

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**ESTIMATIVA DA DOSE NO PACIENTE E NA EQUIPE
MÉDICA EM PROCEDIMENTOS DE
QUIMIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA**

WILLIAM JARAMILLO GARZÓN

Orientadora: Prof. Dra. Helen J. Khoury

Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

Recife - PE

Agosto, 2016

WILLIAM JARAMILLO GARZÓN

**ESTIMATIVA DA DOSE NO PACIENTE E NA EQUIPE
MÉDICA EM PROCEDIMENTOS DE
QUIMIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Tecnologias Energéticas e Nucleares para
obtenção do título de Doutor em Ciências, Área
de Concentração: Dosimetria e Instrumentação
Nuclear.

Orientadora: Profa. Dra. Helen J. Khoury

Co-orientador: Prof. Dr. Richard Kramer

Recife - PE

Agosto, 2016

J37e

Jaramillo Garzón, William.

Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização hepática. / William Jaramillo Garzón. - Recife: O Autor, 2016.

172 f. : il., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Coorientador: Prof. Dr. Richard Kramer.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2016.

Inclui referências bibliográficas e apêndices.

1. Quimioembolização hepática. 2. Máxima dose na pele. 3. Equivalente de dose pessoal. 4. Angiografia de subtração digital. 5. Proteção radiológica. 6. Dose absorvida. I. Khoury, Helen Jamil, orientadora. II. Kramer, Richard, coorientador. III. Título.

UFPE

CDD 612.01448 (21. ed.)

BDEN/2016-28

Estimativa da Dose no Paciente e na Equipe Médica em Procedimentos de Quimioembolização Hepática

William Jaramillo Garzón

APROVADA EM: 15.08.2016

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Richard Kramer

COMISSÃO EXAMINADORA:

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros – DEN/UFPE

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

Prof. Dr. Richard Kramer – DEN/UFPE

Profa. Dra. Regina Bitelli Medeiros – UNIFESP

Prof. Dr. Marcos Ely de Andrade – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão

Coordenador (a) do PROTEN/DEN/UFPE

AGRADECIMENTOS

À Professora Helen Jamil Khoury por ter contribuído para o desenvolvimento deste trabalho e pela sua confiança depositada em mim.

Ao Professor Richard Kramer pela dedicação e discussões enriquecedoras que contribuíram para a consolidação deste trabalho.

A toda a equipe médica dos serviços de hemodinâmica das instituições acompanhadas, em especial, ao Dr. Gustavo Andrade pelo apoio que foi fundamental para a realização deste trabalho.

Aos professores que fizeram parte do comitê de acompanhamento Vinicius Saito Monteiro de Barros e Marcos Ely Andrade.

A todos os colegas e amigos do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear pelo apoio e pelo companheirismo.

Ao Brasil em especial ao estado de Pernambuco por ter-me acolhido e por sua riqueza cultural.

Ao Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, pela oportunidade de realizar este trabalho.

À Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco pela concessão da bolsa de doutorado.

À minha família que sempre me apoio apesar da imensa distância.

RESUMO

Dentre os diversos procedimentos intervencionistas com fins terapêuticos, a quimioembolização hepática tem se destacado por ser de alta complexidade e resultar em altas doses de radiação aos pacientes e à equipe médica. Em alguns casos, o paciente requer várias sessões para tratar a mesma lesão, o que aumenta a probabilidade de ocorrência de lesões na pele e/ou efeitos estocásticos. Embora seja uma técnica altamente utilizada no Brasil, a quimioembolização não tem sido alvo de estudos dosimétricos. Este estudo apresenta os resultados da avaliação dosimétrica realizada na equipe médica e pacientes durante 109 procedimentos de quimioembolização hepática, realizados em seis serviços de hemodinâmica na cidade de Recife, Pernambuco. Os procedimentos foram realizados utilizando equipamentos de angiografia digital de diferentes fabricantes e tecnologias. A dosimetria dos pacientes foi caracterizada através das estimativas da máxima dose na pele (MDP), do produto kerma ar-área (P_{KA}) e do kerma ar de referência (Ka,r). A MDP foi estimada a partir da utilização de filmes radiocrômicos do tipo Gafchromic XR RV3. Para avaliar o risco de efeitos estocásticos, foi estimada a dose absorvida em órgãos a partir de simulações Monte Carlo utilizando fantasmas antropomórficos femininos e masculinos da serie FASH e MASH. Os resultados da dosimetria com filme radiocrômico mostraram valores da MDP variando de 180 a 5650 mGy; sendo que 40% dos pacientes apresentaram valores de dose na entrada da pele que ultrapassaram o limiar de dose para ocorrência de eritema transitório, que é de 2 Gy. O estudo das correlações entre a MDP, P_{KA} e Ka,r mostrou que o Ka,r pode ser utilizado para avaliar a possibilidade de ocorrência de reações tissulares na pele dos pacientes submetidos a procedimentos de quimioembolização. Os resultados das simulações mostraram que alguns órgãos internos dos pacientes podem receber doses entre 500 mGy e 1 Gy. A dosimetria ocupacional foi realizada utilizando dosímetros termoluminescentes e dispositivos eletrônicos pessoais distribuídos em varias regiões do corpo dos profissionais. Os resultados mostraram que, com apenas uma quimioembolização por semana, o médico principal pode ultrapassar o limite anual de 20 mSv para o cristalino quando não são utilizados dispositivos de radioproteção como óculos ou telas de acrílico plumbíferos. O valor mais alto de equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ por procedimento medido no corpo do médico principal foi 5135,3 μ Sv no pé esquerdo. A ausência da cortina plumbífera durante a realização dos procedimentos é uma explicação para os valores altos registrados. Os valores médios de dose efetiva por procedimento para o médico principal, médico auxiliar e anestesista numa das instituições acompanhadas foram: 13 μ Sv, 6,1 μ Sv e 13,7 μ Sv, respectivamente. Estes resultados mostram que os níveis de exposição recebidos pelo anestesista em procedimentos de quimioembolização podem ser superiores aos do médico principal. Os resultados da dosimetria ocupacional com dosímetros eletrônicos mostraram que estes dispositivos podem ser utilizados de forma complementar na estimativa da dose ocupacional no cristalino em procedimentos de quimioembolização hepática. Nas seis instituições avaliadas observou-se uma alta variabilidade nos valores de dose no paciente e equipe médica, devido, principalmente, ao desempenho dos equipamentos, complexidade dos procedimentos, características físicas dos pacientes e experiência dos médicos.

Palavras- chave: Quimioembolização hepática, máxima dose na pele, equivalente de dose pessoal, angiografia de subtração digital, proteção radiológica, dose absorvida.

ABSTRACT

Among interventional procedures, hepatic chemoembolization has been recognized as a complex procedure where high radiation doses to patients and medical staff are delivered. In some cases the patient has to endure several sessions to treat the same lesion, which increases even more the probability of skin injuries or stochastic effects. In Brazil, chemoembolization is widely used; however few dosimetric studies have been done so far. This study presents dosimetric results for medical staff and patients based on 109 hepatic chemoembolization procedures conducted in six hemodynamic departments in Recife, Pernambuco. The procedures were performed using digital angiography equipments from different manufacturers, using different technologies. Patient dosimetry comprised the measurement of the maximum skin dose (MSD), air kerma-area product (P_{KA}) and reference air kerma ($K_{a,r}$). The MSD was measured using radiochromic films of type Gafchromic XR RV3. To assess the risk of stochastic effects, organ absorbed doses were calculated by Monte Carlo simulations using female and male anthropometric phantoms of the FASH and MASH series. MSDs between 180 and 5650 mGy were found based on the radiochromic film measurements. 40% of the patients monitored with radiochromic films received MSDs above the 2 Gy threshold for transient skin erythema. The findings of this study showed that the $K_{a,r}$ can be used for risk estimates of tissue reactions in patients undergoing chemoembolization procedures. The Monte Carlo simulations showed that patients may receive organ doses between 500 mGy and 1 Gy. Occupational dosimetry was performed using thermoluminescent dosimeters and personal electronic devices distributed over various regions of the physician's body. The results showed that the main operator could reach the annual limit of 20 mSv for the equivalent dose in the lens of the eyes with just one procedure per week if the radiation shields such as the ceiling suspended screen and goggles are not used. The highest values of personal dose equivalent $H_p(d)$, measured in the body of the main operator was 5135.3 μ Sv in the left foot. Lack of table curtains explains the registered high values. Mean effective doses for the main operator, the auxiliary physician and the anesthesiologist in one of the institutions were 13 μ Sv, 6.1 μ Sv e 13.7 μ Sv, respectively. These results show that occupational doses received by the anesthesiologist in chemoembolization procedures may be higher than those received by the main operator. The results of the occupational dosimetry using electronic dosimeters showed that these devices can be used in a complementary way to estimate the occupational eye lens doses in hepatic chemoembolization procedures. High variability of radiation doses to patients and medical staff was observed among the six medical institutions, mainly because of the performance of X-ray equipments, complexity of the procedures, physical characteristics of the patients and the physician's experience.

Keywords: Hepatic chemoembolization, maximum skin dose, personal dose equivalent, digital subtraction angiography, radiological protection, absorbed dose.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação esquemática da quimioembolização hepática.....	21
Figura 2 - Arteriografia: a) do tronco celíaco; b) da artéria hepática; e c) microcateterismo superseletivo	22
Figura 3 - Ocorrência de alopecia em um paciente que se submeteu a uma embolização de malformação vascular cerebral.....	24
Figura 4 - Lesão na pele de um paciente submetido a sucessivas quimioembolizações	25
Figura 5 - Dosímetro OneDose testado para radiologia intervencionista.....	27
Figura 6 - Dependência da resposta do dosímetro OneDose com a tensão do tubo de raios X.....	27
Figura 7 - Composição do filme radiocrômico XR RV3.....	28
Figura 8 - Matriz de TLDs utilizada para monitorar a MDP em procedimentos de quimioembolização.....	29
Figura 9 - Tela de operação do software Dose Tracking System.....	31
Figura 10 - Posição do paciente respeito ao isocentro e ao PRI.....	32
Figura 11 - Câmara de ionização de placas paralelas utilizada para medição do P_{KA}	33
Figura 12 - Correlação entre o $K_{a,r}$ e a MDP em procedimentos de quimioembolização	40
Figura 13 - Correlação entre o P_{KA} e a MDP em procedimentos de quimioembolização.....	40
Figura 14 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil.....	41
Figura 15 - Distribuição da Radiação espalhada ao redor do médico intervencionista.....	42
Figura 16 - Catarata supcabsular posterior observada num cardiologista após 22 anos de trabalho	43
Figura 17 - Resultados da avaliação de diferentes algoritmos para estimativa de dose efetiva utilizando dois dosímetros.....	48
Figura 18 - Sistema DoseAware para monitoração individual em tempo real.....	50
Figura 19 - Dosímetro EYE D empregado na monitoração ocupacional do cristalino	51
Figura 20 - Dependência energética do dosímetro EYE D	52
Figura 21 - Determinação da dose no cristalino usando múltiplos dosímetros no fantoma antropomorfo Alderson Rando	53
Figura 22 - Arranjo de TLDs nas mãos de um radiologista para estudar a distribuição da dose ocupacional em procedimentos intervencionistas	55
Figura 23 - Localização de TLDs para monitoração ocupacional de extremidades.....	56

Figura 24 - Valores médios de $H_p(0,07)$ para diferentes procedimentos intervencionistas na Europa.....	57
Figura 25 - Acessórios de radioproteção acoplados ao equipamento de angiografia.....	58
Figura 26 - Distribuição da dose ocupacional nos membros inferiores em radiologia intervencionista.....	60
Figura 27 - Medidor de P_{KA} acoplado ao equipamento Toshiba DFP-2000A da instituição 1 (A) durante um procedimento de quimioembolização	63
Figura 28 - Medição da densidade de refletância no filme depois de utilizado nos procedimentos.....	64
Figura 29 - Fantomas antropomórficos MASH (a) e FASH (b).....	65
Figura 30 - Geometria de exposição empregada nas simulações	67
Figura 31 - Localização dos TLDs no corpo do médico	69
Figura 32 - Posicionamento do dosímetro eletrônico no corpo do médico	71
Figura 33 - Correlação entre P_{KA} , tempo de fluoroscopia e número de imagens de DSA em procedimentos de quimioembolização	78
Figura 34 - Distribuição dos valores do P_{KA} em procedimentos de quimioembolização em cada instituição e percentual de casos com valores acima de 300 Gy.cm^2	79
Figura 35 - Correlação entre o P_{KA} total e a massa corporal dos pacientes neste estudo.....	80
Figura 36 - Percentual do número de procedimentos realizados por médico.....	81
Figura 37 - Percentual de pacientes por valor de Ka,r neste estudo	83
Figura 38 - Distribuição dos valores da MDP em procedimentos de quimioembolização por instituição acompanhada.....	87
Figura 39 - Imagens dos campos de radiação utilizados nos procedimentos de quimioembolização com maiores valores de MDP nas instituições: a) 1(A); b) 2 (A); c) 3(A); d) 3 (B); e) 4 (A); e f) 5 (A), respectivamente	90
Figura 40 - Campos de radiação registrados com filmes radiocrômicos: a) no primeiro procedimento; b) no segundo procedimento; no paciente 6 (Instituição 6A).....	93
Figura 41 - Correlações entre MDP e P_{KA} em procedimentos de quimioembolização nas instituições acompanhadas	94
Figura 42 - Correlações entre a MDP e o Ka,r em procedimentos de quimioembolização nas instituições acompanhadas	95
Figura 43 - Imagem de uma arteriografia hepática com a) colimação inadequada e b) colimação adequada.....	99

Figura 44 - Distribuição dos valores de Hp(d): a) nos olhos; b) nas mãos; c) nos pés; e d) na tireoide e no tórax, no médico principal em procedimentos de quimioembolização neste estudo.....	101
Figura 45 - Posição do médico principal durante a realização do procedimento	102
Figura 46 - Taxa de radiação espalhada no médico em função da espessura do paciente	104
Figura 47 - Imagens mostrando a mão esquerda do médico no feixe primário em procedimentos acompanhados: a) na instituição 1 (A); e b) na instituição 2 (A)	105
Figura 48 - Uso inadequado da cortina plumbífera num procedimento na Instituição 3 (A).106	
Figura 49 - Valores médios de Hp(d) em varias regiões do médico principal, do médico auxiliar e do anestesista em procedimentos de quimioembolização na instituição 4.....	108
Figura 50 - Posições dos profissionais durante os procedimentos	109
Figura 51 - Valores médios e máximos de dose efetiva no médico principal em procedimentos de quimioembolização por instituição.....	109
Figura 52 - Valores médios e máximos de dose efetiva no médico principal e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização.....	111
Figura 53 - Posicionamento do anestesista ao lado do tubo de raios X.....	111
Figura 54 - Dose efetiva estimada a partir do algoritmo de von Boetticher em função da dose efetiva estimada utilizando o algoritmo recomendado pela Portaria 453.....	113
Figura 55 - Correlações entre os valores de Hp(10) na região do tórax e os valores de Hp (d) : a) no olho esquerdo; b) no olho direito; c) na mão esquerda; d) na mão direita; e) no pé esquerdo; f) no pé direito.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limiares de dose para ocorrência de lesões na pele e tempo para início do efeito .	23
Tabela 2 - Incertezas associadas às medidas da MDP com matrizes de TLDs em procedimentos de quimioembolização	29
Tabela 3 - Valores médios (mínimo-máximo) de MDP reportados na literatura em procedimentos de quimioembolização hepática	31
Tabela 4 - Valores de $K_{a,r}$ reportados na literatura para procedimentos de quimioembolização hepática	33
Tabela 5 - Valores médios (mínimo-máximo) de P_{KA} e TF reportados na literatura nos procedimentos de quimioembolização hepática	34
Tabela 6 - Dose absorvida (Gy) para os cinco órgãos com a dose média mais alta em procedimentos de quimioembolização	36
Tabela 7 - Valores de P_{KA} e dose efetiva (E) reportados na literatura para vários procedimentos intervencionistas	36
Tabela 8 - Valores de NRDs para procedimentos de quimioembolização encontrados na literatura	38
Tabela 9 - Níveis de notificação e de alerta para procedimentos intervencionistas	39
Tabela 10 - Valores de dose efetiva anual (mSv) em quimioembolização e em outros procedimentos intervencionistas utilizando vários algoritmos matemáticos	49
Tabela 11 - Valores médios de $H_p(0,07)$ em extremidades em vários procedimentos intervencionistas	57
Tabela 12 - Equipamentos de angiografia instalados nas instituições avaliadas	61
Tabela 13 - Massas corporais e estaturas dos fantasmas antropomórficos FASH e MASH utilizados neste estudo	66
Tabela 14 - Qualidades de radiação dos feixes de raios X utilizadas nas simulações	67
Tabela 15 - Distribuição do número de pacientes por Instituição neste estudo	72
Tabela 16 - Valores médios e desvio padrão para os dados de idade, massa, estatura e IMC dos pacientes neste estudo	73
Tabela 17 - Percentual de pacientes por grau de obesidade, segundo classificação da OMS ..	73
Tabela 18 - Dados dos pacientes neste estudo e encontrados na literatura	74
Tabela 19 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação para os modos de fluoroscopia e DSA em procedimentos de quimioembolização	75

Tabela 20 - Valores médios dos parâmetros de irradiação para os diferentes protocolos de aquisição de imagens em cada instituição avaliada.....	76
Tabela 21 - Valores médios, mínimos e máximos do número de imagens, tempo de fluoroscopia e P_{KA} total e por modo de operação neste estudo.....	77
Tabela 22 - Dados dos procedimentos com altos valores de P_{KA} nas instituições 1 e 3	79
Tabela 23 - Número de médicos por instituição neste estudo	81
Tabela 24 - Valores médios, mínimos e máximos de Ka,r em procedimentos de quimioembolização por instituição avaliada	82
Tabela 25 - Comparação da variação dos parâmetros dosimétricos por grau de treinamento do médico executor do procedimento.....	83
Tabela 26 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de quimioembolização neste estudo e na literatura	84
Tabela 27 - NRDs para procedimentos de quimioembolização encontrados na literatura comparados com os valores médios dos parâmetros dosimétricos neste estudo.....	85
Tabela 28 - Distribuição de pacientes monitorados com filme radiocrômico.....	86
Tabela 29 - Relação entre a MDP e dados (valores médios) referentes ao paciente, ao equipamento e aos parâmetros dosimétricos em cada instituição	88
Tabela 30 - Percentuais das projeções e magnificações utilizadas nos procedimentos de quimioembolização neste estudo	89
Tabela 31 - Dados dos pacientes e dos parâmetros dosimétricos nos procedimentos com maiores valores de MDP neste estudo.....	89
Tabela 32 - Dados dos pacientes que repetiram quimioembolizações	92
Tabela 33 - Valores médios, mínimos e máximos da MDP neste estudo e na literatura	93
Tabela 34 - Níveis de alerta em termos de Ka,r e P_{KA} correspondentes a valores da MDP superiores a 2 Gy em procedimentos de quimioembolização neste estudo.....	96
Tabela 35 - Dados referentes aos pacientes, parâmetros dosimétricos e fantomas nos 12 procedimentos na instituição 2 (A).....	97
Tabela 36 - Dados referentes aos pacientes, parâmetros dosimétricos e fantomas nos 8 procedimentos na instituição 3 (A).....	97
Tabela 37 - Órgãos com as maiores doses absorvidas médias (Gy) em procedimentos de quimioembolização em projeção PA nas Instituições 2 (A) e 3 (A)	98
Tabela 38 - Número de profissionais monitorados por instituição e percentual de uso de elementos de radioproteção durante os procedimentos	100
Tabela 39 - Valores médios e máximos de $H_p(d)$ em várias regiões do médico principal	103

Tabela 40 - Equivalente de dose pessoal em varias regiões do médico principal em procedimentos de quimioembolização na literatura e neste estudo.....	107
Tabela 41 - Valores máximos de dose efetiva em cada instituição	110
Tabela 42 - Valores de dose efetiva no médico anestesista na literatura e neste estudo utilizando o algoritmo de von Boetticher	112
Tabela 43 - Valores médios, mínimos, máximos e coeficiente de variação de dose efetiva estimada a partir de um e dois dosímetros em procedimentos de quimioembolização..	112

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> - Associação Americana de Físicos em Medicina
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BCLC	Barcelona Clinic Liver Cancer
BSS	Basic Safety Standards – Normas Básicas de Segurança
CC	Coeficiente de conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CHC	Carcinoma hepatocelular
CIRSE	<i>Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe</i> - Sociedade de Radiologia Cardiovascular e Intervencionista da Europa
CSR	Camada semi - redutora
CV	Coeficiente de variação
DEN	Departamento de Energia Nuclear
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DFD	Distância foco - detector
DSA	Digital Subtraction Angiography – Angiografia de Subtração Digital
E	Dose efetiva
FASH	Female Adult mesh
FOV	Field of view – Magnificação
GDOSE	Sistema de Gerência de Dose Ocupacional Externa
Hp(d)	Personal dose equivalent - Equivalente de dose pessoal
IAEA	International Atomic Energy Agency – Agencia Internacional de Energia Atômica
ICRP	<i>International 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
IMC	Índice de massa corpórea
ISP	International Specialty Products, Inc.

Ka,e	Entrance surface air kerma – Kerma ar na superfície de entrada
Ka,i	Incident air kerma – kerma ar incidente
Ka,r	Reference air kerma – Kerma ar de referência
LET	Linear energy transfer - Transferencia linear de energia
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
MASH	Male Adult mesh
MDP	Máxima dose na pele
MOSFET	Metal-oxide-semiconductor Field-effect transistor
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> - Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
NRDs	Níveis de referência de dose
OMS	Organização Mundial da Saúde
ORAMED	Optimisation of Radiation Protection of Medical Staff
P_{KA}	Produto kerma ar-área
PMMA	Polimetil-metacrilato (acrílico)
PRI	Ponto de referência intervencionista
SOLACI	Congresso Latino-americano de Cardiologia Intervencionista
TF	Tempo de fluoroscopia
TLDs	Dosímetros termoluminescentes
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on The Effects of Atomic Radiation – Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações Ionizantes
VHB	Vírus da hepatite B
VHC	Vírus da hepatite C

Sumário

1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Carcinoma hepatocelular e abordagem terapêutica	20
2.2 Quimioembolização hepática.....	21
2.3 Riscos biológicos em radiologia intervencionista.....	23
2.4 Dosimetria de pacientes	26
2.4.1 Estimativa da máxima dose na pele (MDP)	26
2.4.2 Estimativa da dose em órgãos	35
2.4.3 Otimização da proteção radiológica	37
2.5 Exposição ocupacional em radiologia intervencionista.....	41
2.6 Dosimetria ocupacional e proteção radiológica	45
2.6.1 Métodos de dosimetria individual de corpo inteiro	46
2.6.2 Métodos de dosimetria individual do cristalino	51
2.6.3 Métodos de dosimetria individual de extremidades	54
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	61
3.1 Dosimetria de pacientes	62
3.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$	62
3.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico.....	63
3.1.3 Estimativa da dose em órgãos	64
3.2 Dosimetria ocupacional.....	68
3.2.1 Dosimetria com TLDs	68
3.2.2 Dosimetria com dispositivos eletrônicos pessoais	70
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	72
4.1 Dosimetria de pacientes	74
4.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$	74
4.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico.....	86
4.1.3 Estimativa da dose em órgãos	96
4.2 Dosimetria ocupacional.....	100
4.2.1 Dosimetria com TLDs	101

4.2.2 Dosimetria com dispositivos eletrônicos pessoais	112
5. CONCLUSÕES	116
REFERÊNCIAS	118
APÊNDICE A: COMPONENTES DA CADEIA DE IMAGEM EM EQUIPAMENTOS DE ANGIOGRAFIA.....	130
APÊNDICE B: TESTES REALIZADOS NOS EQUIPAMENTOS DE ANGIOGRAFIA.....	137
APÊNDICE C: FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS	150
APÊNDICE D: OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DOS ANGIÓGRAFOS SIEMENS ARTIS ZEE/ZEEGO, PHILIPS ALLURA XPER FD 20 E TOSHIBA DFP-2000A.....	151
APÊNDICE E: PROCEDIMENTO PARA A OBTENÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO DO FILME RADIOCRÔMICO XR RV3	154
APÊNDICE F: COEFICIENTES DE CONVERSÃO DA DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E TECIDOS E O P_{KA} EM PROCEDIMENTOS DE QUIMOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA	156
APÊNDICE G: CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS TLDS EM TERMOS DE GRANDEZAS OPERACIONAIS $H_p(d)$.....	170

1. INTRODUÇÃO

Aplicações médicas representam a maior fonte de exposição do ser humano às radiações ionizantes devido às fontes de radiação não natural (UNSCEAR, 2008). Dentre as diversas aplicações médicas das radiações destacam-se os procedimentos intervencionistas, que têm sido largamente utilizados para diagnóstico e, principalmente, com finalidade terapêutica, na tentativa de evitar que o paciente seja submetido a um procedimento de maior risco, como uma cirurgia. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) por meio da publicação 85 (ICRP, 2000) define os procedimentos intervencionistas guiados fluoroscopicamente como aqueles procedimentos diagnósticos ou terapêuticos realizados por via percutânea ou outros acessos, com anestesia geral ou sedação, utilizando imagens de fluoroscopia para localizar / tratar a lesão, monitorar o procedimento e controlar e documentar a terapia. Este tipo de procedimento tem mostrado ser uma alternativa aos procedimentos cirúrgicos, uma vez que requerem pequenas incisões no paciente, reduzem substancialmente o risco de infecção e permitem uma redução do tempo de recuperação. Devido às suas vantagens, a frequência destes procedimentos tem aumentado consideravelmente nos últimos 20 anos (NCRP, 2010). No Brasil, segundo dados do Sistema Único de Saúde (SUS), entre os períodos de 1995 e 2001, houve um incremento de 77,6% na frequência de procedimentos intervencionistas, sendo que, em 2007, foram realizados 49729 procedimentos. No mesmo período, o incremento na realização de procedimentos intervencionistas no estado de Pernambuco foi de 111,4% (DATASUS, 2008).

No entanto, apesar dos seus benefícios, estes procedimentos geralmente expõem os pacientes a doses de radiação mais altas que no radiodiagnóstico convencional (UNSCEAR, 2008). Estudos têm mostrado que vários procedimentos, por sua complexidade e elevado tempo de fluoroscopia, resultam em doses absorvidas acima do limiar dos efeitos nos tecidos, ocasionando danos na pele dos pacientes (BALTER e MILLER, 2014). Além disso, nesses procedimentos, o médico também está sujeito a uma elevada dose de radiação devido a sua proximidade com o paciente e o tubo de raios X. A exposição do médico principal e da equipe deve-se principalmente a radiação espalhada, que depende de fatores tais como: características e geometria do equipamento, complexidade do procedimento, características físicas do paciente e tempo de execução do exame. Embora as doses absorvidas nos profissionais sejam menores que as doses recebidas pelos pacientes, a dose acumulada ao longo da carreira do médico pode ser substancial (KIM et al., 2012).

Estudos clínicos têm sugerido a possível ocorrência de catarata relacionada à radiação em médicos que realizam procedimentos intervencionistas (CIRAJ-BJELAC et al., 2010; VAÑÓ et al., 2013). Baseada em estudos epidemiológicos, a ICRP recomendou reduzir o limite anual de dose ocupacional para o cristalino de 150 mSv para 20 mSv (ICRP, 2012). Esta redução mostra a importância de estudos dosimétricos no cristalino, especialmente nos casos onde os médicos não utilizam barreiras de proteção.

A monitoração da dose nos pacientes e na equipe médica em procedimentos intervencionistas tem como propósito avaliar o risco decorrente da exposição à radiação e verificar as condições de proteção radiológica implementadas nos serviços de hemodinâmica, possibilitando a comparação entre instituições.

Dentre os diversos procedimentos intervencionistas, a quimioembolização hepática (QH) tem se destacado por ser de alta complexidade e resultar em altas doses de radiação aos pacientes e à equipe médica (IAEA, 2010). Em alguns casos o paciente requer várias sessões de QH para tratar a mesma patologia, o que aumenta a probabilidade de ocorrência de lesões na pele e/ou efeitos estocásticos. No Brasil, tem sido reportados resultados dos valores de exposição à radiação em pacientes e na equipe médica em procedimentos cardíacos e na área de neurorradiologia (SOUZA; SOARES, 2008; SILVA, 2011; LUNELLI, 2012). Embora seja uma técnica altamente utilizada no Brasil, a QH não tem sido alvo de estudos dosimétricos.

Neste sentido, é objetivo deste trabalho avaliar as doses de radiação no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de quimioembolização hepática, realizados na cidade de Recife, bem como avaliar os procedimentos de proteção radiológica adotados nestes exames.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Carcinoma hepatocelular e abordagem terapêutica

Carcinoma hepatocelular (CHC) é a neoplasia maligna mais comum do fígado, a sexta mais frequente e a terceira causa de morte no mundo devido a câncer (RAOUL et al., 2011). Os principais fatores de risco para o CHC incluem a infecção pelos vírus da hepatite B (VHB) e C (VHC) e às doenças hepáticas derivadas do consumo de álcool. Carrilho et al. (2010), avaliando os fatores epidemiológicos dos pacientes com CHC no Brasil, mostraram que 98% dos pacientes eram cirróticos e que o VHC foi a etiologia mais frequente da hepatopatia crônica (54%), seguida do VHB (16%) e do álcool (14%).

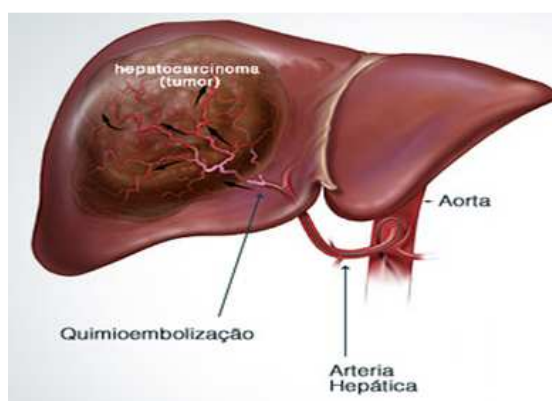
Segundo o sistema de estadiamento do Barcelona Clinic Liver Cancer (*BCLC*), o CHC em estágio inicial pode ser tratado com cirurgia, transplante de fígado, ou procedimentos percutâneos. Porém, grande parte dos pacientes são diagnosticados nos estágios intermediário e avançado da classificação do *BCLC*, para os quais são reservados os tratamentos paliativos, em que se destacam a infusão de quimioterapia intra-arterial (IQ), a quimioembolização hepática (QH) e a radioembolização com o uso de ítrio 90 (RE).

Kooby et al. (2010) avaliaram 27 pacientes com CHC irresssecável tratados com quimioembolização e radioembolização. Os autores concluíram que estas terapias fornecem eficácias e toxicidades similares, mas a radioembolização torna-se inviável devido a seus altos custos. A infusão com quimioterapia produz uma menor porcentagem de necrose em tumores com diâmetro maior a 3 cm quando comparada com a quimioembolização hepática (BROWN et al., 2012). Assim, a quimioembolização hepática tem mostrado ser um tratamento paliativo que pode beneficiar pacientes com carcinoma hepatocelular inelegíveis para o tratamento curativo, em termos de sobrevivência. A seguir, discutiremos a técnica de quimioembolização hepática.

2.2 Quimioembolização hepática

A técnica de quimioembolização usando drogas anticancerígenas foi primeiramente introduzida em 1977 por Yamada e colaboradores (1983), que explorou o suprimento arterial do CHC para a administração de terapia antitumoral. Os autores publicaram os primeiros resultados em uma coorte de 120 pacientes. A técnica é baseada na injeção de um agente quimioterápico na artéria hepática nutridora do tumor, seguida da sua embolização. A QH tira partido da dupla vascularização hepática, arterial (25%) e portal (75%), e da vascularização preferencialmente arterial (80%) dos hepatocarcinomas. A embolização produz o fechamento do vaso nutridor permitindo que a droga fique concentrada no tumor por um tempo maior, além de levar parte do tumor à morte por isquemia. A Figura 1 mostra o esquema representativo do procedimento de QH.

Figura 1 - Representação esquemática da quimioembolização hepática

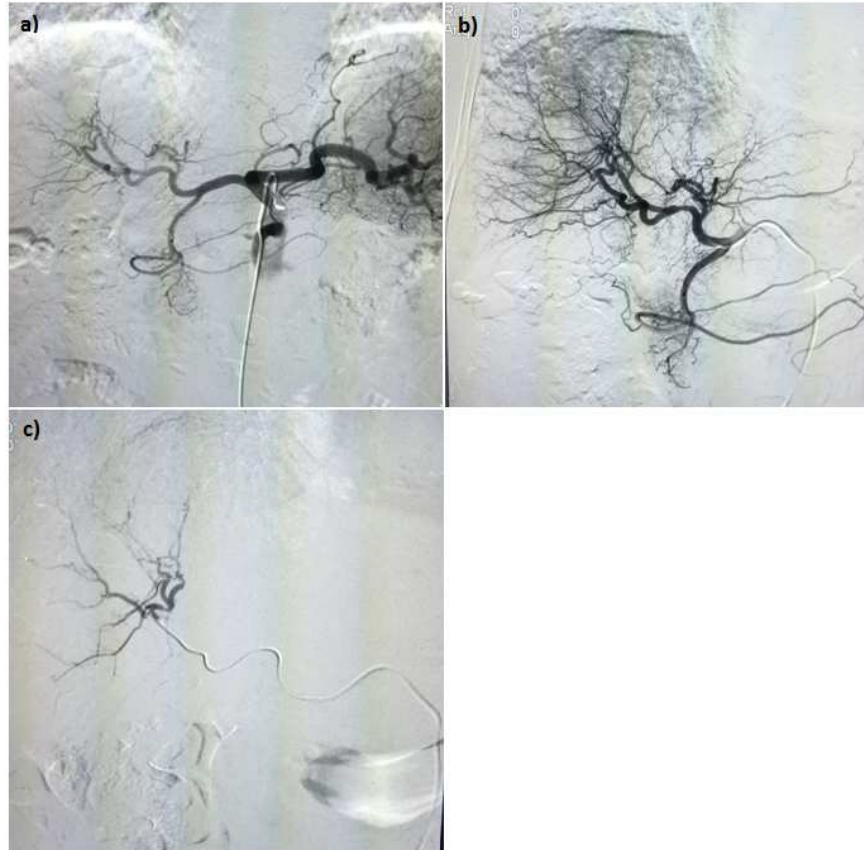


Fonte: Elkis (2013)

Para a realização do exame, é introduzido um cateter através da artéria femoral comum direita do paciente sob orientação fluoroscópica. Após a introdução do cateter, é realizado um estudo diagnóstico das artérias mesentérica superior, tronco celíaco e hepática comum, utilizando a técnica da angiografia de subtração digital (DSA) para identificar os ramos nutridores do tumor. Posteriormente, é realizado um microcateterismo seletivo do ramo nutridor tumoral. Quando o cateter atinge o vaso nutridor, uma mistura de microesferas carregadas com o quimioterápico e agente de contraste iodado é injetada sob controle fluoroscópico. A Figura 2 mostra imagens sequenciais do estudo angiográfico: a) da artéria do tronco celíaco para demonstração da artéria hepática e seus ramos; b) da artéria hepática com

desenho de toda a anatomia arterial e identificação dos ramos tumorais; e c) microcateterismo superselctivo do ramo nutridor tumoral.

Figura 2 - Arteriografia: a) do tronco celíaco; b) da artéria hepática; e c) microcateterismo superselctivo



Fonte: Autoria própria

Diversas variações desta técnica têm sido demonstradas em todo o mundo, de modo que não há nenhum protocolo padrão adotado na maioria das Instituições (LEWANDOWSKI et al., 2011). A escolha do agente embolizante, bem como do tipo de agente antineoplásico, e os intervalos de pós-tratamento variam para cada paciente e instituição.

Os componentes da cadeia de imagem dos sistemas de angiografia utilizados nos procedimentos de quimioembolização serão descritos no APÊNDICE A.

2.3 Riscos biológicos em radiologia intervencionista

Os efeitos biológicos associados à exposição à radiação são classificados como efeitos estocásticos e reações tissulares. Os efeitos estocásticos são alterações que surgem em células normais, sendo os principais o câncer e o efeito hereditário. Estes efeitos são tardios e a gravidade do efeito não depende da dose absorvida, mas a probabilidade de sua ocorrência aumenta com a dose. Estudos epidemiológicos têm mostrado evidências de indução de câncer devido à radiação para doses acima de 100 mSv (ICRP, 2007).

As reações tissulares resultam de doses altas e somente surgem acima de um limiar de dose cujo valor depende do tipo de radiação e do tecido irradiado. Acima do limiar a severidade ou gravidade da lesão aumenta com a dose. Estas reações afetam principalmente os folículos pilosos, a pele, os tecidos subcutâneos e o cristalino (NCRP, 2010). Na radiologia intervencionista o feixe de radiação é posicionado numa região específica da pele do paciente durante longos períodos de tempo. A dose total recebida nessa área da pele pode ser suficiente para produzir efeitos moderados, como eritema transitório ou lesões graves (descamação e necrose dérmica). A manifestação e severidade destas lesões são influenciadas por fatores que incluem tabagismo, obesidade e diferenças étnicas na coloração da pele, bem como, o intervalo de tempo entre exposições decorrentes de vários procedimentos e a zona da pele irradiada (BALTER et al., 2010). Os limiares de dose absorvida para vários tipos de lesões na pele estão resumidos na Tabela 1.

Tabela 1 - Limiares de dose para ocorrência de lesões na pele e tempo para início do efeito

Efeito	Dose (Gy)	Começo do efeito
Eritema transitório	2	Horas
Eritema principal	6	~10 dias
Depilação temporária	3	~3 semanas
Depilação permanente	7	~3 semanas
Escamação seca	14	~4 semanas
Escamação úmida	18	~4 semanas
Ulceração secundária	24	> 6 semanas
Eritema tardio	15	~8-10 semanas
Necrose isquêmica dérmica	18	> 10 semanas
Atrofia dérmica (1ª fase)	10	> 12 semanas
Atrofia dérmica (2ª fase)	10	> 1 ano
Telangiectasia	10	> 1 ano
Necrose dérmica tardia	>12	> 1 ano
Câncer de pele	Nc	> 5 anos

Nc = Não conhecida

Fonte: Adaptado de KOENIG et al., 2001

Relatos de lesões na pele em pacientes submetidos a procedimentos intervencionistas têm sido reportados em vários trabalhos. Lunelli (2012) reportou um caso de alopecia em um paciente adulto (Figura 3) submetido a uma embolização de malformação vascular cerebral em um hospital de Recife. A dose absorvida máxima na pele do paciente foi estimada em 5217 mGy. O autor não reportou o tempo de aparecimento da lesão após o procedimento.

Figura 3 - Ocorrência de alopecia em um paciente que se submeteu a uma embolização de malformação vascular cerebral



Fonte: LUNELLI (2012)

Dentre os diversos procedimentos intervencionistas com fins terapêuticos, a quimioembolização hepática tem-se destacado por ser de alta complexidade e entregar altas doses de radiação aos pacientes (IAEA, 2010; BALTER et al., 2014). Nestes procedimentos, alguns pacientes requerem várias sessões para tratar a mesma lesão. Isto pode levar à ocorrência de lesões cutâneas radioinduzidas usualmente na região média das costas ou na região subescapular direita. Ukisu et al. (2009) reportaram uma lesão na pele de um paciente submetido a quatro quimioembolizações entre julho de 1998 e janeiro de 1999. A dose de radiação total na pele foi estimada em 10,95 Gy. Após 10 dias da última quimioembolização o paciente desenvolveu eritema com hiperpigmentação na pele. A Figura 4 mostra a imagem da lesão na pele do paciente.

Figura 4 - Lesão na pele de um paciente submetido a sucessivas quimioembolizações



Fonte: Adaptado de UKISU et al., 2009

Recentemente, a ICRP, baseada em evidências epidemiológicas e em informações científicas sobre efeitos decorrentes da exposição à radiação de baixo LET (*linear energy transfer*), sugeriu que, para algumas reações tissulares, os limiares de dose absorvida podem ser iguais ou menores que os recomendados anteriormente (ICRP, 2012). Assim, os limiares de dose absorvida para catarata e doenças circulatórias no coração e no cérebro são agora considerados em 0,5 Gy para exposições únicas ou fracionadas. Vañó et al. (2015), em estudo retrospectivo avaliando as doses absorvidas em órgãos de pacientes em procedimentos de cardiologia e neurorradiologia intervencionista, encontraram que as doses absorvidas nos olhos, no coração e no cérebro podem ultrapassar o limiar para ocorrência de catarata e doenças circulatórias, especialmente nos procedimentos de maior complexidade. No entanto, a ICRP reconhece a falta de estudos avaliando o risco para ocorrência de efeitos tissulares decorrentes de outros procedimentos intervencionistas de alta complexidade (ICRP, 2012). Por esta razão, organizações internacionais como a Organização Mundial de Saúde (OMS) e a ICRP consideram que é importante a avaliação dos riscos da radiação, a eficácia e o comprometimento com as técnicas de redução de dose em radiologia intervencionista. Para isso, a dosimetria do paciente deve ser realizada e reportada para cada tipo de procedimento com o objetivo de avaliar os riscos decorrentes da exposição à radiação e também para estabelecer níveis de referência, como parte do processo de otimização da proteção radiológica.

2.4 Dosimetria de pacientes

Os métodos dosimétricos utilizados para a monitoração e estimativa das doses de radiação recebidas pelos pacientes durante procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia são divididos em duas categorias: dosimetria para avaliar o potencial de reações tissulares (estimativa da máxima dose na pele) e estimativa da dose absorvida em órgãos para avaliação dos efeitos estocásticos associados com o risco de indução de câncer.

2.4.1 Estimativa da máxima dose na pele (MDP)

A pele do paciente é a região que está sob maior risco em procedimentos intervencionistas, especialmente em procedimentos terapêuticos de alta complexidade, ou quando o paciente é submetido a várias sessões para tratar a mesma lesão. Por essa razão, a dose absorvida na superfície da pele na região mais irradiada (MDP) é a principal grandeza a ser determinada em radiologia intervencionista (ICRU, 2005).

A MDP pode ser estimada de forma direta utilizando diferentes tipos de dosímetros (termoluminescentes, semicondutores ou filmes radiocrômicos) na entrada da pele do paciente ou de forma indireta, a partir de grandezas dosimétricas calculadas e apresentadas pelos equipamentos de angiografia (ICRP, 2000; ICRU, 2005; BALTER, 2006).

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 do número atômico efetivo (Z_{efetivo}) aproximadamente equivalente ao tecido humano (KOSUNEN et al., 2006). No entanto, por tratar-se de dosímetros pontuais, os TLDs apresentam algumas desvantagens na determinação da MDP em procedimentos intervencionistas, uma vez que as posições previamente escolhidas para posicionamento dos dosímetros nem sempre coincidem com a região mais irradiada e a distribuição da dose na pele do paciente não é registrada de forma total (BALTER, 2006). Isso pode ser determinante em procedimentos intervencionistas complexos, onde o feixe de radiação sofre variações devido ao uso de múltiplas angulações do sistema de fluoroscopia e diferentes tamanhos do campo de radiação.

