



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

LILIAN TORRES REZENDE RIBEIRO

**ESTIMATIVA DA DOSE NAS LENTES DOS OLHOS DO MÉDICO E DO
PACIENTE EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Recife
2020

LILIAN TORRES REZENDE RIBEIRO

**ESTIMATIVA DA DOSE NAS LENTES DOS OLHOS DO MÉDICO E DO
PACIENTE EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Aplicações de Radioisótopos na Indústria e Medicina.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.

Coorientadora: Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora.

Recife

2020

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

R484e Ribeiro, Lilian Torres Rezende.
 Estimativa da dose nas lentes dos olhos do médico e do paciente em
 procedimentos de neurorradiologia intervencionista / Lilian Torres Rezende
 Ribeiro. - 2020.
 109 folhas, il., gráfs., tabs.

 Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.
 Coorientadora: Profa. Dra. Viviane Khoury Asfora.

 Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
 Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares,
 2020.
 Inclui Referências e Apêndices.

 1. Energia nuclear. 2. Dosimetria. 3. Neurorradiologia intervencionista.
 4. Otimização em neurorradiologia. I. Khoury, Helen Jamil (Orientadora).
 II. Asfora, Viviane Khoury (Coorientadora). III. Título.

UFPE

621.4837 CDD (22. ed.)

BCTG/2021-77

LILIAN TORRES REZENDE RIBEIRO

**ESTIMATIVA DA DOSE NAS LENTES DOS OLHOS DO MÉDICO E DO
PACIENTE EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Ciências.

Aprovada em 27/10/2020.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury (Orientadora)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Regina Bitelli Medeiros (Examinadora Externa)
Universidade Federal de São Paulo

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade (Examinador Externo)
Centro Universitário Tiradentes de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus e a Nossa Senhora, por estarem sempre comigo, me guiando, iluminando cada passo meu e me abençoando. Obrigada, meu Pai, por tudo de bom que tenho e que sou. Agradeço também aos santos e anjos, que sempre estão olhando por mim e intercedendo ao meu favor. Sem essa força divina, nenhuma conquista seria possível.

Aos meus pais, Sueli e Augusto e ao meu irmão Alan, pela compreensão, incentivo e pelo profundo apoio, me estimulando nos momentos mais difíceis. Obrigada por desejarem sempre o melhor para mim, pelo esforço que fizeram para que eu pudesse superar cada obstáculo em meu caminho e chegar até aqui.

À professora Helen khoury pela oportunidade de desenvolver este trabalho, por sempre ter acreditado e depositado sua confiança em mim ao longo desses anos. Sem sua orientação, apoio, confiança e amizade, não somente neste trabalho, mas em todo o caminho percorrido até aqui, nada disso seria possível.

Aos professores Vinícius Barros e Viviane Asfora pelo apoio, conselhos e sugestões que foram essenciais para a concretização desse estudo.

A toda equipe do setor de hemodinâmica do Hospital da Restauração, Thiago, Ubiratan, Carol, Erton, Sidney, em especial, a Dr. Gustavo Andrade pelo trabalho em conjunto, pela disponibilidade, pelas dicas, sugestões fundamentais e auxílio durante os estudos.

Aos amigos de trabalho do LMRI e LPR, especialmente Sr.Elias, Ana Dayse, Egita (garotinha), Tay, Day, Kendy, André e Caio, pelas conversas, pela receptividade que tive de cada um de vocês quando cheguei ao DEN e pela colaboração.

Aos amigos que o Recife me presenteou Boisguillebert Andrade, Bárbara, Bruno Soares, Charles Nilton, Edyelle Oliveira, Gabi, Ivysson, Kalina, Jorge Savignon, Maria Thalita, Yelina Gonzalez e Wlademir pela amizade, pelos momentos de descontração, pelo apoio que tive de cada um de vocês nessa jornada e pelas discussões que ajudaram bastante na construção deste projeto. Obrigada a todos pela atenção e por serem tão solícitos. Agradeço ainda a Moema, uma pessoa maravilhosa, que me ajudou em diversos momentos, me dando conselhos, me escutando, me divertindo com sua alegria e me incentivando.

Agradeço ao meu namorado Matheus, por estar ao meu lado me incentivando, me ajudando, abdicando dos seus finais de semana para ir ao hospital comigo coletar dados e pela paciência. Ter você ao meu lado fez com que o caminho até aqui ficasse mais leve. Obrigada pelo seu companheirismo, pelo apoio e pelo seu amor.

À Fundação Amparo à Ciência e Tecnologia de Pernambuco (FACEPE), pela bolsa de mestrado que permitiu a minha dedicação exclusiva a esse trabalho de pesquisa.

RESUMO

Imagens médicas utilizando radiações ionizantes permitem o diagnóstico e o tratamento em procedimentos de neurorradiologia intervencionista, que é uma alternativa à intervenção cirúrgica, porém, apesar dos seus benefícios, estes procedimentos geralmente expõem os pacientes e a equipe médica a altas doses de radiação. Este trabalho tem por objetivo o estudo dosimétrico na lente dos olhos em médicos e pacientes que se submeteram a angiografias e embolizações de aneurismas cerebrais, em um grande hospital de referência em Recife, PE, bem como a implantação de protocolos para a redução da dose absorvida pelo paciente e pela equipe médica. Neste estudo, foram avaliados 99 pacientes adultos com o protocolo usual e 8 procedimentos de angiografia para detecção de aneurisma cerebral com o protocolo otimizado. Os procedimentos foram realizados em um angiógrafo Siemens Artis Zee Ceiling, dotado de um detector *flat panel*. Para estimar a dose na lente dos olhos do paciente e do médico, foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD-100). Além de avaliar a dose nos olhos, foi estimada a dose efetiva no profissional que realizava o procedimento. Para isto foram utilizados dosímetros de óxido de berílio (BeO) que são do tipo de dosímetro luminescente opticamente estimuláveis (LOE) e estes, foram posicionados na região da tireoide e do 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 ar área (P_{ka}). Os resultados obtidos mostraram que o valor médio de kerma ar medido na região do olho esquerdo dos pacientes foi de 39,22 mGy em angiografia e 97,81 mGy nas embolizações. Com relação aos médicos, os resultados mostraram que o máximo valor de dose equivalente na região dos olhos foi de 138 μ Sv e que a dose efetiva média em angiografias foi de 3,8 μ Sv, e de 1,5 μ Sv para os procedimentos de embolização. Com a otimização dos parâmetros no modo de aquisição DSA, os valores de kerma ar no olho esquerdo do paciente em procedimentos de angiografia cerebral foram reduzidos em 62 %, já em relação aos valores de dose equivalente na região do olho esquerdo obtidos neste estudo mostram que os níveis de exposição recebidos pelo médico principal em angiografias cerebrais após a otimização foram reduzidos em aproximadamente 26 %.

Palavras-chave: Dosimetria. Neurorradiologia intervencionista. Otimização em neurorradiologia.

ABSTRACT

Medical images using ionizing radiation allow diagnosis and treatment in interventional neuroradiology procedures, which are an alternative to surgical intervention. However, despite their benefits, these procedures generally expose patients and medical staff to high doses of radiation. This work aims at the dosimetric study on the lens of the eyes in doctors and patients who underwent angiography and embolization of cerebral aneurysms, in a large reference hospital in Recife, PE, as well as the implementation of protocols for reducing the absorbed dose. by the patient and the medical team. In this study, 99 adult patients with the usual protocol and 8 angiography procedures for the detection of cerebral aneurysm with the optimized protocol were evaluated. The procedures were performed on a Siemens Artis Zee Ceiling angiograph, equipped with a flat panel detector. To estimate the dose in the lens of the patient's and doctor's eyes, thermoluminescent dosimeters (TLD-100) were used. In addition to evaluating the dose in the eyes, the effective dose was estimated in the professional who performed the procedure. For this, beryllium oxide dosimeters (BeO) were used, which are the type of optically stimulating luminescent dosimeter (LOE) and these were positioned in the thyroid and chest region by professionals. During clinical procedures, irradiation parameters, number of images, exposure time, kerma value in the reference air ($K_{a,r}$) and P_{ka} were recorded. The results obtained showed that the mean value of kerma air measured in the patients' left eye region was 39.22 mGy in angiography and 97.81 mGy in embolizations. With regard to physicians, the results showed that the maximum equivalent dose value in the eye region was 138 μ Sv and that the average effective dose in angiographies was 3.8 μ Sv, and 1.5 μ Sv for embolization procedures. With the optimization of the parameters in the DSA acquisition mode, the kerma air values in the patient's left eye in cerebral angiography procedures were reduced by 62%, as compared to the equivalent dose values in the left eye region obtained in this study show that the exposure levels received by the primary physician on cerebral angiographies after optimization were reduced by approximately 26%.

Keywords: Dosimetry. Interventional neuroradiology. Optimization in neuroradiology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Angiografia da carótida comum esquerda: (a) Angiografia Convencional; (b) Angiografia com Subtração Digital (DSA).....	22
Figura 2 - Esquema de tratamento de um aneurisma por embolização com molas.	24
Figura 3 - Angiografia de um aneurisma tratado com embolizações por molas: (a) Aneurisma antes da embolização; (b) Região do Aneurisma depois da embolização.	24
Figura 4 - Sistema Dosimétrico MOSkin.....	28
Figura 5 - Filme radiocrômico colocado ao redor do crânio.	29
Figura 6 - Tela de operação do software Dose Tracking System	30
Figura 7 - Localização do ponto de referência intervencionista.	31
Figura 8 - Relação do P_{KA} com a distância e a dose: o P_{KA} mantém-se constante, pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta.	33
Figura 9 - Diagrama de um angiografo Philips Allura Xper FD20 / 20®, a) posicionamento do tubo frontal e lateral; b) as direções mais comuns de exposição do tubo lateral (70 ° RAO a 90 ° RAO) e bem como a cabeça do paciente.....	36
Figura 10- (a) Os detectores Moskin foram posicionados nas regiões da pálpebra esquerda e do canto externo esquerdo durante procedimentos neuro intervencionistas. b) Este detector é quase invisível na imagem exibida.	37
Figura 11 - Posição dos dosímetros nos olhos do paciente.....	38
Figura 12 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil.	39
Figura 13 - Curvas de Isodoses próximo ao tubo de raios X.	39
Figura 14 - Catarata subcapsular posterior observada num radiologista após 22 anos de trabalho.	41
Figura 15 - Razão da dose efetiva calculada pelo algoritmo para a dose efetiva medida. Os algoritmos são numerados em relação à Tabela 3.	47
Figura 16 - Angiógrafo Siemens Artis Zee ceiling, empregado nos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.	50

Figura 17 - Angulações do arco C. (a) angulação cranial ou caudal; (b) angulação oblíqua direita e esquerda.	51
Figura 18 - Equipamentos de Proteção	53
Figura 19 - Informações dosimétricas fornecidas no relatório final do equipamento.	54
Figura 20 - Posição dos dosímetros no paciente.....	55
Figura 21- Curva de calibração dos dosímetros TLD-100 na qualidade de radiodiagnóstico RQR6 (80kV).....	56
Figura 22 - Posicionamento dos Dosímetros no Médico.(1) Olho Esquerdo; (2) Glabela e (3) Olho Direito.....	57
Figura 23 - Curva de calibração na qualidade ISO-N80 na grandeza operacional equivalente de dose Pessoal Hp (3).....	57
Figura 24 - Posição dos dosímetros OSLs no médico.1: tireoide (por cima do protetor); 2: tórax (por baixo do avental).....	59
Figura 25 - Distribuição dos Procedimentos adultos avaliados.....	61
Figura 26 - Número de imagens adquiridas em angiografias cerebrais em pacientes adultos	64
Figura 27 - Valores do P_{KA} ($Gy.cm^2$) em relação a espessura da filtração utilizada.	66
Figura 28 - Valor total de $K_{a,r}$ por paciente em procedimentos de angiografia cerebral.	66
Figura 29 - Número de Imagens adquiridas em embolizações cerebrais em pacientes adultos.	70
Figura 30 - Valor total de $K_{a,r}$ por paciente	72
Figura 31 - Distribuição do kerma no ar na superfície da pele da região dos olhos em pacientes adultos submetidos às angiografias e embolizações de aneurismas cerebrais respectivamente.	77
Figura 32 - Distribuição dos valores de $H_p(d)$: a) angiografia cerebral b) embolização cerebral no médico principal em procedimentos de neurorradiologia neste estudo.....	81
Figura 33 - Posição do médico principal durante a realização do procedimento	82
Figura 34 - Posicionamento do tubo de raios X durante um procedimento de embolização de aneurisma cerebral.....	85

Figura 35 - Posição dos profissionais de embolização cerebral durante os procedimentos.....	86
Figura 36 - Dose equivalente no (a) olho direito e (b) olho esquerdo do médico principal e auxiliar que realizaram embolizações cerebrais.	87
Figura 37 - Dose efetiva (μSv) dos médicos que realizaram procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais.....	89
Figura 38 - Imagem cerebral obtida com o: (a) Protocolo Usual e com (b) Protocolo Otimizado.	91
Figura 39 - Distribuição dos procedimentos de angiografia cerebral realizados com o protocolo usual e o protocolo de otimização Otimizado para os valores de a) P_{KA} e b) $K_{a,r}$	94
Figura 40 - Distribuição do Kerma Ar nos procedimentos de angiografia cerebral com o protocolo Usual e o Otimizado.	95
Figura 41 - Distribuição da média dos valores absolutos $H_p(3)$ do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral.	96
Figura 42 - Distribuição da dose efetiva do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral obtida com os dois protocolos..	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limiares para a ocorrência de efeitos teciduais na pele e nos olhos.	26
Tabela 2 - Valores de $K_{a,r}$ reportados na literatura para procedimentos de neurorradiologia intervencionista.	32
Tabela 3 - Valores médios (mínimo- máximo) de P_{KA} e TF reportados na literatura nos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.	34
Tabela 4 - Limites de dose anuais para os indivíduos ocupacionalmente expostos.	43
Tabela 5 - Algoritmos utilizados para medir a dose efetiva em procedimentos de radiologia intervencionista.	46
Tabela 6 - Principais parâmetros dos protocolos utilizados durante os procedimentos de neurorradiologia intervencionista.	52
Tabela 7 - Número de procedimentos realizados.	53
Tabela 8 - Parâmetros do modo de aquisição DAS no Protocolo Usual e no Protocolo Otimizado.	60
Tabela 9 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação	62
Tabela 10 – Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do número de séries e de imagens por modo de operação e tempo de fluoroscopia nos procedimentos de angiografia cerebral.	63
Tabela 11 - Valores médios (mínimo – máximo) do $K_{a,r}$ e do P_{KA} por modo de operação e total nos procedimentos de angiografia cerebral.	65
Tabela 12 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de angiografia cerebral neste estudo e na literatura.	67
Tabela 13 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação	69
Tabela 14 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do número de séries, de imagens e por modo de operação e tempo de fluoroscopia nos procedimentos de embolização de aneurisma cerebral.	70
Tabela 15 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do P_{KA} , $K_{a,r}$ e do tempo de exposição por modo de operação e total nos procedimentos de embolização cerebral.	71
Tabela 16 - Dados do procedimento de quatro paciente que realizaram procedimentos de angiografia e embolização cerebral.	73

Tabela 17 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de embolização cerebral neste estudo e na literatura.	74
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.	75
Tabela 19 - Dose (mGy) na literatura em procedimentos de angiografia cerebral. ...	78
Tabela 20 - Dose (mGy) na literatura em procedimentos de embolização de aneurisma.	78
Tabela 21 - Número de profissionais monitorados e o uso de elementos de radioproteção durante os procedimentos.....	80
Tabela 22 - Valores médios e máximos de Hp (d) em várias regiões do médico principal em angiografias cerebrais e no médico principal e auxiliar nas embolizações cerebrais.....	83
Tabela 23 - Valores médios de Hp(3) do médico principal registrados durante procedimentos de angiografia e embolização de aneurisma cerebral.....	84
Tabela 24 - Dose equivalente média em várias regiões do médico em procedimentos de neurorradiologia na literatura e neste trabalho.	88
Tabela 25 - Dose efetiva calculada pelo algoritmo de Von Boetticher et al., (2010) no médico principal e auxiliar em embolizações de aneurismas cerebrais.	90
Tabela 26 - Parâmetros de irradiação utilizados durante os procedimentos de angiografia cerebral no protocolo Usual e no Otimizado.....	92
Tabela 27 - Valores médios de P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de operação durante os procedimentos de angiografia cerebral no protocolo Usual e no Otimizado	93
Tabela 28 - Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar (mGy) na região dos olhos em procedimentos de angiografias no protocolo Usual e no Otimizado.	94
Tabela 29 - Valores médios, mínimos e máximos do Hp(3), em μSv , na região dos olhos em procedimentos de angiografias no protocolo Usual e no Otimizado.	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine - Associação Americana de Físicos em Medicina
ALARA	As Low as Reasonably Achievable - Tão baixo quanto razoavelmente exequível.
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BeO	Óxido de Berílio
CC	Coeficiente de Conversão
CBCT	Cone Beam Computerized Tomography - Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
CMRP	Center for Medical Radiation Physics - Centro Médico de Física das Radiações
CV	Coeficiente de Variação
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
DEN - UFPE	Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine - Imagem Digital e Comunicação em Medicina
DSA	Digital Subtraction Angiography - Angiografia por Subtração Digital
E	Dose Efetiva
FOV	Field of View- Campo de Visão
Hp(d)	Personal Dose Equivalent - Equivalente de Dose Pessoal
HT	Dose Equivalente
Hp(10)	Equivalente de Dose Pessoal a uma Profundidade 10 mm
Hp(3)	Equivalente de Dose Pessoal a uma Profundidade 3 mm
Hp(0,07)	Equivalente de Dose Pessoal a uma Profundidade 0,07 mm
IAEA	International Atomic Energy Agency- Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	International Commission on Radiological Protection- Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU	International Commission on Radiological Units and Measurements - Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação
IEC	International Electrotechnical Commission - Comissão Internacional de Eletrotécnica
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IRPA	International Radiation Protection Association - Associação Internacional de Proteção Radiológica.
$K_{a,r}$	Reference Air Kerma- Kerma ar no ponto de Referência
LET	Linear Energy Transfer- Tranferência Linear de Energia
LOE	Luminescência Opticamente Estimulada
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
MAVs	Malformações Arteriovenosas
MDP	Máxima Dose na Pele
MOSFET	Metal-Oxide-Semiconductor Field - Effect Transistor-
NAT	Native Non subtraced Display - Exibição Nátiva Não Subtraída
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements - Conselho Nacional de Proteção à Radiação e Medidas
NRI	Neurorradiologia Intervencionista
NRD	Nível de Referência de Dose
OMS	Organização Mundial da Saúde
P_{KA}	Produto Kerma ar-área
PRI	Ponto de Referência Intervencionista
PMMA	Polimetilmetacrilato
RAO	Right Anterior Olblique-Oblíquo Anterior Direito
SUB	Subtracted Display- Display Subtraído
TC	Tomografia Computadorizada
TF	Tempo de Fluoroscopia
TL	Termoluminescent- Termoluminescência
TLDS	Termoluminescent Dosimeters - Dosímetros Termoluminescentes
3D	Reconstrução Tridimensional
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomics

Radiation - Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos das
Radiações

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA	21
2.1.1	Angiografia Cerebral	21
2.1.2	Embolização de Aneurisma Cerebral	23
2.2	DOSIMETRIA EM PACIENTES.....	25
2.3	ESTIMATIVA DA DOSE NAS LENTES OCULARES NOS PACIENTES EM NEURORRADIOLOGIA.....	34
2.4	EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA....	38
2.5	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	42
2.6	OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	48
3	MATERIAIS E MÉTODOS	50
3.1	DOSIMETRIA EM PACIENTES.....	53
3.1.1	Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$.....	54
3.1.2	Estimativa da Dose na Região dos Olhos.....	55
3.2	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	56
3.3	PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA	59
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
4.1	DOSIMETRIA EM PACIENTES.....	62
4.1.1	Angiografia Cerebral	62
4.1.2	Embolização de Aneurisma Cerebral	69
4.1.3	Dose na Região dos Olhos do Paciente.....	75
4.2	DOSIMETRIA OCUPACIONAL	80
4.3	PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA	90
4.3.1	Dosimetria em Pacientes	91
4.3.1.1	Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ a partir dos parâmetros de irradiação.....	91
4.3.2	Dose na Superfície dos Olhos do Paciente	94
4.3.3	Dosimetria Ocupacional.....	95
5	CONCLUSÃO	99

REFERÊNCIAS.....	100
APÊNDICE A - FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS	107
APÊNDICE B - OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DOS ANGIÓGRAFOS SIEMENS ARTIS ZEE.....	108

1 INTRODUÇÃO

Aplicações médicas representam a maior fonte de exposição do ser humano às radiações ionizantes (UNSCEAR, 2008). Entre as diversas aplicações médicas das radiações destacam-se os procedimentos intervencionistas, nos quais têm sido muito utilizados para diagnóstico e, principalmente, com finalidade terapêutica.

Definem-se procedimentos intervencionistas como aqueles procedimentos diagnósticos ou terapêuticos realizados por via percutânea ou outros acessos, com anestesia geral ou sedação, utilizando imagens de fluoroscopia para localizar / tratar a lesão, monitorar o procedimento e controlar e documentar a terapia. Este tipo de procedimento tem se mostrado uma alternativa interessante quando comparado aos procedimentos cirúrgicos convencionais, uma vez que são menos invasivos no paciente, proporcionando uma rápida recuperação e um menor tempo de internação. Além disso, a eficácia de novas técnicas empregadas tem permitido a realização de intervenções cada vez mais complexas e sofisticadas, que trazem benefícios clínicos comparáveis aos da cirurgia convencional (UNSCEAR, 2010). Devido às suas vantagens, a frequência destes procedimentos tem aumentado consideravelmente nos últimos anos. No Brasil, segundo dados do Sistema Único de Saúde (SUS), entre os períodos de 1995 e 2001, houve um incremento de 77,6% na frequência de procedimentos intervencionistas, sendo que, em 2007, foram realizados 49729 procedimentos. (DATASUS, 2008).

No entanto, apesar dos seus benefícios, estes procedimentos podem acarretar altas doses de radiação no paciente e na equipe médica. Muitos estudos têm mostrado que vários procedimentos intervencionistas, por sua complexidade e elevado tempo de fluoroscopia resultam em reações teciduais em pacientes, como, por exemplo, lesões na pele (BALTER, et al., 2010). Trabalhos de Balter e Miller (2014) mostram, por exemplo, o caso de uma paciente adulta que teve perda de cabelo e eritema após ser submetida a um procedimento de neurorradiologia intervencionista. A dose máxima estimada na pele dessa paciente foi de 4 Gy e o tempo de fluoroscopia foi aproximadamente 70 minutos. Por outro lado, novos estudos sobre reações teciduais têm mostrado que, dependendo da sensibilidade do indivíduo, podem ocorrer lesões nas lentes dos olhos, que são órgãos radiossensíveis (ICRP, 2011). A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP- do inglês *International Commission on Radiation Protection*) na publicação

118 reduziu o liminar presumido para reações teciduais na lente dos olhos de 5,0 Gy para 0,5 Gy com base em estudos epidemiológicos de ocorrência de catarata nos profissionais que trabalharam no acidente de Chernobyl, profissionais da radiologia intervencionista e sobreviventes dos eventos nucleares de Hiroshima e Nagasaki (WORGUL et al., 2007; CHODICK et al., 2008; CIRAJ-BJELAC et al., 2010; VAÑO et al., 2010)

Além do paciente, o médico intervencionista também pode receber uma elevada dose de radiação, devido à sua proximidade com o paciente e com o tubo de raios X. A exposição do médico deve-se principalmente à radiação espalhada pelo paciente que depende de fatores tais como: características e geometria do equipamento, complexidade do procedimento, características físicas do paciente e tempo de execução do exame. A ICRP também recomendou reduzir o limite anual de dose ocupacional para o cristalino de 150 mSv para 20 mSv (ICRP, 2012). Esta redução mostra a importância de estudos dosimétricos no cristalino, especialmente nos casos onde os médicos não utilizam barreiras de proteção. Portanto, proteger e monitorar a lente dos olhos tornou-se uma preocupação crescente atualmente.

Dentre os diversos procedimentos intervencionistas, a neurorradiologia intervencionista (NRI) tem se destacado por utilizar técnicas radiológicas, conhecimento neurológico e neurocirúrgico para o diagnóstico e tratamento de doenças relacionadas ao sistema nervoso central, cabeça, pescoço e coluna vertebral. Entretanto, a depender da complexidade e elevado tempo de fluoroscopia, tais procedimentos podem resultar em elevadas doses de radiação na lente dos olhos dos pacientes e da equipe médica. 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.

Neste sentido, é objetivo deste trabalho avaliar as doses de radiação na lente dos olhos dos pacientes e dos médicos em procedimentos de neurorradiologia intervencionista, realizados na cidade de Recife, bem como avaliar as doses efetivas dos médicos e implementar protocolos de otimização para a redução da dose recebida pelos pacientes e pela equipe médica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

A neurorradiologia intervencionista é uma técnica auxiliar a neurologia e a neurocirurgia em diagnósticos e tratamentos de doenças vasculares e tumorais, tais como: aneurismas cerebrais e malformações arteriovenosas. No início dos anos 1990, o desenvolvimento da angiografia com subtração digital de imagens e a aquisição de imagens vasculares tridimensionais permitiram um enorme crescimento da neurorradiologia. 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. Essa técnica também possibilitou o planejamento para guiar o cateter até o local apropriado dentro dos vasos sanguíneos, viabilizando a realização do tratamento. A seguir, discutiremos dois procedimentos vasculares cerebrais: a angiografia e a embolização de aneurismas.

