ar máximo em um ponto da superfície de entrada da pele do paciente, porque esse valor foi derivado do $K_{a,r}$ acumulado, que é devido às diversas projeções que são utilizadas durante os procedimentos. Contudo, a análise dos dados mostrou que em 47% dos procedimentos de ATC foram utilizadas praticamente a mesma projeção durante todo o procedimento; e em 25% pode ter ocorrido interseção de campos devido à utilização de projeções muito próximas. Para esses casos, o $K_{a,e}$ calculado é uma aproximação do kerma máximo na entrada da pele. Se for aplicado a relação entre os coeficientes de absorção de energia (relação tecido-ar = 1,054) (IAEA, 2009), pode se dizer que os pacientes do ATC que apresentaram valores de $K_{a,e}$ superiores a 2 Gy receberam doses que excederam o limiar para efeitos determinísticos (eritema) na pele que é de 2 Gy (ICRP, 2000).

Além disso, observa-se nas Figuras 59 e 60 que em 10 (12%) dos 85 pacientes que fizeram o procedimento de AC o valor de $K_{a,e}$ foi igual ou superior a 1Gy, e nos procedimentos de ATC quase todos os pacientes (94%) apresentaram $K_{a,e}$ superior a 1Gy. Com base nesses resultados e, considerando a possibilidade de novos procedimentos nos pacientes do ATC devido, por exemplo, à reestenose, de acordo com a ICRP 85 (2000) todos os pacientes do ATC e os 12 pacientes do AC deveriam receber acompanhamento clínico após os procedimentos.

É importante salientar que os dois maiores valores de $K_{a,e}$ apresentados na Tabela 31 (F10 e M11) foram registrados em pacientes nos quais foram implantados dois e três stents, respectivamente. Resultados similares foram reportados em estudos de Hart, Hiller e Wall (2005) onde as maiores “doses” nos pacientes também foram relatadas em procedimentos que envolveram a colocação de dois ou mais stents.

O P_{KA} calculado para os pacientes do AC foi de (37 ± 17) Gy.cm² [média \pm desvio padrão]; para os pacientes do ATC o valor foi (87 ± 49) Gy.cm². A Figura 61 apresenta um histograma com a distribuição de frequência para o número de pacientes por valor de P_{KA} e a comparação desses valores com dados na literatura se apresenta na Tabela 32.

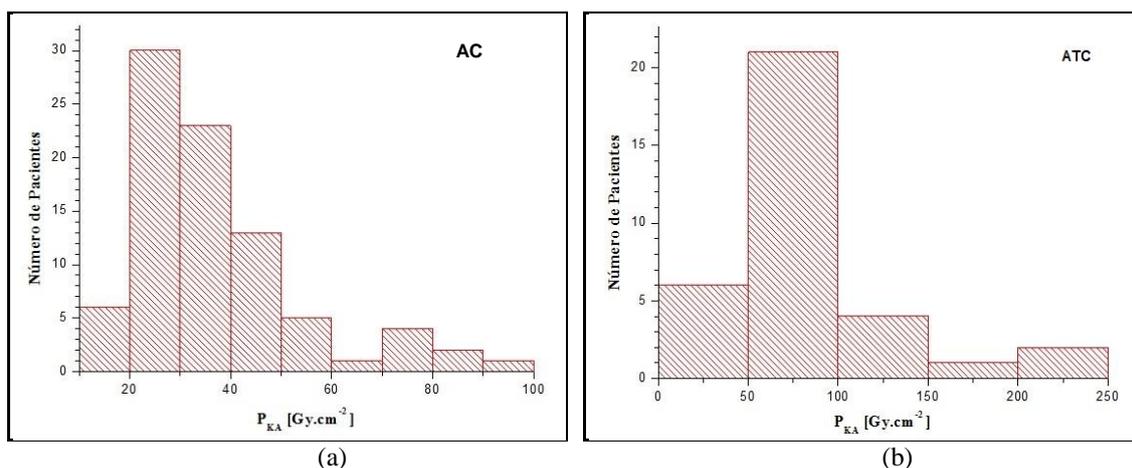


Figura 61: Número de pacientes por valor de P_{KA} no AC (a) e no ATC (b)

Tabela 32: Valor médio de P_{KA} na literatura e nesse estudo

Estudos	P_{KA} (Gy.cm ²)	
	AC	ATC
Trianni et al. (2005a)	39,8	71,6
Karambatsakidou et al. (2005)	49,0	40,0
Chida (2006)	--	149,0
Faj et al. (2008)	59,0	120,0
Domienik et al.(2008)	39,0	63,0
Tsapaki et al.(2008a)	31,0	62,0
IAEA (2009)	32,0	72,0
Nesse estudo	36,6	86,6

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Observa-se na Tabela 32 que os valores de P_{KA} calculados nesse estudo estão dentro do intervalo de valores obtidos nos trabalhos referenciados, onde a maioria foi medido com a câmara P_{KA} integrada ao equipamento. Em nosso estudo, uma câmara P_{KA} externa não pôde ser utilizada porque o sensor anticollisão do equipamento angiográfico impedia os movimentos do arco C quando a câmara P_{KA} era colocada na saída do colimador. Porém, em dois procedimentos clínicos que utilizaram poucos movimentos do arco C foi possível medir o P_{KA} com a câmara.

Comparando as duas formas de cálculo do P_{KA} utilizadas, descritas no item 3.31, com os valores medidos com a câmara nesses dois procedimentos clínicos, observou-se que o erro percentual entre o valor medido e o valor calculado foi de -19 e +17%. O método 1 foi o que apresentou menor erro quando comparado ao valor medido com a câmara (-5% e -9,5%).

A comparação dos resultados obtidos nesse estudo (terceiro quartil do conjunto de dados) com valores disponíveis na literatura para níveis de referência em procedimentos de cardiologia intervencionista, estão apresentados na Tabela 33.

Tabela 33: NDRs para procedimentos de cardiologia encontrados na literatura comparados com as medidas de terceiro quartil dos parâmetros nesse estudo

Procedimentos	Parâmetros	Neofotistou et al. (2003)	Aroua et al. (2007)	IAEA (2009)	DIAMOND III (2010)	Nesse Estudo
AC	TF (min)	6	7	9	6	2,4
	Nº Imagens	1.270	1.400	1.000	1.600	679
	P _{KA} (Gy. cm ²)	57	80	50	67	43
ATC	TF (min)	16	20	22	20	12
	Nº Imagens	1.355	1.500	1.700	1.700	1.883
	P _{KA} (Gy. cm ²)	94	260	125	110	91

NDR=níveis de referência em diagnóstico

A Tabela 33 mostra que em nosso estudo os valores dos parâmetros foram menores que os referenciados, exceto para o número de imagens no ATC que foi maior. Apesar de esses resultados representarem uma referência de boas práticas não se deve concluir que os procedimentos avaliados estão otimizados.

b) Pacientes pediátricos

Foram realizadas medidas nos pacientes em quatro procedimentos de diagnóstico e em seis procedimentos de intervenção cardíaca percutânea (ICP). Utilizando os dados proporcionados pelo equipamento e com os mesmos aplicativos utilizados com os pacientes adultos, foram obtidos os parâmetros de irradiação de mais seis pacientes de diagnóstico e nove de ICP, totalizando 10 diagnósticos e 15 ICP em crianças com doença cardíaca congênita.

O número e o tipo de procedimentos de ICP monitorados foram: artoplastia com cateter balão (x2), angioplastia de artéria pulmonar com stent (x5), atrioseptomia de Rashkind (x3), valvuloplastia pulmonar com cateter balão (x5). Os valores obtidos para os parâmetros de irradiação, nas duas formas de monitoração de dados, estão resumidos, nas Tabelas 34 e 35, por seus valores mínimos, médios e máximos. As Tabelas 34 e 35 apresentam os valores

para os procedimentos de CATE e ICP nas duas combinações de modos de fluoroscopia e cinegrafia que foram utilizados nos procedimentos com pacientes pediátricos: cinegrafia **30 Pediatric < 4 year** combinado com fluoroscopia **low** e cinegrafia **15 coronary** com fluoroscopia **normal**. Os nomes destacados são as denominações dos programas (APRs) selecionados no equipamento.

Tabela 34: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura em procedimentos pediátricos.

PARÂMETROS		Diagnóstico Pediátrico (CATE)					
		FLUORO <i>low</i> CINE 30 <i>Pediatric < 4 year</i>			FLUORO <i>normal</i> CINE 15 <i>coronary</i>		
		Mínimo	Médio	Máximo	Mínimo	Médio	Máximo
F L U O R O S C O P I A	Tensão no tubo RX (kV)	n/d	n/d	n/d	49	59	71
	Corrente no tubo RX (mA)	n/d	n/d	n/d	8	8	12
	Nível (<i>Low/Normal/High</i>)	L	L	L	N	N	N
	Taxa de aquisição (pps)	30	30	30	30	30	30
	K _{a,r} FLUOROSCOPIA (mGy)	18	25	31	23	154	349
	Tempo de Fluoroscopia (s)	n/d	n/d	n/d	24	564	958
C I N E G R A F I A	Tensão no tubo RX (kV)	70	89	119	50	60	68
	Corrente no tubo RX (mA)	221	307	358	300	345	553
	Duração do pulso (ms)	3	3	4	5	6	7
	Nº de imagens	1.017	1.363	2.326	421	622	822
	Taxa de aquisição (frm.s ⁻¹)	30	30	30	15	15	15
	Nº de Sequências	5	6	8	4	6	9
	K _{a,r} CINEGRAFIA (mGy)	8	27	46	24	79	120
Tempo de cinegrafia (s)	34	45	78	28	41	55	
G E R A I S	SID (cm)	97	105	112	76	94	103
	FoV (∅ II (cm))	12	17	21	12	15	19
	K _{a,r} TOTAL (mGy)	37	52	64	47	234	469
	Tempo Total (min)	3,5	5,4	7,5	4,5	10	17
			CINE: 0,9 mm Cu => 21 mm Al FLUORO: 0,4 mm Cu => 11mm Al		CINE: => 2,5 mm Al FLUORO: 0,1 mm Cu => 4 mm Al		

n/d = não disponível

Tabela 35: Parâmetros de irradiação registrados pelo equipamento Allura em procedimentos pediátricos.

PARÂMETROS		Intervenção Cardíaca Percutânea (ICP)					
		FLUORO <i>low</i> / CINE 30 <i>Pediatric < 4 year</i>			FLUORO <i>normal</i> / CINE 15 <i>coronary</i>		
		Mínimo	Médio	Máximo	Mínimo	Médio	Máximo
F L U O R O S C O P I A	Tensão no tubo RX (kV)	n/d	n/d	n/d	51	65	77
	Corrente no tubo RX (mA)	n/d	n/d	n/d	8	8	15
	Nível (<i>Low/Normal/High</i>)	L	L	L	N	N	N
	Taxa de aquisição (pps)	30	30	30	30	30	30
	K _{a,r} FLUOROSCOPIA (mGy)	38	194	318	70	285	764
	Tempo de Fluoroscopia (s)	n/d	n/d	n/d	497	1.269	2.668
C I N E G R A F I A	Tensão no tubo RX (kV)	74	99	125	53	61	74
	Corrente no tubo RX (mA)	219	288	362	300	350	564
	Duração do pulso (ms)	3	3	5	4	6	7
	Nº de imagens	640	2.324	4.697	391	714	1.083
	Taxa de aquisição (frm.s ⁻¹)	30	30	30	15	15	15
	Nº de Sequências	5	14	25	6	9	15
	K _{a,r} CINEGRAFIA (mGy)	9	36	61	38	94	215
Tempo de cinegrafia (s)	21	109	313	26	47	72	
G E R A I S	SID (cm)	102	111	117	97	109	114
	FoV (Ø II (cm))	12	13	17	12	15	17
	K _{a,r} TOTAL (mGy)	46	227	379	125	379	898
	Tempo Total (min)	9	24	56	9	22	45
			CINE: 0,9 mm Cu => 21 mm Al FLUORO: 0,4 mm Cu => 11mm Al		CINE: => 2,5 mm Al FLUORO: 0,1 mm Cu => 4 mm A		

n/d = não disponível

Observa-se na Tabela 35 que os procedimentos de CATE que foram realizados utilizando a fluoroscopia *normal* apresentaram valores de K_{a,r} até 11 vezes maiores do que os realizados utilizando a fluoroscopia *low*. Com relação à cinegrafia, os procedimentos utilizando o *15 coronary* apresentaram valores de K_{a,r} até 3 vezes mais altos que os realizados com a cinegrafia *30 pediatric < 4 year*. Nos procedimentos de ICP (Tabela 39) esse aumento foi de 2,5 com à fluoroscopia *normal* e de até 5 com a cinegrafia *15 coronary*. Esse comportamento deve ocorrer devido à diferença na adição dos filtros de cobre entre os dois programas. De acordo com as especificações do fabricante a cinegrafia *30 pediatric < 4 year*

está configurada para pacientes com menos de 1 ano e a cinegrafia *15 coronary* para pacientes adultos.

O percentual de utilização de cinegrafia nos procedimentos de CATE (42%) foi maior do que nos procedimentos de ICP (44%). Esse comportamento é similar aos resultados dos pacientes adultos, e ambos estão coerentes com a finalidade dos dois procedimentos. Esses resultados mostram que a cinegrafia *30 pediatric* pode representar uma maior contribuição na redução da exposição do paciente ($K_{a,r}$) nos procedimentos de CATE, e que a fluoroscopia *low* deve ter uma maior contribuição nos procedimentos de ICP. Resultados divergentes dos nossos foram reportados por Tsapaki et al. (2008b) onde o percentual de cinegrafia foi superior nos procedimentos de ICP (100%) em comparação com o CATE (92%). Segundo os autores, o maior percentual de cinegrafia ocorre em procedimentos com pacientes recém nascidos e esse percentual decresce com a idade dos pacientes, provavelmente devido ao aumento do volume do corpo e do tamanho dos órgãos. As Figuras 62 e 63 ilustram, por meio do gráfico *box plot*, a dispersão dos valores registrados para os parâmetros apresentados nas Tabelas 34 e 35.

Observa-se nas Figuras 62 e 63 dispersões similares às encontradas para esses parâmetros nos procedimentos com pacientes adultos, provavelmente pelas mesmas razões discutidas. A Tabela 36 mostra que a maioria (76%) dos procedimentos pediátricos foi realizada pelo mesmo médico.

Tabela 36: Número de procedimentos realizados por cada médico

Procedimentos	Médico 1	Médico 2
CATE (n=10)	8	2
ICP (n=15)	11	4
%	76%	24%

CATE=Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP=Intervenção Cardíaca Percutânea

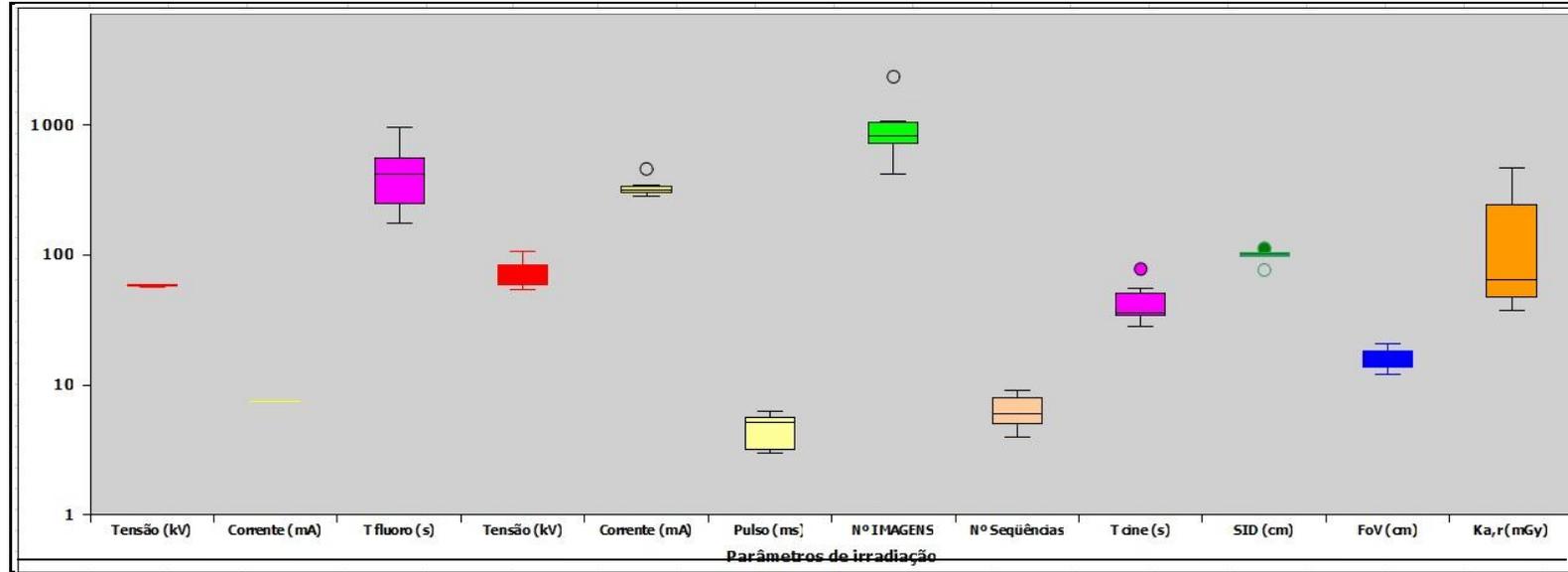


Figura 62: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de ANGIOGRAFIA (CATE).

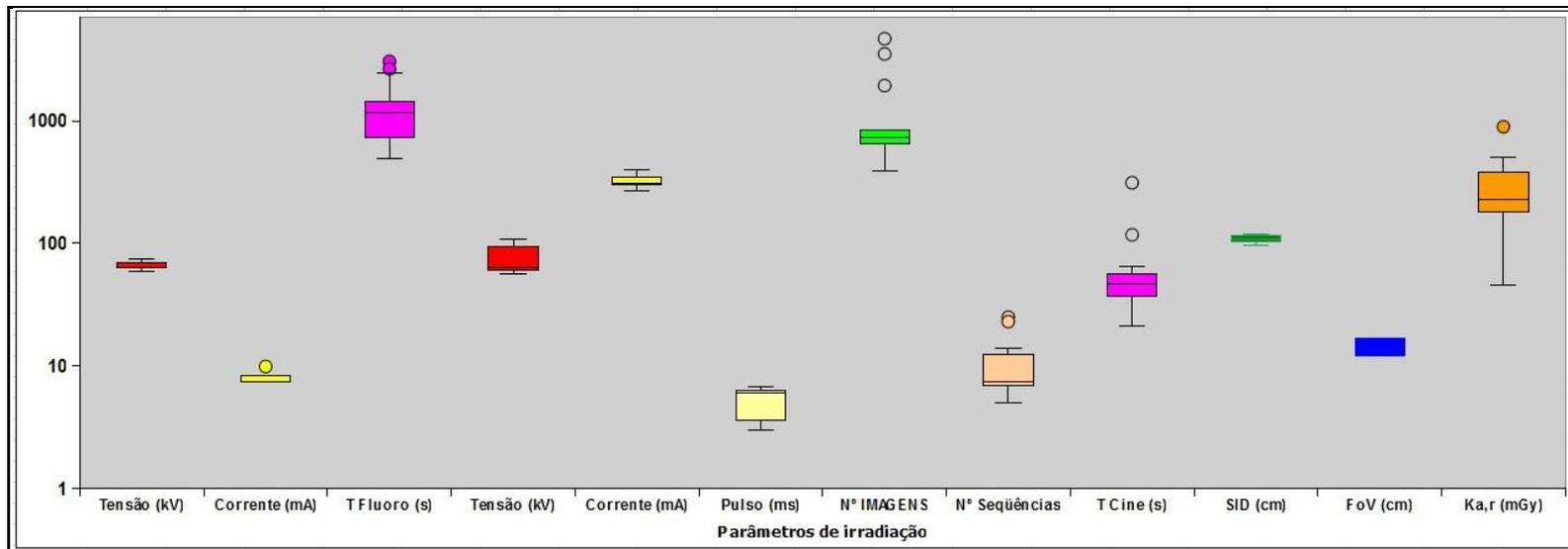


Figura 63: Parâmetros de irradiação registrados nos procedimentos de intervenção (ICP).

A Tabela 37 resume as projeções registradas nos procedimentos avaliados nesse estudo.