Outro método para estimar de forma direta a dose na pele envolve o uso de detectores do tipo MOSFET (*Metal-oxide-semiconductor Field-effect transistor*). Este tipo de semicondutor tem a vantagem de proporcionar uma leitura dinâmica da dose na pele que se acumula durante o exame. Chida et al. (2009) avaliaram o desempenho de um dosímetro

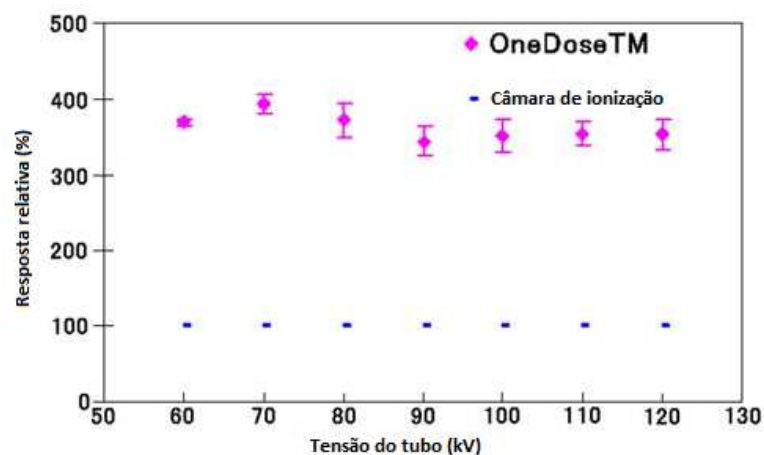
MOSFET do modelo OneDose (Figura 5), utilizado em radioterapia, para dosimetria de pacientes em radiologia intervencionista. A dependência energética e angular do dosímetro foi avaliada para as energias típicas encontradas em radiologia intervencionista, e foi comparada com a resposta obtida com uma câmara de ionização com rastreabilidade para padrões primários. Os resultados mostraram que a resposta do MOSFET é quase constante para energias entre 60 kV e 120 kV (Figura 6). Embora o dosímetro não forneça uma leitura em tempo real, ele pode ser utilizado para estimar a dose no paciente em procedimentos intervencionistas (CHIDA et al., 2009).

Figura 5 - Dosímetro OneDose testado para radiologia intervencionista



Fonte: Adaptado de CHIDA et al., 2009

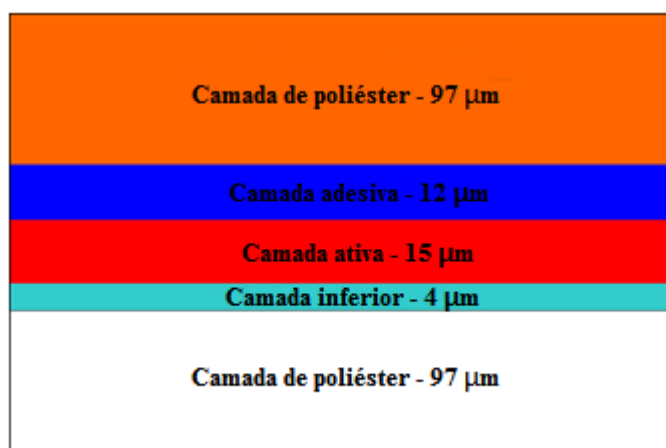
Figura 6 - Dependência da resposta do dosímetro OneDose com a tensão do tubo de raios X



Fonte: Adaptado de CHIDA et al., 2009

Uma maneira prática de obter não só a localização da MDP, mas também a distribuição da dose na pele do paciente é a partir de filmes radiocrômicos. Esses filmes mudam sua cor após irradiados e não necessitam de revelação química. A mudança de cor é iniciada por alterações químicas produzidas pela transferência de energia de fótons ou partículas carregadas para o material monomérico da camada ativa do filme (DEVIC, 2011). A dose na pele pode ser estimada qualitativamente pela comparação do grau de escurecimento do filme com uma fita de referência fornecida pelo fabricante, com uma precisão de $\pm 25\%$ (ISP, 2009). Para se obter medidas mais precisas da MDP são utilizados scanners digitais de alta resolução ou densitômetros de refletância óptica. O filme Gafchromic XR-RV3 fabricado pela International Specialty Products (ISP, Wayne, NJ, USA) é o filme radiocrômico mais utilizado para monitorar a MDP de pacientes durante procedimentos intervencionistas (DABIN et al., 2015). As principais características destes filmes incluem: sensibilidade para ampla faixa de energias (30 keV a 30 MeV) e doses (0,01 a 30 Gy); baixa dependência com a taxa de dose ($< 3\%$); número atômico efetivo próximo ao tecido humano ($Z_{\text{efetivo}} = 7,3$) e um rápido processo de polimerização após irradiação. Esses filmes são fabricados em folhas de 35,6 cm x 43,2 cm e cada lote apresenta características de sensibilidade específicas. A composição do filme XR RV3 é apresentada na Figura 7.

Figura 7 - Composição do filme radiocrômico XR RV3



Fonte: adaptado de McCABE et al., 2012

De acordo com avaliações de Farah et al. (2015), a incerteza total associada às medidas da MDP com o filme XR RV3 em radiologia intervencionista pode ser estimada em cerca de 20% ($k=1,00$). Esta incerteza pode ser reduzida para 5% tendo em vista os erros associados

com o processo de calibração, leitura e fatores de preservação do filme, ou pode aumentar para 40% quando estes fatores não são considerados.

Mais recentemente, Dabin et al. (2015) investigaram as incertezas associadas na estimativa da MDP com matrizes de TLDs em procedimentos de quimioembolização hepática. Para isso, foram realizadas medidas da MDP em 50 pacientes utilizando matrizes de TLD-100 com diferentes intervalos de espaçamento entre detectores. Adicionalmente, foram utilizados filmes radiocrômicos do tipo XR RV3 para validar as medidas obtidas com as matrizes. A Figura 8 ilustra uma matriz de TLDs utilizada em procedimentos de quimioembolização hepática.

Figura 8 - Matriz de TLDs utilizada para monitorar a MDP em procedimentos de quimioembolização



Fonte: Adaptado de DABIN et al., 2015

Os resultados das incertezas associadas às medidas da MDP com matrizes de TLDs de diferentes intervalos de espaçamento, realizadas por Dabin et al. (2015) estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Incertezas associadas às medidas da MDP com matrizes de TLDs em procedimentos de quimioembolização

Matriz	Espaçamento dos TLDs (cm)	Número de TLDs	$\frac{MDP_{TLDs}}{MDP_{Filme}}$	Incerteza Combinada (%)
1	1,4	792	0,97	5,0
2	2,8	198	0,94	7,0
3	4,2	84	0,91	9,0
4	5,6	40	0,86	13,0
5	7,0	24	0,80	16,0

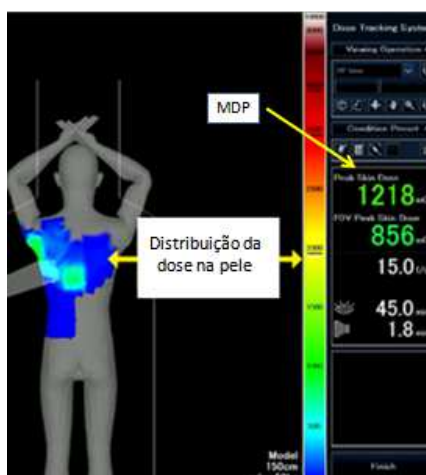
Fonte: Adaptado de DABIN et al., 2015

Apesar das incertezas associadas à medida da MDP com matrizes de TLDs estarem na ordem das obtidas com filmes radiocrômicos, a baixa resolução espacial destes arranjos pode subestimar a dose na pele, especialmente nos casos em que ocorrem superposições do campo de radiação. Além disso, o aumento no número de detectores na matriz torna o método pouco prático na rotina clínica. Por essa razão, a dosimetria com matrizes de TLDs é mais utilizada para propósitos de pesquisa e para realizar comparações com outros métodos dosimétricos.

Os métodos descritos aqui para monitorar a dose no paciente são importantes para a proteção do paciente, mas não são eficientes em prevenir a ocorrência de altas doses que poderiam causar lesões na pele durante a realização dos procedimentos. Por essa razão, diversos softwares têm sido desenvolvidos com o propósito de fornecer em tempo real um mapeamento da dose na pele (KOSUNEN et al., 2006). Em 2001, a Siemens lançou ao mercado o sistema CareGraph. Esse sistema fornecia os valores de taxa de dose, dose acumulada e o mapeamento da distribuição da dose na pele do paciente em tempo real, baseado em modelos matemáticos que combinavam dados da taxa de kerma ar na entrada da pele do paciente, informações da variação do feixe de raios X fornecidas pelo equipamento e informações anatômicas do paciente. Apesar de ter-se mostrado uma ferramenta útil de dosimetria em tempo real, o CareGraph apresentava a limitação de utilizar um só modelo para representar o paciente adulto de referência e foi retirado do mercado em 2005 (BORDIER et al., 2015).

Recentemente, o fabricante de equipamentos médicos Toshiba, em parceria com a Universidade de Buffalo (EUA), desenvolveu e testou um software (Dose Tracking System) para o monitoramento e estimativa da dose na pele em tempo real, que utiliza diferentes modelos computacionais de pacientes baseados na tecnologia de digitalização 3D (RANA et al., 2013). Para o cálculo e a distribuição da dose na pele do paciente, o sistema leva em consideração a variação dos parâmetros geométricos e de irradiação do equipamento, bem como os fatores de atenuação e espalhamento produzidos pela mesa/colchão de exames. Com a seleção apropriada do modelo computacional em função dos dados anatômicos do paciente, a incerteza na medição da dose na pele usando esse sistema é de $\pm 20\%$. A Figura 9 ilustra os dados da distribuição da dose na pele e a MDP calculados e apresentados pelo software Dose Tracking System.

Figura 9 - Tela de operação do software Dose Tracking System



Fonte: Adaptado de Toshiba (2014)

A Tabela 3 apresenta valores de máxima dose na pele reportados na literatura em procedimentos de quimioembolização, avaliados utilizando diferentes métodos dosimétricos.

Tabela 3 - Valores médios (mínimo-máximo) de MDP reportados na literatura em procedimentos de quimioembolização hepática

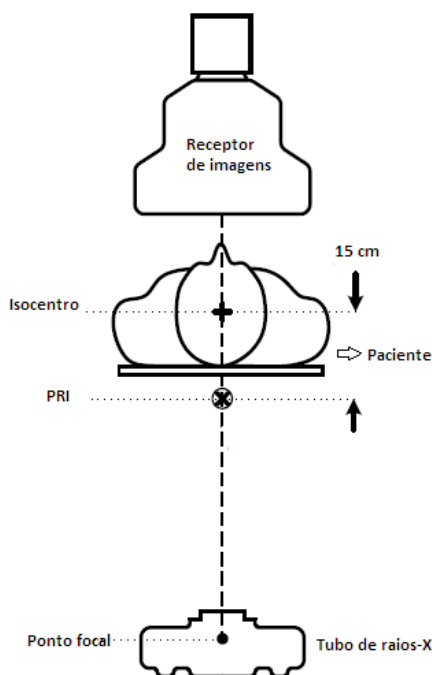
Autores	Método dosimétrico	MDP (mGy)
Miller et al. (2003)	CareGraph; Siemens	1380 (72-5471)
Trianni et al. (2009)	Filme radiocrômico	1344 (343-4135)
Struelens et al. (2014)	TLDs (LiF:Mg, Ti)	2140 (141-4676)

Os métodos de dosimetria indireta fornecem um valor aproximado da dose na pele do paciente durante os procedimentos, com base na medida de grandezas dosimétricas em um ponto específico relativo ao gantry dos equipamentos de angiografia, ou a partir de cálculos baseados nos parâmetros geométricos e de irradiação dos equipamentos angiográficos. Os parâmetros dosimétricos medidos nestes métodos incluem: kerma ar de referência ($K_{a,r}$), produto kerma ar-área (P_{KA}) e tempo de fluoroscopia (TF).

O kerma ar de referência ($K_{a,r}$) foi introduzido pela primeira vez no ano 2000 pela Comissão Internacional de Eletrotécnica (IEC) e é definido como o kerma ar acumulado, sem

retroespalhamento, no ponto de referência intervencionista (PRI), que nominalmente representa a superfície da entrada da pele do paciente (IEC, 2000). Para equipamentos de angiografia que atendem aos requerimentos da IEC, o PRI encontra-se sobre o eixo central do feixe de raios X, a 15 cm do isocentro na direção do ponto focal do tubo de raios X (Figura 10).

Figura 10 - Posição do paciente respeito ao isocentro e ao PRI



Fonte: Adaptado de ARBIQUE et al., 2014

A leitura do $K_{a,r}$ nem sempre representará o kerma ar incidente ($K_{a,i}$) no paciente. Durante a execução de alguns procedimentos intervencionistas, o feixe de raios X é movimentado periodicamente em relação ao paciente e, então, projetado a diferentes áreas da pele. Uma vez que o PRI é definido em relação ao equipamento, a sua localização pode estar na superfície, dentro ou fora do paciente e a estimativa da MDP a partir do $K_{a,r}$ pode ser superestimada ou subestimada (NCRP, 2010). O $K_{a,r}$ é definido livre no ar, portanto não tem em conta o efeito da radiação espalhada e a atenuação devido à mesa e ao colchão. Para ter uma estimativa da dose na entrada da pele, os valores de $K_{a,r}$ devem ser multiplicados por fatores apropriados (retroespalhamento e a razão entre os coeficiente mássicos de absorção de ar para pele) (JOHNSON et al., 2011). Na Tabela 4, estão apresentados valores de $K_{a,r}$, encontrados na literatura, para os procedimentos de quimioembolização hepática.

Tabela 4 - Valores de $K_{a,r}$ reportados na literatura para procedimentos de quimioembolização hepática

Autores	$K_{a,r}$ (mGy)	
	Média	Mínimo-máximo
Miller et al. (2003)	1406	61-6198
Trianni et al. (2009)	1136,3	NR
Cornetto et al. (2012)	3626	129-10100

NR: Não reportado

A medida do P_{KA} é outro método indireto utilizado para monitorar a dose no paciente durante procedimentos intervencionistas. O P_{KA} é determinado utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas, especialmente projetada, com grande área, acoplada à saída do sistema de colimação do tubo de raios X, e intercepta todo o feixe primário (Figura 11). Desta forma, a sua resposta independe da distância do foco do tubo de raios X, pois o P_{KA} medido na saída do tubo é o mesmo a uma distância “d”, correspondente à distância do foco à pele do paciente. De forma geral, a medida do P_{KA} não é ideal para indicar o risco de reações tissulares, mas é um bom indicador para o risco de efeitos estocásticos, uma vez que representa uma medida da energia total do feixe de raios X recebida pelo paciente (JACO et al., 2010).

Figura 11 - Câmara de ionização de placas paralelas utilizada para medição do P_{KA}



Fonte: Adaptado de PADOVANI (2013)

O tempo de fluoroscopia tem sido amplamente utilizado para estimar a quantidade de exposição recebida pelo paciente durante procedimentos intervencionistas. Porém, este parâmetro não tem mostrado ter uma boa correlação com a MDP, uma vez que não fornece

informações sobre a taxa de dose na entrada da pele do paciente e não contabiliza a contribuição da dose devido a angiografia de subtração digital (NCRP, 2010).

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, 2010) para equipamentos fabricados a partir de junho de 2006. A mesma norma estabelece que os valores de $K_{a,r}$ e P_{KA} apresentados nos equipamentos angiográficos não devem desviar-se do valor real em mais de $\pm 35\%$ acima de 100 mGy e $2,5 \text{ Gy.cm}^2$ respectivamente. Na Tabela 5, estão apresentados valores de P_{KA} e de tempo de fluoroscopia publicados na literatura para procedimentos de quimioembolização hepática.

Tabela 5 - Valores médios (mínimo-máximo) de P_{KA} e TF reportados na literatura nos procedimentos de quimioembolização hepática

Autores	P_{KA} (Gy.cm²)	Tempo de fluoroscopia (min)
Miller et al. (2003)	282,3 (17-904)	16,8 (2,1-69,5)
Livingstone et al. (2005)	141,8 (43,6-292,2)	21,3 (6,7-31)
Hidajat et al. (2006)	107,3 (31,4-411,7)	12,2 (4,1-27,8)
Trianni et al. (2009)	210,5 (NR)	14,1 (NR)
Cornetto et al. (2012)	574,8 (20,6-2182)	33,8 (4,5-129,5)

NR: Não reportado

Com base nos dados apresentados na Tabela 5, percebe-se uma grande variabilidade nos valores de P_{KA} e TF entre os diferentes estudos. Este fato pode ser atribuído a fatores como: o tipo de equipamento utilizado nos procedimentos; o perfil dos pacientes tratados; e o treinamento dos radiologistas.

2.4.2 Estimativa da dose em órgãos

A grandeza recomendada para avaliar a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos devido à exposição à radiação ionizante é a dose absorvida média em um órgão ou tecido (D_T) (ICRP, 2007). A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU), por meio do relatório 74 (ICRU, 2005), indica dois métodos para avaliar a dose absorvida em órgãos ou tecidos de pacientes em radiodiagnóstico: a partir de medidas realizadas em fantasmas físicos (utilizando TLDs) ou por meio de coeficientes de conversão calculados com códigos Monte Carlo (usando fantasmas computacionais).

Medidas utilizando fantasmas físicos podem ser representativas da distribuição da dose em pacientes na prática clínica, porém, para estimativas confiáveis da dose absorvida média em órgãos, é necessário o uso de uma grande quantidade de TLDs, o que torna o método pouco prático na rotina clínica.

Um método preciso para estimar a dose absorvida em órgãos e tecidos de pacientes em radiologia diagnóstica e intervencionista é a partir do uso de coeficientes de conversão (CC). Os CC são definidos como a razão entre a dose absorvida média para um órgão ou tecido específico e grandezas mensuráveis, como o P_{KA} , $K_{a,i}$ ou $K_{a,e}$ (KRAMER et al., 2008; ICRU, 2005). O cálculo de CC é realizado utilizando códigos Monte Carlo que simulam o transporte e deposição de energia radial em órgãos e tecidos de fantasmas computacionais. Dois tipos de fantasmas computacionais são utilizados para o cálculo de CC: 1) fantasmas matemáticos, baseados em descrições geométricas representando cones, esferas, cilindros elípticos etc. e 2) fantasmas tomográficos, construídos a partir da segmentação de imagens geradas por tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM) ou imagens fotográficas do corpo humano (CASSOLA, 2011). Estudos realizados por Park et al. (2007) mostraram que os fantasmas tomográficos são mais adequados para a estimativa da dose absorvida em órgãos de pacientes submetidos a procedimentos intervencionistas, uma vez que representam de forma mais exata as características anatômicas dos órgãos e tecidos do corpo humano.

Uma das dificuldades no uso de CC é a correspondência anatômica entre o paciente e o fantoma. Johnson et al. (2009) mostraram que, se a estatura e a massa corporal do paciente não são consideradas durante a seleção de CC em procedimentos intervencionistas, a dose absorvida em órgãos e tecidos pode ser subestimada ou superestimada com incertezas de até 113%. Cassola et al. (2011) produziram e testaram 40 fantasmas masculinos e femininos adultos da série MASH e FASH, baseados em valores recomendados pela publicação 89 da

Comissão Internacional de Proteção Radiológica e também em função dos percentis 10, 50 e 90 de massa e estatura baseados em dados antropométricos de populações caucasianas. Os autores mostraram que o uso de fantasmas computacionais com massa e estatura variável em radiodiagnóstico torna mais precisa a estimativa da dose absorvida em órgãos e tecidos de pacientes. Contudo, ainda não há estudos avaliando a dose em órgãos de pacientes em radiologia intervencionista utilizando os fantasmas MASH e FASH. É importante salientar que dados na literatura de coeficientes de conversão de dose em órgãos para pacientes em procedimentos de quimioembolização hepática são escassos e a maioria de trabalhos reportam coeficientes de conversão de dose efetiva (E) baseados em fantasmas matemáticos. De acordo com a ICRP, a dose efetiva não deve ser utilizada para estimar o risco radiológico individual decorrente de exposições médicas (ICRP, 2007). Dauer et al. (2011) reportaram valores da dose absorvida para cinco órgãos em procedimentos de quimioembolização, como apresentado na Tabela 6.

Tabela 6 - Dose absorvida (Gy) para os cinco órgãos com a dose média mais alta em procedimentos de quimioembolização

	Rins	Fígado	Glândulas Adrenais	Pâncreas	Parede da vesícula biliar
Média	0,54	0,19	0,50	0,14	0,12
(Mínimo-máximo)	(0,02-2,4)	(0,01-1)	(0,02-2,3)	(0,01-0,7)	(0,01-0,7)

Fonte: Adaptado de DAUER et al., 2011

A Tabela 7 apresenta valores de P_{KA} e dose efetiva reportados por Sarycheva et al. (2010) para diferentes tipos de procedimentos intervencionistas.

Tabela 7 - Valores de P_{KA} e dose efetiva (E) reportados na literatura para vários procedimentos intervencionistas

Procedimento	P_{KA} (Gy.cm²)	E (mSv)	
		Mínimo	Máximo
Angiografia coronária	84	3	75
Embolizações cerebrais	145	12	49
Quimioembolização	233	3	154

Fonte: Adaptado de SARYCHEVA et al., 2010

Sarycheva et al. (2010) destacam que as doses efetivas de pacientes em procedimentos de quimioembolização são superiores às doses reportadas em outros procedimentos intervencionistas considerados de alta complexidade. Os autores atribuem esses resultados aos altos valores de P_{KA} registrados em procedimentos de quimioembolização.

Em procedimentos intervencionistas, a dose no paciente depende de muitos fatores, incluindo: tipo de procedimento, complexidade da patologia a tratar, anatomia do paciente, condições técnicas e geométricas durante o procedimento e a experiência do radiologista (MILLER et al, 2002). Estes fatores podem influenciar no aparecimento de reações tissulares nos pacientes. Por isso, é importante a aplicação do princípio da otimização, visando reduzir a quantidade de radiação enquanto a qualidade da imagem é preservada para fins de diagnóstico ou tratamento.

2.4.3 Otimização da proteção radiológica

A otimização da proteção radiológica de pacientes em radiologia intervencionista é possível através do uso apropriado dos recursos tecnológicos dos equipamentos angiográficos, bem como no controle de fatores técnicos durante a realização dos exames. Algumas técnicas para redução da dose incluem:

- a) Minimizar o tempo de fluoroscopia: a partir de ferramentas como o congelamento da última imagem e o uso de fluoroscopia pulsada. A primeira técnica permite ao radiologista analisar a última imagem digital de fluoroscopia sem uso de radiação adicional. A fluoroscopia pulsada apresenta a vantagem de produzir imagens com uma boa resolução espacial. Porém, alguns modos de fluoroscopia pulsada têm mostrado produzir taxas de dose mais altas do que a fluoroscopia convencional (MILLER et al., 2002).
- b) Mudar a posição do feixe de raios X na pele do paciente através do uso de múltiplas rotações do sistema de fluoroscopia e o uso de colimação para reduzir o tamanho do campo. Essa técnica objetiva minimizar a concentração do feixe de radiação numa determinada zona da pele através de angulações do braço C do equipamento angiográfico e movimentos da mesa de exames. Contudo, estudos realizados por PASCIAK et al. (2014), avaliando diferentes rotações do braço C em cardiologia intervencionista como método para reduzir a dose na pele, concluíram que alguns

campos de radiação podem-se sobrepor sobre uma mesma região de pele do paciente.

O uso de colimações ajustadas aumenta o benefício desta técnica.

- c) Minimizar a distância entre o paciente e o receptor de imagem.
- d) Maximizar, na medida do possível, a distância entre o tubo de raios X e o paciente.
- e) Limitar o uso de magnificações eletrônicas.

Outra ferramenta utilizada para reduzir as doses em pacientes na radiologia diagnóstica e intervencionista é o uso de níveis de referência de dose (NRDs) em radiodiagnóstico. Esses níveis foram introduzidos em 1990 pela ICRP para identificar situações onde as doses em pacientes devido a exames radiológicos diagnósticos estão acima de um valor considerado aceitável (ICRP, 1990). Valores abaixo ou acima dos NRDs sugerem uma revisão dos ajustes dos equipamentos radiológicos ou das técnicas utilizadas para a obtenção da imagem radiológica.

Os níveis de referência de dose para radiologia convencional são estabelecidos a partir de coletânea local, regional ou nacional de parâmetros dosimétricos mensuráveis para exames específicos realizados numa amostra de pacientes de tamanho padrão ou em fantasmas de referência. No entanto, a ICRP reconhece a dificuldade na determinação de NRDs para procedimentos de radiologia intervencionista, uma vez que as distribuições de dose podem ser muito grandes, para um mesmo procedimento. Isso porque a duração e complexidade dos procedimentos são fortemente dependentes das circunstâncias clínicas de cada paciente (VAÑÓ et al., 2013). Por isso, uma possível solução é incluir a complexidade do procedimento no processo de estabelecimento dos NRDs.

Em procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia os parâmetros dosimétricos empregados para expressar NRDs são: $K_{a,r}$ (Gy), P_{KA} (Gy.cm²), tempo de fluoroscopia (min); e número de imagens de DSA. A Tabela 8 apresenta valores de NRDs para procedimentos de quimioembolização reportados na literatura.

Tabela 8 - Valores de NRDs para procedimentos de quimioembolização encontrados na literatura

Autores	Amostra	$K_{a,r}$ (Gy)	P_{KA} (Gy.cm²)	TF (min)	Imagens de DSA*
Miller et al. (2009)	125	1,9	400	25	300
Vañó et al. (2013)	389	NR	251	25	216

*DSA = Angiografia de subtração digital; NR = Não reportado; TF = Tempo de fluoroscopia

Os NRDs não foram estabelecidos como limites para o aparecimento de reações tissulares. Por essa razão, organizações internacionais, como a Sociedade de Radiologia Intervencionista (SIR), a Sociedade Européia de Radiologia Intervencionista e Cardiovascular (CIRSE) e a NCRP, sugerem a adoção de níveis de alerta de dose (*trigger level*), para ajudar os médicos intervencionistas a identificar em tempo real situações com alta probabilidade de exceder os limiares para reações tissulares. Esses níveis podem ser de utilidade em procedimentos intervencionistas complexos onde uma considerável quantidade de radiação recebida pelo paciente é concentrada numa região específica da pele (NCRP, 2010). Os valores de níveis de alerta para procedimentos intervencionistas recomendados no relatório 168 da NCRP estão apresentados na Tabela 9.

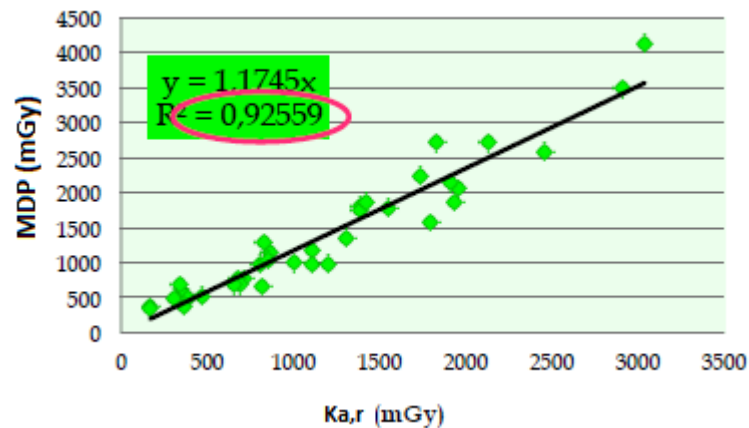
Tabela 9 - Níveis de notificação e de alerta para procedimentos intervencionistas

Grandeza dosimétrica	Primeira notificação	Incremento da dose para novas notificações	Nível de alerta
MDP	2 Gy	0,5 Gy	Gy
$K_{a,r}$	3 Gy	1 Gy	5 Gy
P_{KA}	300 Gy.cm ²	100 Gy.cm ²	500 Gy.cm ²
TF	30 min	15 min	60 min

Fonte: Adaptado de NCRP, 2010

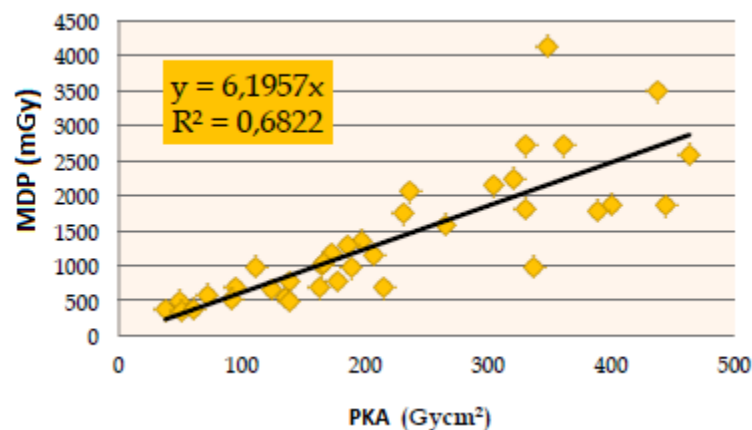
O estabelecimento de níveis de alerta baseados na estimativa da MDP nem sempre é possível na prática clínica. Por essa razão, diversos estudos na literatura têm tentado estabelecer níveis de alerta para diferentes procedimentos intervencionistas, em função dos parâmetros dosimétricos $K_{a,r}$ e P_{KA} apresentados nos equipamentos de angiografia. Estudos apresentados por Trianni et al. (2009) e Struelens et al. (2014), reportaram níveis de alerta em procedimentos de quimioembolização baseados em avaliações sobre as correlações entre os parâmetros $K_{a,r}$ e P_{KA} e a MDP. Trianni et al. (2009) mostraram que o $K_{a,r}$ correlaciona melhor com a MDP do que o P_{KA} . Os resultados das correlações $K_{a,r}$ vs MDP e P_{KA} vs MDP estão apresentados nas Figuras 12 e 13, respectivamente. Baseados nesses resultados, os autores estabeleceram um nível de alerta de 2500 mGy em termos do $K_{a,r}$.

Figura 12 - Correlação entre o $K_{a,r}$ e a MDP em procedimentos de quimioembolização



Fonte: Adaptado de TRIANNI et al., 2009

Figura 13 - Correlação entre o P_{KA} e a MDP em procedimentos de quimioembolização



Fonte: Adaptado de TRIANNI et al., 2009

Struelens et al. (2014), avaliando a dosimetria de pacientes em 12 procedimentos de quimioembolização em dois hospitais na Bélgica, reportaram níveis de alerta em termos de P_{KA} de 330 Gy.cm² e 400 Gy.cm², correspondentes a valores de MDP de 2 e 3 Gy, respectivamente. Os autores destacaram que não foi possível obter níveis de alerta em termos de $K_{a,r}$ porque os equipamentos de angiografia utilizados nos procedimentos não forneciam esse valor.

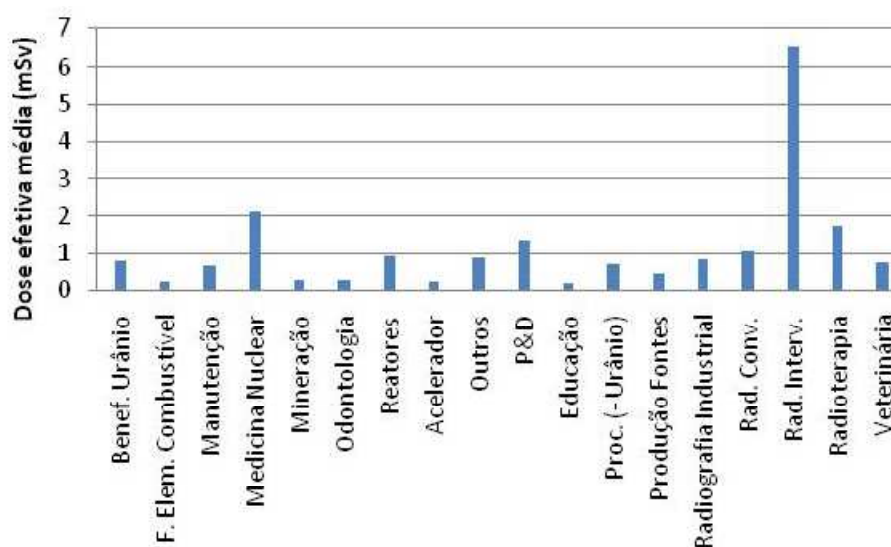
É importante ressaltar que nem sempre os equipamentos angiográficos possuem os recursos tecnológicos para calcular e apresentar em tempo real os parâmetros dosimétricos $K_{a,r}$ e P_{KA} . Nesse sentido, a NCRP, por meio do relatório 168, recomenda não utilizar estes equipamentos em procedimentos que demandam altas doses de radiação (NCRP, 2010). Na legislação brasileira, não há qualquer tipo de norma específica que estabeleça protocolos para

o registro das grandezas $K_{a,r}$ e P_{KA} durante os procedimentos intervencionistas. Além disso, muitos dos profissionais que trabalham em radiologia intervencionista desconhecem a utilidade dessas grandezas no contexto do processo de otimização. Por essa razão, é imperativo o estabelecimento de programas de dosimetria de pacientes em radiologia intervencionista, assim como o treinamento intensivo em proteção radiológica dos profissionais que participam da execução destes procedimentos.

2.5 Exposição ocupacional em radiologia intervencionista

Segundo dados do Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes (UNSCEAR), a exposição dos médicos à radiação em procedimentos intervencionistas é a maior fonte de exposição ocupacional em medicina no mundo (UNSCEAR, 2008). Registros da dose ocupacional externa no Brasil no período de 1987 a 2011 mostraram que a dose efetiva média anual em radiologia intervencionista ultrapassou o valor de 6 mSv, adotado como nível de investigação anual pela CNEN. A Figura 14 mostra que o valor de dose efetiva média anual de médicos em radiologia intervencionista é muito maior do que em outras áreas (MAURICIO et al., 2015).

Figura 14 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil



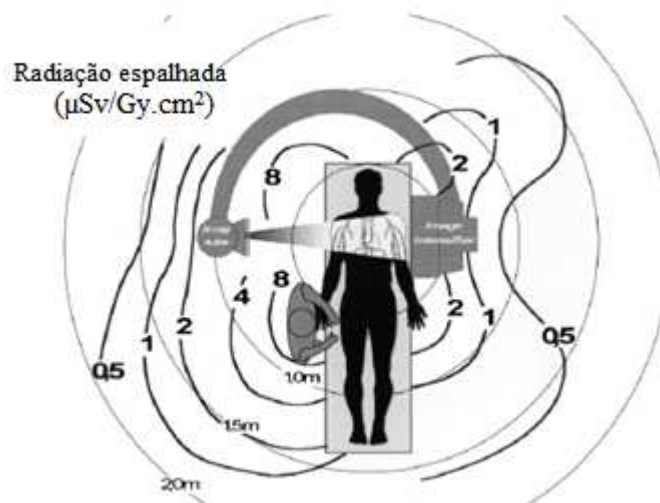
Fonte: Adaptado de MAURICIO et al., 2015

Em comparação com outros exames diagnósticos (radiologia convencional, tomografia computadorizada e medicina nuclear) os médicos que realizam procedimentos guiados por fluoroscopia acabam sendo mais expostos à radiação, uma vez que permanecem perto do

paciente e do tubo de raios X durante a realização dos exames. A carga de trabalho, a complexidade dos procedimentos e a falta de treinamento em proteção radiológica são fatores que também contribuem para o aumento da exposição desses profissionais (VAÑÓ et al., 2006a).

Nos procedimentos intervencionistas, a distribuição da radiação espalhada ao redor do médico não é uniforme no tempo e espaço (NCRP, 2010). Alguns dos fatores que implicam no aumento ou redução dessa radiação são: o peso do paciente, as diferentes projeções utilizadas durante o procedimento, o tamanho do campo de radiação, o uso de elementos pessoais de radioproteção tais como aventais pumbíferos, protetores de tireóide etc. Estas distribuições são representadas pelas curvas de isodose medidas em termos da taxa de kerma ar em distintos pontos ao redor do paciente, conforme mostra a Figura 15.

Figura 15 - Distribuição da Radiação espalhada ao redor do médico intervencionista



Fonte: Adaptado de ICRP, 2000

Tanto o médico que realiza o procedimento, quanto a equipe, estão sujeitos a efeitos adversos da radiação, que, ao decorrer do tempo aumentam o risco de efeitos tais como catarata, tumores neurais, lesões na pele das mãos e risco de câncer (KLEIN et al., 2009).

Vários estudos na literatura têm reportado casos de incidência de catarata ou opacidade subcapsular posterior no cristalino em radiologistas intervencionistas e cardiologistas após a realização de um número determinado de procedimentos durante vários anos sem a utilização de dispositivos de radioproteção (VAÑÓ et al., 1998; 2010; CIRAJ-BELAC et al., 2010). Vañó et al. (2013) apresentaram os resultados de uma avaliação retrospectiva das doses de radiação oculares e a prevalência de opacidade no cristalino em um grupo de profissionais de

cardiologia intervencionista durante o XVI Congresso Latino-americano de Cardiologia Intervencionista (SOLACI) realizado em Buenos Aires, Argentina em 2010. O estudo consistiu em avaliações oculares em 127 profissionais (58 médicos e 69 paramédicos) que trabalhavam em laboratórios de cateterismo cardíaco, bem como, em um grupo controle de 91 profissionais que não foram expostos a radiação ionizante na região da cabeça ou pescoço. Os resultados mostraram que, dos 127 profissionais expostos à radiação ionizante, 27 cardiologistas (50%) e 28 paramédicos (41%) apresentaram opacidade subcapsular posterior quando comparados com 9 (10%) dos profissionais do grupo controle. Baseados na carga de trabalho dos profissionais e informações como o uso do dosímetro e elementos de radioproteção durante os procedimentos, os autores estimaram uma dose acumulada no cristalino de 8,3 Gy para o grupo de médicos e de 2,7 Gy para o grupo de paramédicos que apresentaram opacidade subcapsular posterior. A Figura 16 mostra um caso de opacidade subcapsular posterior no cristalino de um cardiologista após 22 anos de trabalho numa sala de cateterismo.

Figura 16 - Catarata supcabsular posterior observada num cardiologista após 22 anos de trabalho



Fonte: Adaptado de VAÑÓ et al., 2013

Em 2007, a ICRP na sua publicação 103 havia recomendado um limiar de dose para ocorrência de opacidade no cristalino de 2 Gy para exposições agudas e 5 Gy para exposições fracionadas. No caso de ocorrência de catarata, os limiares considerados foram 5 Gy e 8 Gy para exposições agudas e fracionadas, respectivamente (ICRP, 2007). No entanto, estudos epidemiológicos avaliando a incidência de catarata em trabalhadores de limpeza que participaram no acidente de Chernobyl, em sobreviventes da bomba de Hiroshima e em

astronautas, sugeriram que a opacidade do cristalino pode ocorrer com doses abaixo de 2 Gy, e concluíram que poderia não existir um limiar a partir do qual ocorre a formação da catarata (SHORE et al., 2010; WORGUL et al., 2007). Baseada nesses estudos epidemiológicos e nos resultados dos estudos clínicos anteriormente mencionados, a ICRP, na sua publicação 118 (ICRP, 2012), recomendou alterar o limiar de dose absorvida para catarata induzida por radiação para 0,5 Gy para exposições agudas e /ou fracionadas.

Recentemente, ROGUIN et al. (2013) reportaram 31 casos de câncer no cérebro e no pescoço em profissionais que tinham trabalhado durante longos períodos (média: 23,5 anos) em laboratórios de cateterismo cardíaco, bem como em radiologia intervencionista. Os resultados mostraram que, em 85% dos casos, o câncer tinha sido localizado na parte esquerda do cérebro dos médicos. Os autores sugerem a possibilidade de uma relação causal à exposição ocupacional devido a que o cérebro, especificamente o lado esquerdo, é a parte do corpo mais exposta do profissional durante a realização dos procedimentos. A amostra representa um número mínimo de casos verdadeiros de câncer no cérebro em profissionais ocupacionalmente expostos em salas de cardiologia e radiologia intervencionista, o que torna a relação de causalidade do estudo meramente especulativa.

Devido à complexidade de alguns procedimentos intervencionistas, o médico deve permanecer próximo ao paciente para acessar o cateter via artéria femoral direita. Nessa situação, as mãos do profissional ficam localizadas onde o feixe de raios X sai do paciente, recebendo altas doses de radiação. A dermatite crônica é uma das principais manifestações das lesões na pele devido à radiação ionizante. Esta manifestação frequentemente aparece anos após a exposição à radiação, algumas vezes sem precedentes de alterações agudas. Balter. (2001) reportou lesões na pele das mãos de um radiologista de 33 anos, que trabalhou intensivamente durante sete anos com fluoroscopia e tinha o hábito de colocar as mãos diretamente no feixe de raios X.

Até a presente data, não há evidências claras de um incremento no risco de câncer em trabalhadores expostos à radiação em medicina (YOSHINAGA et al., 2004). Hidajat et al. (2006) avaliaram o risco de efeitos estocásticos na equipe médica em procedimentos de quimioembolização e concluíram que o risco de câncer fatal na tireóide e na mama são desprezíveis para a equipe médica após um único procedimento. No caso de intervenções frequentes (por exemplo, 500 num ano), estes riscos estocásticos podem aumentar para um valor de 0,1%.

2.6 Dosimetria ocupacional e proteção radiológica

Baseada nas recomendações da ICRP sobre os novos limiares de dose para ocorrência de opacidade subcapsular no cristalino a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) incluiu nas suas normas básicas de segurança (BSS) o novo limite de dose ocupacional anual para o cristalino de 20 mSv (IAEA, 2014). No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), por meio da resolução CNEN 114, alterou o limite de dose ocupacional para o cristalino de 150 mSv para 20 mSv, em média de cinco anos consecutivos e de 50 mSv em um único ano (CNEN, 2011). Assim, os atuais limites de dose ocupacional para situações de exposição ocupacional, recomendados na Norma CNEN NN 3.01 são: 20 mSv para a dose efetiva anual em qualquer período de cinco anos consecutivos, que não deve exceder 50 mSv em nenhum ano; e 500 mSv para a dose equivalente anual nas extremidades (pés e mãos) e 20 mSv no cristalino (CNEN, 2014).

Os limites de dose para indivíduos ocupacionalmente expostos são expressos em termos de dose equivalente (H_T) e dose efetiva (E). No entanto, a dose equivalente e a dose efetiva não podem ser medidas diretamente na prática clínica, por isso são utilizadas grandezas auxiliares, conhecidas como grandezas operacionais. No Sistema Internacional (SI) a grandeza operacional utilizada para monitoração individual é o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$, que representa a dose equivalente em tecidos moles, a uma profundidade d (mm), medida a partir de um ponto especificado na superfície do corpo (ICRU, 1993; ICRP, 2007). Conforme a posição regulatória 3.01/005 de 2011 da Norma CNEN-NN-3.01, no caso de radiações pouco penetrantes, a dose equivalente na pele e extremidades (mãos e pés) deve ser estimada por dosímetros individuais calibrados em termos da grandeza $H_p(0,07)$. No caso da dose equivalente no cristalino, deve-se usar monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$. Para estimar a dose efetiva devida à exposição externa, deve ser utilizado um monitor individual, calibrado em termos de $H_p(10)$.

A determinação da resposta de dosímetros individuais usados para monitoração individual é realizada utilizando fantasmas e coeficientes de conversão, definidos na norma ISO-4037-3, em termos das grandezas operacionais $H_p(d)$ (ISO, 1999). Os fantasmas definidos pela ISO são compostos de PMMA (polimetilmetacrilato), por possuir densidade similar à do tecido padrão definido pela ICRU, e retroespalhamento também análogo ao da esfera ICRU para fótons. Os três fantasmas representando partes do corpo humano são:

- a) Fantoma Slab: é um paralelepípedo de 30 cm x 30 cm x 15 cm preenchido com água, e representa o torso humano, sendo utilizado para calibração de dosímetros de corpo inteiro. A parede frontal é de 2,5 mm e as outras paredes são de 10 mm de espessura.
- b) Fantoma Pillar: é um cilindro circular com diâmetro de 73 mm e 300 mm de comprimento, e representa um braço ou perna inferior, sendo usado para calibração de dosímetro de pulso ou perna. A parede do cilindro é de 2,5 mm de espessura e as paredes de extremidade, com espessura de 10 mm.
- c) Fantoma Rod: é um cilindro de PMMA de 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento, sendo utilizado para calibração de dosímetros de dedo.

Na norma ISO-4037-3 de 1999 não estão incluídos coeficientes de conversão para obtenção da grandeza operacional $H_p(3)$, devido à falta de um fantoma que representará adequadamente a forma da cabeça humana. Recentemente, no projeto ORAMED (Optimisation of Radiation Protection of Medical Staff) da Europa, foi desenvolvido um fantoma para propósitos de calibração para $H_p(3)$ (GUALDRINI et al., 2011). O fantoma é um cilindro circular (preenchido com água) com diâmetro de 20 mm, e 20 mm de comprimento. A parede do cilindro é de PMMA sendo a espessura de 0,5 mm.