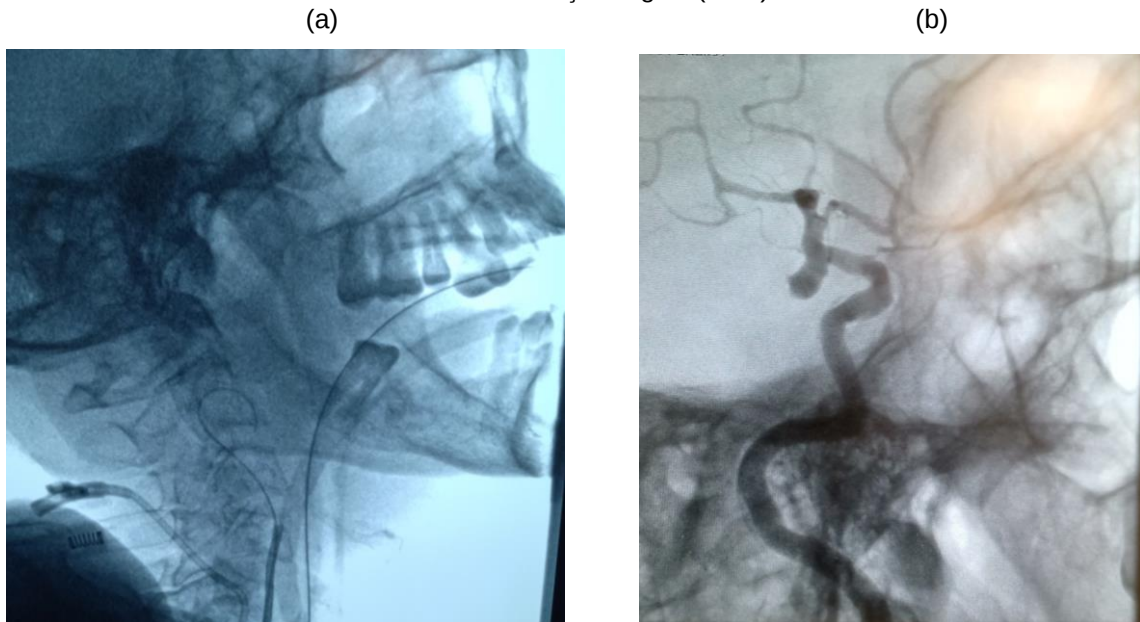
2.1.1 Angiografia Cerebral

A angiografia consiste em uma técnica que utiliza a radiação X para o estudo das veias e artérias após a injeção de um contraste por técnicas de cateterismo, possibilitando a realização de exames dinâmicos. Nessa 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.

A angiografia permite a detecção de aneurismas cerebrais, malformações vasculares cerebrais, fístulas arteriovenosas, tumores hipervascularizados, doença arterial aterosclerótica intra e extracraniana, entre outros (ALMEIDA, 2009). O principal objetivo da angiografia 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 1(a), 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- do inglês *Digital subtraction angiography*). Neste caso é adquirida uma primeira imagem da estrutura, denominada Máscara, em seguida o contraste é injetado a uma velocidade específica que depende da localização da estrutura alvo do estudo, e são então obtidas diversas imagens da progressão do contraste. Depois, a imagem com contraste é subtraída da imagem Máscara, permitindo assim eliminar as estruturas que não foram contrastadas, ou seja, realçando apenas as estruturas onde existe contraste, conforme mostra a Figura 1(b). O uso do contraste é fundamental para que o resultado seja satisfatório na visualização dos vasos e estruturas normalmente transparentes à radiação.

Figura 1 - Angiografia da carótida comum esquerda: (a) Angiografia Convencional; (b) Angiografia com Subtração Digital (DSA).



Fonte: A Autora (2020).

Para a realização desse procedimento, um cateter é introduzido no vaso de interesse e uma pequena injeção manual de contraste é dada, e através da imagem por fluoroscopia pode-se verificar se o cateter está na posição correta. Após o posicionamento do cateter é realizada a aquisição de uma série de imagens, com um injetor eletromecânico fornecendo a quantidade predeterminada de contraste. Para o estudo adequado da circulação intracraniana por meio de angiografia

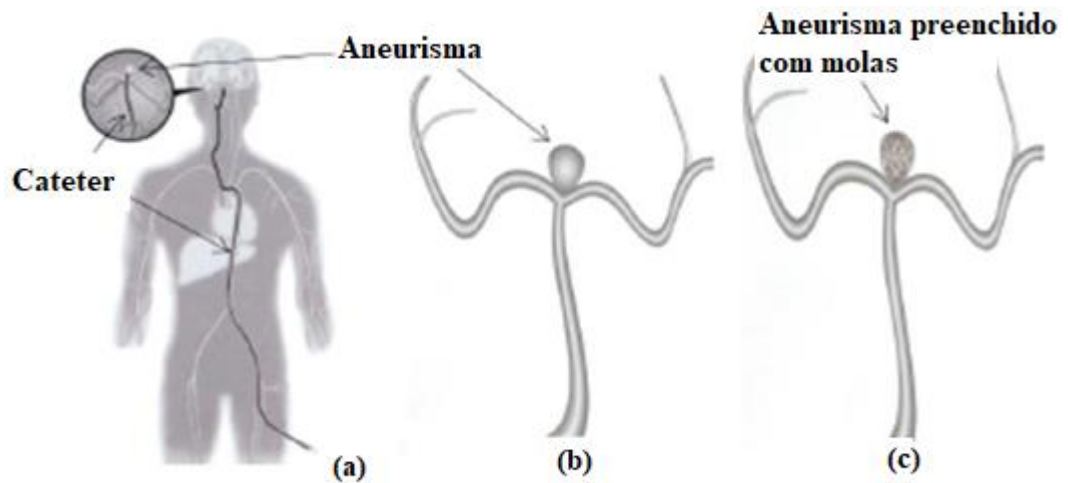
cerebral faz-se necessário o cateterismo no mínimo dos seguintes vasos: artéria carótida direita artéria carótida esquerda artéria vertebral direita e artéria vertebral esquerda. A taxa de aquisição de imagens depende muito do fluxo no vaso de interesse, de modo que a aquisição seja realizada no momento da passagem do contraste. A série adquirida é então revisada para determinar se há ou não necessidade de uma série adicional.

2.1.2 Embolização de Aneurisma Cerebral

Um aneurisma cerebral é uma doença em que um segmento de vaso sanguíneo se encontra anormalmente dilatado no encéfalo. Os aneurismas são classificados de acordo com sua forma, tamanhos e local anatômico, sendo essas características muito importantes na avaliação do tratamento adequado. Os vários tipos de aneurismas intracranianos são: sacular (aneurisma redondo e pequeno), fusiforme (dilatação de toda a parede do vaso, geralmente como resultado de aterosclerose difusa; raramente rompe), traumático ou pseudoaneurisma, micóticos (resultante de uma infecção na qual os êmbolos sépticos levam ao desenvolvimento de arterite) e dissecantes (forma-se quando o sangue passa entre as paredes da artéria, separando a túnica íntima da camada muscular). O aneurisma intracraniano sacular é geralmente classificado com base no diâmetro máximo do saco em três grupos: pequeno (saco aneurismático menor que 10 mm), grande (o diâmetro máximo do saco varia entre 10 e 25 mm) e gigante (saco aneurismático de diâmetro maior que 25 mm) (D'ERCOLE et al., 2012).

O tratamento de um aneurisma cerebral pode ser realizado através de uma embolização (técnica que consiste em obstruir ou preencher com agentes sólidos ou líquidos a região de um vaso que apresente anomalia, seja ela uma dilatação (aneurisma) ou uma malformação vascular, com fluxo sanguíneo anormal), que tem início com a inserção de um cateter na artéria femoral, na região da virilha do paciente, e navegação deste pelos vasos sanguíneos do pescoço até o aneurisma (Figura 2a). Através do cateter, o aneurisma é preenchido geralmente com molas de platina, impedindo que o fluxo de sangue entre no aneurisma, evitando assim sua ruptura, como mostra a Figura 2(c).

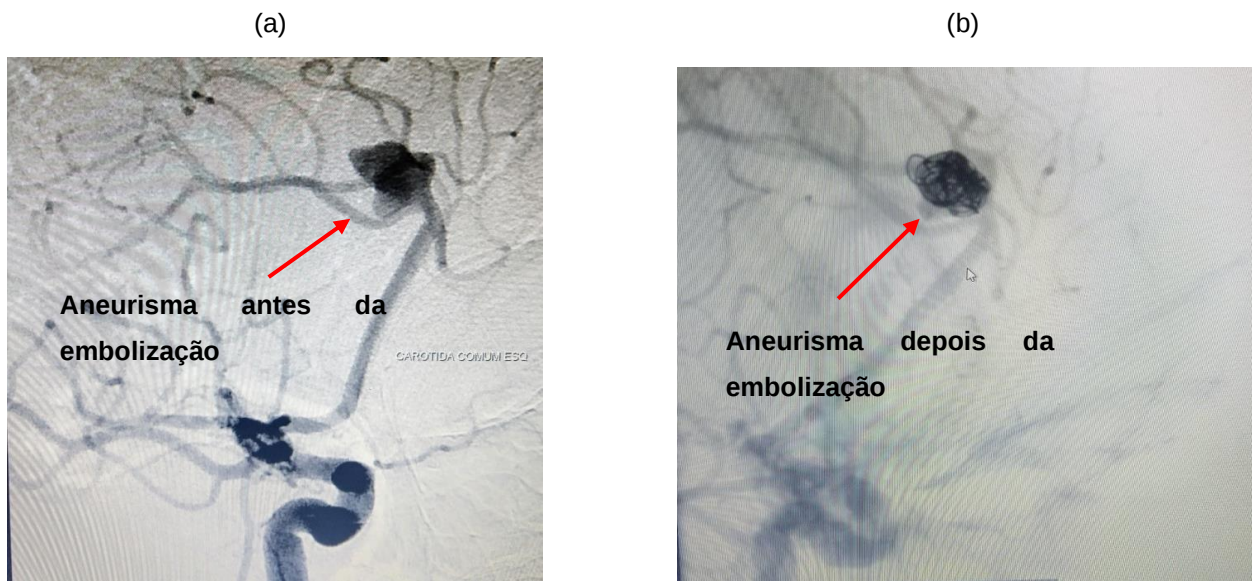
Figura 2 - Esquema de tratamento de um aneurisma por embolização com molas.



Fonte: Adaptado de Johnston et al., (2002).

A Figura 3(a) 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 3(b).

Figura 3 - Angiografia de um aneurisma tratado com embolizações por molas: (a) Aneurisma antes da embolização; (b) Região do Aneurisma depois da embolização.



Fonte: A Autora (2020).

Nestes procedimentos relatados acima, utiliza-se a fluoroscopia, onde sistema gera a imagem no monitor, mas esta imagem não é gravada, pois tem a finalidade de “guiar” o médico durante o procedimento para a colocação do cateter até atingir

os vasos que serão estudados. Para estudar e registrar esses vasos é utilizada a técnica DSA. Neste método ocorre a aquisição de uma série de imagens no qual, a cada série, a primeira imagem é adquirida sem o contraste e é chamada de “máscara”. Com a subtração digital (a sequência com o contraste é subtraída da imagem máscara) a rede vascular do paciente pode ser mais bem visualizada. Em angiografias cerebrais destinadas ao diagnóstico de aneurismas e em embolizações de aneurisma cerebrais, muitas das vezes, além da aquisição por DSA, são realizadas séries angiográficas rotacionais (3D) (imagens *cone beam*) com o movimento orbital de 200 graus (ARTIS ZEE/ZEEGO, 2009). A reconstrução permite ao médico a visualização das estruturas em diversos ângulos e auxilia na realização das medições das dimensões de um aneurisma.

Como estes procedimentos utilizam a fluoroscopia torna-se necessário avaliar a dose recebida pelo paciente e pelo trabalhador de modo a garantir o benefício do uso desta técnica com o menor risco ao paciente e trabalhador. A seguir discutiremos os riscos que esses procedimentos podem acarretar como também os métodos de dosimetria em pacientes e trabalhadores em radiologia intervencionista.

2.2 DOSIMETRIA EM PACIENTES

A Organização Mundial de Saúde (2000) e a ICRP (2000) consideram que é importante à 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 conhecer 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 da proteção radiológica.

Em procedimentos intervencionistas a pele do paciente é a região que está sob o maior risco, especialmente em procedimentos terapêuticos de alta complexidade como a embolização cerebral. Por esse motivo, procura-se estimar a dose absorvida na superfície da pele na região mais irradiada, que é a principal grandeza a ser determinada em radiologia intervencionista (ICRU, 2005), pois altas doses na entrada da pele podem acarretar lesões severas.

A Tabela 1 apresenta alguns efeitos determinísticos na pele e nos olhos para diferentes valores de doses limiares de dose associados com o tempo de surgimento destes efeitos.

Tabela 1 - Limiares para a ocorrência de efeitos teciduais na pele e nos olhos.

Efeito	Limiar aproximado de dose (Gy)	Tempo de Aparição do efeito
Pele		
Eritema imediato transitória	2	2- 24 horas
Epilação temporária	3	~ 3 semanas
Epilação permanente	7	~ 3 semanas
Escamação Seca	14	~ 4 semanas
Escamação úmida	18	~ 4 semanas
Ulceração Secundária	24	>6 semanas
Necrose dérmica isquêmica	18	>10 semanas
Necrose dérmica	>12	>52 semanas
Olhos		
Opacidade nas lentes (detectável)	0,5	>5 anos

Fonte: Adaptado de SAFARI (2016).

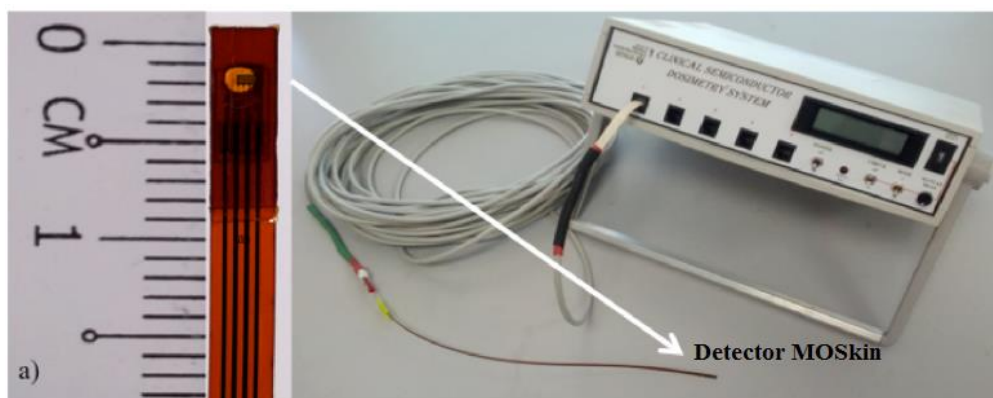
Os valores de doses limiares estabelecidos para as reações determinísticas são valores que resultam em 1% de incidência da reação. Isso não significa que não ocorram efeitos biológicos para doses mais baixas. A ICRP, baseada em evidências epidemiológicas e em informações científicas sobre efeitos decorrentes da exposição à radiação de baixo LET (Transferência linear de energia, do inglês- *linear energy transfer*), sugeriu que, para algumas reações tissulares, os limiares de dose absorvida podem ser iguais ou menores que os recomendados anteriormente. Assim, o limiar de dose absorvida para catarata e doenças circulatórias é agora considerado em 0,5 Gy para exposições únicas ou fracionadas (ICRP, 2011).

Em procedimentos intervencionistas procura-se estimar a máxima dose na pele (MDP) de forma direta utilizando diferentes tipos de dosímetros (luminescentes, semicondutores ou filmes radiocrômicos) na entrada da pele do paciente ou de forma indireta, a partir de grandezas dosimétricas calculadas e apresentadas pelos equipamentos de angiografia (ICRP, 2000; ICRU, 2005; BALTER, 2006).

A dosimetria por meio de dosímetros luminescentes (termoluminescentes- TL ou luminescência opticamente estimulada- LOE,) é um método muito utilizado, devido à existência de vários tipos e tamanhos de dosímetros, pela praticidade de colocação na pele do paciente e por não interferirem na imagem do exame, pois apresentam o valor de Z_{efetivo} aproximadamente equivalente ao tecido humano (KOSUNEN et al., 2006). Porém, esse método apresenta algumas desvantagens na determinação da MDP em procedimentos intervencionistas, uma vez que as posições previamente escolhidas para posicionamento dos dosímetros nem sempre coincidem com a região mais irradiada e a distribuição da dose na pele do paciente não é registrada de forma total (BALTER, 2006). Isso pode ser determinante em procedimentos intervencionistas complexos, onde o feixe de radiação sofre variações devido ao uso de múltiplas angulações do sistema de fluoroscopia e diferentes tamanhos do campo de radiação.

Outro método para estimar a dose de forma direta envolve o uso de detectores semicondutores do tipo MOSFET (*Metal-oxide-semiconductor Field-effect transistor*). 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, além de serem praticamente invisíveis na imagem exibida no monitor. SAFARI et al., (2015) caracterizaram e avaliaram o detector MOSkin (Figura 4) como também a sua adequação em procedimentos intervencionistas. Este detector é um novo tipo MOSFET e foi desenvolvido pelo *Center for Medical Radiation Physics* (CMRP), na Universidade de Wollongong, na Austrália. Esse detector foi projetado especialmente para medições de dose na pele e foi testado e considerado adequado para medições em radioterapia. O detector MOSkin foi caracterizado sob feixes de raios-x na qualidade de radiodiagnóstico e como resultado verificou-se que a variação da sua resposta para diferentes taxas de dose é de $\pm 3\%$. A variação na dependência angular e energética da sua resposta foi de $\pm 5\%$ nos dois casos, demonstrando que o MOSkin é adequado para monitorar a dose da pele durante procedimentos de radiologia intervencionista, levando em consideração as várias incertezas e limitações do detector. (SAFARI et al., 2015).

Figura 4 - Sistema Dosimétrico MOSkin.



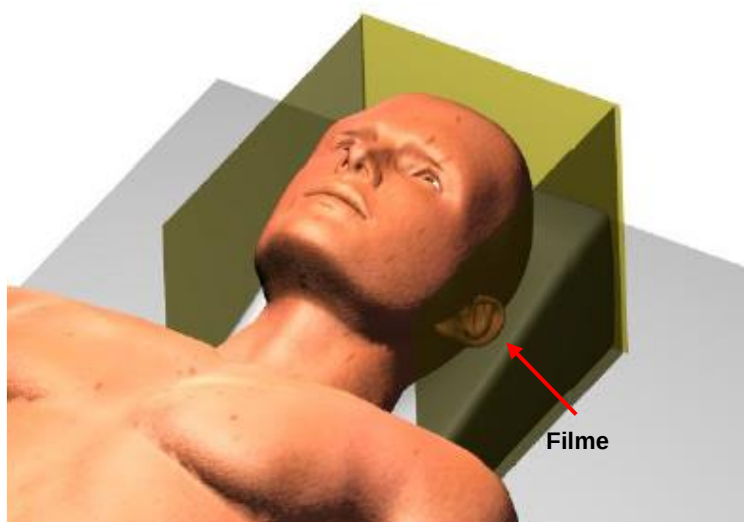
Fonte: Adaptado de SAFARI et al., (2015).

Outra maneira prática de obter não só a localização da máxima dose, mas também, a distribuição da dose na pele do paciente é a partir do uso de filmes radiocrômicos, que 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 (DEVIC, 2011). 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 das doses menores que 1 % e uma faixa de resposta para doses entre 0,01 e 30 Gy. A dose na pele pode ser estimada qualitativamente pela comparação do grau de escurecimento do filme com uma fita de referência fornecida pelo fabricante ou pela calibração prévia do filme. O filme Gafchromic XR-RV3 fabricado pela *International Specialty Products* (ISP, Wayne, NJ, USA) é o filme radiocrômico mais utilizado para monitorar a MDP de pacientes durante procedimentos intervencionistas (DABIN et al., 2015). As principais características destes filmes incluem: sensibilidade para ampla faixa de energias (30 keV a 30 MeV) e doses (0,01 a 30 Gy), baixa dependência com a taxa de dose ($< 3\%$), número atômico efetivo próximo ao tecido humano ($Z_{\text{efetivo}} = 7,3$) e um rápido processo de polimerização após irradiação. Esses filmes são fabricados em folhas de 35,6 cm x 43,2 cm e cada lote apresenta características de sensibilidade específicas.

Com o objetivo de mapear a distribuição de dose em pacientes submetidos à angiografia cerebral e à embolização de aneurisma cerebral, Lunelli (2012) utilizou quatro tiras de filmes radiocrômicos do modelo GAFCHROMIC tipo XR-RV2 e

XR-RV3, fabricados pela ISP (*International Specialty Products*) ao redor da cabeça, como mostra a Figura 5. 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. O método se mostrou eficaz para 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.

Figura 5 - Filme radiocrômico colocado ao redor do crânio.



Fonte: Lunelli (2012).

Os métodos descritos aqui para monitorar a dose no paciente são importantes para a proteção do mesmo e contribui para a implantação de procedimentos para a redução da dose no paciente. Entretanto, nem sempre os sistemas dosimétricos são disponíveis, assim alguns fabricantes vêm trabalhando para incluir no equipamento dispositivos que permitam fornecer informações sobre a dose na pele dos pacientes. Em 2014, a Toshiba, em parceria com a Universidade de Bufalo (EUA), desenvolveu e testou um software (*Dose Tracking System*) para o monitoramento e estimativa da dose na pele do paciente em tempo real. Este sistema utiliza diferentes modelos computacionais de pacientes baseados na tecnologia de digitalização 3D (RANA et al., 2013). Para o cálculo e a distribuição da dose na pele do paciente, o sistema leva em consideração a variação dos parâmetros geométricos e de irradiação do equipamento, bem como os fatores de atenuação e espalhamento

produzidos pela mesa/colchão de exames. Com a seleção apropriada do modelo computacional em função dos dados anatômicos do paciente, a incerteza na medição da dose na pele usando esse sistema é de $\pm 20\%$. A Figura 6 ilustra os dados da distribuição da dose na pele e a MDP calculados e apresentados pelo software Dose Tracking Syst.

Figura 6 - Tela de operação do software Dose Tracking System.

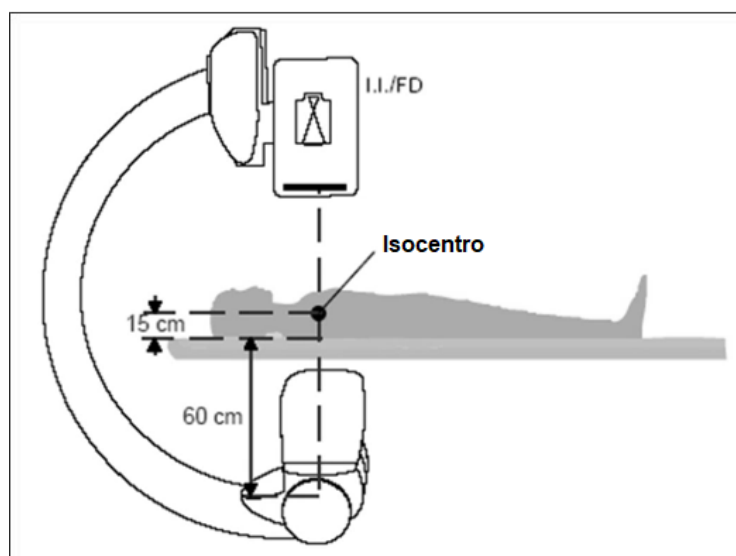


Fonte: Adaptado de TOSHIBA (2014).

Os equipamentos de fluoroscopia também fornecem um valor aproximado da dose na pele do paciente durante os procedimentos, com base na medida de grandezas dosimétricas em um ponto específico relativo ao foco do tubo de raios-x dos equipamentos de angiografia, ou a partir de cálculos baseados nos parâmetros geométricos e de irradiação dos equipamentos angiográficos. Os parâmetros dosimétricos medido nestes métodos é o kerma ar no ponto de referência ($K_{a,r}$), conhecido como *reference point air kerma* ou *cumulative dose*. Ele foi introduzido pela primeira vez no ano 2000 pela Comissão Internacional de Eletrotécnica (IEC- do inglês International Electrotechnical Commission) e é definido como o kerma ar acumulado, sem retroespalhamento, no ponto de referência intervencionista (PRI), que nominalmente representa a superfície da entrada da pele do paciente (IEC, 2000). Para equipamentos de angiografia que atendem aos

requisitos da IEC, o PRI encontra-se sobre o eixo central do feixe de raios X, a 15 cm do isocentro na direção do ponto focal do tubo de raios X (Figura 7).

Figura 7 - Localização do ponto de referência intervencionista.



Fonte: ICRU (2005).

Nota: I.I./FD Intensificador de imagem/Detector Plano.

A leitura do $K_{a,r}$ nem sempre representará o kerma ar incidente ($K_{a,i}$) na pele do paciente, uma vez que, durante a realização de alguns procedimentos intervencionistas, o feixe de raios X é movimentado periodicamente em relação ao paciente e, então, projetado a diferentes áreas da pele. Uma vez que o ponto de referência intervencionista é definido em relação ao equipamento, a sua localização pode estar na superfície, dentro ou fora do paciente e a estimativa da MDP a partir do $K_{a,r}$ pode ser superestimada ou subestimada (NCRP, 2010). O $K_{a,r}$ é definido livre no ar, portanto não considera o efeito da radiação espalhada e a atenuação devido à mesa e do colchão. Para ter uma estimativa da dose na entrada da pele, os valores de $K_{a,r}$ devem ser multiplicados por fatores apropriados (retroespalhamento e a razão entre os coeficiente mássicos de absorção de ar para pele) (JOHNSON et al., 2011). Na Tabela 2, estão apresentados valores de $K_{a,r}$, encontrados na literatura, para os procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Tabela 2 - Valores de $K_{a,r}$ reportados na literatura para procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Autores	Procedimento	K_{ar} (mGy)	
		Média	Mínimo- Máximo
Lunelli (2012)	Angiografia Cerebral	769	233-2829
	Embolização Cerebral	2394	416-7011
Hassan e Amelot (2017)	Angiografia Cerebral	376	51- 1089
	Embolização Cerebral	1180	389- 5035

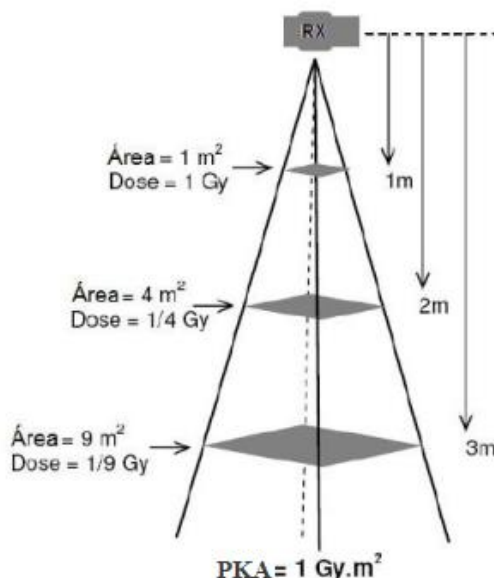
Fonte: A Autora (2020).

