

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO – UFPE

CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS

DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR – DEN

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares
PROTEN

**ESTIMATIVA DA DOSE NO PACIENTE E NA EQUIPE MÉDICA EM
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE NEURORRADIOLOGIA**

NEURI ANTONIO LUNELLI

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

Setembro, 2012

NEURI ANTONIO LUNELLI

**ESTIMATIVA DA DOSE NO PACIENTE E NA EQUIPE MÉDICA EM
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE NEURORRADIOLOGIA**

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

Dra. Helen Jamil Khoury
Orientadora

Dra. Cari Borrás
Co-orientadora

Recife, setembro de 2012

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

L961e Lunelli, Neuri Antonio.

Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de neurorradiologia / Neuri Antonio Lunelli. – Recife: O Autor, 2012.

140 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.
Co-Orientadora: Dra. Cari Borrás.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2012.

Inclui Referências Bibliográficas e Apêndices.

1. Energia Nuclear. 2. Dosimetria de pacientes. 3. Dosimetria ocupacional. 4. Neurorradiologia intervencionista. I. Khoury, Helen Jamil. (Orientadora). II. Borrás, Cari. (Co-Orientadora). III. Título.

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG/2012-252

ESTIMATIVA DA DOSE NO PACIENTE E NA EQUIPE MÉDICA EM
PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS DE NEURORADIOLOGIA

Neuri Antonio Lunelli

APROVADA EM: 17.09.2012

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jacóli Khoury
CO-ORIENTADORA: Profa. Dra. Caridad Borrás

COMISSÃO EXAMINADORA:

Profa. Dra. Regina Elzéu Medeiros – UNIFESP

Prof. Dr. Oswaldo Ruffa Filho – USP-Ribeirão Preto

Prof. Dr. Danilo Giannini Abad – Departamento de Clínica Médica/FMRP-USP

Prof. Dr. Clóvis Abramo Razine – CRCN-NE/CNEN

Profa. Dra. Caridad Borrás – CNFq-DEN/UFPE

Profa. Dra. Helen Jacóli Khoury – DEN/UFPE

Visto e permitido a impressão

Carimado de PROTEN/DEN/UFPE

À natureza por sua divindade implícita

À ciência por contrapor a ignorância

AGRADECIMENTOS

À Dra. Helen Jamil Khoury pela sua orientação dedicada, por seus conselhos oportunos, por sua compreensão nos momentos difíceis, amizade incondicional e pela sua confiança depositada em mim.

À Dra. Cari Borrás pelo carinho, dedicação e discussões enriquecedoras que muito contribuíram para a consolidação deste trabalho.

A toda a equipe de médicos, enfermeiros e técnicos do Serviço de Hemodinâmica do Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira (IMIP), em especial, ao Dr. Gustavo Andrade pelo apoio que foi fundamental para a realização deste trabalho.

A todos os colegas e amigos do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear pelo apoio e pelas discussões, além do companheirismo que ajudaram nesta minha passagem por este lugar distante de minha terra, com o acolhimento de um filho nato.

Aos meus familiares que sempre me apoiaram em meus anseios e que suportaram a saudade pela distância e ausência.

A este Estado, por seu povo acolhedor e por sua riqueza cultural.

À FACEPE pelo auxílio neste projeto e por fomentar a ciência.

RESUMO

Imagens médicas utilizando radiações ionizantes permitem o diagnóstico e o tratamento em procedimentos intervencionistas de neurorradiologia, que são uma alternativa à intervenção cirúrgica. Entretanto, apesar dos seus benefícios, estes procedimentos geralmente expõem o paciente e a equipe médica a altas doses de radiação. Este trabalho tem por objetivo o estudo dosimétrico em médicos e pacientes que se submeteram a angiografias e embolizações cerebrais, em um grande hospital de referência de Recife, Pernambuco. Neste estudo, foram avaliados 228 pacientes adultos e 15 pacientes pediátricos. Os procedimentos foram realizados em um angiógrafo Siemens Artis Zee dotado de um receptor de imagens do tipo detector plano. A dosimetria de pacientes foi realizada utilizando filmes radiocrômicos, dosímetros termoluminescentes e através do registro de parâmetros apresentados pelo equipamento angiográfico. Para a dosimetria ocupacional foram utilizados dosímetros termoluminescentes posicionados nos pés, mãos, região dos olhos, tireoide e tórax dos profissionais. Durante os procedimentos clínicos, foram registrados os parâmetros de irradiação, número de imagens, tempo de exposição, valor do kerma no ar de referência ($K_{a,r}$) e do produto kerma no ar-área (P_{KA}). Os resultados obtidos com os filmes radiocrômicos mostraram que, em quatro pacientes, os valores de kerma no ar ultrapassaram o limiar para efeitos determinísticos na pele, sendo que o maior valor medido foi de 8030 mGy. Os maiores valores de doses absorvidas na região dos olhos dos pacientes foram relativamente próximos ao limiar para a ocorrência de catarata. Com relação aos médicos, os resultados mostraram que, em procedimentos realizados com pacientes adultos, a dose efetiva média em angiografias foi de 2,6 μ Sv e em embolizações cerebrais foi de 4,2 μ Sv. Os maiores valores de dose efetiva registrados foram de 16 μ Sv para angiografias e 18,5 μ Sv para embolizações cerebrais. Os maiores valores de dose equivalente por procedimento, medidos no corpo dos médicos, foram: 557 μ Sv nos pés, 577 μ Sv nas mãos e 344 μ Sv nos olhos, em procedimentos com pacientes adultos. A ausência de acessórios de radioproteção como a cortina e protetor de acrílico plumbíferos, bem como a falta do uso rotineiro de óculos de proteção são explicações para os altos valores registrados. Dependendo do número de procedimentos, as doses recebidas pelos médicos podem exceder os limites de dose anual (20 mSv para o cristalino dos olhos e 500 mSv para extremidades) estabelecidos por normas nacionais e internacionais.

PALAVRAS-CHAVE: dosimetria de pacientes; dosimetria ocupacional; neurorradiologia intervencionista.

ABSTRACT

Medical imaging using ionizing radiation allows diagnostic and treatments in interventional procedures in neuroradiology to be performed as an alternative to surgical intervention. Despite the benefits, these procedures often expose patients and medical staff to high doses of radiation. This work shows the dosimetry results of physicians who performed and patients who underwent angiography and cerebral embolization in a large hospital in Recife, Pernambuco. We evaluated 228 adult and 15 pediatric patients. The procedures were performed using a Siemens Artis Zee angiography system equipped with a flat-panel detector image receptor. The dosimetry of patients was performed by use of radiochromic films, thermoluminescent dosimeters and dose parameters provided by the angiographic equipment. For the occupational dosimetry, thermoluminescent dosimeters were positioned on the feet, hands, region of eyes, thyroid and chest of the physicians. During clinical procedures, irradiation parameters, number of images, exposure time, the value of the reference air kerma ($K_{a,r}$) and the air kerma-area product (P_{KA}) were recorded. The results obtained with the radiochromic films showed air kerma values that exceeded the threshold for skin deterministic effects in four patients with the highest measured value of 8030 mGy. The highest values of absorbed doses in the eye region of patients were relatively close to the threshold for cataract occurrence. With regard to the physicians, for medical procedures performed in adult patients, the average effective dose in angiography was 2.6 μ Sv and for cerebral embolization was 4.2 μ Sv. The highest effective dose values recorded were 16 μ Sv for cerebral angiography and 18.5 μ Sv for embolization. The highest values of equivalent dose per procedure, measured in the body of the physicians, were 557 μ Sv in the feet, 577 μ Sv in the hands and 344 μ Sv in the eyes, for procedures with adult patients. The lack of radiation safety equipment such as lead curtains and acrylic shields, as well as the lack of routine use of protective eyeglasses, are explanations for the high values recorded. Depending on the number of procedures, the doses received by the doctors exceed the annual dose limits (20 mSv for the eye lens and 500 mSv for the extremities) established by national and international standards.

KEYWORDS: patient dosimetry; occupational dosimetry; interventional neuroradiology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Angiografia da carótida comum esquerda.....	19
Figura 2 – Esquema de tratamento de um aneurisma por embolização com molas	21
Figura 3 – Angiografia de um aneurisma tratado com embolização por molas	21
Figura 4 – Ilustração de procedimento de clipagem para tratamento de aneurisma	22
Figura 5 – Angiografia mostrando uma extensa malformação arteriovenosa	23
Figura 6 – (a) Diagrama dos componentes de um sistema fluoroscópico e (b) um equipamento de raios X fluoroscópico montado em arco C com setas indicando os seus movimentos	24
Figura 7 – Ponto focal de acordo com o tamanho e ângulo do anodo: (a) grande ângulo do anodo com pequeno ponto focal, (b) mesmo ponto focal com menor ângulo do anodo e (c) grande ângulo do anodo com ponto focal maior	27
Figura 8 – Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada	27
Figura 9 – (a) Forma do pulso na fluoroscopia convencional pulsada e (b) forma do pulso obtido com grade controlada.....	28
Figura 10 – Modificação de espectro para adequação à absorção pelo iodo	30
Figura 11 – Estrutura típica de um tubo intensificador de imagens	32
Figura 12 – Diagrama de corte transversal da camada de entrada do intensificador de imagens	33
Figura 13 – Conversão (a) direta e (b) indireta dos raios X nos detectores planos.....	36
Figura 14 – Eficiência de absorção do CsI e do Gd_2O_2S	37
Figura 15 – Comparação da resolução espacial dos intensificadores de imagem e detectores planos.....	38
Figura 16 – Angiografia de subtração digital com passagem do contraste nas fases (a) arterial, (b) capilar e (c) venosa.....	40
Figura 17 – (a) Angiografia de subtração digital e (b) sua reconstrução em 3D.....	41
Figura 18 – Relação entre dose e morbidade e severidade das reações teciduais	42
Figura 19 – (a) Alopecia ocorrida após embolização cerebral e (b) distribuição da dose de entrada na pele para este paciente	45
Figura 20 – Matriz com dosímetros fixado na pele do paciente	46
Figura 21 – (a) Imagem do filme processado após a irradiação e (b) o envelope que contém o filme com os dosímetros	47
Figura 22 – Filme radiocrômico colocado ao redor do crânio.....	49
Figura 23 – Opacidade do cristalino induzida por radiação.....	50
Figura 24 – (a) Média de doses por procedimento em intervencionistas vasculares e (b) cardíacos.....	51
Figura 25 – (a) Dosímetro eletrônico sobre o avental e (b) display com os valores de dose monitorados.....	52
Figura 26 – Curvas de isodoses próximo ao tubo de raios X	53

Figura 27 – Equipamento angiográfico instalado no IMIP e utilizado para procedimentos de neurorradiologia	55
Figura 28 – Arranjo experimental utilizado para o teste da taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente	58
Figura 29 – Dados fornecidos em um relatório de procedimento	60
Figura 30 – Fita de comparação de doses para filmes radiocrômicos fornecida pelo fabricante	61
Figura 31 – Posicionamento dos filmes radiocrômicos no paciente	62
Figura 32 – Posição dos dosímetros no paciente.....	63
Figura 33 – Posicionamento dos dosímetros no médico.....	64
Figura 34 – Distribuição dos procedimentos adultos avaliados.....	66
Figura 35 – Número de pacientes por tipo de embolização	67
Figura 36 – Taxa de kerma no ar na entrada do simulador de paciente em função da sua espessura no modo de (a) fluoroscopia e (b) em DSA.....	68
Figura 37 – Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de fluoroscopia com o tamanho de campo de 16 cm.....	69
Figura 38 – Número de imagens adquiridas em angiografias cerebrais em pacientes adultos.....	72
Figura 39 – Valores do P_{KA} versus número de imagens em procedimentos de angiografias com subtração digital e com reconstrução tridimensional.....	75
Figura 40 – Imagem dos campos de radiação da parte posterior da cabeça de três pacientes que se submeteram a procedimentos de angiografia cerebral.....	76
Figura 41 – Número de imagens adquiridas em embolizações cerebrais em pacientes adultos	79
Figura 42 – Valores do P_{KA} versus número de imagens em procedimentos de embolizações cerebrais com subtração digital e com aquisições rotacionais.....	82
Figura 43 – Imagens dos filmes irradiados em paciente submetido à embolização cerebral com o valor do kerma no ar registrado em alguns pontos	85
Figura 44 – Distribuição do kerma no ar máximo por número de embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos	86
Figura 45 – Distribuição dos valores de kerma no ar máximos registrados nas embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos	87
Figura 46 – Kerma no ar máximo em função do P_{KA} nas embolizações avaliadas com filmes radiocrômicos	88
Figura 47 – Imagem dos filmes utilizados nas embolizações realizadas no equipamento Philips	89
Figura 48 – Ocorrência de alopecia em paciente que se submeteu à embolização de malformação vascular cerebral com equipamento com intensificador de imagens.....	91
Figura 49 – Distribuição do kerma no ar na superfície da pele da região dos olhos e tireoide em pacientes adultos submetidos às angiografias e embolizações cerebrais	94
Figura 50 – Riscos de incidência de câncer na tireoide para pessoas expostas a 100 mGy em função do gênero e idade.....	95
Figura 51 – Distribuição do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em pacientes pediátricos submetidos a angiografias cerebrais.....	99

Figura 52 – Distribuição da dose equivalente em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais	101
Figura 53 – Valores médios da dose equivalente em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais em pacientes adultos	102
Figura 54 – Protetor de acrílico e cortina de proteção na lateral da mesa do paciente.....	103
Figura 55 – Valores médios da dose equivalente em várias regiões do corpo dos médicos que realizaram angiografias cerebrais em pacientes adultos e pediátricos	103
Figura 56 – Dose equivalente no (a) olho direito, (b) olho esquerdo, (c) mão esquerda e (d) tireoide do médico principal e auxiliar que realizaram embolizações cerebrais	104
Figura 57 – Dose efetiva dos médicos que realizaram procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais.....	106
Figura 58 – Dose efetiva no médico principal e auxiliar em embolizações cerebrais.....	107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limiares para a ocorrência de efeitos determinísticos na pele	42
Tabela 2 – Número de procedimentos realizados	54
Tabela 3 – Testes realizados no equipamento Siemens Artis Zee, o resultado e a situação de conformidade de desempenho	57
Tabela 4 – Parâmetros utilizados para a medida da taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente	58
Tabela 5 – Parâmetros de irradiação e aquisição em angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos	70
Tabela 6 – Número de sequências e imagens nos procedimentos de angiografias cerebrais em pacientes adultos.....	72
Tabela 7 – Valores médios do número de sequências e imagens e do tempo total de exposição em angiografias cerebrais em pacientes adultos obtidas neste trabalho e na literatura	73
Tabela 8 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos	74
Tabela 9 – Valores médios (mínimo-máximo) do P_{KA} e $K_{a,r}$ em angiografias cerebrais em pacientes adultos obtidas neste trabalho e na literatura	75
Tabela 10 – Parâmetros de irradiação e o tempo de exposição em embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos	77
Tabela 11 – Número de sequências e imagens nos procedimentos de embolizações cerebrais em pacientes adultos.....	78
Tabela 12 – Valores médios do número de sequências e imagens e do tempo total de exposição em embolizações cerebrais em pacientes adultos obtidos neste trabalho e na literatura	79
Tabela 13 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos.....	81
Tabela 14 – Dados do procedimento de um paciente que realizou procedimentos de angiografia e embolização cerebrais com valores máximos de P_{KA} registrados neste estudo	81
Tabela 15 – Procedimentos com valor do P_{KA} superior a 200 Gy.cm ² registrados neste estudo	83
Tabela 16 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ nos procedimentos de embolizações cerebrais em pacientes adultos avaliados neste estudo e na literatura.....	84
Tabela 17 – Kerma no ar máximo registrado nos filmes radiocrômicos em embolizações realizadas em pacientes adultos	85

Tabela 18 – Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em procedimentos de angiografias e embolizações em pacientes adultos	92
Tabela 19 – Valores mínimos, médios e máximos das doses absorvidas e o risco de incidência de câncer na tireoide em pacientes adultos que se submeteram a angiografias e embolizações cerebrais.....	96
Tabela 20 – Parâmetros de irradiação e de aquisição em angiografias cerebrais em pacientes pediátricos.....	97
Tabela 21 – Número de sequências e imagens e o tempo de exposição nas embolizações realizadas em pacientes pediátricos.....	97
Tabela 22 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de angiografias cerebrais realizadas em pacientes pediátricos	98
Tabela 23 – Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em procedimentos de angiografias em pacientes pediátricos (n = 6)	98
Tabela 24 – Valores médios, mínimos e máximos da dose equivalente (H_T) em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais	100
Tabela 25 – Dose equivalente média em várias regiões do médico em procedimentos de neurorradiologia na literatura e neste trabalho	105

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> – Associação Americana de Físicos em Medicina
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
a-Se	Selênio amorfo
CsI	Iodeto de cézio
CT	Reconstrução tomográfica
DSA	<i>Digital subtraction angiography</i> – Angiografia de subtração digital
DEN	Departamento de Energia Nuclear
E	Dose efetiva
Gd ₂ O ₂ S	Oxisulfeto de gadolínio
H _T	Dose equivalente
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IEC	International Electrotechnical Commission
IMIP	Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira
IRP	<i>Interventional reference point</i> - Ponto de referência de intervencionismo
K _{a,r}	<i>Reference point air kerma</i> – Kerma no ar de referência
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
P _{KA}	Produto kerma no ar-área
PLD's	Dosímetros fotoluminescentes
TLDs	Dosímetros termoluminescentes
3D	Reconstrução tridimensional

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	NEUROLOGIA INTERVENCIONISTA	18
2.2	PROCEDIMENTOS VASCULARES CEREBRAIS	18
2.2.1	Angiografia Cerebral.....	18
2.2.2	Embolizações.....	20
2.3	EQUIPAMENTOS DE RAIOS X PARA RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA: FLUOROSCOPIA	23
2.3.1	Gerador de tensão do tubo de raios X.....	24
2.3.2	Tubo de Raios X.....	25
2.3.3	Colimação	28
2.3.4	Filtração	29
2.3.5	Mesa do Paciente.....	30
2.3.6	Grade antiespalhamento	31
2.3.7	Receptor de imagens	31
2.3.8	Processamento de Imagens.....	38
2.4	DOSIMETRIA EM PACIENTES	41
2.5	DOSIMETRIA OCUPACIONAL E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	49
3	MATERIAIS E MÉTODOS	54
3.1	DOSIMETRIA DO PACIENTE.....	57
3.1.1	Estudo Dosimétrico em um Simulador de Paciente	57
3.1.2	Avaliação Dosimétrica em Procedimentos de Angiografias e Embolizações Cerebrais	59
3.1.3	Dose em órgãos	62
3.2	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	64
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	66
4.1	DOSIMETRIA DO PACIENTE.....	68
4.1.1	Estudo Dosimétrico em um Simulador de Paciente	68

4.1.2	Pacientes adultos	70
4.1.2.1	Angiografias Cerebrais	70
4.1.2.2	Embolizações Cerebrais.....	76
4.1.2.3	Dose nos órgãos	92
4.1.3	Pacientes Pediátricos	96
4.2	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	100
5	CONCLUSÕES.....	109
	REFERÊNCIAS	111
	APÊNDICE A	119
	APÊNDICE B	133
	APÊNDICE C	135
	APÊNDICE D	138

1 INTRODUÇÃO

A neurorradiologia intervencionista é a especialidade que se utiliza das tecnologias percutâneas e de cateteres, aliadas a técnicas radiológicas e conhecimento neurológico e neurocirúrgico para diagnóstico e tratamento de patologias do sistema nervoso central. Os grandes avanços na neurorradiologia intervencionista foram possibilitados devido ao rápido avanço na aquisição de imagens médicas, como a angiografia digital cerebral e o mapeamento tridimensional dos vasos cerebrais.

As atuais técnicas endovasculares permitem o tratamento de muitas condições clínicas que não poderiam ser tratadas de forma eficaz há duas décadas. De fato, dentro da área da neurorradiologia intervencionista, o desenvolvimento de novas tecnologias e dispositivos permitiu o aumento no número de patologias cerebrovasculares passíveis do tratamento endovascular de modo eficaz, preciso e seguro (LIU, 2006). Os benefícios dos procedimentos endovasculares incluem uma diminuição da morbidade (risco de sequelas) e mortalidade, com menores custos e tempo de internação hospitalar (D'ERCOLE et al., 2007).

Apesar dos seus benefícios, estes procedimentos acarretam altas doses de radiação no paciente e na equipe médica. Os procedimentos que utilizam os princípios fluoroscópicos fazem com que a dose absorvida na pele e nos órgãos internos do paciente não seja negligenciável, visto que o número de imagens geradas e o tempo dos procedimentos são geralmente elevados. Muitos estudos têm mostrado que vários procedimentos, por suas complexidades e elevado tempo de fluoroscopia resultam, em algumas áreas da pele, em doses acima do limiar dos efeitos determinísticos, ocasionando danos na pele (FLETCHER et al., 2002). Estudo de MOONEY e colaboradores (2000), por exemplo, descreve o caso de dois pacientes que tiveram perda de cabelo após serem submetidos a embolizações de malformações arteriovenosas. Do mesmo modo, os novos estudos sobre reações teciduais mostram que, dependendo da sensibilidade do indivíduo, podem ocorrer lesões em órgãos radiosensíveis com doses abaixo dos limiares antes considerados (ICRP, 2011). Além disso, como em todas as fontes de exposição à radiação, o paciente fica sujeito ao risco estocástico, ou seja, de indução de câncer.

Com a evolução rápida de toda a tecnologia envolvida nos procedimentos intervencionistas, é importante conhecer o nível de radiação a que o paciente está exposto para garantir sua segurança. Apesar da importância do assunto, há poucas pesquisas que investigam os valores de exposição à radiação para uma ampla variedade de procedimentos em neurorradiologia intervencionista. Ainda não existem valores padronizados para níveis de referência que possam orientar neurointervencionistas sobre a exposição relativa de seus pacientes (ALEXANDER et al., 2010).

Paralelamente, os médicos que realizam procedimentos intervencionistas estão entre os profissionais que recebem as maiores doses de radiação registradas entre os serviços hospitalares. Nas condições normais de trabalho a dispersão da radiação ao redor do paciente é elevada e, se não forem tomadas medidas de proteção individual, o médico fica sujeito a um nível de radiação que, dependendo da carga de trabalho, pode acarretar lesões nos olhos depois de alguns anos (VAÑÓ et al., 1998a).

Dado o exposto, é relevante a investigação da exposição dos pacientes e da equipe médica nestes procedimentos. Neste sentido, este trabalho tem como objetivo avaliar os procedimentos de neurorradiologia intervencionista realizados em um hospital de referência em Recife-PE, visando determinar as doses de radiação recebidas pelos pacientes e médicos e os riscos a que estão sujeitos, assim como realizar a avaliação sobre as condições de operação dos equipamentos utilizados nos procedimentos intervencionistas e as condições da proteção radiológica durante os procedimentos intervencionistas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 NEUROLOGIA INTERVENCIONISTA

A neurorradiologia intervencionista, introduzida na década de 1980, é uma técnica auxiliar a neurocirurgia em tratamentos de aneurismas cerebrais, inacessíveis cirurgicamente, de algumas malformações arteriovenosas extensas ou ainda em combinações de ambos os casos. No início do desenvolvimento da neurorradiologia intervencionista, ela foi realizada apenas em pacientes que não tinham outras opções de tratamento. No final dos anos 1980 e início dos anos 1990, o desenvolvimento da angiografia com subtração digital e a aquisição de imagens vasculares tridimensionais permitiram um enorme crescimento da neurorradiologia intervencionista. A obtenção de imagens tridimensionais possibilitou a melhor visualização de lesões em um vaso sanguíneo, como por exemplo, um aneurisma cerebral. Além disso, a imagem pode ser mantida no monitor e rotacionada, possibilitando ao neurorradiologista visualizar toda a rede vascular e a lesão em diversas posições. Esta técnica também possibilitou o planejamento para guiar o cateter até o local apropriado dentro dos vasos sanguíneos, viabilizando a realização do tratamento (BALÉRIAUX, 2002). A seguir, discutiremos alguns procedimentos vasculares cerebrais.

2.2 PROCEDIMENTOS VASCULARES CEREBRAIS

2.2.1 Angiografia Cerebral

A angiografia é uma técnica radiográfica que fornece informações sobre o sistema circulatório dos pacientes, possibilitando a realização de exames dinâmicos, nos quais se podem visualizar imagens de órgãos e fluidos internos em movimento. Nesta técnica, imagens em tempo real são produzidas permitindo obter informação sobre o estado de um vaso sanguíneo após um trauma, doença ou cirurgia. O acesso arterial muitas vezes evita cirurgias, pois, por meio de um cateter dirigido através de um vaso, chega-se aos locais que necessitam intervenção, tais como dilatações, rupturas ou estenoses. Com um fio-guia, o médico tem acesso a esta

patologia do vaso sanguíneo e guiado por fluoroscopia, pode tratá-lo. Os guias permitem a introdução dos mais variados tipos de cateteres, facilitando ao médico sua manipulação e navegação dentro da rede vascular.

A angiografia cerebral permite a detecção de anomalias dos vasos sanguíneos cerebrais, como uma dilatação arterial (aneurisma), uma inflamação (arterite), comunicações anormais (malformação vascular) ou uma obstrução vascular ocasionada por um trombo ou um ateroma. O objetivo básico da angiografia cerebral é fornecer um "mapa" da vascularização sanguínea na região da cabeça e pescoço. Para visualizar essas estruturas de baixo contraste radiológico, um material radiopaco líquido é injetado através de um cateter colocado no vaso de interesse. A imagem de um exame de angiografia pode ser convencional como mostrado na Figura 1a, no qual as estruturas mais densas, como o tecido ósseo são visíveis juntamente com o material de contraste injetado nos vasos, ou pode ser obtida com uma angiografia de subtração digital (DSA – *Digital subtraction angiography*). Neste caso, inicialmente ocorre a aquisição de uma imagem da região de interesse do exame e esta é subtraída das imagens adquiridas na sequência com a injeção do material de contraste. As imagens com subtração digital proporcionam uma melhor visualização dos vasos de interesse, conforme mostra a Figura 1b.

Figura 1 – Angiografia da carótida comum esquerda



(a) angiografia convencional



(b) angiografia com subtração digital (DSA)

Adaptado de GURGEL 2003

O uso de material de contraste é fundamental para que o resultado seja satisfatório na visualização de vasos e estruturas normalmente transparentes à

radiação. No passado eram usados apenas compostos iônicos, que possuíam iodo como base. Compostos não iônicos com baixa osmolaridade foram introduzidos para uso em pacientes que apresentavam problemas renais e reações adversas ao iodo. Entretanto, o iodo ainda é o elemento mais utilizado devido às suas características de radiopacidade e segurança para introdução em concentrações adequadas de forma a produzir imagens de qualidade diagnóstica (BONTRAGER, 2003).

Para a realização do exame, um cateter é colocado no vaso de interesse e com orientação fluoroscópica uma pequena injeção manual de contraste é dada para verificar se o cateter está na posição correta (o ramo principal da rede arterial na qual será realizada a angiografia). Depois deste posicionamento do cateter, é realizada a aquisição de uma série de imagens, com um injetor eletromecânico fornecendo a quantidade predeterminada de contraste. A taxa de aquisição de imagens depende muito do fluxo no vaso de interesse, de modo que a aquisição seja realizada no momento da passagem do contraste. A série adquirida é então revisada para determinar se há ou não necessidade de uma série adicional.

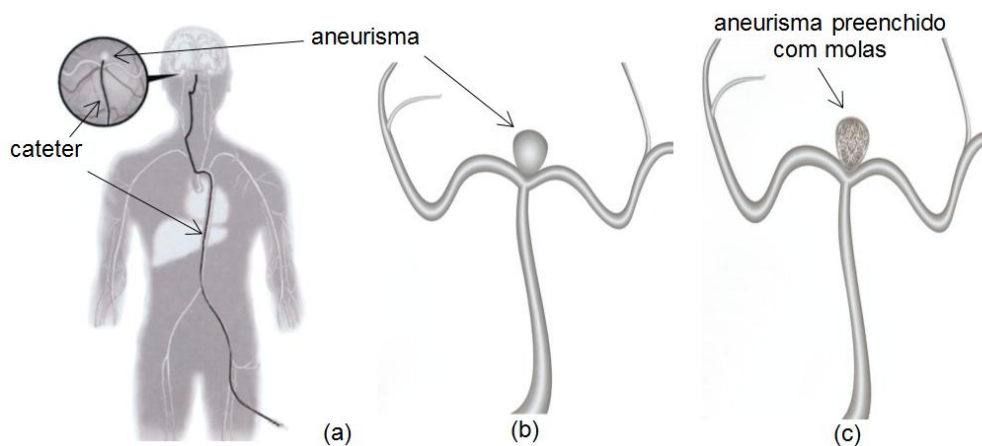
2.2.2 Embolizações

Dentre os procedimentos vasculares cerebrais, também são realizados tratamentos por embolizações, que consistem em obstruir ou preencher com partículas ou molas a região de um vaso que apresente anomalia, seja ela uma dilatação (aneurisma) ou uma malformação vascular, com fluxo sanguíneo anormal. A intenção básica é prevenir uma hemorragia em uma região fragilizada da parede de um vaso, evitando um acidente vascular hemorrágico.

Os aneurismas são dilatações das artérias produzidas por um defeito adquirido ou congênito na parede do vaso. O tratamento endovascular de um aneurisma intracraniano foi primeiramente descrito por Fedor Serbinenko, um neurocirurgião russo, em 1970. Ele usou um cateter com um balão destacável de látex para tratar um aneurisma. O balão era insuflado no interior do vaso, ocupando o espaço na região do aneurisma, inibindo a pressão do sangue sobre a parede fragilizada pelo aneurisma. Desta forma, reduz-se a probabilidade de rompimento do vaso sanguíneo. Em 1991, Guido Guglielmi foi o primeiro a descrever a técnica de oclusão de um aneurisma usando uma mola destacável de platina. Estas molas são introduzidas diretamente no aneurisma através de um micro-cateter (JOHNSTON et

al., 2002). A Figura 2a ilustra um cateter inserido pela artéria femoral esquerda até a base do aneurisma, mostrado na Figura 2b. A Figura 2c mostra as molas destacadas dentro do aneurisma através de um micro guia de aço. O aneurisma é preenchido por uma ou mais molas, encerrando a circulação sanguínea em seu interior. Observa-se que as molas ocupam todo o aneurisma reduzindo a pressão sanguínea sobre a parede do vaso e evitando seu rompimento.

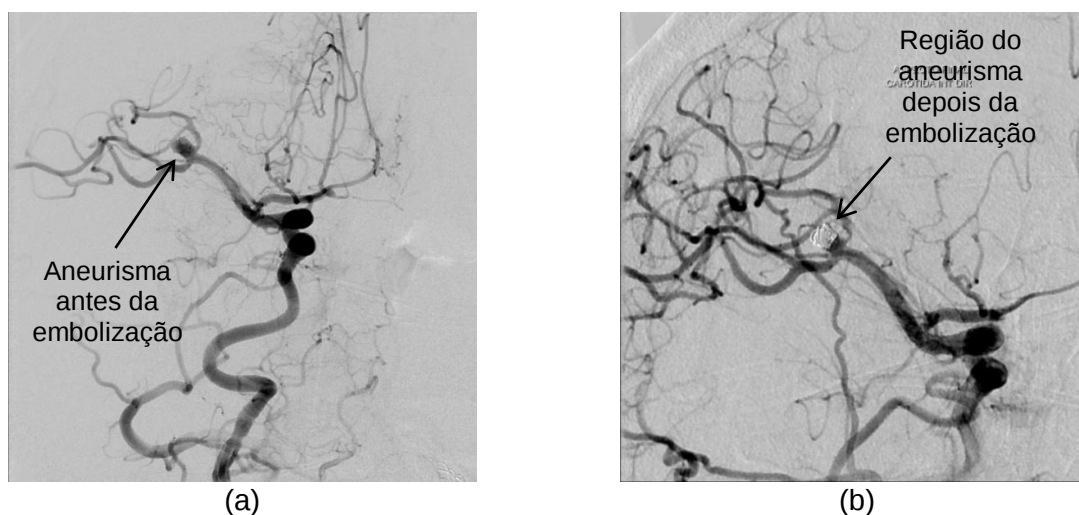
Figura 2 – Esquema de tratamento de um aneurisma por embolização com molas



Adaptado de JOHNSTON et al 2002

A Figura 3a mostra a imagem angiográfica de um aneurisma antes do tratamento. Depois de realizada a embolização com molas, o fluxo sanguíneo na região do aneurisma deixa de existir, conforme mostrado na Figura 3b.

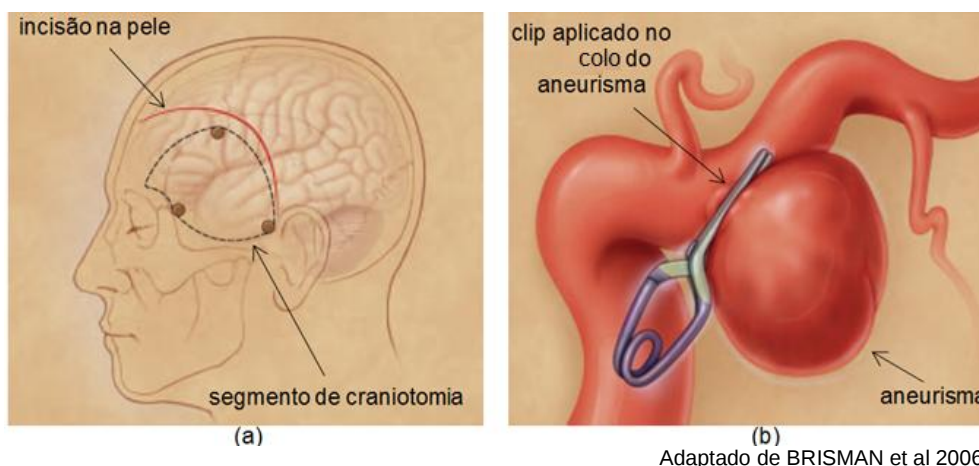
Figura 3 – Angiografia de um aneurisma tratado com embolização por molas



Do autor deste trabalho

Outro tratamento destes aneurismas é o procedimento cirúrgico com clipagem, que consiste na abertura de uma região da caixa óssea do crânio, chamada craniotomia e ilustrada na Figura 4a. Depois que o médico tem o acesso ao aneurisma, é colocado um clip na base do aneurisma (ilustrado na Figura 4b) com o intuito de inibir o fluxo sanguíneo nesta parte dilatada do vaso. Porém, nem todos os pacientes podem ser tratados por esta técnica e a avaliação do tratamento é específica para cada caso, levando-se em conta o risco de mortalidade e morbidade associadas. De forma geral, os aneurismas da artéria cerebral média são de difícil tratamento por embolização e o tratamento cirúrgico é mais recomendado, enquanto os aneurismas da circulação cerebral posterior são difíceis de tratar por cirurgia, comparativamente alcançando melhores resultados nos procedimentos endovasculares (JOHNSTON et al., 2002).

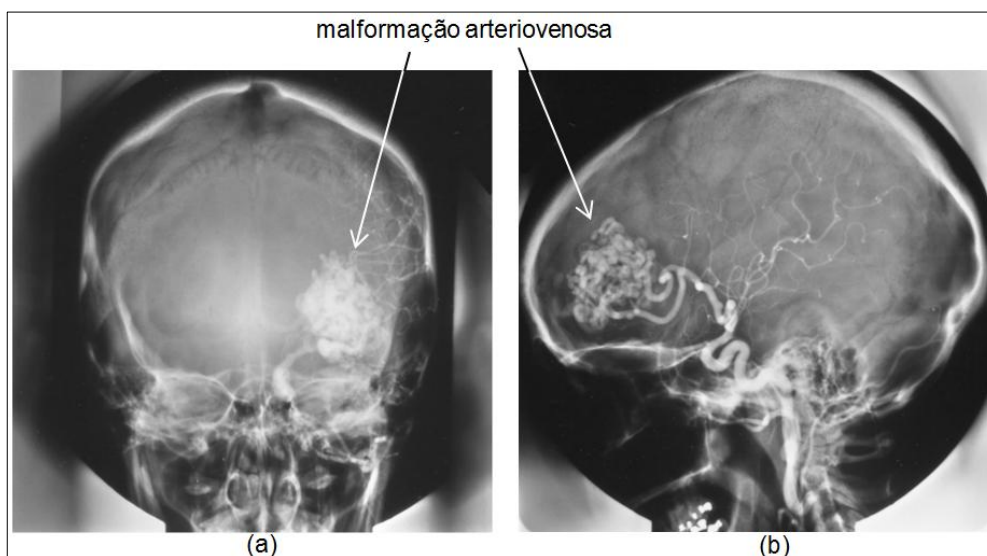
Figura 4 – Ilustração de procedimento de clipagem para tratamento de aneurisma



As malformações vasculares, que são defeitos congênitos na rede vascular, caracterizados pela ausência de capilares, são decorrentes do desenvolvimento anômalo vascular entre a rede arterial e venosa. A Figura 5 mostra uma angiografia anteroposterior (a) e lateral (b) da carótida esquerda de um paciente com uma extensa malformação arteriovenosa. Dependendo das características anátomo-vasculares associadas à localização e ao tamanho da malformação, este fluxo anormal sanguíneo pode ser tratado por embolizações que utilizam êmbolos líquidos para controlar o fluxo e a consequente pressão sanguínea. Um cateter é inserido na artéria femoral (geralmente) do paciente e com orientação fluoroscópica chega-se à região da malformação. O êmbolo líquido é então inserido

no vaso que se pretende ocluir para o controle do fluxo sanguíneo, reduzindo com isso o risco de hemorragias (MAHER et al, 2001).

Figura 5 – Angiografia mostrando uma extensa malformação arteriovenosa



Adaptado de MAHER et al 2001

A embolização de tumores cerebrais consiste na interrupção, através de agentes embólicos, do fluxo sanguíneo que nutre o tumor, tornando-se assim, um importante auxiliar para o tratamento cirúrgico destes tumores. O procedimento resultou na redução da morbidade e mortalidade e ajuda a facilitar a remoção de muitos destes tumores. Em tumores que não são passíveis de terapia cirúrgica, a embolização pode ser ocasionalmente usada como o modo primário de tratamento (AJNR, 2001).