A calibração de dosímetros pessoais usados em monitoração individual deve ter rastreabilidade para o sistema internacional de unidades através de padrões nacionais. No caso particular da radiologia intervencionista, é recomendado calibrar os dosímetros individuais utilizando feixes de radiação de referência com energias abaixo de 150 keV. As qualidades de referência que mais se aproximam aos campos de radiação encontrados na radiologia intervencionista podem ser encontradas nas qualidades ISO-W e ISO-N, definidas na norma ISO-4037-1 (BORDY et al., 2011; ISO, 1996).

2.6.1 Métodos de dosimetria individual de corpo inteiro

Para a estimação da dose efetiva a partir da grandeza $H_p(10)$, assume-se que o dosímetro é colocado sobre a parte do tronco que é representativa da parte mais exposta. Porém, o uso de vestimentas de proteção (avental, protetor de tireoide) e a exposição não uniforme do corpo do trabalhador em radiologia intervencionista implicarão que o valor da grandeza $H_p(10)$ dependerá fortemente da localização do dosímetro no corpo do trabalhador (COVENS et al., 2007). A falta de padronização sobre a colocação do dosímetro no trabalhador que usa vestimentas de proteção é um dos principais problemas que dificultam a

estimativa da dose efetiva em radiologia intervencionista. No Reino Unido, o dosímetro pessoal tem sido utilizado por baixo do avental e o valor de $Hp(10)$ é registrado (MARTIN E MAGEE, 2013). Nos Estados Unidos, a NCRP recomenda que, se um único dosímetro é utilizado, este deve ser colocado por fora do protetor de tireoide, na região do pescoço (NCRP, 2010). No Brasil, a Portaria 453 de 1998 recomenda aplicar um fator de correção de 1/10 à leitura do dosímetro colocado sobre o avental do trabalhador (BRASIL, 1998).

A leitura de $Hp(10)$ de um único dosímetro colocado por baixo do avental não é recomendado para o cálculo da dose efetiva em procedimentos intervencionistas (NCRP, 2010). Na prática a leitura deste dosímetro subestima a dose efetiva, pois não leva em consideração os tecidos que não estão protegidos pelas vestimentas de proteção tais como a cabeça, extremidades e parte dos pulmões (JÄRVINEN et al., 2008; NCRP, 2010). Por outro lado, se a leitura de $Hp(10)$ é obtida a partir da leitura de um dosímetro colocado na região do pescoço por fora do protetor de tireoide, isto pode levar a uma superestimação da dose efetiva, uma vez que o dosímetro não leva em conta a radiação recebida pelos tecidos que estão protegidos pelas vestimentas.

Organizações internacionais, como a ICRP, a IAEA e o Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medição de Radiação dos Estados Unidos (NCRP), recomendam o uso de algoritmos matemáticos que levam em consideração a leitura de dois dosímetros, para melhorar a acurácia da estimativa da dose efetiva em procedimentos intervencionistas. A fórmula geral do algoritmo é apresentada na Equação 1:

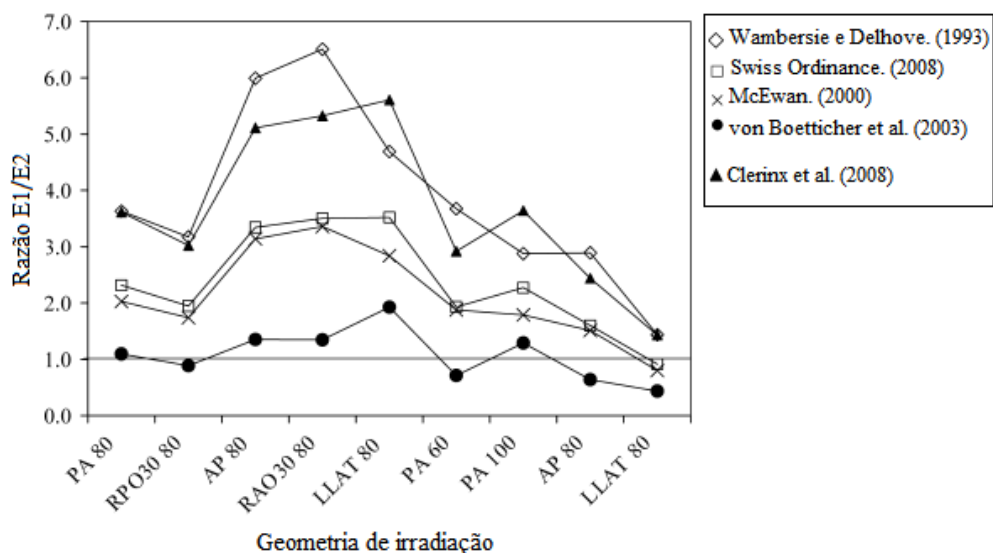
$$E(mSv) = \alpha Hp(10)_{under} + \beta Hp(10)_{over} \quad (1)$$

onde $Hp(10)_{under}$ corresponde à medida de $Hp(10)$ do dosímetro colocado por dentro do avental (na região do tórax ou na cintura), e $Hp(10)_{over}$ representa a medida de $Hp(10)$ do dosímetro colocado sobre o protetor de tireoide na região do pescoço. Os coeficientes α e β da Equação 1, são fatores de ponderação que acompanham as contribuições da dose das partes protegidas pelas vestimentas (por baixo do avental) e das partes não protegidas (cabeça, extremidades). Estes coeficientes dependem da posição do dosímetro por dentro do avental (tórax ou cintura) e das condições de irradiação.

Järvinen et al. (2008a; 2008b) avaliaram a adequação e a acurácia de 5 algoritmos reportados na literatura: Wambersie e Delhove (1993); Swiss Ordinance, (2008); Mcewan (2000); von Boetticher et al. (2003) e Clerinx et al. (2008) para o cálculo da dose efetiva utilizando dois dosímetros em procedimentos de cardiologia intervencionista. Os algoritmos

foram testados computacional e experimentalmente para uma ampla faixa de projeções radiográficas, angulações do equipamento de fluoroscopia, a influência do uso de vestimentas de proteção no radiologista e diferentes tipos de fantomas. A Figura 17 apresenta os resultados dos testes realizados nos algoritmos que utilizaram a leitura do dosímetro colocado por baixo do avental na região do tórax. Os resultados são apresentados como a relação entre a dose efetiva calculada pelos algoritmos (E1) e a dose efetiva calculada diretamente por método Monte Carlo ou experimentalmente (E2). Se E1 for maior que E2, a relação E1/E2 representa um valor superestimado da dose efetiva. Se E1 for menor que E2, então o algoritmo subestima a dose efetiva.

Figura 17 - Resultados da avaliação de diferentes algoritmos para estimativa de dose efetiva utilizando dois dosímetros



Fonte: Adaptado de JÄRVINEN et al., 2008a

Järvinen et al. (2008b), concluíram que o algoritmo proposto por Boetticher et al. (2003), subestima a dose efetiva nas condições típicas de um exame de cardiologia intervencionista (Projeção PA, 70 kV, filtração adicional de 4,5 mm de Al + 0,2 mm de Cu e um tamanho de campo na entrada do receptor de imagens de 17 cm x 17 cm). Por outro lado, os algoritmos propostos por Wambersie e Delhove (1993), e Clerinx et al. (2008) podem superestimar a dose efetiva por um fator de 2 a 3. Os algoritmos reportados no trabalho de Mcewan (2000) e na portaria suíça (Swiss Ordinance, 2008) mostraram cumprir os requisitos de não subestimar ou superestimar ao mínimo possível a dose efetiva.

Recentemente, von Boetticher et al. (2010) apresentaram novos coeficientes para o algoritmo padrão de cálculo da dose efetiva considerando os fatores de ponderação da

radiação para órgãos e tecidos estabelecidos na publicação 103 da ICRP (2007), e a influência da espessura das vestimentas de proteção. O algoritmo é apresentado na Equação 2:

$$E = 0,84 H_{p,c,u}(10) + 0,051 H_{p,n,o}(10) \quad (2)$$

onde $H_{p,c,u}$ é a leitura do dosímetro colocado por baixo do avental na região do tórax, e $H_{p,n,o}$ é a leitura do dosímetro colocado por fora do protetor de tireóide na região do pescoço.

Kong et al. (2013), usando dosímetros termoluminescentes (LiF:Mg,Cu,P), avaliaram a dose ocupacional de 125 radiologistas em 5 diferentes procedimentos intervencionistas (incluindo quimioembolização hepática) realizados em 10 hospitais de Xangai na China. A dose efetiva foi estimada a partir do uso do dosímetro de rotina e de dois algoritmos de dosimetria dupla, propostos por von Boetticher et al. (2010) e Sherbini e Decicco (2002). O algoritmo para estimar a dose efetiva proposto por Sherbini e DeCicco é descrito pela Equação 3:

$$E = 1,0H_W + 0,07H_N \quad (3)$$

onde H_W é a leitura de $H_p(10)$ ao nível da cintura e H_N é a leitura de $H_p(10)$ do dosímetro colocado no pescoço sobre o protetor de tireoide. Os autores não especificaram o algoritmo utilizado para estimar a dose efetiva a partir do uso do dosímetro de rotina. Os resultados da dose efetiva anual por procedimento e algoritmo utilizado estão apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 - Valores de dose efetiva anual (mSv) em quimioembolização e em outros procedimentos intervencionistas utilizando vários algoritmos matemáticos

Método utilizado	Procedimentos				
	AC	IC	ATC	QH	AR
Dosímetro de rotina	1,04	0,74	2,22	3,25	4,14
Sherbini e DeCicco. (2002)	1,78	1,03	2,88	3,24	10,39
von Boetticher et al. (2010)	1,41	0,83	2,56	3,16	4,26

AC = Angiografia coronária; IC = Intervenções cerebrovasculares; ATC = Angioplastia transluminal coronária; QH = Quimioembolização hepática; AR = Ablação por radiofrequência.

Fonte: Adaptado de KONG et al., 2013

Os resultados na Tabela 10 mostram que valores mais altos de dose efetiva podem ser atingidos em procedimentos de quimioembolização, quando comparados com os procedimentos cardíacos e as intervenções cerebrovasculares. Por outro lado, os autores destacam que a dose efetiva para os procedimentos cardíacos e ablação por radiofrequência é subestimada em até 40% quando estimada com um único dosímetro (dosímetro de rotina). No caso de quimioembolização, os valores de dose efetiva foram similares quando estimados pelos três métodos.

Vañó et al. (2011) avaliaram um sistema de dosimetria ocupacional (DoseAware-Philips) que mostra em tempo real a taxa e o valor acumulado de Hp(10) nos profissionais durante a execução dos procedimentos. O sistema capta e grava a cada segundo as medidas dos dosímetros de cada profissional presente na sala e transmite sem fios (*wireless*) para uma estação base próxima aos painéis de visualização das imagens radiológicas. Com esta configuração, todos os membros da equipe podem identificar, em tempo real, situações que levam a altas taxas de radiação durante os procedimentos. 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, recursos do equipamento onde as taxas de radiação forem altas. A Figura 18 mostra o dosímetro pessoal posicionado no avental de um profissional e a estação base com a indicação da dose efetiva nos demais dosímetros.

Figura 18 - Sistema DoseAware para monitoração individual em tempo real



Esquerda: Monitor para visualização das doses; direita: Local do dosímetro no corpo de radiologista

Fonte: Adaptado de VAÑÓ et al., 2011

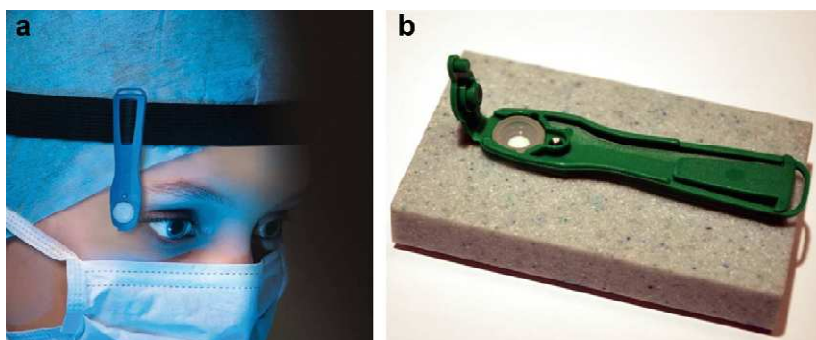
A monitoração da dose ocupacional feita apenas com o dosímetro de rotina não reflete a real dose recebida pelo trabalhador, pois muitos deles não têm o hábito de usar o dosímetro

durante a realização dos procedimentos. Além disso, a dose recebida em partes do corpo, especialmente nas mãos, pés e nos olhos, pode ser superestimada ou subestimada com estes dosímetros posicionados na altura do tórax. A seguir, serão descritos os métodos dosimétricos reportados na literatura para monitorar o cristalino e as extremidades dos trabalhadores ocupacionalmente expostos em radiologia intervencionista.

2.6.2 Métodos de dosimetria individual do cristalino

Para campos de radiação não homogêneos, como os encontrados em radiologia intervencionista, o método mais recomendado para a monitoração do cristalino é medir o equivalente de dose pessoal $H_p(3)$ com o dosímetro colocado o mais próximo do olho, em contato com a pele e de frente para a fonte de radiação (IAEA, 2014). Dosímetros termoluminescentes são amplamente utilizados para este propósito. O primeiro dosímetro exclusivo para monitoração do cristalino foi desenvolvido pela Radcard na Polônia em 2011. O dosímetro chamado de EYE D consiste de um TLD do tipo LiF:Mg,Cu,P , colocado numa cápsula de poliamida com espessura de 3 mm. A Figura 19 ilustra o desenho do dosímetro EYE D.

Figura 19 - Dosímetro EYE D empregado na monitoração ocupacional do cristalino

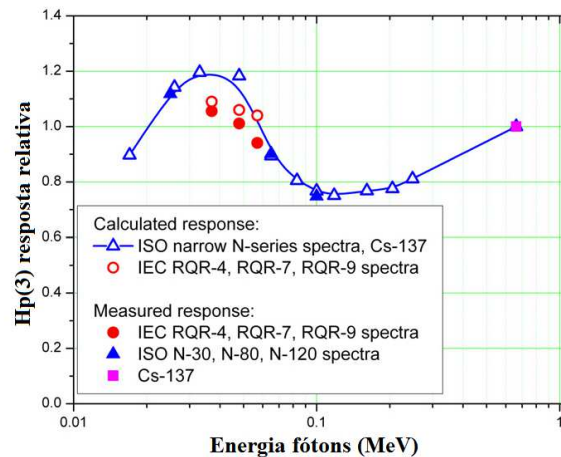


Legenda: (a) Dosímetro colocado na cabeça do médico; (b) Encapsulamento do material TL.

Fonte: Adaptado de BILSKI et al., 2011

O dispositivo mostrou uma boa resposta energética e angular para os campos de radiação pulsada encontrados em intervencionismo (BILSKI et al., 2011) como ilustra a Figura 20.

Figura 20 - Dependência energética do dosímetro EYE D

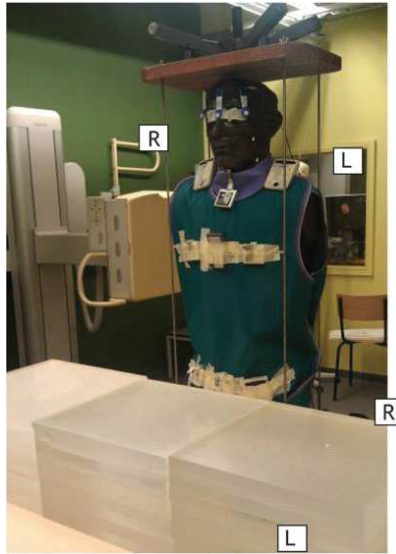


Fonte: Adaptado de BILSKI et al., 2011

O uso do dosímetro ao nível dos olhos demanda uma ampla gestão e distribuição dos dosímetros durante longos períodos, acarretando altos custos, o que o torna inviável para utilização na prática clínica. Métodos alternativos têm sido reportados na literatura para monitorar a dose ocupacional no cristalino usando dosímetros calibrados em termos de $Hp(0,07)$ ou $Hp(10)$. Behrens et al. (2012) investigaram a utilidade de dosímetros desenhados para medir a grandeza $Hp(0,07)$ na monitoração individual do cristalino. O estudo consistiu em comparar a resposta de vários dosímetros de extremidades irradiados com fótons de baixa energia (15 keV) usando o fantoma Rod (fantoma de extremidades) e o fantoma Slab (fantoma de corpo inteiro). A resposta dos dosímetros avaliados foi satisfatória dentro de (5%) independente do fantoma utilizado. Os autores concluíram que dosímetros desenhados para medir a grandeza $Hp(0,07)$ podem ser usados na cabeça para efeitos de monitoração individual do cristalino para fótons de baixa energia.

Um estudo avaliando a correlação entre a dose no cristalino e o valor de $Hp(10)$ obtido em diferentes locais das vestimentas de proteção foi realizado por Farah et al. (2013). As medidas do equivalente de dose pessoal foram realizadas utilizando múltiplos dosímetros em um fantoma antropomórfico em condições similares às encontradas numa sala de cateterismo (Figura 21). Os resultados do estudo mostraram que a dose no cristalino apresenta a melhor correlação com o valor de $Hp(10)$ obtido com o dosímetro colocado no lado esquerdo do protetor de tireoide no fantoma. Porém, os autores reportaram uma incerteza de 41% na estimativa da dose no cristalino a partir desta correlação. Os autores recomendam utilizar este método para ter uma primeira estimativa da dose no cristalino no ambiente de trabalho, mas não para monitoramento de rotina (FARAH et al., 2013).

Figura 21 - Determinação da dose no cristalino usando múltiplos dosímetros no fantoma antropomorfo Alderson Rando



Fonte: Adaptado de FARAH et al., 2013

Recentemente, Omar et al. (2015) avaliaram a viabilidade de dosímetros eletrônicos, colocados na região do tórax por fora do avental, para monitorar a dose ocupacional no cristalino em exames de angiografia. O estudo mostrou que a dose no cristalino para o médico principal pode ser estimada de forma conservativa a partir de resposta do dosímetro eletrônico conforme a Equação 4:

$$D_{eye}^{operator} = 2.0 APD_{chest} \quad (4)$$

onde $D_{eye}^{operator}$ é a dose no cristalino e APD_{chest} é a leitura do dosímetro eletrônico colocado por fora do avental plumbífero na região do tórax do médico principal. O uso de elementos de radioproteção tais como óculos plumbíferos e/ou a tela de acrílico plumbífero podem influenciar na estimativa da dose no cristalino. Nestes casos o dosímetro deve preferencialmente ser localizado atrás da blindagem. Se tal não for possível, fatores de correção devem ser aplicados para converter a dose obtida com o dosímetro para a dose real no cristalino recebida pelo profissional. O uso de dosímetros em outras partes do corpo para a estimativa da dose no cristalino pode ser de utilidade para propósitos de investigação ou para cálculos retrospectivos. No entanto, a razão entre a dose no cristalino e a dose reportada pelo dosímetro na região do pescoço ou tórax é extremadamente dependente do tipo de procedimento, do uso de dispositivos de blindagem e da posição do operador, o que incrementa a incerteza da estimativa da dose (CARINOU et al., 2015).

Oonsiri et al. (2007) avaliando as doses ocupacionais em procedimentos de quimioembolização hepática, reportaram um valor médio da dose na entrada do olho esquerdo de 0,10 mSv e valores mínimos e máximos de 0,023 mSv e 0,15 mSv por procedimento. Kong et al. (2013) reportaram um valor médio anual de dose equivalente no cristalino do médico principal em procedimentos de quimioembolização de 9,27 mSv. Os autores relacionam este resultado à utilização adequada dos elementos de radioproteção (óculos plumbíferos e tela de acrílico plumbífero) durante os procedimentos.

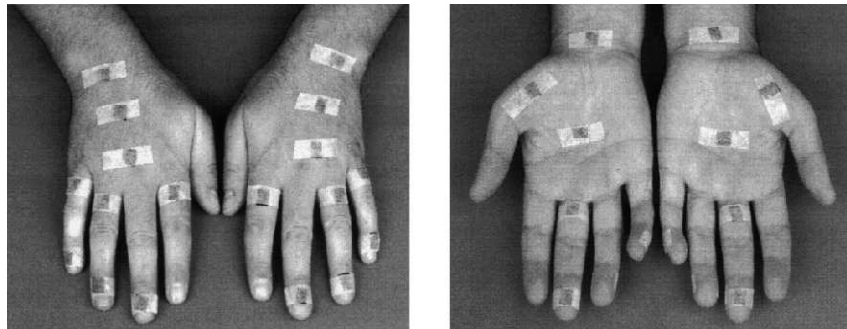
2.6.3 Métodos de dosimetria individual de extremidades

A monitoração individual externa de extremidades deve ser considerada nas áreas da radiologia/cardiologia intervencionista e na medicina nuclear (IAEA, 2014). Segundo dados fornecidos pelo Sistema de Gerência de Dose Ocupacional Externa (GDOSE), dos registros de doses anuais em radiologia intervencionista obtidas entre 2006 e 2010 no Brasil, apenas 5 profissionais foram monitorados com dosímetros de extremidades: 2 médicos em São Paulo e 3 técnicos no Rio de Janeiro. Destes registros, verifica-se que as doses nas mãos dos médicos podem chegar a ser 6 vezes maiores do que as doses registradas por fora do avental de chumbo. Isto reforça a necessidade do uso deste tipo de monitoração para estes profissionais (GONÇALVES et al., 2014).

No mercado, encontram-se vários modelos de monitores individuais de extremidades, baseados em LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P e CaSO₄:Dy (GINJAUME et al., 2006). Estes modelos de monitores reúnem qualidades apropriadas para diversas aplicações, como tamanho reduzido, a fim de evitar a atenuação de fótons de baixa energia e a possibilidade de esterilização do monitor, o que permite o seu uso durante procedimentos médicos e na produção de radiofármacos.

Para monitoração das mãos, é importante identificar, com a maior precisão possível, a localização da maior dose, uma vez que o limite de dose ocupacional para a pele é definido sobre uma área de 1 cm² (ICRP, 2007; CNEN, 2014). Whitby e Martin (2005) estudaram a distribuição da dose ocupacional nas mãos em 183 diferentes procedimentos intervencionistas no Reino Unido. A distribuição da dose foi avaliada usando dosímetros termoluminescentes, do tipo LiF:Mg,Ti, localizados em diferentes posições de ambas as mãos do radiologista, como ilustrado na Figura 22.

Figura 22 - Arranjo de TLDs nas mãos de um radiologista para estudar a distribuição da dose ocupacional em procedimentos intervencionistas

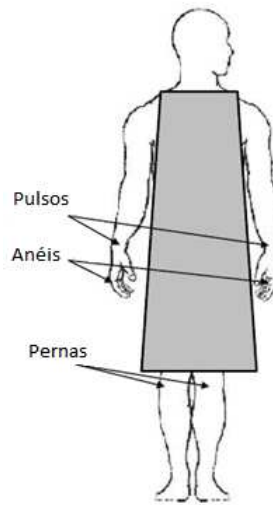


Fonte: Adaptado de WHITBY e MARTIN, 2005

Os resultados mostraram que os valores médios da dose na mão esquerda por procedimento foram: 0,92 mSv, 0,63 mSv e 0,23 mSv para procedimentos realizados via percutânea, jugular e femoral, respectivamente. Na maioria dos procedimentos, a base do dedo anelar e o dedo mindinho receberam as doses mais altas. De forma geral, a magnitude e distribuição da dose ocupacional nas mãos em intervencionismo dependem: do tipo de técnica para acessar o cateter no paciente (femoral, percutâneo ou jugular); do posicionamento do radiologista em relação ao campo de radiação; e da manipulação do cateter. Baseados nos resultados da pesquisa, os autores recomendam o uso de anéis na base do dedo anelar ou no dedo mindinho da mão esquerda para monitoração individual em radiologia intervencionista.

Nikodemová et al. (2011) investigaram a dose ocupacional de extremidades em 645 procedimentos intervencionistas realizados em 5 países da Europa durante a execução do projeto ORAMED (*Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*). As doses foram registradas com TLDs do tipo LiF:Mg,Cu,P em diferentes locais do médico, conforme mostra a Figura 23.

Figura 23 - Localização de TLDs para monitoração ocupacional de extremidades



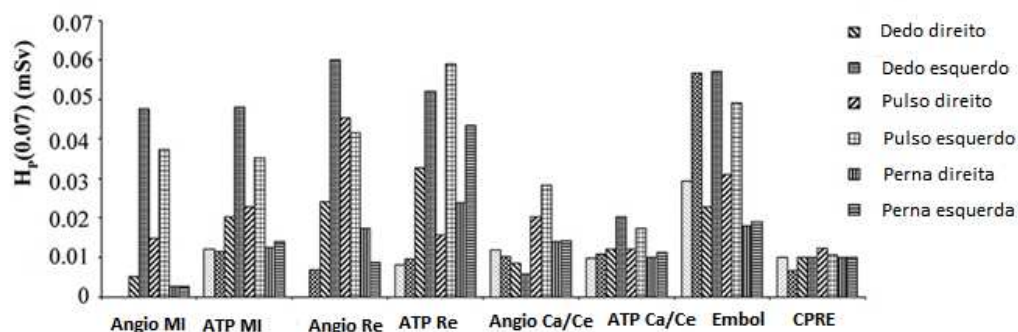
Fonte: Adaptado de EURADOS, 2012

De acordo com a frequência de realização e o nível de dose anual, os procedimentos foram divididos nas seguintes categorias:

- a) Angiografia (Carótida, cerebral, membros inferiores e artérias renais)
- b) Angioplastia Transluminal Percutânea (ATP) (carótida, cérebro, membros inferiores e artérias renais)
- c) Embolizações (Quimioembolizações, neuroembolizações e embolizações renais)
- d) Colangiopancreatografia Retrógrada Endoscópica (CPRE)

Os resultados do estudo mostraram que as maiores doses nas extremidades foram observadas nos procedimentos de embolização principalmente a quimioembolização hepática como ilustra a Figura 24. Isto devido à complexidade destes procedimentos refletida em altos valores do P_{KA} . Nikodemová et al. (2011) não reportaram os dados individuais para cada tipo de embolização argumentando que os resultados foram similares.

Figura 24 - Valores médios de Hp(0,07) para diferentes procedimentos intervencionistas na Europa



Fonte: Adaptado de NIKODEMOVÁ et al., 2011

A Tabela 11 mostra valores da dose ocupacional em extremidades devido a procedimentos de cardiologia intervencionista, neurorradiologia e quimioembolização reportados na literatura. Kong et al. (2013) reportaram valores da dose ocupacional em extremidades inferiores em procedimentos de quimioembolização hepática, levando em consideração o uso de cortina plumbífera. No entanto, observa-se na Tabela 11 que estes valores são semelhantes aos obtidos em procedimentos cardíacos (SILVA, 2011), onde não foi utilizado o saioté. Isto mostra que, em procedimentos de quimioembolização, as doses nos profissionais podem ser iguais ou superiores que outros procedimentos considerados de alta complexidade.

Tabela 11 - Valores médios de Hp(0,07) em extremidades em vários procedimentos intervencionistas

Estudo	Procedimento	Hp(0,07) μ Sv			
		Mão	Mão	Pé	Pé
		esquerda	direita	esquerdo	direito
Silva (2011)	Cardiologia intervencionista	128	42	289	187
Lunelli (2012)	Neurorradiologia	80,2	33,5	143,9	106,6
Kong et al. (2013)	Quimioembolização hepática	NR	NR	273 ^a	176 ^a

NR = Não reportado; a = uso de cortina plumbífera

A fim de limitar as doses de radiação a um nível aceitável, os profissionais expostos em procedimentos intervencionistas, especificamente aqueles que permanecem dentro da sala de hemodinâmica durante a execução dos exames, devem usar vestimentas de proteção individual (aventais, protetor de tireoide, óculos e luvas), bem como dispositivos acoplados ao equipamento de angiografia (tela de acrílico plumbífero e cortina plumbífera localizado na mesa do paciente). A Figura 25 ilustra esses acessórios: a) tela de acrílico plumbífero; cortina plumbífera; c) acessório vertical acoplado ao saíote plumbífero; d) almofada protetora.

Figura 25 - Acessórios de radioproteção acoplados ao equipamento de angiografia



Fonte: Adaptado de FETTERLY et al., 2011

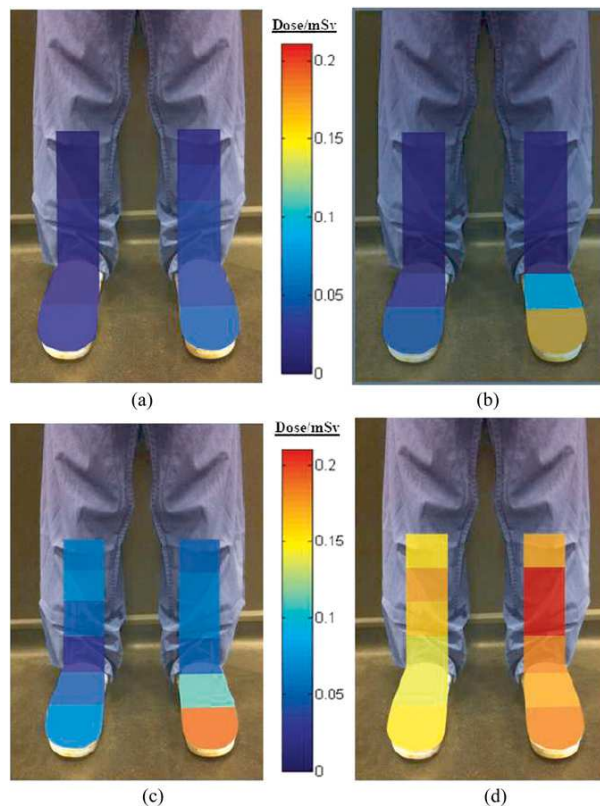
Para proteger a região do tronco do operador e a equipe contra a radiação secundária, aventais plumbíferos são usados. Existem aventais com equivalência de 0,25; 0,35; e 0,5 mm de chumbo. O avental de borracha plumbífera com espessura equivalente a 0,5 mm pode atenuar a radiação em até 95% para a energia típica dos raios X em procedimentos guiados por fluoroscopia. No entanto, avaliações em cardiologistas e radiologistas intervencionistas têm mostrado evidências da relação entre problemas na coluna e o peso dos aventais plumbíferos com esta espessura (PELZ, 1999; NCRP, 2010). 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 no mercado. Outra alternativa é a utilização de aventais plumbíferos de duas peças para distribuir o peso. Com 0,25 mm de chumbo, a sobreposição na parte da frente será 0,5 mm e de 0,25 mm na parte de

trás, representando mais de 90% de proteção no profissional. No caso de procedimentos realizados em pacientes obesos e procedimentos com uma alta carga de trabalho, é aconselhada uma espessura de chumbo acima de 0,35 mm e uma blindagem adicional, com espessura de chumbo no pescoço para proteção de esôfago e tireóide (FRANKEN e HUYSKENS, 2002).

Para a proteção dos olhos, cabeça e pescoço do operador, são utilizadas telas de acrílico ou vidro plumbífero, suspensas no teto da sala de hemodinâmica. Estudos têm mostrado que, se posicionado corretamente, este dispositivo pode atenuar a radiação espalhada nos olhos do operador em até 97% (THORNTON et al., 2010; KOUKORAVA et al., 2014). No entanto, existem muitos procedimentos nos quais não é prático o uso da tela, devido ao uso de múltiplas angulações oblíquas do braço C. Nesses casos, óculos com blindagem de chumbo devem ser usados. Óculos com lentes de vidro, com equivalência de 0,75 mm e 0,5 mm de chumbo na parte frontal e lateral, respectivamente, reduzem a dose nos olhos do intervencionista em um fator de 5 (MCVEY et al., 2013).

Em radiologia intervencionista, é recomendada a configuração do tubo de raios X embaixo da mesa do paciente e o receptor de imagem acima da mesa. Nessa condição os membros inferiores do profissional recebem de 2 a 3 vezes mais radiação espalhada em comparação com as mãos e os membros superiores (MILLER et al., 2010). Em algumas salas de hemodinâmica, são disponibilizadas cortinas plumbíferas (espessura equivalente em chumbo de 0,5 mm) fixadas na mesa do paciente, para proteger os membros inferiores dos profissionais durante os procedimentos. Quando usada de maneira adequada, a cortina plumbífera pode atenuar a radiação espalhada nos membros inferiores dos profissionais em até 64% (SHORTT et al., 2007). No entanto, um estudo realizado por Artschan et al. (2014) mostrou que os membros inferiores esquerdos dos radiologistas, podem receber altas doses, ainda com o uso de cortina plumbífera. No estudo referenciado, os autores colocaram TLDs num fantoma simulando as extremidades inferiores de um radiologista e realizaram exposições variando a posição vertical da mesa do paciente e tendo em conta o uso da cortina plumbífera. Os resultados mostraram que o aumento da altura da mesa do paciente acarreta um aumento na dose recebida no pé esquerdo do trabalhador, conforme mostra a Figura 26. As alturas (desde o chão até a borda inferior do saiot) avaliadas foram: a) 10,5 cm; b) 18,5 cm; c) 26,5 cm; d) sem saiot plumbífero. Nesta situação, os autores recomendam utilizar cortinas removíveis e de altura variável, dependendo da altura do radiologista e do tipo de procedimento.

Figura 26 - Distribuição da dose ocupacional nos membros inferiores em radiologia intervencionista



Separação entre o chão e a borda inferior do saiote plumbífero: a) 10,5 cm; b) 18,5 cm; c) 26,5 cm; d) sem saiote plumbífero.

Fonte: Adaptado de ARTSCHAN et al., 2014

Luvras cirúrgicas têm mostrado ser pouco efetivas para proteger as mãos do operador em radiologia intervencionista. Se o profissional colocar as mãos protegidas com as luvas diretamente no feixe, os parâmetros de exposição aumentarão e, em consequência, a dose ocupacional e do paciente, também. A melhor maneira de proteger as mãos do operador é mantê-las fora do campo de radiação, a menos que seja estritamente necessário.

Com o uso adequado dos elementos de radioproteção e a aplicação de técnicas para reduzir as doses no paciente, a dose efetiva em um radiologista intervencionista pode estar próxima de 2 a 4 mSv por ano, bem abaixo do limite de 20 mSv recomendado internacionalmente (ICRP, 2013). Programas de treinamento em proteção radiológica, bem como a implementação de métodos para o monitoramento individual, são necessários para evitar a ocorrência de reações tissulares e para manter a probabilidade de efeitos estocásticos tão baixa quanto razoavelmente possível nos profissionais que trabalham em radiologia intervencionista.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foram avaliados 109 procedimentos de quimioembolização hepática, realizados em 103 pacientes adultos diagnosticados com carcinoma hepatocelular, metástase coloretal, colangiocarcinoma, metástase de câncer de mama, hemangioma ou adenoma hepático. O estudo foi desenvolvido no período de abril de 2013 a julho de 2016, em seis serviços de hemodinâmica de cinco hospitais de referência e um centro de diagnóstico por imagem, localizados na cidade de Recife-Pernambuco. Duas Instituições (Hospitais 1 e 2) são públicas, enquanto que o centro de diagnóstico por imagem (Instituição 3) e as instituições 4, 5 e 6 são particulares.

Os modelos dos equipamentos de angiografia utilizados neste estudo estão apresentados na Tabela 12. As principais características técnicas e componentes físicos desses equipamentos estão resumidas no APÊNDICE A. Antes de se efetuar medidas com os pacientes, foram realizados os testes para verificar o desempenho e funcionamento dos equipamentos. Os procedimentos utilizados para a realização dos testes baseiam-se nos procedimentos recomendados nos relatórios 70 e 125 da AAPM (2001; 2012) e estão descritos no APÊNDICE B.

Tabela 12 - Equipamentos de angiografia instalados nas instituições avaliadas

Instituição (sala)	Modelo equipamento	Tecnologia
1 (A)	Toshiba DFP-2000A	Intensificador de imagem
2 (A)	Siemens Artis zee	Detector plano
2 (B)	Philips Integris Allura	Intensificador de imagem
3 (A)	Philips Allura Xper FD 20	Detector plano
3 (B)	Philips Allura Integris	Intensificador de imagem
4 (A)	Siemens Artis zeego	Detector plano
5 (A)	Siemens Artis zee	Detector plano
6 (A)	Siemens Artis zee	Detector plano

3.1 Dosimetria de pacientes

Para o estudo da dose recebida pelos pacientes, foram coletados os seguintes dados durante cada procedimento: sexo; idade; peso; estatura; e informações clínicas sobre as enfermidades em estudo que influenciam a complexidade dos procedimentos. A coleta de dados foi realizada utilizando-se o Formulário apresentado no APÊNDICE C.

3.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$

O valores totais e parciais de P_{KA} e $K_{a,r}$ para cada procedimento foram extraídos do relatório de dose gerado pelo equipamento angiográfico, através do sistema DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Além desses parâmetros, foram coletados os parâmetros de irradiação (tensão do tubo, corrente, largura do pulso) para fluoroscopia e angiografia de subtração digital (DSA), o número de imagens de DSA, o tempo acumulado de fluoroscopia, a distância foco-detector (DFD) e os valores das angulações e rotações do braço C, com o devido valor de magnificação (FOV). É importante salientar que nem todos os equipamentos de angiografia possuem os recursos tecnológicos que fornecem os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ durante os procedimentos intervencionistas.

Durante a realização dos procedimentos de quimioembolização na instituição 1, o P_{KA} foi medido com uma câmara de ionização de transmissão (PTW-Unidos E) posicionada na saída do tubo de raios X, como mostra a Figura 27. Para os equipamentos Philips Integris Allura, nas instituições 2 e 3, não foi possível colocar esta câmara de ionização, pois os equipamentos possuem um sensor de anticollisão que impedia o seu funcionamento quando a câmara era posicionada na saída do tubo de raios-X. Por esta razão, não foi possível medir o valor do P_{KA} para os procedimentos realizados com estes equipamentos.

Figura 27 - Medidor de P_{KA} acoplado ao equipamento Toshiba DFP-2000A da instituição 1 (A) durante um procedimento de quimioembolização



Os valores de P_{KA} obtidos neste estudo foram corrigidos levando em consideração os fatores de correção previamente determinados, conforme procedimento descrito no APÊNDICE D, que procuram corrigir o efeito da radiação espalhada pelo sistema de colimação do equipamento de raios-X. Os valores de P_{KA} corrigidos por estes fatores foram comparados com níveis de referência disponíveis na literatura e valores de outros estudos. Os valores de $K_{a,r}$ registrados nos procedimentos realizados nas instituições 2(A), 3(A), 4(A), 5(A) e 6 (A) também foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

3.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico

Para avaliar a distribuição do feixe de radiação e a localização da máxima dose absorvida na superfície da pele (MDP) dos pacientes submetidos a procedimentos de quimioembolização, foram utilizados filmes radiocrômicos do tipo GAFCHROMIC XR RV3, fabricados pela International Specialty Products (ISP, Wayne, NJ, USA). Durante a realização dos procedimentos, os filmes radiocrômicos foram posicionados sob as costas do paciente, na região toraco-abdominal com a face branca voltada para a entrada do feixe de raios X. Com esta

orientação, a sensibilidade do filme é maior devido ao conteúdo de bário na camada de poliéster branca (FARAH et al., 2015). Após ser irradiado no procedimento, esperou-se 24 horas para garantir a estabilidade da resposta do filme radiocrômico. Em seguida, foram identificados os pontos de maior escurecimento no filme e realizadas as medidas de densidade de refletância com um espectrodensitômetro X-Rite modelo 500, conforme mostra a Figura 28. Para relacionar a resposta do filme com a dose na pele do paciente, foi utilizada uma curva de calibração que relaciona a densidade óptica de refletância medida no filme com valores de kerma ar na faixa de energias encontradas em radiologia intervencionista. O procedimento adotado na obtenção da curva de calibração do filme XR RV3 está descrito no APÊNDICE E.

Figura 28 - Medição da densidade de refletância no filme depois de utilizado nos procedimentos



Fonte: Adaptado de TRIANNI et al, 2013.

Ao valor de densidade de refletância obtido no ponto de maior escurecimento, foi subtraído o valor da densidade de refletância do filme que não tinha sido irradiado, obtendo assim a densidade de refletância líquida. Substituindo este valor na equação da curva de calibração apresentada na Figura E2 do APÊNDICE E, foi obtido o valor máximo do kerma ar na entrada da pele do paciente. Os valores da máxima dose na pele obtidos neste trabalho também foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

3.1.3 Estimativa da dose em órgãos

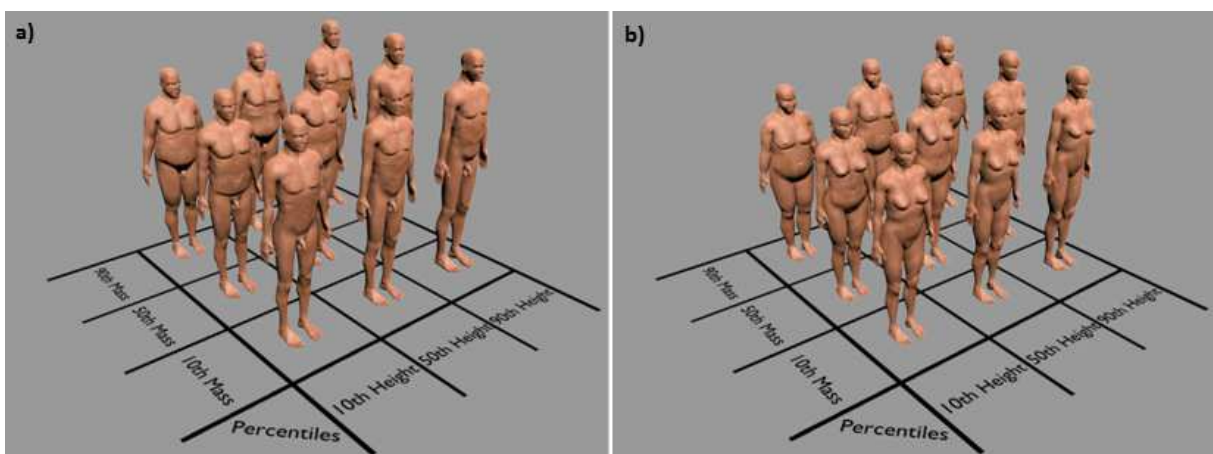
A dose absorvida em órgãos de pacientes foi avaliada em 20 procedimentos de quimioembolização hepática, que foram realizados na projeção Pósterio-Anterior (PA), utilizando o equipamento Siemens Artis zee da instituição 2 (A) e o equipamento Philips Allura Xper FD 20 da instituição 3 (A). Foram escolhidos esses casos por serem

representativos na amostragem de pacientes e pelo fato de que a maior parte das incidências do feixe primário de raios X nos procedimentos foi realizada nessa projeção.

A estimativa da dose absorvida em órgãos e tecidos radiosensíveis de pacientes neste estudo, foi realizada a partir de simulações computacionais baseadas no método Monte Carlo (MC) utilizando o código EGSnrc (KAWRAKOW et al., 2016). Foram usados 5 milhões de fótons por cada projeção simulada para garantir um erro estatístico na faixa de 1% para órgãos e tecidos localizados dentro do feixe. A energia de corte foi de 2 keV para fótons e de 150 keV para elétrons, ou seja, a dose absorvida foi calculada como kerma no tecido humano. Isto é justificado porque para as energias dos fótons em procedimentos intervencionistas o alcance dos elétrons secundários é desprezível.

Com a finalidade de obter uma representação aproximada das características antropométricas dos pacientes investigados, foram utilizados fantasmas computacionais em posição supina da série MASH e FASH, desenvolvidos pelo Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (GDOIN) do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco. Os fantasmas MASH (Male Adult meSH) e FASH (Female adult meSH) são fantasmas referenciais desenvolvidos com base nos valores recomendados pela Publicação 89 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica e também em função dos percentis 10, 50 e 90 de massa e estatura baseados em dados antropométricos de populações caucasianas (CASSOLA et al., 2010). A Figura 29 mostra imagens dos fantasmas antropomórficos masculinos e femininos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e estatura. Os dados antropométricos dos fantasmas estão resumidos na Tabela 13.