A medida do P_{KA} , que é o produto de kerma ar pela área, é outro método indireto para monitorar a dose no paciente durante procedimentos intervencionistas. O P_{KA} corresponde à dose absorvida no ar, multiplicada pela área da secção reta do feixe de raios X fornecida ao paciente. Esta grandeza é um importante indicador para avaliar 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.

Para a medição do P_{KA} é utilizada uma câmara de ionização de placas paralelas, especialmente projetada, com grande área, que intercepta inteiramente o feixe primário, independente da colimação. O valor desta grandeza independe da distância do foco do tubo de raios X, pois apesar da intensidade da radiação variar com o inverso do quadrado da distância ao foco, a área do campo de radiação aumenta com o quadrado da distância. Desta forma, o produto da dose pela área do campo de radiação, portanto o P_{KA} será constante. Esta relação pode ser observada na Figura 8.

Portanto, o P_{KA} permite uma avaliação mais completa da exposição total do paciente, pois esta depende da extensão do volume irradiado, assim como do valor do kerma ar no centro do feixe de raios X.

Figura 8 - Relação do P_{KA} com a distância e a dose: o P_{KA} mantém-se constante, pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta.



Fonte: Adaptado de Bogaert, Evelien (2008).

O rendimento e o tempo total de fluoroscopia também têm sido utilizados para avaliar os procedimentos de proteção ao paciente. O rendimento é definido como a quantidade de radiação medida em um ponto no centro do feixe de raios X a uma distância de 1 m do ponto focal por, mAs (SPRALWS, 1993) e expressa a habilidade do tubo de raios X para converter energia elétrica em raios X. Esta grandeza também permite estimar a dose recebida pelo paciente. Já o tempo total de fluoroscopia é utilizado para estimar a quantidade de dose absorvida recebida pelo paciente durante procedimentos intervencionistas. Porém, este parâmetro não tem mostrado ter uma boa correlação com a MDP, uma vez que não fornece informações sobre a taxa de dose na entrada da pele do paciente e não contabiliza a contribuição da dose devido a angiografia de subtração digital (NCRP, 2010).

A apresentação desses parâmetros, na posição de operação do equipamento, ou seja, em frente ao médico, é parte de um conjunto de requisitos definidos na norma IEC 60601-2-43 (IEC, 2010) para equipamentos fabricados a partir de junho de 2006.

Na Tabela 3, estão apresentados valores de P_{KA} e de tempo de fluoroscopia publicados na literatura para procedimentos de neurorradiologia intervencionista. Com base nestes dados, percebe-se uma grande variabilidade nos valores do P_{KA} e tempo de fluoroscopia entre os diferentes estudos. Esse fato pode ser atribuído a

fatores como: o tipo de equipamento utilizado nos procedimentos, o perfil dos pacientes tratados, a complexidade do procedimento e o treinamento dos radiologistas.

Tabela 3 - Valores médios (mínimo- máximo) de P_{KA} e Tempo de Fluoroscopia reportados na literatura nos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Autores	Procedimento	P_{KA} (Gy.cm²)	Tempo de fluoroscopia (min)
Lunelli (2012)	Angiografia Cerebral	75,4 (16,3- 251,7)	9,0 (1,5- 29,8)
	Embolização Cerebral	120,2 (27,9-377,1)	36,2 (3,7- 101,9)
Sánchez et al., (2016)	Angiografia Cerebral	56 (36-86)	11 (3-26,4)
	Embolização Cerebral	203 (63- 479)	28 (11,3- 87,5)
Hassan e Amelot (2017)	Angiografia Cerebral	47,8 (7,5- 130,1)	6,5 (4,2- 7,5)
	Embolização Cerebral	97,3 (25,0- 459,9)	33,9 (9,3- 159)

Fonte: A Autora (2020).

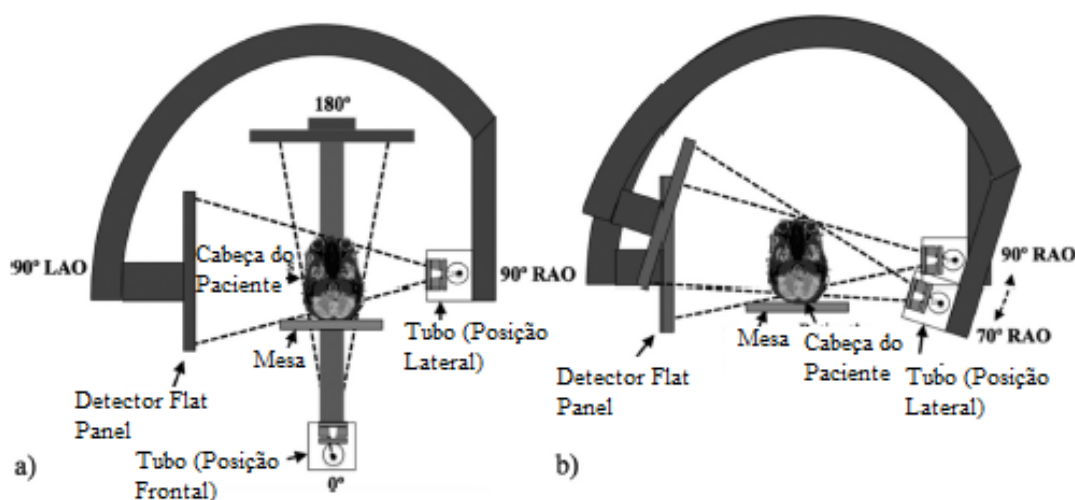
2.3 ESTIMATIVA DA DOSE NAS LENTES OCULARES NOS PACIENTES EM NEURORRADIOLOGIA

A lente ocular é um dos órgãos mais radiossensíveis do corpo humano. Em 2012, a ICRP publicou um relatório sobre os efeitos da radiação nos tecidos e órgãos, no qual reconhece que as lentes oculares podem ser mais sensíveis à radiação ionizante do que se pensava anteriormente. O limiar para a formação de opacidades da lente era de 5,0 Gy em caso de irradiação aguda da lente ocular. No entanto, como resultados de evidências epidemiológicas (NERIISHI K et al., 2007) esse valor foi reduzido para 0,5 Gy (ICRP, 2012). Entre as diferentes modalidades radiológicas, a tomografia computadorizada (TC) de cabeça e pescoço (NIU et al., 2010) e procedimentos neurointervencionistas guiados por fluoroscopia (SANDBORG et al., 2010; SAFARI et al., 2016a) apresentam maior risco de formação de catarata, especialmente em pacientes que já possuem uma deficiência

visual, pacientes jovens e os que necessitam realizar várias tomografias ou neuro intervenções prolongadas.

Os procedimentos neuro-intervencionistas guiados por fluoroscopia são utilizados para visualizar o sistema vascular com a finalidade de diagnosticar ou tratar alguma anomalia e envolvem uma exposição prolongada à radiação que pode exceder a dose limiar para a formação de catarata. Esses procedimentos são geralmente realizados em unidades de fluoroscopia biplanar, em que o tubo de raios X é geralmente posicionado em um lado da cabeça do paciente, quase perpendicular ao olho do mesmo. Um estudo realizado por SAFARI et al., (2016b), mostrou que 93 % da dose de radiação (quantificada como produto Kerma ar área) foi emitida quando o tubo estava posicionado na incidência oblíquo anterior direito (RAO- do inglês *Right Anterior Oblique*) entre um ângulo de 70° e 90° (Figura 9b). Nesses ângulos, o olho esquerdo do paciente foi exposto diretamente ao feixe primário de radiação. Embora seja quase impossível colimar o tubo na posição frontal para excluir o olho do campo de visão da radiação, a colimação do campo de visão da exposição do tubo na posição lateral é possível. A colimação do tubo lateral protegeria o olho dos raios incidentes da radiação. No entanto, em algumas situações em que a colimação física para proteger o olho não seja possível, um atenuador pode ser útil na redução da dose de radiação do feixe primário (SAFARI et al., 2016).

Figura 9 - Diagrama de um angiografo Philips Allura Xper FD20 / 20®, a) posicionamento do tubo frontal e lateral; b) as direções mais comuns de exposição do tubo lateral (70 ° RAO a 90 ° RAO) e bem como a cabeça do paciente.



Fonte: Adaptado de Safari et al., (2016).

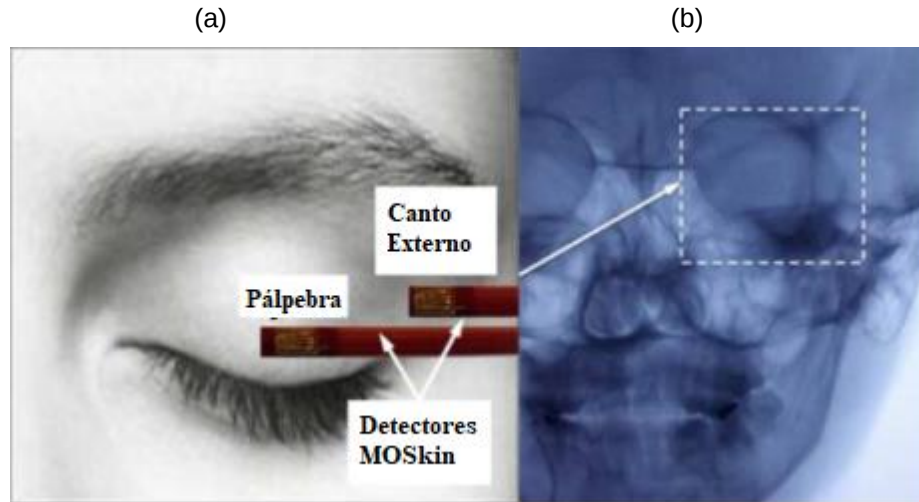
Na literatura, existem poucos estudos sobre a monitoração e estimativa de dose nas lentes oculares de pacientes durante procedimentos de neurorradiologia intervencionista. Lunelli et al., (2013) realizaram uma avaliação das doses recebidas por 158 pacientes durante procedimentos de angiografia cerebral. Para esta avaliação foram utilizados dosímetros termoluminescentes do tipo LiF: Mg,Ti (TLD-100) na lateral dos olhos, glabella e tireoide. Foi observado que os parâmetros de irradiação utilizados para estes procedimentos acarretaram altos valores de doses na região dos olhos do paciente, chegando a atingir 345 mGy.

Em 2015 Safari e colaboradores realizaram um monitoramento em tempo real das doses nas lentes oculares em 35 pacientes, compreendendo 19 procedimentos de angiografia cerebral, 8 embolizações de aneurisma cerebral e 8 embolizações de malformações arteriovenosas (MAVs). Esse monitoramento foi realizado utilizando detectores MOSkin (projetado pelo Centro de Física de Radiação Médica da Universidade de Wollongong, Wollongong, NSW, Austrália).

Os pacientes foram orientados a manter os olhos fechados durante os procedimentos e os dois detectores foram posicionados no olho esquerdo: um no canto do olho e outro na pálpebra (Figura 10). Como resultado esse estudo mostrou que, entre os 35 pacientes monitorados, 8 receberam doses acima do limiar para a formação de catarata (500 mGy). A dose máxima para um caso de embolização de

MAV foi de 1492 mGy, seguido de 907 mGy para um caso de embolização de aneurisma e 665 mGy para um procedimento de angiografia cerebral.

Figura 10 - (a) Os detectores Moskin foram posicionados nas regiões da pálpebra esquerda e do canto externo esquerdo durante procedimentos neuro intervencionistas. b) Este detector é quase invisível na imagem exibida.



Fonte: Adaptado de Safari et al., (2015).

Em outro trabalho realizado por Sánchez et al., (2016), foram utilizados dosímetros opticamente estimulados do tipo $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ e modelo nanoDot (Landauer, Glenwood, Illinois) para estimar a dose na região dos olhos. Para cada paciente, 2 dosímetros foram colocados sobre as pálpebras (Figura 11). Neste estudo foram avaliados 36 procedimentos (5 diagnósticos e 31 terapêuticos) e como resultados obteve-se que as doses máximas entregues ao olho esquerdo foi de 81 mGy para procedimentos diagnósticos e 2080 mGy para procedimentos terapêuticos, sendo que, das 31 embolizações, cinco (16%) resultaram em doses no olho esquerdo superiores ao limiar de 500 mGy para opacidades nas lentes.

Figura 11 - Posição dos dosímetros nos olhos do paciente.



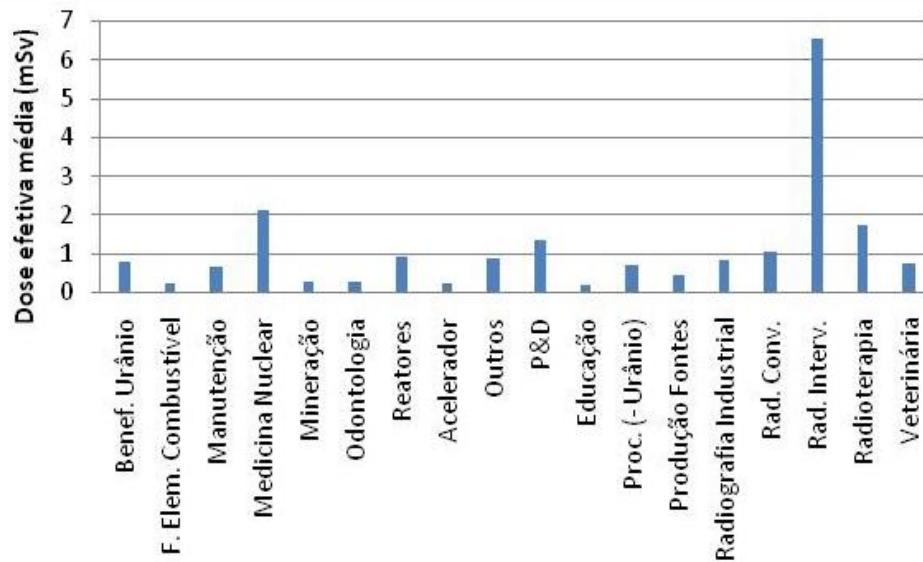
Fonte: Sánchez et al., (2016).

2.4 EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

Segundo dados do Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes (UNSCEAR), a exposição dos médicos à radiação em procedimentos intervencionistas é a maior fonte de exposição ocupacional em medicina no mundo (UNSCEAR, 2008). A Figura 12 mostra que o valor de dose efetiva média anual de médicos em radiologia intervencionista é muito maior do que resultante de outras áreas de aplicação (MAURICIO et al., 2015).

Em comparação com os outros exames diagnósticos os médicos que realizam procedimentos intervencionistas acabam sendo mais expostos à radiação, uma vez que permanecem perto do paciente e do tubo de raios X durante a realização dos exames.

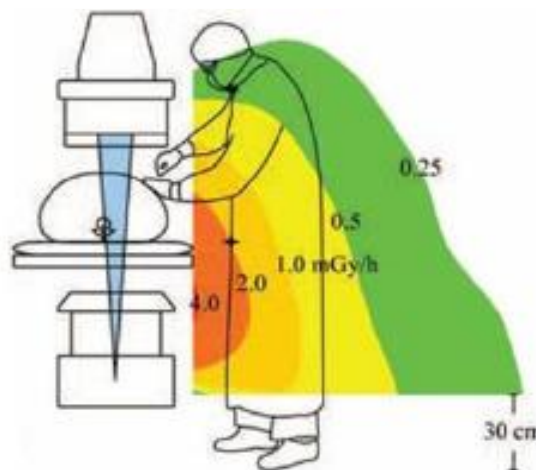
Figura 12 - Valores de dose efetiva média anual por prática no Brasil.



Fonte: Mauricio et al., (2015).

Nos procedimentos intervencionistas, a distribuição da radiação espalhada ao redor do médico não é uniforme (NCRP, 2010). Alguns fatores que implicam no aumento ou redução dessa radiação são: o peso do paciente, as diferentes projeções utilizadas durante o procedimento, o tamanho do campo de radiação, o uso de elementos pessoais de radioproteção tais como: aventais pumbíferos, protetores de tireóide etc. Estas distribuições são representadas pelas curvas de isodose estimadas em termos da taxa de kerma ar em distintos pontos ao redor do paciente, conforme mostra a Figura 13.

Figura 13 - Curvas de Isodoses próximo ao tubo de raios X.



Fonte: Adaptado de Schueler et al., (2006).

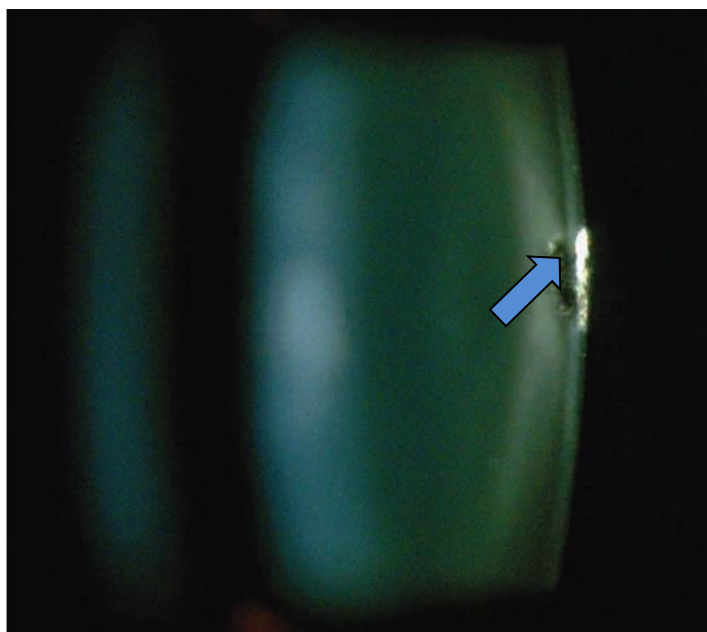
Tanto o médico que realiza o procedimento quanto a equipe estão sujeitos aos efeitos adversos da radiação, tais como: catarata, tumores neurais, lesões na pele das mãos e risco de tumores benignos (KLEIN et al., 2009).

Vários estudos na literatura têm reportado casos de incidência de catarata ou opacidade posterior subcapsular no cristalino em radiologistas intervencionistas após a realização de um número determinado de procedimentos durante vários anos sem a utilização de dispositivos de radioproteção (VAÑO et al., 1998; 2010; CIRAJ-BELAC et al., 2010).

Lunelli (2012) avaliou a dose ocupacional no médico principal durante a realização de 31 angiografias cerebrais e 21 embolizações cerebrais. Para esta avaliação, foi medido o kerma no ar em nove pontos do corpo do médico (região dos olhos, mãos, pés, tireoide e tórax) com a utilização de dosímetros TLD-100. Como resultado ele obteve que valor máximo de dose medido no olho do médico foi de 344 μ Sv, concluindo que o número máximo de procedimentos que o médico pode realizar para não ultrapassar o limite anual é de 1 procedimento por semana.

Vaño et al., (2013), fizeram avaliações oculares em 127 profissionais (58 médicos e 69 paramédicos) que realizavam procedimentos de cateterismo cardíaco, como também, um grupo controle de 91 profissionais que não foram irradiados na região da cabeça ou pescoço. Nesse estudo eles obtiveram como resultado, que dos 127 profissionais expostos à radiação, 27 cardiologistas (50%) e 28 paramédicos (41%) apresentaram opacidade subcapsular posterior quando comparados com 9 (10%) dos profissionais do grupo de controle. A Figura 14 mostra um caso de opacidade subcapsular posterior no cristalino de um cardiologista após 22 anos de trabalho numa sala de cateterismo.

Figura 14 - Catarata subcapsular posterior observada num radiologista após 22 anos de trabalho.



Fonte : Vano et al., (2013).

Rajabi et al., (2015) realizaram um estudo sobre as doses nas lentes dos olhos de 95 indivíduos (44 médicos e 37 técnicos de radiologia) que trabalhavam em cardiologia intervencionista, como também, em um grupo de controle de 14 profissionais que não foram expostos à radiação ionizante na região da cabeça ou pescoço. Os resultados mostraram que, dos 95 expostos à radiação ionizante, 79% apresentaram opacidade posterior subcapsular quando comparados com 7% dos profissionais do grupo controle.

Em outro estudo realizado em 2017 por Matsubara e colaboradores, foram avaliados 48 indivíduos (7 cardiologistas intervencionistas e 41 enfermeiros), bem como, um grupo controle de 37 profissionais que não foram expostos à radiação ionizante. Os resultados mostraram que, dos 48 profissionais expostos à radiação ionizante, 2 cardiologistas (29 %) e 8 enfermeiros (20 %) apresentaram opacidade subcapsular posterior enquanto que apenas 1 (2,7%) dos profissionais do grupo controle apresentava os mesmos sintomas.

Em um trabalho mais recente realizado por Barbosa et al., (2019) foi feito um estudo com 278 voluntários. Esses voluntários foram divididos em dois grupos: grupo 1, constituído por 156 profissionais que foram exposto à radiação e grupo 2 composto por 112 pessoas que não foram expostas à radiação. Os profissionais expostos foram submetidos a um exame de lâmpada de fenda com biomicroscópico

para exame da lente dos olhos e comparados com as pessoas não expostas. Os resultados mostraram que 13% das pessoas do grupo 1 apresentou catarata subcapsular posterior e no grupo 2 apenas 2 % apresentou catarata.

Em 2007, a ICRP na sua publicação 103 havia recomendado um limiar de dose para ocorrência de opacidade no cristalino de 2 Gy para exposições agudas e 5 Gy para exposições fracionadas. No caso de ocorrência de catarata, os limiares considerados foram 5 Gy e 8 Gy para exposições agudas e fracionadas, respectivamente (ICRP, 2007). No entanto, estudos epidemiológicos avaliando a incidência de catarata em trabalhadores de limpeza que participaram no acidente de Chernobyl, em sobreviventes da bomba de Hiroshima e em astronautas, sugeriram que a opacidade do cristalino pode ocorrer com doses abaixo de 2 Gy (SHORE et al., 2010; WORGUL et al., 2007). Baseada nesses estudos epidemiológicos e nos resultados dos estudos clínicos anteriormente mencionados, a ICRP, na sua publicação 118 (ICRP, 2012), recomendou alterar o limiar de dose absorvida para catarata induzida por radiação para 0,5 Gy para exposições agudas e /ou fracionadas.

2.5 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

Baseado nas recomendações da ICRP sobre os novos limiares de dose para o surgimento de opacidade subcapsular na lente dos olhos, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA- do inglês *International Atomic Energy Agency*) incluiu nas suas normas básicas de segurança o novo limite de dose ocupacional para o cristalino de 20 mSv. A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), situada no Brasil, modificou o limite de dose ocupacional do cristalino de 150 mSv para 20 mSv, em uma média de cinco anos consecutivos, não ultrapassando 50 mSv em um único ano (CNEN, 2011). Logo, os limites para o indivíduo ocupacionalmente exposto, recomendados pela norma CNEN estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Limites de dose anuais para os indivíduos ocupacionalmente expostos.

Limites de Dose Anuais		
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv ^[b]
	Cristalino	20 mSv ^[b]
Dose Equivalente	Pele	500 mSv
	Mãos e pés	500 mSv

Fonte: Norma CNEN NN 3.01 (2014).

[b] média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

Os limites de dose para os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) são expressos em termos de dose equivalente (Ht) e dose efetiva (E). No entanto, a dose equivalente e a dose efetiva não podem ser medidas diretamente na prática clínica. Para isso utiliza-se a grandeza operacional equivalente de dose pessoal Hp(d), que representa a dose equivalente em tecidos moles, a uma profundidade d(mm), medido a partir de um ponto específico na superfície do corpo (ICRU, 1993, ICRP, 2007). Conforme a norma CNEN-NN-3.01, no caso de radiações pouco penetrantes, a dose equivalente na pele e extremidades (mãos e pés) deve ser estimada por dosímetros individuais calibrados em termos da grandeza Hp(0,07). No caso de dose equivalente no cristalino, deve-se usar monitores individuais calibrados na grandeza operacional Hp(3). Para estimar a dose efetiva à exposição externa, deve ser utilizado um monitor individual, calibrado em Hp(10).

A calibração para determinação da resposta dos dosímetros individuais usados para monitoração é realizada utilizando fantasmas e coeficientes de conversão (CC), definidos na norma ISO-4037-3, em termos das grandezas operacionais Hp(d) (ISO,2019). Os fantasmas definidos por essa norma são compostos de PMMA (polimetilmetacrilato), por possuir densidade similar à do tecido padrão definido pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU- do inglês *International Commission on Radiological Units and Measurements*) e retro-espalhamento também análogo ao da esfera ICRU para fótons. Os quatro fantasmas representando partes do corpo são: Slab (utilizado para calibração de dosímetros de corpo inteiro), Pillar (usado para calibração de dosímetro de pulso), Rod (para calibração de dosímetros de dedo) e Head (para calibração de dosímetros de cristalino).

A calibração de dosímetros pessoais usados em monitoração individual deve ter rastreabilidade para o sistema internacional de unidade através de padrões nacionais. No caso particular da radiologia intervencionista, é recomendado calibrar utilizando feixes de radiação de referência com energias abaixo de 150 keV. As qualidades de referência que mais se aproximam aos campos de radiação encontrada na radiologia intervencionista ser encontradas nas qualidades ISO-W e ISO-N, definidas na norma ISO-4037-1 (BORDY et al., 2011; ISO, 1999).

Para a estimativa da dose equivalente $H_p(3)$ o TECDOC-1731 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2013) informa que o método para monitorar a dose no cristalino depende do tipo de radiação à qual o profissional é exposto (fóton, beta ou nêutron) e colocar um dosímetro o mais próximo possível do olho. Para cada tipo de radiação, existem fatores de impacto principais que devem ser levados em consideração na monitoração da dose do cristalino: energia e ângulo de incidência da radiação, geometria do campo de radiação (que pode mudar no período de monitoração) e uso de dispositivo de proteção individual ou blindagens. Se a energia média do fóton for maior que 40 keV e a radiação normalmente incidir na parte frontal do profissional, ou este se mover no campo de radiação, as grandezas $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$ podem ser usadas no lugar do $H_p(3)$.