Tabela 37: Número e percentual de angulações e projeções utilizadas nos procedimentos pediátricos

Procedimentos	Angulações e Rotações									Projeções						
	OAD			OAE			CRANIAL			CAUDAL			OAD		OAE	
	0-30	30-60	>60	0-30	30-60	>60	0-30	30-60	>60	0-30	30-60	>60	cranial	caudal	cranial	caudal
ICP (n=15)	8 53%	2 13%	3 20%	9 60%	9 60%	7 47%	13 87%	5 33%	0 0%	11 73%	0 0%	0 0%	10 67%	5 33%	11 73%	8 53%
CATE (n=10)	6 60%	1 10%	1 10%	8 80%	9 90%	2 20%	9 90%	6 60%	0 0%	8 80%	1 10%	0 0%	5 50%	5 50%	9 90%	7 70%

Os resultados apresentados na Tabela 37 mostram que o percentual de utilização de ângulos maiores que 60 graus ficou entre 10 e 40%. A análise dos dados mostrou que em 52% dos pacientes pediátricos se utilizou angulações OAD e OAE com ângulos entre 70 e 90 graus. A utilização de ângulos extremos é frequente nos procedimentos com pacientes pediátricos devido à anatomia do paciente. Esses ângulos extremos, em procedimentos com pacientes pediátricos, também foram reportados por Papadopoulou et al. (2005) e Yakoumakis et al. (2009). Nos dois estudos a maioria dos procedimentos, de diagnósticos e terapêuticos, utilizou a projeção OAD ° cranial (-90°/ 0°). Esses estudos detalham as projeções por tipo de procedimento.

A Tabela 38 compara os resultados obtidos nesse estudo com dados encontrados na literatura.

Tabela 38: Parâmetros de irradiação em procedimentos de CATE e ICP em procedimentos de cardiologia com pacientes pediátricos < 1 ano na literatura e nesse estudo

PARÂMETROS	Chida et al. (2010)		Tsapaki et al. (2008b)		Nesse Estudo	
	CATE	ICP	CATE	ICP	CATE	ICP
Nº Procedimentos	--	7	10	10	10	15
Nº de Sequências	--	16 ± 9	--	--	6 ± 2	11 ± 6
Cinegrafia (Imagens.s ⁻¹)	--	30	12,5	12,5	15 e 30	15 e 30
Fluoroscopia (pps)	--	15	25	25	30	30
Nº de Imagens	--	--	655 ± 451	788 ± 376	918 ± 547	1.251 ± 963
Tempo total (min)	--	32 ± 14	9,4 ± 1,3	12 ± 2	8,2 ± 4,0	23 ± 14
K _{a,r} (mGy)	--	--	--	--	161 ± 145	325 ± 237

CATE=Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP=Intervenção Cardíaca Percutânea

Observam-se na Tabela 38 que os valores obtidos para o número de imagens e o tempo total foram maiores que nos estudos referenciados. Algumas das causas podem ser: a frequência de aquisição de imagens e a taxa de fluoroscopia que, em nosso estudo, é maior que nos estudos referenciados. Além disso, a diversidade de procedimentos monitorados, tanto em nosso estudo quanto nos trabalhos publicados, impossibilitam melhor comparação entre os dados.

Os valores de $K_{a,r}$ registrados e de $K_{a,e}$ calculados para os pacientes nos procedimentos de CATE e ICP estão apresentados nas Tabelas 39 e 40, respectivamente. Os fatores utilizados para obtenção do $K_{a,e}$ a partir do $K_{a,r}$ foram: 0,925 para correção em relação à altura da mesa utilizada pelo médico e 1,3 para o retroespalhamento. A distribuição dos valores de $K_{a,e}$ está representada nas Figuras 64 e 65.

Tabela 39: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico a 61,5 cm do ponto focal; e de $K_{a,e}$ determinados ao nível da mesa cirúrgica (posicionada a 67 cm do ponto focal) em pacientes pediátricos em procedimentos de CATE.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)
F1	213,3	256,4
F2	47,1	56,6
F3	63,6	76,5
F4	37,3	44,8
F5	61,6	74,1
M1	315,5	379,3
M2	239,9	288,4
M3	468,8	563,6
M4	116,3	139,8
M5	46,7	56,1

Tabela 40: Valores de $K_{a,r}$ registrados pelo equipamento angiográfico a 61,5 cm do ponto focal; e de $K_{a,e}$ determinados ao nível da mesa cirúrgica (posicionada a 67 cm do ponto focal) em pacientes pediátricos em procedimentos de ICP.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$K_{a,e}$ (mGy)
F1	674,9	811,4
F2	122,9	147,8
F3	344,0	413,6
F4	378,9	455,5
M1	231,0	277,7
M2	500,0	601,1
M3	434,5	522,4
M4	897,6	1.079,1
M5	n/d	n/d
M6	181,3	218,0
M7	183,5	220,6
M8	185,6	223,1
M9	46,3	55,7
M10	244,6	294,1
M11	125,2	150,5

n/d = não disponível

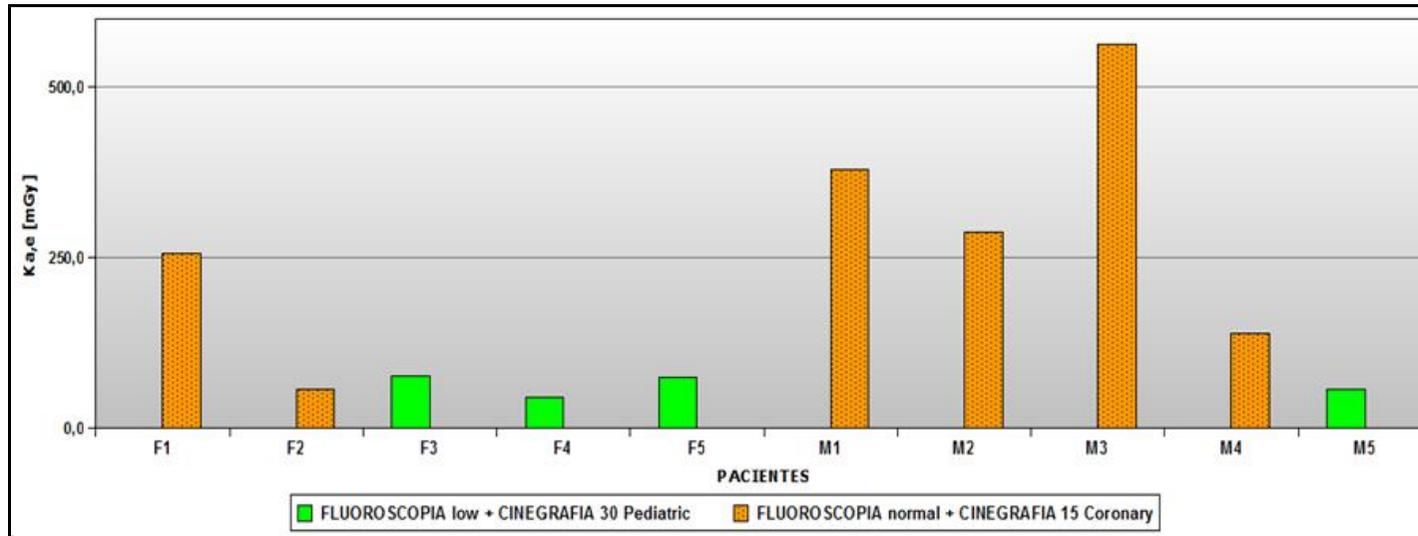


Figura 64: $K_{a,e}$ registrado nos procedimentos de CATE pediátrico

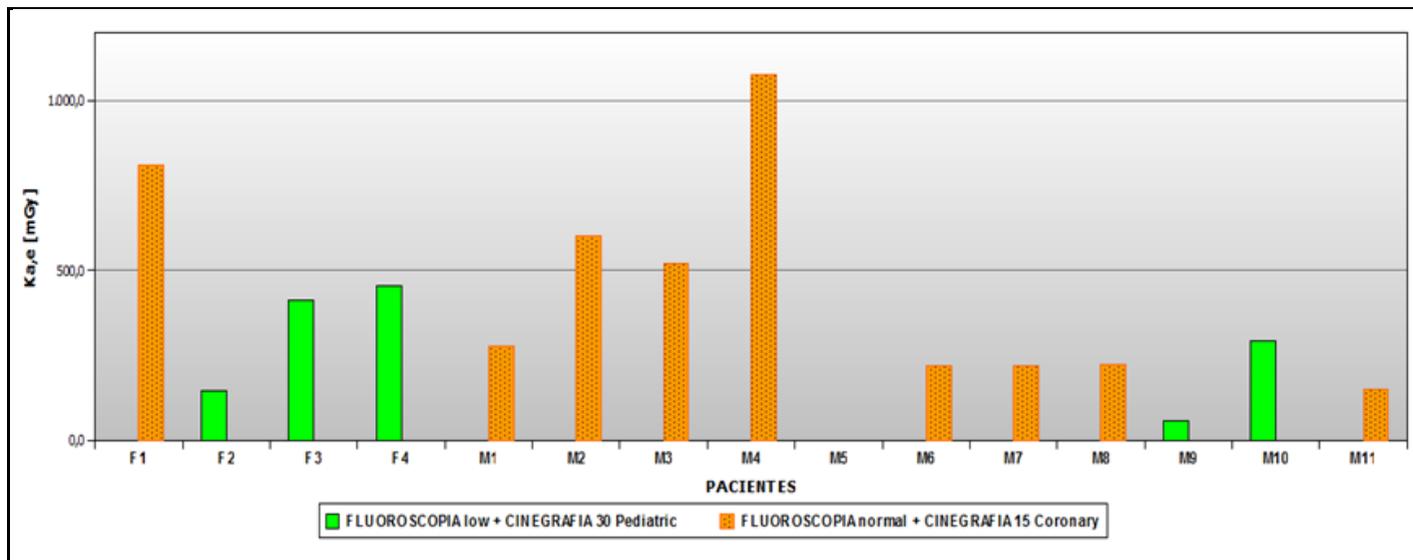


Figura 65: $K_{a,e}$ registrado nos procedimentos de ICP

Observa-se nas Figuras 64 e 65 que os maiores valores de $K_{a,e}$ foram registrados em procedimentos realizados com fluoroscopia *normal* e cinegrafia *15 coronary*. Esses resultados evidenciam a redução da exposição do paciente que pode ser obtida por utilização dos programas que estão configurados para pacientes pediátricos. O kerma ar na superfície na pele dos pacientes, $K_{a,e}$, foi superior a 1Gy em apenas um procedimento de ICP.

O valor médio para o P_{KA} calculado foi de (12 ± 10) Gy.cm² para os pacientes do CATE e de (18 ± 15) Gy.cm² para os pacientes do ICP. A Figura 66 mostra um histograma com a distribuição de frequência para o número de pacientes por valor de P_{KA} e a comparação desses valores com dados na literatura apresenta-se na Tabela 41.

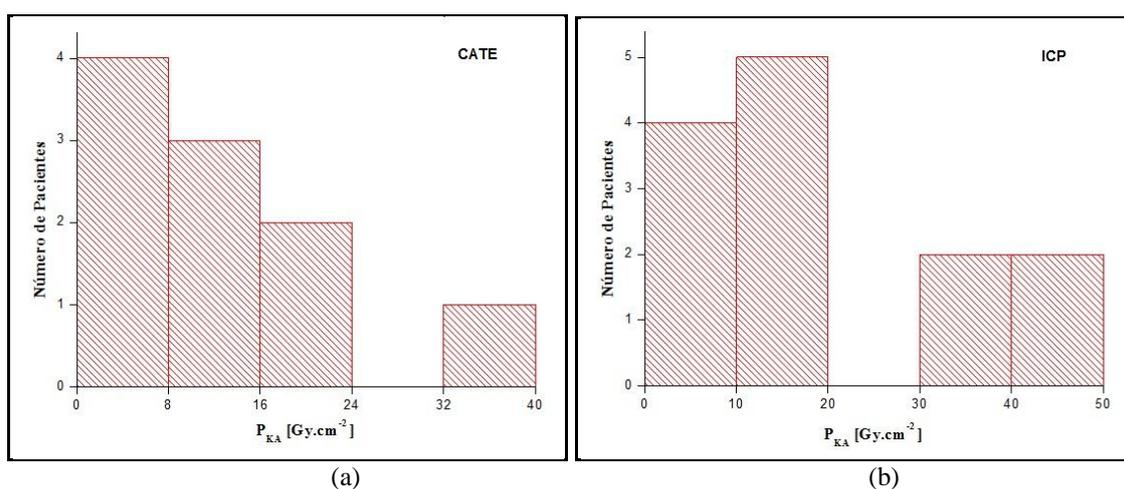


Figura 66: Número de pacientes por valor de P_{KA} no CATE (a) e no ICP (b)

Tabela 41: Valores médios (mínimos—máximos) de P_{KA} em procedimentos de cardiologia em pacientes pediátricos < 1 ano, utilizando fluoroscopia *low*, na literatura e nesse estudo.

Estudos	P_{KA} (Gy.cm ²)	
	CATE	ICP
Bacher et al. (2005)	2,7 (0,4—18,0)	3,4 (0,96—13,9)
Chida et al.(2010)	--	4,9 ± 0,8
Tsapaki et al.(2008b)	1,9 (0,1—5,5)	1,7 (1,5—12,2)
Nesse estudo	4,3 (1,6—5,4)	7,8 (3,8—11,8)

CATE=Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP=Intervenção Cardíaca Percutânea

Para comparação com dados da literatura os valores deste estudo, apresentados na Tabela 41, são apenas os referentes aos procedimentos onde se utilizou a fluoroscopia *low*.

Observa-se na Tabela 41 que os valores médios obtidos em nosso estudo são de 2 a 5 vezes maiores que os resultados dos estudos referenciados, mas são comparáveis aos valores extremos obtidos por Tsapaki et al.(2008b) e Bacher et al. (2005). Essas diferenças podem estar relacionadas com diversos fatores como: complexidade e tipo de procedimento, diferentes espessuras de cobre inseridas no feixe e, também, devido à frequência de aquisição de imagens que em nosso estudo foi de 30 pps e nos estudos referenciados foi de 12,5 e 25 pps.

As correlações entre $K_{a,r}$, P_{KA} e características dos pacientes como: massa corporal, altura, índice de massa corpórea; e parâmetros como: tempo de fluoroscopia, número de imagens, estão apresentadas na Tabela 42.

Tabela 42: Coeficientes de correlações (r^2) entre $K_{a,r}$, P_{KA} e características do paciente e parâmetros de irradiação em pacientes pediátricos < 1 ano, utilizando fluoroscopia *low*.

Parâmetros Correlacionados	CATE	ICP
$K_{a,r}$ vs Massa Coporal (kg)	0,245	0,431
$K_{a,r}$ vs altura (cm)	0,445	0,089
$K_{a,r}$ vs IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	0,105	0,469
$K_{a,r}$ vs Tempo de Fluoroscopia (min)	0,793	0,599
$K_{a,r}$ vs Número de Imagens	0,105	0,606
P_{KA} vs Massa Coporal (kg)	0,183	0,114
P_{KA} vs altura (cm)	0,182	0,001
P_{KA} vs IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	0,115	0,429
P_{KA} vs Tempo de Fluoroscopia (min)	0,003	0,177
P_{KA} vs Número de Imagens	0,986	0,288

CATE=Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP=Intervenção Cardíaca Percutânea

Os resultados apresentados na Tabela 42 não indicaram correlação entre $K_{a,r}$ ou P_{KA} e parâmetros biométricos dos pacientes (massa corporal, altura e IMC). Contudo, observa-se correlação moderada e forte entre $K_{a,r}$ vs Tempo de Fluoroscopia e P_{KA} vs Número de Imagens, nos procedimentos de diagnóstico (CATE), respectivamente. Resultados obtidos por Tsapaki et al. (2008b) e Papadopoulou et al. (2005) também encontraram correlações fracas. Resultados contrários foram relatados por CHIDA et al. (2010) que encontraram correlações entre P_{KA} e massa corporal dos pacientes de 0,819 para o CATE e 0,895 em diversos procedimentos de intervenção em pacientes pediátricos.

Os dados obtidos para os parâmetros de irradiação que são utilizados como níveis de referência em procedimentos intervencionistas não foram apresentados aqui porque, até a presente data, não se tem publicado valores de níveis de referência (NDRs) para procedimentos de cardiologia pediátricos, que permitissem comparar os dados coletados.

4.3.2 Dosimetria com filme radiocrômico

A Figura 67 mostra as imagens das tiras irradiadas que foram utilizadas para a calibração dos filmes radiocrômicos. Os resultados para a densidade ótica estão apresentados na Tabela 43 e a curva de calibração (Figura 68) e a Equação (6) para determinação de $K_{a,i}$ na superfície do filme, estão apresentadas a seguir:

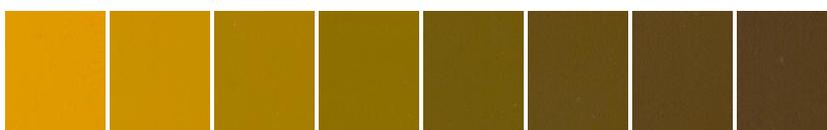


Figura 67: Tiras de filme radiocrômico irradiadas com: 0 (não irradiada), 150/ 500/ 1000/ 2000/ 3000/ 4000 e 5000 mGy, respectivamente.

Tabela 43: Densidade ótica nas tiras irradiadas para calibração do filme

Kerma ar (mGy)	Densidade Ótica Líquida	
	Leitura	Desv Padrão
0	0,00	0,00
150	0,07	0,01
500	0,21	0,02
1000	0,33	0,01
2000	0,47	0,01
3000	0,58	0,00
4000	0,67	0,01
5000	0,74	0,00

Equação para determinação de $K_{a,e}$ na superfície do filme:

$$K_{a,e} (mGy) = 56482,3x^5 - 106972,0 x^4 + 75522,5x^3 - 15198,8x^2 + 3059,4x^1 - 3,52 \quad (6)$$

Onde $x = \text{Densidade Ótica Líquida} = D.O_{BRUTA} - D.O_{BRANCO}$

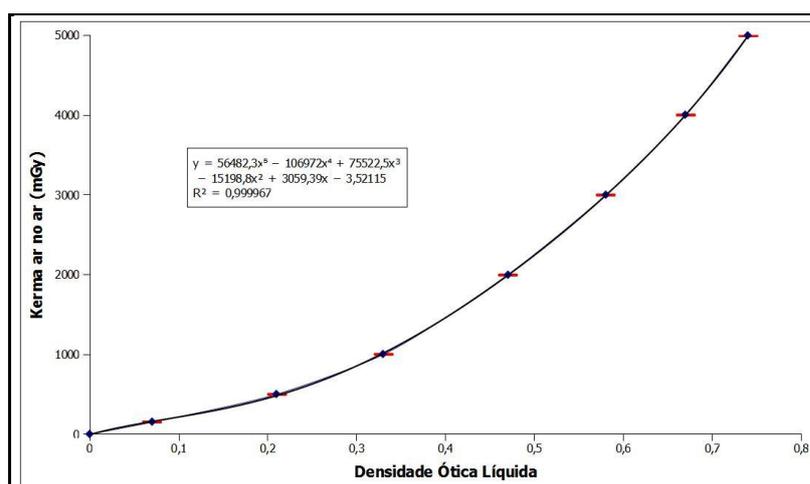


Figura 68: Curva de calibração para o kerma ar no ar *versus* densidade ótica líquida no filme

a) Dosimetria de Pacientes adultos

A imagem de um filme mostrando as áreas escurecidas em função da dose recebida está mostrada na Figura 69 (a). Nesta Figura estão indicados, por letras, os pontos nos quais foram efetuadas as leituras da densidade ótica para a determinação do $K_{a,e}$ com base na curva de calibração obtida. A Figura 69 (b) mostra os valores obtidos em cada ponto, determinados com o densitômetro e com a fita de calibração do fabricante. As referências destacadas no filme: “superior direito” e “superior esquerdo” significam lado direito e esquerdo das costas, próximo à cabeça do paciente.

Os parâmetros de irradiação nesse procedimento foram: fluoroscopia *normal* pulsada 30 pps; cinegrafia 15 frames.s⁻¹; 35 seqüências de aquisição de imagens; 2.069 imagens; tempo fluoroscopia total 12,4 min; projeções mais utilizadas: (39°LAO/33°caudal) e (31°LAO/6°caudal) com FoV 12 cm e SID (107-118 cm).