Figura 29 - Fantasmas antropomórficos MASH (a) e FASH (b)



Fonte: Adaptado de CASSOLA et al., 2011

Tabela 13 - Massas corporais e estaturas dos fantasmas antropomórficos FASH e MASH utilizados neste estudo

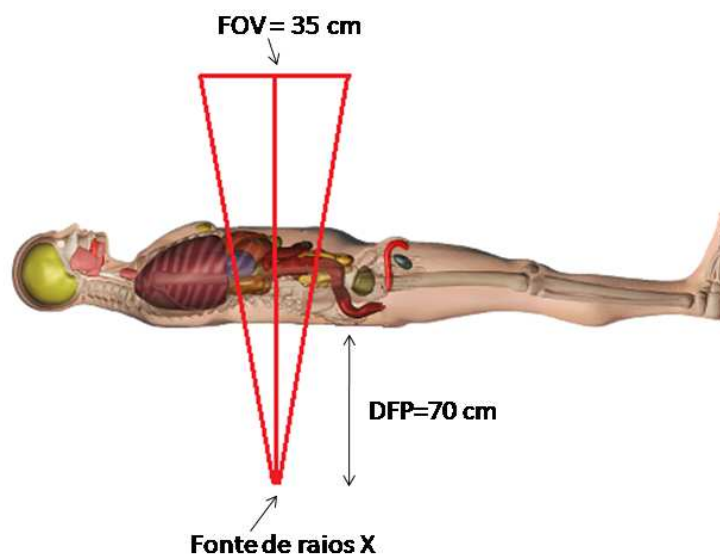
	Adulto feminino			Adulto masculino		
	Percentil			Percentil		
	10°	50°	90°	10°	50°	90°
Massa	48,6 kg	58,5 kg	76,7 kg	59,3 kg	71,1 kg	88,2 kg
Estatuta	155,5 cm	155,5 cm	155,5 cm	167,3 cm	167,3 cm	167,3 cm
Massa	54 kg	65 kg	85 kg	66 kg	79 kg	98 kg
Estatuta	163,8 cm	163,8 cm	163,8 cm	176,4 cm	176,4 cm	176,4 cm
Massa	59,6 kg	71,8 kg	94 kg	73 kg	87,5 kg	108,5 kg
Estatuta	172,2 cm	172,2 cm	172,2 cm	185,6 cm	185,6 cm	185,6 cm

Os espectros de raios X utilizados nas simulações foram caracterizados em termos da camada semi-redutora (CSR) dos equipamentos Siemens Artis zee (instituição 2A) e Philips Allura Xper FD 20 (instituição 3A). Os valores de CSR foram calculados com base nos valores de tensão do tubo de raios X (kV) e filtração total, coletados durante os procedimentos, bem como, nos dados publicados no relatório 78 do IPEM (*Institute of Physics and Engineering in Medicine*) (CRANLEY et al., 1997). Os valores de CSR para diferentes valores de tensão e filtração total são apresentados na Tabela 14.

Tabela 14 - Qualidades de radiação dos feixes de raios X utilizadas nas simulações

Equipamento	kV	Filtração total	Camada semi-redutora (mm Al)
Siemens Artis zee	70	2,5 mm Al + 0,3 mm Cu	5,49
	80	2,5 mm Al + 0,3 mm Cu	6,31
Philips Allura Xper FD 20	90	3,5 mm Al + 0,4 mm Cu	7,78
	100	3,5 mm Al + 0,4 mm Cu	8,42
	110	3,5 mm Al + 0,4 mm Cu	8,97

Para construir a geometria de exposição, foram utilizados os valores médios dos parâmetros geométricos coletados durante cada procedimento. Os valores da distância foco-paciente e tamanho do campo de visão na entrada do detector de imagem (FOV) foram 70 cm e 35 cm, respectivamente. O feixe central de raios X foi simulado em direção à região lombar superior direita do paciente, no centro do fígado na projeção PA, como apresentado na Figura 30.

Figura 30 - Geometria de exposição empregada nas simulações

Legendas: FOV = Field of view; DFP = distância foco-paciente

Fonte: Autoria própria

Para cada procedimento de quimioembolização investigado, foi realizada uma simulação MC, a fim de calcular coeficientes de conversão entre o valor médio da dose absorvida em órgãos e tecidos dos fantasmas MASH e FASH e a grandeza P_{KA} . A escolha dos fantasmas antropomórficos (ver Tabela 13) utilizados nas simulações foi de acordo com os valores de massa e estatura dos pacientes avaliados. Onze fantasmas (masculinos e femininos) foram acoplados à versão mais recente do código Monte Carlo EGSnrc (KAWRAKOW et al., 2016). Este código calcula o kerma em todos os órgãos e tecidos definidos no fantoma. Simultaneamente, o código calcula a fluência de fótons no ar livre no centro do campo de radiação, onde o feixe de raios X entra no fantoma. Usando fatores de conversão entre a fluência de partículas e o kerma ar reportados na Publicação 74 da ICRP (1996), a fluência de fótons é convertida em $K_{a,i}$ ou P_{KA} para fins de normalização. Considerações especiais foram adotadas para o cálculo da dose absorvida na pele, na medula óssea vermelha (RBM, *Red Bone Marrow*) e nas células da superfície dos ossos (BSC, *Bone Surface Cells*). A dose absorvida na pele foi calculada numa área quadrada (dimensões: 7,2 cm x 7,2 cm), ao redor do eixo central do feixe de raios X à entrada do fantoma. No caso dos tecidos esqueléticos (RMB e BSC) a dose absorvida é o valor máximo encontrado entre as doses absorvidas médias nos ossos no volume irradiado. Isto representa uma medida conservadora, porque, para esses tecidos, o valor médio da dose absorvida no corpo inteiro é menor que os valores encontrados no volume irradiado (KRAMER et al., 2008).

Os coeficientes de conversão entre a dose em órgãos e tecidos e a grandeza de normalização P_{KA} , calculados para onze fantasmas antropomórficos em função das qualidades de feixe de raios X reportadas na Tabela 14 são apresentados nas Tabelas F1 a F11 no APÊNDICE F. Usando estes coeficientes de conversão e os valores de P_{KA} coletados em cada procedimento, foram calculadas as doses absorvidas absolutas em órgãos e tecidos de pacientes.

3.2 Dosimetria ocupacional

3.2.1 Dosimetria com TLDs

Para avaliar as doses de radiação no médico principal e na equipe médica durante os procedimentos de quimioembolização, foram usados dosímetros termoluminescentes (TLDs) do tipo LiF:Mg,Ti (TLD-100), fabricados pela Thermo Scientific, nas dimensões 3 mm x 3 mm x 1 mm. Os TLDs foram previamente caracterizados e calibrados no LMRI-DEN/UFPE

em termos das grandezas operacionais $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ utilizando fantasmas de referência e coeficientes de conversão reportados na literatura (ISO, 1999; BEHRENS, 2012). A metodologia empregada na caracterização e calibração dos TLDs está descrita no APÊNDICE G. Para utilização, os TLDs foram encapsulados em sacos plásticos (dimensões = 1,4 cm x 1,4 cm) aos pares e fixados em diferentes locais do corpo do radiologista, conforme ilustra a Figura 31. Os locais selecionados foram escolhidos por serem representativos para o cálculo da dose efetiva (E), bem como para avaliar a dose equivalente (H_T) em regiões de órgãos radiosensíveis, como a tireoide e os olhos. No total, 9 pares de TLDs foram colocados nos seguintes locais do corpo do profissional em cada procedimento.

- Face: glabella (1), olho esquerdo (2) e olho direito (3);
- Região da tireóide: sobre o protetor de tireoide (4);
- Região do tórax: embaixo do avental plumbífero (5);
- Mão esquerda (6) e mão direita (7), na região dos punhos;
- Pé esquerdo (8) e pé direito (9).

Figura 31 - Localização dos TLDs no corpo do médico



Fonte: Autoria própria

A dose efetiva foi calculada a partir do algoritmo de dosimetria dupla proposto por von Boetticher et al. (2010), descrito pela Equação 5:

$$E = 0,84H_{p,u}(10) + 0,051H_{p,o}(10) \quad (5)$$

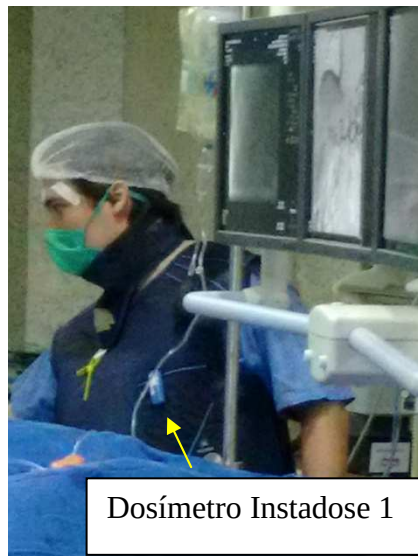
onde $H_{p,u}(10)$ corresponde ao valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado por dentro do avental (na região do tórax), e $H_{p,o}(10)$ é o valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado sobre o protetor de tireoide, na região do pescoço.

Após irradiação, os TLDs foram lidos com uma leitora VICTOREEN modelo 2800M, operada no modo de aquecimento STEP, que corresponde ao modo de aquecimento em múltiplos patamares. A resposta TL foi determinada integrando o sinal TL da glow curve entre 380 e 573,8 K. Os valores médios da dose efetiva e o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ por procedimento encontrados neste estudo foram comparados com valores reportados na literatura. Com base na carga de trabalho de cada radiologista, foram estimados os valores anuais de dose efetiva e $H_p(d)$ para realizar uma comparação com os limites de dose anuais estabelecidos internacionalmente.

3.2.2 Dosimetria com dispositivos eletrônicos pessoais

Além da dosimetria com TLDs, foram utilizados dosímetros eletrônicos pessoais do modelo Instadose 1 (Miriom Technologies, Inc) na monitoração individual dos profissionais neste estudo. O Instadose 1 é um dosímetro baseado na tecnologia de armazenamento direto de íons (DIS: direct ion storage), a partir do qual os valores do equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ podem ser obtidos de forma instantânea usando um computador com acesso à internet. Chiriotti et al. (2011) avaliando o desempenho de vários modelos de dosímetros eletrônicos pessoais em radiologia intervencionista encontraram uma resposta satisfatória para o dosímetro Instadose 1, conforme requerido pela norma 61526 da IEC. Os dosímetros eletrônicos foram calibrados previamente no LMRI-DEN/UFPE em termos da grandeza operacional $H_p(10)$, seguindo o procedimento descrito no APÊNDICE G. A posição do dosímetro no corpo do radiologista foi na região do tórax por fora do avental plumbífero, conforme ilustra a Figura 32.

Figura 32 - Posicionamento do dosímetro eletrônico no corpo do médico



Fonte: Autoria própria

As leituras de $H_p(10)$ obtidas com os dosímetros eletrônicos foram utilizadas para estimar a dose efetiva ocupacional através da aplicação de um fator de correção de $1/10$, como recomendado na Portaria 453 (BRASIL, 1998). Os valores de dose efetiva encontrados foram comparados com os valores da dose efetiva estimados a partir da metodologia de dosimetria dupla descrita na Seção 3.2.1. As correlações entre os valores do equivalente de dose pessoal $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ obtidos com TLDs e os valores de $H_p(10)$ obtidos com os dosímetros Instadose 1 foram avaliadas.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 15 mostra a distribuição dos 103 pacientes avaliados neste estudo por sala de hemodinâmica e instituição. Ressalta-se de que o número de pacientes avaliados neste trabalho dependeu do médico e do equipamento. Por exemplo, na instituição 1 só foi possível acompanhar 4 pacientes pois o médico saiu da instituição e não foi possível continuar o trabalho com outro profissional. No caso da sala B da instituição 3, só foram acompanhados 6 procedimentos pois o equipamento de angiografia (Philips Allura Integris) instalado nessa sala foi desativado. Apesar disso, decidimos apresentar os resultados dosimétricos dos pacientes e da equipe médica nos procedimentos avaliados nessas instituições, uma vez que foram realizados com equipamentos de angiografia equipados com intensificador de imagem.

Tabela 15 - Distribuição do número de pacientes por instituição neste estudo

Instituição (sala)	Número de procedimentos	Número de pacientes
1(A)	4	4
2 (A)	38	37
2 (B)	5	5
3 (A)	23	21
3 (B)	6	5
4 (A)	13	12
5 (A)	11	11
6 (A)	9	8
Total	109	103

Dos 103 pacientes tratados com quimioembolização neste estudo, observou-se que 93% (n=95) eram para tratamento de carcinoma hepatocelular, 3% (n=3) para hemangioma, 2% (n=2) para Metástase coloretal, 1% (n=1) para metástase de câncer de mama, 1% (n=1) para colangiocarcinoma e 1% (n=1) para adenoma hepático. Isto mostra que, além do CHC, outros tumores podem ser tratados com a técnica de quimioembolização.

A Tabela 16 mostra os dados sobre a idade, massa, índice de massa corpórea (IMC) e estatura dos pacientes por instituição. Os resultados de IMC obtidos neste estudo foram

clasificados de acordo com os valores de IMC da Organização Mundial da Saúde e são apresentados na Tabela 17 (OMS, 1999).

Tabela 16 - Valores médios e desvio padrão para os dados de idade, massa, estatura e IMC dos pacientes neste estudo

Instituição	Amostra	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	IMC (kg.m ⁻²)	Sexo	
						F	M
1	4	64±5	77±21	163±7	29±7	2	2
2	42	61±15	62±10	163±7	23±3	13	29
3	26	67±10	78±15	165±15	28±4	11	15
4	12	69±12	73±13	167±10	26±3	5	7
5	11	69±8	73±17	169±9	25±5	8	3
6	8	54±21	75±11	167±5	27±4	4	4

Tabela 17 - Percentual de pacientes por grau de obesidade, segundo classificação da OMS

IMC (kg.m ⁻²)	Classificação	Instituição					
		1	2	3	4	5	6
< 18,5	Baixo peso	0%	0%	0%	0%	9%	0%
18,5-24,9	Normal	25%	61%	20%	42%	36%	40%
≥ 25	Sobrepeso	25%	39%	55%	50%	36%	40%
30-34,9	Obesidade nível I	50%	0%	15%	8%	18%	20%
35-39,9	Obesidade nível II	0%	0%	5%	0%	0%	0%
> 40	Obesidade mórbida	0%	0%	5%	0%	0%	0%

Os dados da Tabela 16 mostram que 57% dos pacientes são do sexo masculino e, 43% do sexo feminino. Uma das causas para esse percentual maior é a incidência de casos de

pacientes do sexo masculino com cirrose no fígado devido ao consumo excessivo de álcool. Percebe-se também que não há diferença significativa entre os valores médios de idade, e altura dos pacientes, e que os valores da massa corporal dos pacientes da instituição 2 foram menores em relação aos valores reportados para os pacientes das outras instituições.

A Tabela 18 mostra valores médios e desvio padrão referente aos dados de massa, estatura, IMC e idade dos pacientes e dados encontrados na literatura para procedimentos de quimioembolização. Os resultados mostram que o perfil dos pacientes avaliados neste estudo é similar aos dos pacientes nos trabalhos citados.

Tabela 18 - Dados dos pacientes neste estudo e encontrados na literatura

Parâmetros	Este estudo	Dauer et al. (2011)	Compagnone et al. (2012)
Número de pacientes	103	113	14
Massa (kg)	72±15	79±14	75±16
Estatura (m)	1,65±0,08	1,70 ±0,09	1,71±0,07
IMC (kg.m ⁻²)	26,2 ±4,0	26,3±7	25,7±5
Idade (anos)	64±13	63±10	64±7

4.1 Dosimetria de pacientes

4.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$

A Tabela 19 apresenta os valores médios e o intervalo de variação dos parâmetros de irradiação para os diferentes modos de operação nos procedimentos de quimioembolização. Para a aquisição das imagens nos procedimentos de quimioembolização é utilizada fluoroscopia e angiografia de subtração digital (DSA). Na fluoroscopia, o sistema gera a imagem no monitor em tempo real, mas esta imagem não é gravada, pois tem a função de “guiar” o médico durante o procedimento para a colocação do cateter, ou outros dispositivos, até atingir os vasos nutridores do tumor e, então, administrar drogas quimioterápicas. Para identificar os vasos que nutrem o tumor, é utilizada a DSA. Nesta técnica, ocorre a aquisição de uma série de imagens em que, a cada série, a primeira imagem é adquirida sem contraste e é chamada de “máscara”. A sequência seguinte de imagens é adquirida no momento da passagem do contraste pela rede vascular. Com a subtração digital (a sequência com o

contraste é subtraída da imagem máscara), a rede vascular do paciente pode ser melhor visualizada. Em todas as instituições avaliadas, foi utilizada fluoroscopia pulsada (taxa de 10 pulsos/s) e DSA com baixa taxa de aquisição de imagens (2 i/s).

Tabela 19 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação para os modos de fluoroscopia e DSA em procedimentos de quimioembolização

Instituição (sala)	Fluoroscopia			Angiografia de subtração digital		
	Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Largura do pulso (ms)	Tensão do tubo (kV)	Corrente do tubo (mA)	Largura do pulso (ms)
1 (A)	76,5 $\pm$ 6,6 (70-84)	116 $\pm$ 15 (102-131)	4,5 $\pm$ 1,3 (3,2-5,7)	87,0 $\pm$ 4,0 (82-90)	477 $\pm$ 46 (407,5-500)	88 $\pm$ 14 (66,8-95,8)
2 (A)	67,4 $\pm$ 1,0 (66-70)	153 $\pm$ 12 (138-165)	12,50 $\pm$ 0,30 (9-13)	72,4 $\pm$ 5,3 (63,5-82)	517 $\pm$ 175 (212-798)	119 $\pm$ 19 (83-160)
2 (B)	90 $\pm$ 5,0 (74-97)	22 $\pm$ 16 (20-34)	NR	81,5 $\pm$ 2,1 (74-83)	461 $\pm$ 106 (386-536)	204 $\pm$ 19 (114-250)
3 (A)	95,6 $\pm$ 10,3 (70-107,5)	18,4 $\pm$ 8,3 (11,7-46,5)	NR	85,7 $\pm$ 6,4 (78-96)	622 $\pm$ 59 (455-691)	10,3 $\pm$ 1,2 (8-12)
3 (B)	89,7 $\pm$ 7,9 (77,6-99,3)	27,2 $\pm$ 6,2 (22,4-38,6)	NR	81,3 $\pm$ 4,9 (75-85)	NR	226 $\pm$ 31 (204-260)
4 (A)	68,3 $\pm$ 2,1 (65-71,4)	177 $\pm$ 22 (137,3-213)	12,30 $\pm$ 0,60 (10,8-12,7)	74,0 $\pm$ 5,5 (65,4-83,2)	557 $\pm$ 167 (314-792)	93 $\pm$ 37 (40-125)
5 (A)	70,4 $\pm$ 3,5 (65,7-76,1)	170 $\pm$ 39 (106,7-239)	12,5 $\pm$ 1,1 (11,2-14,8)	79,0 $\pm$ 7,7 (68,8-90,5)	747 $\pm$ 81 (515-791)	48 $\pm$ 26 (38-125)
6 (A)	69,3 $\pm$ 2,4 (67,3-73)	151 $\pm$ 16 (132,5-167)	12,50 $\pm$ 0,80 (11,8-13,6)	74,4 $\pm$ 5,0 (67-85)	480 $\pm$ 132 (286-672)	83 $\pm$ 13 (73-118)

NR = Não reportado

Os resultados apresentados na Tabela 19 mostram que os valores de tensão (kV), corrente (mA) e largura do pulso para o modo de fluoroscopia em procedimentos de quimioembolização apresentaram magnitudes e dispersões distintas nas instituições que utilizaram equipamentos de diferentes fabricantes. Os resultados dos testes realizados nos equipamentos mostraram que o ajuste desses parâmetros é realizado pelo controle automático de exposição, de acordo com a espessura do paciente, e varia para cada fabricante (Figuras B4 a B7, APÊNDICE B). No caso de DSA, foram observadas variações de até 36% entre os valores de corrente do tubo e largura do pulso entre instituições que utilizaram equipamentos do mesmo fabricante. Essas variações ocorrem devido ao uso de diferentes protocolos de aquisição de imagens nos procedimentos intervencionistas. Os protocolos são configurados

em função da região anatômica do paciente e são ajustados pelo técnico de radiologia no console de operação. A Tabela 20 mostra os valores médios correspondente aos dados de tensão, corrente e largura do pulso para os protocolos de aquisição de imagens utilizados em cada instituição.

Tabela 20 - Valores médios dos parâmetros de irradiação para os diferentes protocolos de aquisição de imagens em cada instituição avaliada

Instituição (sala)	Equipamento	Protocolo de aquisição de imagens	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Largura do pulso (ms)
1(A)	Toshiba DPF-2000A	Abdômen	74,4	479,7	83,4
		Mesentéricas	74,9	490,7	97,9
		Aortografia abdominal	70,7	508	117,3
2 (A)	Siemens Artis zee	Quimioembolização	71,7	568,7	115,8
		Renais	74,9	526,1	155,7
		Tronco celíaco	73,1	358	158,1
2 (B)	Philips Integris Allura	Abdômen	81,5	460,9	204
3 (A)	Philips Allura Xper FD 20	Abdômen	85,7	621,9	10,3
3 (B)	Philips Integris Allura	Abdômen	81,3	NR	226,4
		Quimioembolização	77,7	704,3	40,38
		Mesentéricas	81	361,5	100,6
4 (A)	Siemens Artis zeego	Aortografia abdominal	70,6	515,1	116,6
		Quimioembolização	79,3	770,1	40,6
5 (A)	Siemens Artis zee	Aortografia abdominal	76,2	515,3	125,2
6 (A)	Siemens Artis zee	Aortografia abdominal	75,2	493,6	86,5
		Quimioembolização	71,6	481,8	76,9
		Mesentéricas	74,7	392,2	77,8

Com base nas informações apresentadas nas Tabelas 19 e 20, observa-se que as menores variações nos parâmetros de irradiação para DSA foram para as instituições 1 e 5, pois, em 91% dos procedimentos, foi utilizado o mesmo protocolo de aquisição de imagens.

A Tabela 21 mostra os valores médios, mínimos e máximos do número de imagens, tempo de fluoroscopia e P_{KA} total e por modo de operação em procedimentos de quimioembolização nas instituições em estudo. Na Tabela 21 não são mostrados os valores de P_{KA} por modo de operação para a instituição 3 (A), pois o equipamento Philips Allura Xper FD 20 só reporta o valor acumulado. Como mencionado na Seção 3.1.1, não foi possível

medir os valores de P_{KA} correspondentes aos procedimentos realizados nas Salas B das instituições 2 e 3.

Tabela 21 - Valores médios, mínimos e máximos do número de imagens, tempo de fluoroscopia e P_{KA} total e por modo de operação neste estudo

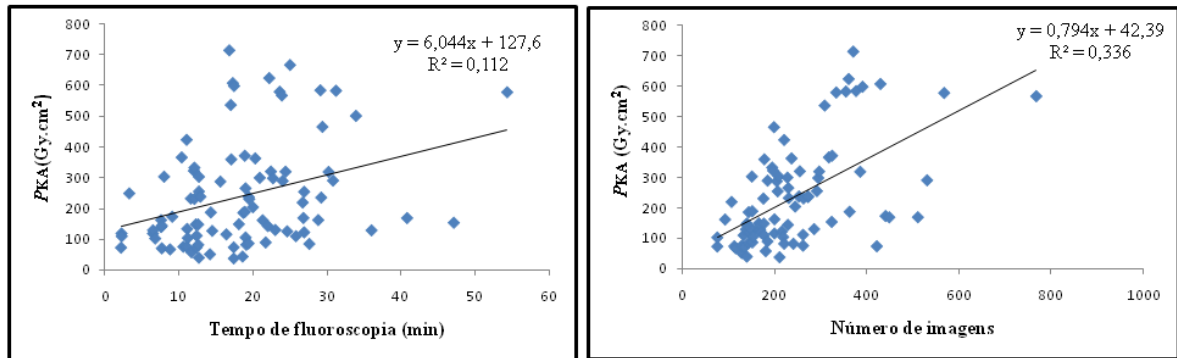
Instituição (sala)	Número de séries	Número de imagens	TF (min)	P_{KA} (Gy.cm ²)		
				FL	DSA	Total
1(A)	10 (3-20)	230 (120-308)	13,2 (3,3-25)	144,8 (91-249)	177 (38,7-282,5)	321,8 (130-531)
2 (A)	11 (2-31)	251 (75-767)	18,9 (2,2-54,3)	54,1 (3,6-179,3)	167,4 (42,3-499,6)	221,5 (52-623,7)
2 (B)	12 (6-21)	222 (109-316)	23,5 (16,5-33)	NR	NR	NR
3 (A)	12 (3-23)	230 (132-429)	16,6 (2,3-29,4)	NR	NR	361,4 (110-697)
3 (B)	10 (7-14)	229 (139-325)	19,5 (9,1-35,2)	NR	NR	NR
4 (A)	10 (4-21)	215 (106-421)	19,6 (7,7-30,2)	44,6 (8,3-94,1)	111 (30,2-225)	155,6 (40,6-319)
5 (A)	10 (4-13)	364,5 (112-1588)	17 (12,4-24)	60,8 (9,5-157)	129,4 (29-325)	211,2 (39-713,7)
6 (A)	10 (5-18)	279 (153-510)	21,6 (12,7-34)	36,4 (9,7-105)	131,4 (26-295)	167,9 (35,5-399)

NR = Não reportado; TF = Tempo de fluoroscopia; DSA = Angiografia de subtração digital

Observa-se, na Tabela 21, que a maior contribuição ao P_{KA} total por procedimento neste estudo foi devido a DSA. O valor médio da contribuição percentual de DSA para o P_{KA} total foi 55%, 75,6%, 71,3%, 74,7% e 78,3% para as instituições 1, 2, 4, 5 e 6 respectivamente. O valor máximo do P_{KA} (713 Gy.cm²) neste estudo foi registrado em um procedimento realizado na instituição 5 (A). Isto aconteceu devido à ocorrência do caso atípico de um paciente que realizou 17 aquisições, com 1958 imagens, o que acarretou estes valores extremos. Analisando os dados deste procedimento, verificou-se que se trata de um paciente masculino com 74 anos, submetido, adicionalmente a uma quimioembolização para tratamento de um tumor no rim. Esse paciente teve além das aquisições de subtração digital, aquisições de tomografia rotacional para reconstrução 3D. Observa-se que, embora o valor médio do número de imagens na instituição 5 (A) seja superior ao das outras instituições, o

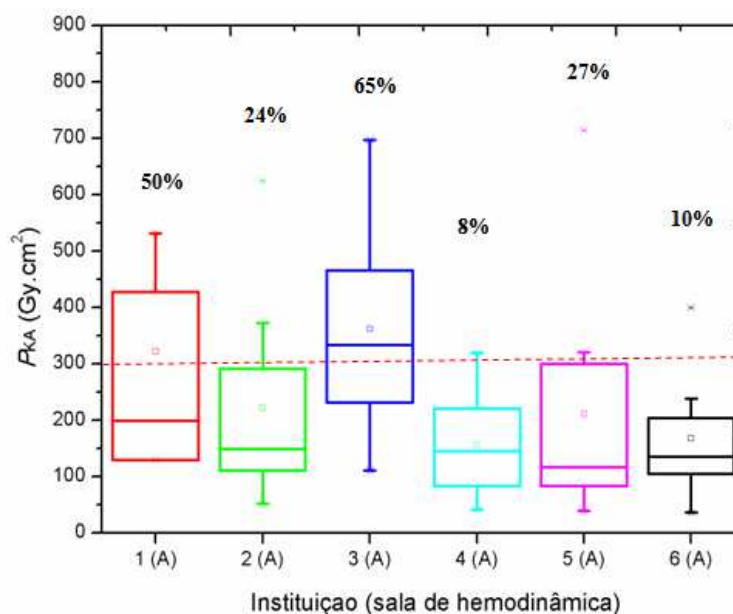
valor do P_{KA} não foi necessariamente superior. Os coeficientes de correlação apresentados na Figura 33 mostram que não existe correlação entre os valores de P_{KA} , tempo de fluoroscopia e número de imagens de DSA nos 109 procedimentos de quimioembolização acompanhados neste estudo.

Figura 33 - Correlação entre P_{KA} , tempo de fluoroscopia e número de imagens de DSA em procedimentos de quimioembolização



Os resultados apresentados na Tabela 21 mostram também que, em todas as instituições acompanhadas neste estudo, foram registrados valores de P_{KA} superiores aos níveis de alerta para ocorrência de eritema transitório em procedimentos intervencionistas estabelecidos em $300 Gy.cm^2$ (NCRP, 2010). Os resultados da distribuição dos valores do P_{KA} nos procedimentos de quimioembolização em cada instituição estão apresentados em termos de gráficos box-plot (Figura 34). Nesse tipo de gráfico os limites superiores e inferiores da caixa indicam os percentis 75% e 25% respectivamente. A linha horizontal na caixa indica o valor da mediana dos dados. Os extremos do gráfico indicam os valores mínimos e máximos da distribuição. Os pontos fora do gráfico são considerados valores discrepantes (*outliers*) e são denotados por asterisco (*).

Figura 34 - Distribuição dos valores do P_{KA} em procedimentos de quimioembolização em cada instituição e percentual de casos com valores acima de 300 Gy.cm²



Os maiores valores médios do P_{KA} por procedimento foram registrados nas instituições 1 (A) e 3 (A) respectivamente. Isso pode ser explicado pelo alto percentual de casos com valores de P_{KA} acima de 300 Gy.cm² como ilustrado na Figura 34. Os dados para os procedimentos de quimioembolização com valores acima de 300 Gy.cm² nas instituições 1 e 3 estão apresentados na Tabela 22.

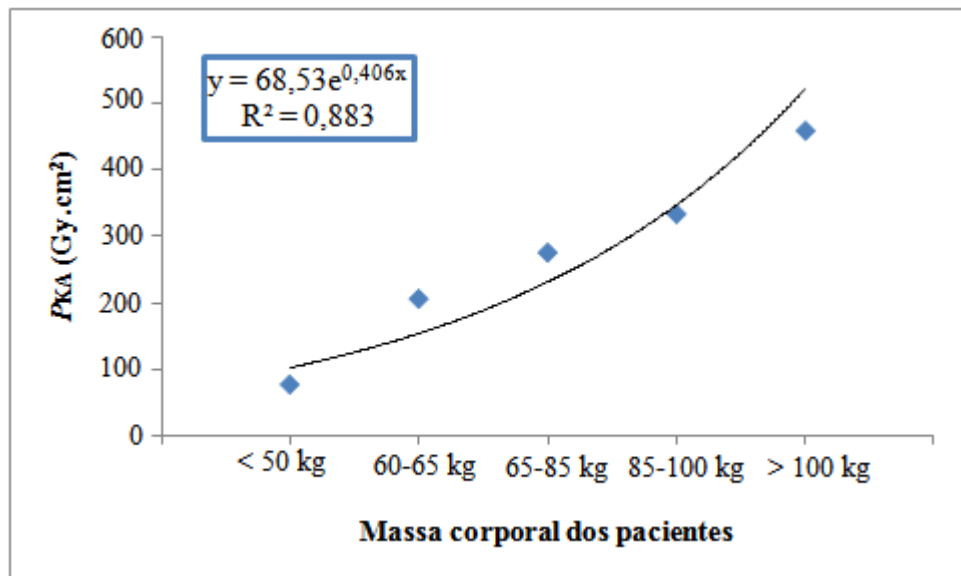
Tabela 22 - Dados dos procedimentos com altos valores de P_{KA} nas instituições 1 e 3

Instituição	Paciente	Sexo	IMC (kg.m ⁻²)	Número de imagens	TF (min)	P_{KA} (Gy.cm ²)	Observações
1 (A)	1	F	33,9	340	25	531	SP
	2	F	29,6	308	17	427,6	SP
3 (A)	1	F	39,1	390	17,4	598,1	SP
	2	M	28,2	194	12,1	332,9	SP
	3	M	27,7	NR	NR	696,7	SP + P C
	4	M	25,2	333	23,6	579,4	SP + P C
	5	F	29,9	198	29,4	465,6	SP + P C
	6	M	29,4	254	22,4	320,6	SP
	7	M	29,1	429	17,3	607,5	SP + P C
	8	M	33,3	220	11,0	423,5	SP
	9	F	25,9	317	10,4	366,4	SP
	10	M	33,3	177	17,1	360,0	SP + P C
	11	M	29,1	196	12	322,9	SP

NR = Não reportado; SP = Paciente com sobrepeso; P C = Procedimento complexo

Os dados na Tabela 22 mostram que os altos valores de P_{KA} nas instituições 1 e 3 estão relacionados com fatores como: massa corporal do paciente e complexidade dos procedimentos, associada com a localização, dimensão e vascularização arterial do tumor. Diversos estudos têm demonstrado correlações entre o P_{KA} e os valores de massa corporal dos pacientes em procedimentos intervencionistas (IAEA, 2009; MILLER et al., 2009), o que foi confirmado neste estudo, como ilustra a Figura 35.

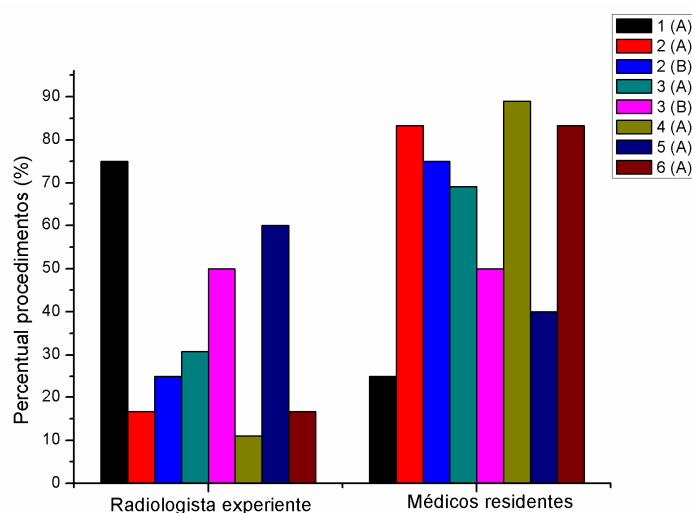
Figura 35 - Correlação entre o P_{KA} total e a massa corporal dos pacientes neste estudo



A análise dos dados mostra que, nos 109 procedimentos avaliados, o tempo médio de fluoroscopia foi de 18,6 min, com valores mínimos e máximos de 2,2 min e 54,3 min, respectivamente. O elevado tempo de fluoroscopia nos procedimentos de quimioembolização é função da complexidade do tratamento, relacionada com o acesso ou a obstrução de uma ou mais regiões das artérias que irrigam o tumor, do tipo de cateter e do material embolizante empregado no tratamento, assim como possíveis agravos do quadro clínico do paciente no momento do procedimento, bem como das condições físicas gerais do paciente. Além disso, o tempo de fluoroscopia depende da capacidade e experiência do médico e das condições dos equipamentos empregados no procedimento. A Tabela 23 e a Figura 36 mostram, respectivamente, o número de médicos e o percentual de procedimentos realizados em cada instituição acompanhada.

Tabela 23 - Número de médicos por instituição neste estudo

Instituição (sala)	Número de procedimentos	Médico experiente	Médicos residentes
1 (A)	4	1	1
2 (A)	38	1	9
2 (B)	5	1	3
3 (A)	17	1	5
3 (B)	6	1	4
4 (A)	13	1	4
5 (A)	11	1	3
6 (A)	9	1	4

Figura 36 - Percentual do número de procedimentos realizados por médico

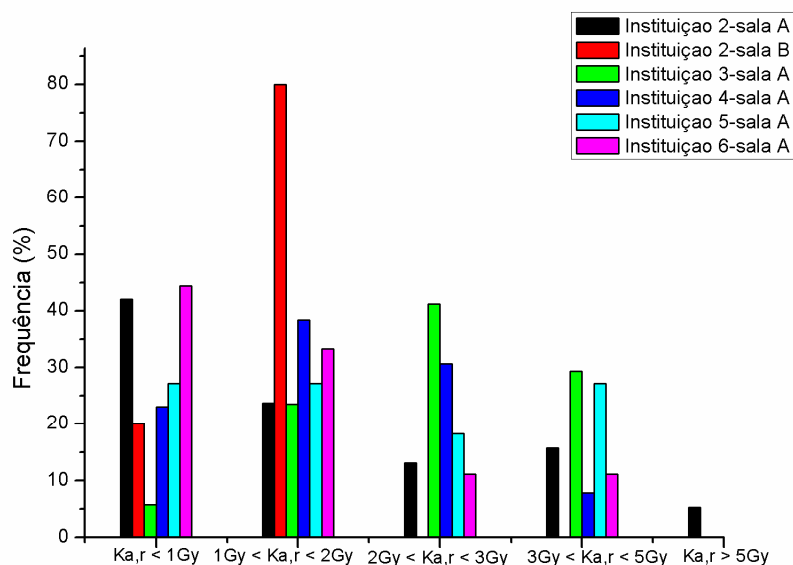
Os dados apresentados na Tabela 23 e na Figura 36 mostram que 30% dos procedimentos de quimioembolização acompanhados neste estudo foram realizados pelo médico mais experiente e 70%, pelos médicos residentes. A Tabela 24 mostra a distribuição dos valores de $K_{a,r}$ total e por modo de operação em procedimentos de quimioembolização avaliados neste estudo.

Tabela 24 - Valores médios, mínimos e máximos de Ka,r em procedimentos de quimioembolização por instituição avaliada

Instituição (sala)	Ka,r (mGy)		
	FL	DSA	Total
1 (A)	NR	NR	NR
2 (A)	629 (15,3-1907)	1141,5 (236-3822)	1770,5 (276,1-5259)
2 (B)	695,5 (289-1136)	764,1 (289-1410)	1459,7 (577,3-1995,5)
3 (A)	NR	NR	2500 (466,1-4501,6)
3 (B)	NR	NR	NR
4 (A)	773,4 (179-1494)	947,9 (273-1848)	1721,4 (565,9-3170)
5 (A)	1006 (270-2501)	967,6 (338-2209)	2074,2 (608-4596)
6 (A)	638,4 (167-1748)	922,2 (191-2697)	1560,5 (358-4445)

NR = Não reportado; FL = Fluoroscopia; DSA = Angiografia de subtração digital

Observa-se na Tabela 24 que o maior valor médio de Ka,r por procedimento neste estudo foi reportado na instituição 3(A). Isto se explica pelo alto percentual (70,6%) de procedimentos com valores de Ka,r acima de 2 Gy, como ilustra a Figura 37. Os percentuais de procedimentos com valores de Ka,r superiores a 3 Gy para as instituições 2 (A), 3 (A), 4 (A), 5 (A) e 6 (A) foram 21%, 29,4%, 7,8%, 27,2% e 11,1% respectivamente. Dos 109 procedimentos avaliados neste estudo, só houve um caso com Ka,r superior a 5 Gy. Esses resultados mostram que, nas instituições mencionadas anteriormente, a probabilidade de doses altas na pele dos pacientes é significativa.

Figura 37 - Percentual de pacientes por valor de Ka,r neste estudo

Para investigar a influência do médico radiologista na dose do paciente, foi avaliada a variabilidade dos parâmetros dosimétricos, apresentados na Tabela 25, nos procedimentos realizados pelo médico experiente e pelos residentes, a partir do cálculo do coeficiente de variação (CV), definido como a relação entre o desvio padrão e a média.

Tabela 25 - Comparação da variação dos parâmetros dosimétricos por grau de treinamento do médico executor do procedimento

Parâmetro dosimétrico	Médico experiente (n = 31)				Residentes (n = 73)			
	Mínimo	Média	Máximo	CV (%)	Mínimo	Média	Máximo	CV (%)
TF (min)	2,3	15,5	54,3	70,2	2,2	20,5	47,1	41,5
Número de imagens	109	236,2	567	51,2	75	239,1	767	49,6
P_{KA} total (Gy.cm ²)	83,4	203,5	451,9	50,2	38,6	238,5	713,7	71,3
Ka,r total (mGy)	461,6	1796,2	3825	57,7	276,1	1912,6	5197	63,3

TF = tempo de fluoroscopia

Observa-se, na Tabela 25, que os valores de tempo de fluoroscopia e P_{KA} total nos procedimentos de quimioembolização realizados pelo médico mais experiente são, em média, 24% e 15% menores em relação aos valores empregados pelos residentes. No entanto, a dispersão nos valores de tempo de fluoroscopia para o médico experiente é maior em relação

aos residentes. Uma das causas para essas diferenças deve-se ao fato de que o radiologista mais experiente realizou procedimentos de diversas complexidades, distribuídos em todas as instituições avaliadas e utilizando equipamentos angiográficos de diferentes tecnologias e fabricantes.

A Tabela 26 mostra os valores médios e o intervalo de variação do tempo de fluoroscopia, número de séries e imagens de DSA, P_{KA} e $K_{a,r}$ em procedimentos de quimioembolização avaliados neste estudo, em comparação com estudos disponíveis na literatura.

Tabela 26 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de quimioembolização neste estudo e na literatura

Estudo	Amostra	TF (min)	Número de imagens	P_{KA} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)
Este trabalho	109	18,6 (2,2-54,3)	239 (75-767)	243,7 (38,6-713,7)	1895,9 (276-5259)
Miller et al. (2003)	126	16,8 (2,1-69,5)	216 (16-586)	282,3 (17,1-904)	1406 (61-6198)
Trianni et al. (2009)	144	14,1	NR	210,5	1136,3
Vañó et al. (2009)	151	19,8 (2,8-80)	141 (16-468)	216 (27,4-830)	NR

NR = Não reportado

A análise dos dados mostra que os valores dos parâmetros dosimétricos calculados neste estudo estão dentro do intervalo de valores obtidos nos trabalhos referenciados. No entanto, observa-se que, no estudo realizado por Trianni et al. (2009), os valores dos parâmetros foram menores que os reportados neste estudo. Essas diferenças podem ser atribuídas a fatores relacionados com o tipo de equipamento utilizado e à experiência dos médicos. Os procedimentos de quimioembolização no estudo de Trianni et al. (2009) foram realizados por 4 médicos experientes utilizando dois equipamentos de angiografia equipados com detector plano, enquanto que os procedimentos acompanhados neste estudo foram

realizados por 14 residentes e 1 médico experiente utilizando 8 sistemas de angiografia de diferentes tecnologias e fabricantes.

A comparação dos resultados obtidos neste estudo (valores médios) com valores disponíveis na literatura para níveis de referência em procedimentos de quimioembolização estão apresentados na Tabela 27. Embora a ICRP (ICRP, 2001) recomende não utilizar os NRDs no gerenciamento do risco para efeitos tissulares, a grandeza Ka,r vem sendo utilizada na radiologia intervencionista como um indicador do risco de lesões na pele em procedimentos de alta complexidade ou nos casos de pacientes submetidos a varias sessões de um mesmo procedimento em intervalos de tempo curtos.

Tabela 27 - NRDs para procedimentos de quimioembolização encontrados na literatura comparados com os valores médios dos parâmetros dosimétricos neste estudo

Estudo	Amostra	Ka,r (Gy)	P_{KA} (Gy.cm²)	TF (min)	Número de imagens de DSA
Instituição 1 (A)	4	NR	321,8	13,2	230
Instituição 2 (A)	38	1,8	221,5	18,9	251
Instituição 2 (B)	5	1,5	NR	23,5	222
Instituição 3 (A)	23	2,5	361,4	16,6	230
Instituição 3 (B)	6	NR	NR	19,5	229
Instituição 4 (A)	13	1,7	155,6	19,6	215
Instituição 5 (A)	11	2,1	211,2	17	220
Instituição 6 (A)	9	1,6	167,9	21,6	279
Miller et al. (2009)	125	1,9	400	25	300
Vañó et al. (2013)	389	NR	251	25	216

NR = Não reportado

A Tabela 27 mostra que, neste estudo, os valores de $K_{a,r}$ e P_{KA} obtidos nos procedimentos de quimioembolização na instituição 3 (A) estão acima dos valores de referência propostos por Miller et al. (2009) e Vañó et al. (2013). Algumas causas já foram identificadas a partir dos resultados dos testes de controle de qualidade (realizados no equipamento Philips Allura Xper FD 20), apresentados no APÊNDICE B (altas taxas do kerma ar na entrada da superfície do paciente) e pela análise dos dados coletados nessa Instituição (complexidade dos procedimentos, condições físicas dos pacientes e experiência do médico). Estes dados sugerem a necessidade de uma revisão das práticas durante os procedimentos por parte da equipe médica e uma verificação da taxa de kerma ar na entrada do paciente nessa instituição.