Para a estimativa da dose equivalente $H_p(10)$, assume-se que o dosímetro é colocado na altura do tórax, sobre a parte do tronco. No entanto, o uso de vestimentas de proteção (avental de chumbo e o protetor de tireoide) e a exposição não uniforme do corpo do trabalhador em radiologia intervencionista implicarão que o valor da grandeza $H_p(10)$ dependerá fortemente da localização do dosímetro no corpo do trabalhador. No Reino Unido, o dosímetro pessoal tem sido utilizado por baixo do avental e o valor de $H_p(10)$ é registrado (MARTIN E MAGEE, 2013). Nos Estados Unidos, a NCRP recomenda que, se um único dosímetro é utilizado, este deve ser colocado por fora do protetor de tireoide, na região do pescoço (NCRP, 2010). No Brasil, a Portaria 453 de 1998 recomendava aplicar um fator de correção de 1/10 à leitura do dosímetro colocado sobre o avental do trabalhador (BRASIL, 1998), porém essa portaria foi revogada e entrou em vigor a Resolução RDC 330, de 20 de Dezembro de 2019 (BRASIL, 2019), que não mais cita essa correção.

A medição da dose efetiva do trabalhador, utilizando um dosímetro colocado na região do pescoço por fora do protetor de tireoide, pode levar a uma

superestimativa significativa da dose, enquanto a medida com o dosímetro sob o avental de chumbo pode levar a uma subestimativa da dose (NCRP, 2010). Para melhorar a exatidão dos resultados, Organizações internacionais, como a ICRP, a IAEA e o Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medição de Radiação dos Estados Unidos (NCRP- do inglês *National Council on Radiation Protection and Measurements*), recomendam o uso de algoritmos matemáticos que levam em consideração a leitura de dois dosímetros, um acima do protetor de tireoide e outro sob o avental e chumbo (“dosimetria dupla”). A fórmula geral do algoritmo é apresentada na Equação 1.

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

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

Järvinen et al., (2008a; 2008b) avaliaram a adequação e a acurácia de cinco algoritmos reportados na literatura (WAMBERSIE E DELHOVE (1993); SWISS ORDINANCE, (2008); MCEWAN (2000); VON BOETTICHER et al., (2003) e CLERINX et al., (2008)) para o cálculo da dose efetiva. Esses algoritmos foram testados computacional e experimentalmente para uma ampla faixa de projeções radiográficas, angulações do equipamento de fluoroscopia, a influência do uso de vestimentas de proteção no radiologista e diferentes tipos de fantomas. Järvinen et al., (2008b), concluíram que o algoritmo proposto por Von Boetticher et al., (2003) subestima a dose efetiva nas condições típicas de um exame de cardiologia intervencionista (Projeção PA, 70 kV, filtração adicional de 4,5 mm de Al + 0,2 mm de Cu e um tamanho de campo na entrada do receptor de imagens de 17 cm x 17 cm). Por outro lado, os algoritmos propostos por Wambersie e Delhove (1993), e Clerinx et al., (2008) podem superestimar a dose efetiva por um fator de

2 a 3. Os algoritmos reportados no trabalho de McEwan (2000) e na portaria suíça (SWISS ORDINANCE, 2008) mostraram cumprir os requisitos de não subestimar ou superestimar ao mínimo possível a dose efetiva.

Negri et al., (2019) , usando dosímetros termoluminescentes e o fantoma antropomórfico Alderson Rando, investigaram e avaliaram a relação entre as leituras dos dosímetros e a dose efetiva durante procedimentos de radiologia intervencionista, com a finalidade de avaliar a precisão de 21 algoritmos (Tabela 5), em suas condições de uso (presença ou ausência do protetor de tireoide) utilizados para estimar a dose efetiva.

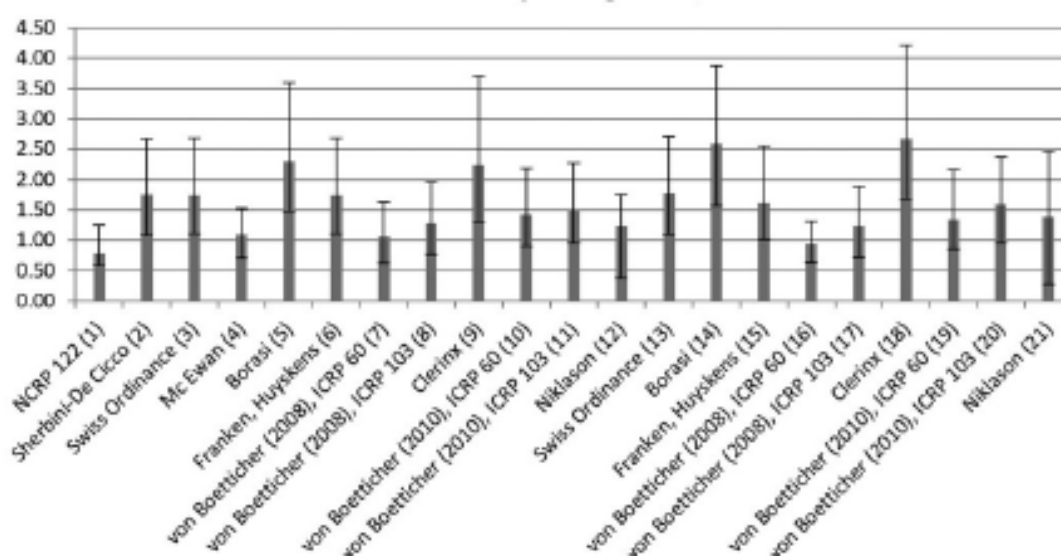
Tabela 5 - Algoritmos utilizados para medir a dose efetiva em procedimentos de radiologia intervencionista.

Algoritmo	α	β
Sem o protetor de Tireoide		
NCRP 122 (1995)	0,5	0,025
Sherbini-De Cicco (2002)	1	0,07
Swiss Ordinance (1999)	1	0,1
McEwan (2000)	0,71	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,12
Franken. Huyskens (2002)	1	0,1
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,073
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,6	0,094
Clerinx et al., (2008)	1,64	0,075
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,81	0,083
von Boetticher (2010. ICRP 103)	0,79	0,1
Niklason (1994)	1	0,06
Com o protetor de tireoide		
Swiss ordinance (1999)	1	0,05
Borasi (2001)	1,4	0,08
Franken. Huyskens (2002)	1	0,03
von Boetticher (2008. ICRP 60)	0,64	0,016
von Boetticher (2008. ICRP 103)	0,60	0,047
Clerinx et al., (2008)	1,64	0,058
von Boetticher (2010. ICRP 60)	0,87	0,023
von Boetticher (2010. ICRP 103)	0,84	0,051
Niklason (1994)	1	0,02

Fonte: Negri et al., (2019).

A Figura 15 apresenta os resultados da dose efetiva calculada por cada algoritmo sobre a dose efetiva medida. Estes resultados confirmam que o método de dosimetria dupla fornece uma estimativa mais precisa da dose efetiva. Pode-se observar que a proporção média da dose efetiva ainda é afetada pela incerteza elevada, que é, no entanto, menor que a incerteza medida com um único dosímetro. Isso ocorre porque essa proporção ainda depende da geometria da irradiação e da tensão do tubo de raios-X, mas, diferentemente do caso de um único dosímetro, ela não é fortemente influenciada pela espessura do avental de chumbo. Essencialmente, com dois dosímetros, é superada quase completamente a superestimação ou subestimação da dose efetiva.

Figura 15 - Razão da dose efetiva calculada pelo algoritmo para a dose efetiva medida. Os algoritmos são numerados em relação à Tabela 5.



Fonte: NEGRI et al., (2019).

*As barras do histograma representam a razão média, as barras de incerteza se referem aos valores máximos e mínimos observados em todas as condições de irradiação simuladas. Os algoritmos foram testados em suas condições adequadas de uso (presença ou ausência de escudo tireoidiano), com o dosímetro acima do avental usado no pescoço e sob o dosímetro usado no nível do tórax.

Negri et al., (2019) concluíram que o algoritmo sugerido pela NCRP no relatório nº 122 pode subestimar a dose efetiva, como apontado em muitos outros estudos (KICKEN et al., 1999). O proposto por Mcewan (2000) parece, em média, o melhor para avaliar corretamente a dose efetiva, mas pode subestimar a dose em algumas situações. Em vez disso, os algoritmos apresentados por

Von Boetticher (2010) e pela Portaria Suíça acabam sendo mais conservadores, não subestimando ou superestimando ao mínimo possível a dose efetiva.

2.6 OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

As exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível (princípio ALARA: *As Low as Reasonably Achievable*), levando-se em consideração os fatores econômicos e sociais. Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte (ICRP, 2007; CNEN, 2014).

A aplicação de medidas de otimização é um dos meios mais eficazes de que o profissional radiologista dispõe para reduzir a exposição aos pacientes. Algumas dessas medidas práticas para redução da dose são relacionadas a seguir (ICRP, 2000; CHIDA et al., 2010):

- a) usar a máxima colimação. Quanto maior o tamanho de campo utilizado pelo operador, maior será a área irradiada do paciente e maior a produção de radiação espalhada;
- b) minimizar o tempo de radiação. A emissão de raios X deve ser efetuada apenas quando a imagem fluoroscópica oferecer informação dinâmica;
- c) uso moderado do modo de altas taxas de doses, tanto para fluoroscopia quanto para grafia. Geralmente, um decréscimo na taxa de dose degrada a qualidade da imagem. O que se procura é estabelecer um “ponto ótimo” entre a menor taxa de dose possível e a obtenção de uma imagem necessária para atingir a confiabilidade diagnóstica. É imprescindível relacionar qualidade da imagem obtida com as taxas de doses associadas;
- d) utilizar um baixo valor de corrente e uma tensão elevada o quanto possível, mantendo o compromisso qualidade de imagem e dose: aumentar a corrente produz, geralmente, um número suficiente de fótons para fornecer uma imagem satisfatória, no entanto, pode produzir uma dose elevada no paciente. Um pequeno aumento na tensão gera um pequeno acréscimo na dose, produzindo também uma imagem de boa qualidade diagnóstica. Uma

- desvantagem do aumento da tensão é o aumento da radiação espalhada produzida, possibilitando menor contraste na imagem;
- e) manter o tubo de raios X o mais afastado do paciente e o receptor de imagem o mais perto possível, mantendo a distância foco-receptor de imagem. A radiação na entrada da pele do paciente será reduzida.
 - f) minimizar o uso de magnificação do intensificador de imagem. O uso da magnificação aumenta significativamente a dose, no entanto, melhora a resolução espacial da imagem. Este é um dos conflitos da relação dose-qualidade da imagem. Em detectores *flat-panel*, o aumento da magnificação não produz aumento significativo na dose, mas também não gera uma melhor resolução espacial da imagem;
 - g) em procedimentos longos, posicionar o campo de radiação de maneira que a mesma área da pele não permaneça continuamente no campo de radiação;
 - h) uso de fluoroscopia pulsada;
 - i) uso de filtração adicional. A filtração tem como objetivo reduzir o número de fótons de baixa energia, uma vez que estes não contribuem para formação da imagem e aumentam a dose no paciente. O endurecimento do feixe proporciona um maior poder de penetração dos fótons de raios X através do paciente e contribuem para a formação da imagem diagnóstica. No entanto, há uma redução no contraste da imagem, devido ao aumento da tensão.
 - j) treinamento. Um profissional sem treinamento estará mais propenso a realizar um maior número de aquisições de imagens do que o necessário, utilização de magnificação sem necessidade diagnóstica, maior tempo de fluoroscopia, entre outros fatores;
 - k) controle de qualidade dos equipamentos emissores de radiação. A redução de efeitos tissulares no paciente advém do conhecimento das taxas de dose emitidas pelo equipamento de raios X. A qualidade do serviço de radiologia intervencionista está intimamente relacionada com a verificação periódica da dose e desempenho da imagem, tanto para fluoroscopia quanto para aquisição de imagens;

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi desenvolvido no setor de Hemodinâmica de um hospital-escola de referência na cidade de Recife-PE, e realizado junto com a equipe médica de neurorradiologia. Este trabalho foi submetido para a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) e obteve a aprovação sob o número certificado 26528719.6.0000.5198. Neste trabalho foram monitorados 85 procedimentos de angiografias cerebrais e 14 embolizações de aneurismas cerebrais.

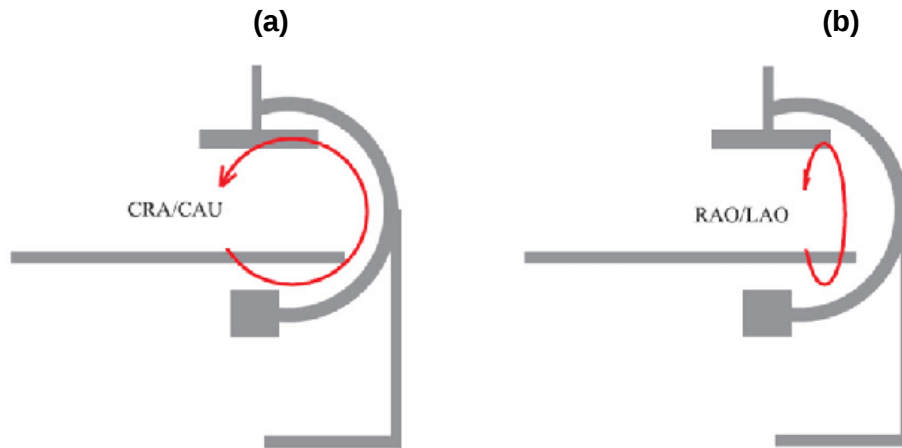
O equipamento utilizado neste hospital para os procedimentos de neurorradiologia intervencionista é um angiógrafo Siemens Artis Zee dotado de um receptor de imagens do tipo detector plano (*flat panel*) com dimensões de 30 x 40 cm, mostrado na Figura 16. O tubo de raios X e o sistema de aquisição de imagens 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, como apresenta a Figura 17.

Figura 16 - Angiógrafo Siemens Artis Zee ceiling, empregado nos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.



Fonte: A Autora (2020).

Figura 17 - Angulações do arco C. (a) angulação cranial ou caudal; (b) angulação oblíqua direita e esquerda.



Fonte: A Autora (2020).

O sistema para adquirir imagens é formado por um detector plano que permite a produção direta da imagem digital. O sistema possibilita a programação de aquisição de imagens 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. O sistema permite selecionar um protocolo com parâmetros pré-determinados de acordo com o procedimento a ser realizado. O protocolo determinado para procedimentos neurológicos neste equipamento no modo fluoroscopia é chamado de “Fluoro Neuro”, que utiliza 15 pulsos por segundo (p/s). Para as aquisições no modo DSA é utilizado o protocolo VARtime CEREBRAL e para as aquisições 3 D é utilizado o protocolo DYNAAUT 5sDR Head ou o DYNAAUT 5sDSA Head (este realiza a subtração digital de imagens). A Tabela 6 apresenta os principais parâmetros destes protocolos. Os procedimentos onde houve a necessidade de aquisições rotacionais foram denominados neste trabalho como DSA + 3D.

Tabela 6 - Principais parâmetros dos protocolos utilizados durante os procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Parâmetros	Fluoro Neuro	VARtime Cerebral	DYNAAUT 5sDR Head	DYNAAUT 5sDSA Head
kV	70	77	70	70
Largura do Pulso	25 ms	160 ms	12,5	12,5
Dose	23 nGy/p	3.600 µGy/fr	0,360 µGy/fr	0,360 µGy/fr
Min. Filtro Cu	0,2 mm	0,0 mm	0,0 mm	0,0 mm
Máx.Filtro Cu	0,9 mm	0,9 mm	0,0 mm	0,0 mm
Modo de Processamento	-	DSA	Automático	DSA
I-Redução de Ruído	Desligado	Desligado	Desligado	Desligado
I-Detalhes				
Redução de Ruído	Desligado	-	-	-
Realce da Borda NAT	Desligado	20%	40%	40%
Realce da Borda SUB	-	20%	-	-
EE- Kernel	3	7	7	7
Centro da Janela	1600	1600	1400	900
Largura da Janela	2600	2400	3400	2400
Brilho da Janela	-	2800	-	-
Correção de Ganho	0	1,0	-	-
Tipo da Fluoro	Pulsado	-	-	-
Taxa do Pulso	15 p/s	-	-	-
Taxa de Quadros	-	2f/s/3f/s	-	-

Em todos os procedimentos avaliados, foram empregados a cortina de mesa e a tela de acrílico plumbífero montada no teto, mostrados na Figura 18, e os médicos contavam com o protetor de tireoide e o avental plumbífero, apenas um médico utilizou os óculos plumbífero.

Figura 18 - Equipamentos de Proteção.



Fonte: A Autora (2020).

3.1 DOSIMETRIA EM PACIENTES

Para o estudo das doses recebidas pelos pacientes foram coletados inicialmente os seguintes dados: sexo, idade e informações clínicas sobre as enfermidades em estudo que influenciam na complexidade dos procedimentos. A coleta de dados foi realizada utilizando-se o formulário apresentado no APÊNDICE A.

Neste trabalho foram monitorados procedimentos de angiografias cerebrais e embolizações de aneurismas em 99 pacientes, com faixa etária entre 18 a 86 anos. A Tabela 7 mostra o número de procedimentos avaliados com sua distribuição em termos do gênero dos pacientes.

Tabela 7 - Número de procedimentos realizados.

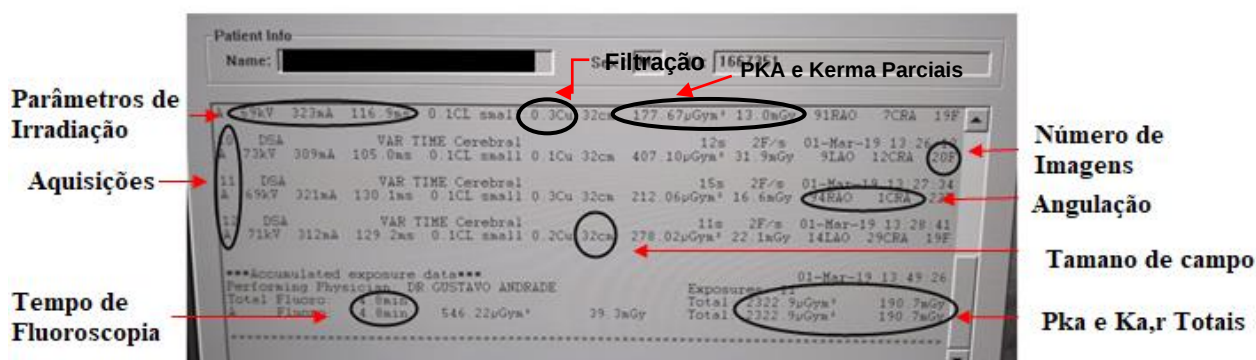
Pacientes	Angiografias Cerebrais	Embolizações de Aneurisma Cerebral
Masculino	33	8
Feminino	55	6
<i>Total</i>	<i>85</i>	<i>14</i>

Fonte: A Autora (2020).

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

Os valores totais e parciais de P_{KA} e $K_{a,r}$ para cada procedimento foram extraídos do relatório de dose gerado pelo software do angiográfico através do sistema DICOM, mostrado na Figura 19. Além desses parâmetros, foram coletados os parâmetros de irradiação (tensão do tubo, corrente e largura do pulso) para fluoroscopia e angiografia de subtração digital de imagens (DSA), o número de imagens DSA, o tempo acumulado de fluoroscopia e os valores das angulações e rotações do braço C com o devido valor de magnificação (FOV).

Figura 19 - Informações dosimétricas fornecidas no relatório final do equipamento.



Fonte: A Autora (2020).

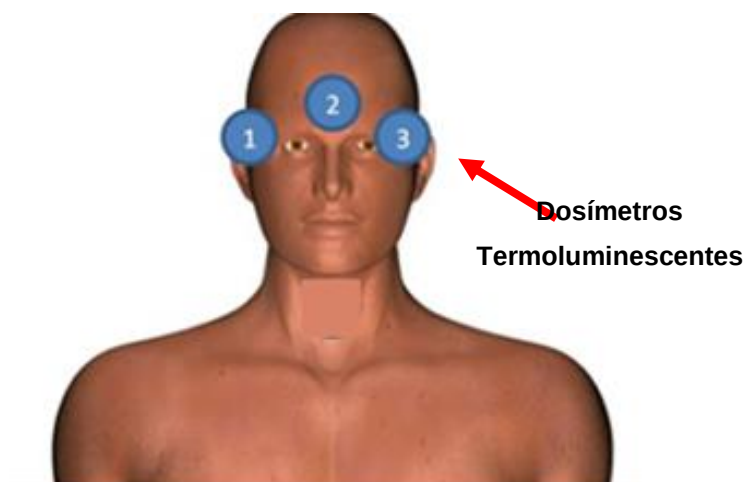
Para estimar as doses de radiação recebidas pelos pacientes em angiografias e embolizações cerebrais, procurou-se avaliar o valor do P_{KA} (indicador dos níveis de exposição ao quais os pacientes foram submetidos nos procedimentos intervencionistas) fornecido pelo angiografo. O medidor de P_{KA} do equipamento foi calibrado usando a metodologia descrita no código de prática da IAEA (IAEA 2007). Os valores de P_{KA} obtidos neste trabalho foram corrigidos por um fator de 0,6, conforme procedimento descrito no APÊNDICE B. Os valores do P_{KA} corrigidos foram comparados com valores de outros estudos disponíveis na literatura e relacionados com os outros parâmetros (kerma, kV, mA e largura do pulso) presentes neste trabalho. Os valores de $K_{a,r}$ fornecidos pelo equipamento também foram comparados com outros trabalhos disponíveis literatura.

3.1.2 Estimativa da Dose na Região dos Olhos

Para a avaliação da dose recebida na região dos olhos do paciente, foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLDs) LiF:Mg;Ti (TLD-100; *Thermo Scientific, Waltham, Massachusetts, E.U.A*) com dimensões de 3 x 3 x 1 mm. Estes dosímetros foram previamente caracterizados e calibrados pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Departamento de Energia nuclear da UFPE (LMRI – DEN/UFPE). Antes do seu uso no paciente, os dosímetros receberam tratamento térmico (400°C por 1 hora + 100°C por 2 horas) para eliminação de qualquer sinal residual.

Em seguida, os TLDs foram encapsulados aos pares em pequenos pacotes plásticos que foram numerados e colocados na lateral das regiões do olho direito e esquerdo e na glabella (posição entre as sobrancelhas), conforme mostrado na Figura 20. Um par de dosímetros sempre acompanhou o conjunto de dosímetros a serem utilizados no hospital e não foi irradiado. Este par foi empregado para obter a resposta do dosímetro devido à radiação de fundo (background). O valor da leitura deste dosímetro foi subtraído da leitura dos dosímetros utilizados no procedimento analisado.

Figura 20 - Posição dos dosímetros no paciente.

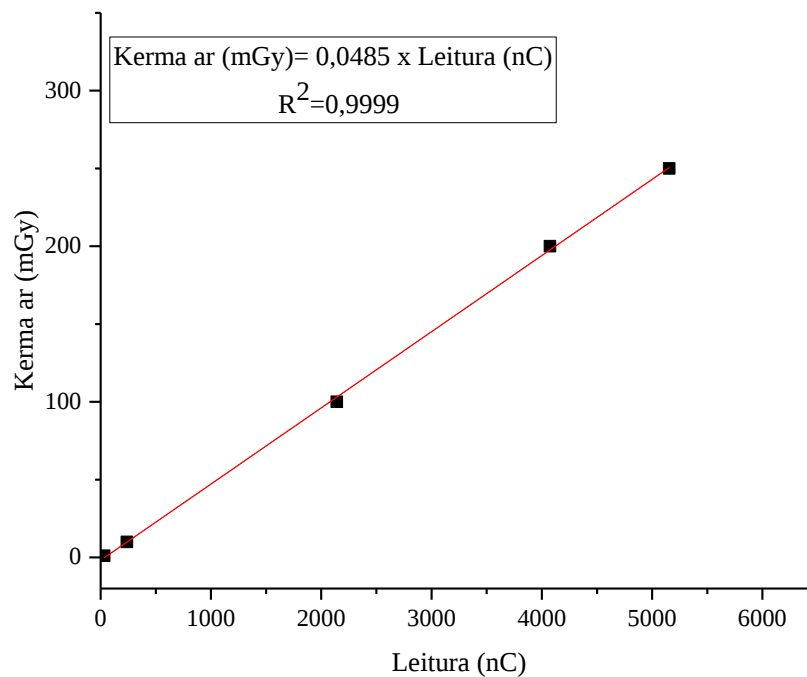


Fonte: Adaptado de Lunelli (2012).

Após a irradiação, os TLDs foram lidos na leitora Victoreen modelo 2800M operada no modo de aquecimento STEP, que corresponde ao modo de aquecimento do dosímetro em etapas: de 0 a 373,15 K durante 10s e de 373,15 a 573,15 K

durante 10s em múltiplos patamares. A área do pico TL da curva de aquecimento (*glow-curve*) foi determinado na região de 373,15 e 573,15 K e os valores obtidos foram convertidos em valores de Kerma ar utilizando uma curva de calibração previamente determinada com feixes de raios-X na qualidade de radiodiagnóstico RQR-6 definida pela IEC 61267 (IEC,2010) e apresentada na Figura 21.

Figura 21 - Curva de calibração dos dosímetros TLD-100 na qualidade de radiodiagnóstico RQR6 (80kV).



Fonte: A Autora (2020).