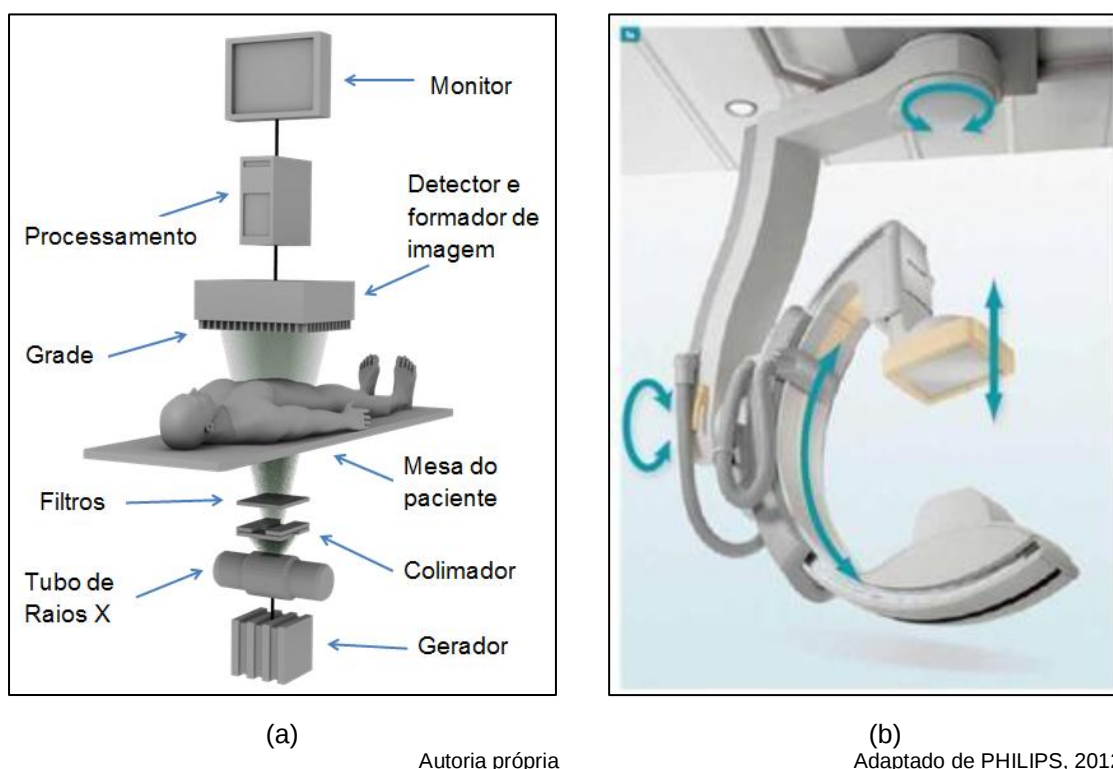
A seguir discutiremos os equipamentos de raios X utilizados nos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

2.3 EQUIPAMENTOS DE RAIOS X PARA RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA: FLUOROSCOPIA

O equipamento de raios X utilizado em procedimentos de neurorradiologia intervencionista possui um sistema de fluoroscopia que permite a aquisição de imagens em movimento e em tempo real possibilitando sua aplicação na radiologia intervencionista. A Figura 6a mostra os componentes básicos de um equipamento de raios X utilizado em radiologia intervencionista. Estes componentes são: tubo de

raios X, gerador de tensão, filtros e colimadores, suporte do paciente (mesa) e detector de radiação e formador de imagem (intensificador de imagens ou detector plano) e monitor para a visualização da imagem, além do suporte computacional para o processamento das imagens. O equipamento é montado em uma estrutura tipo arco C (Figura 6b) de modo a manter o alinhamento do raio central do feixe de radiação com o centro do detector de radiação, independente dos deslocamentos que são realizados durante os procedimentos clínicos.

Figura 6 – (a) Diagrama dos componentes de um sistema fluoroscópico e (b) um equipamento de raios X fluoroscópico montado em arco C com setas indicando os seus movimentos



A seguir discutiremos o funcionamento de cada componente do equipamento de fluoroscopia.

2.3.1 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 brilho controla os parâmetros de irradiação, tensão máxima (kVp), corrente (mA) e largura do pulso (ms).

O gerador deve permitir o funcionamento do equipamento de raios X no modo pulsado e contínuo. 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 fluoroscopia pulsada, a exposição da radiação ocorre em pulsos com largura de 3 a 10 ms. Dependendo do tipo do 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. Além disso, quando são usados tempos de aquisição curtos, a técnica é útil para examinar estruturas com movimentos rápidos, como nas aplicações cardiovasculares.

Geradores de alta frequência com potencial constante são capazes de fornecer pulsos de pequena largura e com geradores trifásicos os pulsos produzidos são ligeiramente mais longos. Uma boa reprodutibilidade é essencial para sistemas fluoroscópicos equipados com angiografia por subtração digital, porque as diferenças na tensão do tubo entre a imagem da máscara e a imagens de contraste podem causar uma subtração incompleta.

Como dito anteriormente o gerador alimenta o circuito de controle automático de brilho, que atua para manter o brilho da imagem vista no monitor em um nível constante, mesmo que o feixe de raios X passe por partes do corpo com diferentes atenuações. O sistema mede a exposição da radiação incidente no receptor de imagem para gerar instantaneamente um sinal de retorno que permite adequar os parâmetros operacionais no gerador, com o ajuste da tensão, da corrente e largura do pulso automaticamente no tubo, necessários para manter constante o nível de exposição de raios X na entrada do receptor de imagens (SCHUELER, 2000). O controle automático de brilho também é responsável pela inserção automática de filtros de cobre que podem mudar de acordo com o nível de exposição recebido pelo receptor de imagens.

2.3.2 Tubo de Raios X

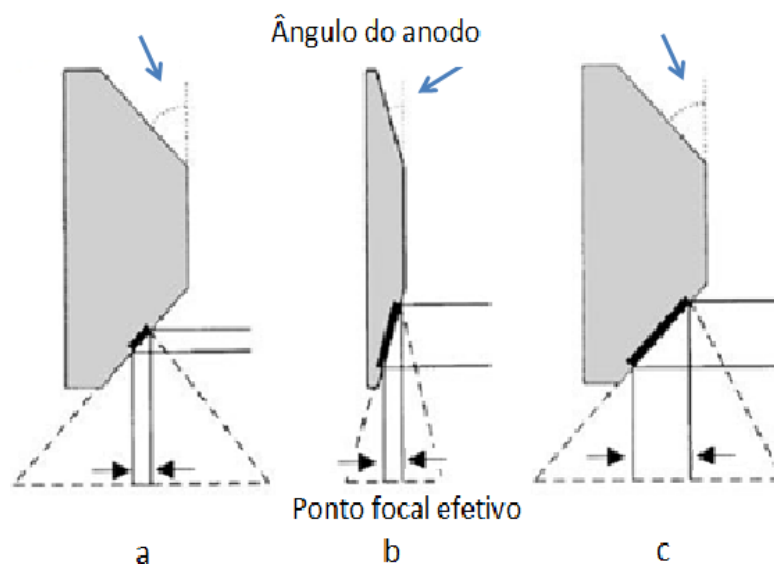
A seleção das características dos tubos de raios X varia, dependendo da aplicação clínica específica. O equipamento de raios X destinado à fluoroscopia é

diferente em relação ao equipamento convencional de radiografia. O tubo tem um anodo de grande diâmetro e catodo desenhados para a obtenção de uma grande quantidade de imagens sequenciais. Como a demanda é grande, 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 potência 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.

Um tubo de raios X típico tem uma capacidade calorífica de 250.000 HU (1 HU (*heat unit*) = 1,4 J) enquanto que um tubo destinado à fluoroscopia deve ter uma capacidade calorífica de mais de 1.000.000 HU, pois uma radiografia simples produz apenas 5.000 HU enquanto uma série de exposições de cine pode produzir 200.000 HU. Por outro lado, os tubos de raios X utilizados em fluoroscopia devem ter alta capacidade de dissipação de calor (no mínimo 400.000 HU/min) para poder suportar a alta carga de trabalho produzido por altas tensões (até 150 kV) e ampla variação de corrente (0,1 a 800 mA). As características do filamento, tamanho do ponto focal, tamanho do anodo, velocidade de rotação e característica do resfriamento determinam a capacidade calorífica do tubo. Nos sistemas modernos de fluoroscopia, o calor gerado é monitorado por um sistema que pode avisar ao operador a possibilidade de superaquecimento do tubo e possíveis danos (ZINK, 1997).

O anodo do tubo de raios X é angulado com o objetivo de se obter um ponto focal efetivo pequeno que contribui para a resolução de imagens (Figura 7a) e uma grande área de incidência de elétrons para melhorar a dissipação de calor gerado no anodo (Figura 7b). O tamanho efetivo do ponto focal corresponde à área projetada no sentido do receptor de imagens. No caso dos tubos utilizados em fluoroscopia, para se obter imagens nas dimensões do receptor de imagens (detector plano ou intensificador de imagens) e para se obter uma maior dissipação de calor, o ângulo do anodo é na faixa de 15 a 20 graus (BUSHONG, 2010). Para satisfazer a necessidade de um campo de radiação grande e uma grande capacidade de dissipação de calor, a faixa do ponto focal pode ser alargada pelo aumento do tamanho do filamento mantendo o ângulo do anodo maior (Figura 7c) (SCHUELER, 2000).

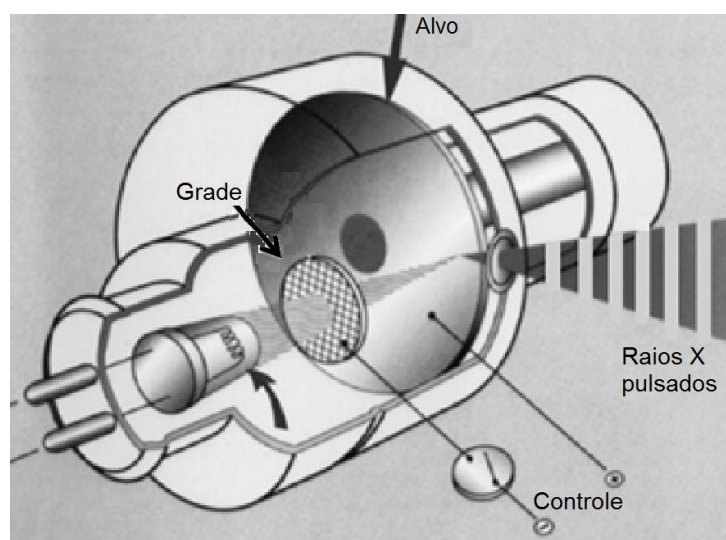
Figura 7 – Ponto focal de acordo com o tamanho e ângulo do anodo: (a) grande ângulo do anodo com pequeno ponto focal, (b) mesmo ponto focal com menor ângulo do anodo e (c) grande ângulo do anodo com ponto focal maior



Adaptado de SCHUELER, 2000

Outra importante modificação nos tubos de raios X destinados à fluoroscopia é 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 8.

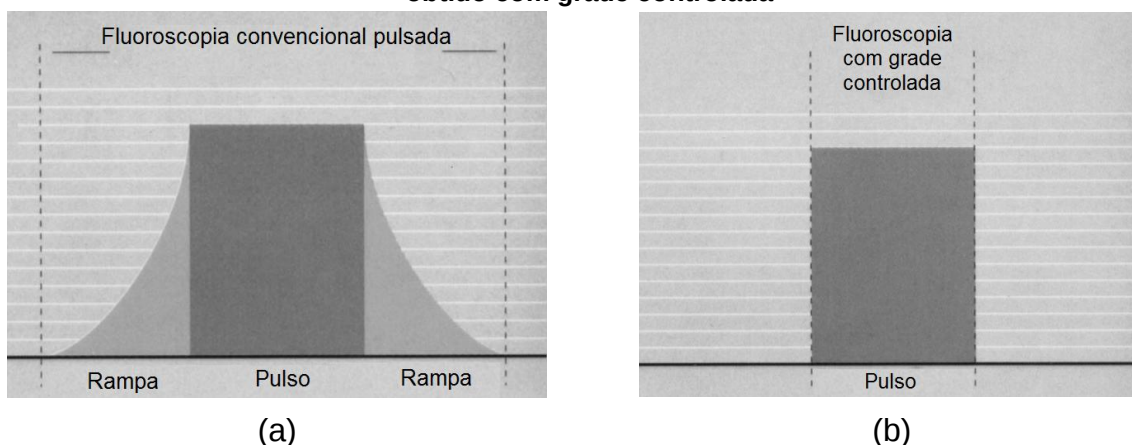
Figura 8 – Grade com chaveamento para fluoroscopia pulsada



Adaptado de BOLAND et al., 2000

Esta forma de produção de radiação pulsada tem vantagens em relação à fluoroscopia pulsada fornecida pela variação de tensão no gerador. De fato, como o gerador é colocado distante do tubo de raios X, os cabos que fornecem a alta tensão para o tubo são compridos e isso induz uma forte reatância indutiva e este efeito produz uma corrente irregular com uma subida lenta da corrente no início de cada pulso, assim como um decréscimo lento no final do pulso, chamados de rampa, mostrada na Figura 9a. A forma do pulso é semelhante a uma curva em forma de sino, com a inclinação desta curva dependente do comprimento dos cabos que alimentam o tubo. Como os raios X de menor energia produzidos são absorvidos pelo paciente, o resultado é um aumento da dose de radiação, sem melhora qualidade de imagem (BOLAND et al., 2000). A Figura 9b mostra a forma do pulso obtido com a fluoroscopia com grade controlada, que não possui o efeito rampa.

Figura 9 – (a) Forma do pulso na fluoroscopia convencional pulsada e (b) forma do pulso obtido com grade controlada



Adaptado de BOLAND et al., 2000

2.3.3 Colimação

Na saída do tubo de raios X são posicionados vários conjuntos de lâminas radiopacas que definem a forma do feixe de raios X, formando o colimador. A colimação é ajustada automaticamente quando se seleciona um determinado campo de magnificação de forma a manter este campo no plano do receptor de imagens, inclusive quando ocorre a mudança da distância foco detector. O ajuste automático também limita o campo no plano do receptor de imagens de forma que seu tamanho máximo não seja excedido. O operador pode reduzir esta colimação manualmente, em qualquer momento independentemente do campo de magnificação selecionado,

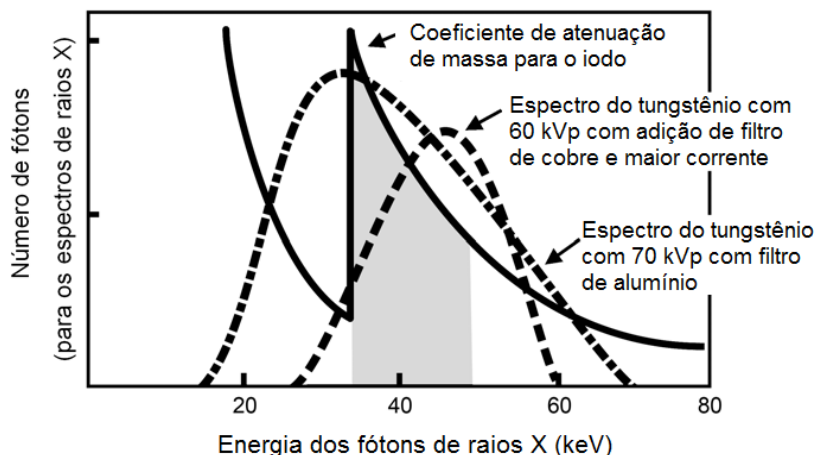
com o intuito de realizar uma maior restrição do campo de radiação, quando for de interesse. Nos equipamentos modernos, a colimação manual pode ser ajustada a partir da última imagem na tela do monitor sem a necessidade de emissão fluoroscópica, isto é, o monitor pode mostrar virtualmente a mudança da posição do colimador e só depois do ajuste do colimador, continuar a exposição. Com isso, reduz-se a emissão de raios X anteriormente necessária para o ajuste do colimador (ARTIS ZEE, 2009).

2.3.4 Filtração

Além da filtração normal utilizada em qualquer equipamento de raios X, filtros adicionais de cobre são utilizados para remover do espectro do feixe de raios X os fótons de baixas energias, que não contribuem para a formação da imagem e seriam absorvidos pelos tecidos do paciente. O uso do cobre como filtro tornou-se predominante em sistemas de fluoroscopia que empregam altas taxas de exposição, como na angiografia e outras aplicações de intervencionismo. Durante 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.

O espectro pode ser mudado também para melhorar a absorção pelo contraste utilizado no procedimento e com isso obter uma melhor visualização do contraste com um nível de radiação mais baixo. A Figura 10 mostra o espectro que concentra mais fótons na região logo acima da borda K do iodo (área sombreada). O espectro é obtido combinando a diminuição do pico do potencial (para 60 kVp) e a adição de filtro de cobre, quando comparado com o espectro obtido com o filtro de alumínio em um pico de 70 kVp. A diminuição do potencial e o aumento da filtração são compensados pelo aumento da corrente. Aumentando a absorção dos fótons com esta faixa de energia, há uma melhora na visibilidade do meio de contraste, à base de iodo, com níveis de radiação menores e melhoria do contraste de imagem (NCRP, 2010).

Figura 10 – Modificação de espectro para adequação à absorção pelo iodo



Adaptado de NCRP 2010

A grande parte dos sistemas de fluoroscopia utilizados para angiografia e aplicações intervencionistas contém filtros de equalização, também chamados de filtros de borda ou cunha que são formados por lâminas parcialmente radiolúcidas, utilizados para compensar uma região do campo com baixa atenuação. Este filtro de equalização reduz o brilho não atenuado perto da borda do paciente e equilibra a exposição para o detector, resultando em uma melhora do sistema de controle automático de brilho. Os filtros são feitos de chumbo e borracha ou chumbo e acrílico. As bordas deste filtro são geralmente em forma côncava para contornar as partes anatômicas do corpo do paciente (SCHUELER, 2000).

2.3.5 Mesa do Paciente

A mesa do paciente para os sistemas de fluoroscopia deve ter resistência suficiente para suportar pacientes de grande peso, inclusive para o esforço de uma possível massagem cardíaca, e deve ter a menor atenuação possível aos raios X. Geralmente é constituída de fibra de carbono para satisfazer estes dois requisitos. A mesa tem mobilidade vertical para uma maior aproximação do paciente ao receptor de imagens e horizontal, permitindo o movimento sobre todo este plano, dinamizando a fluoroscopia, como por exemplo, no momento da inserção de um cateter desde a artéria femoral até a carótida.

É desejável que a atenuação proporcionada pela mesa seja a menor possível para minimizar a perda de contraste da imagem que pode ser causado pelo aumento do potencial do tubo. A baixa atenuação na mesa também resulta em

redução na exposição do paciente. Da mesma forma, almofadas de apoio ao paciente também devem ser constituídas por materiais que proporcionam uma mínima atenuação de raios X. Almofadas de espuma fina são aceitáveis, mas almofadas com preenchimento em gel podem resultar em uma atenuação excessiva (SCHUELER, 2000). A atenuação da mesa com colchão varia de 0,80 mmAl a 1,45 mmAl (ARTIS ZEE/ZEEGO, 2009).

2.3.6 Grade antiespalhamento

As grades antiespalhamento são usadas para melhorar o contraste da imagem, reduzindo os fótons de raios X espalhados que atingem o receptor de imagens. Entretanto, o uso das grades requer um aumento na exposição devido à sua própria atenuação. Com a remoção da grade, a exposição pode ser reduzida consideravelmente, com uma importante redução na dose do paciente. 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. Embora a IEC (2000) determine que a remoção da grade seja possível sem o uso de ferramentas em todos os sistemas, a sua remoção em alguns equipamentos nem sempre é simples e fácil, chegando a ser incômodo ou impossível.

2.3.7 Receptor de imagens

O receptor de imagens é um dos principais elementos em um equipamento fluoroscópico. Nos equipamentos recentes, os primeiros receptores de imagens 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*). Isso permite a aplicação de diversas técnicas de processamento de imagem, como o congelamento da última imagem e a subtração de imagens em tempo real (angiografia por subtração digital), assim como a realização de diversas medições de tamanhos e volumes de regiões de interesses e a reconstrução tridimensional de vasos sanguíneos. Mais recentemente, com o desenvolvimento de novas tecnologias, o

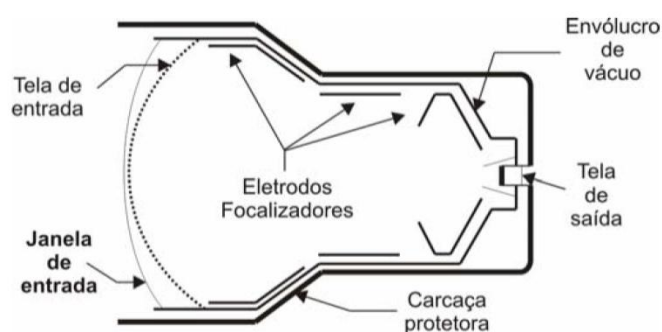
sinal digital pode ser obtido através da captura dos raios X em um detector plano (*flat panel*), que está baseado em arranjos de fotodiodos e transistores de filme fino, combinados ou não com cintiladores (POOLEY et al, 2001).

Veremos a seguir o funcionamento dos intensificadores de imagens e os detectores planos:

a) Intensificador de Imagens

O intensificador de imagens é um componente com estrutura complexa e delicada que tem basicamente duas funções principais: converter o feixe de raios X incidente em fótons de luz e intensificar o sinal de luz. A Figura 11 mostra um diagrama de um tubo intensificador de imagens com seus principais componentes. Ele consiste de uma ampola sob alto vácuo contendo em seu interior o fotocátodo (tela de entrada), os eletrodos focalizadores e o anodo (tela de saída). O corpo do tubo intensificador é composto por chumbo para absorver a radiação espalhada e contribuir para a blindagem de campos externos. A forma da janela de entrada do intensificador é convexa para oferecer melhor resistência mecânica à pressão atmosférica.

Figura 11 – Estrutura típica de um tubo intensificador de imagens



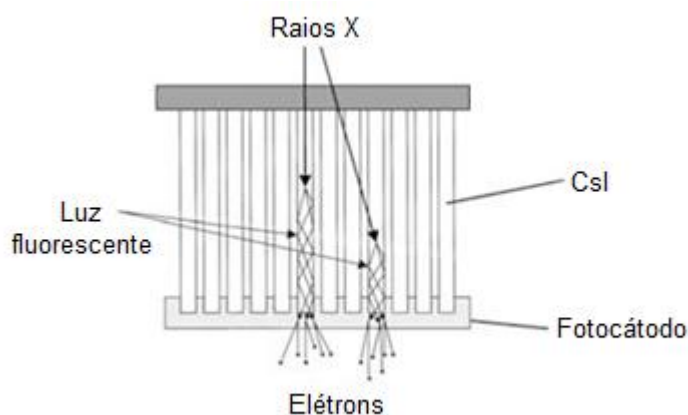
Fonte: PARIZOTI, 2008

Os fótons de raios X transmitidos através da janela de entrada do intensificador são convertidos em fótons de luz fluorescentes por uma camada de fósforo, que é uma camada intermediária entre a janela de alumínio e o fotocátodo. A espessura desta camada leva em consideração a resolução espacial e a eficiência de absorção. Uma camada espessa deste material é desejável por ter maior absorção e, portanto maior eficiência de detecção, o que significa que mais fótons

de raios X podem ser absorvidos e convertidos em fótons de luz nesta camada. Uma camada de fósforo espessa requer menos fótons de raios X para gerar a mesma quantidade de fótons de luz no intensificador de imagem (reduzindo assim a dose no paciente). No entanto, com uma camada de fósforo espessa, mais fótons de luz são dispersos lateralmente dentro da camada, reduzindo assim a resolução espacial. Tipicamente, a espessura da camada de fósforo mede entre 300 μm e 450 μm , dependendo do intensificador de imagem e a tecnologia utilizada (WANG, 2000).

Para maximizar a eficiência de conversão de fótons de raios X, o coeficiente de atenuação de massa da camada de fósforo deve ser compatível com o espectro de raios X emergentes do paciente, assim como, o espectro de luz emitido pelo fósforo também deve ser compatível com a sensibilidade do fotocátodo. O material da camada de fósforo utilizado inicialmente era o sulfeto de cádmio e zinco (ZnCdS) e atualmente, os mais modernos intensificadores usam o iodeto de cério dopado com sódio (CsI:Na) por possuir o melhor casamento entre os espectros mencionados e pelo fato do cério ($Z = 55$) e iodo ($Z = 53$) possuírem alto número atômico contribuindo para a alta absorção dos fótons de raios X. A Figura 12 mostra o esquema de um corte transversal nas camadas da entrada do intensificador de imagens. A camada de iodeto de cério pode ser evaporada na superfície do substrato em forma de agulhas de cristal. Estes agem como guias ópticos para os fótons, de forma semelhante à propagação da luz em uma placa de fibra óptica, reduzindo a dispersão dentro da tela de fósforo e melhorando a resolução espacial (WANG, 2000).

Figura 12 – Diagrama de corte transversal da camada de entrada do intensificador de imagens



Adaptado de WANG, 2000

Após os fótons de raios X serem absorvidos pela camada de fósforo, esta, devido à sua luminescência, emite fótons de luz que incidem no fotocatodo, que por sua vez emite elétrons. A camada do fotocatodo é constituída de antimônio e césio (SbCs_3). Para maximizar a eficiência de conversão dos fótons de luz para fotoelétrons, o espectro de sensibilidade do fotocatodo deve ser correspondente ao espectro de emissão da camada de fósforo. A espessura da camada do fotocatodo é da ordem de 20 nm e a eficiência de emissão dos fotoeletrons é de 10% a 15%. Aproximadamente 200 fotoeletrons são criados no fotocatodo para cada fóton de raios X absorvido na camada de fósforo (WANG, 2000).

Os fotoeletrons produzidos no fotocatodo são acelerados até o anodo por meio de eletrodos focalizadores. Estes eletrodos são muito sensíveis à influência de campos elétricos e magnéticos externos, que podem provocar distorções na imagem no intensificador. Além disso, a alta tensão nos eletrodos deve ser mantida estável para garantir a qualidade de imagem.

Na placa de saída do tubo, o anodo tem um revestimento com uma película fina de alumínio permitindo que apenas os elétrons passem, sendo opaco para fótons de luz gerados na tela fluorescente, evitando que fótons de luz espalhados na tela de saída retornem ao intensificador e exponham o fotocatodo. Além disso, também serve como um refletor, aumentando a luminosidade de saída.

A saída do intensificador é composta por sulfeto de zinco e cádmio, ativado com prata (ZnCdS: Ag). Este material fluorescente tem espectro de emissão com pico em torno de 530 nm, na região do verde claro. Esta camada é muito fina, de 4 a 8 μm e está depositada sobre a janela de saída de vidro. Aproximadamente 2000 fótons luminescentes são gerados para cada fotoeletron de 25 keV absorvido. Com isso, o sinal na saída é cerca de 5000 a 10000 vezes maior que o sinal na tela de entrada (WANG, 2000).

O tamanho do campo de entrada do intensificador, o ganho de brilho, fatores de conversão, relação de contraste, modos de magnificações e resolução espacial caracterizam um tubo intensificador de imagens. Intensificadores maiores permitem um campo de imagem maior, que obviamente, pode ser necessário em alguns tipos de exames. Tanto a resolução espacial e o contraste, como o ganho de brilho diminuem gradativamente com o tempo de uso do intensificador, devido à degradação e perda de eficiência da camada fosforescente.

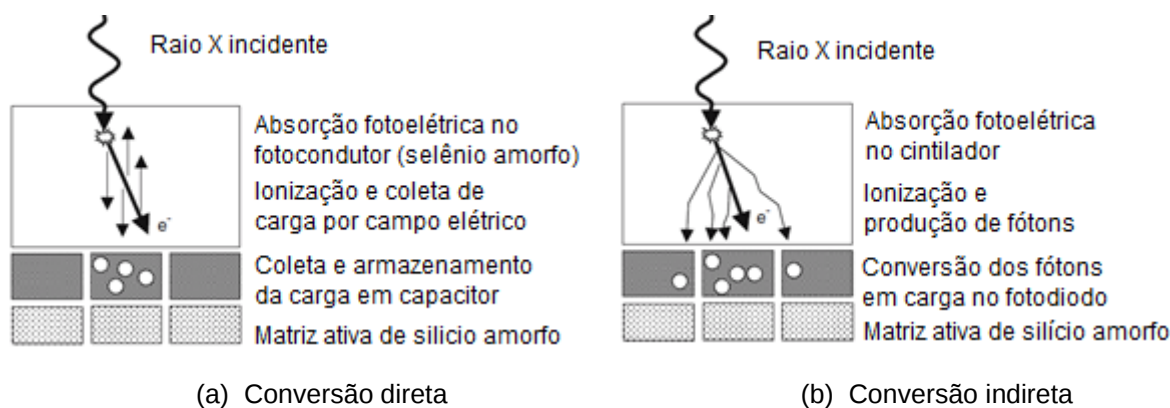
O ganho de brilho vem de duas fontes que são independentes: o ganho de redução e o ganho de fluxo. O ganho de redução é obtido como a razão entre a área de entrada pela área de saída do intensificador. Como o número de fotoeletrons que deixam o fotocátodo é igual ao número dos que atingem o fósforo de saída, o número de fotoelétrons por unidade de área no fósforo aumenta. O ganho de redução não melhora o contraste, mas intensifica o brilho. O ganho de fluxo é definido como o número de fótons gerados no fósforo de saída para cada fóton absorvido na camada de fósforo na entrada do intensificador. O ganho de fluxo resulta da aceleração dos fotoeletrons que, ao incidir no fósforo de saída com maiores energias, conseguem gerar mais fótons fluorescentes na saída do intensificador de imagem. O ganho de brilho total é obtido pelo produto do ganho de fluxo com o ganho de redução.

Muitos equipamentos possuem o sistema de magnificação eletrônica que consiste na ampliação da imagem de uma pequena área de visualização. Esta ampliação é obtida pela alteração da tensão aplicada nos eletrodos focalizadores. Neste modo, como o tamanho do campo na entrada do intensificador é reduzido, deve-se aumentar a intensidade da radiação incidente a fim de se manter o brilho constante na imagem produzida na saída do intensificador. Para manter o nível de sinal, a dose quaduplica quando a ampliação é dobrada. Portanto, o uso do sistema de magnificação resulta no aumento da dose no paciente (WANG, 2000).

b) Detector Plano

Os sistemas de detectores planos são sistemas digitais que podem produzir a imagem a partir de uma interação direta ou indireta do feixe de raios X conforme mostra a Figura 13. Na conversão direta o dispositivo sensor consiste de uma matriz semicondutora de selênio amorfo (a-Se) na qual o feixe de raios X interage e produz um par de cargas. O a-Se possui aproximadamente 200 μm de espessura e está intercalado entre dois eletrodos carregados. Os raios X incidentes no a-Se criam pares de elétrons-buracos através da ionização direta no selênio. A carga criada é coletada pelo capacitor de armazenamento e permanece lá até que o sinal seja lido através do chaveamento de um transistor de filme fino, fornecendo, assim, o sinal de saída do detector.

Figura 13 – Conversão (a) direta e (b) indireta dos raios X nos detectores planos



Adaptado de SPAHN, 2005

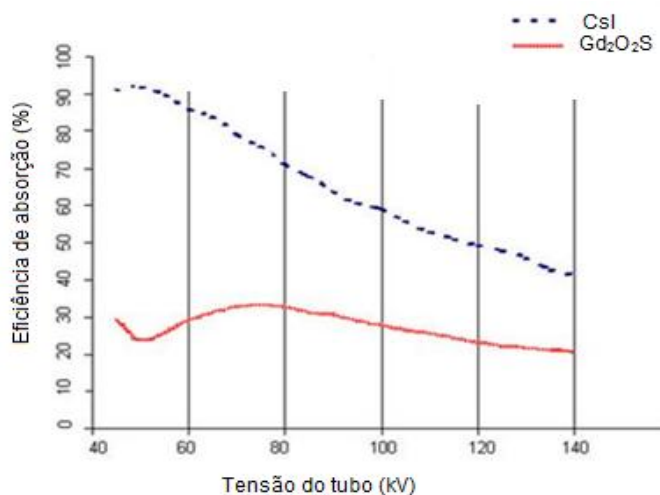
Os detectores de conversão indireta são baseados em matrizes de transistores de película fina de silício amorfo com fotodiodos acoplados a um cintilador de raios X. Os cintiladores mais comuns utilizados nestes detectores são os mesmos usados no padrão de tela de radiografia, como o oxissulfeto de gadolínio (Gd_2O_2S) e o iodeto de cério (CsI). A interação dos fótons de raios X no material cintilador resulta na produção de fótons com energia na região do visível, que por sua vez atingem os fotodiodos que estão dispostos na forma de uma matriz. A interação da luz nos fotodiodos produz elétrons que contribuem para a formação do sinal eletrônico, gerando os dados para a formação da imagem que é visualizada no monitor. Em uma escala microscópica, milhões de transistores de silício são organizados em uma matriz altamente ordenada. Cada um destes transistores é acoplado em um fotodiodo que compõe um pixel individual.

Um modo de aumentar a eficiência de detecção do sistema é utilizando um material cintilador acoplado ao silício, de modo que o feixe de raios X irá interagir inicialmente no material cintilador e a luz por ele emitida irá produzir elétrons no silício, gerando o sinal a ser registrado. Um dos materiais cintiladores utilizados é o iodeto de cério, que é um excelente absorvedor de raios X, convertendo-os em fótons de luz visível, com o espectro de energia mais eficiente para a absorção no fotodiodo. A combinação do iodeto de cério com o fotodiodo tem o maior rendimento quântico em uso hoje, o que significa que as imagens podem ser produzidas com alta qualidade e baixa dose de radiação (SPAHN, 2005).

A Figura 14 mostra a comparação da eficiência do iodeto de cério e o oxissulfeto de gadolínio usados como cintiladores para os detectores planos. O CsI tem uma eficiência de absorção muito maior e é geralmente usado em aplicações de

baixa dose como em fluoroscopia, onde o fluxo de fótons é reduzido. O CsI produz aproximadamente o dobro da intensidade luminosa da produzida pelo $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$, o que resulta em um sinal cerca de quatro vezes superior ao produzido pelo fotodiodo, quando submetido à mesma dose. Além disso, a espessura do CsI pode ser maior do que uma camada de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$, porque o depósito da camada de CsI sobre a matriz de fotodiodos é em uma estrutura colunar, que permite também um melhor acoplamento óptico. As colunas tendem a agir como tubos de luz reduzindo a dispersão da luz que se propaga no cintilador. Assim, por exemplo, uma camada de 600 μm de CsI pode ter uma resolução similar a uma camada de 300 μm de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ (VARIAN, 2004).

Figura 14 – Eficiência de absorção do CsI e do $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$

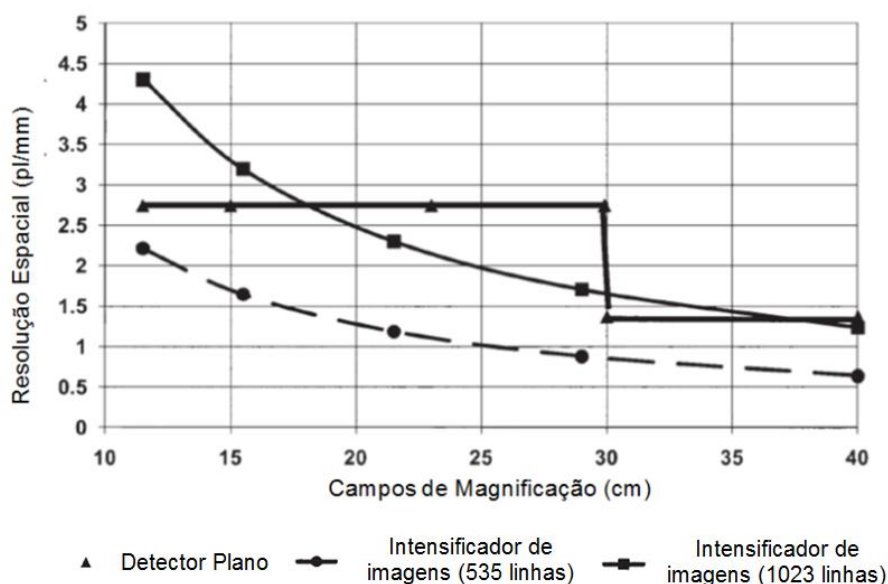


Adaptado de VARIAN, 2004

A Figura 15 mostra a variação da resolução espacial dos sistemas de fluoroscopia para diferentes campos de magnificação. Observa-se nos sistemas com intensificadores de imagens, que a resolução nas condições de maior magnificação (tamanhos de campos menores) é alta e decresce com o aumento do tamanho do campo (diminuição da magnificação). Observa-se também um aumento da resolução espacial no sistema de visualização de 1023 linhas de varredura, quando comparado com o sistema de 535 linhas. Nos sistemas de 1023 linhas de varredura, a resolução espacial é cerca de 4,3 pl/mm na maior magnificação (campo de 11 cm) enquanto na menor magnificação (campo de 40 cm) a resolução diminui para cerca de 1,3 pl/mm. No caso dos sistemas com detector plano, a resolução espacial depende apenas do tamanho do elemento do detector e não depende da

magnificação. A resolução espacial típica nos detectores planos está entre 2,5 e 3,2 pl/mm. Esta resolução pode ainda ser reduzida para os maiores tamanhos de campo, onde pode ocorrer o agrupamento (*binning*) dos elementos detectores, reduzindo assim a taxa de transferência de dados necessária para a formação das imagens e melhorando a razão sinal-ruído (NICKOLOFF, 2011).

Figura 15 – Comparação da resolução espacial dos intensificadores de imagem e detectores planos



Adaptado de NICKOLOFF, 2011

2.3.8 Processamento de Imagens

No caso dos intensificadores de imagem, o sinal óptico na janela de saída do intensificador necessita de um sistema de acoplamento óptico para distribuir esta luz para uma câmara de vídeo e um dispositivo de gravação. Um sistema de circuito fechado de televisão é utilizado para visualizar a imagem do intensificador de imagens. Este sistema consiste de uma câmara de vídeo que converte a imagem para um sinal elétrico e um monitor que recebe este sinal e forma a imagem. O sistema de televisão permite a visualização em tempo real da imagem fluoroscópica por várias pessoas ao mesmo tempo em vários monitores. Além disso, as unidades de fluoroscopia podem ser equipadas com um conversor analógico-digital para digitalizar o sinal de tensão da câmara de vídeo para gravação e processamento adicional.

Nos últimos anos, um novo tipo de câmara foi desenvolvido para substituir as câmaras tradicionais. O dispositivo acoplador de carga consiste de uma matriz de sensores de luz, que armazenam a imagem em pixels até que eles sejam lidos como pulsos de tensão representando a imagem bidimensional. O sinal de tensão produzido pode então ser convertido em uma imagem no monitor adequado. Os detectores planos dispensam o sistema de acoplamento e a câmara de vídeo, pois o seu sinal de saída já é um sinal de tensão que pode ser armazenado, processado ou mostrado em um monitor.

Existe um grande potencial no processamento de imagens digitais para melhorar a qualidade da imagem. O conteúdo de diagnóstico em uma imagem digital pode ser muito superior à informação fornecida por uma imagem analógica. O objetivo do uso do processamento digital de imagens consiste em melhorar o aspecto visual de certas estruturas para fornecer outros subsídios para a sua interpretação, inclusive gerando produtos que possam ser posteriormente submetidos a outros processamentos.

A área de processamento digital de imagens tem atraído grande interesse nas últimas duas décadas. A evolução da tecnologia de computação digital, bem como o desenvolvimento de novos algoritmos para lidar com sinais bidimensionais está permitindo uma gama de aplicações cada vez maior. Muitos dos recursos de aprimoramento de imagens são usados para este propósito, como por exemplo, técnicas de filtragens digitais são usadas para remover ruídos e limpar imagens borradas. O processamento computacional permite quantificar parâmetros mensuráveis em um diagnóstico, como o diâmetro e volume de um aneurisma. O processamento digital também permite uma reconstrução tridimensional de uma estrutura de interesse e principalmente a realização de uma angiografia por subtração digital, que será descrita a seguir.

a) Angiografia de Subtração Digital

Durante um procedimento, às vezes 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 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

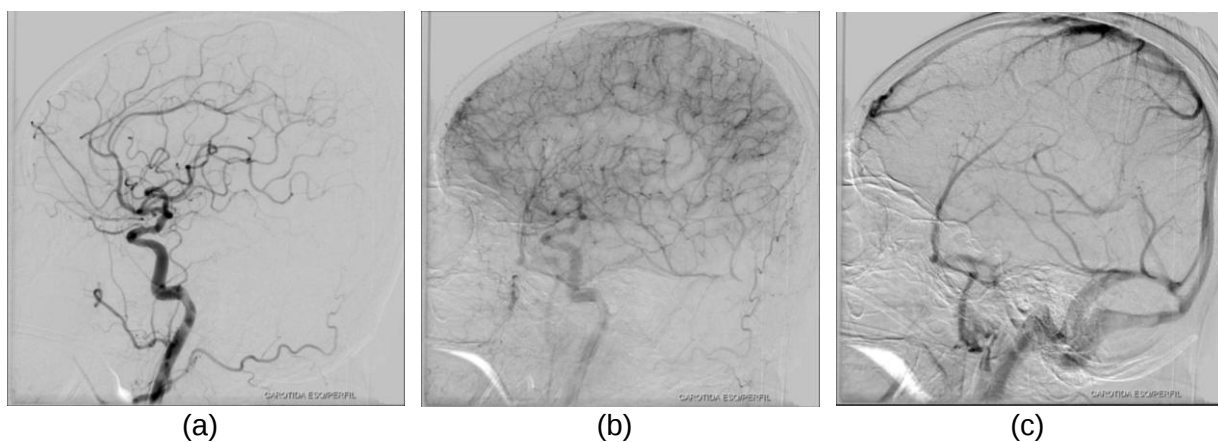
modo que a imagem resultante demonstre apenas os vasos de interesse que contém o contraste. Uma imagem subtraída aparece como uma imagem inversa e pode mostrar informações importantes para o diagnóstico, que não são visualizadas em uma imagem convencional não subtraída.