4.1.2 Dosimetria com filme radiocrômico

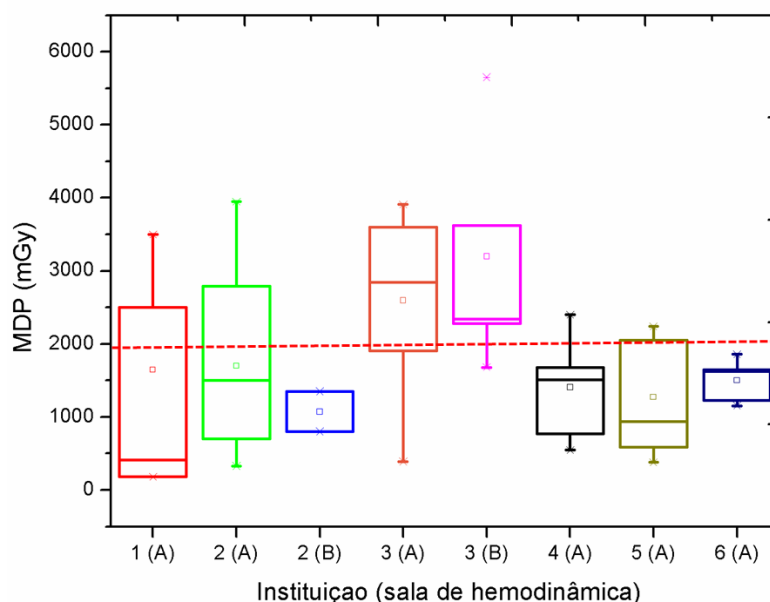
Neste estudo, foram monitorados 53 pacientes com filme radiocrômico, com o propósito de avaliar a MDP e a distribuição do feixe de radiação na pele do paciente nos procedimentos de quimioembolização. A Tabela 28 apresenta o percentual de pacientes monitorados com filme radiocrômico em cada instituição acompanhada.

Tabela 28 - Distribuição de pacientes monitorados com filme radiocrômico

Instituição (sala)	Número total de pacientes	Percentual de pacientes monitorados
1 (A)	4	100%
2 (A)	35	43%
2 (B)	5	40%
3 (A)	14	50%
3 (B)	5	100%
4 (A)	12	50%
5 (A)	11	82%
6 (A)	8	63%

Os resultados da distribuição dos valores da MDP obtidos com filme radiocrômico nos procedimentos de quimioembolização em cada instituição estão apresentados na Figura 38 em termos de gráficos box-plot.

Figura 38 - Distribuição dos valores da MDP em procedimentos de quimioembolização por instituição acompanhada



Os resultados apresentados na Figura 38 mostram que, na maioria das instituições avaliadas foram registrados valores da máxima dose na pele superiores ao limiar para ocorrência de eritema transitório que é de 2 Gy. Os percentuais de procedimentos de quimioembolização com valores acima de 2 Gy nas instituições 1 (A), 2 (A), 3 (A), 3 (B), 4 (A) e 5 (A) foram 50%, 33,3%, 71,4%, 83,3%, 16,6% e 33,3% respectivamente. Observa-se, na Figura 38, comportamentos diferentes na distribuição de MDP entre instituições. Na Tabela 29, é analisada a relação entre os valores médios de MDP com o IMC dos pacientes, a taxa de kerma ar de referência típica medida nos equipamentos de angiografia e os parâmetros dosimétricos registrados durante os procedimentos, em cada instituição. Esses parâmetros incluem: P_{KA} , $K_{a,r}$ e índice de dose (ID). O ID é a razão entre a MDP e o $K_{a,r}$ para cada procedimento. Esse parâmetro fornece uma medida do espalhamento da dose na pele do paciente, representado por mudanças no tamanho e posição do feixe de radiação durante a execução do procedimento (MILLER et al., 2002).

Tabela 29 - Relação entre a MDP e dados (valores médios) referentes ao paciente, ao equipamento e aos parâmetros dosimétricos em cada instituição

Instituição (sala)	Amostra	Tecnologia do angiógrafo	$\dot{K}_{a,r}$ (mGy/min)	IMC (kg.m ⁻²)	P_{KA} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)	MDP (mGy)	ID
1 (A)	4	II	20,70	28,7	321,8	NR	1647,5	NR
2 (A)	15	DP	14,75	23,3	221,5	1770,5	1701,6	1,1
2 (B)	2	II	NR	25,0	NR	1286,4	1075	0,8
3 (A)	7	DP	49,24	29,5	361,4	2500	2597,1	0,9
3 (B)	5	II	42,79	27,3	NR	NR	3198,3	NR
4 (A)	6	DP	7,40	25,6	155,6	1721,4	1410	0,8
5 (A)	9	DP	7,61	24,9	211,2	2074,2	1272,2	0,6
6 (A)	5	DP	NR	27,9	167,9	1560,5	1504,2	1,0

NR = Não reportado; II = Intensificador de imagem; DP = Detector plano

Com base nos dados apresentados na Tabela 29, observa-se que a variabilidade na distribuição da MDP entre instituições pode ser explicada pelos seguintes fatores: amostra de casos avaliados; tipo de equipamento utilizado; complexidade do procedimento; e biotipo dos pacientes tratados. Os maiores valores médios da MDP por procedimento, neste estudo, foram 2,6 e 3,2 Gy, obtidos nas salas A e B da instituição 3, respectivamente. A análise dos dados mostra que os altos valores da MDP nessa instituição estão relacionados ao biotipo dos pacientes tratados e aos elevados valores da taxa de kerma ar produzidos pelos equipamentos instalados nas salas A e B. Por outro lado, observa-se que, embora os valores médios de $K_{a,r}$, P_{KA} e número de imagens, na instituição 5(A), tenham sido superiores aos valores registrados nas instituições 2, 4 e 6, os valores médios da MDP e do índice de dose nos procedimentos tratados nessa instituição foram baixos. Os dados mostraram que, na maioria dos procedimentos realizados nessa instituição, o médico mais experiente utilizou múltiplas projeções do braço C e valores de magnificação pequenos para adquirir as imagens de DSA (Tabela 30). O uso de angulações e/ou rotações no sistema de fluoroscopia nos procedimentos intervencionistas pode evitar a sobreposição dos campos de radiação sobre uma mesma região da pele do paciente. A redução da dose acumulada na pele utilizando esse método é função da espessura do paciente, da região anatômica a ser estudada e dos modos de magnificação empregados pelo radiologista (PASCIAK et al., 2011).

Tabela 30 - Percentuais das projeções e magnificações utilizadas nos procedimentos de quimioembolização neste estudo

Instituição (sala)	Projeções radiográficas				FOV (cm)				
	PA	LAO	RAO	CRA	16	22	32	42	48
1 (A)	100%	0%	0%	0%	0%	60%	40%	0%	0%
2 (A)	80%	10%	10%	0%	3%	15%	45%	30	7%
2 (B)	90%	10%	0%	0%	0%	100%	0%	0%	0%
3 (A)	79%	11%	5%	5%	7%	24%	30%	24%	15%
3 (B)	100%	0%	0%	0%	39%	42%	19%	0%	0%
4 (A)	67%	16,5%	18,5%	0%	0%	10%	55%	25%	10%
5 (A)	73%	13,5%	13,5%	0%	0%	15%	35%	45%	5%
6 (A)	55%	22%	23%	0%	0%	10%	50%	30%	10%

PA = postero-anterior; LAO = angulação anterior esquerda; RAO = angulação anterior direita; CRA = Rotação cranial; FOV = magnificação

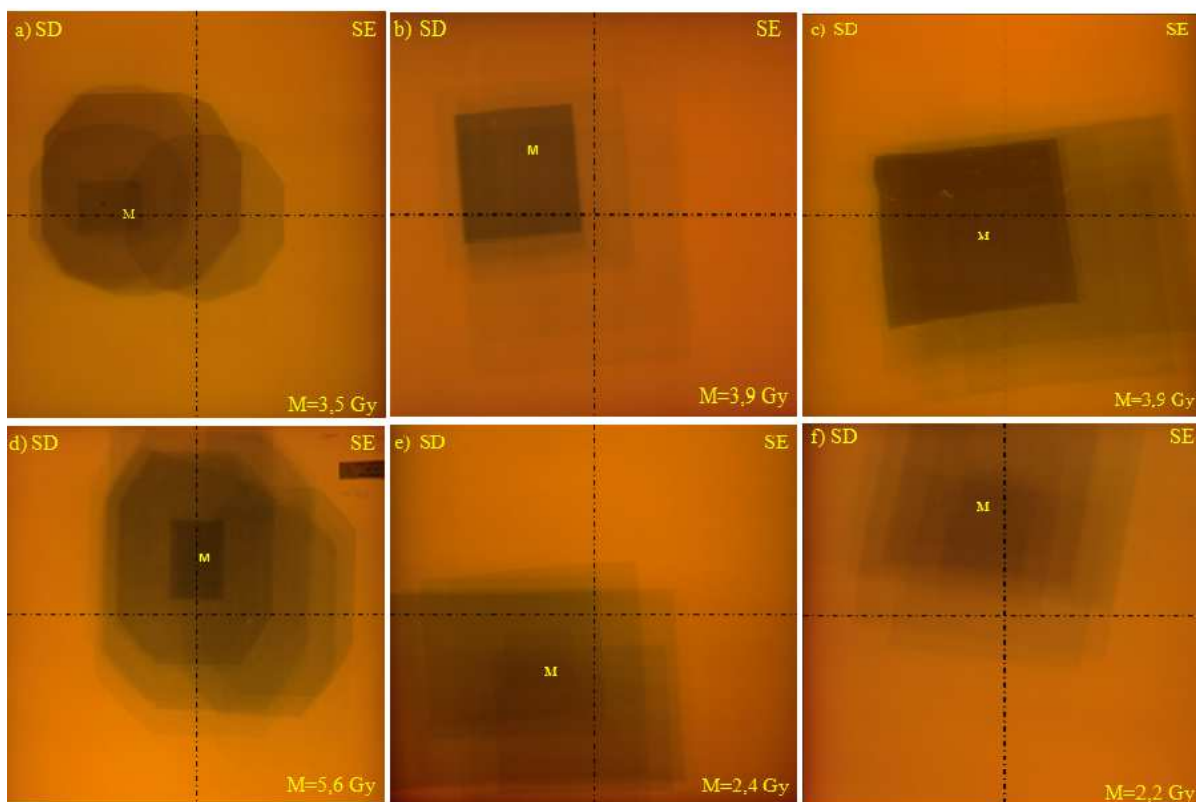
A Tabela 31 mostra os casos com maiores valores de MDP reportados nas instituições 1, 2, 3, 4 e 5. A Figura 39 mostra as imagens dos filmes radiocrômicos utilizados nesses procedimentos.

Tabela 31 - Dados dos pacientes e dos parâmetros dosimétricos nos procedimentos com maiores valores de MDP neste estudo

Instituição (sala)	Médico	Sexo	IMC (kg.m ⁻²)	TF (min)	NI	P _{Ka} (Gy.cm ²)	K _{a,r} (mGy)	MDP (mGy)	ID
1 (A)	MR	F	29,6	17	308	427,6	NR	3500	NR
2 (A)	MR	M	NR	18,9	324	371,9	4390	3948	0,9
3 (A)	MR	M	27,7	NR	NR	696,7	3536	3910	1,1
3 (B)	MR	M	30,1	35,2	290	NR	NR	5650	NR
4 (A)	MR	M	29,1	30,2	385	319,3	3170	2400	0,8
5 (A)	ME	M	31,7	20,9	227	300,1	3825	2240	0,6

NR = Não reportado; MR = Médico residente; ME = Médico experiente; NI = Número de imagens

Figura 39 - Imagens dos campos de radiação utilizados nos procedimentos de quimioembolização com maiores valores de MDP nas instituições: a) 1(A); b) 2 (A); c) 3(A); d) 3 (B); e) 4 (A); e f) 5 (A), respectivamente



SD = Superior direito; SE = Superior esquerdo

As imagens na Figura 39 mostram uma grande quantidade de campos de radiação empregados em todas as instituições, indicando a complexidade dos procedimentos, associada com dimensão, localização e vascularização arterial do tumor. As formas e tamanhos das áreas escurecidas são decorrentes dos diferentes tamanhos de campo, projeções e colimações utilizadas durante os procedimentos. O ponto de maior dose decorre da sobreposição de vários campos de radiação. Observa-se na Tabela 31 que, embora o $K_{a,r}$ reportado na instituição 5(A) tenha sido alto, os valores de MDP e P_{KA} foram 43% e 57% menores, respectivamente, em relação aos valores obtidos na instituição 3 (A). Isto se explica pelos tamanhos de campo utilizados pelo médico residente durante o procedimento na instituição 3 (A), como ilustra a Figura 39c. O aumento no tamanho do campo implica em aumento da radiação espalhada pelo paciente. Em procedimentos intervencionistas, a contribuição da radiação espalhada pelo paciente à dose na pele está na faixa de 25% a 40% (BALTER et al., 2010). Colimações ajustadas à área de interesse evitam a sobreposição dos campos de radiação e, portanto, o aumento da área onde o pico de dose se acumula na pele do paciente (MILLER et al., 2002).

Ainda na Tabela 31 observa-se que o máximo valor medido da MDP foi registrado na sala B da instituição 3 (5650 mGy). Este procedimento foi realizado por um residente, utilizando um equipamento com intensificador de imagem, teve 12 séries de aquisições, com 290 imagens de DSA e tempo acumulado de fluoroscopia de 35,2 min. Uma vez que o cateter é introduzido superseletivamente até as artérias que irrigam o tumor, o radiologista libera, lentamente, sob controle fluoroscópico, a mistura de microesferas carregadas com o material quimioterápico. No caso anteriormente descrito, o residente utilizou magnificação maior (FOV = 22 cm) no momento de injetar o agente quimioterápico nos vasos nutridores do tumor. É importante ressaltar que os testes de desempenho realizados no equipamento Philips Integris Allura instalado na instituição 3 (B) mostraram altos valores de taxa do kerma ar máxima na entrada do paciente utilizando o FOV de 22 cm (APÊNDICE B). Além disso, o equipamento não fornece os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ durante os procedimentos intervencionistas. A NCRP recomenda não utilizar equipamentos que não informam os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ em procedimentos de alta complexidade (NCRP, 2010).

Estudos na literatura relatam que a probabilidade de recorrência tumoral nos pacientes, após tratamento com quimioembolização, é ao redor de 65% (LIONÇO, 2013). Nesse sentido, os pacientes são submetidos a várias sessões para tratar a mesma lesão em diferentes períodos de tempo, aumentando, portanto, a probabilidade do aparecimento de lesões na pele. A ICRP, por meio da publicação 85, recomenda iniciar um acompanhamento nos pacientes com valores de dose na pele superiores a 1 Gy, quando os procedimentos são repetidos (ICRP, 2000). O aparecimento e a severidade das lesões na pele dependem de fatores tais como dose total, área da pele irradiada e intervalo de tempo entre exposições (BALTER et al., 2010). Na Tabela 32, estão listadas as informações dos casos de pacientes submetidos a mais de uma quimioembolização neste estudo. Todos os pacientes foram avaliados clinicamente pelo médico experiente após duas semanas dos procedimentos. Apesar da possibilidade de aparecimento de eritema, não foram observadas reações na pele dos pacientes. A recuperação da pele (reparação da molécula de DNA das células basais e substituição das células mortas) depende do intervalo de tempo entre sessões. Estudos têm demonstrado que a repopulação das células basais da pele levam aproximadamente dois meses para concluir após receber doses menores que 15 Gy (BALTER et al., 2010).

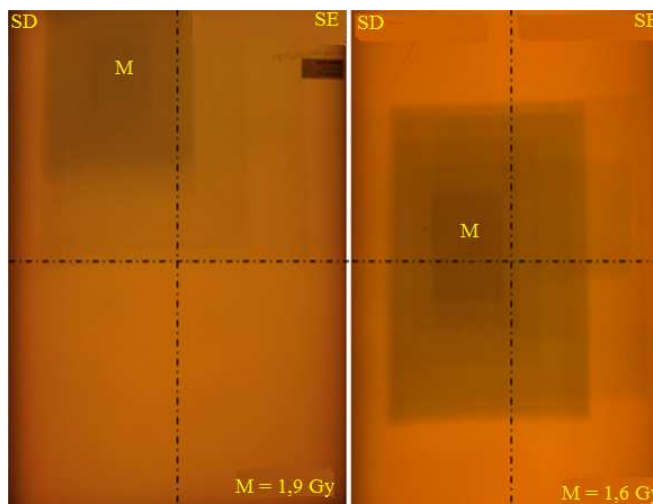
Tabela 32 - Dados dos pacientes que repetiram quimioembolizações

Instituição	Paciente (sexo)	Sessão	Data	MDP (mGy)	MDP total (mGy)	Intervalo entre sessões	Área MDP (cm ²)
2	1(M)	1	09/06/2014	3948	NA	36 dias	51,0
		2	14/07/2014	2948			42,2
3	2 (M)	1	27/05/2015	3910	NA	56 dias	20,2
		2	22/07/2015	3190			117
	3 (M)	1	14/01/2015	3620	5530	133 dias	20,2
		2	27/05/2015	1910			4,5
	4 (M)	1	18/03/2015	3620	9270	144 dias	21,9
		2	12/08/2015	5650			21,1
4	5 (M)	1	13/01/2015	2400	4080	100 dias	19,2
		2	22/04/2015	1680			13,5
6	6 (M)	1	26/08/2014	1860	NA	14 dias	8,0
		2	09/09/2014	1650			3,25

NA = Não se aplica

Os dados da Tabela 32 mostram que os pacientes 1, 2 e 6 tiveram um intervalo entre procedimentos menor que dois meses. A análise dos filmes radiocrômicos utilizados nos procedimentos realizados nesses pacientes mostraram que não houve uma reincidência dos campos de radiação na área da pele irradiada no primeiro procedimento. Por isso, os valores de MDP nesses pacientes foram apresentados de forma independente na Tabela 32. A Figura 40 mostra as imagens dos campos de radiação registrados com filmes radiocrômicos nos procedimentos de quimioembolização realizados no paciente 6 na instituição 6 (A). No caso desse paciente, não houve reincidência dos campos de radiação na área da pele tratada no primeiro procedimento, porque na segunda quimioembolização, o médico tratou parte do tumor localizado no lobo esquerdo do fígado.

Figura 40 - Campos de radiação registrados com filmes radiocrômicos: a) no primeiro procedimento; b) no segundo procedimento; no paciente 6 (Instituição 6A)



SD = Superior direito; SE = Superior esquerdo

A Tabela 33 mostra a distribuição dos valores da MDP nos procedimentos de quimioembolização avaliados neste estudo e em alguns estudos disponíveis na literatura.

Tabela 33 - Valores médios, mínimos e máximos da MDP neste estudo e na literatura

Estudo	Método dosimétrico	Amostra	MDP (mGy)	Percentual de casos com MDP > 2 Gy
Este trabalho	Filme radiocrômico	53	1834,5 (180-5650)	40%
Miller et al. (2003)	Caregraph (Siemens)	26	1380 (72-5471)	19%
Trianni et al. (2009)	Filme radiocrômico	38	1344 (343-4135)	17%
Struelens et al. (2014)	TLDs (LiF:Mg,Ti)	12	2140 (141-4676)	50%

Os valores de MDP obtidos neste estudo estão na faixa de valores encontrados na literatura, como mostra a Tabela 33. Os valores estimados em nosso estudo foram mais altos que os valores reportados por MILLER et al. (2003) e TRIANNI et al. (2009), devido ao maior percentual de procedimentos com doses na pele acima do limiar para ocorrência de eritema transitório, em parte atribuído à alta complexidade nos procedimentos acompanhados neste trabalho.

Adicionalmente, procurou-se avaliar a correlação entre os valores de MDP obtidos nos 53 procedimentos de quimioembolização estudados com filmes radiocrômicos e os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$. As Figuras 41 e 42 mostram as correlações entre MDP, P_{KA} e $K_{a,r}$ nas diferentes instituições acompanhadas neste estudo.

Figura 41 - Correlações entre MDP e P_{KA} em procedimentos de quimioembolização nas instituições acompanhadas

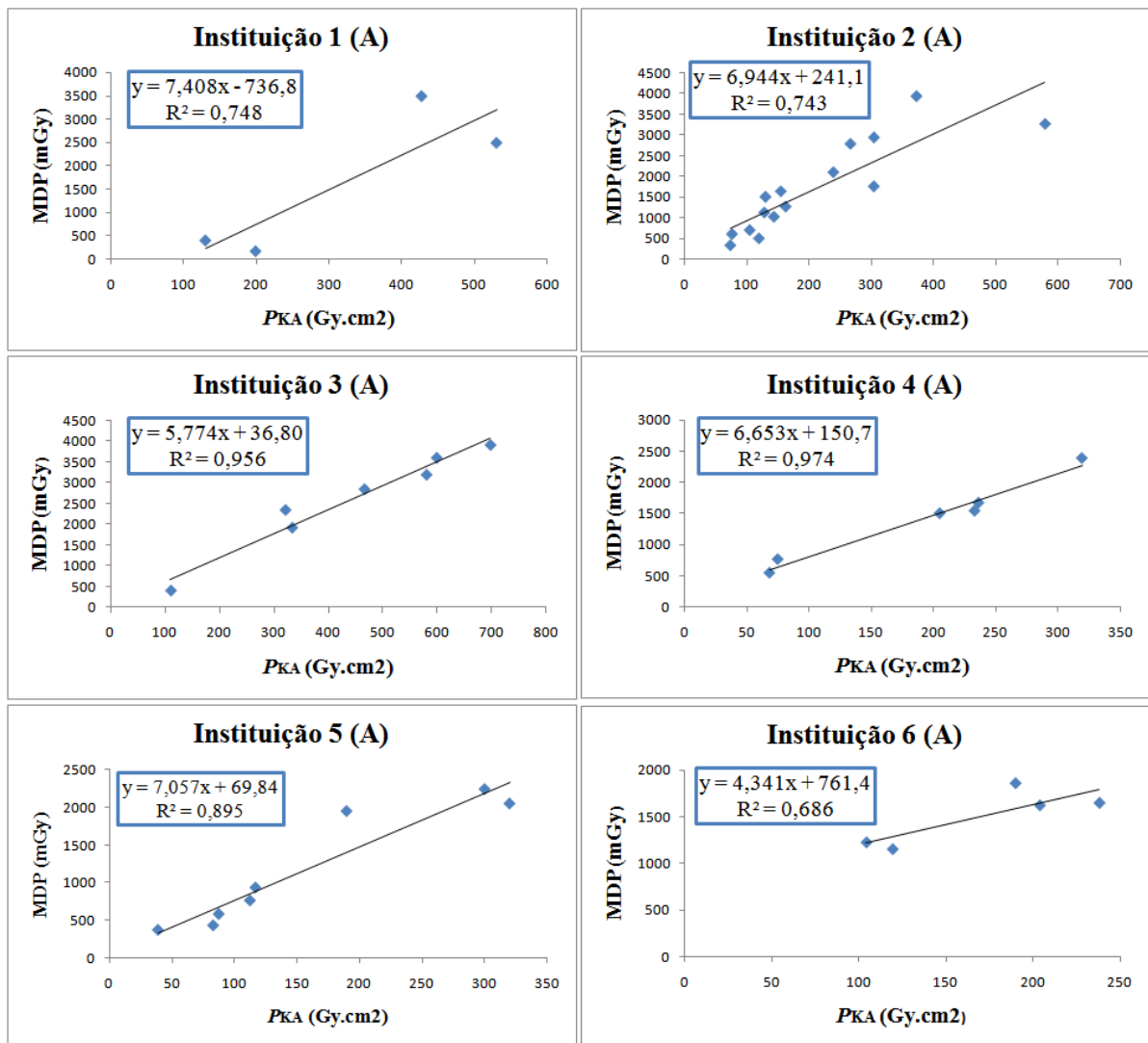
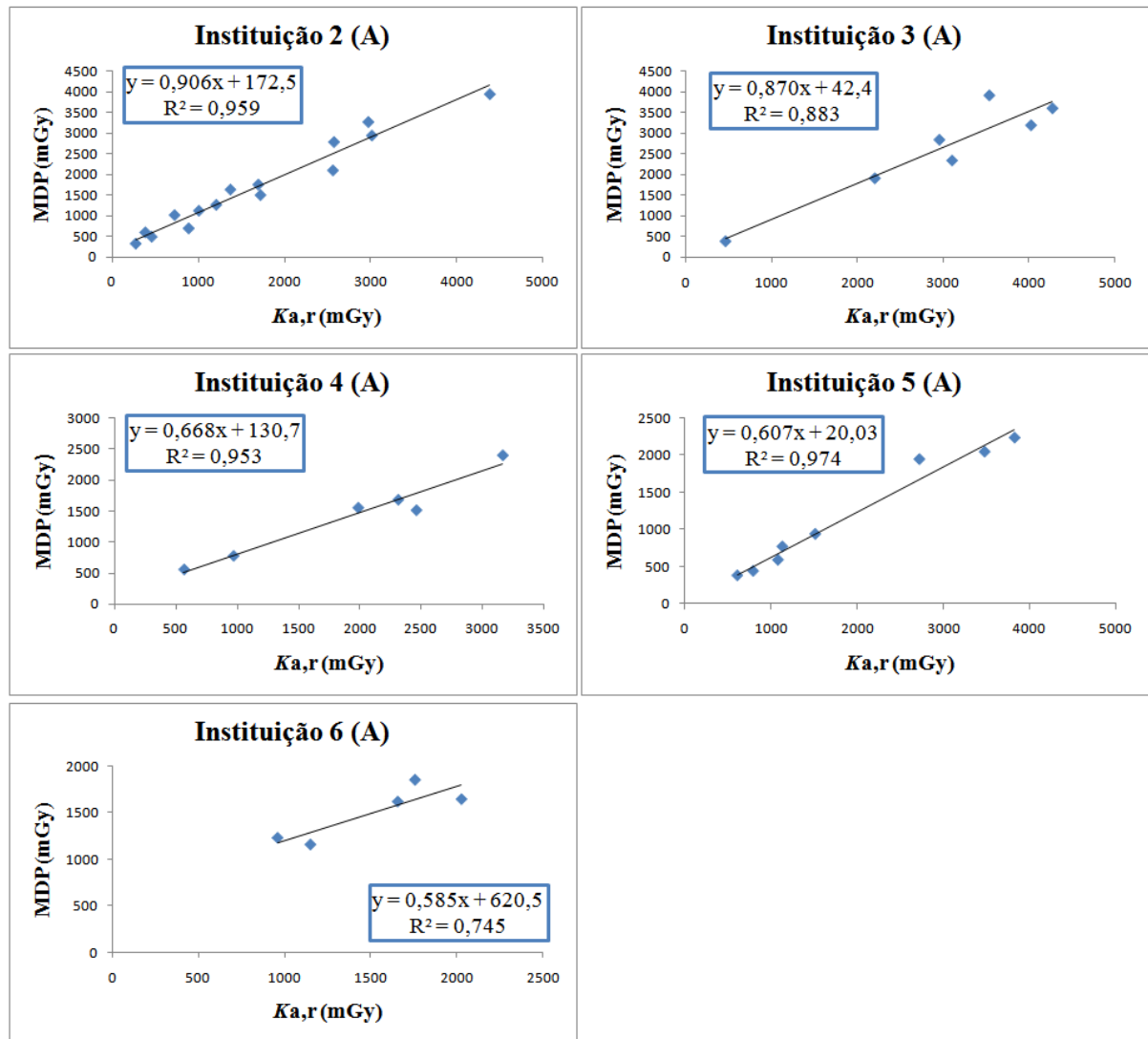


Figura 42 - Correlações entre a MDP e o Ka,r em procedimentos de quimioembolização nas instituições acompanhadas



Na Figura 42 observa-se que o Ka,r mostrou melhores correlações com a MDP nos procedimentos de quimioembolização acompanhados neste estudo quando comparado com o P_{KA} (Figura 41). Com base nos resultados da dosimetria dos pacientes neste estudo, pode-se afirmar que a variabilidade da correlação entre a MDP, P_{KA} e Ka,r entre instituições depende de vários fatores, como a complexidade dos procedimentos, o biótipo dos pacientes e a variação na distribuição do feixe de radiação na entrada da pele do paciente. De fato, a análise das correlações entre o Ka,r e a MDP apresentadas na Figura 42 mostram que as retas com coeficiente angular maior indicam pouca variação na distribuição do feixe durante os procedimentos. Na instituição 6, foi observada uma correlação menor entre o Ka,r e a MDP em comparação com as outras uma vez que, nessa instituição, foram utilizadas diversas projeções e tamanhos do campo de radiação durante as quimioembolizações (Tabela 30).

Com base nas correlações obtidas entre a MDP, $K_{a,r}$ e P_{KA} nas instituições avaliadas, foram calculados níveis de alerta correspondentes a valores da MDP superiores aos limiares para ocorrência de efeitos tissulares e comparados com valores na literatura (Tabela 34).

Tabela 34 - Níveis de alerta em termos de $K_{a,r}$ e P_{KA} correspondentes a valores da MDP superiores a 2 Gy em procedimentos de quimioembolização neste estudo

Instituição (sala)	$K_{a,r}$ (Gy)	P_{KA} (Gy.cm ²)
1 (A)	NR	369
2 (A)	2,0	253
2 (B)	NR	NR
3 (A)	2,2	340
3 (B)	NR	NR
4 (A)	2,8	278
5 (A)	3,3	273
6 (A)	2,4	285
Struelens et al. (2014)	NR	330
NCRP (2010)	3	300

NR = Não reportado

Os níveis de alerta em termos de P_{KA} e $K_{a,r}$ calculados neste estudo estão de acordo com os valores propostos na literatura e poderão ser utilizados pelo radiologista para verificar em tempo real se a dose no paciente em procedimentos de quimioembolização estão acima dos limiares de efeitos tissulares e iniciar ações de acompanhamento, especialmente nos tratamentos mais complexos e aqueles que precisam irradiar a mesma região anatômica do paciente.

4.1.3 Estimativa da dose em órgãos

As Tabelas 35 e 36 mostram os dados dos pacientes e dos parâmetros dosimétricos registrados nos 20 procedimentos de quimioembolização escolhidos para estimar as doses em órgãos e tecidos nas instituições 2 (A) e 3 (A), respectivamente. Os fantasmas selecionados com base nos dados de massa e estatura dos pacientes avaliados estão também incluídos nas Tabelas 35 e 36.

Com base nos dados apresentados nessas Tabelas, foram observadas diferenças de 55% a 87% nos valores do P_{KA} entre as instituições 2(A) e 3 (A). Essas diferenças podem ser

explicadas por fatores como a massa corporal dos pacientes tratados e os tamanhos do campo de radiação utilizados nos procedimentos nessas instituições. Os resultados discutidos no item 4.1.1 mostraram que o P_{KA} aumenta exponencialmente com a massa corporal dos pacientes. Por outro lado, a análise dos filmes radiocrômicos utilizados nesses procedimentos mostraram que, na instituição 3 (A), foram utilizados campos com dimensões maiores, em comparação com a instituição 2 (A).

Tabela 35 - Dados referentes aos pacientes, parâmetros dosimétricos e fantomas nos 12 procedimentos na instituição 2 (A)

Sexo Paciente	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Tensão (kV)	TF (min)	Número de imagens	P_{KA} (Gy.cm²)	Fantoma
F	45	68	159	66,7	21,7	184	113,4	FASH_m50_h50
F	75	49	158	65,0	11,7	180	73,5	FASH_m10_h10
F	45	65	165	68,7	36	137	162,7	FASH_m50_h50
Média	55	60,7	160,7	66,8	23,1	167	116,5	
M	70	49,7	156	66	11,2	218	131,4	MASH_m10_h10
M	64	66	171	70	47,1	323	193,9	MASH_m10_h50
M	70	81	168	68	31,2	354	731,1	MASH_m50_h50
M	72	53	160	64	25,8	176	139,0	MASH_m10_h10
M	35	81	169	71	14,3	362	235,8	MASH_m50_h50
M	65	53	165	66	12,3	139	187,1	MASH_m10_h10
M	72	49	162	64	14,2	128	65,4	MASH_m10_h10
M	63	73,7	166	70	12,6	176	186,7	MASH_m50_h10
M	62	69	163	66	26,9	206	319,8	MASH_m50_h10
Média	63,7	63,9	164,4	67,2	21,7	231,1	243,4	

TF = tempo de fluoroscopia

Tabela 36 - Dados referentes aos pacientes, parâmetros dosimétricos e fantomas nos 8 procedimentos na instituição 3 (A)

Sexo Paciente	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Tensão (kV)	TF (min)	Número de imagens	P_{KA} (Gy.cm²)	Fantoma
F	58	68	162	87,5	10,4	317	462,7	FASH_m50_h50
F	67	60	160	98,5	11,1	147	169,7	FASH_m50_h10
F	85	100	160	106,6	17,5	390	755,2	FASH_m90_h50
F	83	69	152	102,7	29,4	198	587,8	FASH_m90_h10
Média	73,3	74,3	158,5	98,8	17,1	263	493,9	
M	53	84	170	107,5	17,3	429	767,0	MASH_m90_h10
M	72	101	174	90,0	11,0	220	534,7	MASH_m90_h50
M	72	97	173	101,5	17,1	177	454,5	MASH_m90_h50
M	63	80	165	101,8	22,4	254	404,9	MASH_m90_h10
Média	65	90,5	170,5	100,2	16,9	270	540,3	

Os resultados obtidos para os órgãos e/ou tecidos com maiores valores de dose absorvida nos pacientes masculinos e femininos nas instituições 2 (A) e 3 (A) estão apresentados na Tabela 37 e uma comparação foi realizada com valores na literatura.

Tabela 37 - Órgãos com as maiores doses absorvidas médias (Gy) em procedimentos de quimioembolização em projeção PA nas instituições 2 (A) e 3 (A)

	Rins	BSC	GA	RBM	Fígado	Pâncreas
Instituição 2 (A) (12 pacientes)						
Média±DP	0,20±0,14	0,16±0,11	0,16±0,10	0,11±0,08	0,09±0,05	0,08±0,05
Min-max	0,07-0,60	0,06-0,49	0,06-0,46	0,04-0,35	0,03-0,22	0,03-0,23
Hidajat et al. (2006)	0,20±0,14	NR	0,16±0,11	NR	0,08±0,05	NR
9 pacientes masculinos						
Média±DP	0,22±0,15	0,18±0,12	0,17±0,11	0,13±0,1	0,09±0,05	0,09±0,06
Min-max	0,07-0,59	0,06-0,48	0,06-0,46	0,04-0,35	0,03-0,22	0,03-0,23
3 pacientes femininos						
Média±DP	0,14±0,04	0,08±0,02	0,12±0,04	0,06±0,02	0,06±0,02	0,05±0,02
Min-max	0,10-0,19	0,06-0,11	0,08-0,16	0,05-0,08	0,05-0,09	0,04-0,07
Instituição 3 (8 pacientes)						
Média±DP	0,58±0,21	0,50±0,18	0,50±0,19	0,35±0,13	0,29±0,11	0,27±0,10
Min-max	0,27-0,85	0,21-0,78	0,24-0,76	0,15-0,55	0,15-0,44	0,13-0,39
Dauer et al. (2011)	0,54±0,35	NR	0,50±0,19	NR	0,19±0,12	0,14±0,09
4 pacientes masculinos						
Média±DP	0,51±0,17	0,51±0,18	0,44±0,16	0,36±0,13	0,24±0,08	0,24±0,08
Min-max	0,38-0,76	0,40-0,78	0,33-0,68	0,28-0,55	0,18-0,37	0,18-0,36
Dauer et al. (2011)	0,59±0,32	NR	0,54±0,27	NR	0,20±0,10	0,15±0,08
4 pacientes femininos						
Média	0,65±0,26	0,49±0,20	0,56±0,23	0,34±0,14	0,33±0,13	0,30±0,12
Min-max	0,27-0,85	0,21-0,66	0,24-0,36	0,15-0,46	0,15-0,44	0,13-0,39
Dauer et al. (2011)	0,44±0,38	NR	0,42±0,36	NR	0,17±0,15	0,11±0,11

GA = Glândulas adrenais; BSC (Bone Surface Cells) = células da superfície dos ossos; RBM (Red Bone Marrow) = medula óssea vermelha; NR = Não reportado; DP = Desvio padrão

Observa-se que os valores médios de dose absorvida nos órgãos e tecidos apresentados na Tabela 37 foram maiores na instituição 3 (A), devido aos elevados valores de massa corporal dos pacientes tratados nessa instituição (Tabelas 35 e 36). Os resultados encontrados neste estudo estão de acordo com os valores reportados por Hidajat et al. (2006) e Dauer et al. (2011). Isto pode ser explicado pela semelhança entre a massa corporal dos pacientes entre

estudos; por exemplo, o valor médio da massa dos pacientes no estudo realizado por Dauer et al. (2011) foi 79 kg, que é comparável com o valor encontrado na instituição 3 (A) (82kg).

A avaliação com filme radiocrômico mostrou que os procedimentos de quimioembolização são responsáveis por altas doses na pele dos pacientes; no entanto, a Tabela 37 mostra que doses entre 500 mGy e 1 Gy são possíveis nos órgãos internos. Estima-se que um dos pacientes da instituição 3 (A), após duas sessões de quimioembolização para tratamento de carcinoma hepatocelular entre agosto e novembro de 2014, recebeu uma dose absorvida acumulada no coração de 498 mGy. Este valor é muito próximo ao limiar de dose absorvida para doenças circulatórias, que é de 0,5 Gy (ICRP, 2012). A análise dos dados mostrou que, na maioria dos procedimentos na instituição 3 (A), foram utilizadas colimações inadequadas na região de tratamento, como ilustra a Figura 43. Nesse sentido, a ICRP recomenda que os profissionais que realizam procedimentos intervencionistas devem receber treinamento tanto na técnica clínica quanto no conhecimento básico dos riscos à radiação (ICRP, 2009).

Figura 43 - Imagem de uma arteriografia hepática com a) colimação inadequada e b) colimação adequada



4.2 Dosimetria ocupacional

A distribuição do número de profissionais monitorados por instituição e o percentual do uso dos elementos de radioproteção por procedimento estão apresentados na Tabela 38. Os procedimentos monitorados foram, na sua grande maioria (70%), executados pelos médicos residentes, com o médico experiente atuando como auxiliar. Na instituição 4, foram realizadas medidas da dose ocupacional de toda a equipe médica, incluindo o médico auxiliar, o anestesista e o médico principal.

Tabela 38 - Número de profissionais monitorados por instituição e percentual de uso de elementos de radioproteção durante os procedimentos

Instituição (sala)	Casos avaliados	Profissionais monitorados	Avental	Protetor de tireoide	Óculos	Saiote	Tela
1 (A)	4	ME + 2R	100%	100%	0%	0%	0%
2 (A)	23	ME + 8R	100%	100%	0%	0%	0%
2 (B)	4	ME + 3R	100%	100%	0%	0%	0%
3 (A)	13	ME + 5R	100%	100%	8%	92%	0%
3 (B)	6	ME + 3R	100%	100%	17%	0%	0%
4 (A)	9	ME + 4R + AN	100%	100%	0%	55%	0%
5 (A)	10	ME + 3R	100%	100%	10%	0%	0%
6 (A)	6	ME + 4R	100%	100%	0%	0%	0%

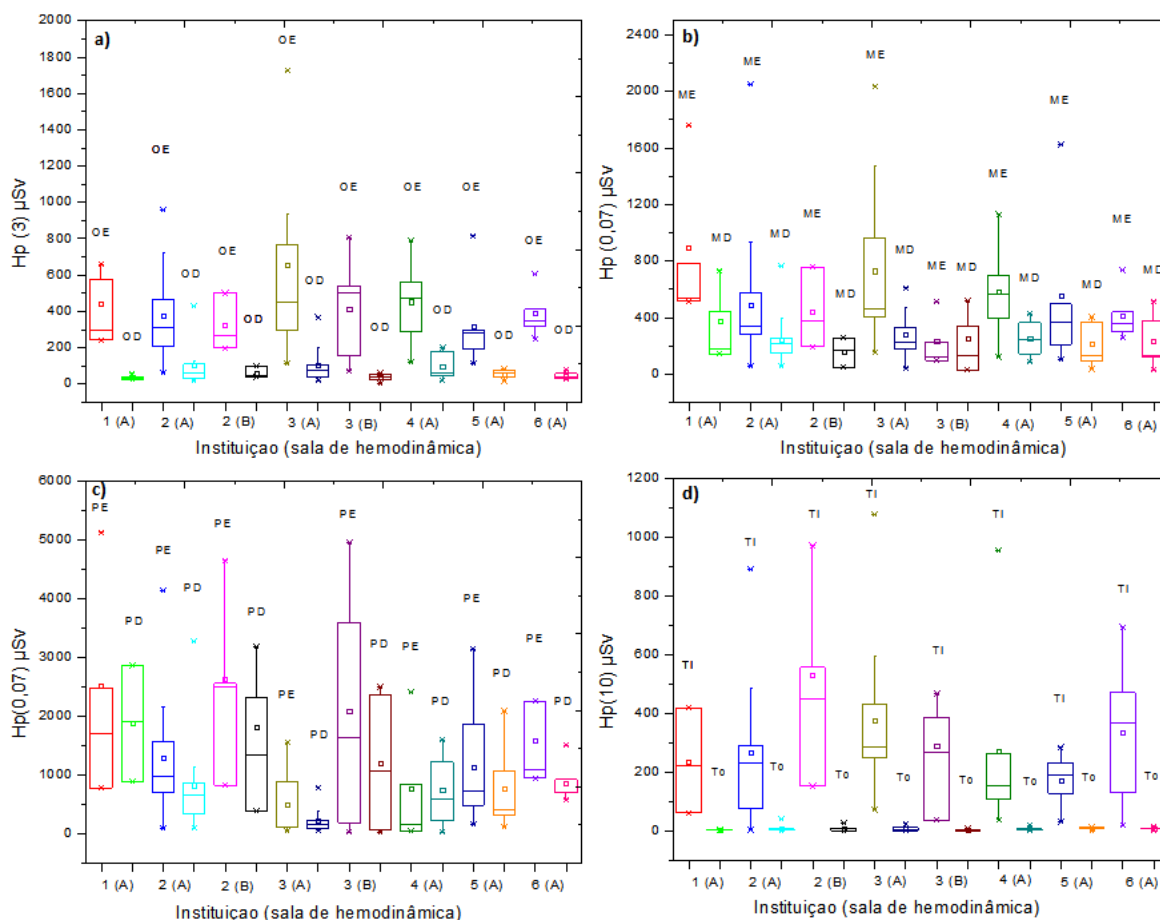
ME = Médico experiente; R = Residente; AN= Anestesista

Das instituições avaliadas, apenas as instituições 3 e 4 possuem dispositivos de radioproteção acoplados aos equipamentos de angiografia (tela de acrílico plumbífero e cortina plumbífera), porém seu uso nem sempre foi garantido durante os procedimentos como ilustrado na Tabela 38. Ressalta-se que, nos procedimentos acompanhados neste estudo, todos os profissionais utilizaram avental e protetor de tireoide. Só um médico residente tinha o hábito de usar óculos plumbíferos durante os procedimentos. A seguir, serão apresentados os resultados obtidos para as doses de radiação recebidas pelos profissionais nos procedimentos de quimioembolização acompanhados neste estudo.

4.2.1 Dosimetria com TLDs

A Figura 44 mostra a distribuição dos valores de equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ em varias regiões do corpo do médico principal, nas diferentes instituições avaliadas.