3.2 DOSIMETRIA OCUPACIONAL

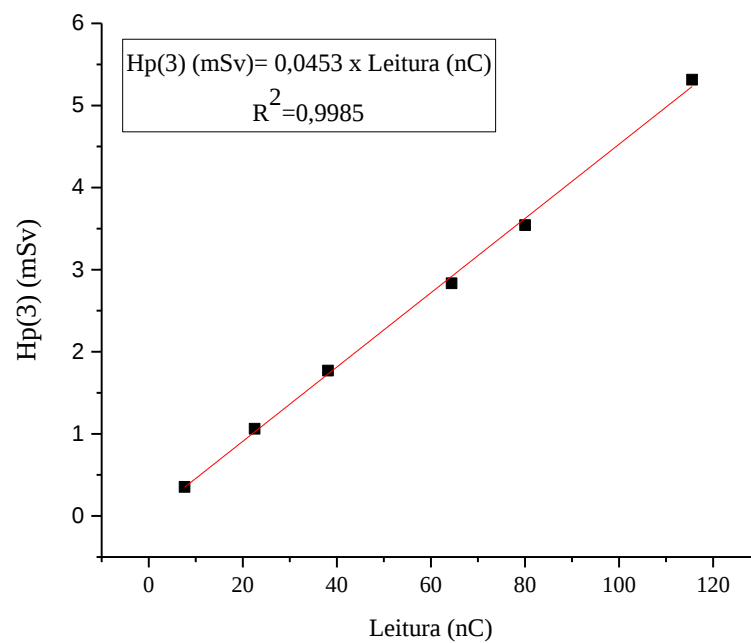
Neste estudo também foi avaliada a dose recebida pelo médico na região dos olhos. Para tanto, os TLDs, encapsulados aos pares em plásticos, foram fixados no rosto do neurorradiologista, conforme ilustra a Figura 22. Os dosímetros foram previamente calibrados no LMRI-DEN/UFPE em termos da grandeza operacional $H_p(3)$, com feixes de raios-X na qualidade ISO- N-80 de acordo com a ISO 4037-3 (ISO,1999). A Figura 23 apresenta a curva de calibração dos dosímetros TLD100 para esta qualidade de radiação e na grandeza $H_p(3)$. Após a irradiação, os TLDs também foram lidos com a leitora Victoreen modelo 2800M nas mesmas condições anteriormente descritas.

Figura 22 - Posicionamento dos Dosímetros no Médico.(1) Olho Esquerdo; (2) Glabella e (3) Olho Direito.



Fonte: A Autora (2020).

Figura 23 - Curva de calibração na qualidade ISO-N80 na grandeza operacional equivalente de dose Pessoal Hp (3).



Fonte: A Autora (2020).

A dose efetiva foi estimada utilizando dosímetros com a técnica LOE (Luminescência Opticamente Estimulada) do tipo Óxido de Berílio (BeO), fornecido pelo Laboratório de Proteção Radiológica do DEN/UFPE (LPR-DEN/UFPE). Depois de irradiados, esses dosímetros foram lidos na leitora BeOSL, marca Dosimetrics no LPR-DEN/UFPE.

O dosímetro foi posicionado no corpo do neurorradiologista na região da tireoide sobre o protetor de tireoide e na região do tórax embaixo do avental de chumbo, conforme ilustra a Figura 24. A dose efetiva (E) foi calculada a partir do algoritmo de dosimetria dupla proposto por von Boetticher et al., (2010), descrito pela seguinte equação:

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

onde $H_{p,u}(10)$ corresponde ao valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado por dentro do avental (na região do tórax), e $H_{p,o}(10)$ é o valor de $H_p(10)$ obtido com o dosímetro colocado sobre o protetor de tireoide, na região do pescoço. Os valores de dose efetiva encontrados foram comparados com os valores da dose efetiva estimados a partir da metodologia de dosimetria dupla descrita acima.

Figura 24 - Posição dos dosímetros no médico. 1: tireoide (por cima do protetor); 2: tórax (por baixo do avental).



Fonte: A Autora (2020).

3.3 PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

Foi implementado um protocolo de otimização para redução da dose recebida pelo paciente e trabalhador em procedimentos de angiografia e embolização de aneurisma cerebral, protocolo que tem como finalidade minimizar a exposição à radiação nas aquisições DSA. Os parâmetros que foram variados para se obter a otimização são mostrados na Tabela 8 e o seu estabelecimento foi efetuado pelo técnico especialista clínico da SIEMENS junto ao médico. A Tabela 8 mostra também para comparação os parâmetros do protocolo usual.

Tabela 8 - Parâmetros do modo de aquisição DAS no Protocolo Usual e no Protocolo Otimizado.

Parâmetros	Protocolo Usual	Protocolo Otimizado
kV	77	73
Largura do Pulso	160, 0 ms	100,0 ms
Dose	3.600 μ Gy/quadros	1.820 μ Gy/quadros
Mín. Filtro Cu	0,00 mm	0,1 mm
Máx. Filtro Cu	0,9 mm	0,3 mm
I-Redução de Ruído	Desligado	Normal
I-Detalhes Redução de Ruído	-	Auto1
Realce da Borda NAT	20%	30%
Realce da Borda SUB	20%	25%
EE- Kernel	7	3
Centro da Janela	1600	1900
Largura da Janela	2400	2700
Brilho da Janela	2800	3100
Correção de Ganho	1,0	0.0

Fonte: A Autora (2020).

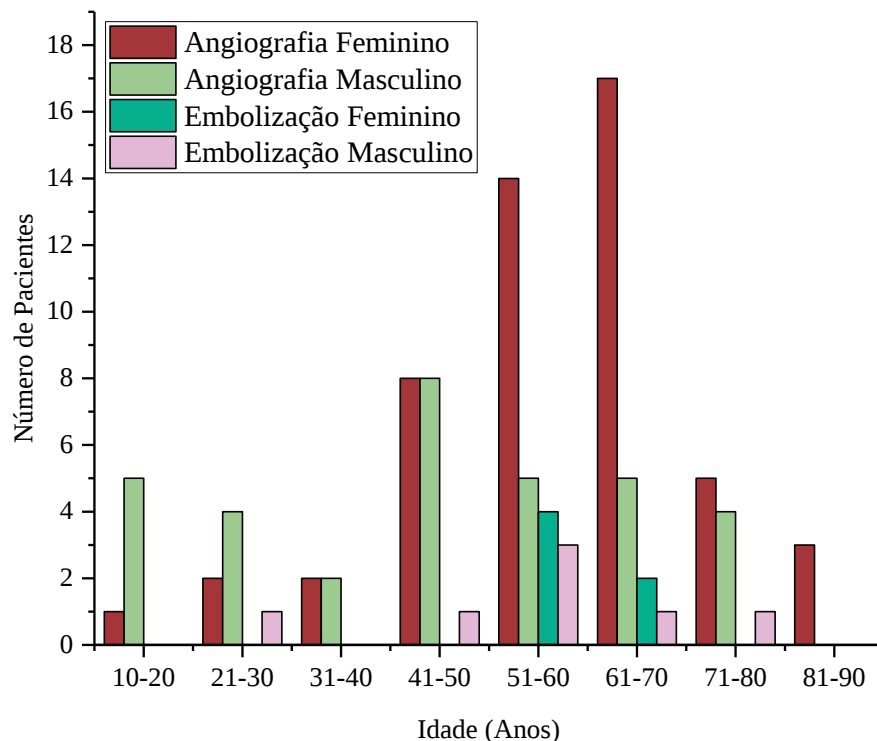
As principais alterações estão relacionadas com a redução da intensidade da radiação por quadro passando de 3600 μ Gy/quadros para 1820 μ Gy/quadros, o valor mínimo do filtro de Cu foi fixado em 0,1mm, a largura de pulso foi reduzida de 160ms para 100ms e o valor da tensão do tubo (kV) reduziu de 77 para 73, o que acarretou em um aumento significativo no contraste da imagem, melhorando a visualização das artérias.

O sistema de redução de ruído foi ativado no protocolo otimizado e o controle de exposição e modo de exibição para observação, nos modos NAT (*native, non-subtracted display*) e SUB (*subtracted display*) que corresponde ao realce de borda foram aumentados e o EE-Kernel que é o ajuste do nível de realce das bordas nas imagens, foi reduzido. O realce de borda resulta em uma exibição mais clara de diferenças de contraste (bordas dos vasos sanguíneos). No entanto, isso também causa mais ruído, pois o ruído da imagem também é exibido mais claramente devido ao realce.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 25 mostra a distribuição dos 99 pacientes avaliados em termos de idade e gênero para cada tipo de procedimento realizado. Os dados mostram que 58,6 % dos pacientes são do gênero feminino e 41,4 % do gênero masculino. Não há uma causa específica que explique esse percentual maior para o gênero feminino. Os 99 pacientes adultos avaliados tiveram idade média de 54 ± 16 anos, com uma faixa etária entre 18 e 87 anos. Esta distribuição é similar à encontrada em trabalhos de Lunelli (2012) que avaliou 228 procedimentos intervencionistas em neurorradiologia realizados em Recife-PE em pacientes adultos e encontrou uma média de idade de 48 ± 15 e Hassan e Amelot (2017) que encontraram uma idade média de 60 ± 16 anos em 755 procedimentos realizados em adultos.

Figura 25 - Distribuição dos Procedimentos adultos avaliados



Fonte: A Autora (2020).

4.1 DOSIMETRIA EM PACIENTES

4.1.1 Angiografia Cerebral

A Tabela 9 apresenta os valores médios e o intervalo de variação dos parâmetros de irradiação para os diferentes modos de operação nos 85 procedimentos de angiografias cerebrais avaliados. Para a aquisição das imagens nos procedimentos de angiografia cerebral é utilizada a fluoroscopia, a angiografia por subtração digital (DSA) e se necessário a aquisição rotacional (3D).

Na instituição avaliada, foi utilizada fluoroscopia com taxa de 15 pulsos/s, DSA com baixa aquisição de imagens (2f/s e 3f/s) e aquisição rotacional com séries de 133 imagens.

Tabela 9 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação por modo de operação em procedimentos de angiografia cerebral.

Modo de Operação	N(%)	Tensão do Tubo (kV)	Corrente do Tubo (mA)	Largura do pulso (ms)
Fluoroscopia	85 (100)	67,1 $\pm$ 1,2 (60,0-70,0)	44,1 $\pm$ 3,8 (36,0 – 58,0)	14,7 $\pm$ 3,1 (10,1- 25,3)
DSA	44 (51,7)	73,1 $\pm$ 5,0 (63,0- 96,0)	314,5 $\pm$ 26,4 (210,0- 439,0)	102,1 $\pm$ 33,5 (25,3- 313,0)
3D	41 (48,3)	70,1 $\pm$ 0,2 (70,0-71,0)	353,7 $\pm$ 12,3 (302,0- 378,0)	6,4 $\pm$ 1,2 (4,0- 9,9)

Fonte: A Autora (2020).

N: número de pacientes; DSA: Angiografia de Subtração Digital; 3D: Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional.

Os resultados da Tabela 9 mostram que os valores médios da corrente do tubo e largura do pulso no modo DSA são consideravelmente maiores (86% e 85%, respectivamente) quando comparados com o modo de fluoroscopia, o que contribui para as altas taxas de exposição do modo DSA, como é mostrado na Tabela 11, onde são apresentados os valores médios e o intervalo de variação de P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de trabalho durante os procedimentos de angiografia cerebral. Os resultados da Tabela 9 mostram ainda que em 51,7% dos exames foram realizadas apenas aquisições por DSA e em 48,3%, além de imagens por DSA, também foram efetuadas aquisições rotacionais para a reconstrução tridimensional. O número de sequências rotacionais obtidas por exame depende da anormalidade vascular encontrada.

A Tabela 10 apresenta a distribuição dos valores do número de imagens e de séries por modo de operação adquirido por exame acompanhados nesse estudo, como também o valor médio, mínimo e máximo do tempo de fluoroscopia.

Tabela 10 – Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do número de séries e de imagens por modo de operação e tempo de fluoroscopia nos procedimentos de angiografia cerebral.

Modo de Operação	Número de Séries	Número de Imagens	Tempo de Fluoroscopia (min)
Fluoroscopia	-	-	10,3 $\pm$ 8,7 (1,4 – 43,7)
DSA	12,6 $\pm$ 3,7 (4,0-26,0)	328,5 $\pm$ 141,6 (80,0-726,0)	-
DSA + 3D	11,7 $\pm$ 3,5 (4,0-19,0)	486,4 $\pm$ 205,1 (199,0-1160,0)	-
3 D	1,9 $\pm$ 1,1 (1,0-6,0)	256,2 $\pm$ 163,9 (133,0-798,0)	-

Fonte: A Autora (2020).

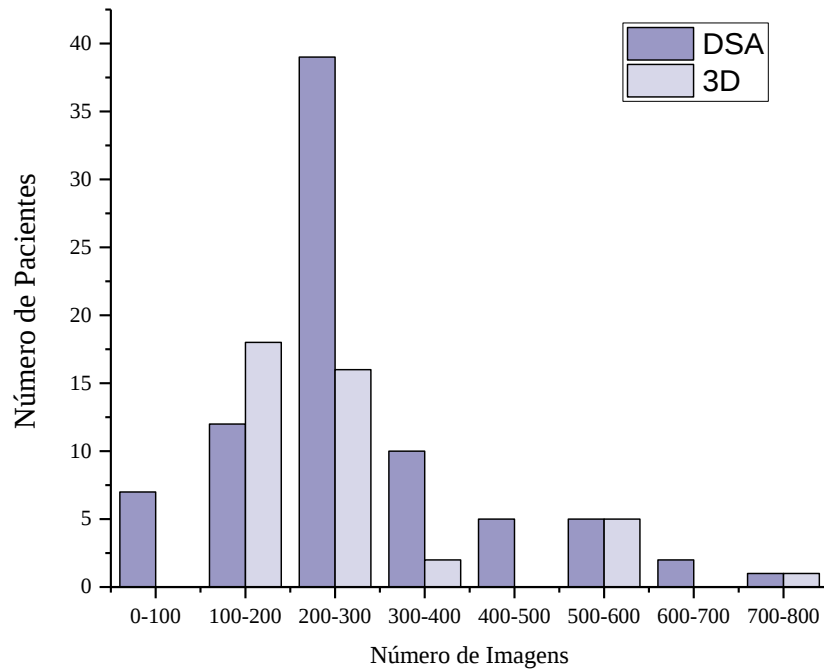
DSA – Angiografia de subtração digital; 3D - Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional.

A análise dos dados da Tabela 10 mostra que nos 85 procedimentos avaliados o tempo médio de fluoroscopia foi de 10,3 min, com valores mínimos e máximos de 1,4 e 43,7 min, respectivamente. 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. Além disso, o tempo de fluoroscopia depende da habilidade e experiência do médico e das condições dos equipamentos empregados no procedimento.

A Figura 26 mostra a distribuição do número de imagens de acordo com o modo 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 está entre 100-200 imagens. Dos 85 procedimentos avaliados, em 18 exames foram realizadas apenas 1 série rotacional 3D (equivalente às 133 imagens) e em 16 exames foram obtidas duas sequências rotacionais para a reconstrução 3D (equivalente às 266 imagens). Um número maior de imagens, como é possível

observar na Figura 26, é necessário apenas quando o paciente possui múltiplas anormalidades situadas em ambos os lados do cérebro, sendo necessária a injeção do contraste em hemisférios cerebrais diferentes. Essa situação foi encontrada em 7 exames realizados, com o extremo de seis séries rotacionais em um único exame (equivalente à 798 imagens).

Figura 26 - Número de imagens adquiridas em angiografias cerebrais em pacientes adultos.



Fonte: A Autora (2020).

A Tabela 11 mostra a distribuição dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ total e por modo de operação em procedimentos de angiografia cerebral avaliados neste estudo.

Tabela 11 - Valores médios (mínimo – máximo) do $K_{a,r}$ e do P_{KA} por modo de operação e total nos procedimentos de angiografia cerebral.

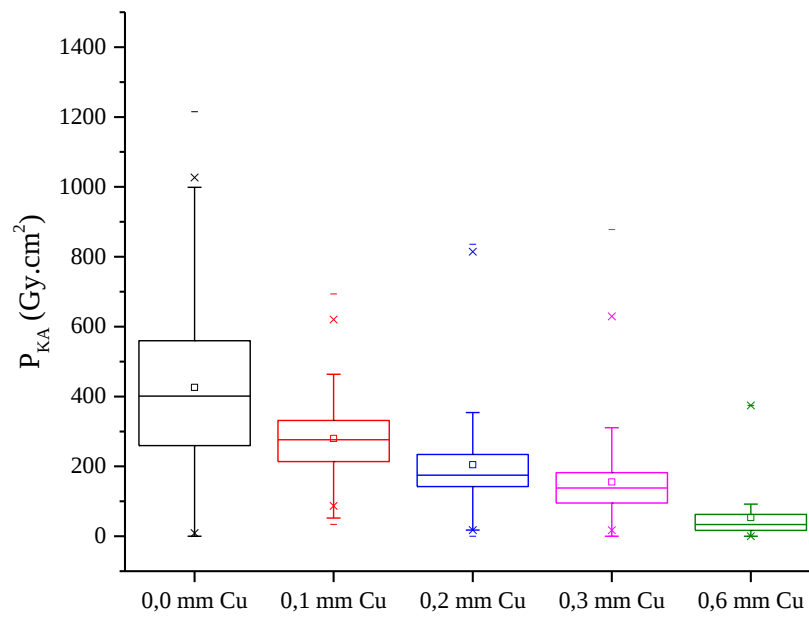
Modo de Operação	P_{KA} (Gy.cm²)	$K_{a,r}$ (mGy)
Fluoroscopia (n=85)	5,5 (0,4 – 35,3)	69,2 (6,6– 336,1)
DSA (n=44)	20,1 (4,2 – 45,9)	301,1 (73,5– 669,5)
DSA+3D (n=41)	22,2 (6,9– 46,2)	334,1 (87,2 – 898,4)
3 D (n=41)	5,8 (1,8 – 21,4)	37,8 (12,0- 98,9)
Procedimentos Totais (n=85)	27,1 (5,0– 69,9)	374,7 (83,1 – 981,4)

Fonte: A Autora, (2020).

n: número de pacientes; DSA: Angiografia de Subtração Digital; 3D: Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional.

Observa-se, na Tabela 11 que o valor total máximo do P_{KA} foi 69,90 Gy.cm². Este valor se deve à ocorrência do caso atípico de um paciente que realizou 18 aquisições (sendo seis séries rotacionais), com 1068 imagens e o não uso do filtro adicional de cobre na maior parte do procedimento. No equipamento avaliado a filtração variava entre 0,0 e 0,6 mmCu nas exposições DSA, e era fixo em 0,0 mmCu nas aquisições 3D, conforme estabelecidos no protocolo. Essa filtração é modificada automaticamente pelo angiografo. Durante os procedimentos ao utilizar o filtro adicional de cobre houve uma redução no valor do P_{KA} em 80 % para o filtro de 0,6 mmCu e de 65 % para o filtro de 0,3 mmCu em relação ao não uso do filtro, como é possível observar na Figura 27.

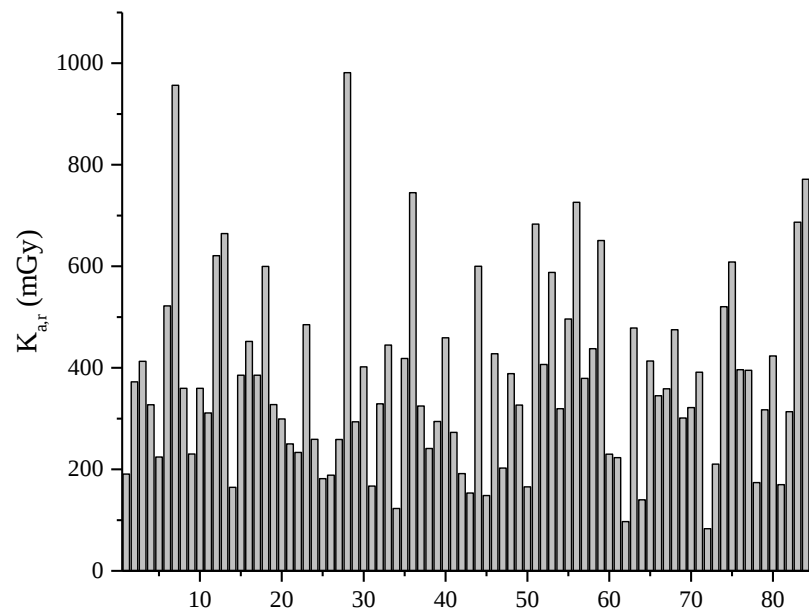
Figura 27 - Valores do P_{KA} ($Gy.cm^2$) em relação a espessura da filtração utilizada.



Fonte: A Autora (2020).

Os valores totais do $K_{a,r}$ obtidos por pacientes nos procedimentos de angiografia cerebrais são mostrados na Figura 28.

Figura 28 - Valor total de $K_{a,r}$ por paciente em procedimentos de angiografia cerebral.



Fonte: A Autora (2020).

Na Figura 28, observa-se que o paciente com maior valor total de $K_{a,r}$ é o 28 (981,4 mGy), e o paciente com menor valor é o 72 (83,1 mGy), como também é possível observar na Tabela 11. Percebe-se que em nenhum procedimento foi atingido o valor de 2 Gy, limiar para a ocorrência de eritema imediato transitório na pele segundo a ICRP (2000).

A Tabela 12 mostra os valores médios e o intervalo de variação do tempo de fluoroscopia, número de séries e imagens de DSA, P_{KA} e $K_{a,r}$ em procedimentos de angiografia cerebral avaliados neste estudo, em comparação com estudos disponíveis na literatura.

Tabela 12 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de angiografia cerebral neste estudo e na literatura.

Estudo	Amostra	Modelo do Equipamento	Número de Imagens	Tempo FL* (min)	P_{KA}^{**} (Gy.cm ²)	$K_{a,r}$ (mGy)
D'Ercole et al., (2012).	113	Philips Allura 15	242 (14-584)	9,9 (1-48)	142 (33- 522)	-
Lunelli (2012).	159	Siemens Artis Zee	386	11,1	75,4 (16,3- 251,7)	769 (233- 2829)
Söderman (2013).	174	Philips AlluraXperFD2 0/20 biplane;	310 (1-1434)	7,2 (0-22)	-	-
Sánchez et al., (2016).	5	Philips Allura FD 10/20	484 (87-958)	11 (3-26)	56 (36-86)	-
Ihn et al., (2016).	490	15 Siemens, 7 Philips e 1 GE machines	241,5 (52-844)	9,8 (1,1)	106,2 (15,5-468)	697 (102,2-3058)
Hassan e Amelot (2017).	398	Innova IGS 630, GE	259 (48-591)	6,5 (1,2- 26)	47,8 (7,5- 130,1)	-
Este trabalho	85	Siemens Artis Zee	408 (80-1160)	10,3 (1,4- 43,7)	27,3 (5,0 – 69,9)	379,9 (83,1 – 981,4)

Fonte: A Autora (2020).

*FL: Fluoroscopia; ** P_{KA} : Produto Kerma ar área.

A análise dos dados mostra que o valor médio do número de imagens neste trabalho é o segundo maior valor em relação aos outros trabalhos. A dispersão desse parâmetro encontrada em cada estudo está relacionada à grande variabilidade nas complexidades investigadas nos diagnósticos, como também a aquisição ou não de imagens tridimensionais ou volumétricas. A maior média do

número de imagens foi relatado por SÁNCHEZ et al., 2016. Em seu estudo ele avaliou procedimentos complexos e foi feita a utilização de aquisições de tomografia computadorizada de feixe cônico (*CBCT- do inglês Cone Beam Computerized Tomography*). A técnica de *CBCT* tem a capacidade de adquirir imagens volumétricas. Dependendo do modo de *CBCT* selecionado, dose baixa ou alta resolução, 313 ou 622 imagens podem ser adquiridas em uma rotação de arco de 240° para reconstrução volumétrica. O valor médio do número de imagens obtidas neste estudo é próximo ao valor encontrado por Lunelli (2012), que informa sobre as aquisições rotacionais e utiliza um equipamento semelhante ao desse estudo.

O tempo médio de fluoroscopia por procedimento foi de 10 min, com uma faixa de 1,4 a 43,7 min, nas angiografias cerebrais realizadas em pacientes adultos, ficando muito próximo dos outros estudos referenciados. Já em relação ao P_{KA} , o valor obtido nesse estudo foi menor em relação aos outros trabalhos. Esse resultado sugere que os profissionais que realizaram os procedimentos tem conhecimento sobre proteção radiológica. O maior valor de P_{KA} (142 Gy.cm²) foi obtido no trabalho desenvolvido por D'ercole et al., (2012). Eles realizaram seu estudo com um equipamento biplanar e o sistema equipado com um intensificador de imagem. Esse sistema pode resultar em maiores doses no paciente seja maior em relação a um sistema de *flat panel*. Existem algumas vantagens do “*flat panel*” com relação ao intensificador de imagem, como o contraste, ampla faixa dinâmica, imagens sem distorção e menos borradas, alta sensibilidade aos raios X. Uma opção disponível nos equipamentos com *flat panel* é a possibilidade de capturar imagens a partir de uma sequência fluoroscópica, evitando assim o aumento da técnica para a obtenção de uma imagem radiográfica, como é o caso nos intensificadores (“spot film”). Esta ferramenta possibilita a redução da dose de radiação ao se processar a imagem. A técnica chamada “road mapping”, um modo digital que mostra a imagem na tela mais recente e serve como guia de cateter, reduz a exposição por não necessitar de aquisição, apenas da fluoroscopia. Mas seu maior benefício é a redução no uso do meio de contraste, reduzindo custos e riscos.

O segundo maior valor de P_{KA} (106,2 Gy.cm²) foi obtido por Ihn et al., (2016). Este trabalho também obteve um alto valor de $K_{a,r}$. Isso se deu pelo fato de seu estudo ter sido realizado em 23 hospitais com equipamentos variados. No estudo desenvolvido por Lunelli (2012) em Recife-PE, foi utilizado um angiógrafo dotado de um receptor de imagens do tipo *detector plano*, similar ao utilizado no atual estudo.

É possível perceber que tanto o P_{KA} como o $K_{a,r}$ são maiores em 63,8 % e 50,6% respectivamente em relação a este estudo.

4.1.2 Embolização de Aneurisma Cerebral

Os procedimentos de neurorradiologia utilizam a fluoroscopia e a subtração digital e também pode ser realizada uma série angiográfica rotacional para reconstrução 3D. Os dados da Tabela 13 mostram que os valores médios da corrente do tubo e largura do pulso no modo DSA são consideravelmente maiores (83% e 85%, respectivamente) quando comparados com o modo de fluoroscopia, o que contribui para as altas taxas de exposição do modo DSA. Das 14 embolizações monitoradas nesse estudo, em 36 % dos procedimentos foi realizada apenas a DSA e em 64 % dos procedimentos, além da subtração digital, foram efetuadas aquisições rotacionais para a reconstrução tridimensional (3D).