Como as imagens são armazenadas digitalmente, muitas opções após o processamento estão disponíveis a fim de melhorar a imagem bem como a sua ampliação para poder ver estruturas específicas. Pode-se também efetuar uma análise quantitativa, como por exemplo, medir o comprimento de uma estenose ou ainda, estimar o fluxo médio de contraste de iodo através de um vaso.

Os dados digitais também permitem melhoramentos às imagens utilizando-se filtros que evidenciam frequências espaciais selecionadas. Também é possível com este recurso, visualizar diferenças de contraste inferiores a 1% na transmissão de raios X. Outra vantagem da subtração digital é o uso de menor quantidade de contraste, permitindo a visualização imediata das imagens (BUSHONG, 2010).

A subtração digital permite estudar as três fases de passagem do contraste, identificando mais facilmente as fístulas arteriovenosas, que ocorre quando o sangue não passa pelos capilares, isto é, passa direto de uma artéria para uma veia. Também é o método que permite a visualização dos vasos menores. A Figura 16 mostra a imagem da subtração digital nestas três fases.

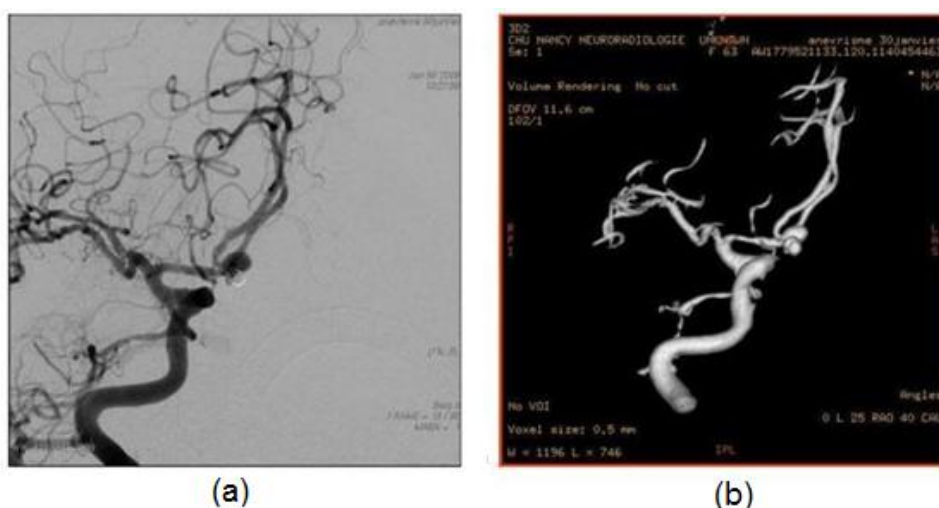
Figura 16 – Angiografia de subtração digital com passagem do contraste nas fases (a) arterial, (b) capilar e (c) venosa



Algumas imagens de exames podem utilizar o recurso mostrado na Figura 17. Na primeira imagem (a) tem-se angiografia de subtração digital, enquanto na

segunda imagem (b) foi obtida a sua reconstrução em três dimensões (3D). Este recurso é muito útil para mostrar estruturas que possam ficar escondidas em uma imagem de subtração digital, através do possível giro da imagem em 3D. A alta resolução volumétrica destas imagens trás uma melhoria das informações de toda a estrutura espacial, quando comparada com uma simples subtração digital. É de grande ajuda no planejamento de uma estratégia para a execução de um procedimento por parte da equipe médica (GORGES, 2006).

Figura 17 – (a) Angiografia de subtração digital e (b) sua reconstrução em 3D



Adaptado de GORGES, 2006

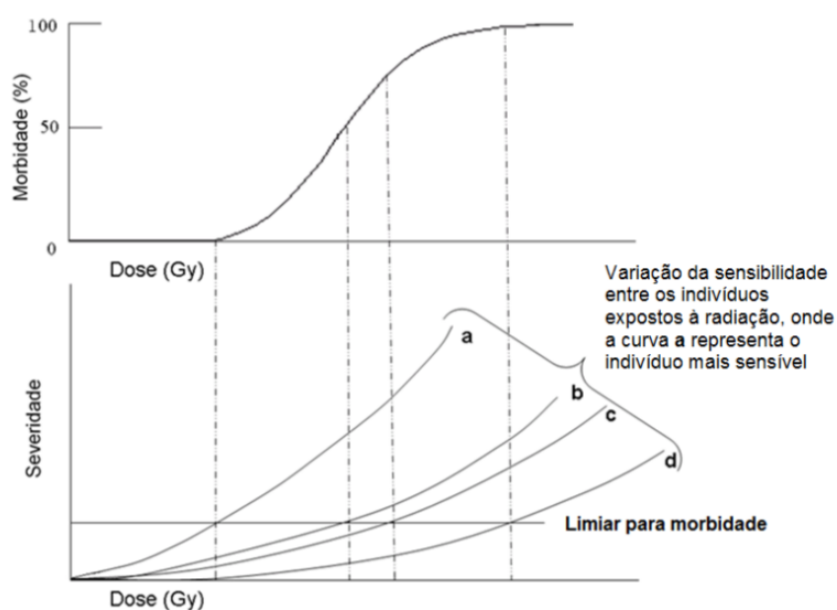
2.4 DOSIMETRIA EM PACIENTES

Altas doses de radiação na pele de pacientes ocorrem em alguns procedimentos intervencionistas complexos e a dose na pele do paciente pode exceder o limiar de dose para efeitos determinísticos, mostrados na Tabela 1. As reações de tecidos e órgãos variam com a dose em termos de gravidade e de incidência. A parte superior da Figura 18 ilustra a variação em função da dose das reações teciduais, reconhecidas clinicamente, em uma população de indivíduos com diferentes sensibilidades. A parte inferior da figura mostra a relação entre a severidade do efeito em função da dose. Esta variação depende da sensibilidade do indivíduo. A curva (a) representa o indivíduo mais sensível, enquanto a curva (d) representa o indivíduo menos sensível.

Tabela 1 – Limiares para a ocorrência de efeitos determinísticos na pele

Efeito	Limiar aproximado de dose [Gy]	Tempo de aparição do efeito
Eritema imediato transiente	2	2-24 horas
Depilação temporária	3	Aproximadamente 3 semanas
Depilação permanente	7	Aproximadamente 3 semanas
Escamação seca	14	Aproximadamente 4 semanas
Escamação úmida	18	Aproximadamente 4 semanas
Ulceração secundária	24	> 6 semanas
Necrose dérmica isquêmica	18	> 10 semanas
Necrose dérmica	> 12	> 52 semanas

Adaptado de CANEVARO, 2009

Figura 18 – Relação entre dose e morbidade e severidade das reações teciduais

Adaptado de ICRP 2011

Os limiares de doses estabelecidos para as reações teciduais são valores que resultam em um por cento de incidência da reação. Isso não significa que não ocorram efeitos biológicos para doses mais baixas. Deve-se dar especial atenção para doenças circulatórias e distúrbios no cristalino por causa das evidências recentes de ocorrência de lesões com doses abaixo dos valores anteriormente esperados, portanto, com limiares de doses menores (ICRP, 2011).

Por esta razão, a Organização Mundial de Saúde (2000) e a ICRP (2000) 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. A dosimetria é necessária para controlar as doses nos pacientes e

na equipe médica com o objetivo de avaliar os riscos dos procedimentos que utilizam a radiação e estabelecer níveis de referência, como parte do processo de otimização.

Em procedimentos intervencionistas procura-se estimar a dose absorvida na superfície da pele na região mais irradiada, que é a principal grandeza a ser medida em procedimentos intervencionistas, pois altas doses na entrada da pele podem acarretar lesões severas. Além disso, a grandeza produto kerma no ar-área (P_{KA}) é um importante indicador para o risco de efeitos tardios (estocásticos), e deve ser utilizada em conjunto com os valores da máxima dose absorvida pela pele para avaliar o risco global para o paciente devido ao procedimento intervencionista (MILLER et al., 2004).

Para a medida do P_{KA} é utilizada uma câmara de ionização de placas paralelas, especialmente projetada com grande área, para ser acoplada à saída do sistema de colimação do tubo de raios X e interceptar todo o feixe primário. Desta forma, a sua resposta independe da distância do foco do tubo de raios X, pois o valor de P_{KA} medido na saída do tubo é o mesmo que o medido a uma distância “d”, correspondente à distância do foco à pele do paciente. De fato, com o aumento da distância, a intensidade da radiação decresce com $1/d^2$, enquanto que a área do campo aumenta com d^2 . Portanto, o produto da área de campos pequenos e kerma no ar elevado é igual ao produto da área de campos grandes e kerma no ar pequeno. É importante ressaltar que a medida de P_{KA} não fornece uma informação sobre a distribuição espacial da dose na pele do paciente, mas pode ser um indicativo de alerta para ocorrência de efeitos determinísticos. De fato, Vañó e colaboradores recomendam que pacientes que foram submetidos a procedimentos intervencionistas em que o valor do P_{KA} ultrapasse 200 Gy.cm^2 devem ter um acompanhamento para avaliar a possibilidade de ocorrência de efeitos determinísticos (VAÑÓ et al., 2005b). A medida do P_{KA} é um bom parâmetro para avaliar o risco estocástico, mas não é ideal para indicar o risco de efeitos determinísticos.

O kerma no ar no ponto de referencia ($K_{a,r}$), conhecido como *reference point air kerma* ou *cumulative dose*, é uma medida fornecida pelos equipamentos fluoroscópicos e calculada a partir dos parâmetros de irradiação e geométricos selecionados pelo equipamento durante o procedimento clínico. Esta grandeza é calculada para o Ponto de Referência de Intervencionismo (IRP - *interventional*

reference point), que se situa, por definição, a 15 cm do isocentro em direção ao tubo de raios X. A International Electrotechnical Commission define o IRP como o local representativo da pele do paciente, mas dependendo da espessura do paciente este ponto não necessariamente coincide com a pele do paciente. Por outro lado, o valor do $K_{a,r}$ não fornece informação sobre a distribuição espacial da dose na pele no paciente e também pode fornecer uma superestimação da máxima dose na pele do paciente. Durante o procedimento podem ser utilizadas diversas projeções e a região da incidência do feixe na superfície da pele do paciente não é necessariamente a mesma. Por esta razão, a incerteza deste valor pode chegar a $\pm 50\%$, devido à ampla variação da geometria do feixe (IEC, 2000).

Um método de monitoramento do feixe de radiação foi proposto por Wagner e Pollock (1999) para avaliar a dose na pele de pacientes em procedimentos fluoroscópicos em tempo real. Consiste em usar um pequeno detector cintilador colocado na janela de saída do tubo de raios X para estimar o kerma no ar acumulado durante o procedimento. O detector foi calibrado em função da distância foco pele e a exatidão da dose na pele do paciente foi estimada em aproximadamente 20%. O método é simples e preferível a outros métodos indiretos, exceto pela limitação de que não é possível conhecer o ponto da pele que receberá a maior dose.

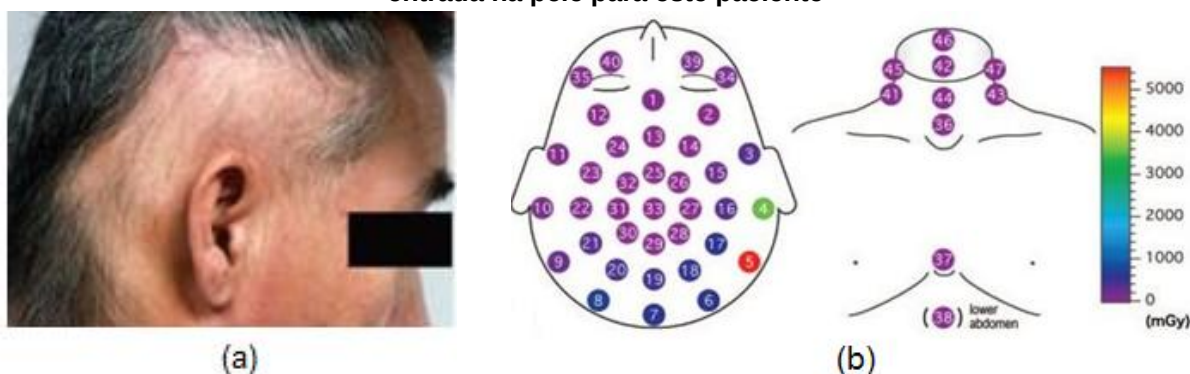
Estudos realizados por McParland (1998) permitiram a avaliação da dose de entrada na pele de um grande número de pacientes a partir do valor do P_{KA} , do fator de retroespalhamento e da geometria utilizada representativa do total dos exames. Os valores da distância e do tamanho do campo foram variados para estimar a incerteza devido ao uso da geometria nominal. Devido às variações da distância foco-paciente e da distância foco-receptor de imagem, obtiveram uma incerteza no valor da dose de entrada na pele de $\pm 30\%$. As mudanças das dimensões da imagem e na colimação adicional acarretam um aumento da incerteza para $\pm 40\%$. Apesar destas incertezas serem altas, o método por ele utilizado permite uma estimativa das doses para um amplo número de pacientes.

Um método direto de estimativa de dose na pele envolve utilização de detectores de pequeno porte colocados no paciente. Peet e Pryor (1999) avaliaram dosímetros na prática médica medindo paralelamente a dose com semicondutores MOSFET e dosímetros termoluminescentes (TLDs). Os semicondutores MOSFET são detectores de diodos de metal-óxido que têm a vantagem de proporcionar uma

leitura dinâmica da dose na pele que se acumula durante o procedimento. Eles acharam uma boa concordância nos valores apurados com estes dois tipos de dosímetros. Apesar da vantagem de proporcionar uma leitura imediata, os MOSFETs têm a desvantagem de serem visíveis na radiografia. A utilização destes detectores é potencialmente a maneira mais exata de determinar a dose em um ponto da pele. No entanto, muitas vezes é impossível saber exatamente o local sobre a pele no qual ocorrerá a máxima dose. A utilização de uma matriz de dosímetros pode facilitar a determinação de pontos de maior dose na pele, mas esta estratégia nem sempre é prática. (KOSUNEN et al., 2005).

Para monitoração das doses em uma região mais ampla, Moritake e colaboradores (2008) utilizaram uma matriz de dosímetros fotoluminescentes (PLD's) para formar um mapa de distribuição de dose. Em suas pesquisas, eles constataram que a região occipital de um paciente que foi monitorado recebeu doses superiores ao limiar de efeitos determinísticos. Depois de três semanas do procedimento, o homem de 49 anos apresentou queda de cabelo na região temporal direita e um leve eritema acima da orelha. A Figura 19a mostra a região que sofreu alopecia e a Figura 19b mostra a distribuição de dose deste paciente. Foi constatado que na região correspondente aos pontos 4 e 5 da Figura 19b as doses recebidas foram superiores a 3 Gy. Após três meses, o cabelo do paciente tornou a crescer e o eritema desapareceu.

Figura 19 – (a) Alopecia ocorrida após embolização cerebral e (b) distribuição da dose de entrada na pele para este paciente



Adaptado de MORITAKE et al, 2008

De acordo com a avaliação de Geise e colaboradores (1997), matrizes de TLDs são adequadas para a dosimetria do paciente em procedimentos de alta dose em fluoroscopia, quando devidamente calibrados. A incerteza na medição da dose

na pele usando esta técnica é de 10 a 20%, dependendo do tipo de dosímetro termoluminescente.

A Figura 20 mostra uma matriz de dosímetros aplicada diretamente na pele do paciente antes de um procedimento intervencionista cardíaco. A leitura dos dosímetros pode ser realizada algumas horas ou dias após o procedimento e pode fornecer uma medição precisa da dose na pele nos pontos nos quais foram colocados os dosímetros (BALTER, 2006).

Figura 20 – Matriz com dosímetros fixado na pele do paciente



Fonte: BALTER, 2006

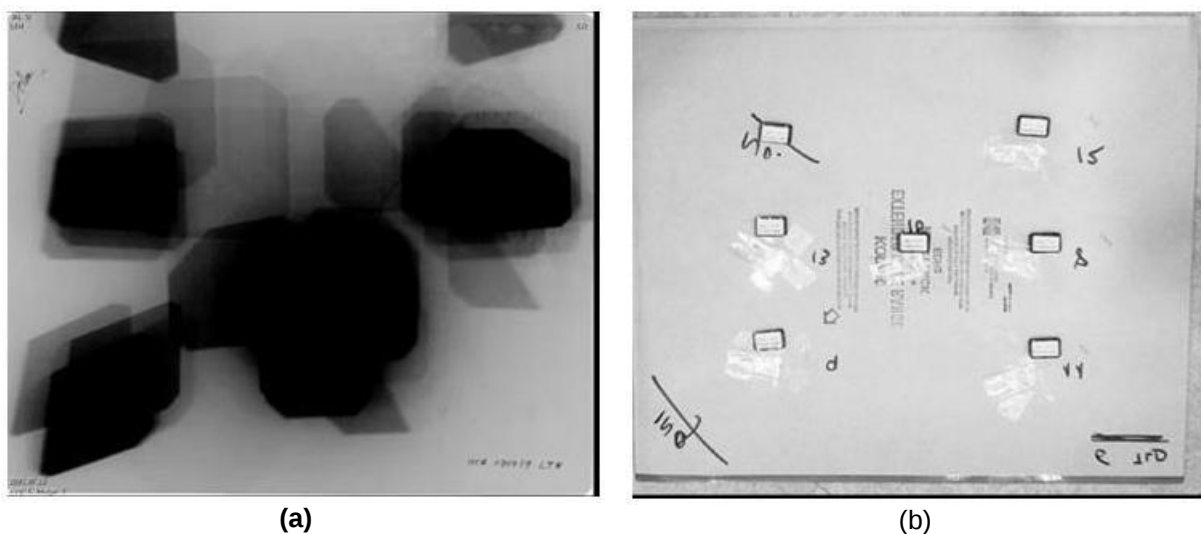
Os filmes radiográficos também podem ser usados para mapear a área irradiada no paciente. Eles têm a vantagem de serem de baixo custo e têm a sensibilidade para medir vários intervalos de doses, embora requeiram o processamento químico para a visualização da imagem. Um estudo de Vañó e colaboradores (1997) verificou a adequação dos filmes radiográficos usados em radioterapia para o uso em dosimetria em radiologia intervencionista. Eles expuseram estes filmes em exames de cardiologia intervencionista com 70 kV de potencial no tubo de raios X. A faixa de resposta destes filmes é de 7 a 700 mGy e, portanto a dose máxima na pele só pode ser estimada neste intervalo, o que limita seu uso para procedimentos intervencionistas em pacientes adultos. Além disso, a curva característica do filme pode variar de lote para lote e com as condições de processamento, o que requer freqüentes calibrações do sistema. Apesar destas

limitações, observou-se através dos resultados que com este tipo de filmes é possível estimar o valor da máxima dose com uma incerteza de 5 a 20%.

Em um estudo posterior, Vañó e colaboradores (2001) procuraram verificar a possibilidade de correlação entre o valor de P_{KA} e a dose máxima na pele, medida com o filme radiográfico. Eles simularam procedimentos intervencionistas cardíacos, e realizaram medidas com diferentes tamanhos de campo e posições de irradiação. No estudo, não foi constatada nenhuma correlação entre a dose máxima na pele e os valores acumulados do P_{KA} .

Em outro estudo, Vañó e colaboradores (2005b) utilizaram TLDs junto a um filme lento (KODAK EDR-2) envelopado para avaliar a dose na pele do paciente. O filme, mostrado na Figura 21, foi colocado sob o paciente, em contato com suas costas. O posicionamento dos TLDs foi decidido com base nos estudos experimentais anteriormente realizados. O valor do P_{KA} também foi medido e foi efetuada a avaliação clínica nos pacientes cujos procedimentos resultaram em valores de P_{KA} superiores a 200 Gy.cm^2 . Eles também recomendam, com base nos resultados obtidos, que um acompanhamento clínico deve ser realizado em pacientes em que tenha ocorrido uma dose na pele superior a 3 Gy, medida com o filme radiográfico.

Figura 21 – (a) Imagem do filme processado após a irradiação e (b) o envelope que contém o filme com os dosímetros



Fonte: VAÑO et al, 2005b

Os filmes radiocrômicos, introduzidos mais recentemente em dosimetria, podem ser utilizados para estudos de distribuição de dose na entrada da

pele do paciente devido aos procedimentos intervencionistas. Os filmes radiocrômicos mudam sua cor após serem irradiados e não necessitam de revelação química. A mudança de cor indica exposição à radiação, no qual ocorre um processo de polimerização, onde a energia é transferida de um fóton ou partícula energética ao filme, alterando sua cor através de reações químicas (AAPM, 1998). Quando calibrado corretamente e colocado junto da pele do paciente, pode-se estimar com precisão o valor da máxima dose na pele.

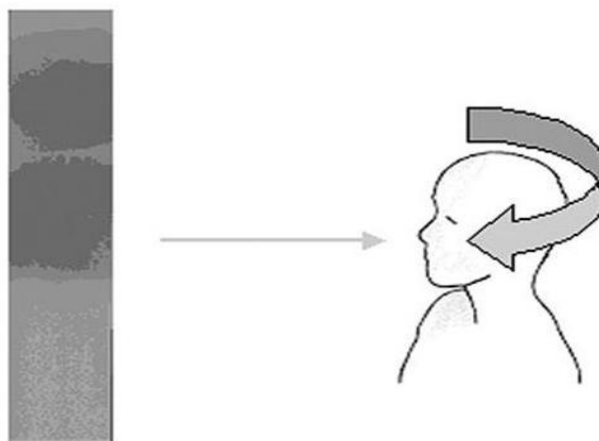
Giles e Murphy (2002) testaram filmes radiocrômicos para determinar o seu potencial para o monitoramento da dose na pele em pacientes sujeitos a procedimentos intervencionistas intensivos, como os de cateterismo cardíaco. A dose, o tempo de resposta, a dependência com a energia, o fracionamento da dose, a taxa de dose e a uniformidade da resposta foram testadas. Todos os testes permitiram concluir que este é um método simples, não invasivo, retrospectivo para identificar zonas da pele do paciente sujeitas a altas doses de raios X. A consistência e a precisão das medidas de dose permitem uma estimativa da localização da dose naqueles pacientes que são suscetíveis a danos radioinduzidos na pele.

Com o objetivo de determinar a região de máxima dose, em pacientes submetidos à embolização de aneurisma cerebral, D'Ercole e colaboradores (2007) usaram filmes radiocrômicos XR-R para verificar a distribuição de dose ao redor do crânio. O método se mostrou eficaz para fornecer informações sobre a distribuição da dose e a dose máxima. Além disso, permitiu a comparação entre os procedimentos realizados em diferentes centros hospitalares. Foi possível também avaliar a correlação entre o P_{KA} e a máxima dose na pele e extrapolar a estimativa para todos os pacientes em que o P_{KA} era conhecido. A Figura 22 mostra como o filme radiocrômico foi colocado cobrindo a região temporal e occipital do crânio.

Outro método direto, o PEMNET, *Patient Exposure Management NETwork*, é um sistema com microprocessador com o próprio *software on-board*. O sistema correlaciona a radiação à técnica selecionada e aos fatores, tais como tensão (kV) e corrente (mA), com a exposição à radiação no isocentro. Ao utilizar informações adicionais sobre a localização do paciente com relação ao tubo de raios X (altura da mesa, distância e ângulos do arco C), o sistema calcula com precisão a exposição de entrada na pele do paciente considerando o retroespalhamento. Contudo, cálculos são baseados na localização do centro do feixe e, portanto, o

sistema não mede a colimação do feixe, não fornecendo informações sobre a área da pele exposta (SWOBODA et al., 2005)

Figura 22 – Filme radiocrômico colocado ao redor do crânio



Fonte: D'ERCOLE et al, 2007

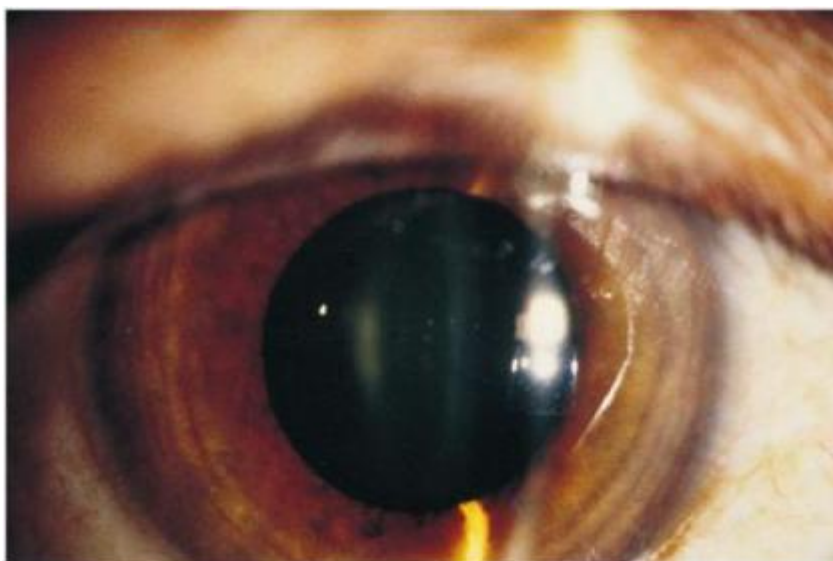
2.5 DOSIMETRIA OCUPACIONAL E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Procedimentos de Radiologia Intervencionista são realizados por médicos radiologistas ou outras especialidades, tais como: cardiologistas, neurologistas, etc., que não tem na sua formação básica os conceitos de proteção radiológica. Por esta razão, nem sempre estes intervencionistas têm conhecimento do potencial de danos resultantes desses procedimentos ou de métodos simples que contribuem para diminuir este risco. Por outro lado, sabe-se que os procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia são responsáveis pelas altas doses de radiação ocupacional registrada pela equipe médica (VAÑÓ et al., 1998a). Durante o procedimento, o médico fica próximo ao paciente e, portanto, exposto à radiação espalhada, podendo receber altas doses de radiação. As exposições diárias podem acarretar a ocorrência de efeitos biológicos, tais como lesões no cristalino dos olhos, que podem aparecer ao longo dos anos de trabalho.

Com o objetivo de reduzir as doses nos trabalhadores e no paciente, o grupo de trabalho da International Electrotechnical Commission - IEC (2000) produziu normas relativas à segurança dos sistemas de raios X que devem ser usados em práticas intervencionistas. Dispositivos de proteção radiológica tais como as telas de blindagem ou as cortinas plumbíferas junto da mesa são essenciais nos equipamentos de raios X utilizados em intervencionismo.

Vañó e colaboradores (1998b) ao realizarem estudos oftalmológicos em dois radiologistas que trabalhavam em duas salas de fluoroscopia, sem a proteção de telas de blindagem, e que realizavam exames intervencionistas vasculares com uma média de dois a cinco exames diários, constataram a formação de opacidade nos cristalinos destes radiologistas. A Figura 23 mostra o olho direito de um dos radiologistas, o que recebeu maior dose. Estima-se que estes radiologistas receberam em seus olhos doses anuais de 450 a 900 mGy. Eles não tinham o hábito de usar óculos protetores para a radiação e o equipamento não possuía o anteparo plumbífero.

Figura 23 – Opacidade do cristalino induzida por radiação



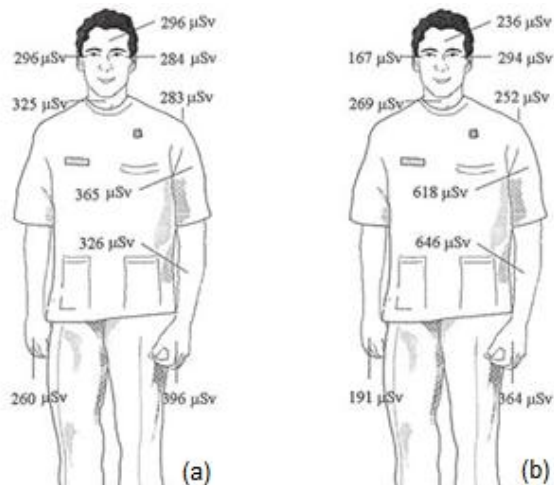
Fonte: VAÑÓ et al, 1998b

Novos estudos realizados por longos períodos de acompanhamento mostraram que com exposições fracionadas e prolongadas podem ocorrer alterações no cristalino e que o limiar de dose é em torno de 0,5 Gy. Os limiares anteriores foram obtidos com estudos de curto período de duração que não levavam em conta o período de latência das mudanças no cristalino. (ICRP 2011).

Vale também ressaltar que a monitoração de doses ocupacionais feita apenas com os dosímetros que os trabalhadores usam fixados na altura do peito não reflete a real dose recebida pelo trabalhador, pois muitos trabalhadores não têm o hábito de usar o dosímetro durante todos os procedimentos com radiações. Além disso, a dose recebida em partes do corpo, especialmente nas mãos e nos olhos, não pode ser avaliada com estes dosímetros posicionados na altura do tórax. Para

uma dosimetria mais completa, Vañó e colaboradores (1998a) monitoraram 10 radiologistas de duas especialidades em seis salas de fluoroscopia diferentes, colocando TLDs em várias partes do corpo, conforme mostra a Figura 24. Uma distribuição mais homogênea da dose foi observada com os radiologistas vasculares. No caso dos médicos que realizaram procedimentos cardíacos, verificaram-se maiores doses no lado esquerdo devido à sua maior proximidade ao tubo de raios X. O estudo também mostrou uma grande variação nos valores de doses individuais nos médicos avaliados, confirmando a constatação de que o uso da tela de blindagem não era constante e quando usada, nem sempre estava posicionada adequadamente. Eles concluíram também que a ampla variação de doses nos médicos radiologistas é devido aos parâmetros de irradiação ajustados individualmente pelos médicos. Por fim, concluíram que o uso de TLDs em várias partes do corpo dos médicos intervencionistas é uma opção efetiva para estimar o risco ocupacional.

Figura 24 – (a) Média de doses por procedimento em intervencionistas vasculares e (b) cardíacos

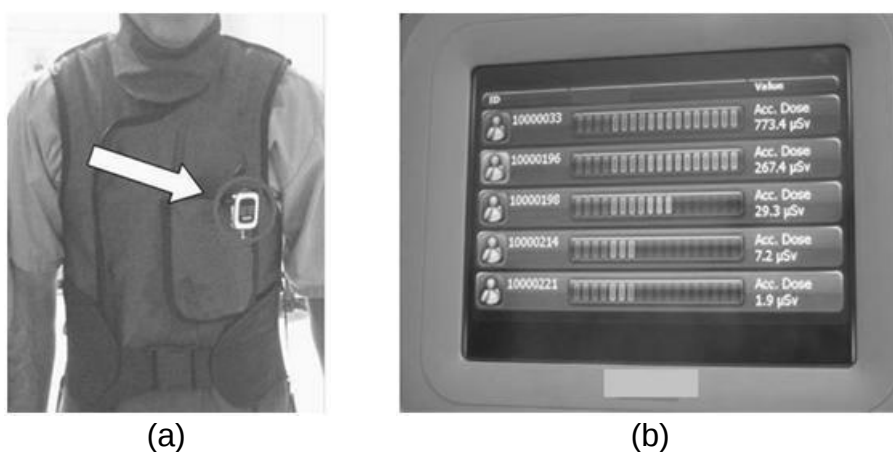


Fonte: VAÑO et al, 1998a

Sanches e colaboradores (2010) realizaram avaliação de dose de radiação pessoal em tempo real em várias salas de fluoroscopia. Utilizaram detectores eletrônicos de estado sólido com alta capacidade de armazenamento de dados. A cada segundo, o detector registra a taxa de dose e a dose medida cumulativamente e envia por rede sem fio para uma estação base situada próxima aos monitores do equipamento de fluoroscopia. A transferência dos valores coletados pelo dosímetro eletrônico permite uma análise rápida da dose recebida

pelo médico durante o procedimento, podendo assim produzir uma advertência pessoal, e contribuir para que o médico altere o seu posicionamento que poderia resultar em doses mais altas. A Figura 25a mostra o dosímetro eletrônico usado pelo médico sobre o avental, na altura do peito e a Figura 25b mostra o display que registra as doses em tempo real para todos os trabalhadores da equipe médica monitorados. Os dados obtidos na estação base podem ser repassados a um computador onde podem ser analisados com um software apropriado, ou com uma planilha, relacionando com os diversos parâmetros do procedimento.

Figura 25 – (a) Dosímetro eletrônico sobre o avental e (b) display com os valores de dose monitorados



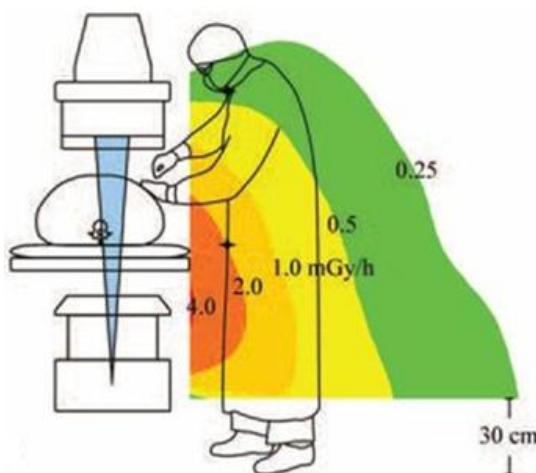
Fonte: SANCHES et al, 2010

Schueler e colaboradores (2006) procuraram avaliar como varia a dose recebida pelo médico em função da sua posição junto ao paciente. Usando seis câmaras de ionização posicionadas verticalmente para cada ponto, eles mediram os níveis de radiação dispersa em vários pontos ao redor de um sistema angiográfico em arco C com intensificador de imagens. Para simular o paciente, foi usado um fantoma antropomórfico. Realizaram medidas das curvas de isodoses para várias condições de aquisição de imagem. Os parâmetros variados nestas condições foram o tamanho do campo no intensificador de imagens, a filtração adicional de cobre, a espessura do fantoma e o uso ou não do filtro equalizador. As curvas de isodoses foram geradas por interpolação logarítmica a partir dos dados medidos nos vários pontos (Figura 26). Os resultados mostraram que o uso do modo de magnificação aumenta a taxa de kerma no ar espalhada, enquanto que o aumento dos filtros de cobre acarreta a diminuição da radiação espalhada. Com relação à mudança de

espessura do fantoma, há um aumento na radiação espalhada com o aumento da espessura do mesmo.

Várias medidas podem ser adotadas para a proteção dos pacientes e dos profissionais. É possível reduzir o tempo de fluoroscopia e de aquisição digital, utilizar baixas taxas de dose, utilizar fluoroscopia pulsada com menor frequência, usar colimadores e filtros adicionais. Outra medida importante é a variação na angulação do tubo durante um procedimento para não sobrepor áreas irradiadas e com isso produzir lesões na pele. Para os profissionais, o uso de ferramentas de radioproteção e a aplicação de boas práticas podem diminuir os valores de dose efetiva assim como o risco de lesões no cristalino e na pele. (VAÑÓ, 2003)

Figura 26 – Curvas de isodoses próximo ao tubo de raios X



Adaptado de SCHUELER et al, 2006

De acordo com a Portaria 453 do Ministério da Saúde (1998) é necessário considerar os riscos inerentes ao uso das radiações e estabelecer uma política de proteção radiológica. A medida da dose efetiva através da monitoração individual é uma das formas de avaliar os riscos e promover a proteção radiológica.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi desenvolvido no setor de Hemodinâmica do IMIP – Instituto de Medicina Integral Professor Fernando Figueira na cidade de Recife-PE, e realizado junto com a equipe médica da neurorradiologia, entre fevereiro de 2011 e março de 2012.

Neste trabalho foram estudados procedimentos de angiografias cerebrais e embolizações de aneurisma, de malformações vasculares e de tumores cerebrais realizados em 228 pacientes adultos (pacientes com 18 anos foram avaliados no conjunto com os demais adultos) e 15 em pacientes pediátricos. O número de pacientes pediátricos avaliados é pequeno em virtude da frequência destes exames. A Tabela 2 mostra o número de procedimentos avaliados com sua distribuição em termos do gênero dos pacientes.

Tabela 2 – Número de procedimentos realizados

Pacientes	Angiografias	Embolizações		
		Aneurismas	Malformações	Tumores
Adultos				
M	70	15	8	2
F	88	31	11	3
Total	158	46	19	5
Pediátricos				
M	7	-	1	-
F	6	1	-	-
Total	13	1	1	-

M – Masculino; F – Feminino

O equipamento utilizado neste Instituto para os procedimentos de neurorradiologia intervencionista é um angiógrafo Siemens Artis Zee dotado de um receptor de imagens do tipo detector plano (*flat panel*) e é mostrado na Figura 27. As características dos componentes principais deste equipamento são: gerador MEGALIX CAT PLUS 125/20/40/80 – 122 GW, com tensão máxima de 125 kV, tubo de raios X MEGALIX CAT PLUS 125/20/40/80 e receptor de imagens FD 30 x 40.

Figura 27 – Equipamento angiográfico instalado no IMIP e utilizado para procedimentos de neurorradiologia



O tubo de raios X e o sistema de aquisição de imagem estão acoplados a um suporte em forma de arco C, acoplado a um trilho preso no teto que permite tanto o seu translado horizontal, bem como a rotação do braço que suporta o arco C, possibilitando a rotação em ângulos oblíquos direito e esquerdo. O arco também pode deslizar para formar ângulos craniais ou caudais.

O sistema para a aquisição de imagens é composto por um detector digital plano que possibilita a produção direta da imagem digital. O sistema permite a programação da aquisição de imagens digitais com taxa e sequência definidas. As magnificações disponíveis para este detector são de 11, 16, 22, 32, 42 e 48 cm. Estes valores representam a diagonal de cada campo de radiação selecionado. Os campos de radiação têm forma quadrada, exceção apenas para o campo de 48 cm, cuja forma é retangular correspondendo às dimensões do detector, 30 x 40 cm. O sistema permite selecionar um protocolo com parâmetros pré-determinados de acordo com o procedimento a ser realizado. O protocolo determinado para procedimentos neurológicos mais comumente usados neste equipamento em fluoroscopia é o chamado de “FL Neuro” e as taxas mais utilizadas são de 10 pulsos por segundo (p/s) (considerado fluoroscopia normal). Também são utilizadas outras taxas como 7,5 e 15 p/s. Para o modo de cinegrafia, o protocolo mais utilizado é o “Cerebral” com taxa de 2 imagens por segundo (im/s). Outro protocolo utilizado é o “Carótidas”, com taxa de 2 im/s. Outras taxas em cinegrafia (3 e 4 im/s) somente são

utilizadas quando o vaso em investigação apresenta velocidade de fluxo maior do que o fluxo sanguíneo normal (como em algumas malformações vasculares), e o contraste no interior do vaso permanece durante menos tempo, sendo necessário uma taxa maior para a obtenção das imagens necessárias à investigação.

As imagens digitais geradas pelo sistema fluoroscópico são processadas e armazenadas em um computador, podendo ser visualizadas durante o procedimento em três monitores de cristal líquido, com alta definição de imagem, sendo dois localizados dentro da sala de exame e um localizado na sala de controle.

O equipamento possui ainda um medidor do produto kerma no ar-área (P_{KA}) localizado na saída do colimador do tubo de raios X. A finalidade deste dispositivo é medir o P_{KA} sem interferir na realização do exame. O sistema fornece também o valor do kerma no ar no ponto de referêncionismo ($K_{a,r}$) situado a 15 cm do isocentro (78 cm do foco, neste equipamento) na direção do tubo de raios X. Este valor é estimado com base no rendimento do equipamento e parâmetros de exposição. Durante a exposição, o equipamento fornece a taxa instantânea do valor do P_{KA} e do $K_{a,r}$. Neste equipamento, o software gera um histórico dos valores de P_{KA} , $K_{a,r}$ e dos demais parâmetros de exposição para cada aquisição realizada no procedimento de cada paciente.