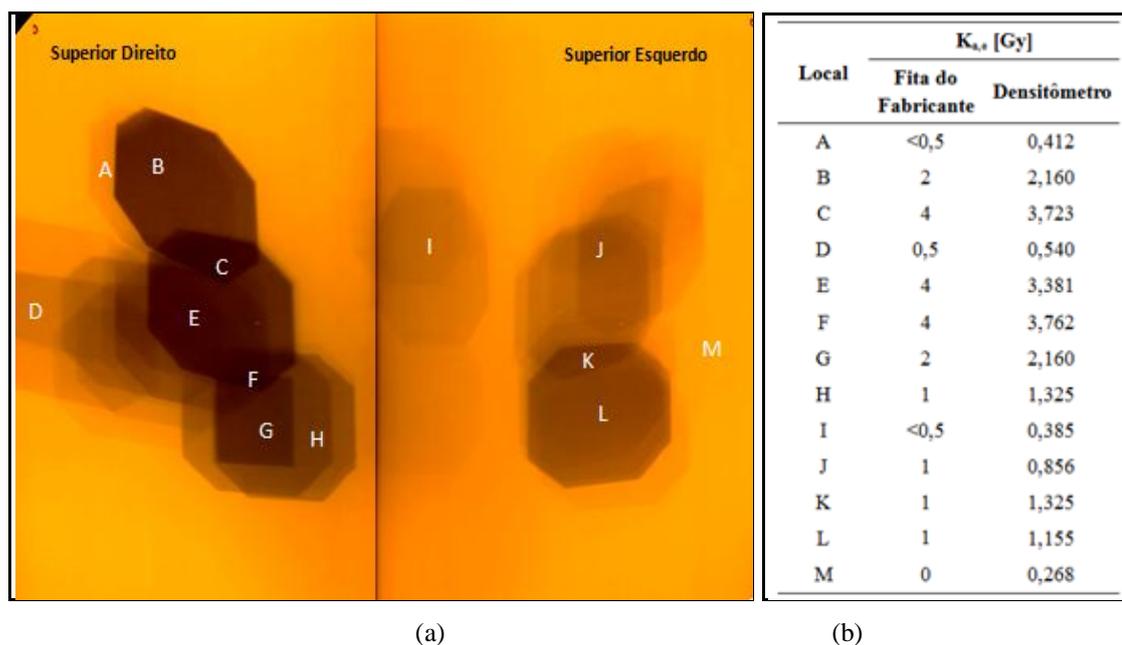


Figura 69: Imagem do filme utilizado em um procedimento de ATC com a indicação dos pontos de medição (a); Tabela com os valores medidos (b)

Observa-se nos valores indicados na Figura 69 (b) que as medidas com a curva de calibração foram coerentes com os valores determinados com a fita do fabricante. Esses resultados também mostram a importância de uma dosimetria mais precisa para a utilização desses filmes com pacientes, como a que se obtém a partir da curva de calibração por densidade ótica ou por utilização de scanners e aplicativos.

A avaliação da distribuição de dose ($K_{a,e}$) nas costas dos pacientes, mostrou diferentes padrões de distribuição na superfície do filme, como ilustra a Figura 70.

As diferentes distribuições observadas nas imagens são decorrentes de diferentes locais de lesão, e de diferentes colimações, projeções e tamanhos de campos que são utilizados durante os procedimentos.

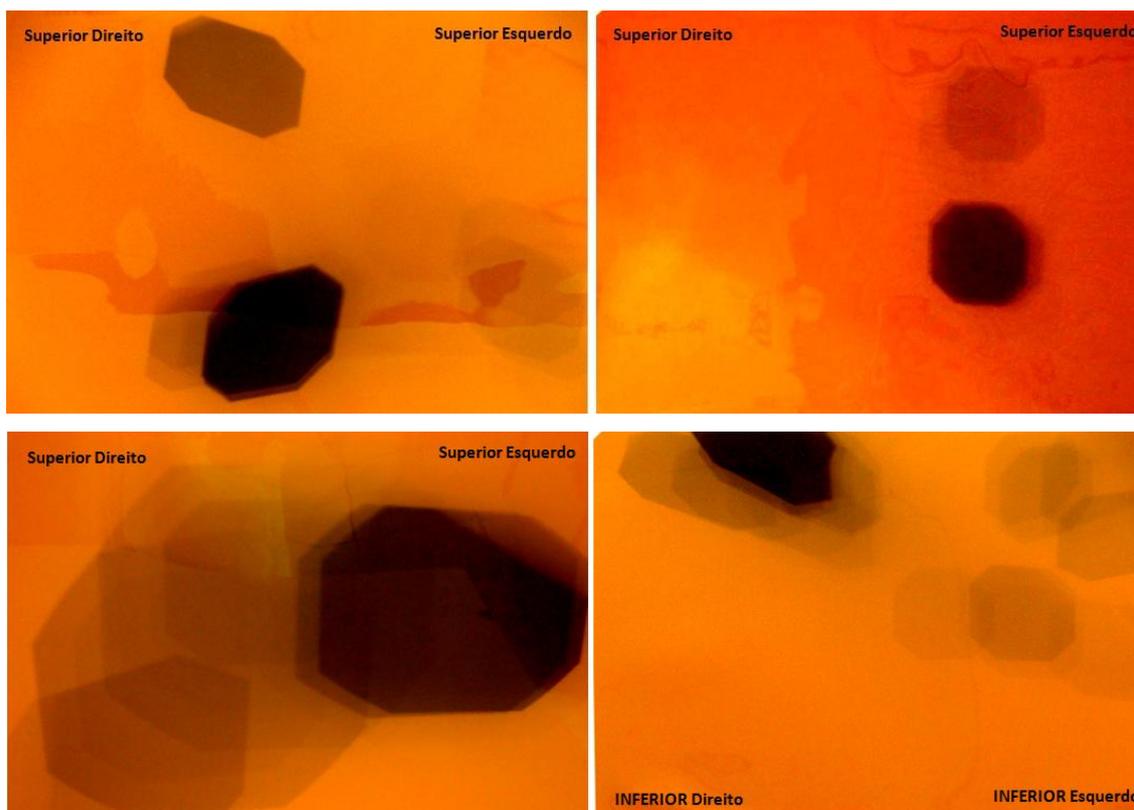


Figura 70: Áreas enegrecidas mostrando a distribuição de dose ($K_{a,e}$) na superfície do filme em procedimentos de ATC

Os resultados obtidos para a localização da máxima dose absorvida na entrada da pele dos pacientes, com relação às nove regiões definidas na superfície do filme, em nove pacientes adultos, estão resumidos na Tabela 44. Os valores de MDA apresentados foram obtidos a partir do $K_{a,e}$ máximo, ou seja, o maior valor de $K_{a,e}$ determinado na superfície do filme, multiplicado pelo cociente da relação entre os coeficientes de atenuação mássico de absorção de energia do meios (tecido-ar) (1,054) (IAEA, 2009).

Tabela 44: Valores mínimos, médios e máximos para MDA com referência às regiões do filme.

Localização	Regiões	MDA (mGy)		
		Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
Costas (Lado Direito)	Superior (DS)	328,0	1.255,0	3.230,0
	Centro (DC)	328,0	2.454,0	3.967,0
	Inferior (DI)	268,0	1.011,0	2.277,0
Costas (Centro)	Superior (CS)	297,0	947,0	3.230,0
	Centro (CC)	112,0	466,0	1.351,0
	Inferior (CI)	214,0	1.681,0	4.180,0
Costas (Lado Esquerdo)	Superior (ES)	214,0	362,0	649,0
	Centro (EC)	127,0	912,0	1.960,0
	Inferior (DI)	248,0	555,0	1.218,0

Os valores indicados na Tabela 44 mostram que as doses mais altas foram localizadas nas regiões DC e CI que correspondem, aproximadamente, à porção direita e centro inferior das costas dos pacientes, como mostra a Figura 71.

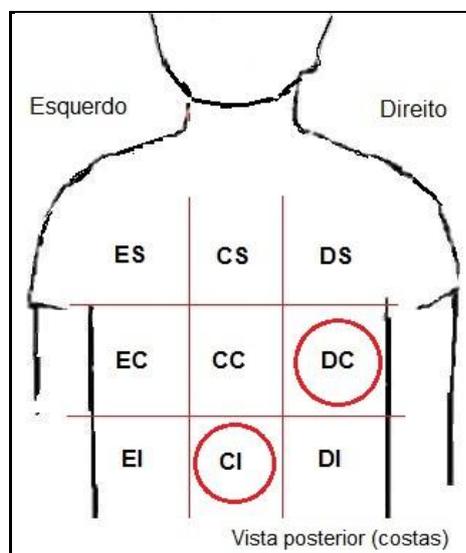


Figura 71: Localização aproximada das regiões do filme com relação às costas do paciente

Os resultados obtidos para a localização estão coerentes com os procedimentos clínicos (avaliados com o filme), uma vez que 77% dos pacientes apresentaram lesão nas coronárias esquerdas e isso, geralmente, resulta na irradiação das áreas situadas entre o centro e o lado direito das costas. Resultados similares foram obtidos por Putte et al. (2000), avaliando a localização da máxima dose com TLDs, onde os autores relataram que: em 35% dos pacientes a máxima dose foi localizada no lado direito do corpo, embaixo do braço direito e em 25% dos pacientes nas costas do lado direito e em 22% no centro das costas. Giles e Murphy (2002) e Chida et al. (2009) reportaram casos onde a máxima dose foi localizada nas costas no lado esquerdo, enquanto Trianni et al. (2005a) localizaram a MDA no centro das costas. As diferenças de localização de MDA entre os estudos são decorrentes da particularidade de cada caso clínico que implicam em lesões situadas em diversos locais.

Os valores de MDA obtidos nesse estudo estão mostrados na Tabela 45.

Tabela 45: Valores de $K_{a,r}$ TOTAL indicado no equipamento e corrigido (por retroespalhamento e relação tecido-ar) e MDA determinada com os filmes radiocrômicos

ID	$K_{a,r}$ TOTAL (mGy)	MDA FILME (mGy)	Relação MDA/ $K_{a,r}$
F5	2.989,8	2.881,0	1,0
F6	1.665,2	3.230,0	1,9
F8	1.412,8	1.351,0	1,0
F7	805,0	1.000,0	1,2
M6	2.508,3	3.966,0	1,6
M7	2.558,2	4.180,0	1,6
M8	1.661,9	2.307,0	1,4
M18	781,2	649,0	0,8

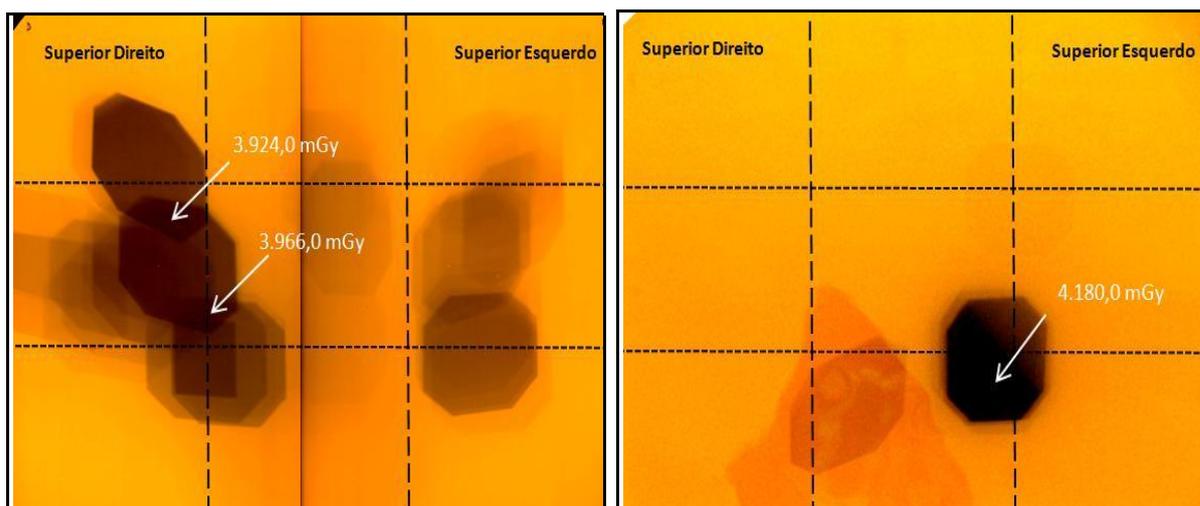
A máxima dose absorvida na superfície da entrada na pele dos pacientes foi maior que 2 Gy em 66% dos pacientes. Apesar de que se pode apresentar eritema a partir de 2 Gy, não foi observado essas reações na pele dos pacientes avaliados clinicamente, pelos médicos, após 14 dias de realização do procedimento.

Observa-se na Tabela 45 que MDA foi até 2 vezes maior que o $K_{a,r}$ indicado pelo equipamento e em média de 1,3 vezes o $K_{a,r}$. Relação similar a esta foi reportada na NCRP (NCRP, 2010) em condições de projeção AP, resultando $MDA = 1,3 K_{a,r}$. Chida et al. (2007b e 2009) estimaram $MDA = 0,5 K_{a,r}$ sem discriminar projeções.

Os valores de máxima dose absorvida na literatura e obtidos nesse estudo estão apresentados na Tabela 46; as imagens com a distribuição de dose nos filmes dos dois pacientes que receberam as doses mais altas estão apresentadas na Figura 72.

Tabela 46: Valores de MDA obtidos na literatura e nesse estudo

Autores	MDA (Gy) méd (mín -- máx)	Localização
Giles e Murphy (2002)	4,8 (1—4,8)	Costas lado esquerdo
Trianni et. al (2005a)	3,4 (0,1 —3,4)	Costas centro inferior
Padovani et. al (2005)	8,5 (2—8,5)	Não informado
Suzuki et. al (2006)	2,2 (0,4—9,7)	Costas lado direito
Chu et. al (2007)	4,1 (2,3—4,1)	Não informado
Nesse estudo	4,2 (0,7 —4,2)	Costas lado direito



(a)

(b)

Figura 72: Imagem com a distribuição da dose absorvida ($K_{a,e}$) na superfície do filme, e a localização de $K_{a,e}$ MÁXIMO, para os dois pacientes que apresentaram as doses mais altas

Na primeira imagem (Figura 72a) observa-se que, apesar de terem sido utilizadas várias projeções, a máxima dose absorvida está localizada numa região onde há superposição de campos; na segunda imagem (Figura 72b) a máxima dose absorvida foi decorrente da projeção mais utilizada no procedimento. A análise dos dados individuais dos 34 procedimentos de ATC mostrou que em 47% deles (16/34) se utilizou basicamente a mesma projeção e 26% (9/34) foram realizados com projeções muito próximas, que podem ter causado superposição de áreas irradiadas nas costas dos pacientes.

Os resultados obtidos para a correlação entre a MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} estão apresentados na Figura 73 e comparados com dados da literatura na Tabela 47.

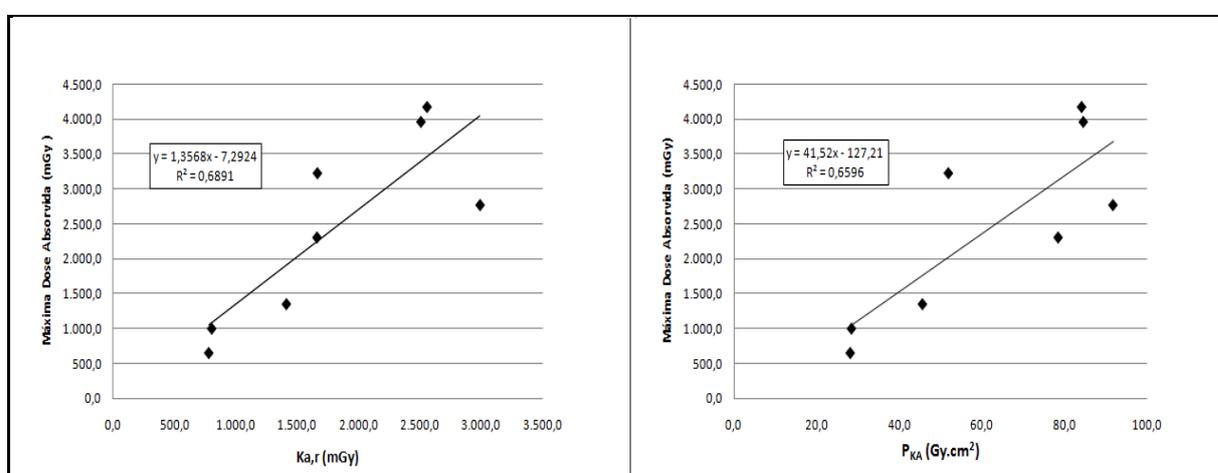


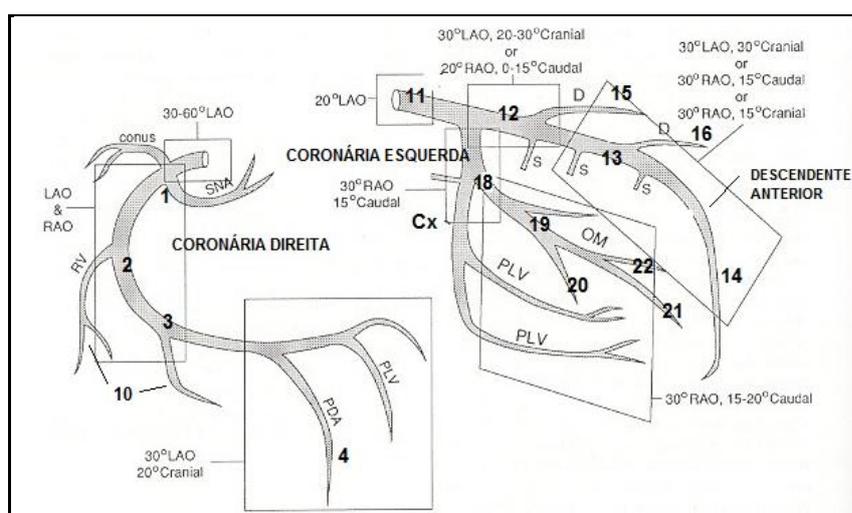
Figura 73: Correlação entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC.

Tabela 47: Coeficientes de correlação (r^2) entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC

Parâmetros Correlacionados	MDA vs $K_{a,r}$	MDA vs P_{KA}
Padovani et al. (2005)	--	0,77
Trianni et al. (2005 ^a)	--	0,88
Chida et al. (2006)	--	0,72
Balter et al. (2008b)	0,66	--
IAEA (2009)	--	0,66
Zontar et al. (2010)	0,55	0,66
Nesse Estudo	0,69	0,66

As correlações entre a MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} obtidas nesse estudo (Figura 73) e nos trabalhos referenciados (Tabela 47) foram fracas, exceto nos estudos de Trianni et al. (2005a).

Correlações melhores entre esses parâmetros foram determinadas por Chida et al. (2007b e 2009), agrupando os procedimentos de acordo com a localização da lesão tratada e utilizando a classificação dos ramos das artérias, dada pela *American Heart Association* (AHA). Os grupos foram definidos por artérias que são visualizadas utilizando a mesma projeção do arco C, como descrito a seguir e ilustrado na Figura 74.

**Figura 74:** Artérias e ramos segundo classificação da AHA. Modificado de Pepine et al. (2002).

Grupo 1: artérias coronárias direitas (terço proximal) (1), médio (2) e distal (3); **Grupo 2:** artéria descendente posterior direita (4); **Grupo 3:** ramos 5 a 10 (ramo átrio ventricular direito, ramos ventricular posterior e marginal direito); **Grupo 4:** ramos 11 a 15 (tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior e primeiro ramo diagonal); **Grupo 5:** ramos 18 a 22 (artéria circunflexa, ramo marginal esquerdo (marginal obtusa)).

Em nosso estudo, utilizando esses grupos, as correlações obtidas para os procedimentos nos quais foram tratadas lesões em artérias do grupo 4 foram: 0,92 (MDA vs $K_{a,r}$) e 0,81 (MDA vs P_{KA}), como mostra a Figura 75.

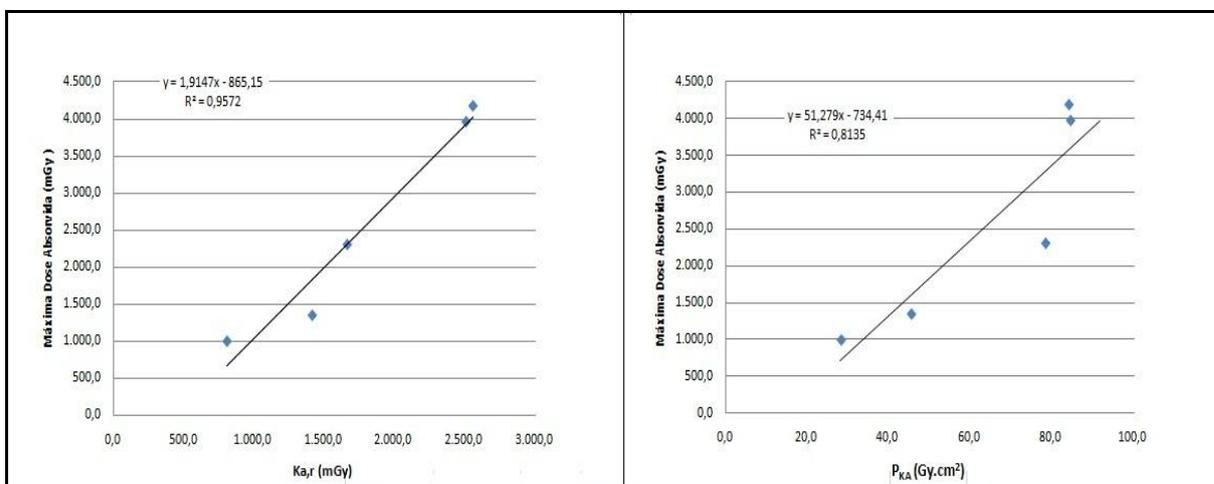


Figura 75: Correlação entre MDA, $K_{a,r}$ e P_{KA} em procedimentos de ATC com lesões em artérias do grupo 4.

Para os demais grupos, não foi possível avaliar essas correlações devido ao número insuficiente de procedimentos monitorados com o filme em cada grupo.