Tabela 13 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) dos parâmetros de irradiação por modo de operação em procedimentos de embolização cerebral.

Modo de Operação	N(%)	Tensão do Tubo (kV)	Corrente do Tubo (mA)	Largura do pulso (ms)
Fluoroscopia	14 (100)	67,8 $\pm$ 4,1 (60,0-75,0)	49,9 $\pm$ 6,9 (40,0 – 66,5)	18,4 $\pm$ 4,3 (10,5- 25,2)
DAS	5 (36)	75,6 $\pm$ 8,1 (65,0- 99,0)	299,2 $\pm$ 39,5 (203,0- 438,0)	122,3 $\pm$ 31,2 (11,8- 181,0)
3D	9(64)	70,1 $\pm$ 0,5 (70,0- 72,0)	359,8 $\pm$ 10,9 (342,0- 378,0)	6,3 $\pm$ 1,5 (4,3- 9,2)

Fonte: A Autora (2020).

N: número de pacientes; DSA: Angiografia de Subtração Digital; 3D: Série angiográfica rotacional destinada à reconstrução tridimensional.

A Tabela 14 mostra o número de sequências e imagens adquiridas nos procedimentos de embolizações acompanhados neste estudo. Observa-se na Tabela 14 que o número de imagens em procedimentos que além de aquisições DSA também tiveram aquisições rotacionais é superior ao número de imagens dos procedimentos que não realizaram séries rotacionais. A Figura 29 mostra a distribuição do número de imagens de acordo com o modo da imagem adquirida, seja por DSA ou por aquisição rotacional (3D) para as embolizações de aneurismas cerebrais em pacientes adultos avaliadas neste estudo.

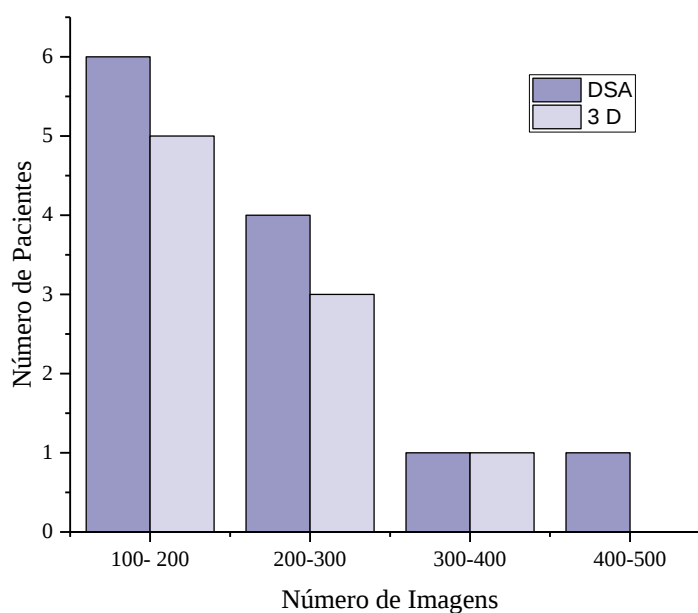
Em 5 procedimentos foi realizada a aquisição de uma série rotacional para reconstrução 3D (equivalente à 133 imagens), em três procedimentos foram efetuadas duas aquisições rotacionais (equivalente à 266 imagens) e em uma foram realizadas três séries rotacionais (equivalente à 399 imagens).

Tabela 14 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do número de séries, de imagens e por modo de operação e tempo de fluoroscopia nos procedimentos de embolização de aneurisma cerebral

Modo de Operação	Número de Séries	Número de Imagens	Tempo de Fluoroscopia (min)
Fluoroscopia (n=14)	-	-	28,7 $\pm$ 12,9 (4,8 – 55,7)
DAS (n=5)	15,1 $\pm$ 5,1 (7,0-25,0)	266,4 $\pm$ 127,6 (119,0-590,0)	
3 D	1,4 $\pm$ 0,7 (1,0-3,0)	199,5 $\pm$ 94,1 (133,0-399,0)	-
DSA + 3D (n=9)	16,3 $\pm$ 6,5 (8,0-27,0)	411,1 $\pm$ 129,1 (252,0-595,0)	-

Fonte: A Autora (2020).

Figura 29 - Número de Imagens adquiridas em embolizações cerebrais em pacientes adultos.



Fonte: A Autora (2020).

Os resultados apresentados na Tabela 14 mostram ainda que o tempo médio de fluoroscopia nos 14 procedimentos avaliados foi de 28,71 min, com o valor máximo de 55,2 min. O elevado tempo de fluoroscopia nos procedimentos terapêuticos é em função da complexidade do tratamento, relacionado com o acesso e a técnica utilizada. Além disso, o tempo de fluoroscopia depende da habilidade e experiência do profissional e da qualidade dos equipamentos empregados. Os procedimentos de embolização foram realizados na sua grande maioria por dois residentes, com supervisão do médico experiente.

A Tabela 15 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.

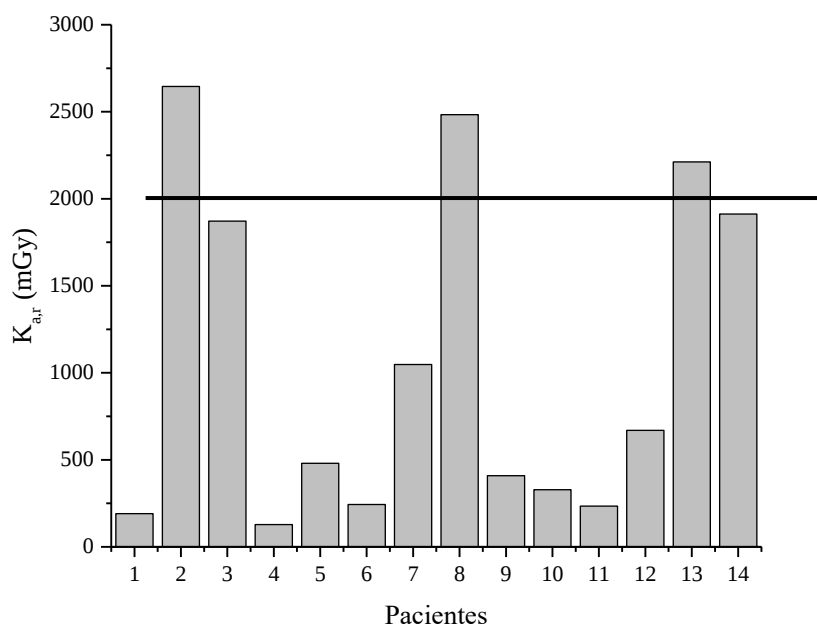
Tabela 15 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (mínimo – máximo) do P_{KA} , $K_{a,r}$ e do tempo de exposição por modo de operação e total nos procedimentos de embolização cerebral.

Modo de Exposição	P_{KA} (Gy.cm²)	$K_{a,r}$ (mGy)
Fluoroscopia (n=14)	16,8 (4,5 – 37,2)	542,3 (39,3 – 1593,0)
DSA (n=5)	21,2 (9,3 – 43,4)	464,5 (127,7- 1047,8)
3 D	4,4 (2,1 – 8,4)	30,7 (12,70- 59,0)
DSA + 3D (n=9)	27,2 (8,2 – 57,1)	685,2 (151,4– 1410,0)
Procedimentos Totais (n=14)	37,6 (9,3 – 89,9)	1061,0 (127,7 – 2645,0)

Fonte: A Autora (2020).

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

Observa-se que o valor médio total $K_{a,r}$ neste estudo foi de 1061 mGy e o valor máximo total foi de 2645 mGy, que supera o limiar para eritema imediato transiente. 21,4% dos procedimentos avaliados apresentam valores totais de $K_{a,r}$ superiores ao nível de alerta para ocorrência de eritema imediato transiente, estabelecido em 2 Gy (ICRP,2012) como é evidenciado na Figura 30.

Figura 30 – Valor total de $K_{a,r}$ por paciente.

Fonte: A Autora (2020).

(A linha preta representa o limiar para ocorrência de eritema agudo transitório na pele).

Observa-se na Tabela 15 que o valor médio do P_{KA} é maior para os procedimentos que realizaram aquisições rotacionais tridimensionais (3D), que são utilizadas para verificar a localização do aneurisma e após o procedimento para visualizar a região embolizada. O valor máximo total do P_{KA} (89,9 Gy.cm²) foi registrado em um procedimento que realizou aquisição rotacional. Analisando os dados deste procedimento, verificou-se que se trata de uma paciente do sexo feminino com 54 anos que teve um número de séries alto (aquisição de 27 séries, sendo 2 aquisições rotacionais) e um alto valor de $K_{a,r}$ (2483 mGy). A mesma foi submetida a uma angiografia cerebral antes da embolização. Além desta paciente mais três se submeteram a uma angiografia, seguida de uma embolização de aneurisma. A Tabela 16 mostra o número de sequências e imagens, os valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ e o tempo de fluoroscopia registrados nos dois procedimentos a que estes pacientes foram submetidos. Observa-se que o total do valor de $K_{a,r}$ é um pouco alto e com risco para ocorrência de reações teciduais.

Tabela 16 - Dados do procedimento de quatro pacientes que realizaram procedimentos de angiografia e embolização cerebral.

Paciente	Procedimento	Sequências	Número de Imagens	P _{KA} (Gy.cm ²)	K _{a,r} (mGy)	Tempo de Fluoroscopia (min)
1	Angiografia cerebral	12	569	32,8	900	20
	Embolização de Aneurisma	15	287	57,1	1583	28,6
	Total	27	856	89,9	2483	48,6
2	Angiografia cerebral	16	414	29,1	424,3	20
	Embolização de Aneurisma	11	181	45,8	1447,7	14
	Total	27	595	74,9	1872	34
3	Angiografia cerebral	14	389	12,87	229,8	3,2
	Embolização de Aneurisma	12	550	14,5	328	15
	Total	26	939	27,4	557,8	18,2
4	Angiografia cerebral	12	320	12,87	342,1	7,5
	Embolização de Aneurisma	8	232	10,3	468,4	20
	Total	20	552	23,2	810,5	27,5

Fonte: A Autora (2020).

A Tabela 17 mostra os valores médios e o intervalo de variação do tempo de fluoroscopia, número de séries e imagens de DSA, P_{KA} e K_{a,r} em procedimentos de neurorradiologia avaliados neste estudo, em comparação com estudos disponíveis na literatura.

Tabela 17 - Parâmetros dosimétricos em procedimentos de embolização cerebral neste estudo e na literatura.

Estudo	Amostra	Modelo do Equipamento	Número de Imagens	Tempo FL (min)	P _{KA} (Gy.cm ²)	K _{a,r} (mGy)
D'Ercole et al., (2012)	82	Philips Allura 15/Biplanar	574 (150-1956)	37,22 (7,5- 92,3)	382,8 (120,93- 943,69)	-
Lunelli (2012)	70	Siemens Artis Zee	709 (83-1816)	36,2 (3,7-101,9)	120 (28- 377)	2394 (416-7011)
Sanchez et al., (2016)	31	Philips Allura FD 10/20/Biplanar	1030 (112- 2410)	28 (11,3- 87,5)	203 (63-479)	-
Inh et al., (2016)	371	15 Siemens, 7 Philips e 1 GE machines	218	51,2 (4,9- 251,8)	218,8 (20- 1154,4)	3365,7 (486,6- 11256)
Hassan e Amelot (2017)	71	Innova IGS 630, GE	300 (212-428)	25,7 (19,9-34,8)	78,7 (59,5- 111,9)	1040 (730- 1340)
Este trabalho	14	Siemens Artis Zee	405 (252- 852)	28,7 (4,8 - 55,2)	37,5 (9,3 – 89,8)	1061 (127,7 -2645)

Fonte: A Autora (2020).

Existe uma ampla variabilidade de complexidades envolvidas nestes procedimentos e os equipamentos podem ser muito diferentes, uns com sistema intensificador de imagem, outros com sistema de detector plano. Valores mais de P_{KA} médio foram observados por Inh et al., (2016) que, além de avaliarem uma grande quantidade de procedimentos com muitos graus de complexidade, realizaram seus estudos em 23 sistemas fluoroscópicos em 23 centro hospitalares diferentes. No trabalho de D' Ercole et al., (2012), Lunelli (2012) e Sánchez et al., (2016) também foram encontrados valores médios do P_{KA} maiores do que os valores médios obtidos nesse estudo. D' Ercole et al., (2012) utilizou em seu estudo, assim como Sánchez et al., (2016) um equipamento de raio X biplanar, com a diferença que no primeiro foi utilizado um sistema de intensificador de imagem e no segundo um detector plano tipo *flat panel*. Já no trabalho de Lunelli realizado em 2012 foi feito com um equipamento similar ao desse estudo e observou-se uma redução tanto no valor do P_{KA} como do K_{a,r}.

A análise dos dados mostra que o tempo de fluoroscopia médio obtido neste trabalho está na faixa intermediária dos valores encontrados nos demais trabalhos referenciados. No entanto, observa-se pelos dados da Tabela 15 que no estudo realizado por Inh et al., (2016) o tempo médio (51,2 min) foi próximo ao dobro do valor encontrado neste estudo (28,7 min). A dispersão dos tempos dos procedimentos da sua amostra é grande e tem valor máximo registrado de 251,8 min, enquanto o valor máximo obtido neste trabalho foi de 55,2 min. Além do tempo médio alto, o grande número de imagens mostra que os procedimentos avaliados por Inh et al., (2016) são de alta complexidade. Números de imagens maiores foram obtidos por Sánchez et al., (2016), porém em seu estudo foi utilizada a aquisição de imagens *CBC*T.

4.1.3 Dose na Região dos Olhos do Paciente

Nos procedimentos avaliados nesse 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, 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 e avaliar a dose na superfície dos olhos. Os resultados dos valores do kerma no ar na superfície de entrada da pele na região dos olhos, 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
Angiografias Cerebrais (n=85)			
Média ± Desvio	39,2 ± 29,6	15,4 ± 14,6	11,0 ± 10,2
(mín-máx)	(0,1- 140,4)	(0,7- 70,8)	(0,4- 75,4)
Embolizações em Aneurismas (n=14)			
Média ± Desvio	98,0 ± 111,2	22,2 ± 8,2	18,4 ± 17,3
(mín-máx)	(6,2- 350,7)	(13,9 – 35,6)	(5,4- 64,3)

Fonte: A Autora (2020).

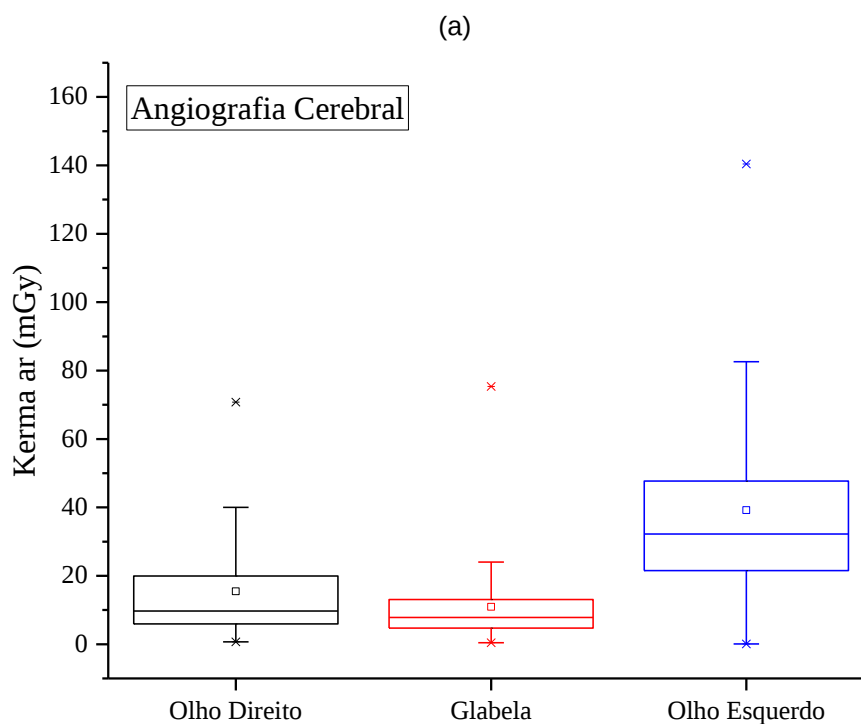
Observa-se na Tabela 18 que a média da dose entregue na região do olho esquerdo é significativamente maior do que a dose entregue ao olho direito e a glabella nos procedimentos de angiografia e embolização, pois durante a maior parte dos procedimentos o arco C ficava posicionado no lado oblíquo anterior direito (RAO- do inglês *Right Anterior Oblique*). Nessa posição o olho esquerdo do paciente fica exposto diretamente ao feixe primário de radiação. Procedimentos mais longos e mais complexos, como as embolizações, 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, da posição que a lesão é tratada, ocasionando muitas vezes, por exemplo, que o feixe primário de raios X incida diretamente no olho, pelas múltiplas projeções do arco C realizadas e devido a colimação do campo de radiação. O uso de angulações e/ou rotações no sistema de fluoroscopia nos procedimentos intervencionistas pode evitar a sobreposição dos campos de radiação sobre uma mesma região dos olhos do paciente. Para angiografias cerebrais que investigam especificamente certa lesão, isso também pode acontecer. Para as angiografias o valor máximo de kerma no ar foi de 140,4 mGy. Este valor corresponde a um paciente que teve no exame realizado, 50% das aquisições na projeção lateral do lado esquerdo. Já para as embolizações o maior valor de kerma no ar registrado foi de 350,7 mGy, que corresponde a um paciente que teve em seu tratamento, mais de 50% das aquisições na projeção lateral do olho esquerdo.

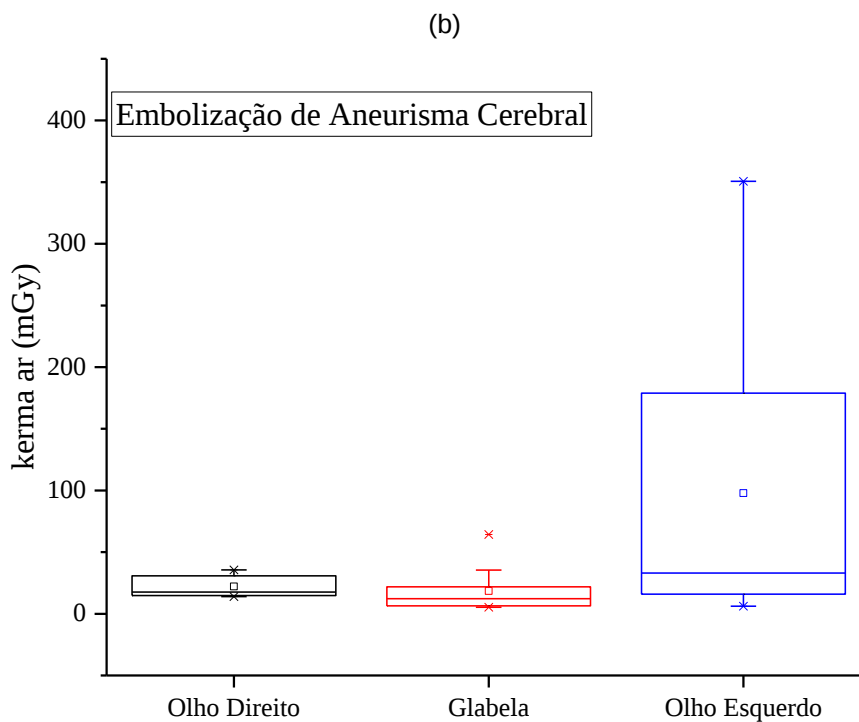
Assumimos neste estudo, que o valor do kerma no ar registrado na superfície da pele na região lateral do olho representa uma estimativa da dose absorvida por este olho. Desta forma a dose média absorvida pelos olhos foi de 21,9 mGy para pacientes que se submeteram a angiografias cerebrais e 46,2 mGy para os que realizaram embolizações cerebrais. No entanto, foram observados valores extremos de dose absorvida de 140 e 350 mGy, que ocorreram em angiografias e embolizações cerebrais, respectivamente no olho esquerdo. Com esse nível de radiação, a possibilidade de produzir opacidades ou cataratas nos olhos dos pacientes deve ser considerada, especialmente nos pacientes que se submetem a embolização de aneurisma cerebral, pois a realização deste procedimento requer uma tomografia computadorizada e uma angiografia prévia, além de angiografias posteriores para controle. É fundamental ressaltar que o cristalino é um órgão radiosensível podendo ocorrer catarata devido aos efeitos da radiação neste órgão.

Desta forma, as doses absorvidas pelos olhos nos pacientes avaliados neste trabalho são altas e pode provocar reações teciduais, especialmente nos indivíduos mais sensíveis.

A Figura 31 mostra a grande variabilidade de Kerma no ar na região dos olhos e tireoide nos procedimentos avaliados com os dosímetros termoluminescentes. Observa-se que o maior valor médio e o máximo ocorreram na região do olho esquerdo em embolizações. Os maiores valores em embolizações se justificam pelo fato de serem procedimentos mais longos e com maiores aquisições de imagens como já demonstrado.

Figura 31 - Distribuição do kerma no ar na superfície da pele da região dos olhos em pacientes adultos submetidos às angiografias e embolizações de aneurismas cerebrais respectivamente.





Fonte: A Autora (2020).

As Tabelas 19 e 20 apresentam os valores de dose medidos na região dos olhos obtidos na literatura e neste trabalho nos procedimentos de angiografia e embolização cerebral respectivamente.

Tabela 19 - Dose (mGy) na literatura em procedimentos de angiografia cerebral.

Estudo	Olho Esquerdo			Olho Direito		
	Média	Mín	Máx	Média	Mín	Máx
Sandborg et al., (2010) n=19	7,8	---	14,3	5,9	---	11
Lunelli (2012) n=37	46,3	0	209,5	20,1	1,6	90,9
Safari et al., (2015) n=19	155	---	394	---	---	---
Sánchez et al., (2016) n=5	67	24	81	20	17	81
Este Estudo (n=85)	39	0,1	140,4	16	0,7	70,8

Fonte: A Autora (2020).

Tabela 20 - Dose (mGy) na literatura em procedimentos de embolização de aneurisma.

Estudo	Olho Esquerdo			Olho Direito		
	Média	Mín	Máx	Média	Mín	Máx
Sandborg et al., (2010) n=25	71	---	289	23	---	50
Lunelli (2012) n=17	51,1	13	153,1	28,9	12,2	41,4
Safari et al., (2015) n=16	238	---	563	----	---	---
Sánchez et al., (2016) n=31	303	32	2084	62	9	173
Moritake et al., (2008) n= 28	79	5	913	380	7	2079
Este Estudo (n=14)	98	6,2	350,7	22	13,89	35,6

Fonte: A Autora (2020).

Em relação à angiografia cerebral o valor médio do kerma no ar na região dos olhos obtido nesse estudo se aproxima dos valores obtidos por Lunelli (2012), que em seu estudo monitorou 37 procedimentos. O valor máximo de dose no olho esquerdo (394 mGy) foi obtido no trabalho de Safari et al., (2015) este valor representa mais que o dobro que foi encontrado neste estudo (140,7 mGy). Esse alto valor pode ser justificado pelo fato de que o estudo de Safari et al., (2015) foi realizado com um equipamento biplanar que obtiveram valores de Kerma no ar entre 302,3 e 512,1 mGy utilizando dosímetros MOSkin, como também a complexidade dos procedimentos. Já em relação a embolização cerebral dispersões maiores foram encontrados por Sánchez et al., (2016) em um estudo de 31 embolizações, que encontraram uma faixa de 9 a 173 mGy na região do olho direito (média de 62 mGy) e faixa de 32 a 2084 na região do olho esquerdo (média de 303 mGy). O valor médio do Kerma no ar obtido por Sánchez e colaboradores é alto, pois eles monitoraram procedimentos com um certo grau de complexidade e foi feito o uso de aquisições de CBCT, onde está aquisição aumenta o número de imagens e consequentemente a dose absorvida pelos pacientes. Estes valores encontrados por Sánchez et al., (2016) são altos comparados ao estudo presente, porém se assemelha no fato dos maiores valores de Kerma no ar ser na região do olho esquerdo.

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 médicos residentes (76%), monitorados e supervisionados por um médico experiente. As embolizações cerebrais foram executadas pelos médicos em treinamento, com os médicos experientes atuando, quando necessário, como médicos auxiliares. A distribuição do número de profissionais monitorados no hospital em estudo e o percentual do uso dos elementos de radioproteção por tipo de procedimento (angiografia e embolização) estão apresentados na Tabela 21.

Tabela 21 - Número de profissionais monitorados e o uso de elementos de radioproteção durante os procedimentos.