Antes de se efetuar medidas com os pacientes, foram realizados os testes para verificar o desempenho e funcionamento do equipamento de raios X. A Tabela 3 mostra os testes de desempenho realizados no equipamento. Os procedimentos utilizados para a realização dos testes se baseiam nos requisitos da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005), no protocolo da AAPM (2012) e nas especificações do fabricante (ARTIS ZEE, 2009) e estão descritas no APÊNDICE A. Os resultados dos testes realizados estão na Tabela 3 e mostram que o equipamento atende os requisitos para o uso em procedimentos intervencionistas.

Tabela 3 – Testes realizados no equipamento Siemens Artis Zee, o resultado e a situação de conformidade de desempenho (ver APÊNDICE A)

Teste realizado	Resultado	Situação
Delimitação do campo de radiação e alinhamento com o receptor de imagens	0,9% (desvio máximo)	Adequado
Reprodutibilidade e exatidão da tensão do tubo de raios X	0,27% (reprodutibilidade) 0,31% (exatidão)	Adequado
Determinação da camada semiredutora	7,02 mmAl (65 kV)	Adequado
Taxa de kerma no ar na entrada do detector	76,6 µGy/min (maior taxa)	Adequado
Taxa de kerma no ar típica na entrada da pele do paciente	15,4 mGy/min	Adequado
Resolução espacial de alto e baixo contraste	1,6 pl/mm (alto contraste) 2 mm (baixo contraste)	Adequado

3.1 DOSIMETRIA DO PACIENTE

3.1.1 Estudo Dosimétrico em um Simulador de Paciente

Inicialmente foi realizado o estudo dosimétrico utilizando um simulador de paciente para verificar a variação da taxa de kerma na superfície de entrada da pele do paciente em função dos parâmetros de irradiação e da espessura do paciente. Para isso, chapas de acrílico (polimetil-metacrilato - PMMA) de 30 X 30 cm com espessuras entre 1 e 2 cm foram utilizadas para simular pacientes de diferentes espessuras. Uma câmara de ionização marca Radcal, modelo 20X6-3, acoplada a um eletrômetro Radcal modelo 2026C, previamente calibrados para a faixa de energia empregada nos procedimentos de neurorradiologia, foi colocada sobre a mesa e acima dela foram colocados placas de acrílico conforme esquema mostrado na Figura 28.

Foram realizadas exposições nos modos de fluoroscopia e de subtração digital com os tamanhos de campos de radiação e com as espessuras de simulador de paciente mostrados na Tabela 4. As leituras da taxa de kerma no ar obtidas com a câmara de ionização foram corrigidas com o fator de temperatura e pressão e o fator de calibração da câmara. Todos os demais parâmetros de irradiação fornecidos pelo equipamento foram anotados. Estas medidas permitiram uma avaliação do

valor da taxa de kerma no ar, da tensão, corrente, largura do pulso e dos filtros de cobre utilizados em função das espessuras do simulador de paciente. Este estudo permitiu analisar o comportamento do equipamento e verificar se há alguma saturação nos parâmetros de irradiação.

Figura 28 – Arranjo experimental utilizado para o teste da taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente



Tabela 4 – Parâmetros utilizados para a medida da taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente

Protocolo fluoroscopia	FL Neuro 10 p/s
Protocolo DSA	Neuro Cerebral 2 im/s
Distância foco-receptor de imagens (cm)	120
Distância foco-câmara de ionização (cm)	63,5
Tamanhos de campo de radiação (cm)	16 - 22 - 32
Espessuras do simulador (cm)	5,0 – 10,0 – 15,0 - 25,3 - 35,8

DSA – angiografia de subtração digital; p/s – pulsos por segundo; im/s – imagens por segundo

3.1.2 Avaliação Dosimétrica em Procedimentos de Angiografias e Embolizações Cerebrais

a) Produto kerma no ar-área e kerma ar de referência

Para o estudo da dose recebida pelo paciente foram coletados os seguintes dados durante cada procedimento:

- a) Dados do paciente e tipo do procedimento realizado;
- b) Parâmetros de irradiação e protocolos utilizados;
- c) Tempos de fluoroscopia, número de imagens e sequências adquiridas e a existência ou não de aquisição rotacional (para reconstrução tridimensional ou tomográfica);
- d) Valores da angulação e rotação para cada projeção com o devido valor do tamanho do campo de magnificação;
- e) Kerma no ar no ponto de referência de intervencionismo ($K_{a,r}$);
- f) Produto kerma no ar-área (P_{KA}).

Os procedimentos avaliados foram escolhidos de forma aleatória dentre os realizados no hospital. Para a coleta dos parâmetros de irradiação usados nos procedimentos, utilizou-se o relatório emitido pelo equipamento, cujo exemplo é mostrado na Figura 29. Em cada sequência de aquisição o relatório gerado fornece o protocolo empregado, a taxa de aquisição, os dados dos parâmetros de irradiação, como tensão (kV), corrente (mA) e largura do pulso (ms), o tamanho do foco, a adição de filtros adicionais (quando ocorre), o tamanho do campo, o número de imagens adquiridas, os valores da angulação e rotação, o valor do $K_{a,r}$ e do P_{KA} . No final do relatório é apresentado o tempo total de fluoroscopia, bem como os valores totais do $K_{a,r}$ e do P_{KA} .

Figura 29 – Dados fornecidos em um relatório de procedimento

parâmetros de irradiação	filtro adicional	Exam Protocol	P _{KA} e K _{a,r} parciais	número de imagens
Patient Info:		Sex: M ID: 1760		13-Oct-11 08:04:10
Patient Position: HFS				
1 DSA	VAR TIME Cerebral	15s 2F/s	13-Oct-11 08:14:03	
A 65kV 442mA 64.1ms 0.0CL small 0.2Cu 42cm		467.5µGym² 18.7mGy	88RAO 1CAU 22F	
2 DSA	VAR TIME Cerebral	14s 2F/s	13-Oct-11 08:15:17	
A 75kV 798mA 64.1ms 0.1CL large 32cm		2133.9µGym² 161mGy	1LAO 9CRA 21F	
3 DSA	VAR TIME Cerebral	13s 2F/s	13-Oct-11 08:18:23	
A 82kV 374mA 64.1ms 0.2CL small 32cm		1330.8µGym² 79.8mGy	2LAO 9CRA 20F	
4 DSA	VAR TIME Cerebral	12s 2F/s	13-Oct-11 08:19:05	
A 67kV 442mA 47.5ms 0.2CL small 0.1Cu 42cm		497.7µGym² 20.9mGy	91RAO 0CRA 19F	
5 DSA	VAR TIME Cerebral	14s 2F/s	13-Oct-11 08:20:20	
A 75kV 798mA 64.1ms 0.3CL large 32cm		2155.7µGym² 161mGy	2LAO 9CRA 21F	
tempo de fluoroscopia	***Accumulated exposure data***	Fluoro: 5.1min Total: 7717.4µGym² 498.0mGy		
	Phys: Exposures: 5	Fluoro: 5.1min Total: 7717.4µGym² 498.0mGy		
	A Fluoro: 5.1min 131.7µGym²	56.5mGy		

Para estimar a dose recebida pelo paciente em angiografias e embolizações cerebrais, procurou-se avaliar o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento fluoroscópico, que é um indicativo dos níveis de exposição de pacientes submetidos aos procedimentos intervencionistas. O valor é obtido através de uma câmara de ionização de placas paralelas instalada na saída do colimador e que intercepta o feixe primário de raios X. Ela já fornece o produto da leitura do kerma no ar na câmara pela área da secção transversal do feixe neste ponto. Os valores de P_{KA} fornecidos por esta câmara de ionização foram corrigidos pelo fator previamente determinado, conforme procedimento descrito no APÊNDICE B. Este fator leva em consideração a geometria da instalação desta câmara de ionização para corrigir o efeito da radiação espalhada pelo sistema de colimação do equipamento. O fator utilizado foi 0,797. Os valores do P_{KA} corrigidos por este fator de correção foram comparados com valores de outros estudos disponíveis na literatura e relacionados com os outros parâmetros presentes neste trabalho. Os valores de $K_{a,r}$ fornecidos pelo equipamento também foram comparados com outros trabalhos disponíveis literatura.

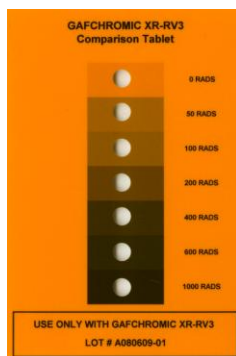
b) Filmes radiocrômicos

Para a obtenção da distribuição do kerma no ar na entrada da pele do paciente e identificação de possíveis ocorrências de pontos de altas doses, acima do limiar para efeitos determinísticos, foram utilizados filmes radiocrômicos do tipo GAFCHROMIC tipo XR-RV2 e XR-RV3, fabricados pela ISP (*International Specialty*

Products) e desenvolvidos para uso dosimétrico em procedimentos intervencionistas. O filme possui uma camada radiosensível interposta entre camadas de poliéster. Quando o filme é irradiado ocorre a polimerização da camada sensível e um visível escurecimento que é proporcional à irradiação sofrida pelo filme. Esses filmes são fabricados em folhas de 35,6 cm x 43,2 cm e cada lote apresenta características de sensibilidade específicas. O filme tem número atômico efetivo próximo ao tecido humano, baixa dependência energética para a faixa de energia de 80 keV (< 8%), variação da resposta com a taxa de dose e fracionamento da dose menor que 1 % e uma faixa de resposta para doses entre 0,01 e 30 Gy.

Os filmes radiocrômicos são acompanhados de uma fita que apresenta a relação do grau de escurecimento com uma faixa de dose, mostrado na Figura 30. Geralmente se faz a comparação do escurecimento do filme com o da fita para estimar a faixa de dose.

Figura 30 – Fita de comparação de doses para filmes radiocrômicos fornecida pelo fabricante



Fonte: ISP, 2012

A estimativa da dose pela comparação com a fita fornece resultados com baixa precisão, uma vez que as faixas de dose têm variações de 500 mGy. Para obter melhor quantificação do valor do kerma no ar que sensibilizou o filme radiocrômico, foi realizada a medida da curva de calibração da densidade ótica refletida do filme em função do kerma no ar. O procedimento adotado seguiu o protocolo utilizado no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do Departamento de Energia Nuclear (DEN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e está descrito no APÊNDICE C.

Para mapear a distribuição de dose nos pacientes, foram colocados quatro tiras de filme ao redor da cabeça como mostra a Figura 31. Na parte de trás da cabeça, foi colocada uma tira de 19 x 25,5 cm de filme. Nos lados direito e

esquerdo, foram colocados duas tiras de 18 x 25,5 cm e na parte superior foi colocada uma tira de 19 x 10,1 cm. As dimensões destas tiras foram escolhidas de forma a otimizar o uso do filme, com a utilização de apenas uma folha de filme para cada paciente e suficiente para cobrir as principais incidências do feixe de raios X durante os procedimentos e com isso registrar os pontos de maior dose. Todas as tiras de filme usadas foram envelopadas em plástico opaco para a proteção da luz ambiente.

Os primeiros filmes utilizados com os pacientes foram em procedimentos diagnósticos (angiografias cerebrais) e de tratamento (embolização de aneurisma). Após as leituras dos pontos de maiores dose, foi decidido que os filmes seriam usados apenas para pacientes com procedimentos de embolizações, pelo fato destes apresentarem as maiores doses. Foram, portanto, avaliados com filmes radiocrômicos apenas 3 pacientes submetidos a angiografias cerebrais e 26 pacientes adultos (6 masculinos e 20 femininos) submetidos a procedimentos de embolizações.

Figura 31 – Posicionamento dos filmes radiocrômicos no paciente



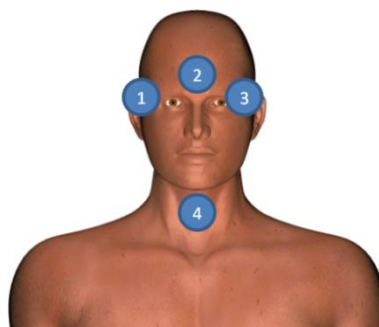
3.1.3 Dose em órgãos

Para avaliar a dose na superfície de entrada na pele de pacientes em algumas regiões de interesse, dosímetros termoluminescentes (TLDs) foram colocados nestas regiões. Foram monitoradas 37 angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos (17 masculinos e 20 femininos), 6 angiografias em pacientes pediátricos (3 masculinos e 3 femininos) e 26 embolizações em pacientes adultos (6 masculinos e 20 femininos).

Em cada procedimento avaliado foram utilizados quatro pares de TLDs do tipo LiF:Mg;Ti (TLD-100) com dimensões de 3 x 3 x 1 mm. Os dosímetros foram previamente caracterizados e calibrados pelo LMRI – DEN/UFPE com feixes de raios X nas qualidades de radiodiagnóstico. Antes da exposição os dosímetros receberam tratamento térmico (400°C por 1 hora e 100°C por 2 horas) para eliminação de qualquer sinal residual. Em seguida foram encapsulados aos pares em pequenos pacotes plásticos que foram numerados e colocados nos seguintes pontos do corpo do paciente conforme mostrado na Figura 32: lateral dos olhos, na glabella (posição entre as sobrancelhas) e tireoide. Após a exposição dos dosímetros nos pacientes, as suas leituras foram realizadas pelo mesmo laboratório com uma leitora Victoreen, modelo 2800M. Em cada lote de dosímetros utilizados, um par ficou sem ser utilizado e sua leitura foi feita de modo a obter a radiação de fundo para extrair a leitura líquida daqueles dosímetros que foram utilizados em pacientes.

Foi calculado o risco médio de incidência de câncer, considerando a dose absorvida na tireoide, seguindo os critérios do BEIR VII - *Biological Effects of Ionizing Radiation* (NRC, 2006).

Figura 32 – Posição dos dosímetros no paciente



Os valores do kerma no ar obtidos neste trabalho também foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

3.2 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

Neste estudo também foi avaliada a dose ocupacional no médico principal durante a realização de 31 angiografias cerebrais e 21 embolizações cerebrais e no médico auxiliar em 10 procedimentos de embolizações cerebrais.

Para esta avaliação, foi medido o kerma no ar em nove pontos do corpo do médico com a utilização de dosímetros TLD-100. Os dosímetros foram encapsulados em pares e fixados nos pontos do médico mostrado na Figura 33. Os locais selecionados foram escolhidos por serem representativos para o cálculo da dose efetiva, bem como para avaliar a dose equivalente (H_T) em regiões de órgãos radiosensíveis como a tireoide e os olhos.

Os dosímetros foram fixados utilizando fita adesiva e os pontos de medição foram assim distribuídos:

- três na face, um próximo ao olho direito, um na glândula e outro próximo ao olho esquerdo, dosímetros 1, 2 e 3 respectivamente;
- um na região da tireoide fixado externamente sobre o protetor tireoidiano, dosímetro 4;
- um na região do tórax, sob o avental, dosímetro 5;
- dois para as mãos, na região do punho por dentro da luva, um para cada mão, dosímetros 6 e 7;
- dois para os pés, dosímetros 8 e 9.

Figura 33 – Posicionamento dos dosímetros no médico



Usando o algoritmo de Nilklason (MARTIN, 2009) foi estimada a dose efetiva (E) dos médicos a partir das medidas do kerma no ar obtidas com dois TLDs, um posicionado na parte externa do protetor de tireoide e o outro na parte interna do avental, na região do tórax. As medidas obtidas com estes dosímetros foram corrigidas para as grandezas operacionais $H_P(0,07)$ e $H_P(10)$ (ICRP, 2007). O algoritmo proposto por Nilklason é $E = 0,02 (H_O - H_U) + H_U$, onde H_O é o valor do kerma no ar obtido a partir da leitura no dosímetro colocado sobre o protetor de tireoide (TLD 4) convertido para $H_P(0,07)$ e H_U é o valor do kerma no ar obtido com o dosímetro colocado sob o avental de proteção na região do tórax (TLD 5) convertido para $H_P(10)$.

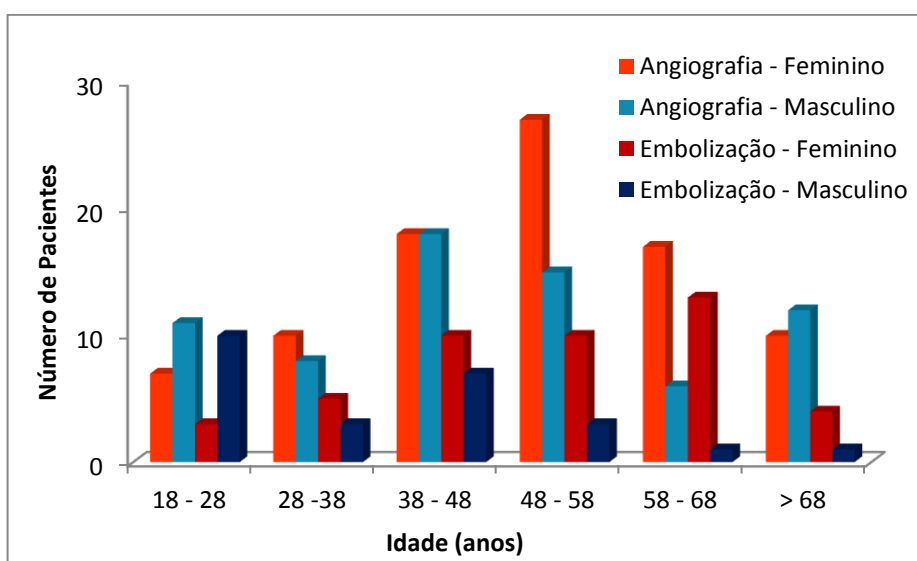
A dose equivalente nas extremidades (olhos, mãos e pés) foi obtida a partir das leituras dos dosímetros e expressas em mSv. As medidas dos dosímetros representam numericamente a dose equivalente nos pontos indicados (ICRP, 2007), visto que o fator de ponderação da radiação (W_R) para a radiação X é igual a 1.

Os valores obtidos para a dose efetiva e a dose equivalente nas extremidades foram comparados com outros trabalhos disponíveis na literatura.

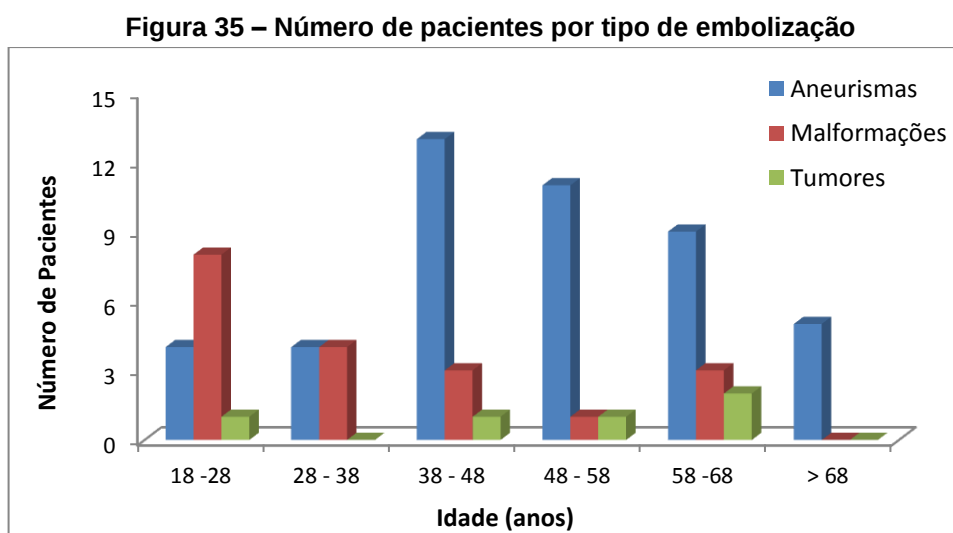
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 34 mostra a distribuição dos 243 pacientes avaliados em termos de idade e gênero para cada tipo de procedimento realizado. Os dados mostram que 42,1% dos pacientes são do gênero masculino e 57,9% do gênero feminino. Os 228 pacientes adultos avaliados tiveram idade média de $47,6 \pm 15,7$ anos (faixa de 18 e 87) enquanto para os 15 pacientes pediátricos avaliados a idade média foi de $9,6 \pm 3,7$ anos (entre 3 e 15). Esta distribuição é similar à encontrada em trabalhos de Alexander e colaboradores (2010) que avaliaram 1066 procedimentos intervencionistas em neurorradiologia realizados nos Estados Unidos em pacientes adultos e encontraram média de idade de $51,3 \pm 18,2$ e Bleeser e colaboradores (2008) encontraram idade média de $52,0 \pm 15,8$ anos em 616 procedimentos realizados com adultos em 14 instituições na Bélgica. Em procedimentos pediátricos, Swoboda e colaboradores (2005) avaliaram 100 procedimentos em neurorradiologia realizados em crianças com idade média de 9 anos e Raelson e colaboradores (2009) avaliaram 83 procedimentos em pacientes com idade média de $13 \pm 4,3$ anos.

Figura 34 – Distribuição dos procedimentos adultos avaliados



Nos tratamentos realizados em 70 pacientes adultos, observou-se que 65,7% eram de embolizações de aneurismas, enquanto que as embolizações em malformações vasculares e tumores foram realizadas em 27,2% e 7,1% dos pacientes, respectivamente. A Figura 35 mostra a distribuição destas embolizações com relação à idade dos pacientes. A idade média dos que se submeteram às embolizações de malformações vasculares é de $35,5 \pm 14,7$ anos enquanto nos submetidos às embolizações de aneurismas a média foi de $50,0 \pm 13,7$ anos. Segundo Torres e colaboradores (2009), as malformações vasculares são assintomáticas no nascimento e manifestam-se entre a segunda e quarta década de vida, em uma idade média ao redor de 36 anos, condizente com a incidência neste estudo. De acordo com Weir (2002), a incidência de aneurismas ocorre em uma faixa mais ampla de idade, tendo a manifestação dos sintomas predominando depois dos quarenta anos, com uma idade média em torno dos 50 anos, também condizente com a idade dos pacientes avaliados neste estudo.

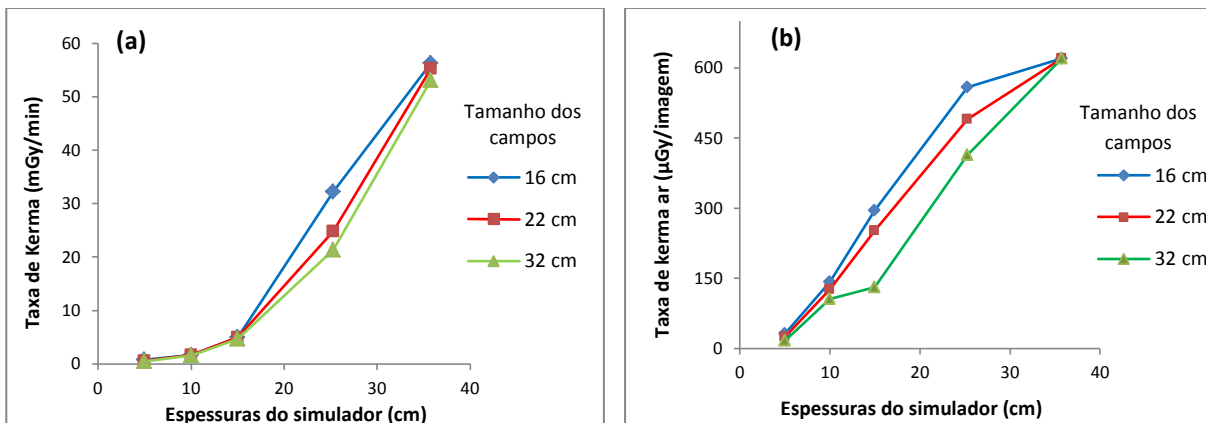


4.1 DOSIMETRIA DO PACIENTE

4.1.1 Estudo Dosimétrico em um Simulador de Paciente

A Figura 36 mostra a variação da taxa de kerma no ar em função da variação de espessuras do simulador de paciente e do tamanho do campo de radiação utilizado nos modos de fluoroscopia e de DSA. O valor máximo obtido neste teste, no modo de fluoroscopia (56,3 mGy/min, com o campo de 16 cm) é inferior ao limite estabelecido pela ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005) para a fluoroscopia normal que é de 87 mGy/min. A Figura 36 mostra também o valor máximo (620 μ Gy/imagem) em cinegrafia, independente do tamanho do campo, indicando que o equipamento está operando em seu nível máximo de exposição. A ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005) não estabelece limites para o modo de subtração digital.

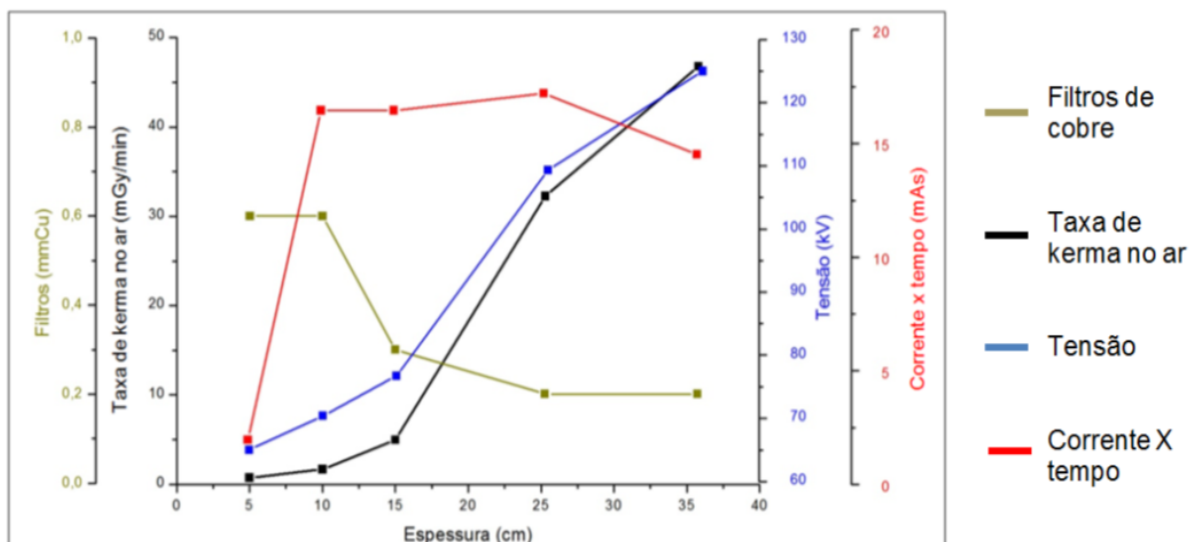
Figura 36 – Taxa de kerma no ar na entrada do simulador de paciente em função da sua espessura no modo de (a) fluoroscopia e (b) em DSA



DSA – angiografia de subtração digital

A Figura 37 mostra o comportamento dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de fluoroscopia para o tamanho de campo de 16 cm. A variação dos parâmetros de tensão do tubo, do produto da corrente pela largura do pulso, do filtro de cobre utilizado pelo sistema e a taxa de kerma no ar são representados pelas linhas azul, vermelha, amarela e preta, respectivamente.

Figura 37 – Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de fluoroscopia com o tamanho de campo de 16 cm



Verifica-se que nas espessuras de até 15 cm do simulador de paciente a tensão tem pouca variação quando comparada à sua variação para as espessuras maiores que 15 cm. O produto da corrente pela largura do pulso tem um comportamento inverso, com uma variação maior nas espessuras menores e pouca oscilação nas espessuras maiores. Isto mostra que o sistema está ajustado para que se tenham menores tensões, otimizando o contraste da imagem. Para a maior espessura utilizada (35,8 cm), o produto da corrente pela largura do tempo diminui enquanto a tensão atinge seu valor máximo. Este comportamento é para assegurar que a taxa de kerma no ar não exceda os valores máximos permitidos pela regulamentação. A utilização de filtros de cobre pelo sistema variou desde 0,2 mm (para as maiores espessuras) até 0,6 mm (para as menores espessuras). O uso dos filtros de cobre proporciona uma diminuição da radiação na faixa de baixa energia do feixe de raios X, que não favorece a formação de imagem e causa um incremento na dose absorvida pelo paciente. Para os menores simuladores, o sistema utiliza filtros mais espessos, visto que a pequena atenuação do simulador de paciente permite o incremento destes filtros sem comprometer o nível de sinal necessário para a formação da imagem.

Um comportamento similar destes parâmetros foi obtido para os demais tamanhos de campo no modo de fluoroscopia e de DSA e estão descritos no APÊNDICE D.

4.1.2 Pacientes adultos

4.1.2.1 Angiografias Cerebrais

A Tabela 5 apresenta os parâmetros de irradiação e de aquisição de imagens em procedimentos de angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos no hospital em estudo. A análise dos dados mostra que nos 158 procedimentos avaliados o tempo médio de fluoroscopia foi de 9,0 min, com o valor máximo de 29,8 min. O tempo de fluoroscopia é consequência da complexidade do estudo clínico e de condições físicas gerais do paciente. De um modo geral nos procedimentos, a complexidade pode ser caracterizada pelo número e localização das lesões e malformações, bem como pela dificuldade ou facilidade do acesso ao ponto de investigação.

Tabela 5 – Parâmetros de irradiação e aquisição em angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos

Modo	Parâmetros de Irradiação			Parâmetros de Aquisição		
	Potencial do tubo (kV)	Corrente (mA)	Largura do pulso (ms)	Séries	Número de imagens	Tempo (min)
Fluoroscopia (n = 158)						
Mínimo	65	40	-	-	-	1,5
Média	71	66	-	-	-	9,0
Máximo	89	92	-	-	-	29,8
DSA (n = 97)						
Mínimo	63	86	29	4	70	0,6
Média	74	333	80	12	256	2,0
Máximo	97	803	160	27	1092	6,1
DSA + 3D (n = 61)						
Mínimo	63	100	4	8	294	0,2
Média	74	354	63	15	603	2,0
Máximo	102	803	144	25	1357	4,7

DSA – Angiografia de subtração digital; 3D – Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional; n – Número de procedimentos.

Em procedimentos de neurorradiologia, se utiliza a fluoroscopia e a DSA. Na fluoroscopia, o sistema gera a imagem no monitor, 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 a região de interesse. Na DSA, ocorre a aquisição de uma série de imagens no qual, a cada série de imagens, a primeira imagem é adquirida sem o contraste e é chamada de imagem “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 angiografias cerebrais destinadas ao diagnóstico de aneurismas, muitas vezes, além da aquisição por DSA, são realizadas séries angiográficas rotacionais, com o movimento orbital de 200 graus do equipamento (ARTIS ZEE/ZEEGO, 2009). A aquisição rotacional permite a reconstrução tridimensional (3D) da rede vascular do paciente e para tal, são adquiridas duas séries de 133 imagens. A reconstrução 3D permite ao médico planejar a estratégia de tratamento de uma anormalidade vascular, permitindo a visualização das estruturas em diversos ângulos e realizar medições do volume ou do colo (abertura vascular) de um aneurisma.

Os dados da Tabela 5 mostram que em 61% dos exames foram realizadas aquisições de imagens por subtração digital (DSA) e em 39% dos exames, além das imagens por subtração digital, também foram efetuadas aquisições rotacionais para a reconstrução tridimensional (DSA + 3D). O número de sequências rotacionais realizadas por exame depende da anormalidade vascular encontrada no exame. A Tabela 6 mostra o número de sequências e de imagens adquiridas por exames acompanhados neste estudo. Em 38 exames, na maior parte do segundo grupo (DSA + 3D) foram realizadas duas sequências rotacionais para a reconstrução tridimensional. Um número maior (quatro ou mais) de sequências rotacionais para a reconstrução 3D são necessárias apenas quando o paciente possui múltiplas anormalidades situadas em ambos os lados do cérebro, sendo necessário a injeção do contraste em hemisférios cerebrais diferentes. Em 19 exames foram realizadas quatro séries de aquisição rotacional e em outros três exames foram realizados seis e oito séries rotacionais. Observa-se também na Tabela 6 que a média do número de imagens em procedimentos com reconstrução 3D é maior que o dobro da média do número de imagens em procedimentos sem a aquisição rotacional.

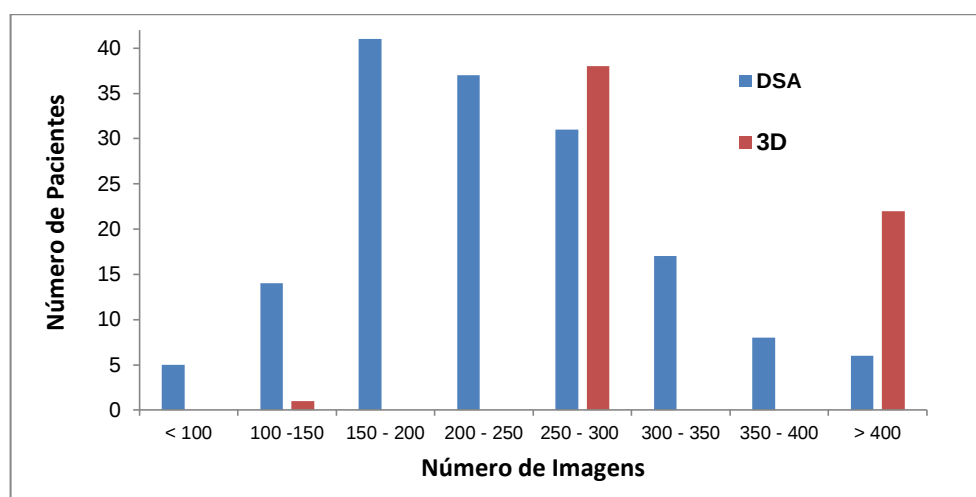
A Figura 38 mostra a distribuição do número de imagens de acordo com o tipo da imagem adquirida, seja por DSA ou por aquisição rotacional (3D) para as angiografias avaliadas em pacientes adultos. Nota-se que a maior parte das aquisições 3D é de 266 imagens, relativo à aquisição de duas séries.

Tabela 6 – Número de sequências e imagens nos procedimentos de angiografias cerebrais em pacientes adultos

	Sequências			Imagens			Número médio de imagens por aquisição
	Mínimo	Médio	Máximo	Mínimo	Médio	Máximo	
Exames com DSA (n = 97)	4	11,9	27	59	254	1092	21
Exames com DSA + 3D (n = 61)	8	14,9	25	294	603	1357	40
DSA	6	12,0	22	86	219	405	18
3D	1	2,9	8	133	384	1197	133

n – número de procedimentos; DSA – Angiografia de subtração digital; 3D - Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional

Figura 38 – Número de imagens adquiridas em angiografias cerebrais em pacientes adultos



DSA – angiografia de subtração digital; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional

A Tabela 7 mostra a comparação entre os valores de tempo de exposição (tempo de fluoroscopia mais o tempo de aquisição de imagens) e o número de sequências e imagens encontradas neste trabalho, com os obtidos na literatura. A análise dos dados mostra que apesar de poucos trabalhos apresentarem o número de sequências adquiridas, o valor médio encontrado neste estudo é similar ao valor médio de sequências do estudo de Papageorgiou e colaboradores (2007). O número de imagens em outros estudos é mais disperso devida à grande variabilidade nas complexidades investigadas nos diagnósticos. Entretanto, o valor médio do número de imagens obtidas neste estudo é intermediário aos valores encontrados nos estudos referenciados, que não informam sobre as possíveis aquisições rotacionais, como no caso deste trabalho. Os maiores números de imagens relatados (BOR et al, 2005; URAIRAT et al, 2011) se referem ao número total obtido em equipamentos

biplanares, em que as imagens são adquiridas em dois planos compostos por tubos de raios X diferentes e o número de imagens adquiridas são maiores do que nos equipamentos monoplanares (BOR et al, 2005).

Tabela 7 – Valores médios do número de sequências e imagens e do tempo total de exposição em angiografias cerebrais em pacientes adultos obtidas neste trabalho e na literatura

Estudo	Amostra	Sequências	Número de Imagens	Tempo (min) ^a
Bor et al (2004)	47	-	148	5,7
Rampado; Ropolo (2005)	12	-	137	5,1
Bor et al (2005)	27	-	481 ^b	10,6
Papageorgiou et al (2007)	33	15	254	12,7
Alexander et al (2010)	432	-	-	11,2
Urairat et al (2011)	30	-	496 ^b	13,3
Este Trabalho	159	13	386	11,1

^(a) tempo total de exposição (fluoroscopia e subtração digital); ^(b) número de imagens em equipamentos bipalanres

O tempo médio de exposição por procedimento foi de 11,1 min, com uma faixa de 2,7 a 33,3 min, nas angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos, ficou muito próximo da maioria dos outros estudos da literatura. Uma ampla variabilidade dos tempos médios de exposição foi encontrada nos outros estudos. Isso se deve também às muitas variações de complexidades, muitas vezes em diferentes ramos arteriais, que são investigadas nas angiografias.

a) Produto kerma no ar-área e kerma ar de referência

A Tabela 8 mostra os valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e do $K_{a,r}$ obtidos de acordo com o modo de exposição e nos procedimentos completos de angiografias cerebrais em pacientes adultos. Observa-se que o valor do P_{KA} em fluoroscopia nos procedimentos de diagnósticos representa aproximadamente a sexta parte do valor do P_{KA} total do exame. Neste trabalho o valor médio do P_{KA} em fluoroscopia é de 16% do valor do P_{KA} total do exame, valor similar ao encontrado por Bor e colaboradores (2005), que foi de 18%.

Tabela 8 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos

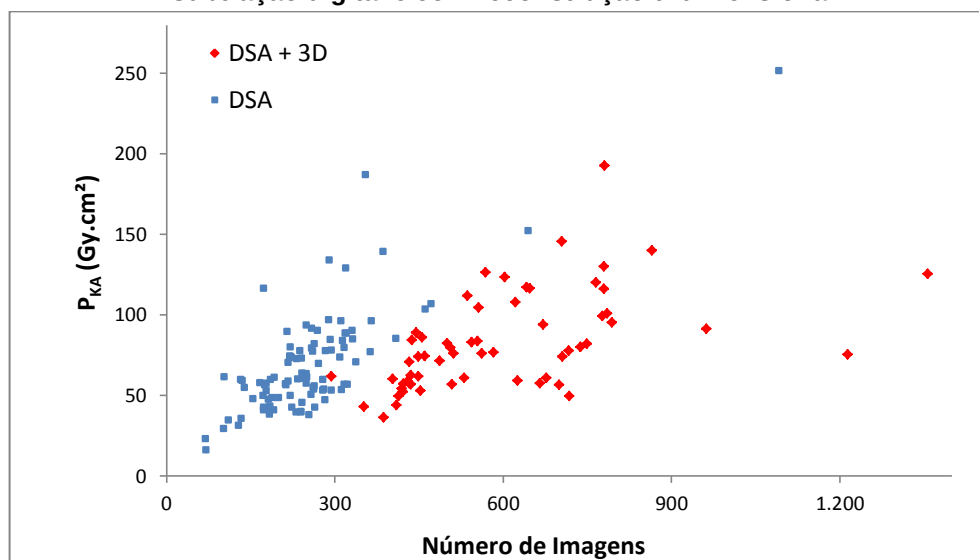
		P_{KA} (Gy.cm²)	$K_{a,r}$ (mGy)
		Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)
Modo de Exposição	Fluoroscopia (n = 158)	12,29 $\pm$ 0,79 (1,92 – 97,35)	110,6 $\pm$ 8,9 (21,2 – 1180,0)
	DSA (n = 97)	57,9 $\pm$ 3,6 (14,3 – 237,5)	626 $\pm$ 32 (212 – 1912)
	DSA + 3D (n = 61)	70,6 $\pm$ 3,1 (29,8 – 122,4)	710 $\pm$ 36 (294 – 1649)
Procedimentos completos (n = 158)		75,4 $\pm$ 2,7 (16,3 – 251,7)	769 $\pm$ 28 (233 – 2829)

DSA – angiografia de subtração digital; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional; n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

Observa-se também na Tabela 8 que o valor médio do P_{KA} e do $K_{a,r}$ em procedimentos que realizam aquisição rotacional é maior do que os que não tiveram este tipo de aquisição. No entanto, os valores máximos do P_{KA} e do $K_{a,r}$ encontrados foram nos procedimentos que não realizaram aquisição rotacional. Isto aconteceu devido à ocorrência do caso atípico de um paciente que realizou 27 aquisições com 1092 imagens, o que acarretou estes valores extremos.