Figura 44 - Distribuição dos valores de $H_p(d)$: a) nos olhos; b) nas mãos; c) nos pés; e d) na tireoide e no tórax, no médico principal em procedimentos de quimioembolização neste estudo



OE=Olho esquerdo; OD=Olho direito; ME=Mão esquerda; MD=Mão direita; PE=Pé esquerdo; PD=Pé direito; Ti=tireoide; To=Tórax

Os valores de equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ apresentados na Figura 44 mostram que o lado mais exposto do médico principal durante os procedimentos de quimioembolização foi o lado esquerdo, especialmente na região das extremidades inferiores. Esse comportamento era esperado porque o médico, durante todo o procedimento, permanece do lado direito do paciente e do tubo de raios X, como ilustra a Figura 45. De fato, em quase todos os procedimentos radiológicos endovasculares, o médico realiza o acesso intravascular através da artéria femoral direita na região da virilha (WHITBY e MARTIN, 2005). Observa-

se, na Figura 44, amplas dispersões na distribuição do equivalente de dose pessoal nas regiões monitoradas do médico em cada instituição. Alguns dos fatores que contribuem para essas dispersões são: a habilidade do médico; as características físicas dos pacientes; a complexidade dos procedimentos; as angulações do sistema de fluoroscopia; e o uso irregular dos elementos de radioproteção, entre outras (KIM; MILLER, 2009; EFSTATHOPOULOS et al., 2011).

Figura 45 - Posição do médico principal durante a realização do procedimento



Fonte: Autoria própria

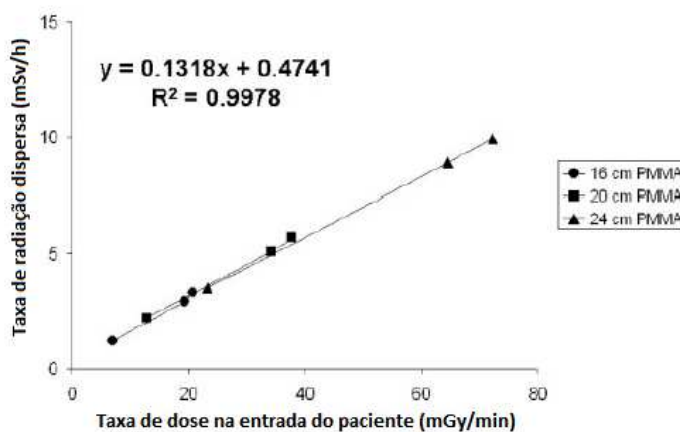
Os valores de $H_p(d)$ em várias regiões do corpo dos médicos estão apresentados na Tabela 39, onde são mostrados os valores médios e máximos referentes a 75 procedimentos de quimioembolização em que o médico principal foi monitorado nas diferentes instituições. A variabilidade dos dados de $H_p(d)$ em cada região monitorada foi avaliada a partir do cálculo do coeficiente de variação (CV).

Tabela 39 - Valores médios e máximos de Hp(d) em várias regiões do médico principal

Instituição (sala)	Hp(3) (μSv)		Hp(0,07) (μSv)			
	Olho esquerdo	Olho Direito	Mão esquerda	Mão direita	Pé esquerdo	Pé direito
1 (A)						
Média	444,1	38,1	898,1	374,1	2526,4	1891
Máximo	659,1	58,3	1758,3	731,3	5135,3	2862,8
CV (%)	46,1	38,9	65,3	72,9	74,2	52,1
2 (A)						
Média	378,8	102,3	487,3	241,2	1288,4	826,6
Máximo	955,8	429,4	2051,6	764	4133,7	3280,6
CV (%)	63,6	103	83,6	62,8	73,9	93,6
2 (B)						
Média	323,1	60,4	442,9	158	2633	1806,1
Máximo	502	98	756,9	256,8	4655,1	3181,7
CV (%)	49,2	54,5	64,9	65,7	59,6	66,8
3 (A)						
Média	653,4	105,4	730,4	277,7	488	227,5
Máximo	1725,5	368,3	2034,3	608,3	1557,5	789
CV (%)	79,5	89,8	77,1	58,5	117,2	90,9
3 (B)						
Média	415,8	36,6	237,1	254,8	2083,9	1205,2
Máximo	805,2	58,9	510,4	519,4	4962	2491,7
CV (%)	72	61,7	80,7	85,9	103,5	99,1
4 (A)						
Média	454	95,7	581,9	251,6	773,7	745,4
Máximo	790,4	200,8	1127,5	425,6	2415,3	1597,3
CV (%)	48,3	74,6	54,5	48,2	130,1	78,6
5 (A)						
Média	317,5	55,7	558,8	213,1	1137,9	764
Máximo	815,7	83	1621,6	401,5	3149,1	2083,4
CV (%)	66,8	41,4	89,2	69,3	86,9	88,8
6 (A)						
Média	389,8	45,3	416,9	236,3	1590,2	861,8
Máximo	606	76	733,7	516,4	2261,5	1506,7
CV (%)	31,2	42,2	40,6	77	41,6	38,9

Com base nos valores médios e máximos de Hp(3) para o olho esquerdo, apresentados na Tabela 39, observa-se que, com apenas uma quimioembolização por semana, o limite de dose anual de 20 mSv recomendado pela ICRP (ICRP, 2012) para o cristalino pode ser ultrapassado em todas as instituições acompanhadas neste estudo. Observa-se ainda que os maiores valores de Hp(3) por procedimento foram registrados na instituição 3 (A) e são, em média, 40% maiores que os registrados nas outras instituições. Uma das causas para esses valores está relacionada com a massa corporal dos pacientes tratados nessa instituição. Vañó et al. (2006b), avaliando a influência da espessura do paciente nas doses ocupacionais em cardiologia intervencionista, encontraram que, para espessuras de paciente moderadas, a taxa de radiação espalhada no médico aumenta linearmente com a dose na entrada do paciente, como ilustra a Figura 46. De acordo com os resultados encontrados por Vañó et al. (2006b), um aumento de 10 mGy/min na taxa de dose na entrada do paciente aumenta a radiação espalhada em 1,8 mSv/h. Utilizando essa relação e os valores da taxa de kerma ar de referência obtidos neste estudo para os equipamentos das instituições 3(A), 4 (A) e 5 (A), foram encontradas diferenças de até 50% na taxa de radiação espalhada no médico entre instituições, confirmando o resultado anteriormente mencionado.

Figura 46 - Taxa de radiação espalhada no médico em função da espessura do paciente



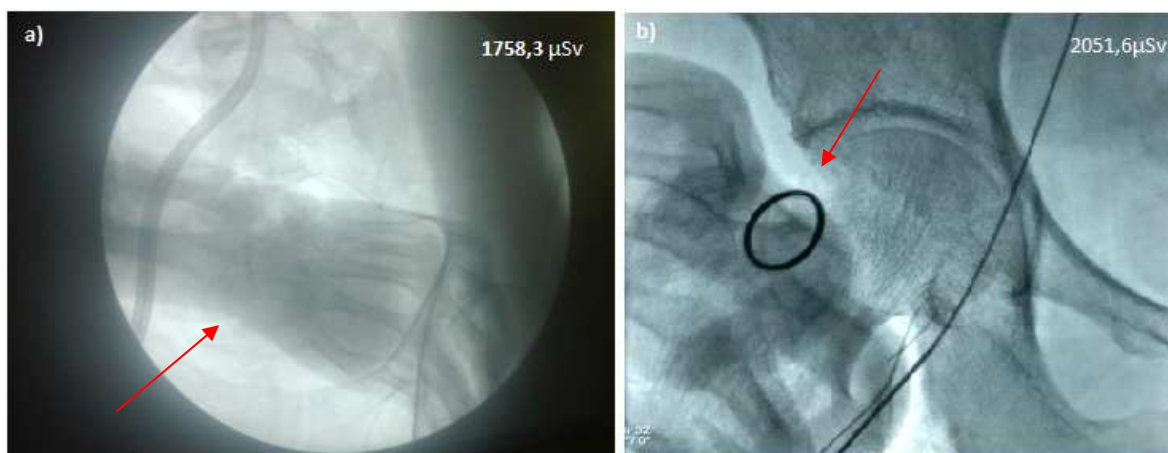
Fonte: Adaptado de VAÑÓ et al., 2006b

Estudos têm mostrado que, se utilizados conjuntamente a tela de acrílico e os óculos plumbíferos podem reduzir em até 97% a dose nos olhos dos profissionais (THORNTON et al., 2010; KOUKORAVA et al., 2014). Neste estudo, a única sala de hemodinâmica que disponibiliza a tela de acrílico plumbífero é a sala A da instituição 3, porém, não é utilizada

pelos médicos durante os procedimentos. Nos casos em que os óculos plumbíferos foram utilizados pelo médico, foi observada uma redução na dose nos olhos de até 72%.

Os maiores valores médios e máximos de $H_p(0,07)$ nas mãos foram registrados nas instituições 1(A) e 2(A), respectivamente (Tabela 39). Os dados nessas instituições mostraram interferência das mãos dos médicos no feixe primário, devido à complexidade dos procedimentos (ver Figura 47).

Figura 47 - Imagens mostrando a mão esquerda do médico no feixe primário em procedimentos acompanhados: a) na instituição 1 (A); e b) na instituição 2 (A)



Fonte: Autoria Própria

Com relação aos valores de $H_p(0,07)$ no pé esquerdo, observa-se que os menores valores médios por procedimento foram 488 e 773,7 μSv , registrados nas instituições 3 (A) e 4 (A), respectivamente. Esse resultado era esperado, uma vez que, nessas instituições, a cortina plumbífera foi utilizada nos procedimentos. O valor médio de $H_p(0,07)$ nos pés foi maior na instituição 4 (A), pois a frequência de utilização da cortina plumbífera foi menor, em comparação com a instituição 3 (A) (ver Tabela 38). A análise dos dados mostra que os valores médios de $H_p(0,07)$ em todas as instituições foram inferiores ao limite de exposição anual (500 mSv) estabelecido na norma NN 3.01 da CNEN (2014). Com base nos valores médios de $H_p(0,07)$ obtidos neste estudo (sem a utilização da cortina plumbífera) estima-se que, para uma carga de trabalho anual de 190 procedimentos de quimioembolização, o limite de equivalente de dose pessoal anual para extremidades será ultrapassado. Esse número de procedimentos é bem próximo do número de quimioembolizações que o médico mais experiente afirmou realizar anualmente (150). Com a utilização da cortina a carga de trabalho aumenta para 1024 procedimentos no ano. Assim, a cortina plumbífera reduz a dose nos

membros inferiores em até 81%, mostrando ser um método eficaz para otimizar as doses nessa região do médico nesses procedimentos.

O CV dos dados de Hp(d) registrados em todas as instituições variou entre 31,2% e 118,9%, indicando uma alta dispersão no conjunto de dados. Uma das causas para essas variações é o posicionamento do médico durante o procedimento. É preciso ressaltar que os médicos que realizaram a maioria das quimioembolizações são médicos residentes e, durante os procedimentos, o médico principal divide a tarefa com o médico auxiliar. De fato, no começo do procedimento, geralmente o médico auxiliar realiza a punção para inserir o cateter no paciente e o deixa posicionado para o médico principal prosseguir o trabalho. Ainda na Tabela 39 observa-se que as maiores dispersões nos valores de Hp(d) foram registradas para o olho esquerdo (CV=79,5%) e pé esquerdo (CV=130%) nas instituições 3 (A) e 4 (A), respectivamente. Isto se explica pelo uso não constante dos equipamentos de proteção pessoal (óculos plumbíferos) e dispositivos de radioproteção (cortina plumbífera) durante a realização dos procedimentos. Além da frequência no uso desses dispositivos, foi observado que, em alguns casos, a cortina não chegava ao chão ou era posicionada na parte lateral da mesa após iniciado o procedimento (ver Figura 48).

Figura 48 - Uso inadequado da cortina plumbífera num procedimento na Instituição 3 (A)



Fonte: Autoria própria

Os valores médios de Hp(d) em várias regiões do médico principal obtidos neste estudo estão apresentados na Tabela 40. Uma comparação com dados disponíveis na literatura foi realizada. Para isso, os dados foram classificados tendo em conta o uso de dispositivos de radioproteção.

Tabela 40 - Equivalente de dose pessoal em varias regiões do médico principal em procedimentos de quimioembolização na literatura e neste estudo

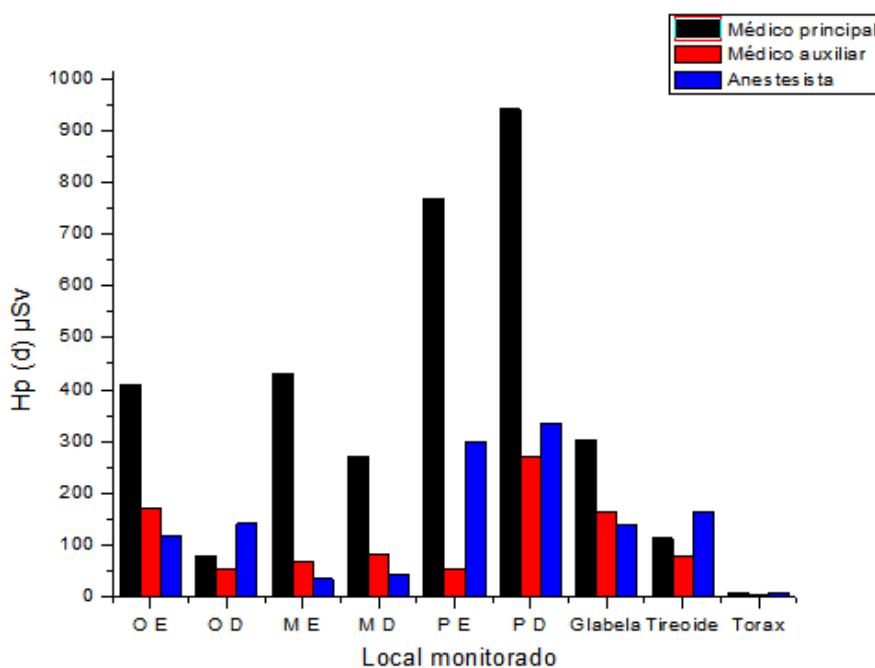
Estudo	Hp (d) μ Sv								
	Olhos		Mãos		Pés		Glabela	Tireoide	Tórax
	E	D	E	D	E	D			
Hidajat et al. (2006)	204		NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Oonsiri et al. (2007)	159 ^{a,b}	101 ^{a,b}	NR	NR	NR	NR	NR	74 ^b	NR
Kong et al. (2013)	NR	NR	NR	NR	273 ^c	176 ^c	35 ^{a,b}	28 ^{a,b}	9
Este trabalho	187 ^a	23,9 ^a	557,4	249,5	319,5 ^c	246,4 ^c	91,1 ^a	304,2	7,4
	449,5	84,6			1608,6	1007	333,7		

Uso de: (a) óculos plumbíferos; (b) Tela de acrílico plumbífero; (c) Cortina plumbífera; NR = Não reportado

Diferenças de 15% e 62% foram observadas para os valores da dose no cristalino entre este estudo e os trabalhos de Oonsiri et al. (2007) e Kong et al. (2013), respectivamente, quando os dispositivos de radioproteção foram utilizados. Isso se deve ao fato de que, nos estudos mencionados, os médicos, durante os procedimentos, usaram simultaneamente a tela de acrílico plumbífero e óculos plumbíferos. A comparação da dose no cristalino quando o médico não utilizou proteção mostrou que o valor encontrado neste estudo é 24% maior que o valor reportado por Hidajat et al. (2006). Uma das causas para os altos valores de Hp(3) neste trabalho é a permanência dos médicos na sala de hemodinâmica durante as aquisições de DSA. Vañó et al. (2010) mostraram que, quando o médico permanece dentro da sala no momento da aquisição das imagens de DSA e não é utilizada a tela de acrílico plumbífero, as taxas de dose que pode receber o médico podem variar entre 1 a 5 mSv/h para fluoroscopia e de 12 a 235 mSv/h para DSA. Ainda na Tabela 40, observa-se que os valores das doses nas extremidades inferiores, reportados por Kong et al. (2013), mostraram também ser menores aos reportados neste estudo. Como dito anteriormente a cortina plumbífera não está disponível em todas as instituições acompanhadas e, quando disponível, não é utilizada de forma correta. Não foram encontrados na literatura dados de dose nas mãos em procedimentos de quimioembolização.

A Figura 49 mostra os valores médios de Hp(d) para varias regiões do médico principal, médico auxiliar e anestesista, registrados durante a realização de nove quimioembolizações na instituição 4.

Figura 49 - Valores médios de Hp(d) em varias regiões do médico principal, do médico auxiliar e do anestesista em procedimentos de quimioembolização na instituição 4



OE = olho esquerdo; OD = olho direito; ME = mão esquerda; MD = mão direita; PE = pé esquerdo; PD = pé direito

Observa-se, na Figura 49, que, em quase todas as regiões monitoradas, o médico principal registrou os maiores valores de Hp(d), exceto nas regiões do olho direito e da tireoide, onde o anestesista foi o que registrou maiores valores. Esse resultado era esperado devido à proximidade do médico principal com o paciente. O equivalente de dose pessoal Hp(3) no olho direito do anestesista foi em média 45% maior que o valor registrado no médico principal. Esse comportamento pode ser explicado pelas mudanças de posição do anestesista dentro da sala e porque, em alguns casos, ele deve permanecer perto do tubo de raios X, verificando as funções hemodinâmicas e respiratórias do paciente no momento em que o equipamento está emitindo radiação (ver Figura 50). Anastasian et al. (2011), avaliando as doses ocupacionais em anestesistas durante procedimentos intervencionistas, reportaram um valor médio de dose no cristalino de 6,5 μ Sv. Este valor é 22 vezes menor ao encontrado neste estudo. No estudo referenciado, o anestesista estava posicionado por trás da tela de

acrílico durante todo o procedimento. Isto mostra que a utilização de barreiras protetoras pode reduzir consideravelmente a dose no cristalino nesses profissionais.

Figura 50 - Posições dos profissionais durante os procedimentos

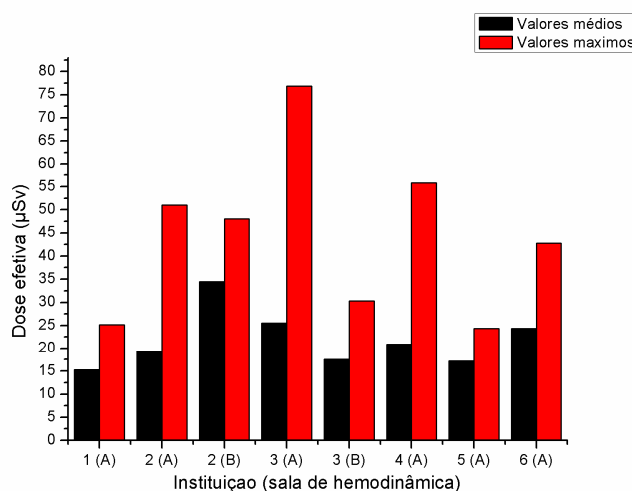


1 = médico principal; 2 = médico auxiliar; 3 = anestesista

O médico auxiliar e o anestesista informaram uma carga de trabalho de 20 e 25 procedimentos de quimioembolização por ano respectivamente. Com base nesses dados e nos valores médios de Hp(3), apresentados na Figura 49, foram estimadas doses anuais no cristalino de 3,4 mSv e 4,2 mSv para esses profissionais.

A dose efetiva recebida pelo médico principal em procedimentos de quimioembolização foi calculada utilizando-se o algoritmo de von Boetticher et al. (2010) e os resultados estão apresentados na Figura 51.

Figura 51 - Valores médios e máximos de dose efetiva no médico principal em procedimentos de quimioembolização por instituição



O maior valor médio de dose efetiva por procedimento neste estudo foi registrado na sala B da instituição 2 (34,5 μ Sv), enquanto os menores valores médios foram registrados nas instituições 1 (15,3 μ Sv) e 5 (17,2 μ Sv). Essas diferenças podem ser atribuídas a fatores como habilidade do médico e complexidade dos procedimentos (ver Tabela 41). Na instituição 2 (B), 75% dos procedimentos foram realizados por residentes, enquanto nas instituições 1 e 5, esses percentuais foram 25% e 35%, respectivamente. Em estudo de Watson et al. (1997), avaliando a exposição à radiação de médicos residentes em cardiologia intervencionista, mostrou-se que, no primeiro ano de residência, a exposição que recebem esses profissionais é 1,6 vezes maior que no segundo ano, devido, principalmente, a longos tempos de fluoroscopia utilizados para o posicionamento do cateter.

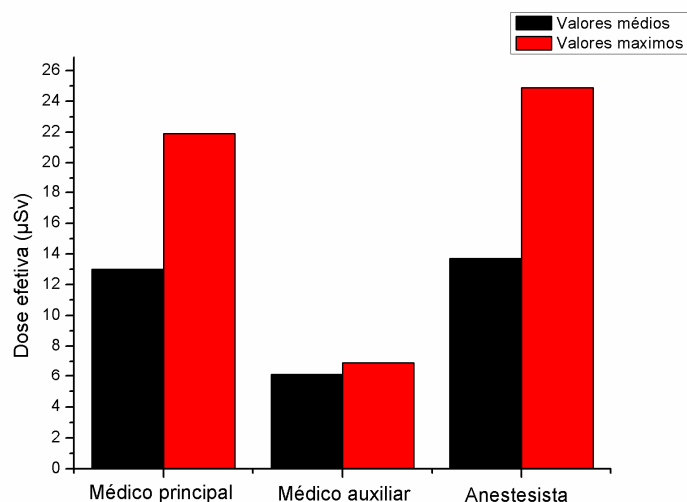
Tabela 41 - Valores máximos de dose efetiva em cada instituição

Instituição (sala)	Médico	TF (min)	P_{KA} (Gy.cm²)	Dose efetiva (μSv)
1 (A)	ME	3,3	199	25,2
2 (A)	R	23,9	567	51,0
2 (B)	R	23,4	NR	48,0
3 (A)	R	23,6	579	76,9
3 (B)	R	31,4	NR	30,3
4 (A)	R	20,0	204,9	55,8
5 (A)	R	19,4	87,2	24,3
6 (A)	R	19,4	189,8	42,8

NR = Não reportado; ME = Médico experiente; R = Residente

Em nosso estudo, a dose efetiva estimada no médico principal em procedimentos de quimioembolização variou de 1,0 a 76,9 μ Sv, com média de 21,6 μ Sv. Considerando esse valor médio e a carga de trabalho anual reportada pelo médico mais experiente (150 quimioembolizações), foi estimada uma dose efetiva de 3,24 mSv/ano. Estudos apresentados por Kong et al. (2013), utilizando também o algoritmo de von Boetticher em procedimentos de quimioembolização, estimaram valores de dose efetiva anual semelhantes ao calculados neste estudo (3,16 mSv). A Figura 52 mostra os valores médios de dose efetiva no médico principal e na equipe médica em nove quimioembolizações realizadas na instituição 4.

Figura 52 - Valores médios e máximos de dose efetiva no médico principal e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização



Observa-se, na Figura 52, que os maiores valores de dose efetiva nos nove procedimentos acompanhados na instituição 4 foram registrados para o médico principal e o anestesista. Chama a atenção que a dose efetiva do anestesista foi 6% maior que o valor obtido no médico principal. Resultados similares foram obtidos em estudos apresentados por Anastasian et al. (2011), onde a dose no anestesista foi 3 vezes maior que a estimada no médico principal. Os autores atribuem esse resultado ao fato de que o anestesista recebe maior radiação espalhada que o médico principal quando são utilizadas projeções laterais do braço C. A Figura 53 mostra esse comportamento em um dos procedimentos acompanhados na instituição 4.

Figura 53 - Posicionamento do anestesista ao lado do tubo de raios X



Fonte: Autoria própria

Os resultados obtidos para a dose efetiva no anestesista neste estudo mostraram estar de acordo com valores encontrados na literatura como, mostrado na Tabela 42.

Tabela 42 - Valores de dose efetiva no médico anestesista na literatura e neste estudo utilizando o algoritmo de von Boetticher

Estudo	Procedimento	Dose efetiva ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)		
		Média	Mínimo	Máximo
Kong et al. (2015)	Verteroplastia	0,071	0	0,159
	Ablação por radiofrequência	0,092	0	0,268
Este trabalho	Quimioembolização	0,082	0,03	0,156

Considerando os valores médios de dose efetiva, apresentados na Figura 52, e o limite anual para o trabalhador, que é de 20 mSv, verifica-se que o número máximo de quimioembolizações que o anestesista e o médico auxiliar podem realizar por semana é de 30 e 68, respectivamente. Como o princípio da proteção radiológica não é atingir o limite de dose, mas trabalhar em condições de otimização, nos quais a dose é a menor razoavelmente possível, considerando as condições econômicas e sociais, é desejável investir na redução das doses ocupacionais através do treinamento dos profissionais e da implementação dos dispositivos de proteção radiológica na sala de hemodinâmica.

4.2.2 Dosimetria com dispositivos eletrônicos pessoais

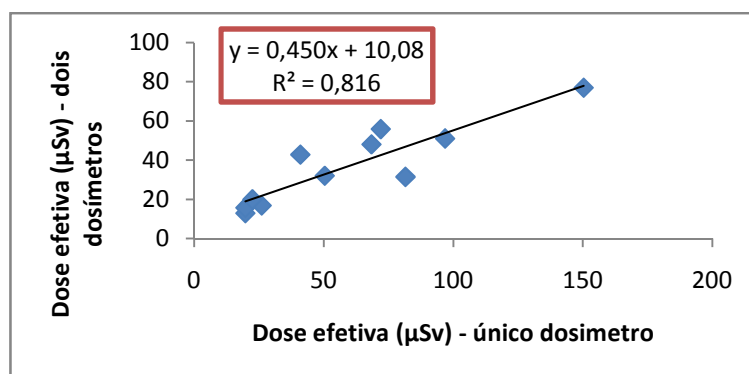
A Tabela 43 mostra a distribuição dos valores de dose efetiva no médico principal, estimados a partir do algoritmo recomendado pela Portaria 453 (BRASIL, 1998) e do algoritmo de von Boetticher em doze procedimentos de quimioembolização.

Tabela 43 - Valores médios, mínimos, máximos e coeficiente de variação de dose efetiva estimada a partir de um e dois dosímetros em procedimentos de quimioembolização

Algoritmo	Dose efetiva (μSv)			
	Média	Mínimo	Máximo	CV (%)
von Boetticher et al. (2010)	36,7	12,9	76,9	55,1
Portaria 453 (1998)	59,0	19,8	150,3	68,7

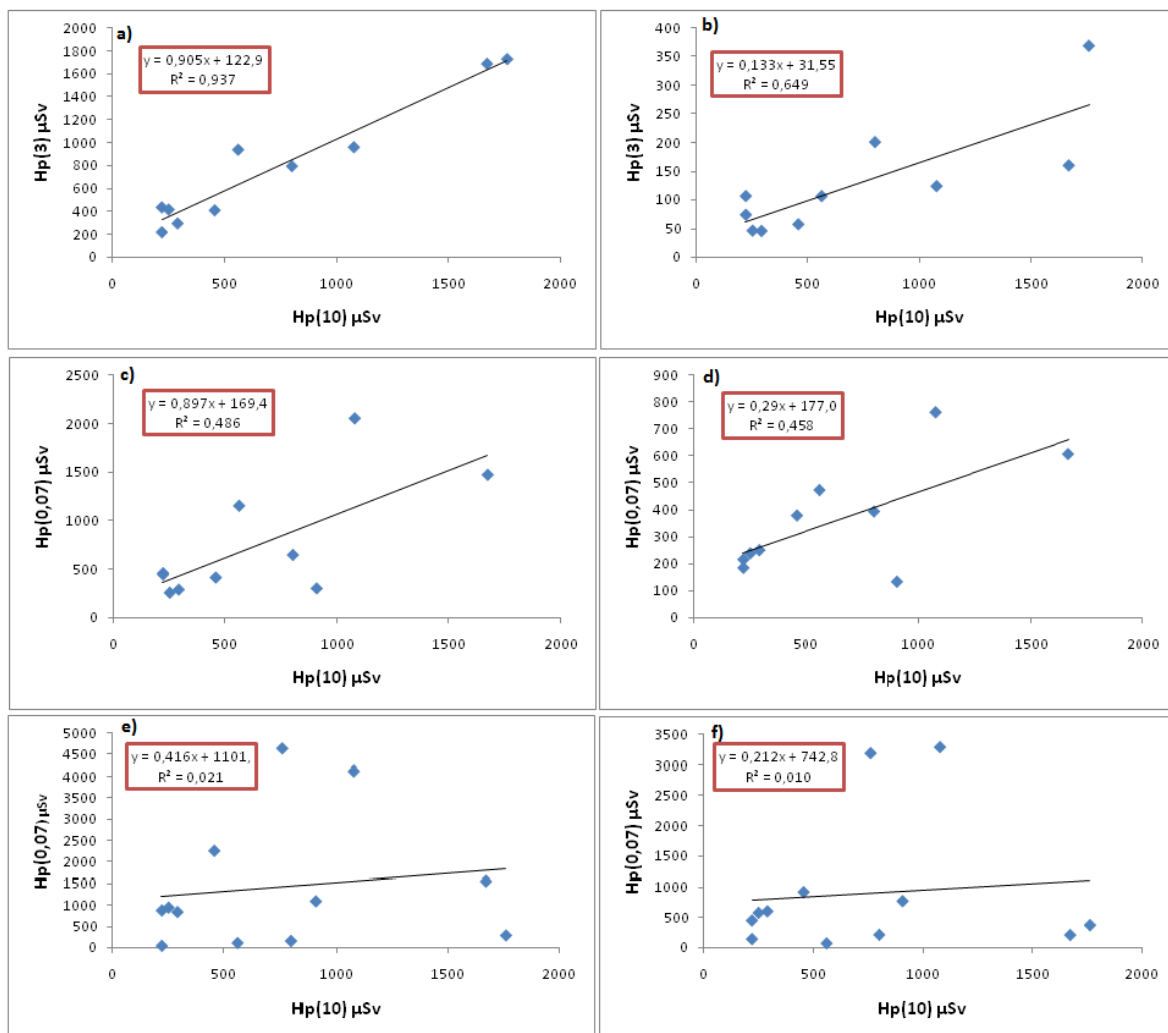
Observa-se, na Tabela 43, que as doses efetivas estimadas a partir do algoritmo recomendado pela Portaria 453 foram, em média 60% maiores que as estimadas a partir do algoritmo de von Boettcher. Este resultado mostra que a dose efetiva ocupacional em procedimentos de quimioembolização pode ser superestimada quando estimada com a aplicação do fator 1/10 à leitura do dosímetro colocado na região do tórax por fora do avental. Apesar disso, foi observada uma relação linear entre os valores da dose efetiva estimada a partir de um único dosímetro e os estimados a partir da leitura de dois dosímetros (Figura 54). Resultados semelhantes também foram reportados por Kuipers et al. (2009), onde o coeficiente de correlação linear entre os valores de dose efetiva estimada pelos dois métodos foi de 0,81.

Figura 54 - Dose efetiva estimada a partir do algoritmo de von Boettcher em função da dose efetiva estimada utilizando o algoritmo recomendado pela Portaria 453



A Figura 55 mostra as correlações entre os valores de $H_p(d)$ obtidos em varias regiões do médico principal e os valores de $H_p(10)$ registrados com dosímetros eletrônicos (Instadose-1) colocados por fora do avental plumbífero na região do tórax.

Figura 55 - Correlações entre os valores de Hp(10) na região do tórax e os valores de Hp (d) : a) no olho esquerdo; b) no olho direito; c) na mão esquerda; d) na mão direita; e) no pé esquerdo; f) no pé direito



Os resultados apresentados na Figura 55 mostram que a leitura de Hp(10) do dosímetro colocado por fora do avental na região do tórax pode ser utilizada para estimar a dose no cristalino do médico principal em procedimentos de quimioembolização a partir da Equação 6:

$$Dose_{cristalino} = 0,905 * DE_{Tórax} + 122,9 \quad (6)$$

onde $DE_{Tórax}$ é a leitura do dosímetro eletrônico colocado na região do tórax. É importante salientar que esta relação é aplicável para os procedimentos intervencionistas em que o médico não utiliza dispositivos de radioproteção, como óculos ou tela de acrílico plumbíferos.

5. CONCLUSÕES

A avaliação da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de quimioembolização realizada neste estudo permite concluir que:

1. Pacientes submetidos a procedimentos de quimioembolização podem receber doses de radiação superiores ao limiar para ocorrência de eritema transitório na pele que é de 2000 mGy. Valores de dose na pele de até 5650 mGy foram registrados neste estudo.
2. A avaliação com filmes radiocrômicos permitiu identificar os pontos de dose absorvida máxima na entrada da pele do paciente e a ocorrência de superposição de campos de radiação, e possibilitou identificar os pacientes que devem ter um acompanhamento clínico mais prolongado, de modo a verificar possíveis ocorrências de efeitos na pele.
3. O estudo das correlações entre a máxima dose na pele e as grandezas P_{KA} e $K_{a,r}$ apresentadas nos equipamentos de angiografia mostrou que o $K_{a,r}$ pode ser utilizado para estimar o risco de efeitos tissulares em pacientes submetidos a procedimentos de quimioembolização. Com base nessas correlações foram estimados níveis de alerta em termos de P_{KA} e $K_{a,r}$ de 328 Gy.cm² e 2,4 Gy respectivamente.
4. Neste estudo foram calculados coeficientes de conversão entre a dose absorvida em órgãos e tecidos e o P_{KA} para a projeção PA, que servirão para otimizar a proteção radiológica dos pacientes submetidos a procedimentos de quimioembolização hepática.
5. Considerando o valor médio de $H_p(3)$ registrado no olho esquerdo do médico principal que foi de 445,9 µSv, pode-se concluir que o limite de dose anual para o cristalino pode ser ultrapassado com apenas uma quimioembolização por semana quando não são utilizados dispositivos de proteção, como óculos e tela de acrílico plumbíferos. O número máximo de procedimentos que o médico auxiliar e o anestesista podem realizar para não ultrapassar o limite anual é de 2 e 3 procedimentos por semana, respectivamente.

6. A partir dos valores médios registrados de $H_p(0,07)$, estima-se que, para uma carga de trabalho anual de 190 procedimentos de quimioembolização, o limite de dose ocupacional para as extremidades inferiores (500 mSv) pode ser excedido. Com a utilização da cortina plumbífera, a carga de trabalho aumenta para 1024 procedimentos no ano.
7. Os valores de dose efetiva ocupacional obtidos neste estudo mostram que os níveis de exposição recebidos pelo anestesista podem ser iguais ou superiores aos do médico principal em procedimentos de quimioembolização. Na prática clínica, o anestesista não pode proteger-se com os acessórios de radioproteção acoplados ao equipamento de angiografia (cortina e tela de acrílico plumbífero) devido às mudanças de posição para assistir ao paciente. Reduzindo o tempo de permanência na sala de hemodinâmica e aumentando a distância à fonte de radiação podem reduzir as doses para este profissional.
8. Os dispositivos de proteção tais como a cortina plumbífera e a tela de acrílico plumbífero não estão disponíveis em todas as instituições e, muitas vezes, quando disponíveis, não são utilizados pelos médicos. Programas de educação e treinamento destes profissionais são essenciais para otimizar as doses nos pacientes e nos trabalhadores.
9. Nas seis Instituições avaliadas foi possível observar uma alta variabilidade nos valores de dose no paciente e na equipe médica. Esta variabilidade deve-se, principalmente, ao desempenho dos equipamentos, à complexidade dos procedimentos, às características físicas dos pacientes e à experiência dos médicos.
10. Os resultados obtidos neste trabalho mostram que, dosímetros eletrônicos pessoais podem ser utilizados como dosímetros complementares na estimativa da dose ocupacional no cristalino em procedimentos intervencionistas.

REFERÊNCIAS

AAPM. **Cardiac Catheterization Equipment Performance**. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No 70, 2001.

AAPM. **Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography Systems**. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No 125, 2012.

ANASTASIAN, Z. H.; STROZYK, D.; MEYERS, P. M.; WANG, S and BERMAN, M. F. Radiation Exposure of the Anesthesiologist in the Neurointerventional Suite. **Anesthesiology**, v. 114, n. 3, p. 512-520, 2011.

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. **Portaria Federal No. 453** de 1/06/1998, Brasil: VISALEGIS, 1998.

ARBIQUE, G. M.; GUILD, J. B.; CHASON, D. P and ANDERSON, J. A. The Fluoroscopic Sentinel Event: What to Do? **Journal of the American Osteopathic College of Radiology**, v. 3, n. 3, p. 8-20, 2014.

ARTIS ZEE/ZEEGO. **Manual do Utilizador Volume 1**. Siemens AG, Muenchen, 2009.

ARTSCHAN, R. E. R.; BRETTLE, D. S.; CHASE, K.; FENDER, A.; HOWELLS, P. G and BUCHAN, S. An investigation of the radiation doses to the lower legs and feet of staff undertaking interventional procedures. **British Journal of Radiology**, v. 87, p. 1-8, 2014.

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

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

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

BALTER, S.; HOPEWELL, J. W.; MILLER, D. L.; WAGNER, L. K and ZELEFSKY, M. J. Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patient s ´ Skin and Hair. **Radiology**, v. 254, n. 2, p. 326-341, 2010.

BALTER, S; MILLER, D. L. Patients Skin Reactions from Interventional Fluoroscopy Procedures. **American Journal of Roentgenology**, v. 202, n. 4, p. 335-342, 2014.

BEHRENS, R.; ENGELHARDT, J.; FIGEL, M.; HUPE, O.; JORDAN, M and SEIFERT, R. Hp (0.07) photons dosimeters for eye lens dosimetry: calibration on a ROD vs. A SLAB PHANTOM. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 148, n. 2, p. 139-142, 2012.

BEHRENS, R. Air Kerma to Hp (3) Conversion Coefficients for a New Cylinder phantom for Photons Reference Radiation Qualities. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 3, p. 450-455, 2012.

BILSKI, P. et al. The new EYE-D dosimeter for measurements of Hp (3) for medical staff. **Radiation Measurements**, v. 46, p. 1239-1242, 2011.

BORDIER, C.; KLAUSZ, R; DESPONDS, L. Patient Dose Map Indications on Interventional X-ray Systems and Validation with Gafchromic XR RV3 Film. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 163, n. 3, p. 306-318, 2015.

BORDY, J. M.; DAURES, J.; DENOZIÈRE, M.; GUALDRINI, G.; GINJAUME, M.; CARINOU, E and VANHAVERE, F. Proposals for the type tests criteria and calibration conditions of passive eye lens dosimeters to be used in interventional cardiology and radiology workplaces. **Radiation Measurements**, v. 46, p. 1235-1238, 2011.

BROWN, D. B.; NIKOLIC, B.; COVEY, A. M.; NUTTING, C. W.; SAAD, W. E. A.; SALEM, R.; SOFOCLEOUS, C. T and SZE, D. Y. Quality Improvement Guidelines for Transhepatic Arterial Chemoembolization, Embolization, and Chemotherapeutic Infusion for Hepatic Malignancy. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 23, p. 287-294, 2012.

CARINOU, E.; FERRARI, P.; CIRAJ-BJELAC, O.; GINGAUME, M.; MERCE, M. S and O'CONNOR, U. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp (3) monitoring. A 2015 review. **Journal of Radiological Protection**, v. 35, p. R17-R34, 2015.

CARRILHO, F. J.; KIKUCHI, L.; BRANCO, F.; GONÇALVES, C. S.; de MATTOS, A. A and BRAZILIAN HCC STUDY GROUP. Clinical and epidemiological aspects of hepatocellular carcinoma in Brazil. **Clinical Science**, v. 65, n. 12, p. 1285-1290, 2010.

CARRUANA, E. V.; SOTO, J. M. F.; CASANUEVA, R. M. S y MORÓN, J. I. Niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. **Radiologia**, v. 55, p. 17-24, 2013.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C and KHOURY H J. Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection. **Physics in Medicine and Biology**, V. 55, p. 4399–430, 2010.

CASSOLA, V. F. Desenvolvimento de Fantomas Humanos Computacionais Usando Malhas Poligonais em Função da Postura, Massa e Altura. Tese. **Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares - DEN/UFPE**, Recife, 2011.

CASSOLA, V. F.; MILIAN, F. M.; KRAMER, R.; de OLIVEIRA, C. A. B and KHOURY, H. J. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, p. 3749-3772, 2011.

CHIDA, K.; INABA, Y.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; KOHZUKI, M and ZUGUCHI, M. Radiation Dose of Interventional Radiology System Using a Flat-Panel Detector. **Vascular and Interventional Radiology**, v. 193, p. 1680-1685, 2009.

CHIDA, K.; INABA, Y.; MASUYAMA, H.; YANAGAWA, I.; MORI, I.; SAITO, H.; MARUOKA, S and ZUGUCHI, M. Evaluating the performance of a MOSFET dosimeter at diagnostic X-ray energies for interventional radiology. **Radiological Physics and Technology**, v. 2, p. 58-61, 2009.

CHIRIOTTI, S.; GINJAUME, M.; VAÑÓ, E.; SANCHEZ, R.; FERNANDEZ, J. M.; DUCH, M. A and SEMPAU, J. Performance of several active personal dosemeters in interventional radiology and cardiology. **Radiation Measurements**, v. 46, p. 1266-1270, 2011.

CIRAJ-BJELAC, O.; REHANI, M. M.; SIM, K. H.; LIEW, H. B.; VAÑÓ, E and 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.

CLAIRAND, I. et al. Active Personal Dosemeters in Interventional Radiology: Tests in Laboratory Conditions and in Hospitals. **Radiation Measurements**, v. 144, n. 1-4, p. 453-458, 2010.

CLERINX, P.; BULS, N.; BOSMANS, H and DE MEY, J. Double dosimetry algorithm for workers in interventional radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 321-327, 2008.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, **CNEN-NN-3.01**, Brasil, 2014.

COMPAGNONE, G.; GIAMPALMA, E.; DOMENICHEL, S.; RENZULLI, M and GOLFIERI, R. Calculation of Conversion Factors for Effective dose for Various Interventional procedures. **Medical Physics**, v. 39, n. 5, p. 2491-2498, 2012.

CORNETTO, A. P.; PASQUINO, M.; AIMONETTO, S.; ZENONE, F.; CATUZZO, P.; NATRELLA, M.; CRISTOFERI, M.; FANELLI, G.; TOFANI, S and MELONI, T. Interventional Radiology at a Single Institution over 9 years: A Comprehensive Evaluation of Procedures and an Estimation of Collective Effective Dose. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 23, p. 1665-1675, 2012.

COVENS, P.; BERUS, D.; BULS, N.; CLERINX, P and VANHAVERE, F. Personal Dose Monitoring in Hospitals: Global Assessment, Critical Applications and Future Needs. **Radiation protection dosimetry**, v. 124, n. 3, p. 250-259, 2007.

CRANLEY, K.; GILMORE, B. J.; FOGARTY, G. W. A and DESPONDS, L. Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data. **IPEM Report 78**, New York, 1997.

DABIN, J. et al. Characterisation of grids of point detectors in maximum skin dose measurement in fluoroscopically-guided interventional procedures. **Physica Medica**, v. 31, n. 8, p. 1112-1117, 2015.

DAUER, L. T.; THORNTON, R.; BOYLAN, D. C.; HOLAHAN, B.; PRINS, R.; QUINN, B and GERMAIN, S. Organ and effective dose estimates for patients undergoing hepatic arterial embolization for treatment of liver malignancy. **Medical Physics**, v. 38, n. 2, p. 736-742, 2011.

DEVIC, S. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. **Physica Medica**, v. 27, p. 122-134, 2011.

EFSTATHOPOULOS, E. P.; PANTOS, I.; ANDREOU, M.; GKATZIS, A.; CARINOU, E.; KOUKORAVA, C.; KELEKIS, N and BROUNTZOS, E. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. **British Journal of Radiology**, v. 84, p. 70-77, 2011.

EURADOS. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff. **EURADOS Report 02**, 2012.

FARAH, J.; STRUELENS, L.; DABIN, J.; KOUKORAVA, C.; DONADILLE, L.; JACOB, S.; SCHNELZER, M.; AUVINEN, A.; VANHAVERE, F and CLAIRAND, I. A correlation study of eye lens dose and personal dose equivalent for interventional cardiologists. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 157, n. 4, p. 561-569, 2013.

FARAH, J. et al. Characterization of XR-RV3 GafChromic films in standard laboratory and in clinical conditions and means to evaluate uncertainties and reduce errors. **Medical Physics**, v. 42, n. 7, p. 4211-4226, 2015.