Em nosso estudo e em trabalhos na literatura (BALTER et al., 2008b; STECKER et al., 2009; ZONTAR et al., 2010) a correlação de MDA com $K_{a,r}$ foi melhor do que com P_{KA} . Por essa razão e também devido ao fato de que o equipamento angiográfico desse estudo mostrava o $K_{a,r}$ e não o P_{KA} , optou-se por estimar a MDA a partir desse parâmetro. Uma vez que, 67% dos pacientes tiveram lesões tratadas nas coronárias esquerdas (vide Tabela 29), a relação MDA vs $K_{a,r}$ escolhida foi a que relaciona esses parâmetros por grupo de lesões apresentada na Figura 75. Com isso, a máxima dose absorvida para todos os pacientes do estudo foi estimada a partir de $K_{a,r}$ por meio da Equação 7 mostrada a seguir:

$$MDA(mGy) = 1,9147 * K_{a,r}(mGy) - 865,15 \quad (7)$$

Os resultados individuais de máxima dose absorvida medida com os filmes (MDA_{FILME}) e estimada ($MDA_{ESTIMADA}$) utilizando a Equação 7 estão apresentados na Tabela 48 em conjunto com o $K_{a,r}$ e a distribuição de frequência para $MDA_{ESTIMADA}$ esta apresentada na Figura 76.

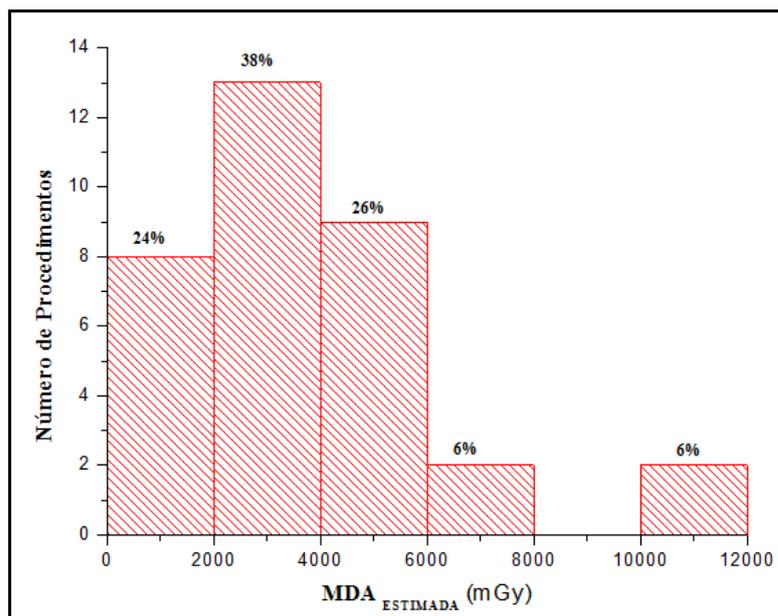


Figura 76: Número de procedimentos por MDA estimada

Observa-se na Figura 76 que a máxima dose absorvida na superfície da pele estimada foi maior que 2 Gy em 76% procedimentos avaliados, e maior que 4 Gy em 38% dos procedimentos. Os três pacientes que foram submetidos a dois procedimentos (F10+F20; M11+M19; M20+M21) apresentaram $MDA_{ESTIMADA}$ de 10,9; 6,6 e 10,4 Gy, respectivamente. Seguindo orientações de guias de acompanhamento de pacientes (ICRP, 2007; STECKER et. al, 2009), os pacientes que apresentaram MDA maior que 3 Gy ou $K_{a,r}$ maior que 5 Gy foram contactados e não relataram a ocorrência de lesões. Resultados similares foram reportados por Chu et. al (2007) e Suzuki et. al (2006) avaliando pacientes que fizeram procedimentos de ATC, nos quais se determinou MDA entre (2,3 e 4,1) Gy e (0,4 e 9,7) Gy, respectivamente, e lesões não foram relatadas. No primeiro estudo os pacientes foram avaliados duas semanas após o procedimento e no segundo o acompanhamento foi realizado durante 5 e 10 meses após o procedimento.

Por outro lado, resultados reportados por Padovani et al. (2005) relataram a ocorrência de lesão de pele em um pacientes que realizou procedimento de ATC e que foi acompanhado após o procedimento. Nesse estudo, o maior valor de MDA foi de 8,4 Gy e 32% dos pacientes apresentaram MDA maior que 4 Gy. As lesões identificadas no paciente foram: hiperpigmentação não homogênea, discreta perda de pelos e Telangiectasia localizadas na região do esterno. O grau da lesão foi classificado como 1 na escala SOMA (LENT-SOMA, 1995 **apud** PADOVANI et al., 2005).

Tabela 48: $K_{a,r}$ e MDA (medida e estimada) na posição correspondente à superfície de entrada da pele dos pacientes.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	MDA _{FILME} (mGy)	MDA _{ESTIMADA} (mGy)	ID	$K_{a,r}$ (mGy)	MDA _{FILME} (mGy)	MDA _{ESTIMADA} (mGy)
F1	3.961,7	x	6.720,32	M5	1.459,3	x	1.928,97
F2	1.378,2	x	1.773,69	M6	2.508,3	3.966,0	3.937,49
F3	3.852,1	x	6.510,47	M7	2.558,2	4.180,0	4.033,04
F4	2.993,5	x	4.866,50	M8	1.661,9	2.307,0	2.316,89
F5	2.989,8	2.881,0	4.859,42	M9	1.626,1	x	2.248,34
F6	1.665,2	3.230,0	2.323,21	M10	2.237,7	x	3.419,37
F8	1.412,8	1.351,0	1.839,94	M11	5.835,6	x	10.308,27
F7	805,0	1.000,0	676,18	M12	1.760,4	x	2.505,49
F9	1.158,2	x	1.352,46	M13	1.425,4	x	1.864,06
F10	5.876,1	x	10.385,82	M14	3.130,5	x	5.128,82
F11	2.101,3	x	3.158,21	M15	2.133,7	x	3.220,25
F12	1.068,2	x	1.180,13	M16	1.232,6	x	1.494,91
F13	1.593,5	x	2.185,92	M17	2.032,8	x	3.027,05
M1	3.503,0	x	5.842,04	M18	781,2	649,0	630,61
M2	1.643,5	x	2.281,66	M19	2.561,00	x	4.038,40
M3	1.832,6	x	2.643,73	M20	3.388,2	x	5.622,24
M4	2.765,4	x	4.429,76	M21	1.693,2	x	2.376,82

b) Dosimetria de pacientes pediátricos

Os resultados para a avaliação da distribuição da dose absorvida nas costas dos pacientes pediátricos estão resumidos na Figura 77.

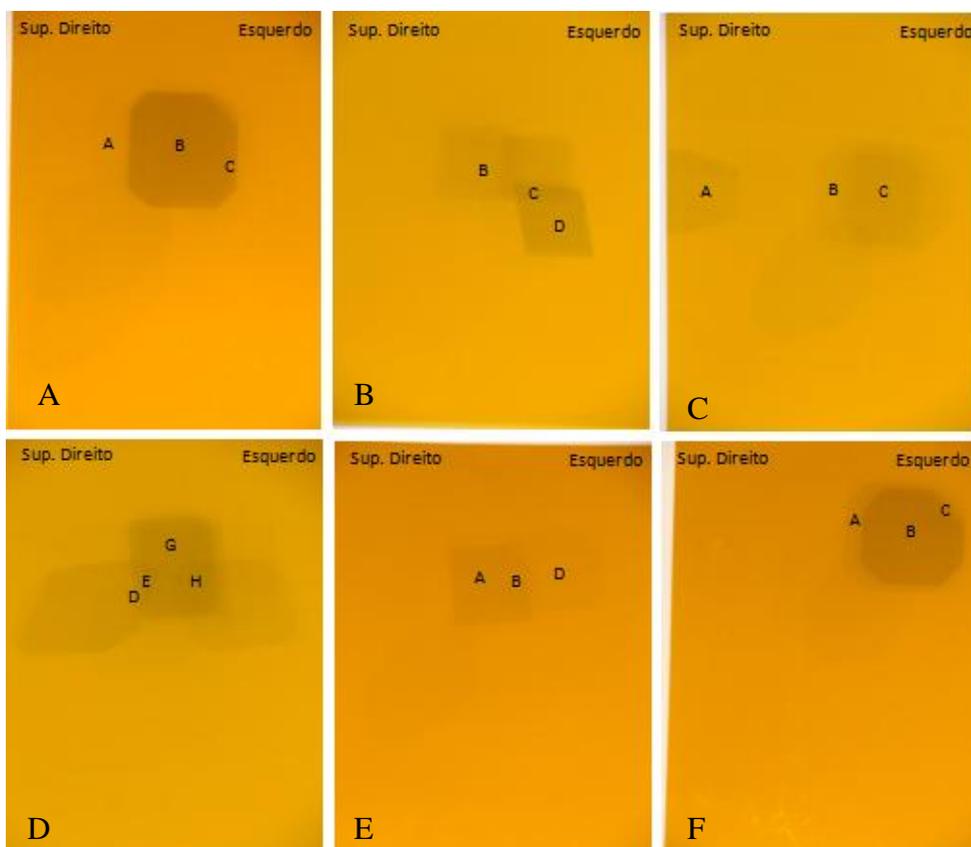


Figura 77: Áreas enegrecidas mostrando a distribuição de dose ($K_{a,e}$) na superfície do filme em procedimentos de ICP e CATE em pacientes pediátricos

As imagens na Figura 77 mostram diferentes distribuições e imagens menos enegrecidas que as obtidas nos filmes dos pacientes adultos. As três primeiras imagens (A, B e C) foram obtidas em procedimentos de intervenção (ICP) e as três últimas (D, E e F) em procedimentos de diagnóstico (CATE). Observa-se que não houve diferença significativa, com relação ao enegrecimento, entre os filmes do CATE e do ICP apesar das diferenças entre os procedimentos. As imagens (B) e (C) foram obtidas nos procedimentos que apresentaram os maiores valores de $K_{a,r}$ e de tempo de fluoroscopia apesar de não serem as mais enegrecidas. Uma explicação para esse fato foi a utilização de projeções com ângulos entre 70 e 90° que foi observada nesses procedimentos. Nessas projeções o filme não é sensibilizado porque a entrada do feixe não é nas costas do paciente onde o filme foi posicionado.

Os resultados para a localização de MDA e os valores obtidos por regiões na superfície do filme estão mostrados na Tabela 49.

Tabela 49: Valores mínimos, médios e máximos de MDA com referência às regiões do filme.

Localização	Regiões	Dose Absorvida (mGy)		
		Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
Costas (Lado Direito)	Superior (DS)	141	247	378
	Centro (DC)	188	271	415
	Inferior (DI)	64	64	64
Costas (Centro)	Superior (CS)	234	244	254
	Centro (CC)	175	316	487
	Inferior (CI)	64	64	64
Costas (Lado Esquerdo)	Superior (ES)	241	241	241
	Centro (EC)	241	274	304
	Inferior (EI)	64	64	64

Os valores apresentados na Tabela 49 mostram que as doses mais altas foram localizadas nas regiões CC, DC do filme que correspondem à porção central e direita das costas dos pacientes. Resultados similares quanto à localização de MDA foram relatados por Papadopoulou et al. (2005) avaliando a dose na entrada da pele de pacientes pediátricos com doença cardíaca congênita, nos quais MDA foi localizada no lado direito do corpo (lateral) e nas costas. Os resultados individuais de MDA para os pacientes monitorados com o filme estão mostrados na Tabela 50 e as imagens com a distribuição de dose nas costas dos dois pacientes que apresentaram os valores mais altos estão apresentadas nas Figuras 78 e 79.

Tabela 50: Valores de MDA determinados com os filmes radiocrômicos

ID	$K_{a,r}$ TOTAL (mGy)	MDA FILME (mGy)	Relação MDA/ $K_{a,r}$
F1	674,9	275,3	0,4
M1	231,0	282,4	1,2
M2	500,0	414,8	0,8
M3	434,5	424,5	1,0
M4	897,6	240,8	0,3
M5	n/d	352,1	--
M6	315,5	241,2	0,8
M7	239,9	214,3	0,9
M8	468,8	486,7	1,0
M9	213,3	254,4	1,2

n/d = não disponível

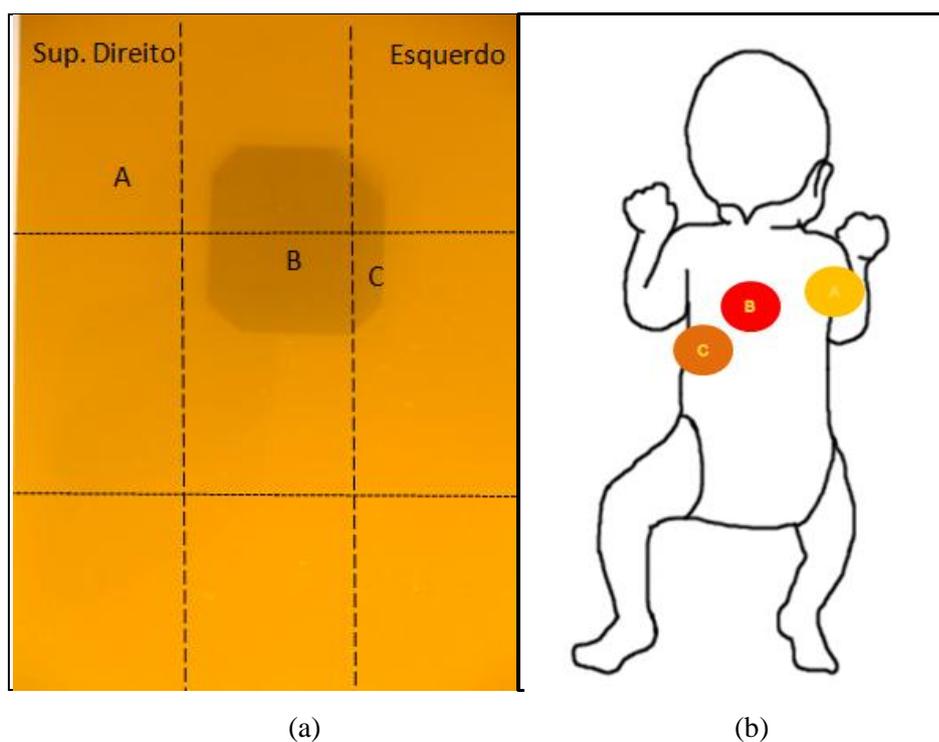


Figura 78: Imagem com a distribuição da dose ($K_{a,e}$) na superfície no filme (a) e localização aproximada da máxima dose absorvida (MDA) na região das costas do pacientes (b).

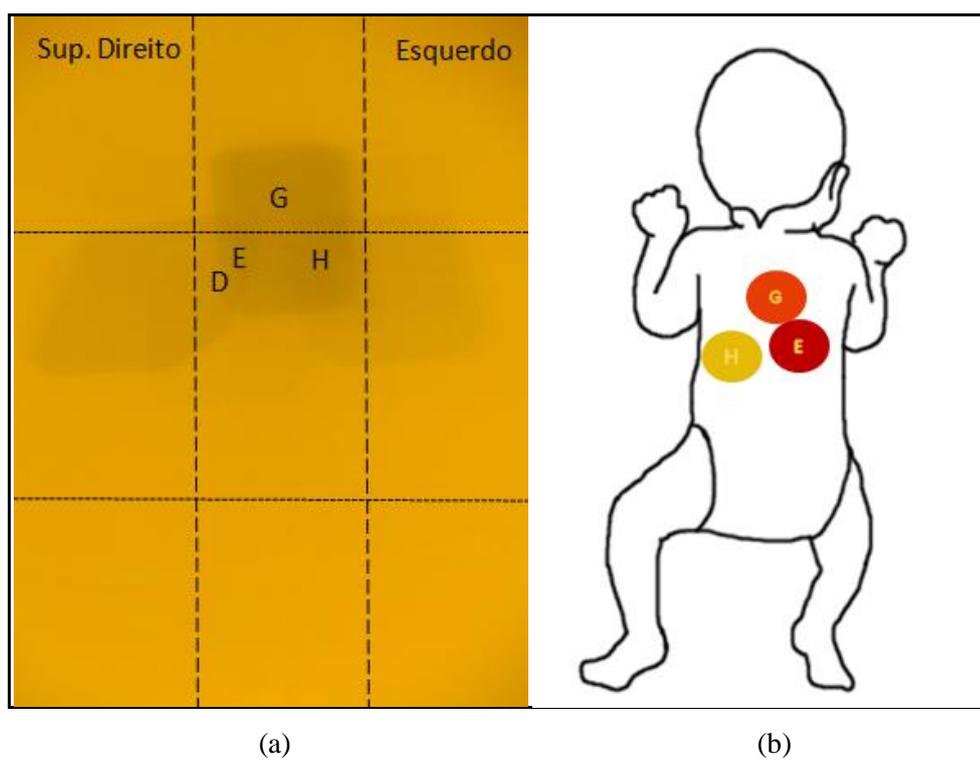


Figura 79: Imagem com a distribuição da dose ($K_{a,e}$) na superfície filme (a) e localização aproximada da máxima dose absorvida na superfície (MDA) na região das costas do pacientes (b).

Na primeira imagem (Figura 78a) observa-se que a MDA foi resultante da projeção mais utilizada no procedimento e na segunda imagem (Figura 79a) a MDA está localizada numa região onde há superposição de campos.

Os valores de MDA, mostrados na Tabela 50, foram uma ordem de grandeza inferiores aos valores medidos nos pacientes adultos e a relação entre MDA e $K_{a,r}$ foi em média 0,8. Porém, nos pacientes onde se utilizou projeções com ângulos extremos (F1, M4, M5 e M7) os valores de MDA podem ter sido maiores. Nesses procedimentos o percentual de dose que não foi captado pelo filme foi de até 68%. Como essas projeções são frequentes, em procedimentos pediátricos, esse é um fator que limita a utilização de filmes para determinação de MDA. Além disso, as doses são muito baixas para sensibilizar o filme, podendo acarretar erros de medida.

Os valores de MDA determinados foram inferiores ao limiar de reações na pele que é de 2 Gy. Contudo, esse limiar é expresso com referência a pacientes adultos e não existem na literatura limiares de dose para pacientes pediátricos. A determinação da magnitude de MDA e sua localização são importantes nesses pacientes porque, de um modo geral, alguns deles podem ser submetidos a vários procedimentos em curto período ou ao longo da vida. Além disso, a sensibilidade das crianças à radiação é 5 vezes maior que a dos pacientes adultos (NCRP, 2010).

Poucos estudos na literatura reportam a monitoração de MDA em pacientes pediátricos, e não foram encontrados estudos utilizando filmes radiocrômicos. Além disso, os resultados encontrados impossibilitam melhor comparação com os nossos porque, geralmente, são de pacientes em faixa etária mais ampla, por exemplo, de zero a 18 anos, e de procedimentos realizados com equipamentos biplanares (BACHER et al., 2005; PAPADOPOULOU et al., 2005; YAKOUMAKIS et al., 2009). Estudos apresentados por Bacher et al. (2005) reportam valores de MDA, medidos com TLDs, variando de 12,1 a 144 mGy nas costas e de 1,5 a 298 mGy na lateral do corpo, próximo da axila, em pacientes na faixa etária de 1 mês a 10 anos, realizados com equipamento biplanar. Esses sistemas biplanares são muito utilizados em pediatria, porque apresentam a vantagem de requerer menor volume de contraste injetado no paciente para a realização do exame, porque o contraste de iodo é bastante tóxico podendo causar problemas renais no paciente e para o paciente pediátrico isso é crítico (NCRP (2010).

As correlações entre MDA e $K_{a,r}$ foram significativas nos procedimentos de CATE (0,837) e extremamente fracas (0,192) nos procedimentos de ICP. Uma das razões para a fraca correlação no ICP deve estar relacionada com a diversidade de procedimentos

monitorados. Contudo, estudos apresentados por BACHER et al. (2005) e Papadopoulou et al. (2005) indicaram correlações fortes entre MDA (0,98) e P_{KA} (0,75) utilizando TLDs em procedimentos pediátricos diversos (CATE+ICP).

Pelas razões discutidas, apenas se estimou MDA para os procedimentos de CATE e, devido à melhor correlação com o $K_{a,r}$, se optou por estimar MDA a partir desse parâmetro. A Equação utilizada foi:

$$\text{MDA(mGy)} = 1,0058 * K_{a,r}(\text{mGy}) - 12,014 \quad (8)$$

Os resultados individuais de MDA medidos com os filmes radiocrômicos ($\text{MDA}_{\text{FILME}}$) e estimados por $K_{a,r}$ ($\text{MDA}_{\text{ESTIMADA}}$) estão apresentados na Tabela 51 em conjunto com o $K_{a,r}$ indicado no painel do equipamento angiográfico.

Tabela 51: Valores de $K_{a,r}$ e MDA medidas e estimadas para os pacientes pediátricos em procedimentos de CATE.