A Figura 39 mostra a relação do P_{KA} com o número de imagens realizadas em exames DSA e com aqueles que também realizaram reconstrução 3D. Observa-se que embora o número de imagens nos procedimentos com reconstrução 3D seja superior àqueles que não realizaram reconstrução 3D, o valor do P_{KA} não foi necessariamente superior. Embora o campo utilizado para as aquisições rotacionais (3D) seja de 48 cm, a largura do pulso nestas aquisições é pequena, na ordem de 5 ms, proporcionando um valor menor do P_{KA} por imagem gerada. Nas reconstruções 3D, o valor médio foi de 0,055 Gy.cm²/imagem. Nas aquisições DSA o valor médio foi de 0,23 Gy.cm²/imagem; portanto, apesar dos procedimento com 3D realizarem a aquisição de um grande número de imagens, o valor médio do P_{KA} torna-se similar ao valor encontrado em procedimentos sem aquisição rotacional.

Figura 39 – Valores do P_{KA} versus número de imagens em procedimentos de angiografias com subtração digital e com reconstrução tridimensional



DSA – angiografia de subtração digital; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional

A Tabela 9 mostra os valores médios e o intervalo de variação dos valores do P_{KA} e $K_{a,r}$ em angiografias cerebrais avaliados neste estudo e em alguns estudos disponíveis na literatura em pacientes adultos. Os valores obtidos nesse estudo estão na mesma ordem de grandeza dos demais trabalhos referenciados. No entanto, muitos dos estudos foram realizados com equipamentos mais antigos, que não possuem a entrada automática de filtros de cobre e, portanto, com espectros de radiação distintos. Levando-se também em conta a ampla variabilidade de complexidades envolvidas nestes procedimentos, pode-se afirmar que os dados coletados estão consistentes com os dados disponíveis na literatura.

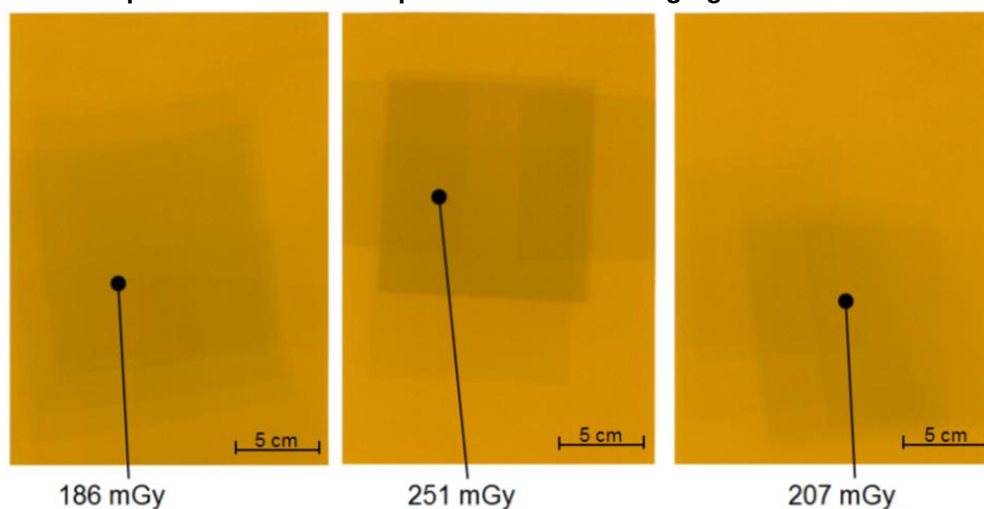
Tabela 9 – Valores médios (mínimo-máximo) do P_{KA} e $K_{a,r}$ em angiografias cerebrais em pacientes adultos obtidas neste trabalho e na literatura

Estudo	Amostra	P_{KA} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)
Bor et al (2004)	47	86 (68 - 149)	-
Rampado; Ropolo (2005)	12	49 (17 - 76)	400 (147 - 686)
Bor et al (2005)	27	46 (8 - 121)	-
Tsalafoutas et al (2006)	43	50 (20 - 146)	349 (75 - 1864)
Papageorgiou et al (2007)	33	119 (33 - 261)	-
Alexander et al (2010)	432	102	-
Este trabalho	159	75,4 ± 2,7 (16,3 – 251,7)	769 ± 28 (233 – 2829)

b) Filmes radiocrômicos

Devido à possibilidade de ocorrência de sobreposição dos campos de radiação sobre uma mesma região da pele do paciente, foi investigado o risco de ocorrência de efeitos determinísticos na pele do paciente. Foram monitorados três pacientes com filmes radiocrômicos que se submeteram à angiografia cerebral. A Figura 40 mostra a imagem dos campos de radiação da parte posterior da cabeça e a indicação do ponto onde ocorreu o máximo kerma no ar registrado. Os valores médios do P_{KA} destes três procedimentos foram próximos das médias dos demais exames e, visto que o valor máximo de kerma no ar registrado foi muito abaixo do limiar para a ocorrência dos efeitos determinísticos, foi decidido usar os filmes radiocrômicos somente nos procedimentos de embolizações.

Figura 40 – Imagem dos campos de radiação da parte posterior da cabeça de três pacientes que se submeteram a procedimentos de angiografia cerebral



4.1.2.2 Embolizações Cerebrais

A Tabela 10 mostra os parâmetros de irradiação e o tempo de exposição em procedimentos de embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos no hospital em estudo. A análise dos dados mostra que nos 70 procedimentos avaliados o tempo médio de fluoroscopia foi de 36,2 min, com o valor máximo de 101,9 min. O elevado tempo de fluoroscopia nos procedimentos terapêuticos é função da complexidade do tratamento, relacionada com o acesso ou a obstrução de uma ou mais regiões da artéria, do material e da técnica empregada 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 profissional do médico e da qualidade dos equipamentos empregados no procedimento. O valor máximo do tempo de exposição foi obtido em um procedimento sem aquisição rotacional e indica um valor atípico, relativo a um procedimento de maior complexidade.

Tabela 10 – Parâmetros de irradiação e o tempo de exposição em embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos

Modo	Parâmetros de Irradiação			Tempo (min)
	Potencial do tubo (kV)	Corrente (mA)	Largura do pulso (ms)	
Fluoroscopia (n = 70)				
Mínimo	65	40	-	3,7
Média	71	66	-	36,2
Máximo	89	92	-	101,9
DSA (n = 27)				
Mínimo	63	128	42	1,2
Média	78	320	84	3,5
Máximo	102	807	144	7,4
DSA + 3D (n = 28)				
Mínimo	65	76	3	0,8
Média	81	327	81	2,5
Máximo	109	799	144	7,2
DSA + CT (n = 5)				
Mínimo	67	139	11	2,0
Média	83	237	93	4,5
Máximo	107	614	113	6,4
DSA + 3D + CT (n = 10)				
Mínimo	67	161	4	1,4
Média	78	355	64	2,4
Máximo	111	833	144	3,2

DSA – angiografia de subtração digital; CT –série angiográfica rotacional tomográfica; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional; n – número de procedimentos

Conforme dito anteriormente, os procedimentos de neurorradiologia utilizam a fluoroscopia e a subtração digital. Também pode ser realizada uma série angiográfica rotacional para a reconstrução 3D. Além da reconstrução 3D, o sistema permite a reconstrução tomográfica (CT). Para esta reconstrução tomográfica dos tecidos da cabeça do paciente é adquirida uma série de 496 imagens, realizada geralmente no término dos procedimentos mais complexos, dos quais o médico julgue necessário comprovar e avaliar o tratamento realizado, evitando assim a necessidade da realização de um novo exame com tomografia computadorizada. Os dados da Tabela 10 mostram que em 39% dos procedimentos foram realizados subtração digital (DSA); em 54% dos procedimentos, além da subtração digital,

foram efetuadas aquisições rotacionais para a reconstrução tridimensional (DSA + 3D) e em 21% dos procedimentos, além da DSA foram realizadas aquisições rotacionais para a reconstrução tomográfica (DSA + CT).

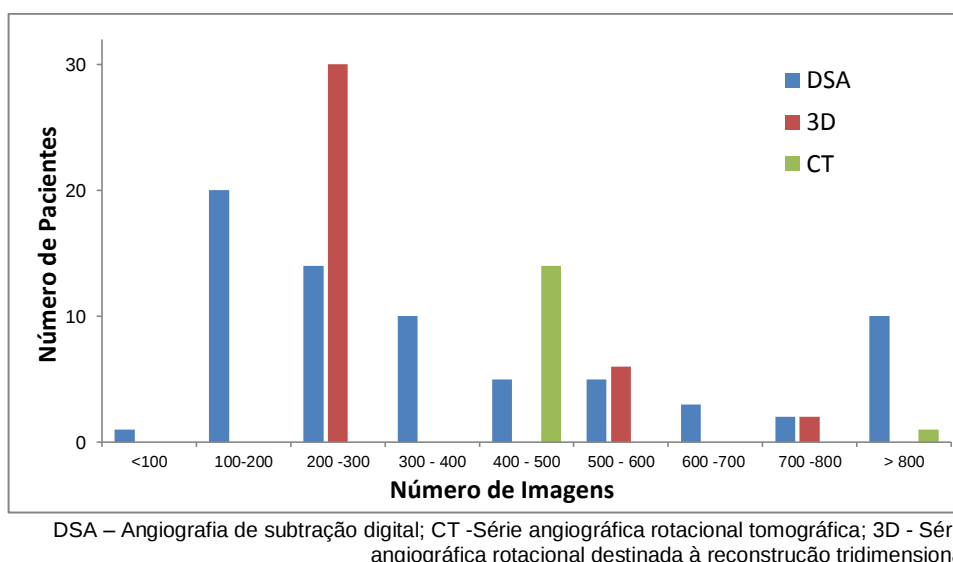
A Tabela 11 mostra o número de sequências e imagens adquiridas nos procedimentos de embolizações acompanhados neste estudo. Em 30 procedimentos foi realizada a aquisição de duas séries rotacionais para reconstrução 3D, em seis procedimentos foram efetuadas quatro séries rotacionais 3D e em dois procedimentos foram realizados seis séries rotacionais 3D. Das 15 séries angiográficas tomográficas, 14 realizaram apenas uma aquisição rotacional CT. Observa-se também que o número de imagens em procedimentos com aquisições rotacionais é superior ao número de imagens dos procedimentos que não realizaram séries rotacionais, principalmente as séries com reconstrução CT.

Tabela 11 – Número de sequências e imagens nos procedimentos de embolizações cerebrais em pacientes adultos

Modo	Sequências			Número de imagens			Número médio de imagens por aquisição
	mínimo	médio	máximo	mínimo	médio	máximo	
DSA (n = 27)	8	23	40	144	556	1327	24
DSA + 3D (n = 28)	8	21	52	349	622	1387	30
DSA	6	18	46	83	285	846	15
3D	2,5	2	6	337	266	798	133
DSA + CT (n = 5)	14	29	45	710	1307	1816	45
DSA	13	28	44	214	712	1320	26
CT	1	1,2	2	595	496	992	496
DSA + 3D + CT (n = 10)	11	19	28	878	1067	1218	56
DSA	8	15	25	116	226	335	15
3D	2	2,6	4	266	346	532	133
CT		1			496		496

DSA – Angiografia de subtração digital; CT -Série angiográfica rotacional tomográfica; 3D - Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional

A Figura 41 mostra a distribuição do número de imagens de acordo com o modo da imagem adquirida, seja por DSA ou por aquisição rotacional (3D e CT) para as embolizações cerebrais em pacientes adultos avaliadas neste estudo. Nota-se que em grande parte das aquisições 3D foram adquiridas 266 imagens e nas séries tomográficas foram adquiridas 496 imagens.

Figura 41 – Número de imagens adquiridas em embolizações cerebrais em pacientes adultos

A Tabela 12 mostra a comparação entre os valores de tempo de exposição total e do número de sequências e imagens encontradas neste trabalho e na literatura.

Tabela 12 – Valores médios do número de sequências e imagens e do tempo total de exposição em embolizações cerebrais em pacientes adultos obtidos neste trabalho e na literatura

Estudo	Amostra	Sequências	Número de Imagens	Tempo (min)
Kemerink et al (2002)	31	19	267	34,8
Miller et al (2003b)	356	-	1053	87,1
Theodorakou et al (2003)	30	-	394	28,0
Persliden 2005	93	22	-	57,0
Rampado; Ropolo (2005)	5	-	294	35,8
Bor et al (2005)	21	-	1250	48,4
Suzuki et al (2008)	103	-	883	67,1
Urairat et al (2011)	30	-	689	40,1
Este Trabalho	70	22	709	39,1

A análise dos dados mostra que o tempo médio obtido neste trabalho está na faixa intermediária dos valores encontrados nos demais trabalhos da literatura. No entanto, observa-se pelos dados da Tabela 12 que no estudo realizado por Miller e colaboradores (2003b) o tempo médio é da ordem do dobro do valor encontrado neste estudo. A dispersão dos tempos dos procedimentos da sua amostra é grande

e tem valor máximo registrado de 313 min, enquanto o valor máximo obtido neste trabalho foi de 107 min. Além do tempo médio alto, o grande número de imagens mostra que os procedimentos avaliados por Miller e colaboradores (2003b) são de alta complexidade. Números de imagens maiores foram obtidos por Suzuki e colaboradores (2008), porém o seu estudo avaliou várias instituições, que utilizaram diversos tipos de equipamentos, sendo alguns biplanares e com taxas de aquisição de imagens maiores que as deste estudo. O maior valor médio de imagens nos procedimentos de embolizações foi obtido em estudo com equipamento biplanar por Bor e colaboradores (2005), porém não há informação sobre a taxa de aquisições de imagens e nem o número de imagens geradas por aquisições rotacionais. Os outros estudos referenciados na Tabela 12 não informam sobre aquisições rotacionais como o deste trabalho. Apesar de poucas informações sobre o número de sequências na literatura, os valores encontrados por Persliden (2005) e Kemerink e colaboradores (2002) são similares aos deste trabalho.

a) Produto kerma no ar-área e kerma ar de referência

A Tabela 13 mostra os valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e do $K_{a,r}$ obtidos de acordo com o modo de exposição e nos procedimentos completos de embolizações cerebrais em pacientes adultos. Observa-se que o valor médio do $K_{a,r}$ em procedimentos com aquisição CT chega ao limiar de efeito determinístico para alopecia; no entanto, apesar do valor do $K_{a,r}$ ser representativo da dose na entrada da pele do paciente, por não considerar a variação das colimações e o uso das magnificações durante o procedimento, este parâmetro superestima o valor da dose na entrada da pele (MILLER et al, 2003a). Observa-se na Tabela 13 que o valor médio do P_{KA} é maior para os procedimentos que realizaram aquisições rotacionais CT, que são utilizadas em procedimentos de alta complexidade. No entanto, é importante ressaltar que o valor máximo do P_{KA} foi registrado em um procedimento que não realizou aquisição rotacional. Analisando os dados deste procedimento, verificou-se que se trata de um paciente masculino com 27 anos que se submeteu a uma embolização de malformação vascular, o mesmo que realizou uma angiografia cerebral que também teve o maior valor de P_{KA} na avaliação de nosso estudo, duas semanas antes de se submeter à embolização. A Tabela 14 mostra o número de sequências e imagens, os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ e o tempo de exposição registrados nos dois procedimentos a que este paciente se submeteu. Observa-se que o total

dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ é extremamente alto e com um risco acentuado de ocorrência de efeitos determinísticos.

Tabela 13 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos

	P_{KA} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)
	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)
Fluoroscopia (n = 70)	30,3 $\pm$ 2,5 (3,6 – 101,2)	899 $\pm$ 80 (98 – 2985)
DSA (n = 28)	87 $\pm$ 13 (16 – 317)	1551 $\pm$ 196 (266 – 4571)
DSA + 3D (n = 27)	65,2 $\pm$ 4,1 (24,1 – 125,6)	1263 $\pm$ 119 (370 – 2973)
DSA + CT (n = 5)	195 $\pm$ 39 (76 – 271)	3074 $\pm$ 875 (964 – 4815)
DSA + 3D + CT (n = 10)	111,3 $\pm$ 5,2 (93,3 – 139,0)	1208 $\pm$ 131 (640 – 1855)
Procedimentos completos (n = 70)	120,2 $\pm$ 9,2 (27,9 – 377,1)	2394 $\pm$ 184 (416 – 7011)

DSA – angiografia de subtração digital; CT - série angiográfica rotacional tomográfica ;3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional; n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

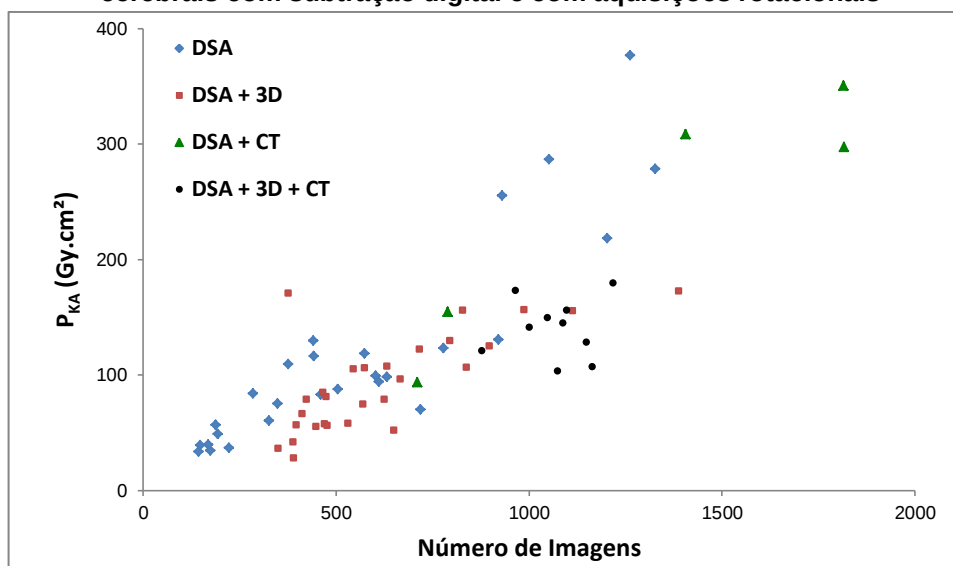
Tabela 14 – Dados do procedimento de um paciente que realizou procedimentos de angiografia e embolização cerebrais com valores máximos de P_{KA} registrados neste estudo

Procedimento	Data	Sequências	Número de Imagens	P_{KA} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)	Tempo de exposição (min)
1º Procedimento						
Angiografia cerebral	18/08	27	1092	251,7	2021	13,4
2º Procedimento						
Embolização de malformação vascular	02/09	40	1262	377,1	3312	59,3
Total		67	2354	628,8	5333	72,7

A Figura 42 mostra a relação do valor do P_{KA} com o número de imagens realizadas em procedimentos com aquisição DSA e com as aquisições rotacionais 3D e CT. Observa-se que existem procedimentos que, mesmo sem realizarem aquisições rotacionais, registraram valores do P_{KA} superiores a 200 Gy.cm². No estudo de Vañó e colaboradores (2005b) recomenda-se que os procedimentos que ultrapassem 200 Gy.cm² (nos casos em que o campo de radiação é mais

concentrado em pequenas regiões da pele) e 300 Gy.cm^2 (nos demais casos) sejam um indicativo de alerta para riscos da ocorrência de efeitos determinísticos.

Figura 42 – Valores do P_{KA} versus número de imagens em procedimentos de embolizações cerebrais com subtração digital e com aquisições rotacionais



DSA – angiografia de subtração digital; CT - série angiográfica rotacional tomográfica ;3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional

Em oito embolizações e duas angiografias o valor do P_{KA} foi superior a 200 Gy.cm^2 . A Tabela 15 mostra o número de sequências e imagens e o tempo de fluoroscopia das oito embolizações e duas angiografias que ultrapassaram 200 Gy.cm^2 , sendo que em três embolizações o valor do P_{KA} ultrapassou 300 Gy.cm^2 . O maior valor de P_{KA} não foi necessariamente o que teve o maior tempo de fluoroscopia e nem o maior número de imagens, mas em todos os procedimentos com alto valor do P_{KA} o tempo e o número de imagens são altos. Os pacientes de números 2, 3 e 4 tiveram além da subtração digital normal, aquisições em cinegrafia rotacional para reconstrução tomográfica, indicando complexidade no procedimento e o alto número de imagens geradas. Apesar do procedimento com o paciente de número 9 não ter tido um tempo de exposição muito alto, 46 % deste tempo foi destinado para as aquisições de subtração digital, o que explica o grande número de imagens e o alto valor do P_{KA} encontrados.

A Tabela 16 mostra os valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ nos procedimentos de embolizações cerebrais avaliados neste estudo em pacientes adultos e em alguns estudos disponíveis na literatura. Existe uma ampla variabilidade de complexidades envolvidas nestes procedimentos e os equipamentos

podem ser muitos diferentes quando comparamos os equipamentos mais antigos que utilizam intensificadores de imagens com os mais modernos que possuem detector plano como receptor de imagens. No entanto, a principal mudança dos equipamentos se refere ao espectro de radiação fornecido pelos tubos de raios X mais modernos, pelo fato de que muitos deles possuem a adição automática dos filtros de cobre, responsável pela mudança da energia do feixe. Valores médios maiores do P_{KA} e $K_{a,r}$ foram obtidos por Miller e colaboradores que, além de avaliarem uma grande quantidade de procedimentos com vários graus de complexidade, realizaram seus estudos em 12 sistemas fluoroscópicos em sete centros hospitalares diferentes. No trabalho de Suzuki e colaboradores (2008) e Persliden (2005) também foram encontrados valores médios do P_{KA} maiores do que os valores médios obtidos neste estudo, sendo que ambos os estudos foram realizados em seis instituições diferentes. Ainda assim, considerando diferenças pontuais como o número da amostra reduzida nos trabalhos Bor e colaboradores (2004) e Rampado e Ropolo (2005), os valores obtidos nesse estudo estão na mesma ordem de grandeza dos trabalhos referenciados na Tabela 16.

Tabela 15 – Procedimentos com valor do P_{KA} superior a 200 Gy.cm² registrados neste estudo

Paciente	Gênero	Idade	Procedimentos	Sequências	Imagens adquiridas	Tempo (min)	P_{KA} (Gy.cm ²)
1	M	27	Malformação Vascular	40	1262	59,3	377
2	F	30	Malformação Vascular	31	1874*	68,0	351
3	M	27	Malformação Vascular	36	1405*	58,4	309
4	M	26	Malformação Vascular	44	1816*	72,0	297
5	F	37	Malformação Vascular	34	1052	107,7	287
6	F	38	Aneurisma	40	1327	81,5	279
7	F	67	Malformação Vascular	32	930	80,7	255
8	F	58	Malformação Vascular	36	1202	45,7	218
9	M	27	Angiografia	27	1092	13,4	252
10	F	25	Angiografia	25	925**	33,6	210

*imagens totais incluindo a aquisição rotacional tomográfica

Tabela 16 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ nos procedimentos de embolizações cerebrais em pacientes adultos avaliados neste estudo e na literatura

Estudo	Amostra	P_{KA} (Gy.cm ²)			$K_{a,r}$ (mGy)		
		mínimo	média	máximo	mínimo	média	máximo
Miller et al (2003)	356	4	320	1351	43	3762	12683
Bor et al (2004)	5	90	101	135	-	-	-
Rampado; Ropolo (2005)	5	125	192	343	1285	1910	2810
Persliden (2005)	93	53	200	1000	-	-	-
Bor et al (2005)	21	28	117	237	-	-	-
Tsalafoutas et al (2006)	29	11	169	303	103	1057	2595
Suzuki et al (2008)	103	24	257	891			-
Este trabalho	70	28	120	377	416	2394	7011

b) Filmes radiocrômicos

Como são conhecidos os riscos de ocorrência dos efeitos determinísticos em procedimentos de embolizações, em alguns procedimentos foram utilizados filmes radiocrômicos na parte posterior e lateral da cabeça para registrar os campos de radiação e determinar os valores de máxima dose na pele do paciente. A Figura 43 mostra a imagem de três pedaços de filmes mostrando áreas escurecidas em função da exposição do paciente e a disposição espacial destes filmes durante o procedimento. Esta imagem mostra alguns valores de kerma no ar registrados neste procedimento que teve seu maior valor no pedaço utilizado na parte posterior da cabeça. As formas e tamanhos das áreas escurecidas são decorrentes dos diferentes tamanhos de campo, projeções e colimações utilizadas durante os procedimentos. Observa-se que o ponto de maior kerma no ar decorre da sobreposição de vários campos de radiação.

Nas embolizações avaliadas com filmes radiocrômicos, observa-se que em 10 procedimentos, os pontos de maior valor de kerma no ar foram na parte posterior da cabeça, enquanto que em 10 outros procedimentos o maior valor de kerma no ar foi no lado esquerdo e em 6 casos foi no lado direito. A Tabela 17 mostra os maiores valores de kerma no ar registrados de acordo com a posição do filme e o tipo de embolização que foi realizada.

Figura 43 – Imagens dos filmes irradiados em paciente submetido à embolização cerebral com o valor do kerma no ar registrado em alguns pontos

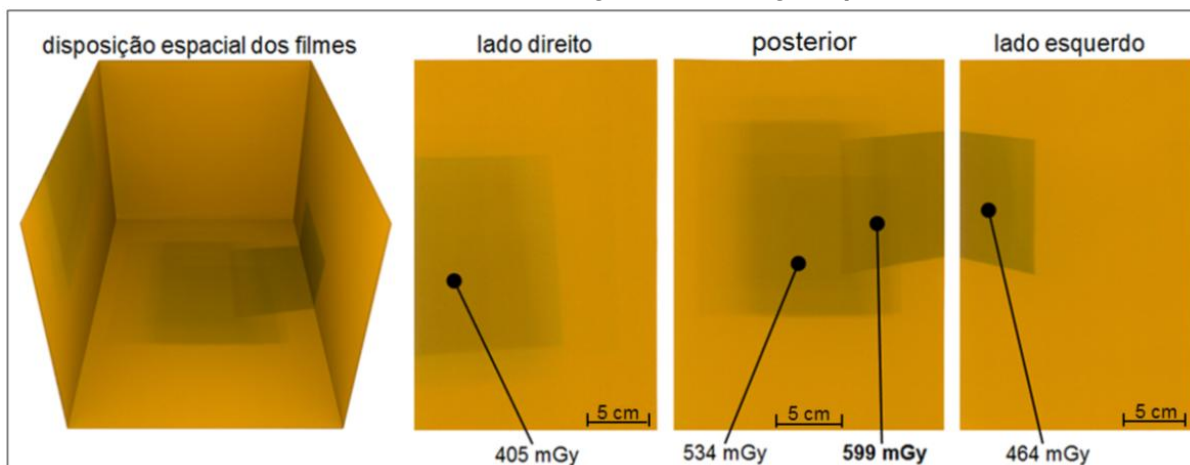


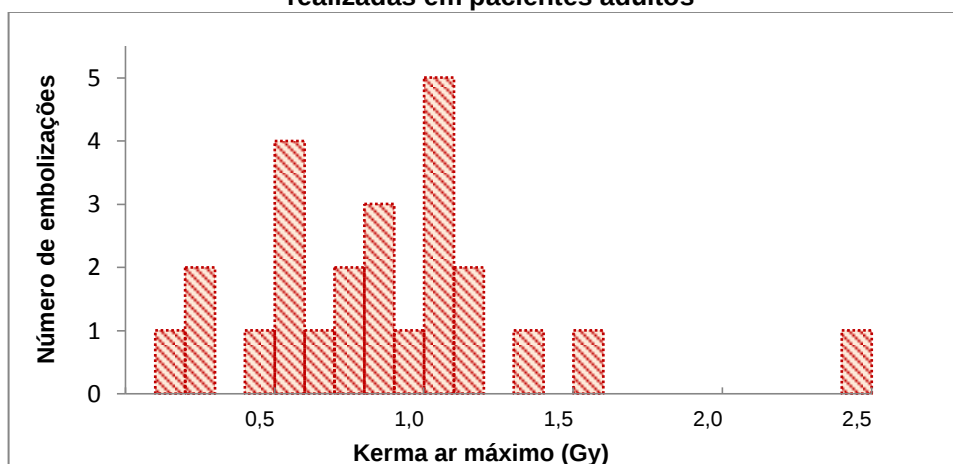
Tabela 17 – Kerma no ar máximo registrado nos filmes radiocrômicos em embolizações realizadas em pacientes adultos

Paciente	Embolização	Kerma no ar máximo (mGy)		
		LE	P	LD
1	Aneurisma	115	422	72
2	Aneurisma	-	516	-
3	Aneurisma	1338	998	179
4	Aneurisma	1064	222	-
5	Aneurisma	1500	1037	164
6	Aneurisma	186	236	719
7	Aneurisma	207	164	-
8	Aneurisma	207	165	58
9	Aneurisma	-	1062	-
10	Aneurisma	632	460	-
11	Aneurisma	-	516	544
12	Aneurisma	442	1114	-
13	Aneurisma	-	-	1154
14	Aneurisma	460	823	-
15	Aneurisma		381	1075
16	Aneurisma	161	50	-
17	Aneurisma	161	999	-
18	Malformação vascular	273	1024	143
19	Malformação vascular	58	599	887
20	Malformação vascular	1077	658	-
21	Malformação vascular	693	1506	460
22	Malformação vascular	2497	232	-
23	Tumor	464	599	405
24	Tumor	552	186	-
25	Tumor	-	280	725
26	Tumor	256	880	-

LE – Lado esquerdo; P – Posterior; LD – Lado direito

A Figura 44 mostra a distribuição do número de embolizações realizadas em função do máximo valor de kerma no ar registrado nos pacientes avaliados com filmes radiocrômicos. Observa-se que em um paciente que se submeteu a uma embolização de malformação vascular, o valor máximo foi de 2497 mGy, valor este que ultrapassou o limiar para a ocorrência de eritema na pele. Apesar da possibilidade de aparecimento de eritema, não foi observada esta reação pelo médico posteriormente em sua avaliação clínica, realizada após uma semana do procedimento. Um acompanhamento do paciente por mais tempo é recomendável.

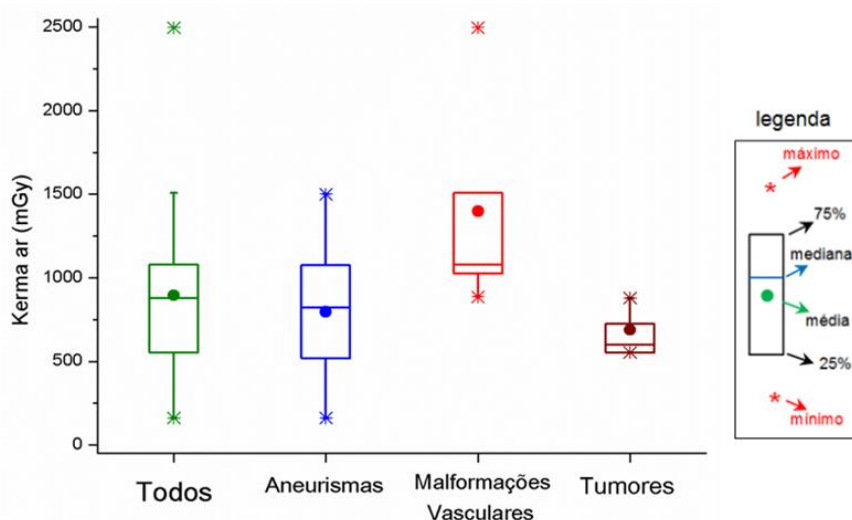
Figura 44 – Distribuição do kerma no ar máximo por número de embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos



A Figura 45 mostra a distribuição (apresentada em gráfico *box and whiskers*) dos valores máximos de kerma no ar registrados nos filmes radiocrômicos das embolizações avaliadas e por tipo de embolização realizada. As extremidades inferiores e superiores do retângulo representam o 1º e 3º quartil da distribuição de frequência de dados. A barra que corta o retângulo representa a mediana da distribuição e o valor médio é representado pelo círculo no interior do retângulo. Os valores mínimo e máximo são representados por asteriscos. Os pontos externos são pontos fora da distribuição (*outliers*) do conjunto de dados. A largura do retângulo não tem significado estatístico. Os valores médios do kerma no ar máximo registrados foram 796, 1398 e 689 mGy em embolizações de aneurismas, malformações vasculares e tumores, respectivamente, enquanto que os maiores valores registrados de kerma no ar máximo foram 1550, 2497 e 880 mGy, respectivamente. Em um trabalho amplo, com 356 procedimentos avaliados, Miller e colaboradores (2003b) registraram o pico de dose na pele através de um sistema

que faz o mapeamento computacional dos campos de irradiação na pele dos pacientes durante os procedimentos. Neste estudo foram obtidos 1880, 2038 e 2067 mGy para embolizações de aneurismas, malformações vasculares e tumores respectivamente, valores bem maiores daqueles encontrados em nosso estudo, apesar de nossa amostra reduzida. Rampado e Ropolo (2005) também utilizaram mapeamento computacional para determinar o pico de dose na pele encontrando um valor médio de 1330 mGy, apesar de sua amostra conter apenas cinco embolizações.

Figura 45 – Distribuição dos valores de kerma no ar máximos registrados nas embolizações cerebrais realizadas em pacientes adultos



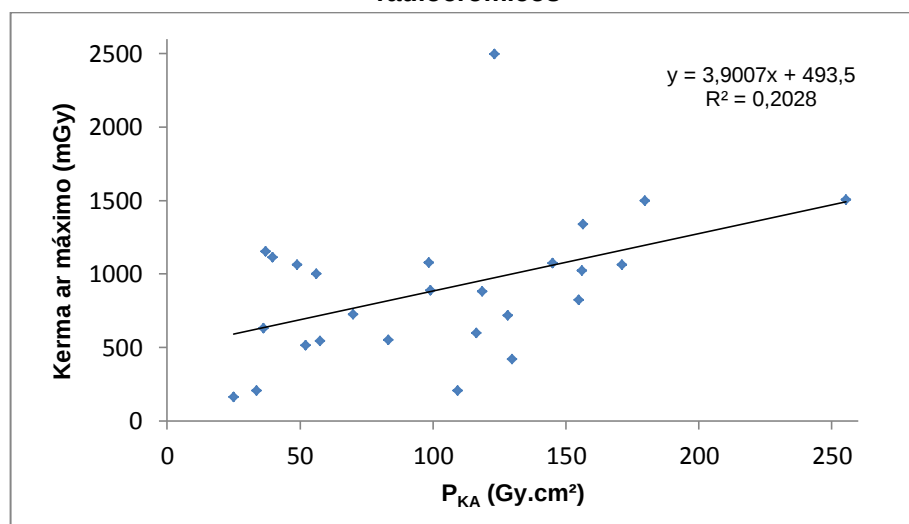
Em trabalho de D'Ercole e colaboradores (2007) foram utilizadas tiras de 10 x 35 cm de filme radiocrômico para cobrir a região occipital da cabeça de 21 pacientes que se submeteram a embolizações. Os valores obtidos de máximo kerma no ar nos filmes, juntamente com o P_{KA} foram usados para achar a correlação entre estas grandezas e extrapolados para outros 21 procedimentos. No total dos procedimentos foi obtida a média de 1,16 Gy para o kerma no ar máximo. Este trabalho não garante que o kerma no ar máximo tenha sido registrado, visto que a faixa de filme usada é estreita e não garante que o ponto de maior dose recebido pelo paciente esteja coberto pelo filme.

Outro trabalho cujo objetivo foi determinar o ponto de maior dose na cabeça dos pacientes foi desenvolvido por Suzuki e colaboradores (2008) no qual foram dispostos ao redor da cabeça 44 indicadores radiosensíveis. Eles encontraram uma média de $1,9 \pm 1,1$ Gy em 103 embolizações monitoradas. Apesar

do grande número de sensores, é muito difícil afirmar que o ponto de kerma no ar máximo foi registrado. Os campos de radiação nestes procedimentos podem ser tão pequenos, como em torno de 4 x 5 cm e os pontos de maior dose podem ser da superposição de pequenos campos, originando áreas menores ainda. De forma semelhante, Moritake e colaboradores (2008) utilizaram dosímetros fotoluminescentes em 47 pontos distintos da cabeça e pescoço de pacientes que se submeteram a embolizações cerebrais. Em 28 procedimentos monitorados, foi obtida uma média de $1,8 \pm 1,3$ Gy para os pontos de máximo kerma no ar, valores superiores aos deste estudo.

Neste trabalho procurou-se avaliar a correlação entre os valores de kerma no ar máximos obtidos nas 26 embolizações avaliadas com filmes radiocrômicos e o valor do P_{KA} . A Figura 46 mostra a baixa correlação entre o valor do kerma no ar máximo e o P_{KA} . Para verificar a influência do ponto extremo, correspondente ao valor de 2487 mGy, foi repetida a análise retirando-se este ponto e a correlação encontrada também foi baixa ($R^2 = 0,29$). Devido a esta baixa correlação entre o kerma no ar máximo e o valor do P_{KA} , não foram realizadas as extrapolações para os demais procedimentos em que não foram usados os filmes radiocrômicos com o intuito de obter o valor de kerma no ar máximo para os demais pacientes avaliados neste estudo.

Figura 46 – Kerma no ar máximo em função do P_{KA} nas embolizações avaliadas com filmes radiocrômicos

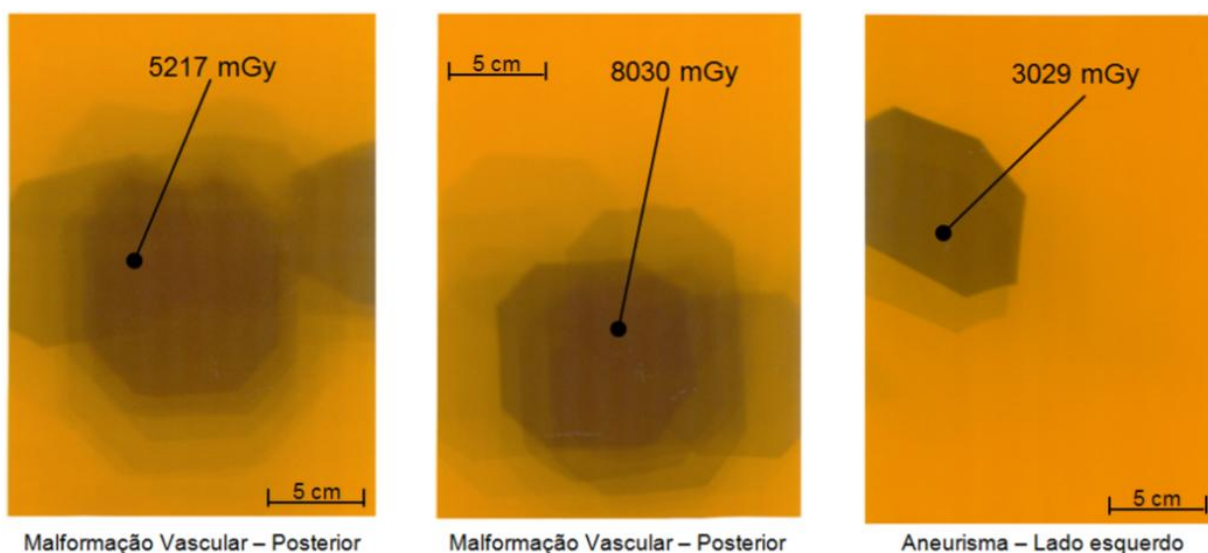


Resultado melhor foi encontrado por D'Ercole e colaboradores (2007) que obtiveram coeficiente de correlação entre o valor do kerma no ar máximo e o P_{KA} de

0,77. Em estudo de Silva (2011), usando o mesmo tipo de filme radiocrômico, também encontrou uma melhor correlação ($R^2 = 0,64$) entre o valor do kerma no ar máximo e o P_{KA} , em procedimentos de cardiologia intervencionista. Uma boa correlação destas grandezas depende de vários fatores, como a variabilidade de complexidades dos procedimentos, as variações de projeções e os tamanhos dos campos empregados. A correlação tende a ser melhor à medida que os procedimentos empreguem pouca variação de projeções e tamanhos de campo de radiação.