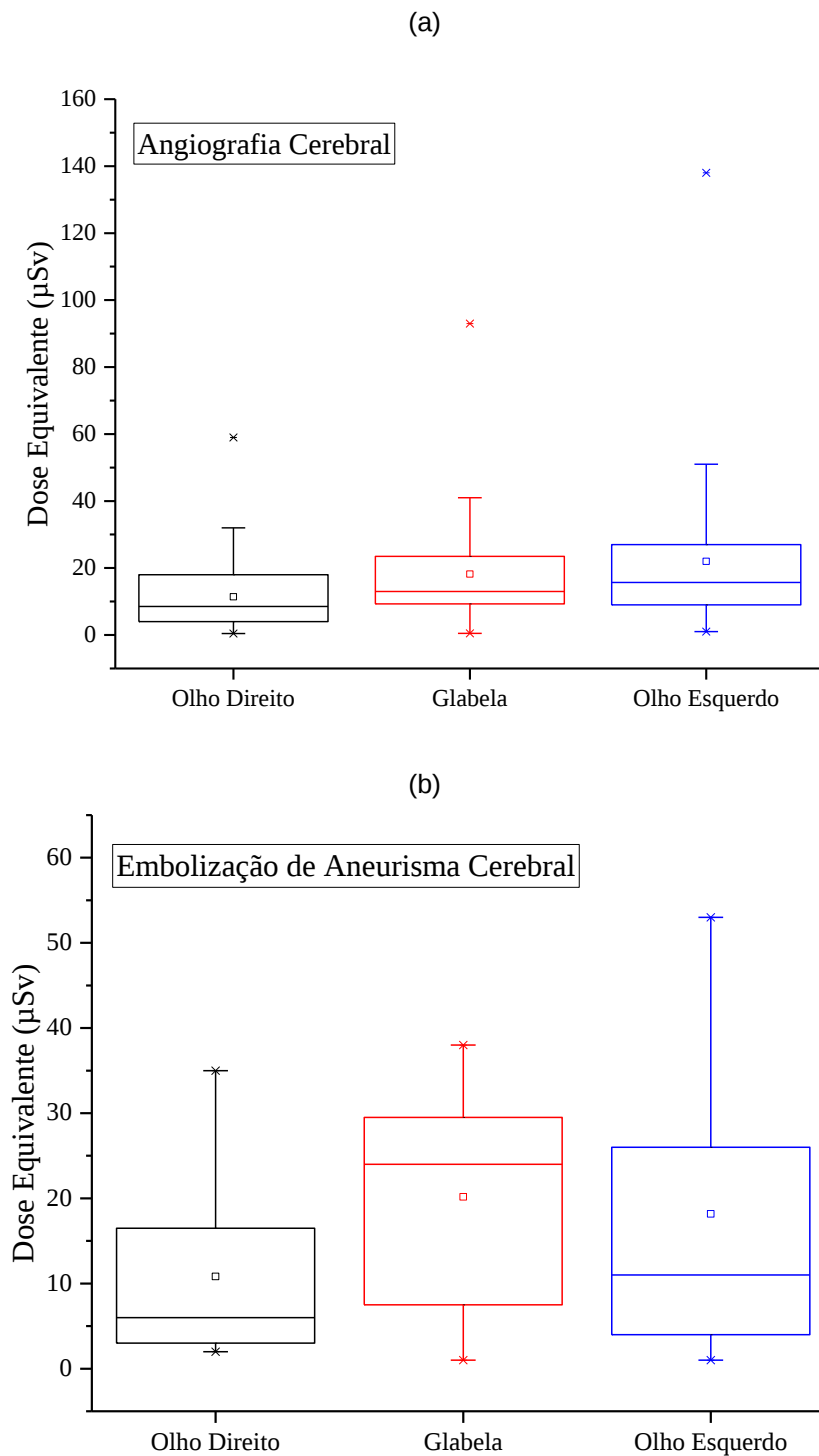
Tipo de Procedimento	Casos Avaliados	Profissionais Monitorados	Percentual no uso dos elementos de radioproteção (%)				
			Avental	Protetor de Tireoide	Óculos	Saiote	Tela
Angiografia	85	ME+ 3 R	100	100	8,2	100	100
Embolização	14	ME + 2 R	100	100	0	100	100

Fonte: A Autora (2020).

ME= Médico Experiente. R= Residente.

A instituição avaliada possui dispositivos de radioproteção acoplados aos equipamentos de angiografia (tela de acrílico plumbífero e cortina plumbífera), e seu uso sempre foi garantido durante os procedimentos como apresentado na Tabela 19. Ressalta-se que, nos procedimentos acompanhados neste estudo, todos os profissionais utilizaram avental e protetor de tireoide. Só um médico residente utilizou de forma regular os óculos plumbíferos durante os procedimentos. A Figura 32 mostra a distribuição dos valores de equivalente de dose pessoal Hp(d) em várias regiões do corpo do médico principal, nos procedimentos de angiografia e embolização cerebral.

Figura 32 - Distribuição dos valores de Hp(d): a) angiografia cerebral b) embolização cerebral no médico principal em procedimentos de neurorradiologia neste estudo.

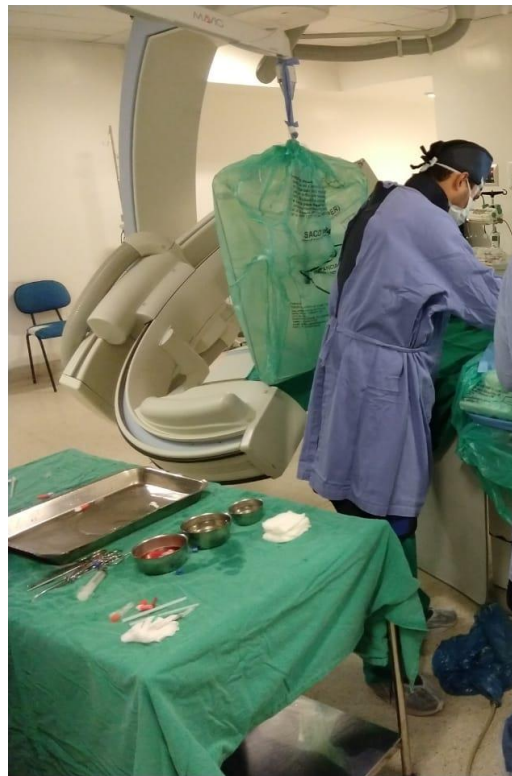


Fonte: A Autora (2020).

Os valores de equivalente de dose pessoal Hp(3) apresentados na Figura 32 mostram que o olho esquerdo do médico principal é o mais exposto durante os procedimentos de neurorradiologia. Esse comportamento era esperado porque o

médico, durante todo o procedimento, permanece do lado direito do paciente e do tubo de raios X, como ilustra a Figura 33. De fato, em quase todos os procedimentos radiológicos endovasculares, o médico realiza o acesso intravascular através da artéria femoral direita na região da virilha (WHITBY e MARTIN, 2005). Esses altos valores do equivalente de dose pessoal nessas regiões do médico podem ser justificados de acordo com as seguintes características: a habilidade do médico, as características físicas dos pacientes, a complexidade dos procedimentos e as angulações do tubo de raios X durante as aquisições das imagens.

Figura 33 - Posição do médico principal durante a realização do procedimento.



Fonte: A Autora (2020).

Os valores de Hp(3) na região dos olhos dos médicos estão apresentados na Tabela 22, onde são mostrados os valores médios e máximos referentes aos 85 procedimentos de angiografia e 14 procedimentos de embolização cerebral.

Tabela 22 - Valores médios e máximos de Hp (d) em várias regiões do médico principal em angiografias cerebrais e no médico principal e auxiliar nas embolizações cerebrais.

Tipo de Procedimento	Hp(3) (μSv)			Hp(3) (μSv)		
	Sem o uso dos óculos			Com o uso dos óculos		
Angiografia Cerebral	Olho Direito	Glabela	Olho Esquerdo	Olho Direito	Glabela	Olho Esquerdo
Média	12	19	23	3	10	11
Mínimo	0,5	0,5	1	2	3	4
Máximo	59	93	138	4	14	16
Embolização de Aneurisma Cerebral (M.P)						
Média	11	20	18	-	-	-
Mínimo	2	1	1	-	-	-
Máximo	35	38	53	-	-	-
Embolização de Aneurisma Cerebral (M.A)						
Média	9	14	10	-	-	-
Mínimo	2	2	0,1	-	-	-
Máximo	15	29	22	-	-	-

Fonte: A Autora (2020).

M.P= Médico Principal; M.A: Médico Auxiliar.

De acordo com a norma CNEN NN 3.01 (2014), define-se restrição de dose como o valor inferior ao limite de dose estabelecido pela CNEN como uma restrição prospectiva nas doses individuais relacionadas a uma determinada fonte de radiação ionizante, utilizado como limite superior no processo de otimização relativo a essa fonte. Segundo a Associação Internacional de Proteção Radiológica IRPA (do inglês, *International radiation protection association*), que propôs níveis de dose para

implementação de monitoração individual, o *constraint* de dose anual para a lente dos olhos é 15 mSv (IRPA, 2015).

Com base nos valores médios de Hp(3) para o olho esquerdo sem a utilização do óculos pumbífero, apresentados na Tabela 22, observa-se que, para uma carga de trabalho semanal de 14 procedimentos de angiografia cerebral e 18 procedimentos de embolização cerebral, o *constraint* de dose é excedido. Com a utilização dos óculos pumbífero, a carga de trabalho poderia aumentar para o dobro de procedimentos por semana, sem exceder o *constraint* de dose.

Estudos têm mostrado que, se utilizados conjuntamente a tela de acrílico e os óculos plumbíferos podem reduzir em até 97% a dose nos olhos dos profissionais (THORNTON et al., 2010; KOUKORAVA et al., 2014). No presente estudo, a sala de hemodinâmica disponibiliza a tela de acrílico plumbífero, a cortina e os óculos pumbífero. No caso em que os óculos pumbíferos foram utilizados pelo médico, foi observada uma redução na dose nos olhos de 52 %.

A Tabela 23 mostra os valores médios, mínimos e máximos de Hp(3) do médico principal, registrados durante os procedimentos de angiografia e embolização de aneurisma cerebral. Percebe-se que os valores médios da dose equivalente Hp(3) nas angiografias foram maiores do que nas embolizações em todas as regiões do corpo dos médicos avaliadas, com exceção da glabella.

Tabela 23 - Valores médios de Hp(3) do médico principal registrados durante procedimentos de angiografia e embolização de aneurisma cerebral.

Procedimento	Valores de Hp(3) (μ Sv)		
	Olho Esquerdo	Olho Direito	Glabela
Angiografias Cerebrais (n=85)			
Média $\pm$ Desvio	11,4 $\pm$ 10,6	18,2 $\pm$ 15,1	22,0 $\pm$ 21,6
(mín-máx)	(0,5- 59)	(0,5- 93)	(1- 138)
Embolizações em Aneurismas (n=14)			
Média $\pm$ Desvio	11,0 $\pm$ 10,0	20,2 $\pm$ 11,8	18,2 $\pm$ 16,1
(mín-máx)	(2- 35)	(1 – 38)	(1- 53)

Fonte: A Autora (2020).

Este comportamento parece ser incoerente visto que os tempos de realização dos procedimentos de embolizações são maiores e consequentemente a dose deveria ser maior. No entanto, é preciso ressaltar, que nos procedimentos de

tratamento o médico já tem o conhecimento da localização do aneurisma, como também no procedimento terapêutico os médicos fazem o uso de um cateter mais um microcateter, que faz aumentar a distância dele em relação ao paciente e em relação ao tubo de raios X. Uma outra justificativa para o da Tabela 23, é que nas embolizações é utilizado um tamanho de campo reduzido e uma magnificação na imagem. Porém a dose na região dos olhos (principalmente no olho esquerdo) do paciente aumenta, pois reduz a distância entre o tubo de raios X e a cabeça do paciente, como é possível observar na Figura 34.

Figura 344 - Posicionamento do tubo de raios X durante um procedimento de embolização de aneurisma cerebral.



Fonte: A Autora (2020).

É preciso ressaltar que os médicos que realizaram a maioria dos procedimentos são médicos residentes e, durante os procedimentos de embolização, quando necessário o médico principal divide a tarefa com o médico auxiliar (médico experiente), como mostra a Figura 35.

Figura 35- Posição dos profissionais de embolização cerebral durante os procedimentos.

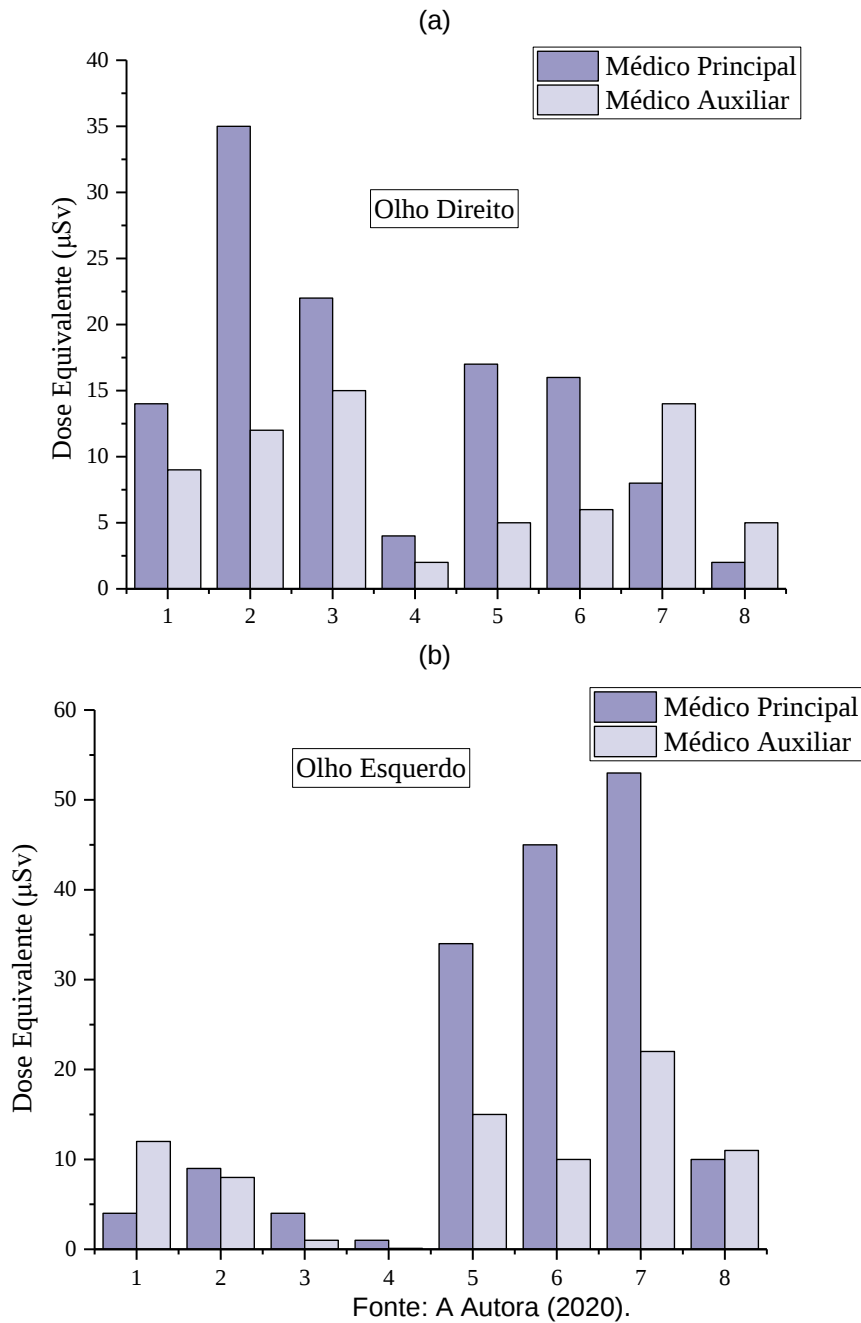


Fonte: A Autora (2020).

1= Médico Principal Residente; 2= Médico Auxiliar Experiente.

Em oito procedimentos de embolização o médico principal e o auxiliar foram monitorados simultaneamente. A Figura 36 mostra a dose equivalente no olho direito (a) e olho esquerdo (b), do médico principal e auxiliar registrados durante as oito embolizações cerebrais. 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 dos pacientes de número 7 e 8 em que a dose equivalente no olho direito do médico auxiliar é superior à do médico principal e nos procedimentos 1 e 8 em que a dose equivalente no olho esquerdo é superior no médico auxiliar. Este comportamento pode ser explicado devido ao posicionamento do médico auxiliar em uma região com maior nível de radiação ao redor do paciente (próximo ao tubo de raios X).

Figura 36 - Dose equivalente no (a) olho direito e (b) olho esquerdo do médico principal e auxiliar que realizaram embolizações cerebrais.



Os Valores médios de Hp(3) na região dos olhos do médico principal obtidos neste estudo estão apresentados na Tabela 24. Uma comparação com dados disponíveis na literatura foi realizada.

Tabela 24 - Dose equivalente média em várias regiões do médico em procedimentos de neurorradiologia na literatura e neste trabalho.

Estudo	Dose Equivalente (μSv)		
	Direito	Olhos Esquerdo	Glabela
Lunelli (2012)	23 ^a	82 ^a	54 ^a
	14 ^b	55 ^b	49 ^b
Tavares JB et al., (2015)	8,02 ^a	1,74 ^{a,c}	NR
	169 ^b	33,24 ^{b,c}	
Castilho. A.V.B et al., (2019) ^b .	NR	110	NR
Este Trabalho	12^a	23^a	19^a
	11^b	18^b	21^b

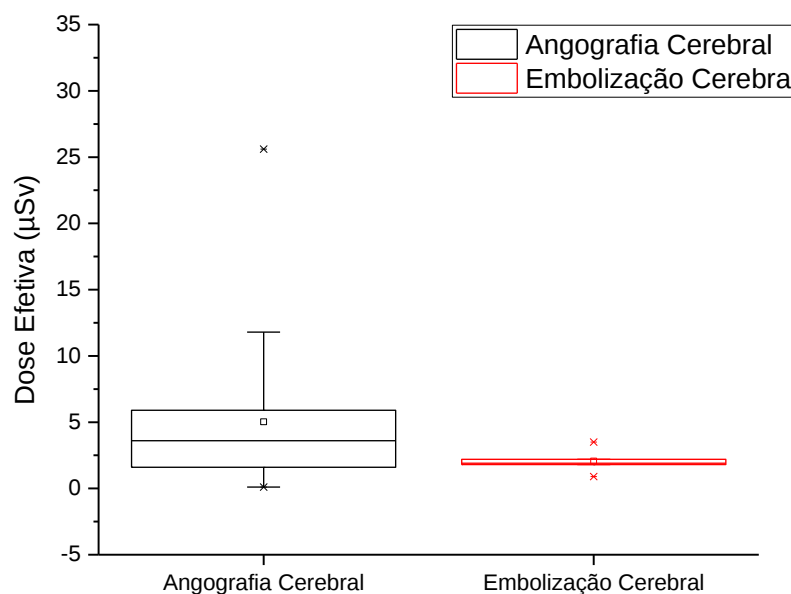
(a) Fonte: A Autora (2020).

(b) Angiografias cerebrais; (b) embolizações cerebrais; (c): com óculos de proteção; NR: Não Reportado

Diferenças de 69,5 % e 85,5% foram observadas para os valores da dose no cristalino entre esse estudo e os trabalhos de Lunelli (2012) e Castilho et al., (2019) respectivamente, quando os dispositivos de radioproteção não foram utilizados. Isso se deve ao fato de que, nos estudos mencionados, os médicos, durante os procedimentos, não usaram simultaneamente a tela de acrílico e óculos pumbíferos. Um estudo realizado por Tavares et al., (2015) mostrou como é fundamental uso dos óculos durante os procedimentos. Ele monitorou 7 procedimentos de diagnóstico (4 sem o uso do óculos e 3 com o uso) e 6 procedimentos de intervenção (3 com o uso e 3 sem o uso) e obteve como resultado que o uso de óculos de proteção reduz a exposição da lente à radiação por um fator de cerca de 4,6. Já em procedimentos intervencionistas, o uso de óculos de proteção reduz a exposição da lente à radiação por um fator de cerca de 5,1.

A dose efetiva recebida pelos médicos foi medida através de dosímetros com a técnica de luminescência opticamente estimulada (LOE) em 29 procedimentos de angiografia e em 4 procedimentos de embolização cerebral e calculada utilizando o algoritmo de Von Boetticher. Os resultados obtidos para os procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais estão apresentados na Figura 37.

Figura 37 - Dose efetiva (μSv) dos médicos que realizaram procedimentos de angiografias e embolizações cerebrais.



Fonte: A Autora (2020).

A dose efetiva média em angiografias foi de $3,8 \mu\text{Sv}$ e em embolizações de $2,1 \mu\text{Sv}$. Os maiores valores de dose efetiva registrados foi $25,6 \mu\text{Sv}$ para angiografias e $3,5 \mu\text{Sv}$ para embolizações. Considerando o valor máximo de dose efetiva encontrado nos procedimentos de angiografia cerebral, que foi de $25,6 \mu\text{Sv}$, verifica-se que em 17 angiografias por semana o médico atingiria o limite de dose anual, que é de 20 mSv . 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.

A Tabela 25 mostra a dose efetiva no médico principal e auxiliar em 2 embolizações cerebrais nas quais os dois profissionais foram avaliados simultaneamente. Os procedimentos são apresentados em ordem crescente do kerma no ar máximo registrados nos pacientes com dosímetros termoluminescentes.

Tabela 25 - Dose efetiva calculada pelo algoritmo de Von Boetticher et al., (2010) no médico principal e auxiliar em embolizações de aneurismas cerebrais.

	Dose Efetiva (μSv)	
	Procedimento 1	Procedimento 2
Médico Principal	0,9	3,5
Médico Auxiliar	1,9	2,2

Fonte: A Autora (2020).

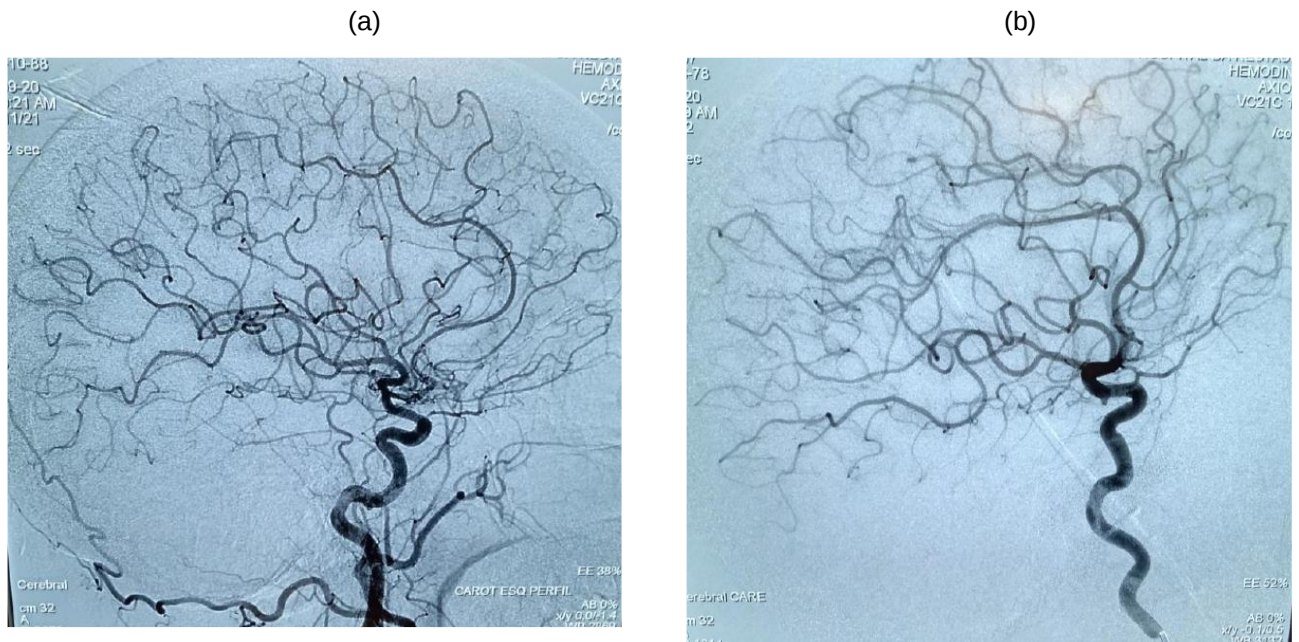
O procedimento de número 2 foi o que apresentou maior kerma no ar no paciente (2212 mGy) e o mesmo, foi responsável pela maior dose efetiva no médico. Muitos são os fatores responsáveis pelas doses efetivas no médico durante o procedimento. Além de um tempo longo do procedimento, o posicionamento do 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. No procedimento 1 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.

4.3 PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO EM PROCEDIMENTOS DE NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

Após a criação do novo Protocolo de Otimização cerebral, foram avaliados 8 procedimentos de angiografia para detecção de aneurisma cerebral. Esses procedimentos foram comparados com outros que possuíam a mesma indicação clínica e o mesmo número de aquisições, mas foram realizados com o Protocolo Usual. É importante ressaltar que com o protocolo otimizado a qualidade da imagem foi baseada no princípio *ALARA* (*As low as reasonably achievable*), ou seja, os parâmetros para aquisição das imagens foram alterados para reduzir as doses geradas nos pacientes e equipe médica, de modo que as imagens obtidas possuísem os elementos mínimos necessários para a realização dos procedimentos. No novo protocolo com a redução de dose, houve um aumento na granulação indesejada no plano de fundo da imagem, como é possível observar na

Figura 38 (b), entretanto, é possível visualizar todas as artérias a serem estudadas. A Figura 38 apresenta uma imagem com o Protocolo usual e com o otimizado.

Figura 38 – Imagem cerebral obtida com o: (a) Protocolo Usual e com (b) Protocolo Otimizado.



Fonte: A Autora (2020).

4.3.1 Dosimetria em Pacientes

4.3.1.1 Estimativa dos valores de P_{KA} e $K_{a,r}$ a partir dos parâmetros de irradiação

A Tabela 26 apresenta os valores médios com o desvio padrão e o intervalo de variação dos parâmetros de irradiação para os diferentes modos de trabalho nos procedimentos de angiografia cerebral avaliados com o protocolo Usual e o otimizado. Para a aquisição das imagens, foram utilizados os modos de fluoroscopia, angiografia de subtração digital (DSA) e aquisição rotacional (3D), este último feito em 4 procedimentos, o que representa 25% dos 16 avaliados (8 avaliados com o protocolo Usual e 8 com o protocolo otimizado).

Tabela 26 - Parâmetros de irradiação utilizados durante os procedimentos de angiografia cerebral no protocolo Usual e no Otimizado.

Modo de Operação	Parâmetros	Protocolo Usual	Protocolo Otimizado
Fluoroscopia	Tempo (minutos)	15,2 ± 13,3 (4,8-43,7)	6,2±2,7 (2,6-10,7)
	kV	67,5 ± 0,7 (66,0-68,0)	65,2 ± 1,7 (63,0-74,0)
	mA	42,3 ± 1,4 (41,0-44,0)	41,5 ± 1,9 (39,0-63,0)
	Largura do Pulso (ms)	12,4 ± 1,1 (11,0-13,0)	15,7 ± 3,4 (12,0-23,0)
DSA	kV	72,4±3,7 (65,0-88,0)	69,9 ±1,2 (69,0-73,0)
	mA	310,1± 16,1 (247,0-341,0)	386,5± 8,1 (368,0-398,0)
	Largura do Pulso (ms)	112,20±20,27 (50-161)	62,03±21,64 (20-100)
3D	kV	70	70
	mA	350,5 ±3,1 (347,0 - 354,0)	363,5 ± 2,5 (361,0-366,0)
	Largura do Pulso (ms)	6, 1 ±1,1 (5,0- 7,0)	5,3 ±0,2 (5,1-5,4)

Fonte: A Autora (2020).