ID	$K_{a,r}$ (mGy)	$\text{MDA}_{\text{FILME}}$ (mGy)	$\text{MDA}_{\text{ESTIMADA}}$ (mGy)
F1	213,3	254,4	202,5
F2	47,1	--	35,4
F3	63,6	--	52,0
F4	37,3	--	25,5
F5	61,6	--	49,9
M1	315,5	241,2	305,3
M2	239,9	214,3	229,3
M3	468,8	486,7	459,5
M4	116,3	--	105,0
M5	46,7	--	35,0

Observa-se na Tabela 51 que os valores de MDA estão muito próximos do valor de $K_{a,r}$ indicado pelo equipamento angiográfico. Esse resultado pode significar que o valor indicado pelo equipamento pode ser um importante indicador para o risco de efeitos determinísticos nos procedimentos de diagnóstico (CATE) em pacientes pediátricos. É importante salientar que, em apenas dois procedimentos de CATE foram utilizados ângulos extremos. O erro percentual da estimativa de MDA utilizando a Equação 8 variou de -20% (subestimação) a +27% (superestimação) quando comparado com as medidas determinadas com o filme radiocrômico.

4.4 Dosimetria Ocupacional

4.4.1 Dose nos médicos em procedimentos de AC e ATC em pacientes adultos

Os valores de dose equivalente no corpo e nas vestimentas de proteção dos médicos estão apresentados na Tabela 52, onde são mostrados os valores mínimos, médios e máximos obtidos. Os resultados apresentados são referentes a 38 procedimentos de angiografia (AC) e 17 procedimentos de angioplastia (ATC) nos quais os médicos foram monitorados com TLDs.

Tabela 52: Dose equivalente nos médicos em procedimentos de AC e ATC em pacientes adultos

Locais de Medição	Nº do TLD (Figura 56)	H_T (μSv)					
		(AC) (n=38)			ATC (n=17)		
		$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$
Cabeça (Região dos Olhos)	(TESTA)	1,3	19,1	63,4	2,3	19,9	61,3
	(Olho Dir)	0,9	8,0	48,9	1,1	10,8	42,0
	(Olho Esq)	11,7	44,6	152,3	9,8	69,2	149,7
Tireóide	(Externo)	1,3	22,4	100,2	2,5	21,3	51,0
	(Interno)*	0,1	4,2	20,1	0,8	7,5	20,2
Membros Superiores	(Mão Dir)	7,2	28,9	87,8	3,6	39,4	106,1
	(Mão Esq)	5,7	102,1	442,2	13,2	104,8	381,6
Tórax Superior (Ombro)	(Lado Dir)	0,9	10,8	34,0	0,3	14,3	31,8
	(Lado Esq)	5,4	23,0	66,3	14,7	30,7	76,0
Tórax Inferior (Abdômen: região da cintura)	(Lado Dir)	0,7	7,9	76,1	2,5	6,7	12,0
	(Lado Esq)	9,8	108,2	350,6	61,0	168,0	406,6
	(Centro Ext)	8,1	49,2	251,6	4,2	104,6	551,4
	(Centro Int)*	0,1	4,3	21,2	0,8	13,3	70,7
Membros Inferiores (joelhos e pés)	(Joelho Dir)	0,5	19,4	227,2	5,5	19,6	51,7
	(Joelho Esq)	61,9	225,0	828,3	170,8	310,2	465,1
	(Centro Ext)	35,9	140,9	531,5	66,2	227,6	730,7
	(Centro Int)*	1,5	13,3	185,8	4,4	14,3	35,5
	(Pé Dir)	48,2	67,6	86,9	79,0	236,2	514,1
	(Pé Esq)	52,5	160,2	579,8	119,6	309,9	922,7

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia; n=número de procedimentos* Medidas na face interna das vestimentas de proteção

Observa-se na Tabela 52 que os valores medidos nos procedimentos de ATC foram, em maioria, superiores aos medidos nos procedimentos de AC. Em alguns pontos as medidas foram até 3 vezes maiores. Esse comportamento era esperado porque os procedimentos de

ATC são mais prolongados e diferentes dos procedimentos de AC que, de uma forma geral, seguem um protocolo de realização.

Ainda na Tabela 52 observa-se que as medidas do lado esquerdo foram superiores às medidas do lado direito (até 6 vezes na altura do tórax e até 25 vezes na altura da cintura); e dentre as medidas realizadas diretamente no corpo dos médicos (testa, olhos, mãos e pés) os valores mais altos foram medidos nos membros inferiores (pé esquerdo e direito). A razão porque as doses mais altas foram localizadas do lado esquerdo do corpo do médico e nos membros inferiores é porque o tubo de raios X situa-se do lado esquerdo do médico e embaixo da mesa do paciente e, também, pela ausência do acessório de proteção inferior do equipamento. Resultados similares foram reportados por Domienik et al. (2010), Tsapaki et al. (2008a) e Vañó et al. (1998) com relação às doses mais altas obtidas no lado esquerdo médico. Nesses estudos os valores mais altos foram medidos na mão esquerda e pé esquerdo, nessa ordem. Os valores de dose equivalente medidos nessas e em outras extremidades do corpo dos médicos estão apresentados na Tabela 53.

Tabela 53: Valor médio, mínimo e máximo para o equivalente de dose pessoal $H_p(0,07)$ em extremidades do corpo dos médicos

Região	$H_p(0,07)$ ($\mu\text{Sv. procedimento}^{-1}$)					
	AC (n=38)			ATC (n=17)		
	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$
Testa	2	23	78	3	24	75
Olho esquerdo	14	55	187	12	85	184
Olho direito	1	10	60	1	13	52
Mão esquerda	7	126	544	16	129	469
Mão direita	9	36	108	4	48	131
Pé esquerdo	65	197	713	147	381	1.135
Pé direito	59	83	107	97	291	632

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia; n=número de procedimentos

Observa-se na Tabela 53 que as medidas realizadas no pé (esquerdo e direito) e nas mãos e olhos esquerdos foram os pontos que apresentaram os valores mais altos. Os valores medidos apresentaram uma escala de variação de até duas ordens de magnitude. Resultados de trabalhos na literatura também apresentaram esse comportamento: Lie et al. (2008) apresentaram medidas de doses equivalentes no olho variando de 10 a 223 μSv por procedimento; Tsapaki et al. (2008a) mediram dose nas extremidades de 6,4 a 46,4 mSv na mão esquerda e de 9,9 a 21,3 mSv no pé esquerdo. Essa ampla faixa de variação dos valores é

percebida mesmo quando se comparam resultados entre especialistas de um mesmo centro. Algumas das causas são: as diferentes formas de trabalho; a variedade de complexidade e duração dos procedimentos, a habilidade do especialista, entre outras (LIE et al., 2008; TSAPAKI et al., 2005; 2008; UBEDA et al., 2010).

Os valores médios de dose equivalentes obtidos nesse estudo foram expressos em equivalente de dose pessoal $H_p(0,07)$ e estão comparados com dados disponíveis na literatura na Tabela 54.

Tabela 54: Valor médio de $H_p(0,07)$ nos médicos em procedimentos de cardiologia intervencionista na literatura e nesse estudo

Região	$H_p(0,07)$ ($\mu\text{Sv. procedimento}^{-1}$)				
	Domienik et al. (2010)	Vanhavere et al. (2006)	Nosso Estudo		
			AC	ATC	AC+ATC
Testa	18	30	23	24	24
Olho esquerdo	22	--	55	85	70
Olho direito	22	--	10	13	12
Mão esquerda	79	56	126	129	128
Mão direita	49	33	36	48	42
Joelho esquerdo	37	50	277	382	330
Joelho direito	20	26	24	24	24
Pé esquerdo	--	--	197	381	289
Pé direito	--	--	83	290	187

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Observa-se na Tabela 54 que os valores obtidos nesse estudo, em alguns pontos, são comparáveis e em outros apresentam uma diferença de uma ordem de magnitude dos trabalhos referenciados. Os resultados apresentados por Domienik et al. (2010) e Vanhavere et al. (2006) são referentes a procedimentos de AC e ATC juntos. Uma das causas para essa diferença de magnitude se deve ao fato de que em nosso estudo os profissionais não usavam os acessórios de proteção do equipamento. É importante salientar que a ausência da proteção adicional não se distribui linearmente em todos os pontos, por isso em alguns locais (membros inferiores) as medidas foram maiores que outros (mãos e olhos). Esse comportamento foi mostrado em estudos apresentados por Domienik et al. (2010) comparando a dose equivalente em diferentes regiões do corpo dos cardiologistas com e sem a proteção adicional do equipamento. Outra possível causa, para os nossos valores altos, pode estar relacionada com a posição de trabalho do médico. Segundo Kim e Miller (2009) o

posicionamento do médico do lado direito do paciente, utilizando o acesso femoral e com projeções OAE cranial resultam em taxas de radiação espalhada mais altas no profissional.

Com relação aos valores de dose equivalente nos olhos, apesar dos valores médios por procedimento terem sido inferiores ao limite de exposição anual (150 mSv), os valores medidos estiveram entre 12 e 187 μSv , e foram 3 vezes maiores que nos trabalhos referenciados. Com base nos valores máximos registrados, estima-se que para uma carga de trabalho anual de 1000 procedimentos de AC, os limites de dose equivalente anual, para o cristalino (150 mSv) e extremidades (500 mSv), sejam ultrapassados.

O valor médio estimado para a dose efetiva foi de 5,2 μSv por procedimento de AC e 10,8 μSv por procedimento de ATC. A dose efetiva foi em média duas vezes maior no ATC comparada ao valor medido no AC. Resultados similares foram apresentados em trabalhos publicados Padovani e Rodella (2001) onde os valores obtidos foram 2,2 e 8,8 μSv por procedimento, para o AC e o ATC, respectivamente. Resultados apresentados por Lie et al. (2008) estimaram a dose efetiva em procedimentos de cardiologia diversos variando de 1,5 a 12,4 μSv , com média de 5,5 μSv por procedimento.

É importante salientar, que apesar dos procedimentos de AC terem resultado em uma dose efetiva 50% menor que no ATC, esses procedimentos são realizados em maior quantidade. Nesse estudo, a relação foi em média de 6 AC para 1 ATC. Isso significa que os procedimentos de diagnóstico (AC), apesar de individualmente representarem uma exposição menor que no ATC, representam uma maior contribuição para a exposição mensal do profissional devido ao maior número de procedimentos realizados no mês.

Os valores mínimos e máximos de dose efetiva estimados estão apresentados e comparados na Tabela 55, com dados reportados na literatura que utilizaram o mesmo algoritmo.

Tabela 55: Dose efetiva nos cardiologistas na literatura e nesse estudo.

Trabalhos Publicados	Dose Efetiva ($\mu\text{Sv} \cdot \text{procedimento}^{-1}$)	
	AC	ATC
Delichas et al. (2003)	0,5 – 8,4	0,3 – 5,0
Tsapaki et al. (2004a)	0,2	0,3
Trianni et al. (2005b)	0,4	0,6
Kim et al. (2008)	0,02– 38	0,17– 31
Nesse Estudo	0,5—23,7	1,1—43,9

AC=Angiografia; ATC=Angioplastia

Os valores de dose efetiva estimados em nosso estudo estão na faixa de valores apresentados por Kim et al. (2008), embora nos procedimentos de ATC os valores tenham sido mais altos. Os valores estimados em nosso estudo foram mais altos devido à ausência dos acessórios de proteção para o operador (tela de proteção superior e saíote lateral da mesa).

De fato, o menor valor de dose efetiva por procedimento ($0,02 \mu\text{Sv}$) citado no trabalho de Kim et al. (2008) (Tabela 55) foi obtido em condições onde foram utilizados todos os acessórios de proteção, do equipamento para o operador e um avental de $0,75 \text{ mm}$ equivalente de chumbo. No estudo referenciado os autores discutem que o valor da dose efetiva aumentou para $0,5 \mu\text{Sv}$ quando a espessura do avental foi mudada para $0,5 \text{ mm}$, e para $6,9 \mu\text{Sv}$ quando o saíote lateral, fixado na mesa, não foi utilizado (KIM et al., 2008). Os valores de dose efetiva reportados por Tsapaki et al. (2004a) e Trianni et al. (2005b), mostrados na Tabela 55, também foram obtidos em condições onde todos os acessórios de proteção foram utilizados. Os demais estudos (DELICHAS et al., 2003; PADOVANI; RODELLA, 2001) não mencionam a proteção utilizada. Em nosso estudo os profissionais utilizaram avental e protetor de tireóides, ambos com $0,5 \text{ mm}$ equivalente de chumbo, e o equipamento não possuía instalados os acessórios de proteção para o operador.

Com relação ao valor mais alto ($38 \mu\text{Sv}$) (Tabela 55) o estudo referenciado não traz informações sobre a proteção utilizada, mas o fato de que o tubo de raios X era do tipo “sobre a mesa” (*over couch*) é considerado como causa provável dessa maior dose (KIM et al., 2008).

As correlações entre os valores de dose no médico (E e H_T) e doses no paciente ($K_{a,e}$ e MDA) ou parâmetros do equipamento (P_{KA} , TF, $K_{a,r}$) foram fracas. Correlações moderadas foram obtidas apenas nos procedimentos de AC entre as medidas de dose equivalente no pé esquerdo do médico, e a dose na entrada da pele do paciente ($r^2=0,62$). Resultados similares foram discutidos em diversos trabalhos publicados onde nenhum comportamento linear significativo foi verificado (LIE et al., 2008; TRIANNI et al., 2005b; TSAPAKI et al., 2004a, 2004b; 2005; VAÑÓ et al., 1998).

Os resultados obtidos nesse estudo e nos trabalhos referenciados evidenciam a importância do uso das vestimentas de proteção em conjunto com os acessórios do equipamento para proteção do operador. Outros fatores que também contribuem para redução da exposição do médico são: a posição de trabalho com relação ao tubo de raios X, a distância ao paciente, a altura da mesa, a distância do intensificador ao paciente, a colimação do feixe na área de interesse, as ampliações, a rota de acesso para o cateter (femoral em lugar de

radial), entre outras (BRASSELET et al., 2008; KIM; MILLER, 2009; UBEDA et al., 2010). Segundo Kim e Miller (2009) se o operador der um passo para trás quando fizer uma sequência de aquisição de imagens a redução na exposição é de nove vezes. Essas discussões mostram que uma mudança na forma de condução do procedimento pode representar um impacto importante na redução de dose no profissional (LIE et al., 2008; KIM; MILLER, 2009).

4.4.2 Doses nos médicos em procedimentos de CATE e ICP em pacientes pediátricos

Os valores de dose equivalente no corpo e nas vestimentas de proteção dos médicos estão apresentados na Tabela 56, onde são mostrados os valores mínimos, médios e máximos obtidos. Os valores apresentados são referentes a cinco procedimentos de CATE e sete procedimentos de ICP nos quais os médicos foram monitorados com dosímetros TLDs.

Tabela 56: Dose equivalente nos médicos em procedimentos em CATE e ICP com pacientes pediátricos

Locais de Medição	Localização do TLD (Figura 56)	H_T (μSv)					
		CATE (n=5)			ICP (n=7)		
		$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$
Cabeça (Região dos Olhos)	(TESTA)	9,4	21,3	44,2	10,7	54,9	117,8
	(Olho Dir)	3,5	17,0	46,6	7,3	40,2	180,2
	(Olho Esq)	19,3	50,7	90,4	50,3	124,9	223,9
Tireóide	(Externo)	6,6	35,1	98,9	7,5	92,2	146,6
	(Interno)*	1,8	6,7	11,2	0,2	1,4	4,0
Membros Superiores	(Mão Dir)	18,5	114,5	439,6	45,4	163,0	549,9
	(Mão Esq)	53,5	353,2	757,3	247,3	510,4	1.187,7
Tórax Superior (Ombro)	(Lado Dir)	7,2	17,2	36,5	15,2	56,1	131,1
	(Lado Esq)	27,2	58,6	83,9	99,9	131,3	187,2
Tórax Inferior (Abdômen: região da cintura)	(Lado Dir)	3,2	13,6	41,1	1,7	13,2	28,3
	(Lado Esq)	98,0	205,7	304,2	82,2	261,8	430,0
	(Centro Ext)	16,9	151,0	502,7	62,1	132,2	275,3
	(Centro Int)*	0,4	3,3	11,6	0,5	3,8	12,8
Membros Inferiores (joelhos e pés)	(Joelho Dir)	4,2	12,2	32,4	2,0	34,5	120,3
	(Joelho Esq)	57,7	172,5	264,7	72,8	143,2	222,3
	(Centro Ext)	33,2	143,9	263,0	71,3	141,5	282,5
	(Centro Int)*	3,2	8,1	15,2	0,2	4,1	7,3
	(Pé Dir)	18,2	43,9	84,4	25,5	70,7	126,5
	(Pé Esq)	31,3	61,3	127,1	56,1	93,1	122,9

* Medidas na face interna das vestimentas de proteção; n=número de procedimentos

Observa-se na Tabela 56 que os valores medidos nos procedimentos de ICP foram, em maioria, superiores (em média, 2 vezes maiores) aos medidos nos procedimentos de CATE, e que os valores medidos do lado esquerdo foram superiores aos do lado direito. A razão porque as doses mais altas foram localizadas do lado esquerdo do corpo do médico é devido à posição de trabalho em relação ao tubo e raios X, tal como discutido para os médicos em procedimentos com pacientes adultos.

Os valores de dose equivalente nas extremidades medidos no corpo dos médicos estão apresentados na Tabela 57.

Tabela 57: Valor médio, mínimo e máximo para o equivalente de dose pessoal $H_p(0,07)$ em extremidades do corpo dos médicos em cardiologia pediátrica

Região	H_T ($\mu\text{Sv. procedimento}^{-1}$)					
	CATE (n=5)			ICP (n=7)		
	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$	$V_{\text{mín}}$	$V_{\text{médio}}$	$V_{\text{máx}}$
Testa	12	26	54	13	68	145
Olho esquerdo	24	62	111	62	154	275
Olho direito	4	21	57	9	49	222
Mão esquerda	66	434	931	304	628	1.461
Mão direita	23	141	541	56	200	676
Pé esquerdo	38	75	156	69	115	151
Pé direito	22	54	104	31	87	156

CATE= Diagnóstico cardíaco pediátrico; ICP= Intervenção Cardíaca Percutânea

Dentre as medidas apresentadas na Tabela 57 observa-se que os valores mais altos foram medidos nas mãos esquerda e direita dos médicos, respectivamente. Uma das causas porque as doses foram mais altas nas mãos é devido ao tamanho do paciente pediátrico. Essa condição implica que o local habitual de trabalho do cardiologista pediatra seja sempre mais próximo do tubo de raios X, do que os cardiologistas de pacientes adultos, por exemplo. Por isso, a mão do médico fica muito próximo ao feixe primário, de forma que, às vezes, é inevitável a presença da mão no feixe, especialmente em procedimentos com pacientes muito pequenos, como é o caso do nosso estudo, onde os pacientes selecionados tinham menos de 1 ano, e 7 desses foram recém-nascidos com menos de 10 dias. Essa condição de exposição da mão dos médicos em procedimentos pediátricos foi reportada em estudos na literatura (VAÑÓ et al., 2010; WAGNER, 2006). Contudo, não foram obtidos valores de dose nas mãos dos médicos que permitissem compará-los com os valores de doses obtidos nesse trabalho. É

importante salientar que, com referência a cardiologia pediátrica, os dados ainda são escassos na literatura, especialmente para as medidas de dose nos médicos.

Os resultados obtidos para as medidas de dose equivalente nas extremidades em médicos pediátricos foram diferentes dos obtidos para os médicos em procedimentos de pacientes adultos, onde os valores mais altos foram medidos no pé esquerdo e direito, respectivamente. A análise dos dados mostrou que mesmo nos procedimentos onde se registrou os valores de doses mais altos nas mãos, os valores medidos nos pés foram inferiores aos obtidos para os médicos nos procedimentos de pacientes adultos. A comparação dos valores de dose equivalente medidos nos médicos em procedimentos pediátricos *versus* médicos de pacientes adultos, é mostrada na Figura 80 para os procedimentos de diagnóstico e na Figura 81 para as intervenções (ICP e ATC).

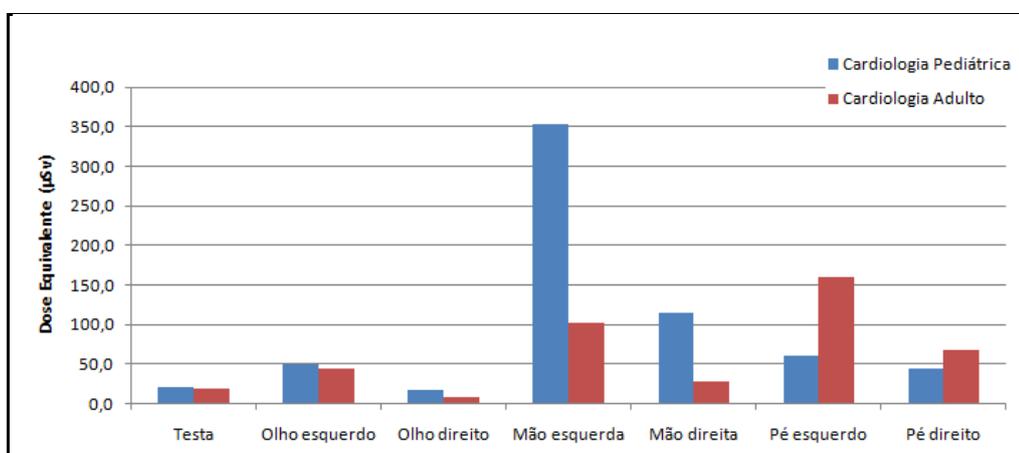


Figura 80: Dose equivalente em diferentes regiões no corpo dos médicos em procedimentos de diagnóstico com pacientes pediátricos e adultos.