Durante o desenvolvimento deste trabalho foi possível acompanhar exames de neurorradiologia realizados em outra sala do setor de hemodinâmica do hospital, na qual se utiliza um equipamento Philips Allura dotado de intensificador de imagens de 40 cm de diâmetro. Foram avaliados três procedimentos de embolização realizados neste equipamento, nas quais foram coletados os valores do kerma no ar com filmes radiocrômicos ao redor da cabeça do paciente. A Figura 47 mostra a imagem dos filmes com as indicações dos maiores valores de kerma no ar medidos nestes procedimentos.

Figura 47 – Imagem dos filmes utilizados nas embolizações realizadas no equipamento Philips



Nota-se que as duas primeiras imagens mostram uma grande quantidade de campos de radiação empregados na realização de embolizações de malformações vasculares, indicando malformações de grande tamanho e complexidade. A terceira imagem mostra os campos de radiação no filme colocado

no lado esquerdo do paciente, no tratamento de um aneurisma. Observa-se que o campo é mais delimitado, mas com um valor de kerma no ar elevado, mostrando que o aneurisma foi tratado com poucas variações nas projeções, o que contribui para o aumento da dose em um dado ponto da pele e, portanto, o risco de ocorrência de efeitos determinísticos. Por outro lado, observa-se que o máximo valor medido de kerma no ar foi de 8030 mGy, cerca do triplo do encontrado com pacientes que realizaram o procedimento com o equipamento com detector plano.

É importante ressaltar que os testes de desempenho do equipamento de raios X com o intensificador de imagens foram realizados por Silva (2011) durante um estudo de dosimetria de procedimentos cardíacos e os resultados mostraram que o equipamento atende aos requisitos de desempenho da ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005). Apesar disso, não se dispõe de dados dos valores de taxa de kerma no ar na entrada do intensificador que permitam uma comparação com o valor na entrada do detector plano.

Sabe-se que a eficiência quântica de detecção (QDE – *quantum detection efficiency*) de um detector plano é superior à QDE de um intensificador de imagens. Entretanto, uma comparação entre os dois sistemas utilizados neste estudo, não permite concluir que o equipamento com intensificador requeira uma maior intensidade de radiação para a produção de imagem, do que o sistema com detector plano. A QDE descreve o quanto eficientemente o detector captura o feixe de raios X incidente, mas não considera a fração de fótons reemitida pelo detector, nem a eficiência de conversão de raios X em fótons de luz. Não podemos comparar os sistemas de detecção sem considerar as diferenças do controle automático de brilho dos dois equipamentos. O equipamento com detector plano introduz automaticamente filtros de cobre que modificam o espectro de radiação, obtendo-se energias efetivas mais altas, que resultam em imagens de menor contraste e doses reduzidas (LIN, 2007). Este processo é complexo e a redução de dose de um sistema ou outro é difícil de demonstrar.

Tsapaki e colaboradores (2004) identificaram uma redução de 30% no valor do P_{KA} em equipamento com detector plano quando comparado com sistemas com intensificadores de imagem, na realização de angiografias das artérias coronárias. No entanto, Chida e colaboradores (2009) realizaram um estudo com equipamentos de diferentes fabricantes (11 com detectores planos e 9 com intensificadores de imagem) e não encontraram diferenças significativas nas doses

tanto em fluoroscopia como em cinegrafia em ambos os sistemas. Por isso, é muito importante fazer uma avaliação profunda dos diferentes protocolos de aquisição de imagens oferecidos por cada fabricante, que não foi objeto deste estudo.

Como os valores do kerma no ar máximo ultrapassaram o limiar para a ocorrência de efeitos determinísticos, foi solicitado ao médico que efetuasse o acompanhamento clínico dos pacientes. Neste acompanhamento foi constatada a queda de cabelo de dois pacientes. A alopecia sofrida pelo paciente que teve kerma no ar máximo de 5217 mGy (primeira imagem na Figura 47) é mostrada na Figura 48. Este procedimento teve 52 séries de aquisições com um número de imagens de 1417 e um tempo de exposição de 48 min.

Figura 48 – Ocorrência de alopecia em paciente que se submeteu à embolização de malformação vascular cerebral com equipamento com intensificador de imagens



Relatos de efeitos determinísticos em pacientes têm sido reportados em vários trabalhos. Moritake e colaboradores (2008) descrevem a ocorrência de alopecia na região temporal direita e um leve eritema na parte superior da orelha em um paciente de 49 anos três semanas depois da realização de uma embolização de malformação vascular. Este procedimento teve um tempo de exposição de 46,6 min, um P_{KA} de 359 Gy.cm^2 e um kerma no ar estimado na região da lesão de 5370 mGy. Mooney e colaboradores (2000) relatam casos de alopecia e eritemas em três pacientes submetidos a séries de embolizações de malformações vasculares. Segundo os autores, a dose recebida por um dos pacientes foi estimada em 4,1 Gy em um único procedimento. Como estes pacientes possuíam malformações extensas, foram realizados vários procedimentos intercalados por até três semanas

resultando em doses totais acima de 15 Gy em dois pacientes (cinco intervenções cada um) e acima de 8 Gy no terceiro (com três intervenções). Isto mostra a necessidade de médicos realizarem um melhor planejamento em pacientes que necessitam de uma série de intervenções de forma a evitar a incidências do feixe na mesma região da pele.

4.1.2.3 Dose nos órgãos

Nos procedimentos avaliados neste estudo a maior parte das incidências do feixe primário de raios X ocorre na região posterior da cabeça; no entanto, muitas vezes o feixe incide diretamente nos olhos e na tireoide, seja pela projeção necessária para formar a imagem de uma lesão próxima do órgão sensível, seja pela aquisição rotacional. Por esta razão, foram usados dosímetros para estimar a dose nestes órgãos. Os resultados dos valores do kerma no ar na superfície de entrada da pele na região dos olhos e da tireoide em pacientes adultos, obtidos com os dosímetros termoluminescentes são mostrados na Tabela 18.

Tabela 18 – Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em procedimentos de angiografias e embolizações em pacientes adultos

Procedimento	Kerma no ar (mGy)			
	Olho Esquerdo	Olho Direito	Glabela	Tireoide
Angiografias Cerebrais (n = 37)				
Média $\pm S(\bar{X})$	46,3 $\pm$ 6,1	20,1 $\pm$ 3,6	7,04 $\pm$ 0,67	6,3 $\pm$ 2,1
(mínimo – máximo)	(0,0 - 209,5)	(1,6 - 90,9)	(1,7 - 22,1)	(0,0 - 79,5)
Embolizações em Malformações Vasculares (n = 5)				
Média $\pm S(\bar{X})$	119,7 $\pm$ 54,4	28,9 $\pm$ 5,0	14,2 $\pm$ 2,2	6,0 $\pm$ 1,5
(mínimo – máximo)	(10,0 - 321,6)	(12,2 - 41,4)	(9,1 - 19,3)	(2,2 - 10,5)
Embolizações em Aneurismas (n = 17)				
Média $\pm S(\bar{X})$	51,1 $\pm$ 10,9	49,9 $\pm$ 13,3	22,8 $\pm$ 7,4	10,8 $\pm$ 5,5
(mínimo – máximo)	(13,0 - 153,1)	(4,5 - 223,4)	(1,8 - 128,6)	(0,5 - 96,9)
Embolizações em Tumores (n = 4)				
Média $\pm S(\bar{X})$	78,0 $\pm$ 69,4	42,5 $\pm$ 28,2	27,5 $\pm$ 22,2	24,9 $\pm$ 14,2
(mínimo – máximo)	(0,0 - 285,7)	(3,1 - 124,9)	(1,5 - 93,8)	(7,3 - 67,0)

n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

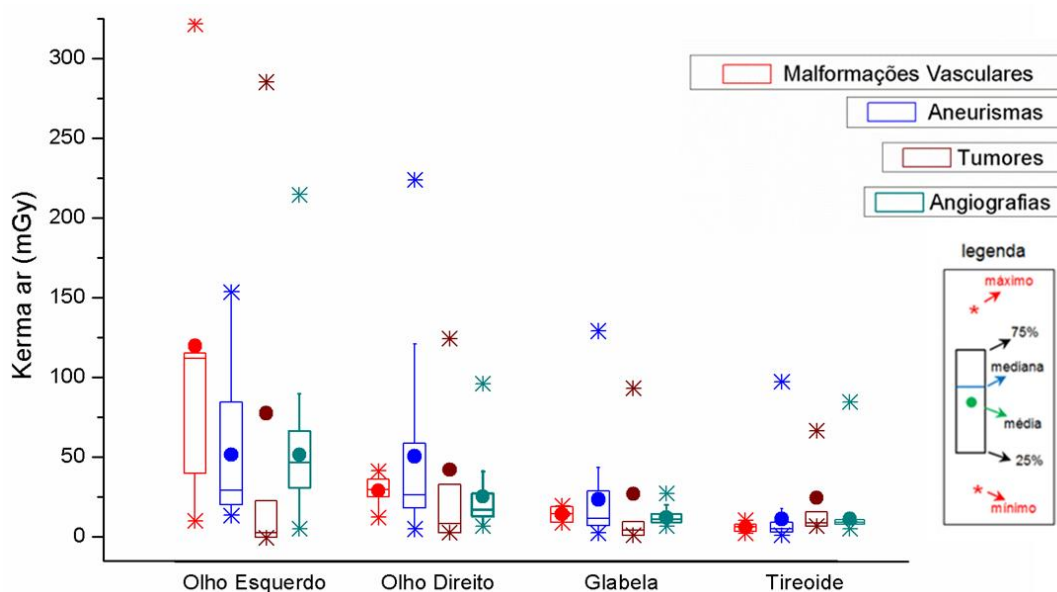
Observa-se que os valores médios do kerma no ar na região do olho esquerdo foram maiores nas embolizações de malformações vasculares do que em

aneurismas e tumores; no entanto, nos outros pontos avaliados, eles foram menores. Procedimentos mais longos e mais complexos, como as embolizações de malformações vasculares, geralmente tendem a apresentar um kerma no ar maior no paciente. No entanto, os valores de kerma no ar registrados aqui dependem muito das características espaciais e de posição da lesão que é tratada, ocasionando muitas vezes, por exemplo, que o feixe primário de raios X incida diretamente no olho. Isso acontece principalmente nas aquisições com projeção lateral em que a lesão se situa muito próxima do globo ocular. Para as angiografias cerebrais que investigam especificamente certa lesão, isso também pode acontecer. O valor máximo de kerma no ar registrado nas angiografias avaliadas foi na região do olho esquerdo do paciente já relatado e que teve valores de P_{KA} extremos neste estudo e cujos parâmetros estão na Tabela 14. Este paciente teve no exame realizado, 41% das aquisições na projeção lateral do lado esquerdo, o que resultou um kerma no ar de 209,5 mGy na região do olho esquerdo. Duas semanas depois de realizar esta angiografia, o paciente se submeteu à embolização que resultou em 78% das aquisições realizadas na projeção lateral do lado esquerdo, porém o kerma no ar na superfície da pele neste segundo procedimento não foi medido.

Assumimos neste estudo, que o valor do kerma no ar registrado na superfície da pele na região lateral do olho representa uma estimativa da dose absorvida por este olho. Desta forma a dose média absorvida pelos olhos foi de 34,1 mGy para pacientes que se submeteram a angiografias cerebrais e 56,6 mGy para os que realizaram embolizações cerebrais. No entanto, foram observados valores extremos de dose absorvida de 210 e 322 mGy, que ocorreram em angiografias e embolizações cerebrais, respectivamente. É importante ressaltar que o cristalino é um órgão radiossensível podendo ocorrer catarata devido aos efeitos da radiação neste órgão. Na recomendação da ICRP (2007) foi considerado um limiar de dose de indução para a ocorrência de catarata em 1% da população exposta como sendo de 1,5 Gy. Entretanto estudos recentes têm mostrado que, devido às reações teciduais do cristalino, existem evidências de ocorrência das lesões com doses mais baixas do que antes era considerado, com a manifestação destas reações de acordo com a sensibilidade do indivíduo e em 2011 a ICRP baixou o limiar da dose para ocorrência de catarata para 0,5 Gy (ICRP, 2011). Desta forma, as doses absorvidas pelos olhos nos pacientes avaliados neste trabalho são altas o suficiente para provocar reações teciduais, especialmente nos indivíduos mais sensíveis.

A Figura 49 mostra a grande variabilidade dos valores de kerma no ar na região dos olhos e tireoide nos procedimentos avaliados com dosímetros. Observa-se que o maior valor médio e o máximo valor ocorreram na região do olho esquerdo em embolizações de malformações vasculares. Os maiores valores na região do olho esquerdo se justificam pela incidência maior na projeção lateral esquerda, prática adotada pela maioria dos médicos devido ao seu posicionamento do lado direito do paciente. Os maiores valores em embolizações vasculares se justificam pelo fato de serem procedimentos mais longos e com maiores aquisições de imagens como já demonstrado.

Figura 49 – Distribuição do kerma no ar na superfície da pele da região dos olhos e tireoide em pacientes adultos submetidos às angiografias e embolizações cerebrais

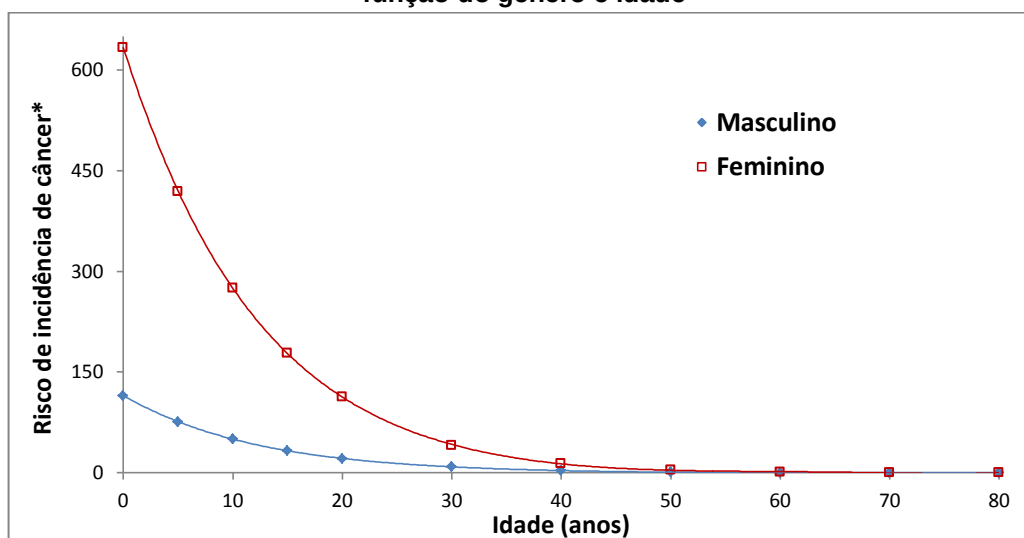


Dispersões maiores foram encontradas por Moritake e colaboradores (2008) em estudo de 28 embolizações com dosímetros fotoluminescentes, que encontraram faixas de 7 a 2079 mGy na região do olho direito (média de 380 mGy), faixa de 5 a 913 mGy na região do olho esquerdo (média de 79 mGy) e de 3 a 143 mGy na região da testa (média de 33 mGy). O valor médio do kerma no ar na região da testa se aproxima do nosso estudo, mas, no entanto difere na região dos olhos pelo fato de que nas aquisições laterais, no estudo deles, o posicionamento do tubo de raios X era do lado direito, justificando os maiores valores de kerma no ar deste lado. Valores semelhantes de kerma no ar na região dos olhos foram obtidos por Mooney e Flynn (2006) em estudos com dois tipos de equipamentos, que obtiveram

valores de kerma no ar entre 40 e 70 mGy utilizando dosímetros termoluminescentes.

O risco de incidência de câncer na tireoide foi calculado usando os coeficientes de riscos publicados no relatório BEIR-VII - *Biological Effects of Ionizing Radiation* (NRC, 2006) que representam o número de casos de incidência de câncer por 100.000 pessoas expostas a uma única dose absorvida de 100 mGy. A Figura 50 mostra os coeficientes de riscos para a tireoide em função da idade para os dois gêneros, indicando que o risco radiológico para incidência de câncer na tireoide diminui com a idade e é maior em mulheres jovens do que em homens da mesma idade.

Figura 50 – Riscos de incidência de câncer na tireoide para pessoas expostas a 100 mGy em função do gênero e idade



* incidência de câncer por 100.000 pessoas expostas; Fonte: NRC, 2006.

A dose absorvida medida pelo dosímetro termoluminescente na pele em cima da tireoide foi considerada como valor que representa a dose absorvida na própria glândula. Conforme mostra a Tabela 19, a dose absorvida média na tireoide dos adultos foi 7,1 mGy para as angiografias cerebrais e 12,0 mGy para as embolizações. Usando os coeficientes de riscos da Figura 50, os riscos de incidência de câncer na tireoide foram calculados com as doses absorvidas médias e são mostrados na Tabela 19. O risco médio é de 0,75 e 1,31 casos por 100.000 pessoas para os pacientes que se submeteram a angiografias e embolizações cerebrais respectivamente. Estes riscos são muito baixos quando se considera o

benefício proporcionado pelo procedimento que, às vezes, é extremamente necessário para salvar a vida do paciente.

Tabela 19 – Valores mínimos, médios e máximos das doses absorvidas e o risco de incidência de câncer na tireoide em pacientes adultos que se submeteram a angiografias e embolizações cerebrais

	Dose Absorvida (mGy)		Risco de incidência de câncer na tireoide*	
	Angiografias	Embolizações	Angiografias	Embolizações
Média $\pm S(\bar{X})$	7,1 $\pm$ 1,8	12,0 $\pm$ 4,2	0,75 $\pm$ 0,17	1,31 $\pm$ 0,51
(mínimo – máximo)	(0,0 - 79,5)	(0,5 - 96,9)	(0,0 - 5,5)	(0,0 - 12,8)

*para cada 100.000 pessoas expostas; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

4.1.3 Pacientes Pediátricos

A Tabela 20 mostra os valores médios, mínimos e máximos dos parâmetros de irradiação das angiografias cerebrais realizadas em pacientes pediátricos. Estes parâmetros estão na mesma ordem de grandeza dos parâmetros obtidos nos procedimentos adultos. O número de sequências e imagens e o tempo de exposição são mostrados também na Tabela 20. O tempo médio de exposição nas angiografias em pacientes pediátricos foi de 6,7 minutos com uma variação de 3,4 a 10,5 minutos, valores inferiores às angiografias em pacientes adultos deste estudo. Das 13 angiografias realizadas, em apenas duas angiografias houve aquisição rotacional 3D. O número de imagens nas angiografias pediátricas deste estudo é 38% menor do que o obtido por Swoboda e colaboradores (2005) em estudo com 76 angiografias em pacientes de 1 a 17 anos.

Os procedimentos pediátricos são de pouca frequência no hospital em que se realizou este estudo. Por isso, só foi possível avaliar dois tratamentos cerebrais realizados, cujos números de sequência e imagens e o tempo de exposição estão na Tabela 21. A embolização de aneurisma, realizada em uma criança de quatro anos, teve número de sequências e imagens dentro da faixa obtida nas angiografias em adultos. A outra embolização, que foi realizada em uma criança de cinco anos com uma malformação facial na geniana, teve o tratamento com acesso percutâneo não vascular, atípico e com um número reduzido de sequências e imagens adquiridas.

Tabela 20 – Parâmetros de irradiação e de aquisição em angiografias cerebrais em pacientes pediátricos

Modo de exposição	Parâmetros de Irradiação			Parâmetros de Aquisição		
	Potencial do tubo (kV)	Corrente (mA)	Largura do pulso (ms)	Séries	Número de imagens	Tempo de exposição (min)*
DSA (n = 11)						
Mínimo	63	150	39	8	150	3,4
Média	73	285	82	10,8	246	6,2
Máximo	88	800	100	15	398	10,4
DSA + 3D (n = 2)						
Mínimo	74	156	5		517	8,9
Média	64	281	69	10	531	9,7
Máximo	83	803	100		535	10,4

* incluindo tempo de fluoroscopia; DSA – angiografia de subtração digital; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional; n – número de procedimentos

Tabela 21 – Número de sequências e imagens e o tempo de exposição nas embolizações realizadas em pacientes pediátricos

Paciente	Tipo de embolização	Sequências	Número de imagens	Tempo de exposição (min)*
1	Aneurisma	16	274	19,0
2	Malformação	5	85	1,5

A Tabela 22 mostra os valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e do $K_{a,r}$ obtidos nas angiografias cerebrais realizadas em pacientes pediátricos, de acordo com o modo de exposição e no procedimento completo. O valor médio do P_{KA} nas crianças é menor do que o valor médio do P_{KA} obtido nos pacientes adultos deste estudo, como é esperado, visto que a estrutura física (e de atenuação) é menor em crianças; no entanto, a dispersão do P_{KA} em pacientes pediátricos é semelhante à dispersão em adultos. Para as duas embolizações pediátricas realizadas, os valores do P_{KA} foram 27,5 e 11,1 Gy.cm². Existem poucos trabalhos na literatura em neurorradiologia pediátrica e não foi possível encontrar dados de P_{KA} e $K_{a,r}$ para a comparação com os dados deste estudo.

Em alguns procedimentos pediátricos foram medidos os valores do kerma no ar na região dos olhos e da tireoide com dosímetros termoluminescentes, cujos resultados são mostrados na Tabela 23. O valor médio do kerma no ar nas angiografias em pacientes pediátricos foi menor do que os de pacientes adultos; no entanto, não são negligenciáveis devido às reações teciduais do cristalino que, dependendo da sensibilidade individual da criança irradiada, os efeitos podem manifestar-se mesmo com doses absorvidas baixas (ICRP 2011), além do que,

existe certo potencial para o desenvolvimento tardio de efeitos estocásticos, visto que crianças podem ser até 10 vezes mais radiosensíveis que adultos (SWOBODA, et al 2005).

Tabela 22 – Valores médios, mínimos e máximos do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de exposição e no procedimento completo de angiografias cerebrais realizadas em pacientes pediátricos

		P_{KA} (Gy.cm²)	$K_{a,r}$ (mGy)
		Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)
Modo de exposição	Fluoroscopia (n = 13)	3,71 $\pm$ 0,57 (1,3 – 7,5)	33,5 $\pm$ 4,7 (11,9 – 56,0)
	DSA (n = 11)	47,1 $\pm$ 6,6 (16,7 – 81,4)	478 $\pm$ 53 (183 – 741)
	DSA + 3D (n = 2)	64,8 $\pm$ 13,0 (51,9 – 77,9)	626 $\pm$ 39 (490 – 562)
Procedimento Completo (n = 13)		53,6 $\pm$ 6,1 (18,8 – 88,3)	519 $\pm$ 54 (203 – 796)

DSA – angiografia de subtração digital; 3D - série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional;
n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

Tabela 23 – Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em procedimentos de angiografias em pacientes pediátricos (n = 6)

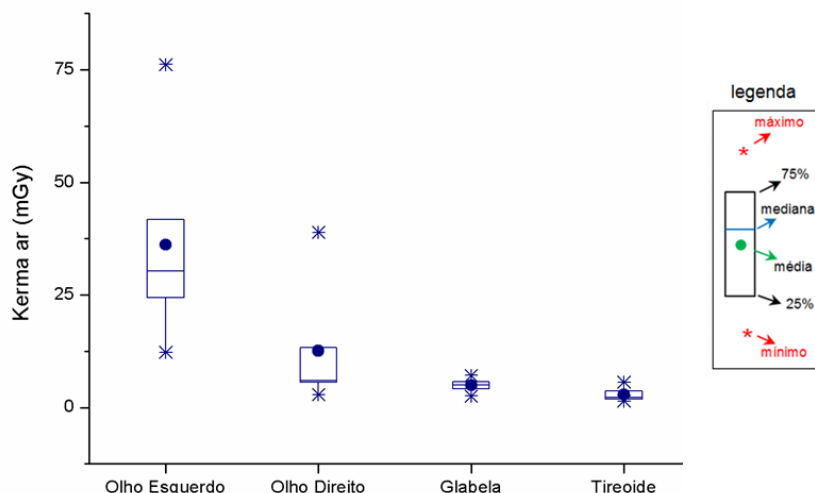
Local	Kerma no ar (mGy)
	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)
Olho Esquerdo	36,2 $\pm$ 8,9 (12,2 – 76,2)
Olho Direito	12,6 $\pm$ 5,5 (2,8 – 38,9)
Glabela	4,96 $\pm$ 0,63 (2,5 – 7,1)
Tireoide	2,89 $\pm$ 0,63 (1,4 – 5,6)

n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

Considerando a possibilidade de que estes procedimentos pediátricos tivessem sido realizados sem o uso da grade antiespalhamento, os valores de kerma no ar apresentados na Tabela 23 seriam reduzidos por um fator de aproximadamente 3,5. O valor de máximo do kerma no ar registrado no olho esquerdo, de 76,2 mGy, poderia ser reduzido para 21,8 mGy, representando um risco bem menor da ocorrência de opacidades no cristalino. Este fator foi obtido em teste do equipamento com a retirada da grade antiespalhamento, recomendado para procedimentos pediátricos e descrito no APÊNDICE A.

A Figura 51 mostra a distribuição do kerma no ar na região dos olhos e tireoide de pacientes pediátricos que realizaram angiografias cerebrais. Existe uma considerável dispersão no valor do kerma no ar principalmente na região dos olhos. Dispersões maiores dos valores de kerma no ar obtidos em pacientes pediátricos foram encontradas por Glennie e colaboradores (2008), que avaliaram 24 angiografias cerebrais utilizando dosímetros MOSFET em equipamento biplanar. Em cada paciente foram colocados dosímetros em 5 pontos radiosensíveis da cabeça e a média dos maiores valores de kerma no ar estimados foram de 150 mGy no plano frontal do equipamento e 102 mGy no plano lateral. Segundo Glennie, estas doses altas resultaram do grande número de aquisições de subtração digital usados em diferentes níveis de ampliações e do alto tempo de exposição empregados. Os maiores valores registrados foram em dosímetros que ficaram mais próximos do tubo de raios X no momento dos exames.

Figura 51 – Distribuição do kerma no ar na região dos olhos e tireoide em pacientes pediátricos submetidos a angiografias cerebrais



O risco de incidência de câncer na tireoide foi calculado para os pacientes pediátricos que tiveram o kerma no ar medido seguindo os mesmos critérios já descritos para pacientes adultos. A dose absorvida média da tireoide foi de 2,9 mGy em crianças que realizaram angiografias cerebrais. O risco médio de incidência de câncer na tireoide em pacientes pediátricos foi de 6,7 casos para cada 100.000 pessoas expostas nos pacientes que se submeteram às angiografias cerebrais. Este valor é 10 vezes superior ao risco dos pacientes adultos; no entanto o risco se

justifica pelo benefício do diagnóstico que possibilita o adequado tratamento de anomalias vasculares, que poderiam resultar em um acidente vascular no futuro.

4.2 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

O hospital em que foi realizado este estudo é um hospital-escola em que muitos médicos realizam a sua residência. Os procedimentos de angiografias cerebrais monitorados foram realizados predominantemente por três médicos residentes, acompanhados e monitorados por dois médicos experientes. As embolizações cerebrais foram na sua grande maioria executados pelos médicos experientes, com os médicos em treinamento atuando como médicos auxiliares. Os valores de dose equivalente (H_T) em várias regiões do corpo dos médicos estão apresentados na Tabela 24, onde são mostrados os valores mínimos, médios e máximos referentes a 31 procedimentos de angiografias cerebrais e 21 procedimentos de embolizações nos quais os médicos foram monitorados.

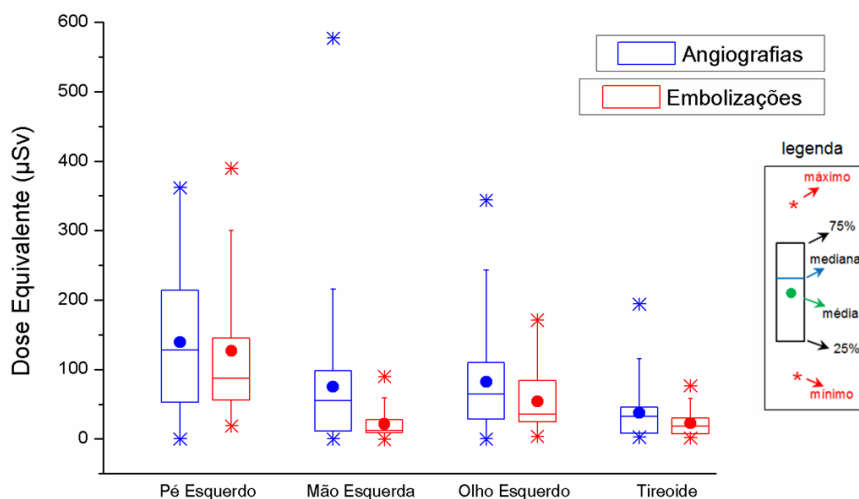
Tabela 24 – Valores médios, mínimos e máximos da dose equivalente (H_T) em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais

Região	Dose Equivalente (μSv)	
	Angiografias (n = 31)	Embolizações (n = 21)
	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)	Média $\pm S(\bar{X})$ (mínimo – máximo)
Pé Direito	106,6 $\pm$ 13,1 (3,7 – 328,1)	79,2 $\pm$ 15,0 (15,2 – 305,1)
Pé Esquerdo	143,9 $\pm$ 17,3 (1,7 – 362,2)	128,5 $\pm$ 22,0 (21,6 – 392,6)
Mão Direita	33,5 $\pm$ 5,8 (0,0 – 147,0)	22,7 $\pm$ 8,3 (1,2 – 172,5)
Mão Esquerda	80,2 $\pm$ 19,7 (2,1 – 577,3)	23,0 $\pm$ 4,7 (1,0 – 91,2)
Olho Direito	23,2 $\pm$ 7,8 (0,0 – 234,0)	13,9 $\pm$ 3,0 (0,0 – 55,5)
Glabela	53,8 $\pm$ 8,3 (3,1 – 221,2)	49,0 $\pm$ 6,7 (18,9 – 118,4)
Olho Esquerdo	82,1 $\pm$ 14,8 (0,0 – 344,0)	55,4 $\pm$ 9,6 (5,1 – 172,6)
Tórax (sob o avental)	1,57 $\pm$ 0,57 (0,0 – 11,9)	3,5 $\pm$ 1,1 (0,0 – 15,8)
Tireoide (sobre o protetor)	37,4 $\pm$ 7,0 (2,4 – 194,0)	24,1 $\pm$ 4,6 (3,2 – 77,9)

n – número de procedimentos; $S(\bar{X})$ – desvio padrão da média

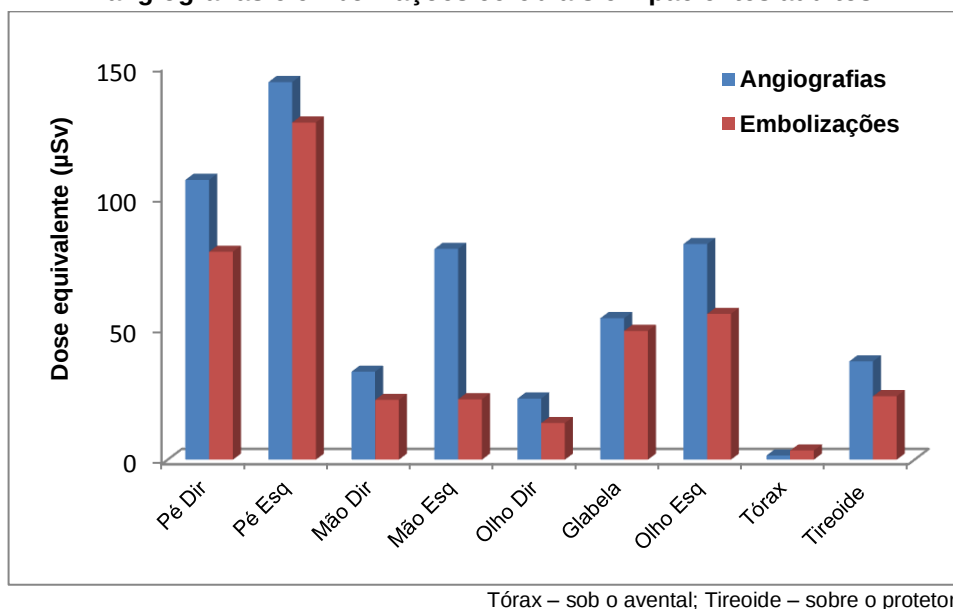
A Figura 52 mostra a distribuição dos valores das doses equivalentes no pé, mão e olho esquerdo e na tireoide dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais. Observa-se que muitos dos valores máximos são valores extremos e fora da distribuição do conjunto de dados (*outliers*).

Figura 52 – Distribuição da dose equivalente em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais



A Figura 53 mostra a comparação da dose equivalente média em médicos que realizaram angiografias com os que realizaram embolizações em pacientes adultos. Percebe-se que os valores médios da dose equivalente nas angiografias foram maiores do que nas embolizações em todas as regiões do corpo dos médicos avaliadas, com exceção do tórax, ponto avaliado sob o avental. Este comportamento parece ser estranho visto que os tempos dos procedimentos de embolizações são maiores e consequentemente a exposição medida nas mesmas condições. No entanto, é preciso ressaltar que os médicos que realizaram a maioria das angiografias são médicos residentes e que durante os procedimentos de embolizações o médico principal divide a tarefa do procedimento com o médico auxiliar. De fato, no começo do procedimento geralmente o médico auxiliar insere o cateter no paciente e o deixa posicionado para o médico principal prosseguir o trabalho. Portanto, nos procedimentos de embolização, o tempo de exposição à radiação na posição mais próxima ao paciente é dividido entre os dois médicos.

Figura 53 – Valores médios da dose equivalente em várias regiões dos médicos que realizaram angiografias e embolizações cerebrais em pacientes adultos



Tórax – sob o avental; Tireoide – sobre o protetor

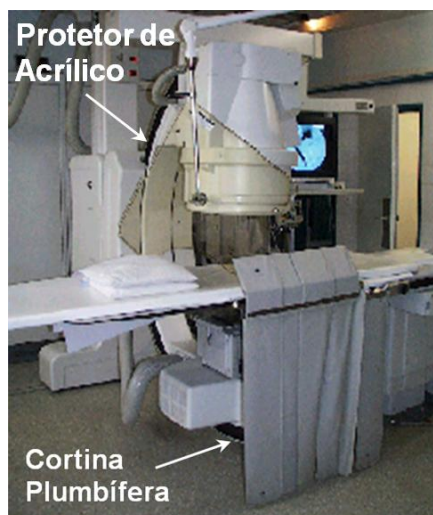
Os pés, mãos e olhos do lado esquerdo tiveram uma dose equivalente maior do que os mesmos do lado direito nos dois tipos de procedimentos. Isto acontece devido ao posicionamento do médico do lado direito do paciente e com o tubo de raios X à sua esquerda.

O equipamento utilizado neste estudo não possui barreiras de proteção como a cortina plumbífera, situada na borda da mesa do paciente e o protetor de acrílico plumbífero, suspenso no teto, que tem o objetivo de atenuar a radiação espalhada na região de trabalho do médico. Os altos valores de dose equivalente na região dos pés são devido à ausência da cortina de chumbo conforme mostrado na Figura 54. O uso deste dispositivo de proteção reduz a dose equivalente nos médicos em cerca de 90%, conforme medidas realizadas no local. A Figura 54 também mostra o protetor de acrílico plumbífero que deve ser interposto entre o paciente e o médico para bloquear a radiação espalhada na região dos olhos do médico. Os médicos avaliados neste estudo não tinham o hábito do uso de óculos plumbíferos, por isso é extremamente importante a conscientização dos médicos da necessidade do uso destes protetores.

A Figura 55 mostra a comparação da dose equivalente média em médicos que realizaram angiografias em pacientes adultos com os que realizaram em pacientes pediátricos. Os valores médios da dose equivalente foram menores nos médicos que realizaram procedimentos pediátricos em todas as regiões do corpo do

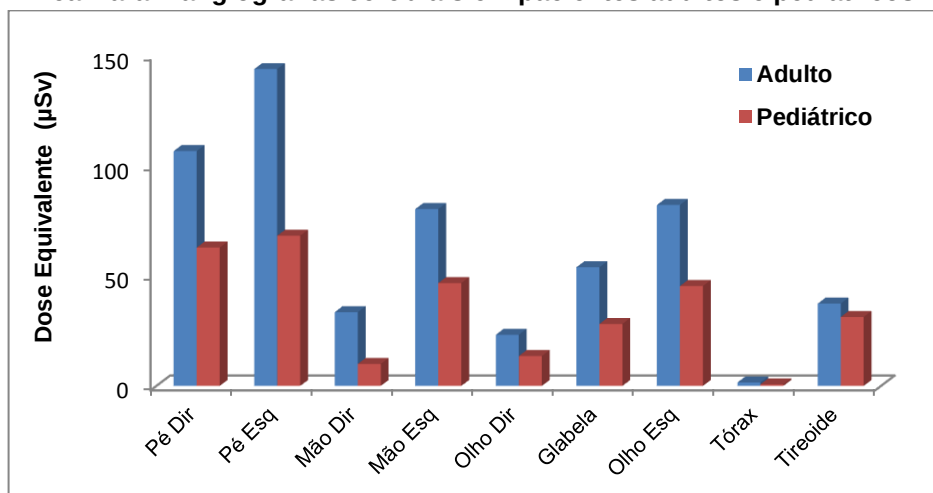
médico avaliadas, fato já esperado, visto que estes procedimentos tiveram tempos de exposições menores, além do corpo dos pacientes serem menor do que os adultos e, portanto, é menor a radiação espalhada pelo paciente, que é a principal fonte de radiação para o médico.