FETTERLY, K. A.; MAGNUSON, D. J.; TANNAHILL, G. M.; HINDAL, M. D and MATHEW, V. Effective Use of Radiation Shields to Minimize Operator Dose During Invasive Cardiology Procedures. **JACC: Cardiovascular Interventions**, v. 4, n. 10, p. 1133-1139, 2011.

FRANKEN, Y. and HUYSKENS, C. Guidance on the use of protective lead aprons in medical radiology: protection efficiency and correction factors for personal dosimeter. In: Paper 17, **Sixth European ALARA Network Workshop**, Madrid, Spain (2002). Disponivel em: < [http:// ean.cepn.asso.fr/program6.html](http://ean.cepn.asso.fr/program6.html) >

GINJAUME, M.; PÉREZ, S.; ORTEGA, X and DUCH, A. Comparison of Two Extremity Dosemeters Based on LiF: Mg,Cu,P Thin Detectors For Mixed Beta-gama Fields. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 120, p. 316-320, 2006.

GONÇALVES, S. A.; TEIXEIRA, G.; DA SILVA, C. R e MAURICIO, C. L. P. Análise das doses ocupacionais externas em radiologia intervencionista: Brasil – 2006 a 2010. In: **IX Latin American IRPA Regional Congresso on Radiation Protection and Safety – IRPA**, 2013.

GUALDRINI, G. et al. A New cylindrical phantom for eye lens dosimetry development. **Radiation Measurements**, v. 46, n. 11, p. 1231-1234, 2011.

HIDAJAT, N.; WUST, P.; FELIX, R and SCHÖDER, R. J. Radiation Exposure to Patient and Staff in Hepatic Chemoembolization: Risk Estimation of Cancer and Deterministic Effects. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 29, p. 791-796, 2006.

IAEA. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. **International Atomic Energy Agency**. IAEA Report No 457, 2007.

IAEA. Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures: A Pilot Study. **International Atomic Energy Agency**. IAEA, Report No 59, 2009.

IAEA. Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS). **International Atomic Energy Agency**. Proceeding of an International Symposium, Vienna, 2010.

IAEA. Occupational radiation protection. **International Atomic Energy Agency**. IAEA Safety Standards, draft safety guide DS453, 2014.

ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3), 1990.

ICRP. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 74. Ann. ICRP, 26, (3-4), 1996.

ICRP. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 85. Ann. ICRP 30 (2), 2000.

ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.

ICRP. Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 113. Ann. ICRP 39 (5), 2009.

ICRP. Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41 (1/2), 2012.

ICRP. Radiological protection in cardiology. **International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 120. Ann. ICRP, v. 42, n. 1, 2013.

ICRU. Quantities and units in radiation protection dosimetry. **International Commission on Radiation Units and Measurements**. ICRU Report 51. Oxford: Oxford University Press, 1993.

ICRU. Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging. **International Commission on Radiation Units and Measurements**. ICRU Report 74, v. 5, n.2, 2005.

IEC. Report 60580: medical electrical equipment – Dose area product meters. **International Electrotechnical Commission**. IEC 60580, 2000a.

IEC. Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. **International Electrotechnical Commission**. IEC 60601-2-43, 2000b.

IEC. Medical Diagnostic x-ray – equipment-radiation conditions for use in the determination of characteristics. **International Electrotechnical Commission**. IEC 61267, 2005.

IEC. Report 60601-: medical electrical equipment-part 2-28: particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray tube assemblies for medical diagnosis. **International Electrotechnical Commission**. IEC 60601-2-28, 2010.

ISO. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods. **International Organization for Standardization**, ISO 4037-1, 1996.

ISO. X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy, Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. **International Organization for Standardization**, ISO 4037-3, 1999.

ISP. Visual Evaluation of the Surface Peak Skin Dose with GAFCHROMIC XR-RV3 Dosimetry Film. **International Specialty Products**. Wayne, New Jersey, 2009.

JACO, J. W and MILLER, D. L. Measuring and Monitoring Radiation Dose During Fluoroscopically Guided Procedures. **Techniques in Vascular and Interventional Radiology**, v.13, n. 3, p. 188-193, 2010.

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

JÄRVINEN, H.; BULS, N.; CLERINX, P.; MILJANIĆ, S.; NIKODEMOVA, D.; RANOGAJEC-KOMOR, M.; STRUELENS, L and D'ERRICO. 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.

JOHNSON, P.; LEE, C.; JOHNSON, K.; SIRAGUSA, D and BOLCH, W. E. The influence of patient size on dose conversion coefficients: a hybrid phantom study for adult cardiac catheterization. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, p. 3613-3629, 2009.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F and WALTERS, B. R. B. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (*Report PIRS-701*) (Ottawa: **National Research Council of Canada**), 2016.

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.

KIM, K. P.; MILLER, D. L.; DE GONZALES, A. B.; BALTER, S.; KLEINERMAN, R. A.; OSTROUMOVA, E.; SIMON, S. L and LINET, M. S. Occupational Radiation Doses to Operators performing Fluoroscopically-Guided Procedures. **Health Physics**, v. 103, n. 1, p. 80-99, 2012.

KLEIN, L. W.; MILLER, D. L.; BALTER, S.; LASKEY, W.; HAINES, D.; NORBASH, A.; MAURO, M. A and GOLDSTEIN, J. A. Occupational Health Hazards in the Interventional Laboratory: Time for a Safer Environment. **Radiology**, v. 250, p. 538-544, 2009.

KOENIG, T. R.; WOLFF, D.; METTLER, F. A and WAGNER, L. K. Skin Injuries from Fluoroscopically Guided Procedures: Part 1, Characteristics of Radiation Injury. **American Journal of Roentgenology**, v. 177, p. 3-11, 2001.

KOBY, D. A.; EGNATASHVILI, V., SRINIVASAN, S.; CHAMSUDDIN, A.; DELMAN, K. A.; KAUF, J.; STALEY, C. A and KIM, H. S. Comparison of Yttrium-90 Radioembolization and Transcatheter Arterial Chemoembolization for the Treatment of Unresectable Hepatocellular Carcinoma. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 21, n. 2, p. 224-230, 2010.

KONG, Y.; GAO, L.; ZHUO, W and QIAN, A. A survey on radiation exposure of primary operators from interventional X-ray procedures. **Radiation Measurements**, v. 55, p. 43-45, 2013.

KONG, Y.; STRUELENS, L.; VANHAVERE, F.; VARGAS, C. S.; SCHOONJANS, W and ZHUO, W. H. Influence of Standing Positions and Beam Projections on Effective Dose and Eye Lens Dose of Anaesthetists in Interventional Procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 163, n. 2, p. 181-187, 2015.

KOSUNEN, 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.

KOUKORAVA, C.; FARAH, J.; STRUELENS, L.; CLAIRAND, I.; DONADILLE, L.; VANHAVERE, F and DIMITRIOU, P. Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. **Journal of Radiological Protection**, v. 34, p. 509-528, 2014.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J and VIEIRA, J. W. CALDose_X_ a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. **Physics in Medicine and Biology**, v. 53, p. 6437-6459, 2008.

KUIPERS, G and VELDERS, X. L. Effective Dose to Staff from Interventional Procedures: Estimations from Single and Double Dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 136, n. 2, p. 95-100, 2009.

KWON, D.; LITTLE, M. P; MILLER, D. L. Reference air kerma and kerma-area product as estimators of peak skin dose for fluoroscopically guided interventions. **Medical Physics**, v. 38, n. 7, p. 4196-4204, 2011.

LEWANDOWSKI, R. J.; GESCHWIND, J. F.; LIAPI, E and SALEM, R. Transcatheter Intraarterial Therapies: Rationale and Overview. **Radiology**, v. 259, n. 3, p. 641-657, 2011.

LIONÇO, L. C. Tratamento do carcinoma hepatocelular com quimioembolização hepática: um estudo de vide real. Tese. **Programa de Pós-Graduação em Hepatologia da Fundação Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre**, Porto Alegre, 2013.

LIVINGSTONE, R. S and GOPI, T. M. Evaluation of Radiation Dose to Patients during Abdominal Embolizations. **Indian Journal of Medical Research**, v. 59, n. 10, p. 527-532, 2005.

LUNELLI, N. A. Estimativa da Dose no Paciente e na Equipe Médica em Procedimentos Intervencionistas de Neurorradiologia. Tese. **Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares - DEN/UFPE**, Recife, 2012.

MARTIN, C. J; MAGEE, J. S. Assessment of eye and body dose for interventional radiologists, cardiologists, and other interventional staff. **Journal of Radiological Protection**, v. 33, p. 445-460, 2013.

MAURICIO, C. L. P.; DA SILVA, H. L. R.; DA SILVA, C. R. Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1, p. 1-18, 2015.

MCCABE, B. P.; SPEIDEL, M. A and PIKE, T. L. Calibration of GafChromic XR-RV3 radiochromic film for skin dose measurement using standardized x-ray spectra and a commercial flatbed scanner. **Medical Physics**, v. 38, n. 4, p. 1919-1930, 2011.

MCEWAN, A. C. Assessment of occupational exposure in New Zealand from personal monitoring records. **Radiat. Prot. Australas**, v. 17, n. 2, p 60–66, 2000.

MCVEY, S.; SANDISON, A and SUTTON, D. G. An assessment of lead eyewear in interventional radiology. **Journal of Radiological Protection**, v. 33, p. 647-659, 2013.

MILLER, D. L.; BALTER, S.; NOONAN, P. T and GEORGIA, J. D. Minimizing Radiation-induced Skin Injury in Interventional Radiology Procedures. **Radiology**, v. 225, p. 329-336, 2002.

MILLER, D. L. et al. Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study-Part II: Skin Dose. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 14, p. 977-990, 2003.

MILLER, D. L.; KWON, D and BONAVIDA, G. H. Reference Levels for Patient Radiation Doses in Interventional Radiology: Proposed Initial Values for U.S. Practice¹. **Radiology**, v. 253, n. 3, p. 753-764, 2009.

MILLER, D. L.; VAÑÓ, E.; BARTAL, G.; BALTER, S.; DIXON, R.; PADOVANI, R.; SCHUELER, B. CARDELLA, J. F and DE BAËRE, T. Occupational radiation protection in interventional radiology: a joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of Europe and the society of interventional radiology. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 33, p. 230-239, 2010.

MIRION TECHNOLOGIES. Instadose. Disponível em: <<https://www.instadose.com/>>. Acesso em: 10 mar. 2014.

NCRP. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Procedures. **National Council on Radiation Protection and Measurements**. NCRP Report No168, Bethesda, 2010.

NIKODEMOVÁ, D. et al. Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign. **Radiation Measurements**, v. 46, p. 1210-1215, 2011.

OMAR, A.; MARTEINSDOTTIR, M.; KADESJÖ and FRANSSON, A. On the feasibility of utilizing active personal dosimeters worn on the chest to estimate occupational eye lens dose in x-ray angiography. **Journal of Radiological Protection**, v. 35, p. 271-284, 2015.

OONSIRI, S.; JUMPANGERN, C.; SANGHANGTHUM, T.; KRISANACHINDA, A and SURIYAPEE, S. Radiation Dose to Medical Staff in Interventional Radiology. **Journal of the Medical Association of Thailand**, v. 90, n. 4, p. 823-828, 2007.

PARK, S. H.; LEE, J. K; LEE, C. Dose Conversion Coefficients Calculated Using Tomographic Phantom, KTMAN-2, for X-ray Examination of Cardiac Catheterisation. **Radiation Protection Dosimetry**, v.128, n. 3, p. 351-358, 2008.

PASCIAK, A. S; JONES, A. K. Does “Spreading” Skin Dose by Rotating the C-arm during an Intervention Work? **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 22, p. 443-452, 2011.

PASCIAK, A. S.; BOURGEOIS, A. C and JONES, A. K. C-arm rotation as a method for reducing peak skin dose in interventional cardiology. **Interventional Cardiology**, v. 141, p. 1-8, 2014.

PELZ, D. M. Low back pain, lead aprons, and the angiographer. **American Journal of Neuroradiology**, v. 21, p. 1364, 1999.

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

PHILIPS Medical System. Philips Allura Xper série FD: Instruções de uso, Versão 8.2 do documento. Philips, 2014.

POOLEY, R. A.; MCKINNEY, M and MILLER, D. A. The AAPM/RSNA Physicis Tutorial for Residents. **RadioGraphics**, v. 21, p. 521-534, 2001.

RANA, V. K.; RUDIN, S; BEDNAREK, D. R. Updates in the real-time Dose Tracking System (DTS) to improve the accuracy in calculating the radiation dose to the patients skin during fluoroscopic procedures. **Proc SPIE Int Soc Opt Eng**, p. 1-28, 2013.

RAOUL, J. L.; SANGRO, B.; FORNER, A.; MAZZAFERRO, V.; PISCAGLIA, F.; BOLONDI, L and LENCIONI, R. Evolving strategies for the management of intermediate-stage hepatocellular carcinoma: Available evidence and expert opinion on the use of transarterial chemoembolization. **Cancer Treatment Reviews**, v. 37, p. 212-220, 2011.

RYCKX, N.; SANS-MERCE, M.; MEULI, R.; ZERLAUTH, J and VERDUN, F. R. System Upgrade on Philips Allura FD 20 Angiography Systems: Effects on Patients Skin Dose and Static Image Quality. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-6, 2015.

ROGUIN, A.; GOLD, STEIN, J.; BAR, O and GOLDSTEIN, J. A. Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. **American Journal of Cardiology**, v. 111, p. 1368-1372, 2013.

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

SARYCHEVA, S.; GOLIKOK, V and KALNICKY, S. Studies of Patient Doses in Interventional Radiological Examinations. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 139, n. 1-3, p. 258-261, 2010.

SCHUELER, B. A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents-General Overview of Fluoroscopic imaging. **RadioGraphics**, v. 20, p. 1115-1126, 2000.

SCHULTZ, F. W.; ZOETELIEF, J. Dosemeter readings and effective dose to the cardiologist with protective clothing in a simulated interventional procedure. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 311-315, 2008.

SEIBERT, J. A. Flat panel detectors: how much better are they? **Pediatric Radiology**, v. 36, P. 173-181, 2006.

SHORE, R. E.; NERIISHI, K and NAKASHIMA, E. Epidemiological studies of cataract risk at low to moderate radiation doses: (not) seeing is believing. **Radiation Research**, v. 174, p. 889-894, 2010.

SHORTT, C. P.; AL-HASHIMI, H.; MALONE, L and LEE, M. J. Staff radiation doses to the lower extremities in interventional radiology. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 30, p. 1206-1209, 2007.

SILVA, M. S. R. Estudo Dosimétrico em Cardiologia Intervencionista: Dose Paciente e Dose Trabalhador. Tese. **Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares - DEN/UFPE**, Recife, 2011.

SOUZA, E. D.; SOARES, J. P. M. S. Correlações técnicas e ocupacionais da radiologia intervencionista. **Journal Vascular Brasileiro**, v. 7, n. 4, p. 341-350, 2008.

STRANDEN, E.; WIDMARK, A.; SEKSE, T. Assessing doses to interventional radiologists using personal dosimeter worn over a protective apron. **Acta Radiologica**, v. 49, n. 4, p. 415-418, 2008.

STRUELENS, L.; BACHER, K.; BOSMANS, H.; BLEESER, F.; HOORNAERT, M. T.; MALCHAIR, F and BALTER, S. Establishment of trigger levels to steer the follow-up of radiation effects in patients undergoing fluoroscopically-guided interventional procedures in Belgium. **Physica Medica**, v. 30, p. 934-940, 2014.

Swiss Ordinance for personal dosimetry, edited by the **Federal Chancellery**. Bern, 1999.

THORNTON, R. H.; DAUER, L. T.; ALTAMIRANO, J. P.; ALVARADO, K. J.; GERMAIN, J. S and SOLOMON, S. B. Comparing strategies for operator eye protection in the interventional radiology suite. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 21, p. 1703-1707, 2010.

TOSHIBA. Dose Tracking System: A Paradigm Shift in Patient Dose Monitoring. **Toshiba America Medical Systems**, 2014.

TRIANNI, A., BERNARDI, G and PADOVANI, R. Are New Technologies Always Reducing Patient Doses in Cardiac Procedures? **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 97-101, 2005.

TRIANNI, A.; GASPARINI, D; PADOVANI, R. Trigger Levels to prevent tissue reaction in interventional radiology procedures. In: **Third European IRPA Congress**. Helsinki, Finland, 2009.

UKISU, R.; KUSHIHASHI, T; SOH, I. Skin Injuries Caused by Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: Case-Based Review and Self-Assessment Module. **American Journal of Roentgenology**, v. 193, p. 59-69, 2009.

UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the general assembly with scientific annexes, vol. II: effects. New York: **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**, 2000.

UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the General Assembly with Scientific Annexes, vol. I, Annex B: Exposure of the public and workers from various sources of radiation. New York, **UNSCEAR**, 2010.

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

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

VAÑÓ, E.; GONZALEZ, L.; FERNANDEZ, J. M.; PRIETO, C and GUIBELALDE, E. Influence of Patient Thickness and Operation Modes on Occupational and Patient Radiation Doses in Interventional Cardiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 118, n. 3, p. 325–330, 2006b.

VAÑÓ, E. et al. Patient Dose Reference Levels for Interventional Radiology: A National Approach. **Cardiovascular and Interventional Radiology**, v. 32, p. 19-24, 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.

VAÑÓ, E.; Fernandez, J. M and Sanchez, R. Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology. **Radiation measurements**, v. 46, p. 1262-1265, 2011.

VAÑÓ, E.; KLEIMAN, N. J.; DURAN, A.; ROMANO-MILLER, M and REHANI, M. M. Radiation-associated Lens Opacities in Catheterization Personnel: Results of a Survey and Direct Assessments. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, p. 197-204, 2013.

VAÑÓ, E.; MILLER, D. L; DAUER, L. Implications in medical imaging of the new ICRP thresholds for tissue reactions. **Ann. ICRP**, v. 44, p. 118-128, 2015.

VON 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.

WAMBERSIE, A; DELHOVE, J. Radiation protection in diagnostic radiology, a debated practice: how to wear the individual dosimeters? **J. Belge Radiol**, v. 76, n.6, p. 382–385, 1993.

WATSON, L. E.; RIGGS, M. W and BOURLAND, P. D. Radiation exposure during cardiology fellowship training. **Health Physics**, v. 73, n. 4, p. 690-693, 1997.

WHITBY, M and MARTIN, C. J. A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists. **British Journal of Radiology**, v. 78, p. 219-229, 2005.

WORGUL, B. V. et al. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposure. **Radiation Research**, v. 167, p. 233-243, 2007.

YAMADA, R.; SATO, M.; KAWABATA, M.; NAKATSUKA, H and TAKASHIMA, S. Hepatic artery embolization in 120 patients with unresectable hepatoma. **Radiology**, v.148, n. 2, p. 397-401, 1983.

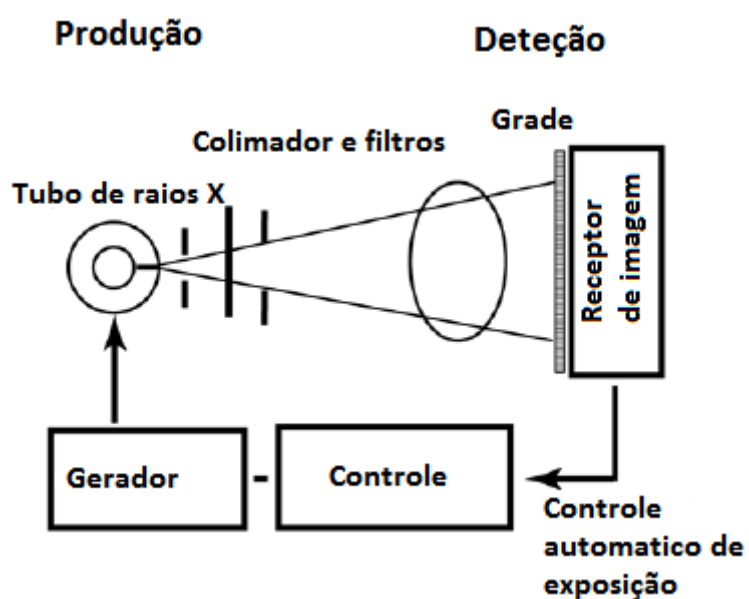
YOSHINAGA, S.; MABUCHI, K.; SIGURDSON, A. J.; DOODY, M. M and RON, E. Cancer risks among radiologists and radiologic technologist: review of epidemiologic studies¹. **Radiology**, v.233, p.313–321, 2004.

APÊNDICE A

COMPONENTES DA CADEIA DE IMAGEM EM EQUIPAMENTOS DE ANGIOGRAFIA

Os principais componentes da cadeia de imagem dos equipamentos de angiografia utilizados em procedimentos intervencionistas estão ilustrados no esquema da Figura A1.

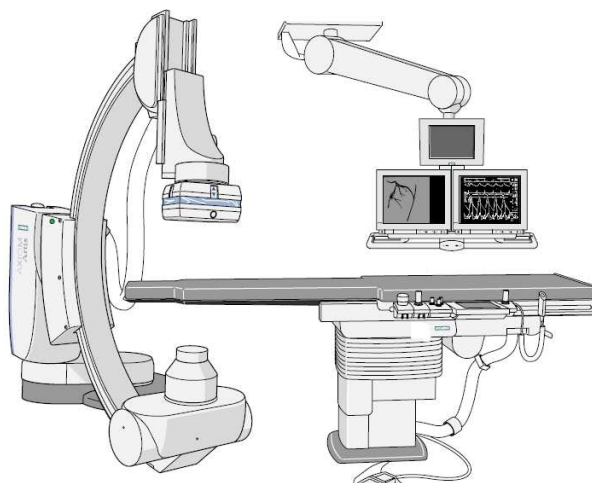
Figura A1 – Componentes da cadeia de imagem nos equipamentos de angiografia



Fonte: Adaptado de NCRP (2010)

O equipamento é montado em uma estrutura de braço C de modo a manter o alinhamento do raio central do feixe de radiação com o centro do detector de imagem, independente dos deslocamentos que são realizados durante os procedimentos, conforme ilustra a Figura A2.

Figura A2 – Equipamento de angiografia utilizado em radiologia intervencionista



Fonte: Adaptado de Siemens Medical System (2009)

A seguir serão descritos os requisitos funcionais de cada componente para utilização em radiologia intervencionista.

1. Gerador de tensão do tubo de raios X

O gerador do tubo de raios X permite a alteração da tensão aplicada ao tubo de raios X, possibilitando a seleção da energia de radiação, da corrente do tubo e do tempo de exposição. O sistema de controle automático de exposição (CAE) controla os parâmetros de irradiação, tensão de pico (kVp), corrente (mA) e largura do pulso (ms) aplicados ao tubo de raios X em resposta de diferentes projeções, espessura de paciente e material de contraste injetado nas artérias. A ação do CAE faz com que a intensidade da radiação seja constante na entrada do detector de imagem independente da espessura do paciente. Para aplicações em procedimentos intervencionistas é ideal o uso de geradores trifásicos de 12 pulsos que permitem operar em potências que variam entre 80 e 100 kW, fornecendo elevadas correntes no tubo de raios X e permitindo ao CAE selecionar baixos valores de potencial em pacientes de maior espessura (SCHUELER, 2000).

Dois os métodos que são utilizados para energizar o tubo de raios X no modo de fluoroscopia: contínuo e pulsado. No modo contínuo, o gerador fornece ao tubo uma corrente constante. As imagens são adquiridas a uma taxa de 30 quadros por segundo, resultando em um tempo de aquisição de 33 ms por imagem. Para o modo de fluoroscopia pulsada, a exposição da radiação ocorre em pulsos com largura variável. Dependendo do tipo de procedimento a ser realizado, várias taxas podem ser empregadas, desde poucos pulsos por

segundo até taxas de 30 pulsos por segundo. Os pulsos de raios X podem ser produzidos por chaveamento (liga-desliga) da corrente no gerador. Uma vantagem da fluoroscopia pulsada é a melhoria na resolução temporal, reduzindo o “borrão” causado pelo movimento na imagem.

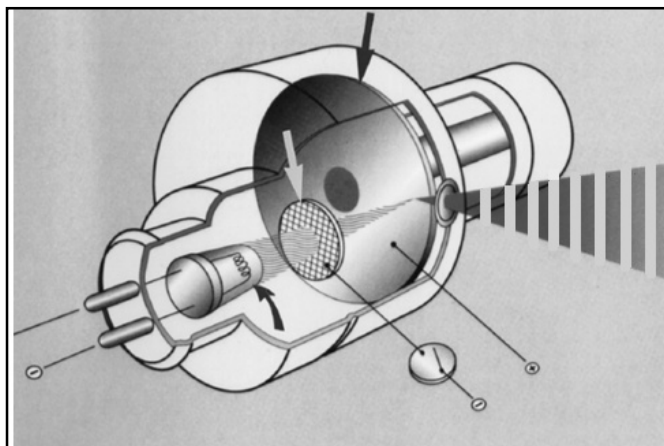
2. Tubo de raios X

Para aplicações em radiologia intervencionista o tubo de raios X deve atender a umas características especiais devido à alta demanda de aquisição de imagens. O tubo tem que ter uma grande capacidade calorífica. A rotação do anodo é de alta velocidade, com valores acima de 10.000 rotações por minuto. Devido à maior potencia do tubo de raios X, ele possui um bom sistema de resfriamento com o uso de água ou óleo que, dependendo do modelo do tubo, tem associado um sistema circulante para a troca de calor.

A maioria dos tubos de raios X para aplicações em intervencionismo possuem dois pontos focais: foco fino e foco grosso. O foco fino (0,3-0,6 mm) é utilizado para fluoroscopia e aquisição de imagens de partes pequenas do corpo enquanto que o foco grosso (1-1,2 mm) é utilizado para a aquisição de imagens em partes do corpo com alta demanda de atenuação de raios X.

Outra importante modificação nos tubos de raios X destinados à fluoroscopia e a possibilidade de produção de radiação pulsada através do chaveamento de uma grade controlada eletronicamente, situada entre o anodo e o cátodo, que pode interceptar intermitentemente o fluxo de elétrons que são acelerados para o alvo, conforme mostrado na Figura A3.

Figura A3 – Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada



Fonte: Adaptado de BOLAND et al, 2000

3. Filtros e colimadores

Na saída do tubo de raios X são colocadas folhas radiopacas a fim de limitar o feixe de radiação de acordo com as dimensões do receptor de imagem. O uso do colimador limita a radiação ao volume de interesse reduzindo a radiação dispersa e, por conseguinte, contribui para a melhora do contraste na imagem. Na maioria de sistemas angiográficos são utilizados filtros equalizadores os quais dão um contorno adicional ao campo de radiação e reduzem o brilho produzido pela radiação não atenuada perto das bordas do paciente (SCHUELER, 2000).

Além da filtração mínima requerida para os equipamentos de angiografia, filtros adicionais de cobre são utilizados para remover do espectro de raios X os fótons de baixas energias, que não contribuem para a formação da imagem e seriam absorvidos na pele do paciente. O uso do cobre como filtro tornou-se predominante em sistemas de fluoroscopia que empregam altas taxas de dose, como na angiografia e outras aplicações em intervencionismo. Durante a realização de um exame, de acordo com a variação da atenuação no paciente, ocorre um ajuste da tensão do tubo e estes filtros entram automaticamente, conforme esta variação da tensão e, portanto, da energia do feixe.

4. Grade antiespalhamento

A função da grade antiespalhamento é reduzir a radiação retroespalhada que chega ao receptor de imagem e assim melhorar o contraste da imagem e a habilidade de visualizar pequenos vasos em procedimentos vasculares. Contudo, o uso da grade requer um aumento da dose devido à sua própria atenuação. Para fluoroscopia, a remoção da grade é desejável quando a dispersão produzida é baixa, como em um paciente pediátrico ou em uma parte do corpo de pequena espessura.

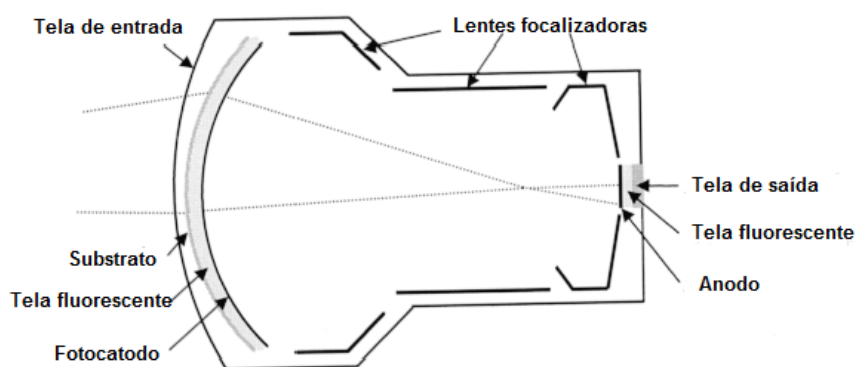
5. Suporte do paciente (mesa e colchão)

A mesa cirúrgica deve ter a resistência para suportar pacientes com grande massa corporal e juntamente com o colchão deve representar a menor atenuação possível. Geralmente é constituída de fibra de carbono para satisfazer estes dois requisitos. Um valor típico para a atenuação desses componentes é de 10 a 30% (BALTER, 2008).

6. Receptor de imagem

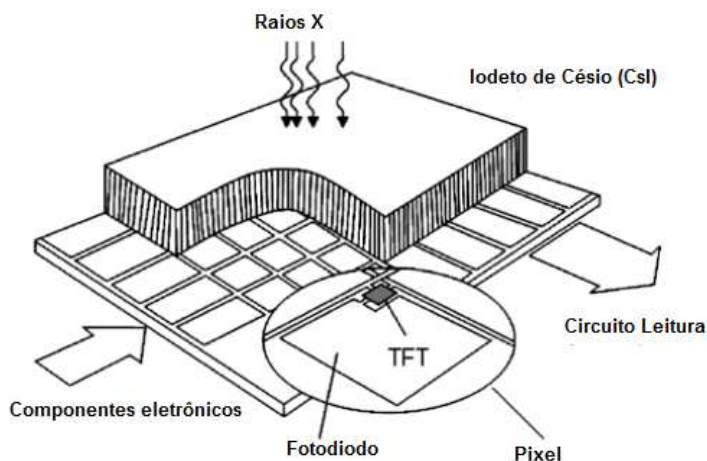
É um dos principais componentes dentro da cadeia de imagem nos sistemas de angiografia digital. A função do receptor de imagem é capturar a maior quantidade de raios X provenientes do paciente para convertê-los em uma imagem de alta qualidade. Os primeiros receptores de imagem utilizados foram os intensificadores de imagens que convertem uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada de alta intensidade de brilho na saída do intensificador que, por sua vez, contém um acoplamento óptico para uma câmara de vídeo ou outros sistemas de gravação de imagens. O sinal analógico pode ser convertido e armazenado na forma de dados digitalizados através de um dispositivo de carga acoplada (charge-coupled-device). A Figura A4 mostra um intensificador de imagem com seus principais componentes.

Figura A4 – Intensificador de imagem com seus principais componentes



Fonte: Adaptado de Schueler, 2000.

Mais recentemente, com o desenvolvimento de novas tecnologias, o sinal digital pode ser obtido através da captura dos raios X em um detector plano (flat panel), que está baseado em arranjos de fotodiodos e transistores de filme fino, combinados ou não com cintiladores (POOLEY et al, 2001). Os detectores planos mais usados são os de conversão indireta. A conversão do feixe de raios X em luz é feita em dois momentos. Primeiramente, o feixe de raios X atinge uma placa de material cintilador; geralmente Iodeto de Césio (CsI) que vai converter a radiação em luz visível. No segundo momento, a luz é recebida por uma matriz de fotodiodos de silício amorfo (a-Si) e convertida em um sinal elétrico que pode ativar os pixels numa camada de silício amorfo. A Figura A5 mostra o esquema de um detector plano de conversão indireta, baseado em um cintilador de CsI e uma matriz silício amorfo.

Figura A5 – Esquema de um detector plano de conversão indireta

Fonte: Adaptado de Strobel et al., 2011

Os detectores planos apresentam melhor qualidade de imagem e amplo intervalo de doses quando comparados com os intensificadores de imagem. Entretanto, o intensificador de imagem oferece melhor qualidade de imagem para baixos níveis de exposição em fluoroscopia (SEIBERT, 2006). Estudos têm mostrado que equipamentos com detector plano utilizados em radiologia intervencionista não necessariamente produzem taxas de dose na entrada do paciente menores que os intensificadores de imagens (TRIANNI et al., 2005; CHIDA et al., 2009).

7. Modos de aquisição da imagem

A aquisição das imagens em procedimentos intervencionistas é realizada principalmente utilizando fluoroscopia e angiografia de subtração digital (DSA). O modo de fluoroscopia é usado para guiar dispositivos (cateteres) através dos vasos sanguíneos do paciente e atingir diversos segmentos do corpo e para observar estruturas em movimento. A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) estabelece que as taxas de kerma ar na entrada do paciente para fluoroscopia normal e de alta taxa não devem ultrapassar 87 mGy/min e 174 mGy/min respectivamente (BRASIL, 2005).

No modo de DSA as imagens são armazenadas para ser interpretadas pelo médico após o procedimento. Às vezes durante o procedimento deseja-se obter as imagens dos vasos que estão conduzindo a substância contrastante, sem a interferência de outras estruturas do paciente. Para tanto, uma imagem “máscara” é selecionada antes da aplicação do material de contraste, e é utilizada para ser subtraída das sucessivas imagens a serem adquiridas após a

aplicação do contraste. Com a tecnologia digital é possível “subtrair” ou remover algumas estruturas anatômicas de modo que a imagem resultante demonstre apenas os vasos de interesse que contém o contraste. Uma imagem subtraída aparece como uma imagem inversa e pode mostrar informações para o diagnóstico, que não são visualizadas em uma imagem convencional não subtraída. Contudo, as taxas de exposição no modo de DSA são de 10 a 60 vezes maiores que as taxas empregadas no modo de fluoroscopia (NCRP, 2010).

APÊNDICE B

TESTES REALIZADOS NOS EQUIPAMENTOS DE ANGIOGRAFIA

Os testes de desempenho realizados nos equipamentos de angiografia utilizados nos procedimentos de quimioembolização avaliados neste estudo foram: camada semi-redutora, taxa de kerma ar de referência típica e máxima e avaliação do controle automático de exposição. É importante ressaltar que os testes de desempenho dos equipamentos instalados nas salas A e B da instituição 2 foram realizados por Silva (2011) e Lunelli (2012) durante estudos de dosimetria de procedimentos cardíacos e de neurorradiologia e os resultados mostraram que os equipamentos atendem aos requisitos de desempenho da ANVISA (Brasil, 2005). Na instituição 6, não foi possível realizar os testes no equipamento Artis zee-ceiling, devido á indisponibilidade de horário por parte do setor de hemodinâmica.

1. Determinação da espessura da camada semi-redutora

A medida da camada semi-redutora (CSR) foi realizada utilizando-se uma câmara de ionização dedal modelo 20X6-3 e um eletrômetro modelo 2026C de marca Radcal Corporation, previamente calibrados pelo LMRI-DEN/UFPE e placas de alumínio (com 99,99% de pureza) de diferentes espessuras. Para a realização do teste, a câmara de ionização foi colocada no centro do campo de radiação, conforme mostra a Figura B1. As placas de alumínio (com total de 9 mm de espessura) foram colocadas na frente do receptor de imagens. Após nivelar a mesa e o tubo de raios X, usando um nível de bolha, o campo de radiação foi colimado de modo a cobrir toda a área sensível da câmara de ionização. Nesta configuração, foi realizada uma irradiação no modo de subtração digital e foi registrada a leitura de exposição fornecida pela câmara de ionização. O valor obtido corresponde à leitura inicial, sem a presença de absorvedor entre o tubo de raios X e a câmara de ionização. Em seguida, uma placa de alumínio foi deslocada da frente do receptor de imagens para frente da saída do tubo de raios X, de modo a atenuar a intensidade do feixe. Isto é necessário para que os parâmetros de irradiação não sejam alterados uma vez que o equipamento tem o sistema automático de exposição. Uma nova irradiação foi efetuada nas mesmas condições anteriores e o valor da leitura da câmara de ionização e a espessura da placa de alumínio foi registrada. Este procedimento foi repetido até que se obteve um valor de leitura inferior á metade da

leitura inicial. O arranjo experimental para determinação da CSR está representado na Figura B1.

Figura B1 – Arranjo experimental utilizado para o teste da camada semi-redutora



A partir das medidas obtidas, o valor da camada semi-redutora (CSR) para cada equipamento foi determinado utilizando a Equação 1:

$$CSR = \frac{x_b \cdot \ln\left(\frac{2L_a}{L_0}\right) - x_a \cdot \ln\left(\frac{2L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (1)$$

onde

x_a = espessura de Al utilizada para obter L_a

x_b = espessura de Al utilizada para obter L_b

L_0 = leitura da exposição sem nenhum absorvedor

L_a = leitura da exposição imediatamente superior a $0.5 L_0$

L_b = leitura da exposição imediatamente inferior a $0.5 L_0$

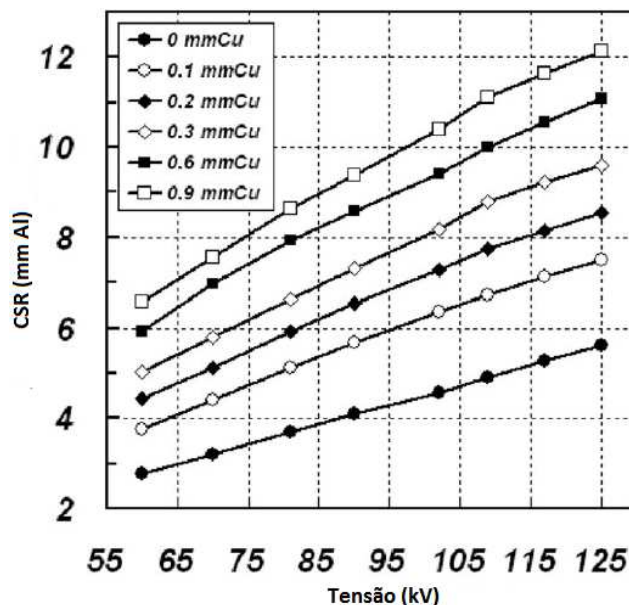
Os valores da CSR obtidos a partir da equação 1 foram comparados aos valores mínimos recomendados pela norma 60601-2-43 da IEC (IEC, 2000b), conforme mostra a Tabela B1.

Tabela B1 – Valores medidos de CSR neste estudo e valores mínimos recomendados

Instituição (sala)	Equipamento	Tensão (kV)	Valor medido da 1ª CSR (mm Al)	Valor mínimo da 1ª CSR (mm Al)
1 (A)	Toshiba DFP-2000A	70	4,2	2,5
2 (A)	Siemens Artis zee-ceiling	65	7,0	2,1
2 (B)	Philips Integris Allura	51	3,5	1,8
3 (A)	Philips Allura Xper FD20	80	3,6	2,9
3 (B)	Philips Integris Allura	90	6,9	3,2
4 (A)	Siemens Artis zeego	70	7,3	2,5
5 (A)	Siemens Artis zee-floor	70	3,2	2,5

Os resultados mostram que todos os equipamentos avaliados tiveram valores de camada semi-redutora superiores aos valores mínimos recomendados. O valor encontrado da CSR para alguns equipamentos mostraram ser bem superiores aos valores mínimos recomendados como apresentado na Tabela B1. É importante ressaltar que os equipamentos de angiografia modernos possuem filtros adicionais de cobre localizados no colimador do tubo de raios X, para reduzir a dose na entrada da pele dos pacientes. Estes filtros absorvem os raios X de baixa energia e resultam em aumento da energia efetiva do feixe e por consequência do valor da CSR. De acordo com o reporte 125 da AAPM, o uso de filtros espectrais com espessuras variando entre 0,6 e 0,9 mm de Cu para faixas de tensões entre 65 e 90 kV, resulta em valores da CSR entre 6 e 9 mm de Al como apresentado na Figura B2 (AAPM, 2012).

Figura B2 – Valores de CSR típicos para sistemas de angiografia que utilizam diferentes espessuras de filtros espectrais



Fonte: Adaptado de AAPM, 2012

2. Taxa de kerma ar de referência típica e máxima na entrada da pele do paciente

Este teste objetiva avaliar os valores da taxa de kerma ar de referência produzidos pelo equipamento de angiografia nos modos de fluoroscopia e subtração digital nas condições de carga de trabalho típica e máxima encontrados na prática clínica. O arranjo experimental utilizado na determinação da taxa de kerma ar de referência típica baseou-se na configuração geométrica utilizada nos exames de quimioembolização em cada Instituição avaliada. Para simular as condições de atenuação e espalhamento produzidas por um paciente típico, foram utilizadas chapas de polimetil-metacrilato (PMMA) de 30 cm x 30 cm e espessuras entre 1 e 2 cm. A espessura total em PMMA, utilizada para representar o paciente típico foi de 20 cm. Uma câmara de ionização tipo dedal modelo 20X6-3 (Radcal, Corporation), foi colocada sobre a mesa de exames e acima dela foram colocadas as placas de PMMA conforme ilustrado na Figura B3.

Figura B3 – Arranjo experimental utilizado para o teste da taxa de kerma ar de referência típica e máxima na entrada da pele do paciente



As irradiações foram realizadas nos modos de fluoroscopia e subtração digital, utilizando os modos de magnificação de 22, 32 e 42 cm, e taxas de pulsos e aquisição de imagens de 10 p/s e 2 i/s respectivamente. Para determinar a taxa de kerma ar de referência máxima, foi colocada uma placa de chumbo (espessura de 2 mm) sobre o fantoma de paciente. As irradiações foram realizadas no modo de fluoroscopia pulsada (15 p/s) utilizando as magnificações anteriormente descritas. O valor da taxa de kerma ar de referência típico e máximo para o modo de fluoroscopia selecionado foi obtido pela Equação 2:

$$\dot{K}_{a,r} = \dot{X} * 8,76 * K_Q * F_{P,T} \quad (2)$$

Onde $\dot{X}$ é a taxa de exposição (R/min) medida com a câmara de ionização á entrada da superfície do fantoma, K_Q é o fator de calibração da câmara, $F_{P,T}$ é o fator de correção por pressão e temperatura e 8,76 é um fator de conversão de Roentgen para miliGray. De forma similar, o valor da taxa de kerma ar de referência típica para o modo de angiografia de subtração digital foi obtido pela Equação 3:

$$\dot{K}_{a,r} = \frac{X * 8,76 * K_Q * F_{P,T}}{I} \quad (3)$$

Onde X é o valor de exposição registrado pela câmara de ionização na entrada da superfície do fantoma e I é o número de imagens adquiridas por série de aquisição e valor de

magnificação avaliado. Para comparar com os valores reportados pelos fabricantes, os valores da taxa de kerma ar medidos com a câmara de ionização foram normalizados para a distância foco-ponto de referência intervencionista (PRI) de cada equipamento avaliado. A Tabela B2 mostra as distâncias foco-câmara utilizadas nas medidas da taxa de kerma ar de referência e as distâncias foco-PRI reportadas pelos fabricantes dos equipamentos.

Tabela B2 – Valores de distância utilizados no teste da taxa de kerma ar de referência

Instituição	Equipamento	DFC (cm)	DF-PRI (cm)
1	Toshiba DFP-2000A	75	NR
3	Philips Allura Xper FD20	75	66
4	Philips Integris Allura	66	61,5
4	Siemens Artis zeego	62	63,5
5	Siemens Artis zee-floor	76	60

DFC = Distância foco-câmara; DF-PRI = Distância foco-ponto de referência intervencionista

A Tabela B3 mostra os resultados da medida da taxa de kerma ar de referência típica e máxima na entrada da pele do paciente para os modos de fluoroscopia e angiografia de subtração digital. Esses resultados, mostram que os valores obtidos neste estudo, não ultrapassam os valores recomendados pela ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005) que deve ser ≤ 87 mGy/min para fluoroscopia normal e ≤ 174 mGy/min para fluoroscopia em modo de alta taxa de dose. No entanto, os valores obtidos na Instituição 3 (salas A e B) excedem o valor de 30 mGy/min recomendado internacionalmente (IAEA, 2007) para a taxa de kerma ar de referência na entrada do paciente típico.