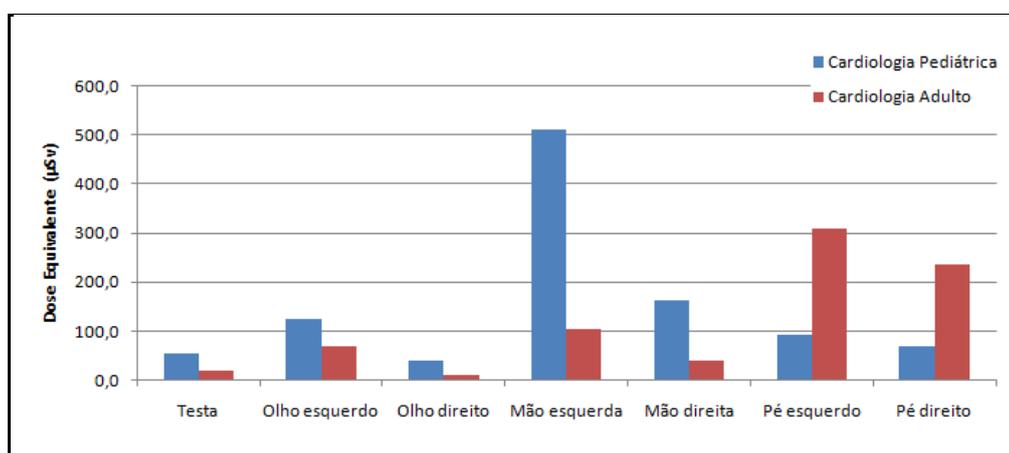


Figura 81: Dose equivalente em diferentes regiões no corpo dos médicos em procedimentos de intervenção (ICP e ATC) com pacientes pediátricos e adultos

Observa-se nas Figuras 80 e 81 que os valores medidos nos médicos pediátricos foram superiores aos dos médicos com pacientes adultos, em todos os pontos medidos, exceto nos membros inferiores. Esses resultados sugerem que a radiação espalhada em baixo da mesa, nos procedimentos pediátricos, deve ser menor do que a existente nessa localização nos procedimentos com pacientes adultos. Estudos recentes apresentados por Ubeda et al. (2010) avaliando a radiação espalhada na posição ocupada pelo cardiologista, em procedimentos pediátricos, utilizando um fantoma de PMMA (4 a 16 cm) e um sistema de fluoroscopia biplanar, obtiveram resultados onde a dose nos membros inferiores foi menor do que nos olhos no médico, apenas para a espessura de 4 cm de PMMA. Uma das razões para que a radiação espalhada seja menor em baixo da mesa, nos procedimentos pediátricos, pode ser devido às características do feixe, a colimação, a tensão e parâmetros selecionados, e também devido ao volume pequeno do paciente pediátrico.

Com relação aos valores de dose equivalente nos olhos, os valores medidos também foram mais altos que nos médicos com pacientes adultos. Não se encontrou na literatura valores de dose equivalente medidos em condições similares aos nossos. Porém, estudos apresentados por Vañó et al., (2009) estimaram a dose nos olhos dos cardiologistas pediátricos variando de 21 a 210 μSv por procedimento a partir de simulações com fantoma de PMMA em sistemas de fluoroscopia biplanar. Ubeda et al. (2010) apresentaram valores de taxa dose de radiação espalhada variando de 0,8 a 12 mSv por hora na região dos olhos em procedimentos de cardiologia pediátricos.

É importante salientar que dados na literatura em procedimentos com pacientes pediátricos são escassos e a maioria dos trabalhos são oriundos de simulações de Monte Carlo ou simulações com fantomas de acrílico, realizadas em sistemas de fluoroscopia biplanar.

Em nosso estudo a dose efetiva estimada nos médicos em procedimentos pediátricos variou de 1,0 a 13,5 μSv , com média de 4,5 μSv por procedimento de CATE; e de 1,7 a 16,2 μSv , com média de 6,4 μSv por procedimento de ICP. Estudos apresentados por Schultz et al. (2003) estimaram valores de dose efetiva por procedimento de 0,42 μSv em procedimentos de cardiologia pediátrica em simulações de Monte Carlo.

5 CONCLUSÕES

A realização desse estudo e os resultados obtidos nos permitem concluir:

1- O equipamento de angiografia utilizado nos procedimentos atende à maioria dos requisitos de desempenho expressos na Portaria 453, com exceção do valor da taxa de kerma ar máxima na entrada da pele do paciente que foi 10% superior ao valor máximo recomendado. Este resultado será comunicado ao engenheiro responsável para que se verifique a dose máxima nas diversas projeções do equipamento, porque, como nesse equipamento a distância do ponto focal à saída do colimador, que deveria ser de no mínimo 38 cm (segundo a Portaria 453) é de 30 cm; isso significa que em projeções mais anguladas do arco C, a distância foco-pele se aproxima dos 30 cm e a taxa de dose a esta distância será maior que o valor determinado nesse estudo que foi medido com o arco C em projeção AP.

2- Com relação aos programas disponibilizados no equipamento angiográfico para realização dos procedimentos de cardiologia, todos os modos de fluoroscopia estão configurados para 30 pps. A fluoroscopia a baixas taxas (15 e 7,5) pps implicaria redução da exposição do paciente em até 50%. O uso da fluoroscopia *low* também reduziria significativamente a dose nos procedimentos com pacientes adultos. No caso de pacientes pediátricos, observou-se que, com a fluoroscopia *low* e a cinegrafia *30 pediatric < 4 year*, a “dose cumulativa” foi em média cinco vezes menor. Isso significa que a correta seleção dos protocolos é uma importante medida de redução de dose para o paciente.

3- Os parâmetros indicados pelo equipamento em tempo real como o $K_{a,r}$ podem ser utilizados pelos médicos durante os procedimentos para mudar a técnica, quando possível, e assim, reduzir as doses nos pacientes. Com os valores de $K_{a,r}$, SID e FoV também se pode calcular o P_{KA} que é um importante indicador para efeitos estocásticos.

4- A utilização dos filmes radiocrômicos permitiu observar a ocorrência de superposição de campos de radiação que resultaram em medidas de dose de até 4 Gy nas costas dos pacientes. Esses resultados evidenciam a importância da colimação para reduzir a possibilidade de superposições. Uma limitação do filme foi observada nos procedimentos com pacientes pediátricos, porque projeções de maior angulação ($>60^\circ$) são comuns com esses pacientes.

5- Considerando que a probabilidade de reestenose é de 40% nos primeiros 6 meses, e com base nos resultados obtidos nos quais 76% dos pacientes apresentaram MDA maior que 2 Gy, recomenda-se que o Serviço de Hemodinâmica do hospital registre as doses e realize o

acompanhamento clínico de todos os pacientes do ATC, tanto para avaliar a ocorrência de efeitos imediatos, como também a ocorrência de efeitos tardios como a indução de câncer e de enfermidades cardiovasculares. Isso é particularmente importante para os casos pediátricos, dado que as crianças têm uma sensibilidade ao câncer maior que os adultos, e que devido a seu tamanho, as doses no coração são significativas e podem causar lesões decorrentes de exposição à radiação.

6- Os resultados obtidos na dosimetria dos médicos mostraram que os pés dos médicos, em procedimentos com pacientes adultos, foram os locais que apresentaram valores mais altos (923 μSv). Por outro lado, nos procedimentos com pacientes pediátricos, as extremidades mais expostas foram as mãos (1.188 μSv) e em seguida os olhos (224 μSv). Surpreendentemente, os cardiologistas pediatras estão mais vulneráveis aos efeitos ocupacionais de exposição à radiação do que se pensava, porque apesar do paciente pequeno representar uma radiação espalhada menor que o paciente adulto, o tamanho reduzido do paciente exige que o médico se posicione mais próximo da criança e do tubo de raios X. Por isso, recomenda-se o uso dos óculos e da luva pumbífera. Contudo, o uso incorreto (colocar a mão direto no feixe) pode significar maior exposição para o médico e paciente porque a equivalência de chumbo da luva provoca ajustes no controle de exposição do equipamento aumentando a taxa de exposição.

7- Com base nos valores máximos registrados, estima-se que para uma carga de trabalho anual de 1000 procedimentos de diagnóstico em pacientes adultos, os limites de dose ocupacional para as extremidades (500 mSv) e cristalino (150 mSv) podem ser excedidos. É importante salientar que esses limites estão sendo reavaliados e devem ser reduzidos.

8- Os resultados e as discussões dos trabalhos referenciados mostraram que com boas práticas, o uso de EPIs e de acessórios de proteção é possível desenvolver uma prática profissional de menor risco para os médicos e pacientes, obtendo-se assim mais benefícios do uso da radiação nessas aplicações médicas.

9- Por fim, os resultados obtidos sinalizam a necessidade de adoção de estratégias para otimização da dose no paciente e de proteção radiológica para os profissionais. Um primeiro passo poderia ser a adoção de medidas de controle da dose cumulativa, acompanhamento clínico para os pacientes e o uso de itens de proteção para o médico (acessórios do equipamento e EPIs específicos).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM. **Cardiac Catheterization Equipment Performance**. AAPM Report N° 70. Vernon Blvd., Madison, 2001.

ALONSO, T. C. **Investigação das doses ocupacionais da equipe médica em procedimentos hemodinâmicos**. 2005. 74f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) Universidade Federal de Minas Gerais, 2005.

AROUA, A.; BESANÇON, A.; DECKA, B.; TRUEB, P.; VALLEY, J. F.; VERDUN, F. R.; ZELLER, W. Adult reference levels in diagnostic and interventional radiology for temporary use in Switzerland. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 111, n. 3, p. 289–295, 2004.

AROUA, A.; RICKLI, H.; STAUFFER, J.C.; SCHNYDER, P.; TRUEB, P.R.; VALLEY, J.F.; VOCK, P.; VERDUN, F.R. How to set up and apply reference levels in fluoroscopy at a national level. **European Journal of Radiology**, v. 17, p. 1621–1633, 2007.

ATICK, Edmar. Cateterismo Cardíaco Intervencionista na Cardiologia Pediátrica. O Posicionamento Médico Quanto às Aplicações Atuais e Perspectivas. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, São Paulo, v. 79, n. 5, p. 443–445, 2002.

BACHER, K.; BOGAERT, E.; LAPERE, R.; WOLF, D.; THIERENS, H. Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization. **Journal of American Heart Association**, v. 111, p. 83–89, 2005.

BALTER, S. Stray radiation in the cardiac catheterization laboratory. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1–2, p. 183–188, 2001a.

BALTER, S. **Interventional Fluoroscopy. Physics, technology, and safety**. Wiley-Liss, New York, NY, 2001b.

BALTER, S. Methods for measuring fluoroscopic skin dose. **Pediatric Radiology**, v. 36, n. 2, p. 136–140, 2006.

BALTER, S.; MOSES, J. Managing patient dose in interventional cardiology. **Catheter Cardiovascular Intervention**, v. 70, n. 2, p. 244–249, 2007.

BALTER, S. Capturing patient doses from fluoroscopically based diagnostic and interventional systems. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 535–540, 2008a.

BALTER, S.; MILLER, D. L.; VAÑÓ, E.; ORTIZ, L. P.; BERNANRDI, G.; COTELO, E.; FAULKNER, K.; NOWOTNY, R.; PADOVANI, R.; RAMIREZ, A. A pilot study exploring the possibility of establishing guidance levels in x-ray directed international procedures. **Medical Physics**, v. 35, p. 673–680, 2008b.

BERNARDI, G.; PANDOVANI, R.; SPEDICATO, L.; DESMET, W.; MALISAN, M. R.; GIANNULEAS, D. J.; NEOFOTISTOU, E.; MANGINAS, A; OLIVARI, Z.; COSGRAVE, J.; ALFONSO, F.; BOSMANS, H.; DOWLING, A.; VANO, E. Image quality criteria in cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 102–106, 2005

BJELAC, O. C.; REHANI, M. M.; SIM, K. H.; LIEW, H. B.; VAÑÓ, E.; KLEIMAN, N. J. Risk for Radiation-Induced Cataract for Staff in Interventional Cardiology: Is There Reason for Concern? **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 76, p. 826–834, 2010.

BOLAND, G. W. L., MURPHY, BRIAN, ARELLANO, RON, NIKLASON, LOREN, MUELLER, PETER R. Dose Reduction in Gastrointestinal and Genitourinary Fluoroscopy: Use of Grid-Controlled Pulsed Fluoroscopy. **American Journal of Roentgenology**, v. 175, p. 1453-1457, 2000.

BOER, A. B. S.; FEIJTER P.J.; SERRUYS, P.W.; ROELANDT, J. R. T. C. Real-time quantification and display of skin radiation during coronary angiography and intervention. **Journal of American Heart Association**, v. 104, p. 1779–1784, 2001.

BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. Effective dose estimation in diagnostic radiology with two dosimeters: Impact of the 2007 recommendations of the ICRP. **Health Physics**, v. 95, p. 337–340, 2008.

BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. Cardiac catheterization: Impact of face and neck shielding on new estimates of effective dose. **Health Physics**, v. 97, p. 622–627, 2009.

BOETTICHER, H.; LACHMUND, J.; HOFFMANN, W. An analytic approach to double dosimetry algorithms in occupational dosimetry using energy dependent organ dose conversion coefficients. **Health Physics**, v. 99, n. 6, p. 800–805, 2010.

BOR, D.; SANCAK, T.; TOKLU, T.; OLGAR, T.; ENER, S. Effects of radiologists' skill and experience on patient doses in interventional examinations. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p. 32–35, 2008.

BOS, A.J.J. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. **Nuclear instruments and methods in Physics Research**. ELSEVIER, v. 184, p. 3-28, 2001.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria/MS/SVS nº 453, de 1 junho de 1998. Brasília: **Diário Oficial da União**, 2 de junho de 1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança. MS/ANVISA. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. A Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana. In: **Boletim Brasileiro de Avaliação de Tecnologia em Saúde**. Brasília: ANVISA. Ano III, nº 4, junho 2008. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/divulga/newsletter/brats/2008/brats4.pdf>. Acesso em: 3 Jul. 2010.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Stents Farmacológicos e Stents Metálicos no Tratamento da Doença Arterial Coronariana. In: **Boletim Brasileiro de Avaliação de Tecnologia em Saúde**. Brasília: ANVISA. Ano IV, nº 8, junho de 2009. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/divulga/newsletter/brats/2009/BRATS8.pdf>.

Acesso em: 3 Jul. 2010.

BRASSELET, C.; BLANPAIN, T.; MANGINA, S. T.; DESCHILDRE, A.; DUVAL, S.; VITRY, F.; PETIT, N. G.; CLEMENT, J. P.; METZ, D. Comparison of operator radiation exposure with optimized radiation protection devices during coronary angiograms and ad hoc percutaneous coronary interventions by radial and femoral routes. **European Heart Journal**, v.29, p. 63–70, 2008.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2nd ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 2002.

BUSHONG, C. S. **Radiologic Science for Technologists: Physics, biology and protection**. 6th ed. St Louis: Mosby- Yaer Book Inc, 1997.

CHENG, J. J. Health Effects of Medical Radiation on Cardiologists Who Perform Cardiac Catheterization. **Journal of Chinese Medical Association**, v. 73, n. 5, p. 231–233, 2010.

CHIDA, K.; SAITO, H.; OTANI, H.; KOHZUKI, M.; TAKAHASHI, S.; YAMADA, S.; SHIRATO, K.; ZUGUCHI, M. Relationship between fluoroscopic time, dose-area product, body weight and maximum radiation skin dose in cardiac interventional procedures. **American Journal of Roentgenology**, v. 186, p. 774–778, 2006.

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. **American Journal of Roentgenology**. 69, 115 – 121, 2007a.

CHIDA, K.; KAGAYA, Y.; SAITO, H.; TAKAI, Y.; TAKAHASHI, S.; YAMADA, S.; KOHZUKI, M.; ZUGUCHI, M. Total entrance skin dose: an effective indicator of maximum radiation dose to skin during percutaneous coronary intervention. **American Journal of Roentgenology**, v. 189, p. 224–227, 2007b.

CHIDA, K.; KAGAYA, Y.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; ZUGUCHI M. Evaluation of patient radiation dose during cardiac interventional procedures: what is the most effective method? **Acta Radiology**, v. 50, n. 5, :p. 474-81, 2009.

CHIDA, K.; OHNO, T.; KAKIZAKI, S.; TAKEGAWA, M.; YUUKI, H.; NAKADA, M.; TAKAHASHI, S.; ZUGUCHI, M. Radiation dose to the pediatric cardiac catheterization and intervention patient. **American Journal of Roentgenology**, v. 195, p.1175–1179, 2010.

CHODICK, G.; BEKIROGLU, N.; HAUPTMANN, M.; ALEXANDER, B. H.; FREEDMAN, D. M.; DOODY, M. M.; CHEUNG, L. C.; SIMON, S. L.; WEINSTOCK, R. M.; André BOUVILLE, A.; SIGURDSON, A. J.; Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. **American Journal of Epidemiology**, v. 168, p. 620–631, 2008.

CHU, R. Y.; SCHECHTER, E.; CHU, N. Dose indices of radiation to skin in fluoroscopically guided invasive cardiology procedures. **Health Physics**, v. 93, (2 Suppl), p. S124-S127, 2007.

CUCINOTTA, F. A.; MANUEL, F. K.; JONES, J.; ISZARD, G.; MURRAY, J.; DOJONEGRO, B.; WEAR, M. Space radiation and cataracts in astronauts. **Radiat. Res.** v. 156, p. 460–466, 2002.

DELICHAS, M.; PSARRAKOS, K.; MOLYVDA, A. E.; SIOUNDAS, A.; HATZIOANNOU, K.; PAPANASTASSIOU, K. Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures. **European Journal of Radiology**, v. 48, p. 268–273, 2003.

DENDY, P. P. Radiation risks in interventional radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 81, p. 1–7, 2008.

DIMOND website. **Patient and staff dosimetry database/Interventional cardiology/Diagnostic reference levels for CA and PTCA**. 2010. Disponível em: <http://www.dimond3.org/WEB_DIMOND3/home.htm>. Acesso em: 10 jan. 2010.

DIGITALCORE Co. Ltd. ONIS 2.2. Disponível em: <<http://www.onis-viewer.com/products.php>>. Acesso em: 08 jun. 2009.

DISCOVERY HEALTH. Coronary Artery Balloon Angioplasty Image (16 May 2007). Disponível em: <[HowStuffWorks.com. http://healthguide.howstuffworks.com/coronary-artery-balloon-angioplasty-picture.htm](http://healthguide.howstuffworks.com/coronary-artery-balloon-angioplasty-picture.htm)>. Acesso em: 08 jun. 2010.

DISPOSITIVO DE CARGA ACOPLADA. In: WIKIPÉDIA, a enciclopédia livre. Flórida: Wikimedia Foundation, 2011. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Dispositivo_de_carga_acoplada&oldid=23909881>. Acesso em: 18 Jan. 2011.

DOWLING, A.; GALLAGHER, A.; WALSH, C.; MALONE, J. Equipment standards for interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 79–86, 2005.

DOMIENICK, J.; PAPIERZ, S.; JANKOWSKY, J.; PERUGA, J. Z.; WERDUCH, A.; RELIGA, W. Correlation of patient maximum skin doses in cardiac procedures with various dose indicators. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 132, p. 1–7, 2008.

DOMIENIK, J.; BRODECKI, M.; CARINOU, E.; DONADILLE, L.; JANKOWSKI, J.; KOUKORAVA, C.; KRIM, S.; NIKODEMOVA, D.; LOPEZ, N. R.; MERCE, M. S.; STRUELENS, L.; VANHAVERE, F. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 144, n. 1–4, p. 442–447, 2010.

EFSTATHOPOULOS, E. P.; MAKRYGIANNIS, S. S.; KOTTOUR, S.; KARVOUNI, E.; GIAZITZOGLOU, E.; KOROVELIS, S.; TZANALARIDOU, E.; RAPTOU, P. D.; KATRISTSIS, D. G. Medical personal and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. **Physics in Medicine and Biology**, v. 48, p. 3059–3068, 2003.

FAJ, D.; STEINER, R.; TRIFUNOVIC, D.; FAJ, Z.; KASABAS, M.; KUBELKA, D.; BRNIC, D. Patient dosimetry in interventional cardiology at the University Hospital of Osijek. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 128, n. 4, p. 485–490, 2008.