Figura 54 – Protetor de acrílico e cortina de proteção na lateral da mesa do paciente



Adaptado de SILVA, 2011

Figura 55 – Valores médios da dose equivalente em várias regiões do corpo dos médicos que realizaram angiografias cerebrais em pacientes adultos e pediátricos

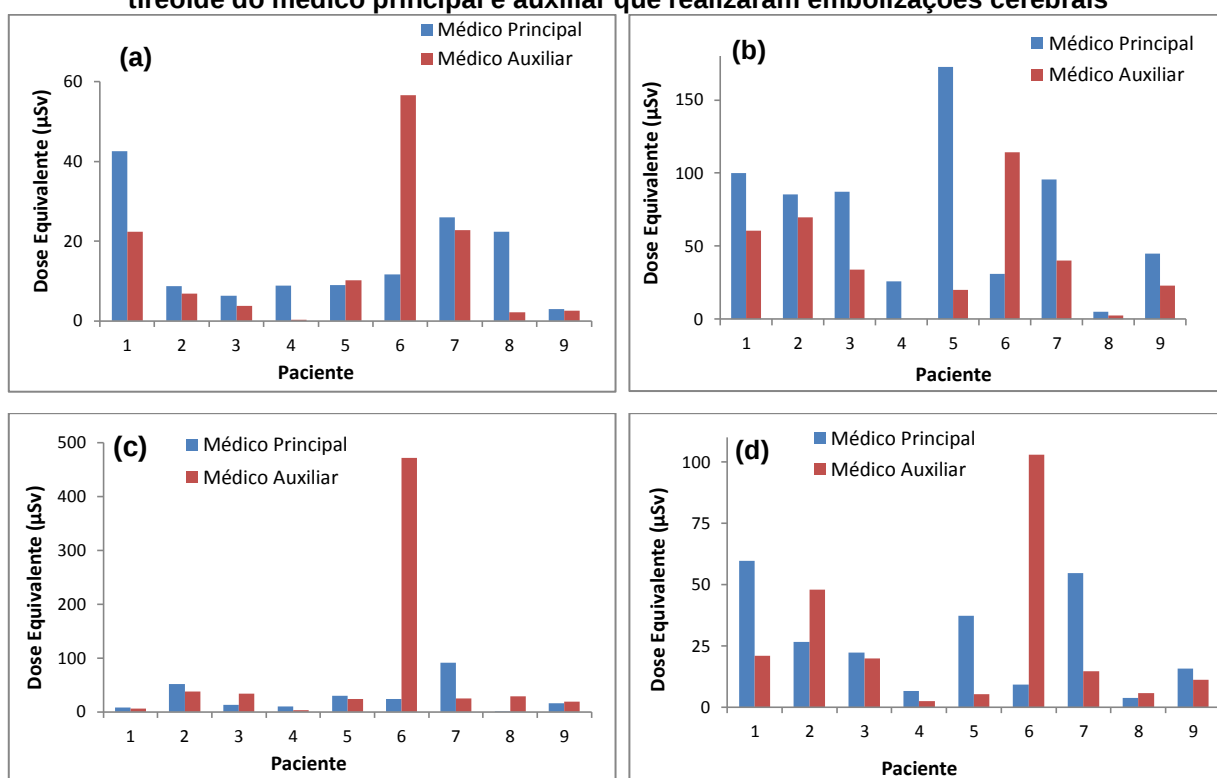


Tórax – sob o avental; Tireoide – sobre o protetor

Em alguns procedimentos de embolizações o médico principal e o auxiliar foram monitorados simultaneamente. A Figura 56 mostra a dose equivalente no olho direito (a), olho esquerdo (b), mão esquerda (c) e tireoide (d) do médico principal e auxiliar registrados durante a realização de nove embolizações cerebrais. A distribuição dos pacientes está em ordem decrescente do kerma no ar máximo

registrado. Observa-se que os procedimentos em que os pacientes registraram o kerma no ar máximo maior não são necessariamente os procedimentos responsáveis pela maior dose equivalente nos médicos. Para a maioria dos procedimentos, a dose equivalente no médico principal é maior do que no médico auxiliar nas regiões avaliadas. No entanto, chama a atenção o resultado encontrado com o procedimento do paciente de número 6 em que a dose equivalente do médico auxiliar é superior à do médico principal.

Figura 56 – Dose equivalente no (a) olho direito, (b) olho esquerdo, (c) mão esquerda e (d) tireoide do médico principal e auxiliar que realizaram embolizações cerebrais



Este comportamento pode ser explicado com o posicionamento do médico auxiliar em uma área com maior nível de radiação ao redor do paciente ou se houve uma contribuição maior do médico auxiliar para a realização do procedimento.

A Tabela 25 mostra os resultados de alguns trabalhos na literatura que apresentam a dose equivalente medida em alguns pontos do corpo do médico em comparação com os dados deste trabalho. Muitos dos trabalhos referenciados não fazem menção às barreiras de proteção nos equipamentos, fatores fundamentais

para proteção dos médicos e redução da dose equivalente, principalmente nas extremidades.

Tabela 25 – Dose equivalente média em várias regiões do médico em procedimentos de neurorradiologia na literatura e neste trabalho

Estudo	Dose equivalente (μSv)								
	Pés		Mãos		Olhos		Glabela	Tórax	Tireoide
	Direito	Esquerdo	Direita	Esquerda	Direito	Esquerdo			
Kicken et al (1999a) ^a	51 ^d	98 ^d	26 ^d	55 ^d	-	-	10 ^d	17 ^{c,d}	15 ^d
	11 ^e	22 ^e	32 ^e	155 ^e	-	-	29 ^e	-	82 ^e
kemerink et al (2002) ^{b, e}	194	379	43	71	-	-	79	-	-
Bor et al (2005) ^g	80	43	53	103	114		-	32	45
Moritake et al (2008) ^b	-	-	50	240	28	254	-	9	72 ^c
Este trabalho ^f	107 ^a	144 ^a	33 ^a	80 ^a	23 ^a	82 ^a	54 ^a	2 ^a	37 ^{a,c}
	79 ^b	128 ^b	23 ^b	23 ^b	14 ^b	55 ^b	49 ^b	3 ^b	24 ^{b,c}

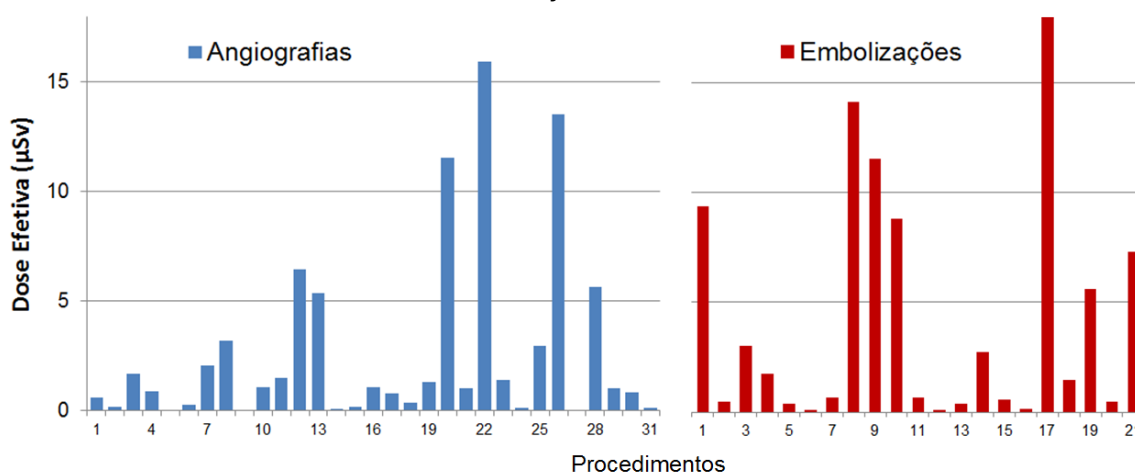
(a) angiografias cerebrais; (b) embolizações cerebrais; (c) medido sobre o avental/protetor; (d) tubo abaixo da mesa; (e) tubo acima da mesa; (f) sem barreiras de proteção; (g) com barreiras de proteção

Apesar de este trabalho apresentar dados colhidos em procedimentos que não usavam barreiras de proteção, os valores de dose equivalente para as mãos estão na mesma ordem de grandeza de outros trabalhos em que existiam barreiras de proteção (BOR et al, 2005). Theodorakou e Horrocks (2003) em seu trabalho relatam que apesar do equipamento possuir barreiras de proteção acima da mesa, elas raramente eram usadas pelos neurorradiologistas, contribuindo assim para as doses altas no nível dos olhos. A proximidade do tubo de raios X é fator determinante para os níveis de dose equivalente no médico na região dos pés e mãos. No trabalho de Kicken e colaboradores (1999a) a dose equivalente em pés e mãos foram medidas nas duas posições de uso do tubo de raios X. Os valores de dose equivalente são maiores nos pés do que nas mãos quando o tubo se situa embaixo da mesa e ao contrário quando a posição do tubo é acima da mesa. Apesar disso, é recomendado o uso do tubo de raios X abaixo da mesa por reduzir a dose nos olhos do médico e do paciente. No estudo de Bor e colaboradores (2005), as doses equivalentes na região dos pés são menores que as encontradas neste trabalho, resultado provável do uso de barreira de proteção. A dose equivalente no olho direito neste trabalho é menor por um fator de 2 e o olho esquerdo é menor por

um fator de quase 5 em relação ao estudo de Moritake e colaboradores, que não informam sobre barreiras de proteção para os trabalhadores. A ICRP reporta novos dados sobre a radiosensibilidade do cristalino, apontando para um limiar de dose-efeito de menos de 1 Gy além das evidências recentes de ocorrência das lesões com doses mais baixas do que antes era considerado (ICRP, 2011). Daí a importância de se monitorar as doses recebidas pelo cristalino por ser um órgão sensível à radiação, visto que um médico com uma grande carga de trabalho pode atingir em alguns anos o limiar para a ocorrência do dano.

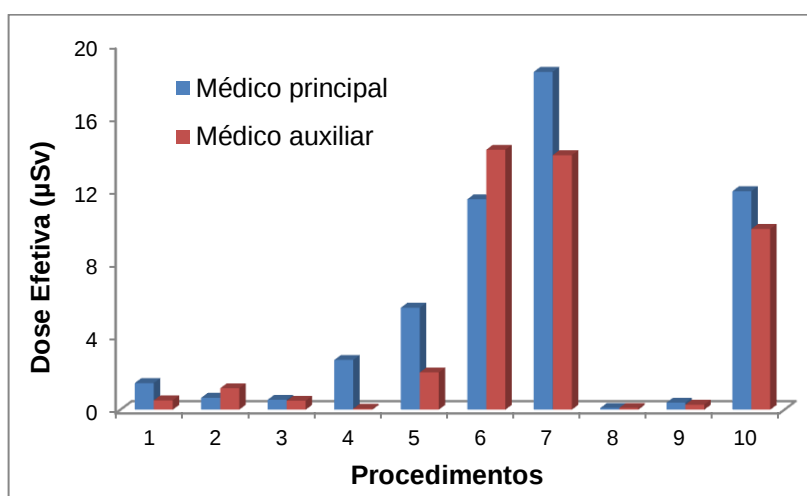
A dose efetiva recebida pelos médicos foi calculada utilizando-se o algoritmo de Nilklason e os resultados obtidos para os procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais estão apresentados na Figura 57. A dose efetiva média em angiografias foi de 2,6 μSv e em embolizações foi de 4,2 μSv . Os maiores valores de dose efetiva registrados foram de 16 μSv para angiografias e 18,5 μSv para embolizações. Valores na mesma ordem de grandeza foram obtidos no trabalho de Kicken e colaboradores (1999b), em angiografias cerebrais, com valor médio de dose efetiva de 1,3 μSv , obtidos com base em fatores de conversão entre dose órgão e o kerma no ar medido na superfície da pele na região do órgão. Valores maiores foram encontrados por Bor e colaboradores (2005), que obtiveram uma dose efetiva média de 32 μSv , utilizando medidas realizadas com dois dosímetros em método semelhante ao deste trabalho.

Figura 57 – Dose efetiva dos médicos que realizaram procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais



A Figura 58 mostra a dose efetiva no médico principal e auxiliar em 10 embolizações cerebrais nas quais os dois profissionais foram avaliados simultaneamente. Os procedimentos são apresentados em ordem decrescente do kerma no ar máximo registrados no paciente com filmes radiocrômicos. Os procedimentos de números 1 e 2 foram de embolizações de malformações vasculares, enquanto os demais foram de embolizações de aneurismas. Nota-se que os procedimentos que apresentaram maior kerma no ar máximo nos pacientes não são necessariamente os responsáveis pela maior dose efetiva no médico. Muitos são os fatores responsáveis pelas doses efetivas no médico durante o procedimento. Além de um tempo longo do procedimento, o posicionamento do médico ao redor do paciente, principalmente no momento das aquisições com subtração digital, é fundamental para que o médico receba uma maior ou menor dose. Em oito dos procedimentos avaliados, o médico principal teve uma dose efetiva maior do que o médico auxiliar, como é de se esperar. No entanto, nos procedimentos 2 e 6 o médico auxiliar teve registrada uma dose efetiva maior. Isto se deve ao posicionamento do médico auxiliar ou a uma maior atuação do médico auxiliar durante o procedimento. Não foram encontrados na literatura dados de dose efetiva do médico auxiliar em procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Figura 58 – Dose efetiva no médico principal e auxiliar em embolizações cerebrais



Considerando o valor máximo de dose efetiva encontrado nos procedimentos de embolização que foi de 18,5 μSv e o limite anual para o trabalhador que é de 20 mSv, verifica-se que o número máximo de procedimentos que o médico pode realizar por semana é de 21 embolizações. 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 da dose efetiva dos médicos através da implementação dos dispositivos de proteção radiológica no equipamento como a cortina e o anteparo plumbíferos.

5 CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos neste trabalho permite concluir:

1. Procedimentos de neurorradiologia cerebral podem acarretar valores de P_{KA} superior a 200 Gy.cm^2 , como foi observado neste estudo em duas angiografias e em oito embolizações cerebrais. Portanto, o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento pode servir de indicador para identificar os procedimentos que devam ter seguimento clínico uma vez que o P_{KA} é superior a 200 Gy.cm^2 , o que indica a possibilidade de ocorrência de efeitos determinísticos.
2. Com o uso de filmes radiocrômicos foi possível identificar os pontos de máximo valor de kerma no ar na entrada da pele do paciente, permitindo identificar os pacientes que devem ter um acompanhamento clínico mais prolongado, de modo a verificar possíveis ocorrências de efeitos determinísticos.
3. As doses absorvidas nos olhos dos pacientes avaliados neste estudo se mostraram particularmente altas. Isto pode resultar em um acréscimo na incidência de opacidades no cristalino e catarata, visto que os recentes estudos mostram a ocorrência destes efeitos em doses abaixo de 500 mGy.
4. As altas doses equivalentes medidas nos pés dos médicos mostram a urgente necessidade da adoção de cortinas plumbíferas na lateral da mesa do paciente, como forma de diminuir a radiação espalhada.

5. Considerando o valor máximo de dose medido no olho do médico que foi de 344 μSv , pode-se concluir que o número máximo de procedimentos que o médico pode realizar para não ultrapassar o limite anual é de 1,2 procedimentos por semana. Se for considerado o valor médio da dose nos olhos, este número passa a ser 4,8 procedimentos por semana. Estes valores de altas doses poderiam ser reduzidos com o uso de óculos ou anteparo plumbíferos.

6. Um esforço adicional deve ser realizado para estimular uma cultura de proteção radiológica para todos os profissionais envolvidos em procedimentos intervencionistas. Médicos radiologistas devem ser conscientizados sobre a importância deste fato e envolvidos na problemática dos altos níveis de exposição do paciente e da equipe médica.

REFERÊNCIAS

AAPM - American Association of Physicists in Medicine, Report No. 125, Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography Systems. **Medical Physics**, v. 39, n.5, 2012.

AAPM - American Association of Physicists in Medicine, Report No. 63, Radiochromic Film Dosimetry. **Medical Physics**, v. 25, n. 11, 1998.

ALEXANDER, M. D., OLIFF, M. C., OLORUNSOLA, O. G., BRUS-RAMER, M., NICKOLOFF, E. L., MEYERS, P. M., Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic interventional neuroradiology procedures, **Journal of NeuroInterventional Surgery**, v. 2, p. 6-10, 2010.

AJNR - Practice Guidelines Writing Group. Head, neck, and brain tumor embolization. **American Journal of Neuroradiology**, v. 22, p. S14–S15, 2001.

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

BALÉRIAUX, D. Neuroradiology: past, present and future. **Medica Mundi**, v. 40, n. 3, p. 156 – 170, 2002.

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

BLEESER, F., HOORNAERT, M. T., SMANS, K., STRUELENS, L., BULS, N., BERUS, D., CLERINX, P., HAMBACH, L., MALCHAIR, F., BOSMANS, H. Diagnostic Reference Levels in Angiography and Interventional and Interventional Radiology: A Belgian Multi-Centre Study. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1, p. 50–55, 2008.

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

BONTRAGER, K. **Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica**, Editora Guanabara Koogan, 5ª ed., 2003.

BOR, D., SANCAK, T., OLGAR, T., ELCIM, Y., ADANALI, A., SANLIDILEK, U., AKYAR, S. Comparison of effective doses obtained from dose–area product and air kerma measurements in interventional radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 77 p. 315–322, 2004.

BOR, D., ÇEKIRGE, S. C., TURKAY, T., TURAN, O., GULAY, M., ONAL, E., ÇIL, B. Patient and Staff Doses in Interventional Neuroradiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 3, p. 62–68, 2005.

BRACH, R. F. Coil or clip? Current trends in the treatment of intracranial aneurysms. **Journal of the American Academy of Physician Assistants**. v. 22, p. 37-42, 2009.

BRISMAN, J. L., SONG, J. K., NEWELL, D. W. Medical Progress: Cerebral Aneurysms. **The New England Journal of Medicine**. v. 355, n. 9, p. 928-939, 2006.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. Elsevier Editora Ltda., 9ª ed., 709 pg., Rio de Janeiro, 2010.

CANEVARO, L. V. **Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, p. 101-115, 2009.

CANEVARO, L. V. **Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia: níveis de referência de diagnóstico**. Tese. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2000.

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

D'ERCOLE, L.; MANTOVANI, L.; THYRION, F. A.; BOCCHIOLA, M.; AZZARETTI, A.; MARIA, F. D.; SALUZZO, C. M.; QUARETTI, P.; RODOLICO, G.; SCAGNELLI, P.; ANDREUCCI, L. A Study on Maximum Skin Dose in Cerebral Embolization Procedures. **American Journal of Neuroradiology**, v. 28, p. 503– 507, 2007.

DRAGUSIN, O., BREISCH, R., BOKOU, C., BEISSEL, J., Does a Flat Panel Detector Reduce the Patient Radiation Dose in Interventional Cardiology?. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 139, No 1-3, p. 266-270, 2010.

FLETCHER, D. W., MILLER, D. L., BALTER, S., TAYLOR, M. A., Comparison of Four Techniques to Estimate Radiation Dose to Skin During Angiographic and Interventional Radiology Procedures, **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n. 13, p. 391–397, 2002.

FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANIZATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources**, Safety Series No. 115, IAEA, Viena, 1996.

GEISE, R. A.; SHUELER, B. A.; LIEN, W. Suitability of laser stimulated TLD arrays as patient dose monitors in high dose X-ray imaging. **Medical Physics**, v. 24, p. 1643–1646, 1997.

GILES, E. R.; MURPHY, P. H. Measuring Skin Dose with Radiochromic Dosimetry Film in the Cardiac Catheterization Laboratory. **Health Physics**, v. 82, n. 6, p. 875–880, 2002.

GLENNIE, D., CONOLLY, B. L., GORDON, C. Entrance skin dose measured with MOSFETs in children undergoing interventional radiology procedures. **Pediatric Radiology**, v. 38, p. 1180–1187, 2008.

GORGES, S.; KERRIEN, E.; BERGER, M. O.; PESCATORE, J.; TROUSSET, Y.; ANXIONNAT, R.; BRACARD, S.; PICARD, L. **3D Augmented fluoroscopy in interventional neuroradiology: Precision assessment and first evaluation on clinical cases**. MICCAI Workshop AMI-ARCS'06, 2006.

GURGEL, G. A. **Isquemia Cerebral de Origem Extracraniana Diagnóstico e Tratamento Clínico**. Guia. Angiologia e Cirurgia Vascular, Editores Pitta GBB, Castro AA, Burihan E, Maceió, 2003.

HALL, E. J., BRENNER, D. J. Cancer risks from diagnostic radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 81, p. 362–378, 2008.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS - ICRU. **Quantities and units in radiation protection dosimetry**. ICRU Report 51. Oxford: Oxford University Press, 1993

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures, ICRP 85**, Pergamon Press, 2000.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP – **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, ICRP Publication 103, Elsevier Ltd, 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP - **Early and late effects of radiation in normal tissues and organs: threshold doses for tissue reactions and other non-cancer effects of radiation in a radiation protection context**. Draft report for consultation, 2011. Disponível em: <<http://www.icrp.org/page.asp?id=116>>, acessado em 24/07/2012.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION – IEC,. Medical electrical equipment. Part 2-43: **Particular requirements for the safety of X ray equipment for interventional procedures** – First Edition. IEC 60601-2-43, Geneva: ICE, 2000.

INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS – ISP. **Visual Evaluation of the Surface Peak Skin Dose with GAFCHROMIC® XR-RV3 Dosimetry Film**. Disponível em: <<http://www.gafchromic.com/>>, acessado em 24/07/2012.

JOHNSTON, S. C.; HIGASHIDA, R. T.; BARROW, D. L.; CAPLAN, L. R.; DION, J. E.; HADEMENOS, G.; HOPKINS, L. N.; MOLYNEUX, A.; ROSENWASSER, R. H.; VINUELA, F.; WILSON, C. B. Recommendations for the Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms. **American Heart Association**, v. 33, p. 2536-2544, 2002.

KEMERINK, G. J., FRANTZEN, M. J., OEI, K., SLUZEWSKI, M., ROOIJ, W. J. V., WILMINK, J. Patient and occupational dose in neurointerventional procedures. **Neuroradiology**, v. 44, p. 522–528, 2002.

KICKEN, P. J. H., KEMERINK, G. J., ENGELSHOVEN, J. M. A. Dosimetry of Occupational Exposed Persons in Diagnostic and Interventional Arteriography. Part I: Assessment of Entrance Doses. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 82, n. 2, p. 93–103, 1999a.

KICKEN, P. J. H., KEMERINK, G. J., SCHUTZ, F. W., ZOETELIER, J., BROERSE, J. J., ENGELSHOVEN, J. M. A. Dosimetry of Occupational Exposed Persons in Diagnostic and Interventional Arteriography. Part I: Assessment of Effective Dose. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 82, n. 2, p. 105–114, 1999b.

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.

LIN, P. J. P. Technical Advances of Interventional Fluoroscopy and Flat Panel Image Receptor. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 650–657, 2008.

LIU, A. M. Update on Interventional Neuroradiology. **Health Systems**, v. 10, n. 1, p. 42 – 46, 2006.

MAHER, C. O., PEPGRAS, D. G., BROWN, R. D., FRIEDMAN, J. J., POLLOCK, B. E. Cerebrovascular Manifestations in 321 Cases of Hereditary Hemorrhagic Telangiectasia. **Stroke**, v. 32, p. 877–882, 2001.

MARTIN, C. J. A Review of Radiology Staff Doses and Dose Monitoring Requirements. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 136, p. 140–157, 2009.

McPARLAND, B. J. Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. **The British Journal. Of Radiology**, v. 71, p. 1288–1295, 1998.

MILLER, D. L., BALTER, S., COLE, P. E., LU, H. T., SHUELER, B. A., GEISINGER, M., BERENSTEIN, A., ALBERT, R., GEORGIA, A. D., NOONAN, P. T., CARDELLA, J. F., GEORGE, J. S., RUSSELL, E. J., MALISCH, T. W., VOGELZANG, R. L., MILLER III, G. L., ANDERSON, J. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part I: Overall Measures of Dose. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n.14, p.711–727, 2003a.

MILLER, D. L., BALTER, S., COLE, P. E., LU, H. T., SHUELER, B. A., GEISINGER, M., BERENSTEIN, A., ALBERT, R., GEORGIA, A. D., NOONAN, P. T., CARDELLA, J. F., GEORGE, J. S., RUSSELL, E. J., MALISCH, T. W., VOGELZANG, R. L., MILLER III, G. L., ANDERSON, J. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part II: Skin Dose. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n.14, p.977–990, 2003b.

MILLER, D. L.; BALTER, S.; WAGNER, L. K.; CARDELLA, J.; CLARCK, T. W. I.; NEITHAMER, C. D.; SCHWARTZBERG, M. S.; SWAN, T. L.; TOWBIN, R. B.; RHOLL, K. S.; SACKS, D. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n. 15, p. 423–429, 2004.

NICKOLOFF, E. L. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Physics of Flat-Panel Fluoroscopy Systems. Survey of Modern Fluoroscopy Imaging: Flat-Panel Detectors versus Image Intensifiers and More. **RadioGraphics**, v. 31, p. 591–602, 2011.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico Odontológico**. Portaria 453 do Ministério da Saúde, DOU 103, 1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Agência Nacional da Vigilância Sanitária – ANVISA. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**, Ed. Ministério da Saúde, Brasília, 2005.

MOONEY, R. B, McKINSTRY, C. S., KAMEL, H. A. M. Absorbed Dose and Deterministic Effects to Patients from Interventional Neuroradiology. **The British Journal Of Radiology**, v. 73, p. 745–751, 2000.

MOONEY, R. B., FLYNN, P. A. A Comparison of Patient Skin Doses Before and After Replacement of a Neurointerventional Fluoroscopy Unit. **Clinical Radiology**, v. 61, p. 436–441, 2006.

MORITAKE, T.; MATSUMARU, Y.; TAKIGAWA, T.; NISHIZAWA, K.; MATSUMURA, A.; TSUBOI, K. Dose Measurement on Both Patients and Operators during Neurointerventional Procedures Using Photoluminescence Glass Dosimeters. **American Journal of Neuroradiology**, n. 29, p. 1910–1917, 2008.

NATARAJAN, S. K., SEKHAR, L. N., GHODKE, B., BRITZ, G. W., BHAGAWATI, D., TEMKIN, N., Outcomes of Ruptured Intracranial Aneurysms Treated by Microsurgical Clipping and Endovascular Coiling in a High-Volume Center, **American Journal of Neuroradiology**, v. 29, n. 4, p. 753-759, 2008.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS-NCRP. **Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures**. Report No 168, Bethesda, 2010.

NRC, **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation — BEIR VII**. Washington, DC: The National Academies Press; 2006. Disponível em: <http://www.nap.edu/openbook.php?record_id=11340&page=311>, acessado em 24/07/2012.

PAPAGEORGIOU, E., TSAPAKI, V., TSALAFOUTAS, A., MAURIKOU, E., KOTTOU, S., ORFANOS, A., KARIDAS, G., FIDANIS, T., ZAFIRIADOU, E., NEOFORISTOU, V. Comparison of patient doses in interventional radiology procedures performed in two large hospitals in Greece. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 124, n. 2, p. 97-102, 2007.

PARIZOTI, A. **Otimização de Imagens e Proteção Radiológica em Fluoroscopia**. Dissertação. Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto – USP, Ribeirão Preto, 2008.

PEET, D. J.; PRYOR, M. D. Evaluation of a MOSFET Radiation Sensor for the Measurement of Entrance Surface Dose in Diagnostic Radiology. **The British Journal. Of Radiology**, v. 72, p. 562–568, 1999.

PERSLIDEN, J. Patient and Staff Doses in Interventional X-ray Procedures in Sweden. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 114, n. 3, p. 150–157, 2005.

PHILIPS. Interventionele Röntgenologie. Disponível em: <http://www.healthcare.philips.com/nl_nl/products/refurbished_systems/products_cv.wpd>, acessado em 24/07/2012.

POOLEY, R. A.; MCKINNEY, J. M.; MILLER, D. A. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital fluoroscopy. **Radiographics**. v. 21, n. 2, p. 521-534, 2001.

RAELSON, C. A., KANAL, K. M., VAVILALA, M. S., RIVARA, F. P., KIM, L., STEWART, B. K., COHEN, W. A. Radiation Dose and Excess Risk of Cancer in Children Undergoing Neuroangiography. **American Journal of Roentgenology**, v. 193, p. 1621-1628, 2009.

RAMPADO, O., ROPOLO R. Entrances Skin Dose Distribution Maps for Interventional Neuroradiological Procedures: A Preliminary Study. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 3, p. 256–259, 2005.

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

SCHUELER, B. A. General Overview of Fluoroscopic Imaging. **RadioGraphics**, n. 20, p. 1115–1126, 2000.

SCHUELER, B. A.; VRIEZE, T. J.; BJARNASON, H.; STANSON, A. W. An Investigation of Operator Exposure in Interventional Radiology. **RadioGraphics**, n. 26, p. 1533–1541, 2006.

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.

SPAHN, M. Flat detectors and their clinical applications. **European Radiology**. v. 15, p. 1934-1947, 2005.

SUZUKI, S., FURUI, S., MATSUMARU, Y., NOBUYUKI, S., EBARA, M., ABE, T., ITOH, D. Patient Skin Dose during Neuroembolization by Multiple-Point Measurement Using a Radiosensitive Indicator. **American Journal of Neuroradiology**, v. 29, p. 1076–1081, 2008.

SWOBODA, N. A.; ARMSTRONG, D. G.; SMITH, J.; CHARKOT, E.; CONNOLLY, B. L. Pediatric patient surface doses in neuroangiography. **Pediatric Radiology**, n. 35, p. 859-866, 2005.

THEODORAKOU, C., HORROCKS, J. A. A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolization. **The British Journal of Radiology**, v. 76, p. 546–552, 2003.

TORRES, F. H., BANEGAS, Y. C., PINEDA, C. N., Las malformaciones arteriovenosas cerebrales, **Revista Médica Hondurena**; v. 77, p. 35-39, 2009.

TSALAFOUTAS, I. A., GONI, H., MANIATIS, P. N., PAPPAS, P., BOUZAS, N., TZORTIS, G. Patient Doses from Noncardiac Diagnostic and Therapeutic Interventional Procedures. **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n. 17, p. 1489–1498, 2006.

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; KOLLAROS, N.; DAFNOMILI, P.; KOUTELOU, M.; VAÑO, E.; NEOFOTISTOU, V. Comparison of a conventional and a flat-panel digital system in interventional cardiology procedures. **The British Journal. Of Radiology**, v. 72, p. 562–567, 2004.

URAIRAT, J., ASAVAPHATIBOON, S., SINGHARA, N. AYUTHAYA, S., PONGNAPANG, N. Evaluation of radiation dose to patients undergoing interventional radiology procedures at Ramathibodi Hospital, Thailand. **Biomedical Imaging and Intervention Journal**, v. 7, n. 3, p. 22, 2011.

VAÑO, E.; GUIBELALDE, E.; FERNANDES, J. M.; GONZALEZ, L.; TEN, J. I. Patient dosimetry in interventional radiology using slow film. **The British Journal. Of Radiology**, v. 70, p. 195-200, 1997.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; GUIBELALDE, E.; FERNANDES, J. M.; TEN, J. I. Radiation Exposure to Medical Staff in Interventional and Cardiac Radiology. **The British Journal. Of Radiology**, v. 71, p. 954-960, 1998a.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; BENEYTEZ, F.; MORENO, F. Lens Injuries Induced by Occupational Exposure in Non-optimized Interventional Radiology Laboratories. **The British Journal. Of Radiology**, v. 71, p. 728-733, 1998b.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; TEN, J. I.; FERNANDES, J. M.; GUIBELALDE, E.; MACAYA, C. Skin and dose-area product values for interventional cardiology procedures. **The British Journal. Of Radiology**, v. 74, p. 48-55, 2001.

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

VAÑO, E.; GEIGER, B.; SCHREINER, A.; BACK, C.; BEISSEL, J. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. **Physicis in Medicine and Biology**, n. 50, p. 5731-5742, 2005a.

VAÑO, E.; GONZALEZ, L.; GUIBELALDE, E.; AVILES, P.; FERNANDES, J. M.; PRIETO, C.; GALVAN, C.; Evaluation of Risk of Deterministic Effects in Fluoroscopically Guided Procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, p. 190-194, 2005b.

VARIAN M. S. **Paxscan: Flat Panel X-ray Imaging**, 2004. Disponível em: <<http://www.varian.com/media/xray/products/pdf/Flat%20Panel%20Xray%20Imaging%2011-11-04.pdf>>, acessado em 28/10/2010.

WAGNER, L. K.; POLLOCK, J. J. Real-time portal monitoring to estimate dose to skin of patients from high dose fluoroscopy. **The British Journal. Of Radiology**, v. 72, p. 846-855, 1999.

WANG, J.; BLACKBURN, T. J. X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy. **RadioGraphics**, n. 20, p. 1471–1477, 2000.

WEIR, B. Unruptured intracranial aneurysms: a review. **Journal of Neurosurgery**, v. 96, p. 3–42, 2002.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Efficacy and radiation safety in interventional radiology. **WHO Marketing and Dissemination**, Geneva, 2000.

ZINK, F. E. X-ray tube. **RadioGraphics**, n. 17, p. 1259–1268, 1997.

APÊNDICE A

Metodologia e Resultados dos Testes de Avaliação de Desempenho do Equipamento

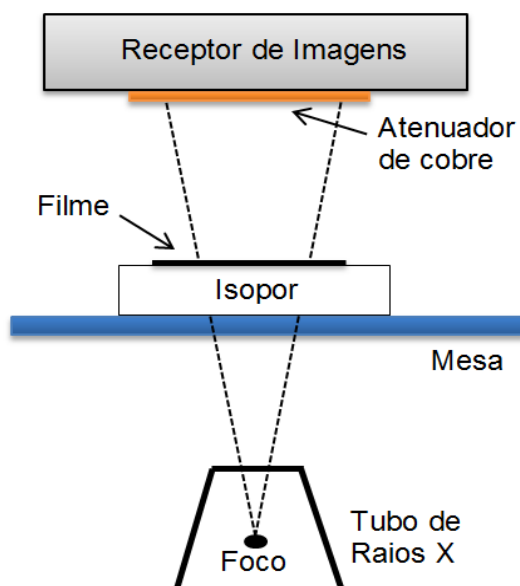
1. Delimitação do campo de radiação e alinhamento com o receptor de imagens

O teste de delimitação do campo de radiação tem por finalidade determinar se o feixe de raios X está restrito à área útil da superfície de entrada do receptor no qual será formada a imagem. Esta condição é importante porque campos de radiação maiores do que as dimensões do receptor resultam em maior dose no paciente, sem contribuir para a formação da imagem. Além disso, a intensidade da radiação espalhada também cresce com o aumento do campo, resultando em maior dose no médico e na deterioração da qualidade da imagem. Para tanto, um filme radiográfico sem écran, embalado em um saco plástico opaco foi colocado sobre um suporte de isopor, a 11,6 cm da superfície da mesa. Para a proteção do receptor de imagens e atenuação do feixe foi colocada uma placa de cobre de 0,5 mm na sua entrada. A Figura A1 ilustra o arranjo realizado neste teste. A distância nominal entre o receptor de imagens e o ponto focal para este teste foi de 90 cm. A superfície da mesa ficou 30 cm distante do receptor de imagens.

Ajustando a magnificação do equipamento para seu maior valor, que é de 48 cm, foi realizada uma exposição com o colimador ajustado de tal forma que a imagem correspondesse à maior visualização possível no monitor. Após isso, o colimador foi aberto ao máximo e foi realizada uma nova exposição para verificar se o maior campo de radiação limitado pelo colimador se ajusta com o campo no receptor de imagens. A partir da imagem no filme foi possível verificar se o campo de radiação máximo pode ultrapassar o campo de visualização no monitor. Como a primeira imagem foi registrada com o campo máximo de visualização no monitor, espera-se que quando se abre totalmente o colimador não ocorra variação no

tamanho do campo registrado no filme. Caso isso ocorra, significa que as dimensões do feixe de radiação podem ser maiores que as dimensões do receptor de imagens.

Figura A1 – Esquema do arranjo experimental para o teste de alinhamento do feixe e limitação do campo de radiação

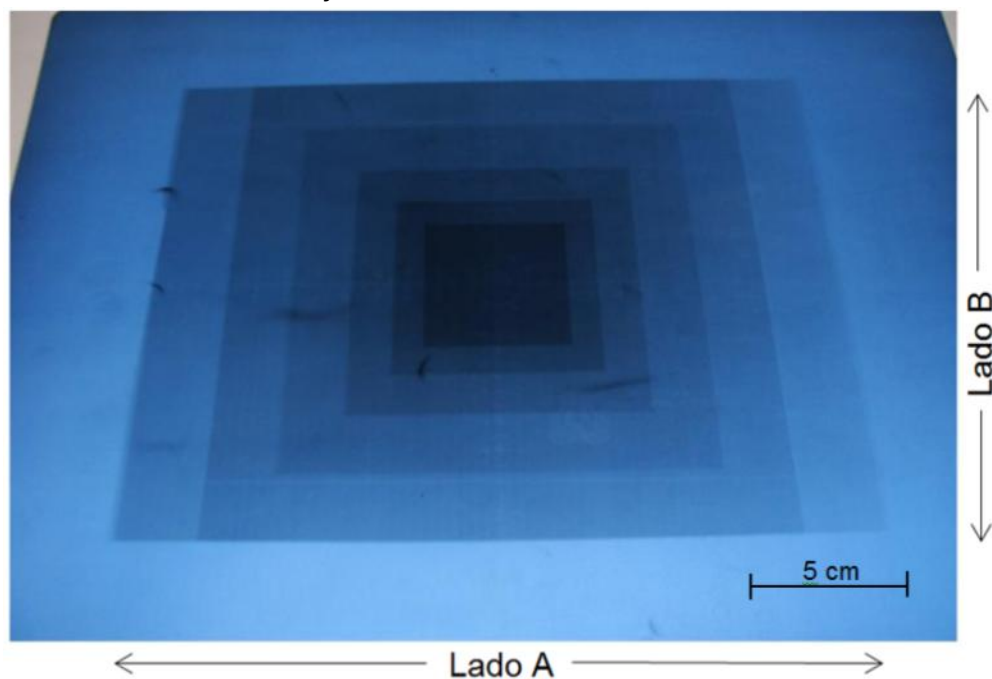


Em paralelo ao estudo da colimação foi possível também avaliar o alinhamento entre os campos de radiação e o campo formado no receptor de imagens, além de verificar se, em todas as condições de magnificação, há concordância entre os valores nominais do campo indicados no equipamento com os valores reais do campo de radiação. Para tanto, foram realizadas diversas irradiações com diferentes tamanhos de campo disponíveis no equipamento. Após a revelação do filme e análise da imagem dos diversos campos de magnificação, foi verificado se os valores destes campos correspondem aos valores nominais do equipamento e se os centros dos campos de radiação são coincidentes.

A Figura A2 mostra a imagem radiográfica dos campos de radiação com diferentes dimensões. A diferença entre as dimensões do maior campo de radiação visualizado no monitor (campo útil do receptor de imagens) e registrado no filme e o campo de radiação obtido no filme com os colimadores totalmente abertos foi de 0,2% da distância foco-receptor de imagens. De acordo com os requisitos da ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005), a diferença máxima entre as dimensões do maior campo de radiação possível e das dimensões do maior tamanho de campo na entrada do receptor de imagens deve ser de $\pm 3\%$ da distância foco-receptor de

imagens e a soma do módulo destes desvios devam ser menores que 4%. Portanto o resultado encontrado mostra que o sistema de colimação do feixe de raios X do equipamento deste estudo está adequado.

Figura A2 – Imagem do filme radiográfico utilizado no teste de delimitação do campo de radiação e alinhamento com o detector



Com o auxílio de uma régua, foi verificado que os centros das imagens dos campos de radiação são coincidentes mostrando, portanto, que em todos os tamanhos de campo há o perfeito alinhamento do feixe. A análise da imagem dos campos no filme também mostra que existe simetria entre os campos e permite comprovar a abertura simétrica dos colimadores em todos os tamanhos de campo disponibilizados pelo equipamento.

Com as dimensões das imagens do filme foram também determinados os tamanhos dos campos de radiação para os diferentes valores de campos nominais. O tamanho do campo no plano do receptor de imagens foi obtido através da correção geométrica dos campos obtidos no filme, levando em consideração as distâncias foco-filme e foco-receptor. Foram comparados estes valores de tamanho de campo com os valores nominais indicados pelo equipamento, mostrados na Tabela A1. O lado A representa o lado de maior dimensão do receptor de imagens enquanto o lado B o menor. Os resultados mostram que os valores das diferenças

entre o valor nominal e o medido estão de acordo com a exigência da ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005).