Tabela B3 – Taxa de kerma ar de referência típica e máxima na entrada do fantoma de paciente com 20 cm de espessura neste estudo

Equipamento (Instituição)	$\dot{K}_{a,r}$ Típica (mGy/min) – FL normal (10 p/s)			$\dot{K}_{a,r}$ máxima (mGy/min) – FL (15 p/s)	$\dot{K}_{a,r}$ Típica (mGy/i) - DSA (2 i/s)		
FOV (cm)	22	32	42	22	22	32	42
Toshiba DFP-2000 A (1)	20,70	11,46	NR	166,42	NR	NR	NR
Philips Allura Xper FD20 (3)	49,24	37,48	39,19	109,24	4,73	3,98	4,03
Philips Integris Allura (3)	42,79	35,43	NR	123	3,89	3,86	NR
Siemens Artis zeego (4)	7,40	5,64	4,31	89,95	1,39	1,24	1,04
Siemens Artis zee- floor (5)	7,61	4,81	3,81	67,55	1,37	0,77	0,62

FL = Fluoroscopia; DSA = Angiografia de subtração digital; NR = Não reportado

Analisando os dados apresentados na Tabela B3, percebem-se importantes diferenças nos valores da taxa de kerma ar de referência típica entre equipamentos de diferente fabricante. Por exemplo, os valores da taxa de kerma ar de referência típica para o modo de fluoroscopia nos equipamentos da marca Philips, foram 6 vezes maiores em relação aos valores obtidos com os equipamentos Siemens para os tamanhos de magnificação avaliados. Apesar de possuir tecnologia de detector plano, o equipamento Philips Allura Xper FD 20 mostrou valores de taxa de kerma ar de referência similares aos produzidos pelos equipamentos com intensificador de imagem. Ainda na Tabela B3 observa-se que mudando a magnificação de 32 cm para 22 cm, a taxa de kerma ar de referência pode aumentar entre 13% e 37% para equipamentos com detector plano e de 10% a 24% para equipamentos com intensificador de imagem.

Nas Tabelas B4 e B5 estão apresentados os valores da taxa de kerma ar de referência típica para os modos de fluoroscopia e DSA obtidos neste estudo e valores reportados pelos fabricantes dos equipamentos avaliados e outros estudos na literatura.

Tabela B4 – Valores médios da taxa de kerma ar de referência típica na entrada do fantoma de paciente com 20 cm de espessura, neste estudo e valores reportados na literatura (detectores planos)

Estudo	Equipamento	$\dot{K}_{a,r}$ (mGy/min) - FL normal		$\dot{K}_{a,r}$ (mGy/i) - DSA	
	FOV (cm)	22	42	22	42
Este estudo	Siemens Artis zee/zeego	9,92	5,16	1,39	0,88
	Philips Allura Xper FD20	49,24	39,19	4,73	4,03
Siemens (2009)	Siemens Artis zee/zeego	10,12	4,64	NR	NR
Philips (2006)	Philips Allura Xper FD20	26,94	15	5,65	2,77
Ryckx et al. (2015)	FOV (cm)	27	42	27	42
	Philips Allura Xper FD20	24	20	4,29	3,06
	Philips Allura Xper FD20 + AlluraClarity	14,5	11,5	1,23	0,83

NR = Não reportado

Observa-se na Tabela B4 que os valores da taxa de kerma ar de referência no modo normal de fluoroscopia para os equipamentos Siemens Artis zee/zeego estão de acordo com os valores reportados pelo fabricante. No caso do equipamento Philips Allura Xper FD 20, diferenças de 45% e 62% foram encontradas respeito aos valores reportados pelo fabricante (Philips, 2006) para as magnificações de 22 e 42 cm respectivamente.

Recentemente, a Philips atualizou seus equipamentos de angiografia com um sistema de redução de dose chamado “AlluraClarity” (Philips, 2013). Esse sistema opera com base nos recursos de redução de dose dos equipamentos (pontos focais do tubo de raios X pequenos e filtração adicional de cobre) e sistemas de processamento de imagens. Ryckx et al. (2015) testaram o sistema Allura Clarity nos equipamentos Allura Xper FD 20, e encontraram uma redução da taxa de kerma ar na entrada do paciente de até 75% como apresentado na Tabela B4.

Tabela B5 – Valores médios da taxa de kerma ar de referência típica na entrada do fantoma de paciente com 20 cm de espessura, neste estudo e valores reportados na literatura (Intensificadores de imagem)

Estudo	Equipamento (s)	$\dot{K}_{a,r}$ (mGy/min) – FL normal		$\dot{K}_{a,r}$ (mGy/i) - DSA	
	FOV (cm)	22	32	22	32
Este estudo	Toshiba DFP-2000 A	20,70	11,46	NR	NR
	Philips Integris Allura	42,8	35,4	3,89	3,86
IAEA (2009)	FOV (cm)	17-22		17-22	
	Philips Integris 3000	53		0,45*	
	Philips Integris 5000	48		0,32*	

NR = Não reportado; * Valores no modo de cinegrafia (estudo em cardiologia intervencionista)

Os valores apresentados na Tabela B5 mostram que os valores da taxa de kerma ar de referência típica para equipamentos com intensificador de imagens neste estudo estão na mesma ordem de magnitude que as encontradas na literatura levando em consideração as diferenças devido ao modelo do equipamento, ao tipo de procedimento e aos tamanhos de magnificação utilizados. Não existem valores regulamentados para a taxa de kerma ar de referência típica para DSA, mas os valores encontrados neste estudo servirão como linha de base para futuros testes nos equipamentos avaliados.

3. Avaliação do controle automático de exposição

O estudo da avaliação do controle automático de exposição consistiu em verificar a variação da taxa de kerma ar de referência na superfície de entrada da pele do paciente e dos parâmetros de irradiação em função da espessura do paciente. Para isso, foram realizadas irradiações no modo normal de fluoroscopia sobre um fantoma de PMMA de espessura variável, utilizando o arranjo experimental descrito no teste da taxa de kerma ar de referência típica e máxima. Durante as irradiações foram coletados os seguintes parâmetros de fluoroscopia: tensão (kV) e corrente (mA) do tubo de raios X, largura do pulso (ms), filtração

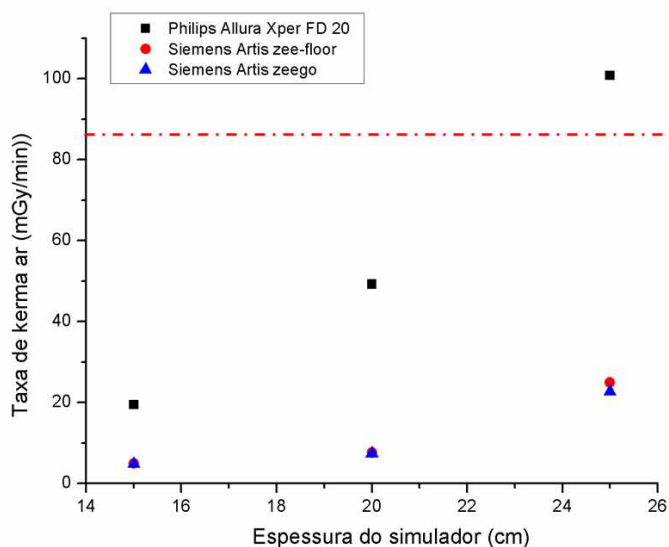
adicional (mm Cu) e a taxa de kerma ar de referência. Os valores da $\dot{K}_{a,r}$ para cada equipamento de angiografia avaliado neste estudo foram obtidos a partir da equação 2. Os parâmetros utilizados nas irradiações, bem como as espessuras de fantoma de paciente avaliadas, estão descritos na Tabela B6.

Tabela B6 – Parâmetros utilizados na avaliação do controle automático de exposição

Parâmetro	Valor
Taxa de pulsos fluoroscopia	10 p/s
Taxa de aquisição de imagens - DSA	2 i/s
Distância foco-detector de imagem	117 cm
Magnificação	22 cm
Espessuras do fantoma	15, 20 e 25 cm

A seguir serão apresentados os resultados da avaliação do comportamento do controle automático de exposição dos equipamentos Philips Allura Xper FD 20 (instituição 3), Siemens Artis-zeego (instituição 4) e Siemens Artis-zee (instituição 5). Não foi possível realizar este teste nos outros equipamentos, devido à indisponibilidade de horário nas salas de hemodinâmica das instituições 1 e 6. A Figura B4 mostra a variação da taxa de kerma ar de referência em função de diferentes espessuras do fantoma de paciente para os equipamentos avaliados.

Figura B4 – Taxa do kerma ar de referência para diferentes espessuras do fantoma de paciente



Observa-se na Figura B4 que na instituição 3, o valor encontrado para a taxa de kerma ar excede o limite recomendado pela ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005), quando se utiliza fantoma de 25 cm, o que, na prática, são as situações de procedimentos com pacientes obesos. Este resultado será comunicado ao engenheiro responsável nessa instituição, para que se verifique a taxa de kerma ar máxima na entrada do paciente.

Nas Figuras B5, B6 e B7 serão apresentados os resultados do comportamento dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do fantoma de paciente no modo normal de fluoroscopia para o tamanho de magnificação de 22 cm.

Figura B5 – Variação da tensão em função da espessura do fantoma

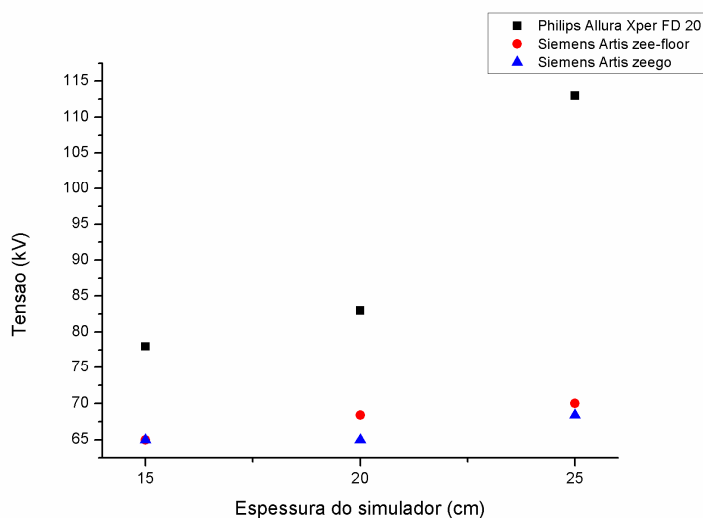
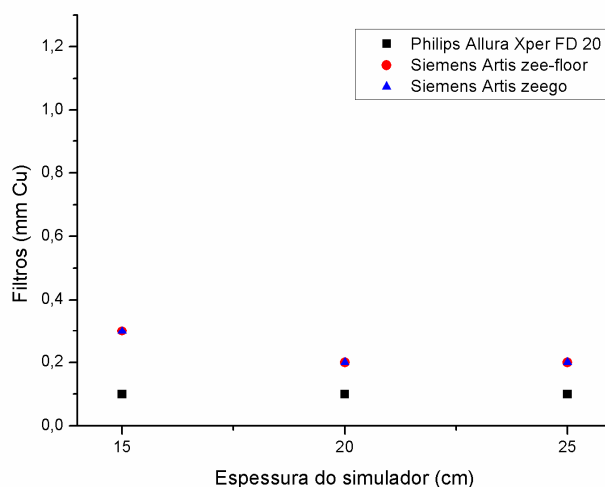
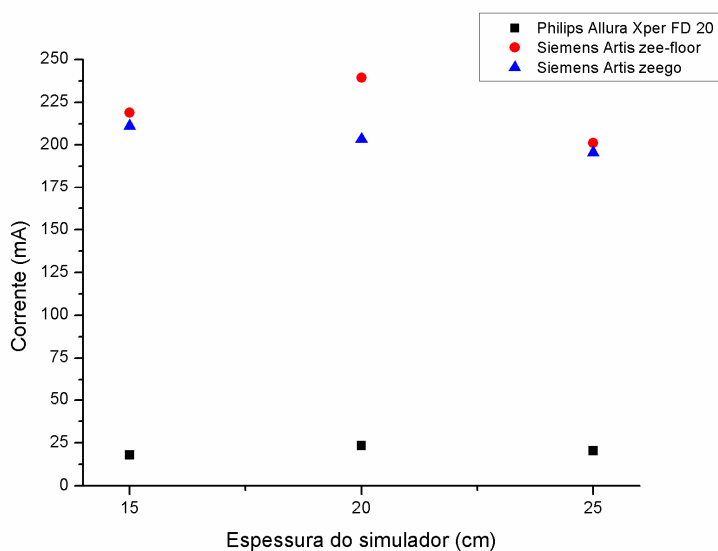


Figura B6 – Variação da filtração adicional em função da espessura do fantoma**Figura B7 – Variação da corrente em função da espessura do fantoma**

Com base nos resultados apresentados nas Figuras B5, B6 e B7, observa-se que o equipamento Philips Allura Xper FD 20 (instituição 3) incrementa e atinge mais rapidamente o valor máximo de tensão em função do aumento da espessura do fantoma de paciente, quando comparado com os equipamentos Siemens Artis zee/zeego (instituições 4 e 5). Porém, o valor da filtração adicional para este equipamento foi baixa com relação aos outros equipamentos e não variou com a espessura do fantoma de paciente. A AAPM por meio do reporte 125 avaliando o comportamento do controle automático de exposição para vários equipamentos de angiografia mostrou que, o tipo e a espessura da filtração adicional no equipamento Philips Allura Xper FD 20 é determinada com base em programas baseados na

anatomia do paciente, selecionados no painel pelo operador e nenhuma variação é permitida através do controle automático de exposição em função da variação da atenuação do paciente (AAPM, 2012). Por outro lado, os resultados apresentados na Figura B7 mostram que a modulação da corrente do tubo nos equipamentos de angiografia avaliados é apresentada de forma diferente para cada fabricante. Para os equipamentos do fabricante Siemens observou-se na curva da corrente, alguns pontos de variação quando houve mudanças na filtração. A corrente aumentou de forma proporcional ao aumento da espessura do fantoma até que, a tensão do tubo atingiu o máximo valor. Nesse instante o controle automático de exposição reduziu o valor da corrente para diminuir a carga do tubo.

Na prática clínica, quando o radiologista seleciona o modo exposição, dependendo do objetivo clínico, o sistema se encarrega de assegurar que a intensidade no monitor se mantenha constante, mantendo a taxa de kerma ar dentro dos limites regulamentados. Por isso, é importante a otimização dos protocolos de aquisição de imagem dependendo do objetivo clínico e a qualidade de imagem requerida. Uma imagem de alta qualidade nem sempre é necessária e pode representar altas doses para o paciente e a equipe médica.

APÊNDICE C

FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS

Nome Instituição		Data	
Nome do procedimento			
Modelo equipamento:			
Uso da grade antiespalhamento	SI		NO
Complexidade procedimento	Normal	Intermediário	Alto

Dados do paciente			
Nome:		Registro:	
Doença:			
Idade (anos)		Sexo	
Peso (kg)		Altura (cm)	

Parâmetros de fluoroscopia						Projeções			
Filtro (mm Cu)	kV	mA	t(ms)	DFD(cm)	FOV (cm)	LAO	CRA	RAO	CAU

DFD = distância foco-detector; FOV (cm) = Magnificação; LAO = Angulação anterior esquerda; RAO = Angulação anterior direita; CRA = Rotação cranial; CAU = Rotação caudal

APÊNDICE D

OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DOS ANGIÓGRAFOS SIEMENS ARTIS ZEE/ZEEGO, PHILIPS ALLURA XPER FD 20 E TOSHIBA DFP-2000A

Para a medição clínica do P_{KA} , uma câmara de ionização de transmissão de placas paralelas com área suficiente para abranger todo o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe, após o colimador, para monitorar a exposição total do paciente. O medidor do P_{KA} deverá indicar o produto kerma ar-área do feixe incidente no plano de entrada do paciente (IEC, 2000a). Para obter uma precisão adequada nas medidas de dose no paciente é recomendado corrigir as medidas do P_{KA} fornecidas pela câmara de ionização de transmissão de placas paralelas por um fator de correção. O fator de correção leva em consideração as diferenças entre o P_{KA} fornecido pela câmara de ionização de transmissão colocada na saída do colimador e o P_{KA} da radiação que incide sobre o paciente. De acordo com a norma 60580 da IEC, uma incerteza padrão combinada de 25% ($k=2$) não deve ser ultrapassada em medições do P_{KA} na faixa de energias do radiodiagnóstico (IEC, 2000).

A determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização de placas paralelas dos diferentes angiógrafos envolvidos neste estudo foi realizada utilizando a metodologia descrita no Apêndice IX do reporte técnico 457 da Agencia Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007). Foi colocada uma chapa de cobre na entrada do receptor de imagens para atenuar o feixe e protegê-lo. Uma câmara de ionização dedal marca Radcal, modelo 20X6-3 calibrada no Laboratório de Metrologia das radiações ionizantes (LMRI) nas energias típicas de radiodiagnóstico foi colocada em cima da mesa do paciente a uma distância do foco do tubo de raios X de 64 cm. No mesmo plano da câmara foi colocado um filme radiocrômico com o objetivo de determinar a área do campo de radiação nesse plano. Foi ajustado o colimador com um pequeno campo suficiente para cobrir o elemento sensível da câmara. Foi então realizada uma exposição em modo de angiografia de subtração digital suficiente para sensibilizar o filme e delinear o campo de radiação. Depois foi medido o valor do kerma ar pela câmara de ionização e simultaneamente registrado o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento para esta exposição. A Figura D1 mostra o arranjo experimental utilizado para determinar o fator de correção para a câmara de ionização de placas paralelas do equipamento Philips Allura Xper FD 20.

Figura D1 – Arranjo experimental para a determinação do fator de correção da câmara de ionização de placas paralelas do angiógrafo Philips Allura Xper FD 20



O valor do P_{KA} estimado pelo produto da leitura do kerma ar e o valor da área transversal ao campo de radiação foi obtido pela Equação 1:

$$P_{KA} = k_a * K_Q * F_{p,T} * A \quad (1)$$

onde k_a é o kerma ar medido com a câmara de ionização de referência, K_Q é o fator de calibração da câmara, $F_{p,T}$ é o fator de correção por pressão e temperatura e A é a área do campo de radiação medida com o filme radiocrômico.

Por fim, o fator de correção foi calculado como o razão do P_{KA} medido com a câmara de ionização de referência e o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento angiográfico. Os fatores de correção da câmara de ionização de placas paralelas para cada equipamento de angiografia utilizado nesse estudo estão resumidos na Tabela D1.

Tabela D1 – Fatores de correção da câmara de ionização de placas paralelas para os diferentes equipamentos utilizados nesse estudo

Equipamento	Instituição	Sala	Fator de correção
Toshiba DFP-2000A	1	A	0,76
Siemens Artis zee-ceiling	2	A	0,79
Philips Allura Xper FD 20	3	A	0,79
Siemens Artis zeego	4	A	0,60
Siemens Artis zee-floor	5	A	0,82

APÊNDICE E

PROCEDIMENTO PARA A OBTENÇÃO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO DO FILME RADIOCRÔMICO XR RV3

Para a obtenção da curva de calibração característica do filme radiocrômico XR RV3, foram recortados 17 pedaços de filme (dimensões: 3 cm x 4 cm) e encapsulados em plásticos pretos para evitar a incidência de luz ambiente e irradiados no ar com doses entre 0,125 Gy e 10 Gy. As irradiações foram realizadas com um equipamento de raios X industrial, de potencial constante, marca PANTAK no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (LMRI-DEN/UFPE) com um feixe de raios X na qualidade RQR 6 (80 kV, 10 mA e CSR de 3,01 mmAl) de acordo á norma 61267 da IEC (IEC, 2005). O valor do kerma ar para cada filme irradiado foi medido com uma câmara de ionização dedal marca Radcal, modelo 20X6-3 calibrada nas energias típicas de radiodiagnóstico. Uma tira não irradiada foi mantida como referência (branco) para ter em conta a radiação de fundo. A medida da densidade de refletância óptica nos filmes foi realizada 24 horas depois da irradiação para garantir a estabilidade do processo de polimerização, conforme determina o protocolo do fabricante. Para isto, foi utilizado um espectrodensitômetro X-Rite Série 500 (ver Figura E1).

Figura E1 – Medida da densidade de refletância nos filmes radiocrômicos para a construção da curva de calibração

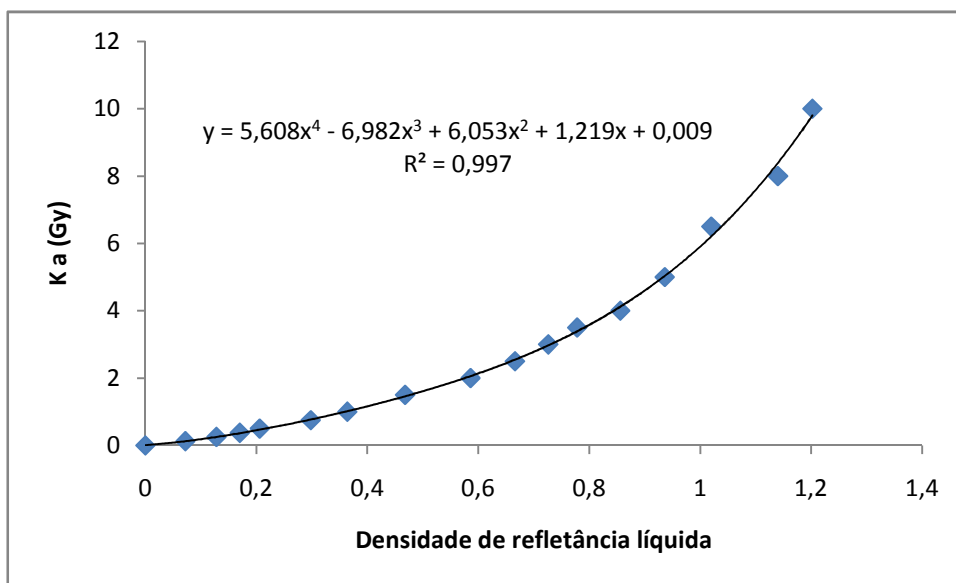


Fonte: Adaptado de TRIANNI, 2013.

As leituras da densidade de refletância foram realizadas em seis canais do densitômetro correspondentes às cores: visual, magenta, cyan, vermelho, verde e azul. As leituras de cada

canal foram relacionadas com os valores do kerma ar medido com a câmara de ionização e construída então a respectiva curva característica. Após analisar a curva característica com o melhor coeficiente de correlação, foi escolhido o canal visual. A Figura E2 mostra a curva de calibração do filme XR RV3 no canal visual.

Figura E2 – Curva de calibração do filme XR-RV3



APÊNDICE F

COEFICIENTES DE CONVERSÃO DA DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS E TECIDOS E O P_{KA} EM PROCEDIMENTOS DE QUIMIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA

As seguintes tabelas apresentam coeficientes de conversão (CC) entre a dose absorvida em órgãos e tecidos e o produto kerma ar-área (P_{KA}), calculados para onze fantomas antropomórficos da série MASH/FASH e diferentes qualidades de feixes de raios X. Se o erro estatístico é maior a 10% os CC não aparecem nas tabelas. A dose absorvida na pele foi calculada numa área quadrada de 7,2 cm x 7,2 cm ao redor do raio central do feixe de raios X à entrada do fantoma. As doses absorvidas na medula óssea vermelha (RBM) e nas células da superfície dos ossos (BSC) representam a dose absorvida máxima encontrada entre os ossos localizados dentro do feixe de raios X.

No final das tabelas aparecem grandezas chamadas “Weighted FASH dose” e “Weighted MASH dose”. Essas grandezas representam as contribuições femininas e masculinas, respectivamente, para calcular a dose efetiva (E). A dose efetiva pode ser calculada como $E = \frac{1}{2} [\text{weighted FASH dose} + \text{weighted MASH dose}]$ (ICRP, 2007).

Tabela F1 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma FASH m50_h50

Órgão/tecido	Camada semi-redutora (mm Al)	
	5,487	7,78
Glândulas adrenais	0,97 (1,5%)	1,28 (1,4%)
Parede da Bexiga	0,01 (8,6%)	0,02 (6,6%)
Cérebro	***	***
Mucosa oral	0,01 (8,9%)	0,01 (7,4%)
Parede do Cólon	0,16 (0,7%)	0,24 (0,6%)
Mamas (tecido glandular)	0,09 (1,2%)	0,15 (1,0%)
Rins	1,17 (0,3%)	1,48 (0,3%)
Fígado	0,53 (0,2%)	0,75 (0,2%)
Pulmões	0,37 (0,3%)	0,47 (0,3%)
Esôfago	0,21 (1,9%)	0,32 (1,7%)
Ovários	***	0,04 (8,6%)
Pâncreas	0,43 (0,7%)	0,65 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,19 (0,5%)	0,29 (0,4%)
Pele	2,98 (1,2%)	3,25 (1,2%)
Baço	0,16 (1,2%)	0,24 (1,1%)
Parede do estômago	0,32 (0,8%)	0,48 (0,7%)
Glândulas salivares	0,01 (9,6%)	0,01 (7,7%)
Timo	0,09 (3,8%)	0,17 (3,1%)
Glândula tireóide	0,02 (9,3%)	0,04 (7,2%)
Vias aéreas	***	0,01 (7,8%)
Útero	0,02 (4,5%)	0,03 (3,5%)
Parede do coração	0,29 (0,6%)	0,43 (0,6%)
Linfonodos	0,20 (0,7%)	0,26 (0,6%)
Parede da vesícula biliar	0,29 (3,4%)	0,45 (3,0%)

Esqueleto	0,49 (0,1%)	0,62 (0,1%)
RBM	0,49 (0,5%)	0,71 (0,5%)
BSC	0,69 (1,2%)	1,01 (1,1%)
Weighted FASH dose	0,22 (0,6%)	0,31 (0,5%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F2 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} ($mGy/Gy.cm^2$) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma FASH m10_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	5,487
Glândulas adrenais	1,14 (1,5%)
Parede da Bexiga	0,01 (9,2%)
Cérebro	***
Mucosa oral	0,01 (6,9%)
Parede do Cólon	0,19 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,15 (1,0%)
Rins	1,39 (0,3%)
Fígado	0,66 (0,2%)
Pulmões	0,48 (0,3%)
Esôfago	0,28 (1,8%)
Ovários	***
Pâncreas	0,54 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,24 (0,5%)
Pele	2,89 (1,2%)
Baço	0,22 (1,1%)
Parede do estômago	0,39 (0,8%)
Glândulas salivares	0,01 (7,5%)
Timo	0,15 (3,2%)
Glândula tireóide	0,02 (8,5%)

Vias aéreas	0,01 (8,3%)
Útero	0,02 (4,4%)
Parede do coração	0,41 (0,6%)
Linfonodos	0,24 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,33 (3,4%)
Esqueleto	0,56 (0,1%)
RBM	0,63 (0,5%)
BSC	0,88 (1,2%)
Weighted FASH dose	0,27 (0,6%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F3 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma FASH m50_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	8,42
Glândulas adrenais	1,41 (1,4%)
Parede da Bexiga	0,02 (6,4%)
Cérebro	0,001 (5,6%)
Mucosa oral	0,02 (5,9%)
Parede do Cólon	0,27 (0,6%)
Mamas (tecido glandular)	0,19 (0,9%)
Rins	1,61 (0,3%)
Fígado	0,86 (0,2%)
Pulmões	0,59 (0,3%)
Esôfago	0,40 (1,6%)
Ovários	0,04 (8,5%)
Pâncreas	0,75 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,34 (0,4%)
Pele	3,11 (1,3%)

Baço	0,31 (1,0%)
Parede do estômago	0,53 (0,7%)
Glândulas salivares	0,01 (6,3%)
Timo	0,25 (2,7%)
Glândula tireóide	0,05 (6,2%)
Vias aéreas	0,01 (6,3%)
Útero	0,04 (3,3%)
Parede do coração	0,58 (0,5%)
Linfonodos	0,33 (0,6%)
Parede da vesícula biliar	0,47 (3,0%)
Esqueleto	0,65 (0,1%)
RBM	0,87 (0,5%)
BSC	1,24 (1,1%)
Weighted FASH dose	0,37 (0,5%)

Tabela F4 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma FASH m90_h50

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	8,42
Glândulas adrenais	1,01 (1,6%)
Parede da Bexiga	0,02 (6,1%)
Cérebro	***
Mucosa oral	0,01 (7,5%)
Parede do Cólon	0,20 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,12 (1,1%)
Rins	1,13 (0,3%)
Fígado	0,59 (0,2%)
Pulmões	0,44 (0,3%)

Esôfago	0,30 (1,7%)
Ovários	0,04 (8,8%)
Pâncreas	0,52 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,26 (0,5%)
Pele	3,23 (1,2%)
Baço	0,23 (1,1%)
Parede do estômago	0,39 (0,8%)
Glândulas salivares	0,01 (8,2%)
Timo	0,17 (3,1%)
Glândula tireóide	0,04 (6,8%)
Vias aéreas	0,01 (7,7%)
Útero	0,04 (3,2%)
Parede do coração	0,39 (0,6%)
Linfonodos	0,22 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,35 (3,4%)
Esqueleto	0,55 (0,1%)
RBM	0,60 (0,5%)
BSC	0,87 (1,2%)
Weighted FASH dose	0,27 (0,5%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F5 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} ($mGy/Gy.cm^2$) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma FASH m90_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	8,42
Glândulas adrenais	1,12 (1,6%)
Parede da Bexiga	0,03 (5,6%)
Cérebro	0,001 (5,5%)
Mucosa oral	0,01 (6,6%)

Parede do Cólon	0,25 (0,6%)
Mamas (tecido glandular)	0,12 (1,2%)
Rins	1,31 (0,3%)
Fígado	0,68 (0,2%)
Pulmões	0,50 (0,3%)
Esôfago	0,35 (1,7%)
Ovários	0,05 (7,5%)
Pâncreas	0,62 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,33 (0,5%)
Pele	3,16 (1,2%)
Baço	0,29 (1,0%)
Parede do estômago	0,45 (0,8%)
Glândulas salivares	0,01 (6,8%)
Timo	0,23 (2,8%)
Glândula tireóide	0,05 (6,1%)
Vias aéreas	0,01 (7,1%)
Útero	0,05 (3,1%)
Parede do coração	0,49 (0,6%)
Linfonodos	0,27 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,41 (3,2%)
Esqueleto	0,59 (0,1%)
RBM	0,73 (0,5%)
BSC	1,03 (1,2%)
Weighted FASH dose	0,31 (0,5%)

Tabela F6 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m10_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	5,487
Glândulas adrenais	0,86 (1,6%)
Parede da Bexiga	0,01 (7,4%)
Mucosa oral	0,004 (9,9%)
Parede do Cólon	0,15 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,11 (5,0%)
Rins	1,04 (0,3%)
Fígado	0,48 (0,2%)
Pulmões	0,30 (0,3%)
Esôfago	0,22 (1,9%)
Pâncreas	0,40 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,17 (0,5%)
Pele	2,83 (1,2%)
Baço	0,12 (1,4%)
Parede do estômago	0,25 (0,9%)
Glândulas salivares	***
Timo	0,08 (3,8%)
Glândula tireóide	0,02 (8,2%)
Vias aéreas	***
Parede do coração	0,24 (0,6%)
Linfonodos	0,18 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,26 (3,4%)
Esqueleto	0,43 (0,1%)
RBM	0,62 (0,4%)
BSC	0,85 (1,0%)

Weighted MASH dose 0,20 (0,7%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F7 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m10_h50

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	5,487
Glândulas adrenais	0,88 (1,5%)
Parede da Bexiga	0,01 (9,2%)
Mucosa oral	***
Parede do Cólon	0,14 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,11 (4,6%)
Rins	1,16 (0,3%)
Fígado	0,49 (0,2%)
Pulmões	0,31 (0,3%)
Esôfago	0,22 (1,8%)
Pâncreas	0,47 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,17 (0,5%)
Pele	2,9 (1,2%)
Baço	0,13 (1,2%)
Parede do estômago	0,30 (0,8%)
Glândulas salivares	***
Timo	0,08 (3,9%)
Glândula tireóide	0,02 (8,9%)
Vias aéreas	***
Parede do coração	0,23 (0,6%)
Linfonodos	0,16 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,28 (3,2%)
Esqueleto	0,43 (0,1%)

RBM	0,63 (0,4%)
BSC	0,89 (0,9%)
Weighted MASH dose	0,21 (0,8%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F8 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} ($mGy/Gy.cm^2$) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m50_h50

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	5,487
Glândulas adrenais	0,62 (1,8%)
Parede da Bexiga	0,01 (8,7%)
Mucosa oral	***
Parede do Cólon	0,10 (0,8%)
Mamas (tecido glandular)	0,07 (6,1%)
Rins	0,82 (0,3%)
Fígado	0,31 (0,2%)
Pulmões	0,25 (0,3%)
Esôfago	0,18 (1,9%)
Pâncreas	0,32 (0,8%)
Parede do intestino delgado	0,13 (0,6%)
Pele	3,03 (1,2%)
Baço	0,12 (1,3%)
Parede do estômago	0,21 (0,9%)
Glândulas salivares	***
Timo	0,06 (4,2%)
Glândula tireóide	0,02 (9,1%)
Vias aéreas	***
Parede do coração	0,19 (0,7%)
Linfonodos	0,12 (0,8%)

Parede da vesícula biliar	0,18 (3,9%)
Esqueleto	0,34 (0,1%)
RBM	0,48 (0,5%)
BSC	0,66 (1,1%)
Weighted MASH dose	0,15 (0,9%)

*** = Valores com erro estatístico maior que 10%

Tabela F9 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm^2) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m50_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora
	(mm Al)
	5,487
Glândulas adrenais	0,68 (1,8%)
Parede da Bexiga	0,01 (7,3%)
Mucosa oral	***
Parede do Cólon	0,14 (0,8%)
Mamas (tecido glandular)	0,07 (6,1%)
Rins	0,91 (0,3%)
Fígado	0,39 (0,2%)
Pulmões	0,27 (0,3%)
Esôfago	0,19 (2,0%)
Pâncreas	0,36 (0,8%)
Parede do intestino delgado	0,16 (0,5%)
Pele	2,95 (1,2%)
Baço	0,13 (1,4%)
Parede do estômago	0,22 (0,9%)
Glândulas salivares	***
Timo	0,07 (3,9%)
Glândula tireóide	0,02 (8,8%)
Vias aéreas	***

Parede do coração	0,21 (0,7%)
Linfonodos	0,15 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,21 (3,8%)
Esqueleto	0,39 (0,1%)
RBM	0,53 (0,5%)
BSC	0,74 (1,1%)
Weighted MASH dose	0,17 (0,9%)

Tabela F10 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m90_h10

Órgão/tecido	Camada semi-redutora (mm Al)	
	8,42	8,97
Glândulas adrenais	0,82 (1,7%)	0,89 (1,7%)
Parede da Bexiga	0,03 (5,1%)	0,03 (4,9%)
Mucosa oral	0,01 (8,2%)	0,01 (8,1%)
Parede do Cólon	0,17 (0,7%)	0,18 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,06 (6,7%)	0,07 (6,5%)
Rins	0,95 (0,4%)	0,98 (0,4%)
Fígado	0,45 (0,2%)	0,48 (0,2%)
Pulmões	0,35 (0,3%)	0,36 (0,3%)
Esôfago	0,29 (1,7%)	0,31 (1,6%)
Pâncreas	0,44 (0,8%)	0,47 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,21 (0,5%)	0,23 (0,5%)
Pele	3,21 (1,2%)	3,17 (1,2%)
Baço	0,19 (1,2%)	0,21 (1,2%)
Parede do estômago	0,30 (0,9%)	0,32 (0,8%)
Glândulas salivares	0,01 (8,6%)	0,01 (8,6%)
Timo	0,14 (3,3%)	0,15 (3,1%)

Glândula tireóide	0,04 (6,5%)	0,04 (6,2%)
Vias aéreas	0,01 (8,1%)	0,01 (7,8%)
Parede do coração	0,32 (0,6%)	0,33 (0,6%)
Linfonodos	0,20 (0,7%)	0,22 (0,6%)
Parede da vesícula biliar	0,27 (3,5%)	0,28 (3,4%)
Esqueleto	0,44 (0,1%)	0,45 (0,1%)
RBM	0,69 (0,4%)	0,72 (0,4%)
BSC	0,98 (1,0%)	1,0 (1,0%)
Weighted MASH dose	0,22 (0,7%)	0,2 (0,7%)

Tabela F11 – Doses absorvidas em órgãos e tecidos normalizadas por P_{KA} (mGy/Gy.cm²) para a projeção PA, calculadas com a versão supina do fantoma MASH m90_h50

Órgão/tecido	Camada semi-redutora (mm Al)	
	7,78	8,42
Glândulas adrenais	0,75 (1,7%)	0,78 (1,7%)
Parede da Bexiga	0,02 (6,6%)	0,02 (6,1%)
Mucosa oral	0,01 (9,4%)	0,01 (9,6%)
Parede do Cólon	0,14 (0,8%)	0,16 (0,7%)
Mamas (tecido glandular)	0,05 (7,1%)	0,06 (7,4%)
Rins	0,90 (0,4%)	0,95 (0,3%)
Fígado	0,40 (0,2%)	0,44 (0,2%)
Pulmões	0,31 (0,3%)	0,33 (0,3%)
Esôfago	0,25 (1,8%)	0,28 (1,7%)
Pâncreas	0,39 (0,8%)	0,44 (0,7%)
Parede do intestino delgado	0,18 (0,5%)	0,19 (0,5%)
Pele	3,14 (1,2%)	3,9 (1,2%)
Baço	0,16 (1,2%)	0,17 (1,2%)
Parede do estômago	0,27 (0,9%)	0,29 (0,9%)

Glândulas salivares	0,01 (9,4%)	0,01 (9,1%)
Timo	0,10 (3,5%)	0,11 (3,4%)
Glândula tireóide	0,03 (7,6%)	0,03 (7,0%)
Vias aéreas	0,004 (9,2%)	0,01 (8,2%)
Parede do coração	0,26 (0,6%)	0,28 (0,6%)
Linfonodos	0,16 (0,7%)	0,18 (0,7%)
Parede da vesícula biliar	0,24 (3,6%)	0,27 (3,4%)
Esqueleto	0,39 (0,1%)	0,40 (0,1%)
RBM	0,59 (0,5%)	0,64 (0,4%)
BSC	0,85 (1,1%)	0,91 (1,0%)
Weighted MASH dose	0,19 (0,8%)	0,21 (0,8%)

APÊNDICE G

CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS TLDs EM TERMOS DE GRANDEZAS OPERACIONAIS $H_p(d)$

Para avaliar a reprodutibilidade e o fading (perda do sinal TL no tempo) dos TLDs, foi calculado o coeficiente de variação e o fator de sensibilidade para cada um deles. Para isso foram irradiados 186 cristais com uma fonte de Co-60 durante 5 minutos. Este processo foi repetido por duas vezes mais para obter uma leitura média e calcular o coeficiente de variação. TLDs com coeficiente de variação maior que 3,2 % foram separados por não possuir uma boa reprodutibilidade. O fator de sensibilidade para cada dosímetro foi calculado pela Equação 1:

$$FS = \frac{\text{Média geral}}{\text{Média três leituras de cada TLD}} \quad (1)$$

onde a média geral é valor médio da leitura TL do lote. TLDs com um erro maior que 10% foram separados do lote. Os TLDs selecionados receberam tratamento térmico de pré-irradiação (400°C por 1 hora e 100°C por 3 horas) para apagamento de qualquer sinal residual e sua posterior utilização.

Após a caracterização, os TLDs e dosímetros eletrônicos pessoais foram calibrados no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, em termos das grandezas operacionais $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ utilizando o feixe de referência ISO N-80 definido na norma ISO 4037-1 (ISO, 1996). A metodologia empregada na determinação da resposta dos dosímetros foi realizada com base nos procedimentos estabelecidos na norma ISO4037-3 (ISO, 1999) e será descrita a seguir. A resposta dos dosímetros foi calculada pela Equação 2:

$$R = \frac{H_p(d)m}{H_p(d)cv} \quad (2)$$

onde $H_p(d)m$ é o valor de $H_p(d)$ registrado pelo dosímetro e $H_p(d)cv$ é o valor convencionalmente verdadeiro. Os valores convencionalmente verdadeiros para $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ foram determinados através da multiplicação de coeficientes de conversão $h_{pK}(d, E, \alpha)$, reportados na literatura (ISO, 1999; BEHRENS et al., 2012) pelo valor do kerma

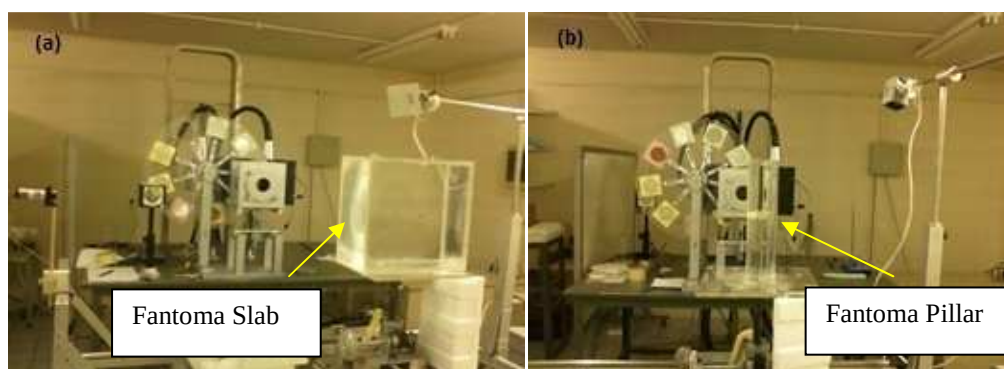
ar determinado com uma câmara de ionização padrão no ponto de teste de calibração. A Tabela G1 apresenta os fantasmas utilizados nas irradiações, os valores dos coeficientes de conversão utilizados para estimar o valor convencionalmente verdadeiro das grandezas $H_p(d)$ e o valor da taxa do kerma ar de referência estabelecida no LMRI-DEN/UFPE para o feixe de referência ISO N-80.

Tabela G1 – Fantasmas, coeficientes de conversão e taxa de kerma ar de referência utilizados nas calibrações dos dosímetros

Fantoma	Grandeza operacional	$h_{pK}(d, E, \alpha)$ (Sv/Gy)	Taxa kerma ar (mGy/h) – 1,5 m
Slab	$H_p(10)$	1,88	12,80
Pillar	$H_p(0,07)$	1,39	12,80
Head	$H_p(3)$	1,66	12,80

As irradiações dos detectores foram realizadas com um equipamento de raios X industrial, de potencial constante, marca PANTAK, modelo HF 320. Os dosímetros foram posicionados sobre os fantasmas: Slab, Pillar, e o cilindro circular (Head) descritos na Seção 2,6, e irradiados com o feixe incidente a 0° e com valores de $H_p(d)$ entre 0,1 mSv e 3 mSv. A distância entre a fonte de raios X e o ponto de referência dos dosímetros foi de 1,5 m conforme requerido pela norma ISO 4037-3. O arranjo experimental utilizado nas calibrações é ilustrado na Figura G1.

Figura G1 – Arranjo experimental na calibração dos TLDs



Legenda: a) calibração dos TLDs em termos de $H_p(10)$; b) calibração dos TLDs em termos de $H_p(0.07)$

A partir dos dados obtidos foi traçada a reta que relaciona a leitura do dosímetro com o valor convencionalmente verdadeiro de $H_p(d)$. Foram feitos ajustes lineares às retas de calibração obtidas e os fatores de calibração foram determinados a partir de seus coeficientes angulares. As Tabelas G2 e G3 apresentam os valores dos coeficientes angulares e os coeficientes de correlação de cada uma das retas obtidas no procedimento de calibração para os TLDs e os dosímetros Instadose 1 respectivamente em termos de $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$.

Tabela G2 – Parâmetros associados às retas de calibração obtidas para TLD-100

Grandeza	Coefficiente angular	R²
$H_p(10)$	0,050	0,99
$H_p(0,07)$	0,047	0,97
$H_p(3)$	0,045	0,99

Tabela G3 – Parâmetros associados às retas de calibração obtidas para os dosímetros Instadose

Dosímetro	Grandeza	Coefficiente angular	R²
1077104	$H_p(10)$	0,95	0,99
52446		0,90	0,97
52478		0,85	0,99