FALCÃO, João Bosco. **Dados Alura 12** [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <msrochas2003@yahoo.com.br> em 30 set. 2008.

FAULKNER, K.; VAÑÓ, E.; ORTIZ, P.; RUIZ, R. Practical Aspects of Radiation Protection in Interventional radiology. In: 10th INTERNATIONAL CONGRESS OF THE INTERNATIONAL RADIATION PROTECTION ASSOCIATION, 10., 2000, Hiroshima. **Proceedings...** T 23-3, p. 7-16, 2000.

FOOD AND DRUG ADMINISTRATION_FDA. PERFORMANCE STANDARDS FOR IONIZING RADIATION EMITTING PRODUCTS: **Fluoroscopic equipment**. Sec. 1020.32/Title 21. [Revised as of April 1, 2010]. Center for Devices and Radiological Health, Volume 8. Disponível em: <<http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfcr/CFRSearch.cfm>>. Acesso em 10 dez. 2009.

FILIPPOVA, I. Patient and staff doses in radiology and cardiology in Estonia. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 59–61, 2005.

FLAMANT, M. C.; BONAVENTURE, A.; MILLIAT, F.; TIRMARCHE, M.; LAURIER, D.; BERNIER, M.O. Low doses of ionizing radiation and risk of cardiovascular disease: a review of epidemiological studies. **Journal Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique**, v. 57, p. 347-359, 2009.

FOTI, C.; PADOVANI, R.; TRIANNI, A.; BOKOU, C.; CHRISTOFIDES, S.; CORBETT, R. H.; KEPLER, K.; KORENOVÁ, Z.; KOSUNEN, A.; MALONE, J.; TORBICA, P.; TSAPAKI, V.; VANO, E.; VASSILEVA, J.; ZDESAR, U. Staff dosimetry in interventional cardiology: survey on methods and level of exposure. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p. 100–103, 2008.

GILES, E. R.; MURPHY, P. H. Measuring skin dose with radiochromic dosimetry film in the cardiac catheterization laboratory. **Health Physics**, v. 82, p. 875–880, 2002.

GEISE, R. A. The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents. Fluoroscopy: recording of fluoroscopic and automatic exposure control. v. 21, p. 227–236, 2001.

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical Imaging Physics**. 4th ed. New York: Wiley Liss, 2002.

HIRSHFELD, J. W.; BALTER, S.; BRINKER, J. A. Clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures. American College of Cardiology Foundation/American Heart Association. **American College of Physicians task force on clinical competence and training**, v. 111, 511–532, 2005.

HUBBELL, H. H. Photon Mass Attenuation and Energy absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV. **The International Journal of Applied Radiation and Isotopes**, v. 33, n. 11, p. 1269–1290, 1983.

HUDA, W.; R. STONE. **Review of Radiologic Physics**, 2nd. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. **IAEA Technical Report Series 457**. Vienna, 2007.

IAEA. Training Material on Radiation Protection in Cardiology: **Patient Dose Management -Equipment & Physical Factors**. Disponível em: <[http://www.iaea.org/rpop.iaea.org/Training Cardiology/CARD_L05_Standards_ and_ Guidance_WEB.ppt](http://www.iaea.org/rpop.iaea.org/Training%20Cardiology/CARD_L05_Standards_and_Guidance_WEB.ppt) > Acesso em: 28 nov. 2008.

IAEA. Establishing guidance levels in x ray guided medical interventional procedures: a pilot study. **IAEA Safety Report Series 59**. Vienna, 2009.

ICRU. Quantities and units in radiation protection dosimetry. **ICRU Report 51**. Oxford: Oxford University Press, 1993.

ICRU. Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging . **ICRU Report 74. Journal of the ICRU**, Bethesda, v. 5, n. 2, 2005.

ICRP. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. **ICRP Publication 74**. Pergamon Press: Oxford and New York, v. 26, n.3, 1997.

ICRP. General Principles for the Radiation Protection of workers. **ICRP Publication 75**. Pergamon Press: Oxford and New York, v. 27, n.1, 1998.

ICRP. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. **ICRP Publication 85**. Pergamon Press: Oxford and New York, v. 30, n.2, 2000.

ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. New York: Elsevier Science Inc.; **ICRP Publication 103**; Ann ICRP, v. 37, n. 2-4, 2007.

ICRP. Radiation Protection in Medicine. New York: Elsevier Science Inc.; **ICRP Publication 105**; Ann ICRP, v. 37, n. 6, 2008.

ICRP. DRAFT REPORT FOR CONSULTATION: Early and late effects of radiation in normal tissues and organs: threshold doses for tissue reactions and other non-cancer effects of radiation in a radiation protection context. 2011 **ICRP. Draft Report**. Disponível em: <<http://www.icrp.org/page.asp?id=116>>. Acesso em: 15 mar. 2011.

IEC. Report 60601: medical electrical equipment-part 2-43: particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. 60601-2-43. Geneva, Switzerland: IEC, 2000.

ISP. GafChromic XR-RV2 dosimetry film: characteristic performance data. 2008a. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/index.html>. Acesso em: 10 mar. 2009.

ISP. GafChromic XR-RV2 dosimetry film. User Reference Guide for Visual Evaluation of Surface Peak Skin Dose Using a Comparator Strip. 2008b. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/index.html>. Acesso em: 10 mar. 2009.

ISP. GafChromic XR-RV2 dosimetry film. Calibration Method for GAFCHROMIC XR-RV2. 2008c. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/index.html>. Acesso em: 10 mar. 2009.

JÄRVINEN, H.; BULS, N.; CLERINX, P.; JANSEN, J.; MILJANIC, S.; NIKODEMOVA, D.; RANOGAJEC-KOMOR, M.; D'ERRICO, F. Overview of double dosimetry procedures for determination of the effective dose of the interventional radiology staff. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p.333–339; 2008a.

JÄRVINEN, H.; BULS, N.; CLERINX, P.; MILJANIC, S.; NIKODEMOVA, D.; RANOGAJEC-KOMOR, M.; STRUELENS, L.; D'ERRICO, F. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 1, p.80–86, 2008b.

KARAMBATSAKIDOU, A.; TORNVALL, P.; SALEH, N.; CHOULIARAS, T.; LOFBERG, P.O.; FRANSSON, A. Skin dose alarm levels in cardiac angiography procedures: is a single DAP value sufficient? **The British Journal of Radiology**, v.78, p. 803–809, 2005.

KIM, K. P.; MILLER, D. L.; BALTER, S.; KLEINERMAN, R. A.; LINET, M. S.; KWON, D.; SIMON, S. L. Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures. **Health Physics**, v. 94, p.211–227, 2008.

KIM, K. P.; MILLER, D. L. Minimising radiation exposure to physicians performing fluoroscopically guided cardiac catheterisation procedures: a review. **Radiation Protection Dosimetry**, v.133, n. 4, p. 227–233, 2009.

KOENIG, T. R.; METTER, F. A.; WAGNER, L. K. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 2, review of 73 cases and recommendations for minimizing dose delivered to the patient. **American Journal of Roentgenology**, v. 177, p. 13–20, 2001.

KOUKORAVA, C.; CARINOUI, E.; SIMANTIRAKIS, G.; VRACHLIOTIS, T.G.; ARCHONTAKIS, E.; TIERRIS, C.; DIMITRIOU, P. Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 144, n. 1–4, p. 482–486, 2010.

KOUSUNEN, A.; KOMPPA, T.; TOIVONEN, M. Evaluation of methods to estimate the patient dose in interventional radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, P.178 – 184, 2006.

KUON, E.; GLASER, C.; DAHM, J. B. Effective techniques to reduce radiation dosage to patients undergoing invasive cardiac procedures. **British Journal of Radiology**, v. 76, p. 406–413, 2003.

KUON, E.; DAHM, J. B.; EMPEN, K.; ROBINSON, D. M.; REUTER, G.; WUCHERER, M. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 44, n. 7, 2004.

LIE, Ø. Ø.; PAULSEN, G. U.; WØHNI, T. Assessment of effective dose and dose to the lens of the eye for the interventional cardiologist. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 132, n. 3, p. 313–318, 2008.

LIMA, Valter C. Cateterismo cardíaco, diagnóstico (angiografia) e terapêutico (angioplastia) na doença arterial coronária dos pacientes diabéticos. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, São Paulo, v. 51, n. 2, Mar. 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-27302007000200020&lng=en&nrm=iso>. Acesso em 05 Jan. 2010.

LIN, P. J. Technical advances of interventional fluoroscopy and flat panel image receptor. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 650–657, 2008.

MAEDER, M.; VERDUN, R. F.; STAUFFER, J. C.; AMMANN, P., RICKLI, H. Radiation exposure and radiation protection in interventional cardiology. **Kardiovaskulare Medizin**, v. 8, p. 124–132, 2005.

MAEDER, M., ROCCA, H. P. B.L., WOLBERG, T., AMMANN, P., ROELLI, H., ROHNER, F. AND RICKLI, H. Impact of a lead glass screen on scatter radiation to eyes and hands in interventional cardiologists. **Catheterization and Cardiovascular Intervention**, v. 67, n. 1, p. 18–23, 2006.

MAHESH, M. The AAPM/RSNA Physics tutorial for residents. Fluoroscopy: patient radiation exposure issues. v. 21, p. 1033–1045, 2001.

MARTIN, C. J. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 128, n. 4, p. 389–412, 2008.

MARTINEZ, L. C.; VANO, E.; GUTIERREZ, F.; RODRIGUEZ, C.; GILARRANZ, R.; MANZANAS, M. J. Patient doses from fluoroscopically guided cardiac procedures in pediatrics. **Physics in Medicine and Biology**, v. 52, p. 4749–4759, 2007.

MARTINEZ FILHO, E. E. M.; RIBEIRO, E. E. **Hemodinâmica e cardiologia intervencionista: abordagem clínica**. Barueri, São Paulo: Manole, 2008.

MAVRIKOU, I. High patient doses in interventional cardiology due to physicians' negligence: how can they be prevented? **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p. 67–70, 2008.

MEDEIROS, R. B.; ALVES, F. F. R.; RUBERTI FILHA, E. M. Avaliação da Taxa de Kerma na Entrada da Pele em Procedimentos Intervencionistas por Fluoroscopia. In: 4o. Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, 2005, Rio de Janeiro. **Anais do 4o. Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica**, 2005.

MESBAHI, A.; ASLANABADI, N.; MEHNATI, P. A study on the impact of operator experience on the patient radiation exposure in coronary angiography examinations. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 132, n. 3, p. 319–323, 2008.

MILLER, D. L.; BALTER, S.; WAGNER, L. K.; CARDELLA, J.; CLARCK, T. W. I.; NEITHAMER, C. D.; SCHWARTZBERG, M. S.; SWAN, T. L.; TOWBIN, R. B.; RHOLL,

K. S.; SACKS, D. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n. 15, p. 423–429, 2004

MILLER, D.L. Overview of contemporary interventional fluoroscopy procedures. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 638–644, 2008.

MILLER, D.L., BALTER, S., SCHUELER, B.A., WAGNER, L.K., STRAUSS, K.J. and VANO, E. Clinical radiation management for fluoroscopically guided interventional procedures. **Radiology**, v. 257, n. 2, p. 321–332, 2010.

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

NCRP. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent and effective dose to workers for external exposure to low-LET radiation. **NCRP Report 122**. Pergamon Press: Oxford and New York, 1995.

NCRP. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures. **NCRP Report 168**. Bethesda, 2010.

NEOFOTISTOU, V.; VANO, E.; PADOVANI, R.; KOTRE, J.; DOWLING, A.; TOIVONEN, M.; KOTTOU, S.; TSAPAKI, V.; WILLIS, S.; BERNARDI, G.; FAULKNER, K. Preliminary reference levels in interventional cardiology. **European Radiology**, v. 13, p. 2259–2263, 2003.

NIKLASON, L. T., MARX, M. V., CHAN, H. P. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. **Health Physics**, v. 67, n. 6, p. 611–615, 1994.

NUNES, L. G.; OLIVEIRA, A. T.; ALVES, L.; ALFONSO, T. Influência da Curva de Aprendizado no Sucesso e na Ocorrência de Complicações Associadas aos Procedimentos pela Via Radial. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, v. 15, n. 2, p. 115–118, Abr/Jun de 2007. Disponível em: <http://www.rbc.org.br/detalhe_artigo.asp>. Acesso em: 9 Feb. 2008.

OMS. **Manejo da desnutrição grave: um manual para profissionais de saúde de nível superior (médicos, enfermeiros, nutricionistas, e outros) e suas equipes de auxiliares**. 1999. Disponível em: <http://www.who.int/nutrition/publications/manage_severe_malnutrition_por.pdf>. Acesso em: 23 Feb. 2009.

OOSTERWIJK, H. The DICOM standard, overview and characteristics. Disponível em: <http://www.ringholm.com/docs/02010_en.htm>. Acesso em: 05 Set. 2010.

OTHÉE, B. J.; LIN, P.J. P. The Influence of Angiography Table Shields and Shields and Height on Patient and Angiographer Irradiation During Interventional Radiology Procedures. **Cardiovascular and Interventional Radiology**, v. 30, p. 448–454, 2007.

PADOVANI, R.; FOTI, C.; MALISAN, M. R. Staff dosimetry protocols in interventional radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1–2, p. 193–196, 2001.

PADOVANI, R.; RODELLA, C. A. Staff dosimetry in interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1–2, p. 99–102, 2001.

PADOVANI, R.; QUAI, E. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 217–221, 2005a.

PADOVANI, R.; BERNARDI, G.; QUAI, E.; SIGNOR, M.; TOH, H. S.; MOROCUTTI, G.; SPEDICATO, L. Retrospective evaluation of occurrence of skin injuries in interventional cardiac procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 247–250, 2005b.

PADOVANI, R.; TRIANNI, A.; BOKOU, C.; BOSMANS, H.; JANKOWSKI, J.; KOTTOU, S.; KEPLER, K.; MALONE, J.; TSAPAKI, V.; SALAT, D.; VANO, E.; VASSILEVA, J. Survey on performance assessment of cardiac angiography systems. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1–3, p. 108–111, 2008.

PAPADOPOULOU, D.; YAKOUMAKIS, E.; SANDILOS, P.; THANOPOULOS, V.; MAKRI, T.; GIALOUSIS, G.; HOUNDAS, D.; YAKOUMAKIS, N.; GEORGIU, E. Entrance radiation doses during paediatric cardiac catheterisations performed for diagnosis or the treatment of congenital heart disease. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 236–240, 2005.

PEPINE, C. J.; HILL, J. A.; LAMBERT, C. R. **Diagnostic and therapeutic cardiac catheterization**. 3rd ed. Pennsylvania: Williams & Wilkins, 2002.

PHILIPS Medical System. **INTERGRIS Allura 12 & 15: manual técnico**. Netherland: Philips Eletronics N.V., 2003.

PUTTE, S. V.; VERHAEGEN, F.; TAAEYMANS, Y.; THIERENS, H. Correlation of patient skin doses in cardiac interventional radiology with dose-area product. **British Journal of Radiology**, v. 73, p. 504–503, 2001.

RASTEGAR, N.; ECKART, P.; MERTZ, M. Radiation-induced cataract in astronauts and cosmonauts. **Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology Journal**, v. 240, n. 7, p. 543–547, 2002.

ROSEINSTEIN, M.; WEBSTER, E. W. Effective dose to personnel wearing protective aprons during fluoroscopy and interventional radiology. **Health Physics**, v. 67, p. 88–89, 1994.

SANCHEZ, R.; VANO, E.; FERNANDEZ, J. M.; GALLEGO, J. J. Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room. **Cardiovascular and Interventional Radiology**, v. 33, p. 1210–1214, 2010.

SERVOMAA, A.; KARPPINEN, J. The dose-area product and assessment of the occupational dose in interventional radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 96, n.1–3, p. 235–236, 2001.

SILVA, M. S. R.; KHOURY, H. J.; BORRÁS, C.; CASSOLA, V. F.; GINORI, J. L. Calibração do Filme Radiocrômico GAFCHROMIC XR-RV2 para Radiologia. Artigo

Original. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 4, n. 2, p. 45-48, 2010.

STECKER, M. S.; BALTER, S.; TOWBIN, R. B.; MILLER, D. L.; VANO, E. Guidelines for Patient Radiation Dose Management. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, v. 20, p. S263–S273, 2009.

STUEVE, D. Management of pediatric radiation dose using Philips fluoroscopy systems DoseWise: perfect image, perfect sense. **Pediatric Radiology**, v. 36 (Suppl. 2), p.216–220, 2006.

SCHULTZ, F. W.; GELEIJNS, J.; SPOELSTRA, F.M.; ZOETELIEF, J. Monte Carlo calculations for assessment of radiation dose to patients with congenital heart defects and to staff during cardiac catheterizations. **The British Journal of Radiology**, v. 76, p. 638–647, 2003.

SCHULTZ, F. W.; ZOETELIEF, J. Estimating effective dose for a cardiac catheterisation procedure with single or double personal dosimeters. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 118, p. 196–204, 2006.

SUZUKI, S.; FURUI, S.; KOHTAKE, H.; TAKESHITA, T.; SUZUKI, M.; KOZUMA, K.; YAMAMOTO, Y.; TAKAAKI. Radiosensitive functional dye: clinical application for estimation of patient skin dose. **Radiology**, v. 239, n. 2, p. 541–546, 2006.

TRIANNI, A.; CHIZZOLA, G.; TOH, H.; QUAI, E.; CRAGNOLINI, E.; BERNARDI, G.; PROCLEMER, A.; PADOVANI, R. Patient skin dosimetry in haemodynamic and electrophysiology interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v.117, n. 1–3, p. 241–246, 2005a.

TRIANNI, A.; PADOVANI, R.; C. Foti1; CRAGNOLINI, E.; CHIZZOLA, G.; TOH, H.; BERNARDI, G.; PROCLEMER, A. Dose to cardiologists in haemodynamic and electrophysiology cardiac interventional procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1–3, p. 111–115, 2005b.

TSAPAKI, V. K., Patient and staff dosimetry problems in interventional radiology, **Radiation Protection Dosimetry**, Athens, v. 94, n 1–2, p. 113–116, 2001.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; VANO, E.; FAUKNER, K.; GIANNOULEAS, J.; PADOVANI, R.; KYROZI, E.; KOUTELOU, M.; VARDALAKI, E.; NEOFOTISTOU, V. Patient dose values in a dedicated Greek cardiac centre. **British Journal. of Radiology**, v. 76, p. 726–730, 2003.

TSAPAKI V.; KOTTOU S.; VANO E.; KOMPPA T., PADOVANI R., DOWLING A., MOLFETAS M., NEOFOTISTOU V. Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach. **Physics in Medicine and Biology**, v. 49(6) p.997-1005, 2004a.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; PATSILINAKOS, S.; VOUDRIS, V.; COKKINOS, D. V. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. **Radiation Protection Dosimetry**, Athens, v. 112, n. 2, p. 245–249, 2004b.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; VANO, E.; PARVIAINEN, T.; PADOVANI, R.; DOWLING, A.; MOLFETAS, M.; NEOFOTISTOU, V. Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 2, p. 26–29, 2005.

TSAPAKI, V.; PATSILINAKOS, S.; VOUDRIS, V.; MAGGINAS, A.; PAVLIDIS, S.; MAOUNIS, T.; THEODORAKIS, G.; KOUTELOU, M.; VRANTZA, T.; NEARCHOU, M.; NIKOLAKI, N.; KOLLAROS, N.; KYROZI, E.; KOTTOU, S.; KARAIKOS, P.; NEOFOTISTOU, E.; COKKINOS, D. Level of patient and operator dose in the largest cardiac centre in Greece. **Radiation Protection Dosimetry** v. 129, n. 1-3, p. 71–73, 2008a.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; KORNIOTIS, S.; NIKOLAKI, N.; RAMMOS, S.; APOSTOLOPOULOU, S. C. Radiation doses in paediatric interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 132, n. 4, p. 390–394, 2008b.

UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **UNSCEAR** 2008a. Report to the General Assembly and with Scientific Annexes. Disponível em: <http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_Annex_A.pdf>. Acesso em: 3 mar. 2010.

UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. **UNSCEAR** 2008b. Report to the General Assembly and with Scientific Annexes. Disponível em: <http://www.unscear.org/docs/reports/2008/09-86753_Report_2008_Annex_B.pdf>. Acesso em: 3 mar. 2010.

UBEDA, C.; VANO, E.; GONZALEZ, L.; MIRANDA, P.; LEYTON, F.; OYARZUN, C. Scatter And Staff Dose Levels In Paediatric Interventional Cardiology: A Multicentre Study. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 140, p. 67–74, 2010.

VANHAVERE, F.; BERUS, D.; BULS, N.; COVENS, P. The use of extremity dosimeters in a hospital environment. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 118, n. 2, p. 190–195, 2006.

VAÑÓ, E.; GUIBELALDE, E.; FERNÁNDEZ, J. M.; GONZÁLEZ, L. Patient dosimetry in interventional radiology using slow films. **British Journal of Radiology**, v. 70, p.195-200, 1997.