Tabela A1 – Dimensões dos campos medidos no filme utilizado no estudo da colimação do campo de radiação

Selecionado (cm)	Lado A			Lado B			Soma dos desvios (% DFR)
	Nominal (cm)	Calculado (cm)	Desvios (% DFR)	Nominal (cm)	Calculado (cm)	Desvios (% DFR)	
11	7,78	7,71	0,08	7,78	7,71	0,08	0,16
16	11,31	10,82	0,54	11,31	10,82	0,54	1,09
22	15,56	15,49	0,08	15,56	15,49	0,08	0,15
32	22,63	21,92	0,79	22,63	21,92	0,79	1,57
42	29,69	28,92	0,86	29,69	28,92	0,86	1,71
48	37,85	37,14	0,79	29,52	28,96	0,62	1,41

DFR – Distância foco-receptor de imagens

2. Reprodutibilidade e exatidão da tensão do tubo de raios X

Este teste objetiva avaliar a exatidão e reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios X. Para a realização do teste, foi utilizado um medidor não invasivo de leitura direta PTW Diavolt Universal, que foi posicionado sobre a mesa, na direção do feixe de raios X. O campo de radiação foi ajustado para cobrir a área sensível do medidor. Foi então realizada uma série de cinco exposições anotando-se os valores medidos e os indicados pelo equipamento. Como o equipamento não permite o ajuste manual da tensão, as medidas foram realizadas com o controle automático de brilho ligado, que ajustou a tensão de 110 kV. Não foi possível realizar medidas para outros valores de tensão. A partir das medidas obtidas foi avaliada a reprodutibilidade do valor da tensão e o desvio entre o valor nominal e o medido, utilizando-se as equações 1 e 2:

$$D (\%) = \frac{kVp_{nominal} - kVp_{medido}}{kVp_{nominal}} * 100 \quad (1)$$

$$R (\%) = \frac{kV_{m\acute{a}x} - kV_{m\acute{i}n}}{(kV_{m\acute{a}x} + kV_{m\acute{i}n})/2} * 100 \quad (2)$$

onde D é o desvio e R é a reprodutibilidade.

A Tabela A2 mostra os resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade e da tensão do tubo de raios X, calculados a partir das Equações 1 e 2 respectivamente. Os valores estão de acordo com os requisitos da Portaria 453 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1998) (reprodutibilidade de $\pm 10\%$ e exatidão de $\pm 10\%$); e também de acordo com as especificações do fabricante (exatidão de $\pm 5\%$) (ARTIS ZEE/ZEEGO, 2009).

Tabela A2 – Valores obtidos no teste de reprodutibilidade e exatidão da tensão do tubo de raios X

Protocolo utilizado	Tensão do tubo de raios X (kV)	
	Nominal	Medido
FL Neuro 15 p/s (fluoroscopia)	110	109,6
		109,8
		109,7
		109,5
		109,7
Valor médio	110	109,7
Desvio (%)		0,31
Reprodutibilidade (%)		0,27

3. Camada Semiredutora

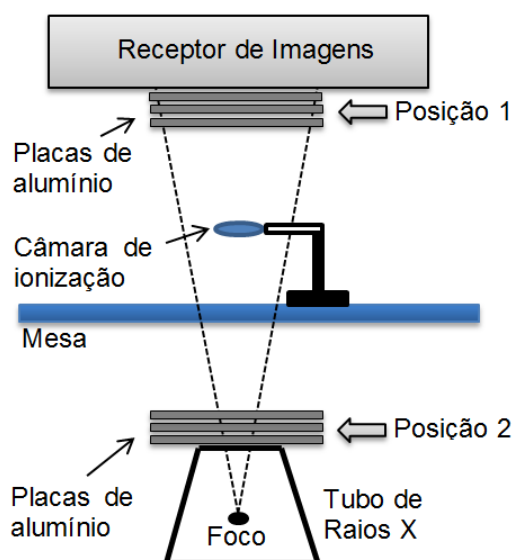
Este teste objetiva avaliar qualidade do feixe de raios X e verificar a filtração do tubo. Foi utilizada uma câmara de ionização tipo dedal marca Radcal, modelo 20X6-3 acoplada a um eletrômetro Radcal modelo 2026C, previamente calibrados para a faixa de energia do teste, e placas de alumínio de diversas espessuras com 99,9 % de pureza.

Para a realização do teste, a câmara de ionização foi colocada no centro do campo de radiação, conforme mostra a Figura A3. Placas de alumínio de diferentes espessuras (com total de 9 mm) 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 geometria, foi realizada uma exposição no modo de exposição de subtração digital e foi registrada a leitura da 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 (posição 1 da Figura A3) para a posição 2 (na frente da saída do tubo de raios X), de modo a atenuar a intensidade do feixe. Uma nova exposição 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 todas as placas de alumínio fossem transferidas da posição 1 para a posição 2. Isto é necessário para que os parâmetros de irradiação não sejam alterados uma vez que o equipamento tem o sistema automático de exposição. As leituras obtidas com a câmara de ionização foram depois corrigidas com os fatores de temperatura e pressão e o de calibração da câmara.

Figura A3 – Esquema do arranjo experimental utilizado para o teste da camada semiredutora



A partir dos valores obtidos, a camada semiredutora (CSR) foi determinada utilizando a relação:

$$CSR = \frac{x_b \cdot \ln\left(2 \cdot \frac{L_a}{L_0}\right) - x_a \cdot \ln\left(2 \cdot \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (3)$$

onde:

- L_0 é a leitura da exposição sem nenhum absorvedor;
- L_a é a leitura da exposição imediatamente superior a $L_0/2$;
- L_b é a leitura da exposição imediatamente inferior a $L_0/2$;

- X_a é a espessura de Al correspondente a L_a ;
- X_b é a espessura de Al correspondente a L_b .

O valor da CSR obtido foi comparado aos valores recomendados pela International Electrotechnical Commission, IEC. (2000) constantes na Tabela A3.

Tabela A3 – Valores mínimos da CSR em função da tensão do tubo

Tensão do tubo de raios X (kV)*	Valor mínimo da primeira CSR (mmAl)
< 50	usar extrapolação linear
50	1,8
60	2,2
70	2,5
80	2,9
90	3,2
100	3,6
110	3,9
120	4,3
> 120	usar extrapolação linear

*para valores intermediários realizar interpolação linear
Adaptado de IEC (2000)

Os valores de tensão, corrente e da taxa de kerma no ar obtidos neste teste são mostrados na Tabela A4. Utilizando a Equação 3, o valor encontrado para a CSR foi 7,02 mmAl. Este valor atende os requisitos mínimos de filtração determinados pela IEC (2000) que regulamenta equipamentos de raios X para procedimentos intervencionistas, que é de 2,35 mmAl para 65 kV. Os requisitos mínimos de filtração propostos pela portaria 453 do Ministério da Saúde são voltados para equipamentos de raios X convencionais.

É importante ressaltar que os equipamentos modernos de fluoroscopia possuem inserção automática de filtros de cobre que modificam o espectro de energia do feixe. Estes filtros de cobre absorvem os feixes de raios X de baixa energia e resultam em aumento da energia média do feixe e por consequência do valor da camada semiredutora. Por este motivo, o valor encontrado da CSR neste equipamento é bem superior ao valor mínimo determinado pela IEC (2000).

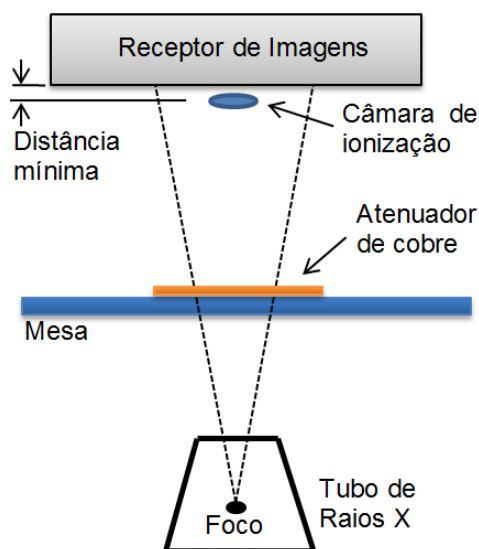
Tabela A4 – Valores obtidos para o cálculo da CSR

Espessura (mmAl)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Taxa de kerma no ar (mR/min)	Atenuação (%)
0,0	65	41,4	58	0,0
2,94	65	41,4	43	25,9
4,90	65	41,3	35	39,7
5,88	65	41,3	32	44,8
7,85	65	41,4	27	53,4

4. Taxa de kerma no ar na superfície de entrada do receptor de imagens

Este teste tem objetivo de determinar a taxa de kerma no ar na superfície de entrada do receptor de imagem. Este é um dos parâmetros que pode ser monitorado para determinar a exposição do paciente. Para o teste, foi utilizada uma câmara de ionização Radcal modelo 20X6-180, acoplada a um eletrômetro Radcal modelo 2026C, previamente calibrados. A câmara foi posicionada o mais próximo possível da entrada do receptor de imagens (< 1 cm). A Figura A4 mostra este arranjo.

Figura A4 – Arranjo experimental utilizado para a medida de kerma no ar na superfície de entrada do receptor de imagens



Foram realizadas medidas com a menor distância foco-receptor de imagens que é de 90 cm, e na condição de máxima distância que é de 120 cm. Para simular um paciente, foi utilizada uma placa de cobre de 0,5 mm sobre a mesa. A Tabela A5 apresenta os valores obtidos da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do receptor de imagens para os diferentes protocolos utilizados e tamanhos de campo.

Tabela A5 – Taxas de kerma no ar na entrada do receptor de imagens

Protocolo	Distância foco-receptor de imagens (cm)	Tamanho do campo (cm)	Taxa de Kerma no ar *
FL Neuro 15 p/s (fluoroscopia)	120	16	69,9
		22	52,7
	90	16	76,6
		22	59,3
Cerebral 2 im/s (DSA)	120	16	6,96
		22	5,51
	90	16	8,52
		22	6,19

* $\mu\text{Gy}/\text{min}$ em fluoroscopia e $\mu\text{Gy}/\text{imagem}$ em DSA (angiografia de subtração digital)

Os valores da taxa de kerma no ar encontrados estão na mesma ordem de grandeza que os valores obtidos em outros estudos, mostrados na Tabela A6. No estudo de LIN (2008), os valores da taxa de kerma no ar na entrada do receptor de imagens foram obtidos em teste que foi simulado o paciente com chapas de acrílico de várias espessuras (0 a 36 cm). Estes valores são correspondentes aos deste trabalho. No estudo de DRAGUSIN e colaboradores (2010), os valores da taxa de kerma no são menores, porém, as taxas de pulsos e imagens são diferentes, voltados para procedimentos cardiológicos, assim como o receptor de imagens tem dimensões menores.

Os valores obtidos neste teste podem servir como referência de estudos futuros como forma de analisar a manutenção da eficiência do equipamento.

Tabela A6 – Comparação de taxas de kerma no ar na entrada do receptor de imagens

Parâmetro	Este trabalho	LIN, 2007	DRAGUSIN et al, 2010
Equipamento	Siemens Artis Zee	Siemens AXIOM Artis	Siemens AXIOM Artis dFC
Receptor de Imagens	Detector plano 30 x 40 cm	Detector plano 30 x 40 cm	Detector plano 20 x 20 cm
Tamanho do campo (cm)	22	22	20
Distância foco-receptor de imagens (cm)	120	105	-
Taxa de pulsos/imagens			
Fluoroscopia (p/s)	15	15	6
DSA (im/s)	2	-	15
Taxa de kerma no ar média (mín-máx)			
Fluoroscopia ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)	52,7	45 (42 - 50)	10,4
DSA ($\mu\text{Gy}/\text{im}$)	5,5	-	0,1

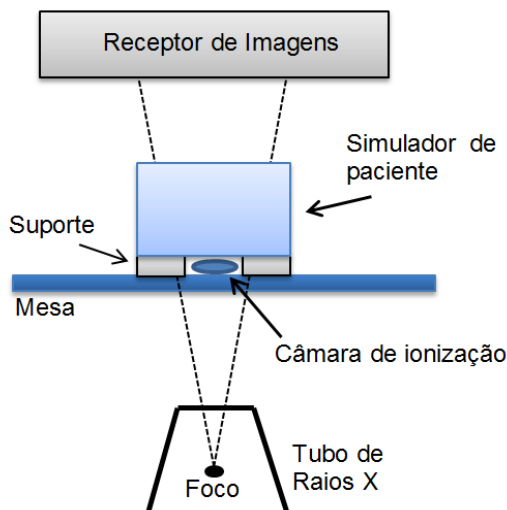
DSA – angiografia de subtração digital

5. Taxa de kerma no ar típica e máxima na entrada da pele do paciente

Para determinar a taxa de kerma no ar típica na superfície de entrada da pele do paciente, foi usada a mesma configuração geométrica utilizada em exames típicos de neurorradiologia, com uma distância do foco ao receptor de imagens de 120 cm. Para simular o paciente, foram utilizadas chapas de acrílico (polimetilmetacrilato - PMMA) de 30 X 30 cm com espessuras entre 1 e 2 cm. Uma câmara de ionização tipo dedal acoplada ao eletrômetro, descrita no teste da camada semiredutora, foi colocada sobre a mesa e acima dela foram colocados placas de acrílico conforme mostrado na Figura A5.

Foram realizadas exposições nos modos de fluoroscopia e de subtração digital, com os tamanhos de campos de radiação e taxa de pulsos e imagens mostradas na Tabela A7. As leituras da taxa de kerma no ar obtidas com a câmara de ionização foram corrigidas com o fator de temperatura e pressão e o fator de calibração da câmara.

Figura A5 – Arranjo experimental utilizado para o teste da taxa de kerma no ar típica na superfície de entrada da pele do paciente



Foi considerada a espessura de 20 cm do simulador de paciente para representar o paciente típico e então comparado com outros trabalhos na literatura. Os valores da taxa de kerma no ar obtidos neste trabalho estão na mesma ordem de grandeza de outros encontrados na literatura e que são mostrados na Tabela A7. As diferenças se devem às variações do tamanho do campo e da taxa de pulsos ou imagens na aquisição, bem como dos protocolos empregados em cada estudo.

Neste trabalho o valor encontrado em fluoroscopia normal, para o paciente típico foi de 18,3 mGy/min. A International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (FAO *et al.*, 1996) recomenda que os níveis máximos de taxa de dose para pacientes adultos típicos para a fluoroscopia normal seja de 25 mGy/min e para fluoroscopia alta de 100 mGy/min, estando portanto a taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele em pacientes típicos de acordo com a recomendação da FAO e demais colaboradores (1996).

Para determinar a taxa de kerma no ar máxima na superfície de entrada da pele do paciente, foi colocada uma placa de chumbo sobre o simulador de paciente. Nesta configuração, o equipamento não realizou exposição e mostra que o sistema está ajustado para que não seja ultrapassado o valor da taxa de kerma no ar máxima na entrada da pele do paciente recomendado pela ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005) que deve ser $\leq 87,0$ mGy/min e para fluoroscopia em modo de alta taxa de dose deve ser $\leq 174,0$ mGy/min.

Tabela A7 – Taxa de kerma no ar na entrada do simulador de paciente com 20 cm de espessura de acrílico em estudos da literatura e neste trabalho (estudos em detectores planos)

	VAÑO et al, 2005a	LIN, 2008	CHIDA et al, 2009	DRAGUSIN et al, 2010	Este Trabalho
Tamanho dos campos avaliados (cm)	20 - 25	22	10,5 -11,6 - 13,5 - 14,0 - 16,4	20 - 25	16- 22 - 32
Taxa de pulsos/ imagens					
FL	15 p/s	15 p/s	7,5 - 15 p/s	6 p/s	10 p/s
DSA	(low dose)	-	10 -15 im/s	15 im/s	2 im/s
Taxa de kerma no ar – FL (mGy/min)					
Média ± DP	16,5	12	16,63 ± 7,89	4,3	15,4 ± 2,8
Mínimo - Máximo	11 - 22	-	5,7- 26,4	3,4 - 5,2	12,75 - 18,28
Taxa de kerma no ar – DSA (µGy/imagem)					
Média ± DP	75,5	-	201 ± 106	101,5	364 ± 89
Mínimo - Máximo	53 - 96	-	6,4-390	75,6 - 127,3	272 - 450
Observações	Estudo com 1 equipamento cardíaco	Estudo com 1 equipamento	Estudo com 11 equipamento diversos	Estudo com 2 equipamentos cardíacos	

FL – fluoroscopia; DSA – angiografia de subtração digital; DP – desvio padrão

Com o intuito de também avaliar a contribuição da grade antiespalhamento na atenuação do feixe, foi efetuada a medida da taxa de kerma no ar com e sem o uso da grade. Utilizando-se os modos de exposição de fluoroscopia e subtração digital, foram realizadas medidas com o uso da grade (posicionada em seu compartimento na entrada do receptor de imagens) e sem grade. A Tabela A8 mostra os valores de kerma no ar obtidos para verificar a atenuação da grade antiespalhamento. O fator de atenuação foi obtido pela razão do kerma no ar obtido com a grade no seu compartimento pelo kerma no ar obtido sem o uso da grade. Observa-se que a taxa de kerma no ar é muito menor (fator de 3,4 em fluoroscopia e 3,7 no modo DSA) em exposições com a retirada da grade. Isto é importante para pacientes pediátricos, em que o uso da grade pode ser dispensado, visto que a qualidade da imagem não é afetada de maneira significativa, pois crianças têm pequena espessura, gerando pouca radiação espalhada.

Tabela A8 – Fator de atenuação da grade antiespalhamento

Protocolo	Condição de medida	Taxa de kerma no ar (mGy/min)	Fator de Atenuação
FL Neuro 10 p/s (fluoroscopia)	Com grade	21,4	3,4
	Sem grade	6,3	
Cerebral 2 im/s (DSA)	Com grade	108,7	3,7
	Sem grade	29,5	

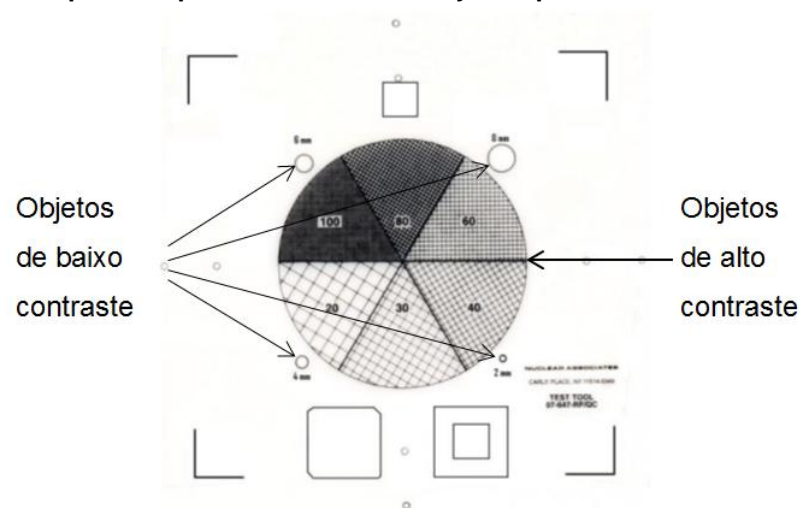
DSA – angiografia de subtração digital

6. Resolução espacial de alto e baixo contraste

Para verificar a resolução espacial de alto contraste e discriminação de baixo contraste do sistema fluoroscópico foi utilizada uma chapa de alumínio como atenuador do feixe sobre a mesa e o dispositivo *test tool* 07-647-RF/QC mostrado na Figura A6. A distância utilizada do dispositivo ao receptor de imagens foi de 30 cm e a distância do foco ao receptor de imagens, 100 cm. Foram realizadas exposições com tamanhos de campo de radiação de 16 e 22 cm, em fluoroscopia e cinegrafia, utilizando os protocolos FL Neuro 15 p/s e Cerebral 2 im/s respectivamente. Foi então verificado o limite visível de resolução no monitor.

Neste teste, a menor resolução visualizada foi 1,6 pl/mm em ambos os campos avaliados de 16 e 22 cm nos modos de fluoroscopia e DSA. Para a discriminação de baixo contraste, nos mesmos tamanhos de campo em fluoroscopia e DSA, o menor objeto de baixo contraste visualizado foi de 2 mm. A ANVISA (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005) recomenda que seja possível visualizar de 1,0 a 1,4 pl/mm com um campo 23 cm e um orifício de 3 mm em um campo de 23 a 25 cm. Apesar dos campos avaliados terem uma diferença de 1 cm com relação à adotada na norma, considera-se que a resolução espacial de alto contraste e a discriminação de baixo contraste estão em conformidade com a legislação vigente. Resultados melhores foram encontrados por DRAGUSIN e colaboradores (2010), que determinaram 2,24 pl/mm em fluoroscopia e 2,5 pl/mm em cinegrafia em equipamentos similares dotados de detectores planos, com tamanhos de campo semelhantes, porém com protocolos usados em cardiologia.

Figura A6 – Dispositivo para o teste de resolução espacial de alto e baixo contraste



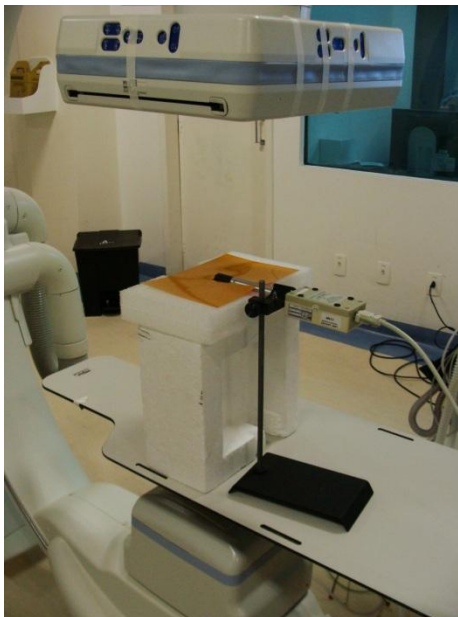
APÊNDICE B

Obtenção do fator de correção da câmara de ionização de placas paralelas do angiógrafo Siemens Artis Zee

A câmara de ionização de placas paralelas instalada na saída do colimador, intercepta todo o feixe primário de raios X e fornece o produto da leitura do kerma no ar na câmara pela área da secção transversal do feixe neste ponto. A exatidão das medidas fornecidas por esta câmara deve ser avaliada após a instalação do equipamento com a obtenção de um fator de correção para corrigir o efeito da radiação espalhada que a câmara registra em função da geometria a que ela se situa.

A determinação deste fator de correção foi realizada utilizando o modo de exposição de angiografia de subtração digital, com um campo de magnificação de 11 cm. A Figura B1 mostra o arranjo realizado para determinar o fator de correção para a câmara de ionização de placas paralelas. 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 acoplada a um eletrômetro Radcal modelo 2026C foi colocada a 26 cm da mesa. No mesmo plano da câmara foi colocado um filme radiocrômico suportado por um bloco de isopor com o objetivo de determinar a área do campo de radiação no plano da câmara de ionização. Foi ajustado o colimador com um pequeno campo suficiente para cobrir o elemento sensível da câmara. Foi então realizada uma exposição suficiente para sensibilizar o filme e delinear o campo de radiação. Foi medido o valor do kerma no ar pela câmara de ionização e simultaneamente anotado o valor de $5,057 \mu\text{Gy.m}^2$, que foi o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento para esta exposição.

Figura B1 – Determinação do fator de correção da câmara de ionização de placas paralelas do angiógrafo Siemens Artis Zee



O valor obtido pela leitura da câmara de ionização foi de 56,6 mR e a área irradiada no filme radiocrômico foi de 71,28 cm². Após a correção da leitura da câmara de ionização com os fatores de temperatura e pressão e o fator de calibração, o valor do kerma no ar foi multiplicado pela área obtida no filme e obteve-se o valor de 4,030 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$. Desta forma, o fator de correção foi obtido pela divisão deste valor de 4,030 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ pelo valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento para esta exposição (5,057 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$). Foi então obtido o fator de 0,797, que foi aplicado em todos os valores do P_{KA} apresentados neste trabalho.

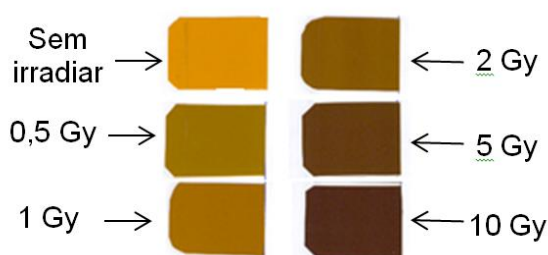
APÊNDICE C

Obtenção da curva de calibração de filmes radiocrômicos

Para obter a curva de calibração dos filmes radiocrômicos e avaliar o grau de escurecimento sofrido no filme irradiado, foi efetuada a medida das densidades ópticas utilizando um densitômetro de reflexão X-Rite, modelo *spectrodensitometer* 500 series, em função do kerma no ar no filme. Durante o período deste trabalho foram utilizados dois lotes de filmes radiocrômicos: o XR-RV2 e o XR-RV3. Em cada lote foi realizada a calibração para estabelecer a relação entre a densidade óptica dos filmes e o kerma no ar associado.

Para a construção da curva de calibração característica do filme radiocrômico, foram recortados 32 pedaços de filmes com dimensões de 3 x 4 cm, que foram encapsulados em plásticos pretos para evitar a incidência de luz ambiente e irradiados com doses no ar entre 125 mGy e 10 Gy. As irradiações foram realizadas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do DEN/UFPE com feixes de raios X com qualidade RQR 6 (80 kV, 10 mA e CSR de 3,01 mmAl). A Figura C1 mostra alguns pedaços de filme irradiados e utilizados para a construção da curva de calibração.

Figura C1 – Filmes irradiados para a construção da curva de calibração



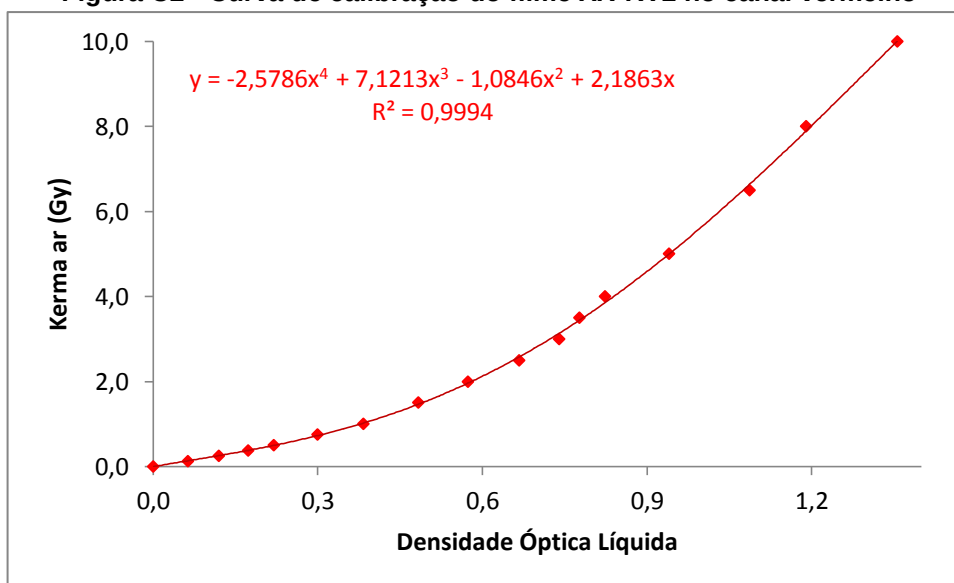
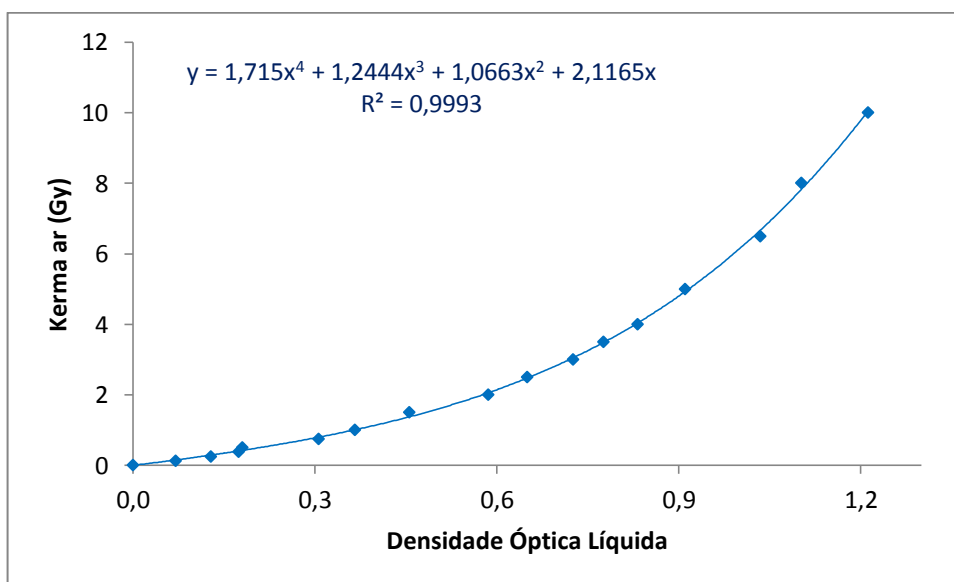
A leitura da densidade óptica de cada pedaço de filme foi realizada 24 horas depois da irradiação para garantir a estabilidade de absorção no filme, conforme determina o protocolo do fabricante. Foram realizadas leituras de seis canais do densitômetro correspondente às cores visual, magenta, ciano, vermelho,

verde e azul em cinco pontos do filme (centro e extremidades) a fim de reduzir o efeito da não uniformidade. A medida das leituras de cada canal foi relacionada com o kerma no ar e construída então a sua curva característica. Após analisar a curva característica com o melhor coeficiente de correlação e com maior variação da densidade óptica, foi escolhido o canal vermelho para o filme XR-RV2 e o canal visual para o filme XR-RV3. A Tabela C1 mostra os valores de kerma no ar utilizados para a irradiação de cada pedaço de filme, irradiado com qualidade RQR 6, e as densidades ópticas líquidas (densidade do filme irradiado menos a densidade do filme sem irradiar) dos dois canais eleitos para a construção da curva de calibração.

Tabela C1 – Densidades líquidas obtidas para os dois tipos de filmes radiocrômicos irradiados com vários valores de kerma no ar com feixes de raios X com qualidade RQR 6

Kerma no ar (Gy)	Densidade Óptica Líquida	
	Filme XR-RV2 (canal vermelho)	Filme XR-RV3 (canal visual)
0,125	0,063	0,070
0,25	0,120	0,128
0,375	0,173	0,174
0,50	0,220	0,180
0,75	0,300	0,306
1,0	0,383	0,366
1,5	0,483	0,456
2,0	0,573	0,586
2,5	0,667	0,650
3,0	0,740	0,726
3,5	0,777	0,776
4,0	0,823	0,832
5,0	0,940	0,910
6,5	1,087	1,034
8,0	1,190	1,102
10,0	1,357	1,212

As Figuras C2 e C3 mostram as curvas de calibração do filme XR-RV2, no canal vermelho e XR-RV3, no canal visual, respectivamente. São mostradas também as equações correspondentes de cada curva, com seus respectivos coeficientes de correlação, onde o valor de y representa o kerma no ar e o valor de x a densidade óptica líquida.

Figura C2 - Curva de calibração do filme XR-RV2 no canal vermelho**Figura C3 - Curva de calibração do filme XR-RV3 no canal visual**

APÊNDICE D

Resultados Complementares do Estudo Dosimétrico em um Simulador de Paciente

As Figuras D1 e D2 mostram o comportamento dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de fluoroscopia para os tamanhos de campo de 22 e 32 cm respectivamente.

Figura D1 - Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo fluoroscopia com o tamanho de campo 22 cm.

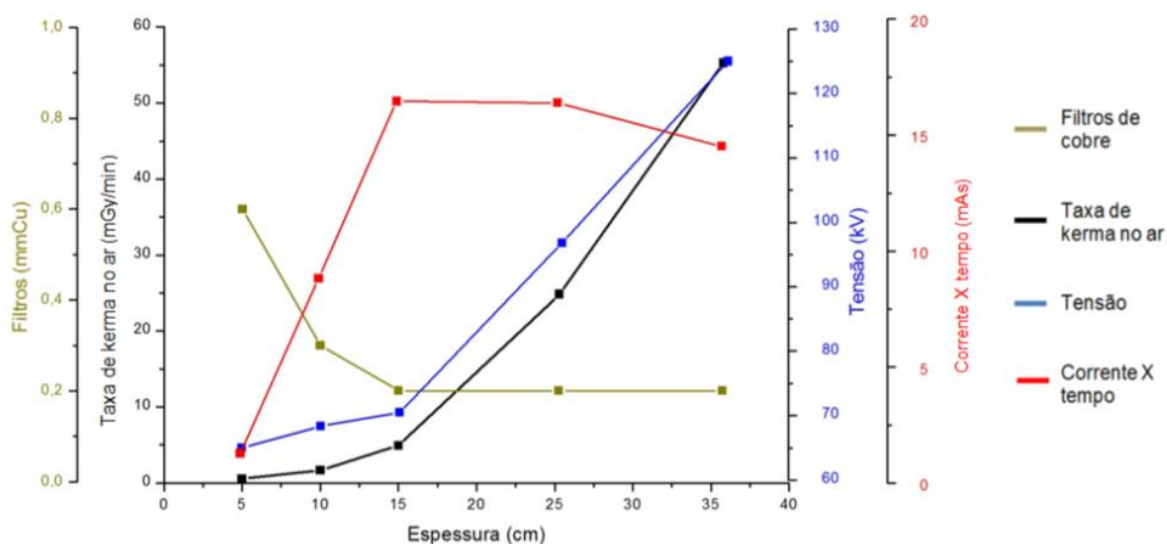
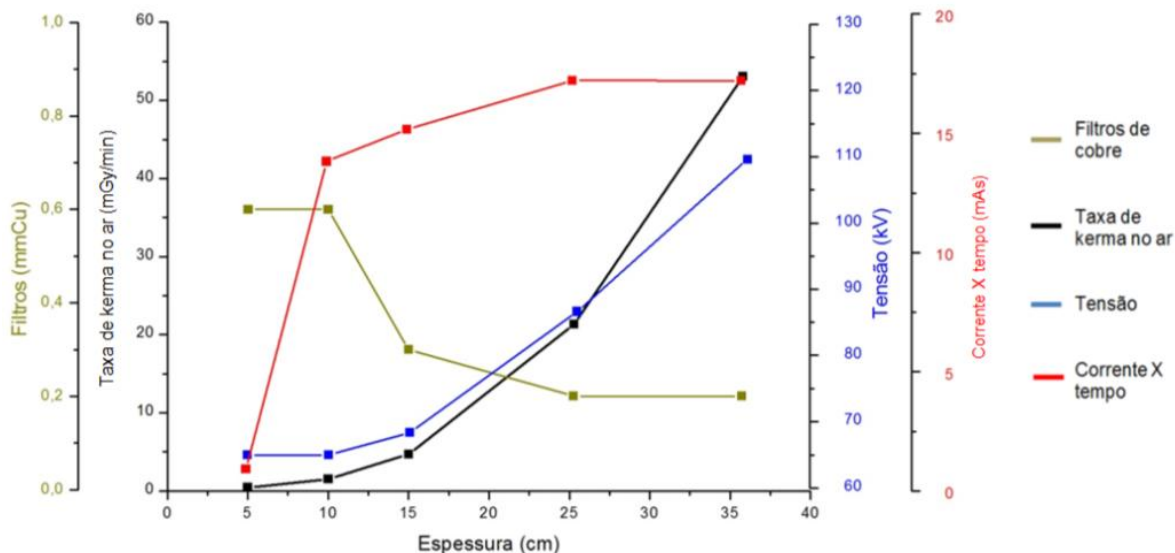


Figura D2- Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo fluoroscopia com o tamanho de campo 32 cm.



As Figuras D3 e D4 e D5 mostram o comportamento dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de aquisição com subtração digital, para os tamanhos de campo de 16, 22 e 32 cm respectivamente.

Figura D3 - Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de aquisição com subtração digital com o tamanho de campo 16 cm

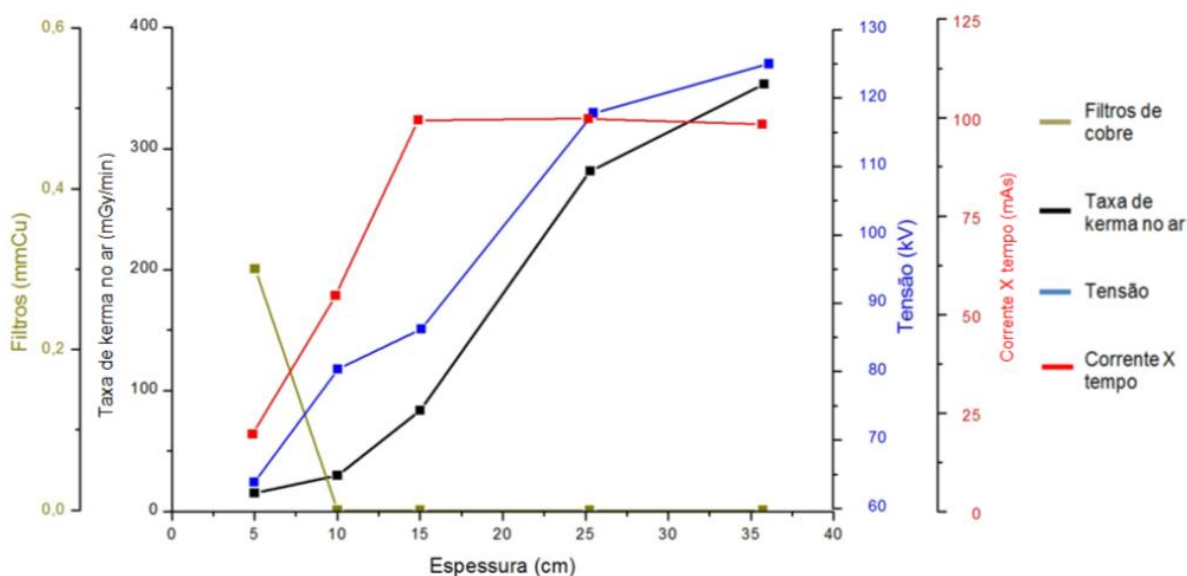


Figura D4 - Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de aquisição com subtração digital com o tamanho de campo 22 cm

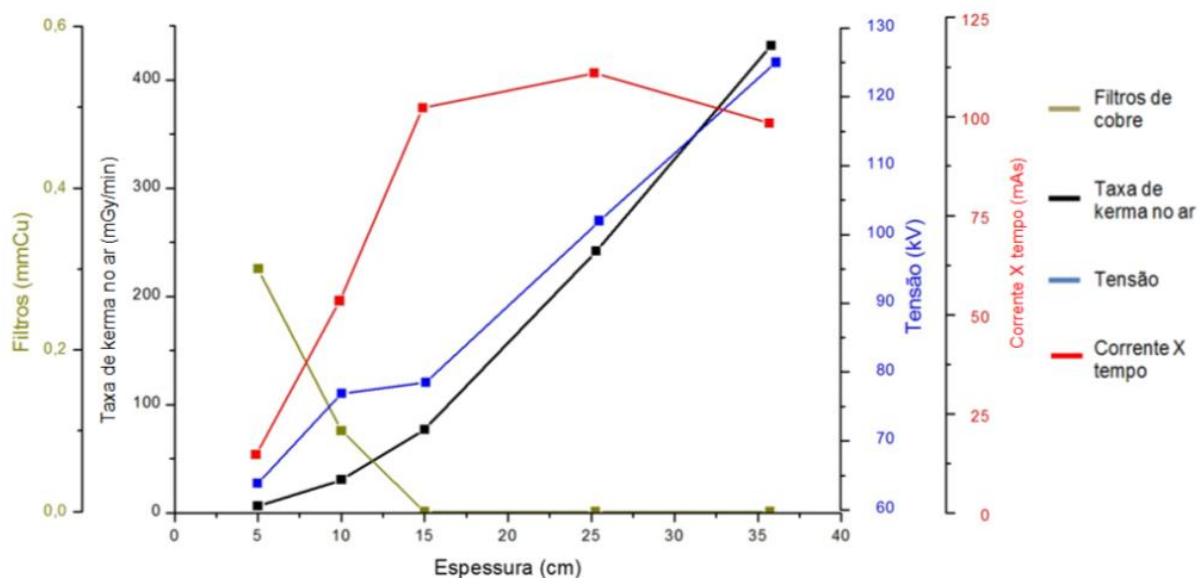


Figura D5 - Variação dos parâmetros de irradiação em função das espessuras do simulador de paciente no modo de aquisição com subtração digital com o tamanho de campo 32 cm