VAÑÓ, E.; GONZALES, L.; GUIBELALDE, E.; FERNANDEZ, J. M.; TEN, J. I. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. **British Journal of Radiology**, v. 71, p. 954–960, 1998a.

VAÑÓ, E.; GONZALES, L.; BENEYTEZ F.; MORENO, F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. **British Journal of Radiology**, v. 71, p. 728–733, 1998b.

VAÑÓ, E.; GONZALES, L.; TEN, J. I.; FERNANDEZ, J. M.; GUIBELALDE, E.; MACAYA, C. Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures. **British Journal of Radiology**, v. 74, p. 48–55, 2001a.

VAÑÓ, E.; GOICOLEA, J.; GALVAN, C.; GONZALES, L.; MEIGGS, L.; TEN, J.I.; MACAYA, C. Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. **British Journal of Radiology**, v. 74, p. 1023–1031, 2001b.

VAÑÓ, E. Radiation Exposure to Cardiologists: how it could be reduced. **British Journal of Radiology**, v. 89, p. 1123–1124, 2003.

VAÑÓ, E. L.; GONZALEZ, J. M.; FERNANDEZ, F. A.; C. MACAYA. Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up. **British Journal of Radiology**. 79, 383–388 2006a.

VAÑÓ, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J.M.; PRIETO, C.; GUIBELALDE, E. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 111, p. 297–304, 2006b.

VAÑÓ, E.; UBEDA, C.; LEYTON, F.; MIRANDA, P. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, p. 4049–4062, 2008.

VAÑÓ, E.; UBEDA, C.; LEYTON, F.; MIRANDA, P.; Gonzalez, L. Staff Radiation Doses in Interventional Cardiology: Correlation With Patient Exposure. **Pediatric Cardiology**, v. 30, p. 409–413, 2009.

VAÑÓ, E.; KLEIMAN, N.J.; DURAN, A.; REHANI, M.M.; ECHEVERRI, D.; CABRERA, M. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. **Radiation Research**, v. 174, p. 490–495, 2010.

VARREDURA PROGRESSIVA. In: WIKIPÉDIA: a enciclopédia livre. Flórida: Wikimedia Foundation, 2011. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Varredura_progressiva&oldid=23836396> Acesso em: 18 jan. 2011.

VIEIRA, S. **Análise de Variança: (ANOVA)**. São Paulo: Atlas, 2006.

WAGNER, L. K. Angiography Radiation Dose. In: **RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: From Invisible to Visible—The Science and Practice of X-ray Imaging and Radiation Dose Optimization**. p. 183–188, 2006.

WAGNER, L. K. Radiation injury is potentially a severe consequence of fluoroscopically guided complex interventions. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 645-649, 2008.

WOLBARST, A. B. **Physics of Radiology**. East Norwalk (Connecticut): Prentice Hall, 1997.

WORGUL, B.V.; KUNDIYEV, Y.I.; SERGIYENKO, N. M.; CHUMAK, V. V.; VITTE, P. M.; MEDVEDOVSKY, C.; BAKHANOVA, E. V.; JUNK, A. K.; KYRYCHENKO, O. Y.; MUSIJACHENKO, N. V.; SHYLO, S. A.; VITTE, O. P.; XU, S.; XUE, X.; SHORE, R. E. Cataracts among Chernobyl cleanup workers: implications regarding permissible eye exposures. **Radiation Research Society**, v. 167, n. 2, p. 233–243, 2007.

YAKOUMAKIS, E. N.; GIALOUSIS, G. I.; PAPADOPOULOU, D.; MAKRI, T.; PAPPOULI, Z.; YAKOUMAKIS, N.; PAPAGIANNIS, P.; GEORGIU, E. Estimation of children's radiation dose from cardiac catheterisations, performed for the diagnosis or the treatment of a congenital heart disease using TLD dosimetry and Monte Carlo simulation.

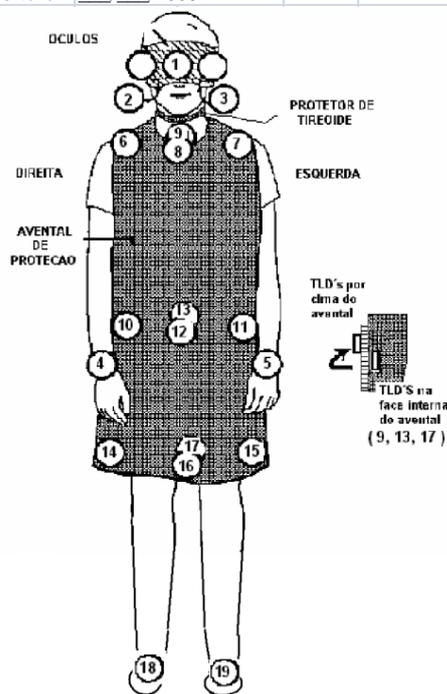
Journal of Radiological Protection, v. 29, n. 2, p. 251-61, 2009.

ZONTAR, D.; KUHELJ, D.; SKRK, D.; ZDESAR, U. Patient peak skin doses from cardiac interventional procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 139, n. 1-3, p. 262-265, 2010.

APÊNDICE A

Apêndice A – Formulários de coleta de dados (1, 2, 3 e 4)

Formulário 1: Ficha de dados, resumo de parâmetros e leitura dos TLDs no médico

CARACTERIZAÇÃO (INSTITUIÇÃO / PACIENTE/ MÉDICO)				
INSTITUIÇÃO:				
Médico:				
Nome do Paciente:		Data Nac.:	Idade:	anos
Registro do Paciente:		Sexo:	Peso:	kg
Endereço:		Altura: m		
Procedimento:				
Data:		Início às: 00:00:00	Término: 00:00:00	0:00:00
PARÂMETROS REGISTRADOS				
Equipamento	PHILLIPS INTERGRIS ALURA 12			
Fluoroscopia:	Normal/ Pulsado	30 frm/s		
Cinegrafia:	Pulsado	15 frm/s		
Número de imagens total				
Air Kerma de Referência Fluoroscopia		(mGy)		
Air Kerma de Referência Cinegrafia		(mGy)		
Air Kerma de Referência Total		(mGy)		
Tempo de Cinegrafia (ms)				
Tempo de Fluoroscopia (s)				
Tempo de exposição Total (min)				
Duração do Procedimento (min)				
RECURSOS e PROTEÇÃO Utilizada				
Avental deproteção tipo/espessura:		Avental tipo frente/lateral 0.50 mm Pb equivalente		Nº -
Protetor de tireóide tipo/espessura:		0,50 mm Pb		Nº -
Uso de óculos? Não		Uso de blindagem adicional? Não		
Tipo de filme : A transferência das informações para o filme radiográfico é feita após a cirurgia, a partir das imagens armazenadas durante o procedimento				
PONTOS DE MEDIÇÃO				
Númeração TLD		De: a	Data da Leitura: / /2008	
Localização				 <p style="font-size: small;">OCULOS</p> <p style="font-size: small;">PROTECTOR DE TIREÓIDE</p> <p style="font-size: small;">DIREITA</p> <p style="font-size: small;">ESQUERDA</p> <p style="font-size: small;">AVENTAL DE PROTECAO</p> <p style="font-size: small;">TLD's por cima do avental</p> <p style="font-size: small;">TLD'S na face interna do avental (9, 13, 17)</p>
Região	ID	Leitura 1	Leitura 2	
FACE	1- T			
	2- ODir			
	3- Oesq			
Mãos	4- MDir -			
	5- MEsq -			
Tórax (Ombro)	6- TDir -			
	7- TEsq -			
Tireóide	8- TYExt-			
	9- TYInt -			
Tórax (Abdomen Inferior: região da cintura)	10- GDir -			
	11- GEsq -			
	12- GExt-			
	13- GInt -			
Membros Inferiores	14- JDir -			
	15- JEsq -			
	16- JExt -			
	17- JInt -			
	18- Pé Dir			
19- Pé Esq.				
BRANCO				

APÊNDICE B

Apêndice B – Resumo das especificações técnicas do sistema PHILIPS ALLURA 12.

Fonte: Manual do fabricante (PHILIPS, 2003).

- a) **Gerador de Raios X** 60 Hz, trifásico, marca VELARA CV, equipado com conversor de alta frequência, potência nominal de 100 kW (100 kV e 1000 mA) controlada por microprocessador. Tensão de 40 a 150 kV e corrente máxima de 1000 mA até 100kV, 800mA até 125 kV e 640 mA até 150 kV. Condições de referência de carga: 125 kV, 12 mA contínuo e controle automático de exposição;
- b) **Tubo de Raios X PHILIPS**, modelo **MRC-G200 0508**, com ponto focal de 0.5 e 0.8 mm, potência nominal de 45/85 kW, anodo de tungstênio (c/angulação de 9°) com capacidade máxima de armazenamento de calor de 5,4 MHu e dissipação de calor contínua de 11kHu.s⁻¹, equipado com dois tipos de colimadores: um tipo íris (automático) e um linear acionado manualmente, chaveamento por grade de controle (*grid swicth*). A distância do ponto focal até a superfície do colimador é de 30 cm.
- c) **Filtração do tubo de raios X** a 100 kV é de no mínimo 2,5 mm Al, além da adição de um dos quatro filtros espectrais que são selecionados automaticamente pelo equipamento de acordo com o programa APR em uso e filtros de borda acionados de modo automático e/ou manual. Os filtros adicionais são:
- Filtro adicional nº 0** = nenhum adicional
 - Filtro adicional nº 1** = 0,1 mm Cu + 1,0 mm Al \approx 4,0 mm Al;
 - Filtro adicional nº 2** = 0,4 mm Cu + 1,0 mm Al \approx 11,0 mm Al;
 - Filtro adicional nº 3** = 0,9 mm Cu + 1,0 mm Al \approx 21,5 mm Al;
- d) **Intensificador de Imagem** marca THOMSON com tela de entrada de 30 cm de diâmetro e tela de saída com diâmetro de 2,5 cm, quatro campos de magnificação de imagem (30/22/17/12 cm) e distância SID variável de 89,5 a 119,5cm;
- e) **Grade antiespalhamento** acoplada ao intensificador de imagem, removível sem auxílio de ferramentas;
- f) **Arco C** em rotação de 180° (90° graus para esquerda (OAE) ou direita (OAD) com velocidade de rotação 12° por segundo;
- g) **Sistema de TV** com monitor de vídeo CRT 17", 525 x 1069 linhas e câmera de vídeo CCD com saída digital;
- h) **Comunicação de dados** e padrão de imagem DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) com (*high speed* DICOM) velocidade de transferência de

dados de 100 Mbit/s e sistema de informação radiológica [Radiology Information System] (RIS);

i) **Barreira de proteção.** O equipamento não possui instalados o saíote nem a tela de acrílico pumblífero que auxiliam na redução da radiação espalhada no médico.

APÊNDICE C

Apêndice C – Programas (APR) configurados para utilização do equipamento angiográfico em procedimentos de cardiologia (FALCÃO, 2009).

SYSTEM COORDINATOR APR-DATA FILE Page: 1

```

-----
Hospital      : IMIP-INSTITUTO MAT. INFANTIL
City         : RECIFE
Date (yyyy-mm-dd) : 2009-07-23      Time (hh:mm:ss) : 10:09:56
APR configured for: 60 HZ / VISUB 512/1024, Frontal 12", (+ Lateral 9")
Technique    : FLUOROSCOPY
-----

```

```

APR 1: bypass emerg cont  APR 4: EM.CONT.  emergency cont
APR 2: bypass low cont   APR 5: LOW CONT. low continuous
APR 3: bypass normal cont APR 6: NORM.CONT. normal continuous
-----

```

APR-number	1	2	3	4	5	6
APR type	FRONTAL contin					
Conf. system flavour	0	0	0	0	0	0
Matrix size	c 512^2	c 512^2	c 512^2	c 1024^2	c 1024^2	c 1024^2
Trace delay (*0.1s)	11	11	11	11	11	11
Viewing process set	0	0	0	21	22	23
Framespeed (im/10s)	300	300	300	300	300	300
Spectral filter nr	0	2	1	0	2	1
Dose reqst (*.1uR/im)						
Dose rate rq(*.1uR/s)	330	660	660	330	660	660
Dose cor II-form0 (%)	100	100	100	100	100	100
Dose cor II-form1 (%)	136	136	136	136	136	136
Dose cor II-form2 (%)	176	176	176	176	176	176
Dose cor II-form3 (%)	250	250	250	250	250	250
Dose cor II-form4 (%)	250	250	250	250	250	250
Video recording ON	no	no	no	no	no	no
Vica level (nA)	100	100	100	100	100	100
2D Harmonization	0	0	0	0	2	0
mA maximum (mA)	3	30	30	3	30	30
kV minimum (kV)						
kV 1 (kV)						
kV 2 (kV)						
kV maximum (kV)						
mA minimum (mA)						
Pulsetime preset (ms)						
Tubeload factor (%)						
Runtime preset (s)						

Programas (APR) configurados para utilização do equipamento angiográfico em procedimentos de cardiologia (PHILIPS, 2009) (continuação).

SYSTEM COORDINATOR APR-DATA FILE

Page: 2

```

-----
Hospital      : IMIP-INSTITUTO MAT. INFANTIL
City         : RECIFE
Date (yyyy-mm-dd) : 2006-07-14      Time (hh:mm:ss) : 15:24:09
APR configured for: 60 Hz / VISUB 512/1024, Frontal 12", (+ Lateral 9")
Technique    : FLUOROSCOPY
-----

```

```

APR 7: LOW PULSED low pulsed      APR 10: low vascular
APR 8: NORM.PULS. normal pulsed   APR 11: normal vascular
APR 9: QUAL.PULS. high pulsed     APR 12: high vascular
-----

```

APR-number	7	8	9	10	11	12
APR type	FRONTAL pulsed	FRONTAL pulsed	FRONTAL pulsed	FRONTAL contin	FRONTAL contin	FRONTAL contin
Conf. system flavour	0	0	0	0	0	0
Matrix size	c 1024^2					
Trace delay (*0.1s)	11	11	11	11	11	11
Viewing process set	24	25	26	0	0	0
Framespeed (im/10s)	300	300	300	300	300	300
spectral filter nr	2	1	0	0	0	0
Dose reqst (*.1uR/im)	30	30	30			
Dose rate rq(*.1uR/s)				330	330	330
Dose cor II-form0 (%)	100	100	100	100	100	100
Dose cor II-form1 (%)	136	136	136	136	136	136
Dose cor II-form2 (%)	176	176	176	176	176	176
Dose cor II-form3 (%)	325	325	325	250	250	250
Dose cor II-form4 (%)	325	325	325	250	250	250
Video recording ON	no	no	yes	no	no	no
vica level (nA)	100	100	100	100	100	100
2D Harmonization	2	2	2	0	0	0
mA maximum (mA)				3	3	3
kV minimum (kV)	40	40	40			
kV 1 (kV)	60	60	60			
kV 2 (kV)	80	80	80			
kV maximum (kV)	110	110	110			
mA minimum (mA)	50	50	50			
Pulsetime preset (ms)	5	5	5			
Tubeload factor (%)	22	22	22			
Runtime preset (s)	10	10	10			

Programas (APR) configurados para utilização do equipamento angiográfico em procedimentos de cardiologia (PHILIPS, 2009) (continuação).

SYSTEM COORDINATOR APR-DATA FILE		Page: 7					

Hospital	:	IMIP-INSTITUTO MAT. INFANTIL					
City	:	RECIFE					
Date (yyyy-mm-dd)	:	2009-07-23	Time (hh:mm:ss) : 10:09:56				
APR configured for:	:	60 Hz / VISUB 512/1024, Frontal 12", (+ Lateral 9")					
Image Technique	:	DIGITAL-DYNAMIC					

APR 1: 15	Coronary			APR 4: 30	LV Lock		
APR 2: 30	Coronary			APR 5: 15	Coro Int		
APR 3: 15	LV Lock			APR 6: 30	Coro Int		

APR-number		1	2	3	4	5	6

Exposure technique		FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL
Conf. system flavour		autom	autom	autom	autom	autom	autom
Framespeed (im/10s)		150	300	150	300	150	300
Dose reqst (*.1uR/im)		45	45	45	45	45	45
Dose cor II-form0 (%)		100	100	100	100	100	100
Dose cor II-form1 (%)		185	185	185	185	185	185
Dose cor II-form2 (%)		345	345	345	345	345	345
Dose cor II-form3 (%)		625	625	625	625	625	625
Dose cor II-form4 (%)		625	625	625	625	625	625
Vica level (nA)		100	100	100	100	100	100
2D Harmonization		4	4	0	0	4	4
Focal spot		large	large	large	large	large	large
kv minimum (kv)		50	50	50	50	50	50
kv 1 (kv)		60	60	60	60	60	60
kv 2 (kv)		80	80	80	80	80	80
kv maximum (kv)		125	125	125	125	125	125
kv preset/start (kv)		60 / 60	60 / 60	60 / 60	60 / 60	60 / 60	60 / 60
mA minimum (mA)		300	300	300	300	300	300
Pulsetime preset (ms)		7	7	7	7	10	10
Tubeload factor (%)		100	100	100	100	100	100
Runtime preset (s)		8	8	8	8	8	8
Lock-in		no	no	yes	yes	no	no
Lock-in delay (*0.1s)				11	6		
Pulsetime min (ms)		3	3	3	3	7	7
Pulsetime max (ms)		10	10	10	10	10	10
Dose rq min(*.1uR/im)		45	45	45	45	45	45
Dose rq max(*.1uR/im)		90	90	90	90	90	90
kv1 pulsetime (kv)		60	60	60	60	60	60
kv2 pulsetime (kv)		80	80	80	80	80	80
kv1 dose (kv)		60	60	60	60	60	60
kv2 dose (kv)		80	80	80	80	80	80
Matrix size		c 512^2	c 512^2	c 512^2	c 512^2	c 512^2	c 512^2
Viewing process set		1	1	2	2	4	4
Pixel depth		8	8	8	8	8	8
Spectral filter nr		0	0	0	0	0	0
wedge correct table		1	1	1	1	1	1
Video recording ON		yes	yes	yes	yes	yes	yes

Programas (APR) configurados para utilização do equipamento angiográfico em procedimentos de cardiologia (PHILIPS, 2009) (continuação).

SYSTEM COORDINATOR APR-DATA FILE		Page: 8					

Hospital	:	IMIP-INSTITUTO MAT. INFANTIL					
City	:	RECIFE					
Date (yyyy-mm-dd)	:	2009-07-23	Time (hh:mm:ss) : 10:09:56				
APR configured for:	:	60 Hz / VISUB 512/1024, Frontal 12", (+ Lateral 9")					
Image Technique	:	DIGITAL-DYNAMIC					

APR 7: 30	Coro Mono		APR 10: 30	Pediatr <4y			
APR 8: 30	LV Mono		APR 11:				
APR 9: 30	Coro Int. M		APR 12: 30	Pediatr >4y			

APR-number		7	8	9	10	11	12
Exposure technique		FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL	FRONTAL
Conf. system flavour		autom	autom	autom	autom	empty	autom
		0	0	3	3		0
Framespeed (im/10s)		300	300	300	300		300
Dose reqst (*.1uR/im)		45	45	45	90		90
Dose cor II-form0 (%)		100	100	100	100		100
Dose cor II-form1 (%)		185	185	185	185		185
Dose cor II-form2 (%)		345	345	345	345		345
Dose cor II-form3 (%)		625	625	625	625		625
Dose cor II-form4 (%)		625	625	625	625		625
Vica level (nA)		100	100	100	100		100
2D Harmonization		4	0	4	0		0
Focal spot		large	large	large	small		small
kV minimum (kV)		50	50	50	40		40
kV 1 (kV)		60	60	60	60		60
kV 2 (kV)		80	80	80	80		80
kV maximum (kV)		125	125	125	125		125
kV preset/start (kV)		60 / 60	60 / 60	60 / 60	60 / 60		60 / 60
mA minimum (mA)		300	300	300	80		80
Pulsetime preset (ms)		7	7	10	3		3
Tubeload factor (%)		100	100	100	80		80
Runtime preset (s)		8	8	8	8		8
Lock-in		no	yes	no	no		no
Lock-in delay (*0.1s)			6				
Pulsetime min (ms)		3	3	7	3		3
Pulsetime max (ms)		10	10	10	5		5
Dose rq min (*.1uR/im)		45	45	45	45		45
Dose rq max (*.1uR/im)		90	90	90	90		90
kV1 pulsetime (kV)		60	60	60	60		60
kV2 pulsetime (kV)		80	80	80	80		80
kV1 dose (kV)		60	60	60	60		60
kV2 dose (kV)		80	80	80	80		80
Matrix size		c 512^2	c 512^2	c 512^2	c 512^2		c 512^2
Viewing process set		1	2	4	5		7
Pixel depth		8	8	8	8		8
Spectral filter nr		0	0	0	3		1
wedge correct table		1	1	1	1		1
Video recording ON		yes	yes	yes	yes		yes