Os resultados da Tabela 26 mostram que os valores médios da tensão do tubo (kV) e a largura do pulso no modo DSA com o protocolo otimizado são menores (3,34% e 45%) quando comparados com o protocolo usual, o que resulta em um menor valor de $k_{a,r}$ como é mostrado na Tabela 27, onde são apresentados os valores médios e o intervalo de variação do P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de trabalho durante os procedimentos de angiografia cerebral no protocolo usual e no otimizado.

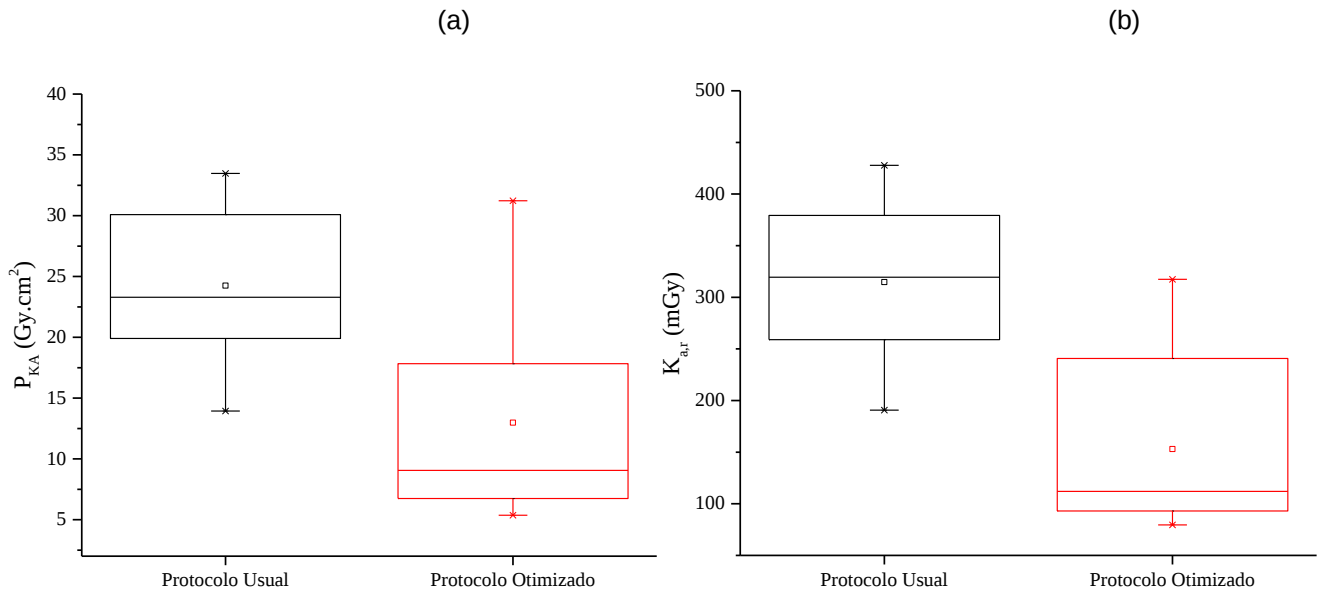
Tabela 27 - Valores médios de P_{KA} e $K_{a,r}$ por modo de operação durante os procedimentos de angiografia cerebral no protocolo Usual e no Otimizado.

Modo de Operação	Parâmetros	Protocolo Usual	Protocolo Otimizado
Fluoroscopia	P_{KA} (Gy.cm ²)	5,1 ± 3,6 (1,9-13,5)	3,4 ± 2,6 (1,20-8,3)
	$K_{a,r}$ (mGy)	58,8 ± 37,3 (27,4-147,7)	40,5 ± 28,9 (15,4-96,8)
DSA	P_{KA} (Gy.cm ²)	17,3 ± 3,9 (10,6-21,6)	6,1 ± 1,9 (4,2-10,0)
	$K_{a,r}$ (mGy)	239,8 ± 47,6 (151,4-294,6)	88,2 ± 27,6 (58,9-144,0)
DAS + 3 D	P_{KA} (Gy. cm ²)	24,9 ± 4,5 (20,4-29,3)	20,1 ± 3,9 (16,1-24,1)
	$K_{a,r}$ (mGy)	422,9 ± 49,2 (373,8-472,1)	284,8 ± 13,4 (271,3-298,2)
Procedimentos Completos	P_{KA} (Gy. cm ²)	24,3 ± 6,4 (13,9-33,5)	12,9 ± 8,2 (5,3-31,2)
	$K_{a,r}$ (mGy)	340,6 ± 95,8 (190,7-522,1)	177,8 ± 102,0 (79,5-352,0)

Fonte: A Autora (2020).

A Tabela 27 mostra que o valor médio total do P_{KA} dos procedimentos realizados com o protocolo Otimizado apresenta uma diferença significativa em relação ao protocolo usual, sendo reduzido em 46,5%. Já em relação ao $K_{a,r}$ os resultados mostram que, houve uma redução de aproximadamente 48% com o protocolo de otimização em comparação com o usual. Esses resultados podem ser observados na Figura 39, que apresenta a distribuição desses valores em termos de gráficos “*box-plot*”. Estes resultados foram possíveis pela redução no modo DSA da largura de pulso em 37,5%, a dose (μ Gy/quadros) em 50% e o filtro máximo de cobre em 33,3%, ficando com um filtro de 0,3 mmCu.

Figura 39 - Distribuição dos procedimentos de angiografia cerebral realizados com o protocolo usual e o protocolo de otimização Otimizado para os valores de a) P_{KA} e b) $K_{a,r}$.



Fonte: A Autora (2020).

4.3.2 Dose na Superfície dos Olhos do Paciente

A Tabela 28 apresenta os resultados dos valores do kerma no ar na superfície de entrada da pele na região dos olhos durante os procedimentos de angiografia cerebral, obtidos com os dosímetros termoluminescentes utilizando o protocolo Usual e o Otimizado.

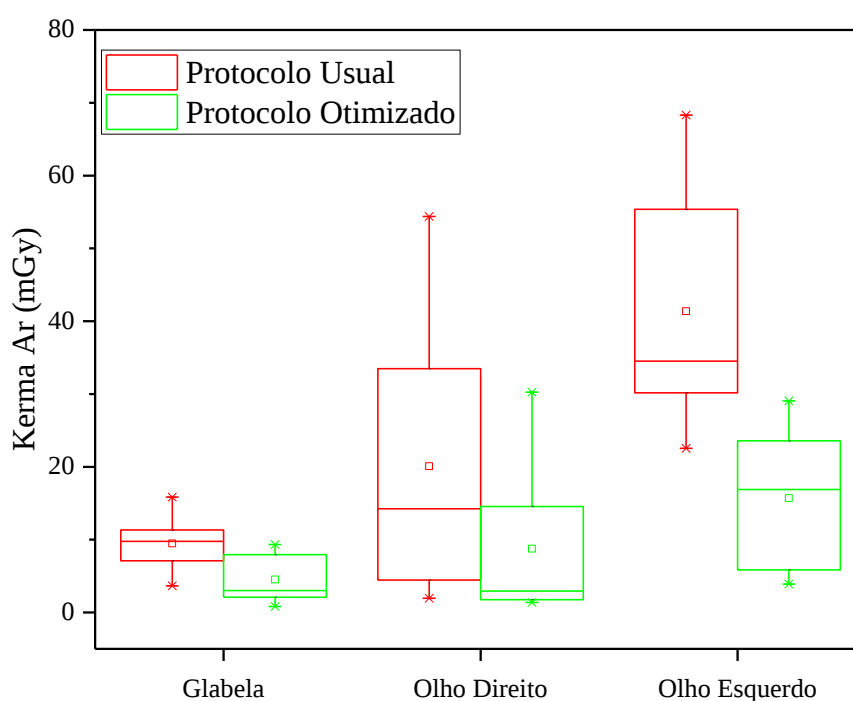
Tabela 28 - Valores médios, mínimos e máximos do kerma no ar (mGy) na região dos olhos em procedimentos de angiografias no protocolo Usual e no Otimizado.

Região	Protocolo Usual	Protocolo Otimizado	% de Redução da Média
Olho Direito	20,1 ± 18,1 (1,9- 54,4)	8,7± 9,9 (1,4-30,3)	56,3
Glabela	9,5± 3,5 (3,7- 15,9)	4,5± 3,1 (0,8- 9,3)	52,2
Olho Esquerdo	41,4± 15,3 (22,5- 68,3)	15,7± 9,2 (3,8- 29,1)	62,0

Fonte: A Autora (2020).

Os resultados obtidos na Tabela 28 mostram que, com a otimização do procedimento de neurorradiologia com o protocolo Otimizado, o valor médio de kerma ar na região do olho direito, glabella e olho esquerdo teve uma redução de 56,3%, 52,3% e 62% respectivamente. A Figura 40 mostra a distribuição da dose na pele do paciente durante os procedimentos de angiografia cerebral com estes protocolos.

Figura 40 - Distribuição do Kerma Ar nos procedimentos de angiografia cerebral com o protocolo Usual e o Otimizado.

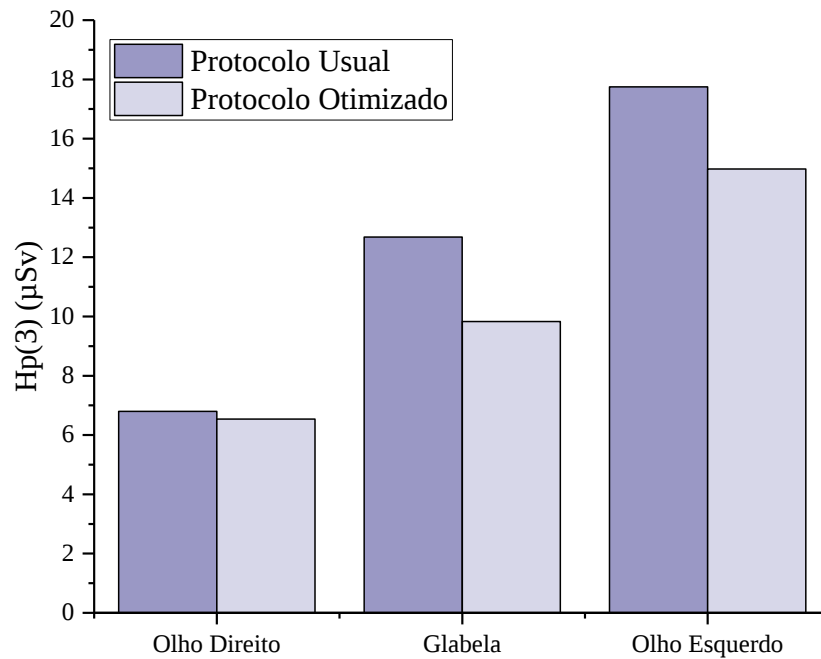


Fonte: A Autora (2020).

4.3.3 Dosimetria Ocupacional

A Figura 41 mostra a distribuição dos valores do equivalente de dose pessoal $H_p(3)$ na região dos olhos do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral antes e depois da otimização do protocolo. Pode ser observada a diminuição dos valores de $H_p(3)$ com o protocolo Otimizado, em todas as regiões, o lado esquerdo do médico principal recebe maior radiação que o lado direito.

Figura 41 - Distribuição da média dos valores absolutos Hp (3) do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral.



Fonte: A Autora (2020).

Na Tabela 29 são mostrados os valores médios com desvio padrão, mínimo - máximo do equivalente de dose pessoal do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral. Nota-se que os maiores percentuais de redução foram na região da glabella e do olho esquerdo, atingindo-se mais de 20% de redução. A menor redução ocorreu na região do olho direito, onde mesmo com o protocolo usual a dose nesta região já era baixa, não sendo possível notar essa diferença de maneira significativa.

Tabela 29 - Valores médios, mínimos e máximos do Hp(3), em μSv , na região dos olhos em procedimentos de angiografias no protocolo Usual e no Otimizado.

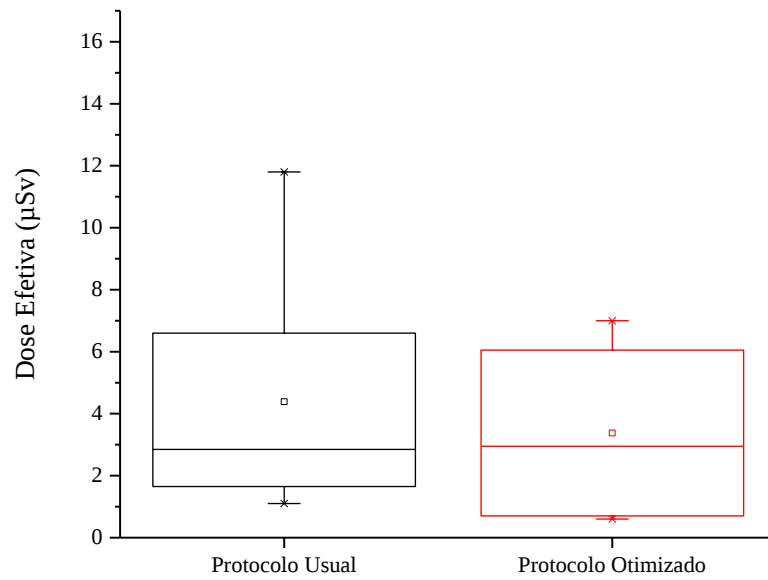
Região	Protocolo Usual	Protocolo Otimizado	% de Redução da Média
Olho Direito	$6,8 \pm 3,8$ (1,0- 12,0)	$6,5 \pm 4,6$ (1,5- 13,4)	3,8
Glabela	$12,7 \pm 7,5$ (3,0- 28,0)	$9,8 \pm 6,3$ (2,7 – 21,5)	22,5
Olho Esquerdo	$20,3 \pm 17,9$ (4,0-60,0)	$14,9 \pm 3,9$ (8,6 – 21,3)	26,2

Fonte: A Autora (2020).

A partir do valor médio registrado de hp(3) no olho esquerdo com o uso do protocolo usual, para uma carga de trabalho anual de 297 procedimentos de angiografia cerebral, o nível de investigação por ano para o cristalino (olhos) de 6 msv é excedido. Com a otimização do procedimento, a carga de trabalho poderia aumentar 25 % de procedimentos no ano, sem exceder o nível de investigação.

Com o emprego do protocolo otimizado, a dose efetiva recebida pelo médico principal foi reduzida em 22,7%, devido à diminuição da radiação espalhada provocada pela combinação da redução da largura de pulso e tensão do tubo no modo de trabalho dsa. A figura 42 mostra a distribuição da dose efetiva do médico principal obtida com os dois protocolos.

Figura 42 - Distribuição da dose efetiva do médico principal durante os procedimentos de angiografia cerebral obtida com os dois protocolos.



Fonte: A Autora (2020).

5 CONCLUSÃO

A avaliação das doses nas lentes dos olhos dos pacientes e no médico nos 85 procedimentos de neurorradiologia intervencionista (angiografia cerebral e embolização de aneurisma cerebral) realizada neste estudo e a implementação do protocolo de otimização permitem concluir que:

- a) Os resultados obtidos mostram que nos procedimentos de embolização de aneurisma cerebral realizados com o protocolo usual os valores médios de $K_{a,r}$ atingiram o limiar de ocorrência de eritema transitório na pele (2 Gy) e em 21,4%.
- b) As doses absorvidas nos olhos dos pacientes avaliados neste estudo se mostraram altas, principalmente na superfície do olho esquerdo, tendo um valor máximo de 350 mGy em embolizações cerebrais e 140 mGy em angiografias cerebrais. 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.
- c) Considerando o valor máximo de dose medido no olho esquerdo do médico que foi de 138 μ Sv, pode-se concluir que o número máximo de procedimentos que o médico pode realizar para não ultrapassar o *constraint* de dose (15 mSv) é de 2 procedimentos por semana. Se for considerado o valor médio da dose no olho esquerdo (23 μ Sv em procedimentos de angiografias cerebrais), este número passa a ser 14 procedimentos por semana. Estes valores de altas doses podem ser reduzidos com o uso dos óculos.
- d) Dos resultados obtidos com o protocolo otimizado, os valores médios de P_{KA} e $K_{a,r}$ houveram uma redução de 48% e 46,5% respectivamente em relação ao protocolo Usual. Já em relação a dose na lente dos olhos, em especial o olho esquerdo dos pacientes e médico ocorreram uma redução de aproximadamente 62% e 26% respectivamente.

Finalmente, conclui-se que o novo protocolo de otimização proposto neste trabalho é eficaz em reduzir as doses para pacientes e trabalhadores, aumentando a vida útil do equipamento e aumentando o número anual de procedimentos possíveis de realização pelos profissionais de neurorradiologia.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, P. Radiologia de Intervenção Extravascular. In J. M. Pisco, **Imagiologia Básica** (pp. 89-93). Lousã: Lidel, 2009.

ARTIS ZEE/ZEEGO. **Manual do utilizador.**, Muenchen: Siemens AG, 2009. v. 1

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

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

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

BARBOSA, A. H. P; MEDEIROS, R. B; CORPA, A .M. R; HIGA, F.S; SOUZA, M .T; BARBOSA, P. L; MOREIRA, A. C; QUADROS, A. S; LEMKE, V. M. G; CANTARELLI, M. J. C. Prevalence of Lens Opacity in Interventional Cardiologists and Professional Working in the Hemodynamics in Brazil. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 112, p. 392-399, 2019

BOGAERT, EVELIEN. **Evaluation of patient dose and image receptor performance in interventional cardiology.** Bélgica: University Ghent, 2008. p.18-24.

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

BRASIL. Ministério de Saúde. **Portaria SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998.** Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília, 1998. Disponível em: http://www.conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria_453.pdf. Acesso em: 10 mar. 2020.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Resolução- RDC Nº 330, de 20 de Dezembro de 2019.** Brasília, 2019. Disponível em: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>. Acesso em: 1 set. 2020.

CASTILHO, A. V.B; SZJENFELD, D; NALLI, D; FORNAZARI, V. MOREIRA, A.C; MEDEIROS, R.B. A Study of Radiation Doses to the Patient and Medical Team at Embolization Procedures. **Journal Radiation Protection and Research**, v. 44, p. 110-117, 2019.

CHIDA, K.; KATO, M.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; KOHZUKI, M.; ZUGUCHI, M. Optimizing patient radiation dose in intervention procedures. **Acta Radiológica**, v. 51, n. 1, p. 33–39, 2010.

CIRAJ-BJELAC, O.; REHANI, M. M.; SIM, K. H.; LIEW, H. B.; VAÑO, E.; KLEIMAN, N. J. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern. **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 76, n. 6, p. 826–834, 2010.

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

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN-NN-3.01** - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Rio de Janeiro: CNEN, 2014.

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

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

D'ERCOLE L, THYRION FZ, BOCCHIOLA M, MANTOVANI L, KLERSY C: Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures. **Physica Medica**, v. 28, p. 61–70, 2012.

HASSAN, A e AMELOTE, S. Radiation Exposure During Neurointerventional Procedures in Modern Biplane Angiographic Systems: A Single- Site Experience. **Intervent Neurol**, v. 6, n. 1-3, p. 106-116, 2017.

IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series No 457. **International Atomic Energy Agency**. 2007.

IAEA, Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye - Interim Guidance for use and Comment. **International Atomic Energy Agency** IAEA, TECDOC-1731. Vienna, 2013.

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

ICRP, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection: ICRP publication 103. Ann **International Commission on Radiological Protection**; 37:1–332, 2007.

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

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

ICRU. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging, ICRU report 74. **Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements**, v. 5, Issue 2, 1 December, Pages iv–vi, 2005.

ICRP. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Publication 85, Annals of the ICRP. v. 30 n. 2. ICRP; Vienna 2000.

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 16/07/2020.

IEC. Report 60580:2000. Medical electrical equipment - dose area product meter. **International Electrotechnical Commission**. IEC 60580, 2000.

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

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

IHN, Y. K; KIM, B; BYUN, J. S; SUH, S. H; WON, Y. D; LEE, H. D; KIM, B. M; et al.,. Patient Radiation Exposure During Diagnostic and Therapeutic Procedures for Intracranial Aneurysms: A multicenter Studys. **Neurointervention**, v. 11, n.2, p. 75-85, 2016.

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

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

ISO. International Organization for Standardization, Radiological protection — Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities. **International Organization for Standardization** ISO-15382, 2015.

IRPA. **International Radiation Protection Association**. Task Group on the impact of the Eye Lens Dose Limits, phase 2, 2015.

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

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

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.

JOHNSON PB, BORREGO D, BALTER S, JOHNSON K, SIRAGUSA D, BOLCH WE. Skin dose mapping for fluoroscopically guided interventions. **Medical Physics**, v.38; p. 5490–5499, 2011.

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

KOSUNEN, A.; KOMPPA, T.; TOIVONEN, M. Evaluation of Methods to Estimate the Patient Dose in Interventional Radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, p. 178–184, 2006.

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

LUNELLI, N. A. **Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de neurorradiologia**. 2012. Tese (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

LUNELLI, N.A; KHOURY, H.J; ANDRADE, G.H.V; BORRÁS, C. Avaliação da dose ocupacional e de pacientes adultos em procedimentos de angiografia cerebral. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 46, n. 6, São Paulo, 2013.

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

MATSUBARA, K.; LERTSUWUNSERI, V.; SRIMAHACHOTA, S.; KRISANACHINDA, A.; TULVATANA, W.; KHAMHIPHANT, B.; SUDCHAI, W.; REHANI. Eye Lens

Dosimetry and the Study on Radiation Cataract in Interventional Cardiologists. **Physica Medica**, v. 44, p. 232-235, 2017.

MAURICIO, C. L. P.; SILVA, H. L. R.; SILVA, C. R. OF RADIATION SCIENCES
Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, p. 1–18, 2015.

MCKEEVER, S. W. S. **Thermoluminescence of Solids**. Cambridge: Cambridge University Press, 1985.

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

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. **AJNR Am J Neuroradiol**, v. 29; p. 1910–1917, 2008.

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

NEGRI, P; CAMPI, F; CRESCENZO. S; GARLATI. L; YAMBUSSI. O. Experimental Validation of Algorithms Used to Estimate Effective Dose During Interventional Radiology Procedures. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-8, 2019.

NERIISHI K, NAKASHIMA E, MINAMOTO A, et al. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. **Radiat Res** v. 168, p. 404-08, 2007.

NIU, Y., WANG, Z., LIU, Y, LIU, Z., YAO, V. Radiation dose to the lens using different temporal bone CT scanning protocols. **AJNR Am. J Neuroradiol**. v. 31(2), p.226–229, 2010.

RAJABI, A, B; NOOHI, F; HASHEMI, H; HAGHJOO, M; MIRAFTAB, M; YAGHOOBI, N; RASTGOU, F; MALEK, H; FAGHIHI, H; FIROUZABADI, H; ASGARI, S; REZVN, F; KHOSRAVI, H; SOROUGH, S; KHABAZKHOOB, M. Ionizing Radiation- Induced Cataract in Interventional Cardiology Staff. **Res Cardiovasc Med**, 2015.

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

SAFARI, M.J., WONG, J.H., KADIR, K.A., THORPE, N.K., CUTAJAR, D.L., PETASECCA, M., LERCH, M.L., ROSENFELD, A.B., NG, K.H. Real-time eye lens dose monitoring during cerebral angiography procedures. **European Radiology**. v.26 (1), p. 79–86, 2015.

SAFARI, M.J., WONG, J.H., KADIR, K.A., NG, K.H. A method to reduce patient's eye lens dose in neuro-interventional radiology procedures. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 125; p.75–8, 2016.

SAFARI, M.J., WONG, J.H., KADIR, K.A., THORPE, N.K., CUTAJAR, D.L., PETASECCA, M., LERCH, M.L., ROSENFELD, A.B., NG, K.H. Real-time eye lens dose monitoring during cerebral angiography procedures. **European Radiology**. V. 26 (1), p. 79–86, 2016 a.

SAFARI, M.J., WONG, J.H., KADIR, K.A., NG, K.H. An investigation of the contribution of routine radiological exposure parameters to patient's dose during neuro-interventional radiology procedures: a phantom study. 2016b.

SÁNCHEZ, R. M; VAÑO, E; FERNÁNDEZ, J.M; ROSATI, S; LÓPEZ- IBOR, L. Radiation Doses in Patient Eye Lenses during Interventional Neuroradiology Procedures. **Original research patient safety**, 2016.

SANDBORG M, ROSSITTI S, PETTERSSON H. Local skin and eye lens equivalent doses in interventional neuroradiology. **European Radiology**, v. 20; p. 725–733, 2010.

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.

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

Swiss Ordinance for personal dosimetry. **Edited by Federal Chancellery**. Bern (1999).

SÖDERMAN M, MAUTI M, BOON S, OMAR A, MARTEINSDÓTTIR M, ANDERSSON T, HOLMIN S, HOORNAERT B: Radiation dose in neuroangiography using image noise reduction technology: a population study based on 614 patients. **Neuroradiology** , v. 55, p. 1365–1372, 2013.

SPRALWS, P. Physical Principles of Medical Imaging, ed 2, U.S. 1993: **Aspen Pub**; 2 Sub edition (maio 1993).

TAVARES JB, SACADURA-LEITE E, MATOSO T, NETO LL, BISCOITO L, CAMPOS J, SOUSA-UVA A. The importance of protection glasses during neuroangiographies: a study on radiation exposure at the lens of the primary operator. **Interventional Neuroradiology** v. 22(3): p. 368–371, 2016.

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

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

UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the general assembly with scientific annexes, vol. II: effects. New York: **United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**, 2008.

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

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.; KLEIMAN, N. J.; DURAN, A.; ROMANO-MILLER, M.; REHANI, M. M. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: Results of a survey and direct assessments. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, n. 2, p. 197–204, 2013.

VAÑO E, FERNANDEZ JM, SANCHEZ RM, MARTINEZ D, LOPEZ IBOR L, GIL A, SERNA-CANDEL C: Patient radiation dose management in the follow-up of potential skin injuries in neuroradiology. **AJNR Am J Neuroradiology**, v.34; p. 277–282, 2013.

VAÑO, E; SANCHEZ, M; FERNANDEZ, M. Estimation of staff lens doses during Interventional procedures. Comparing cardiology, Neuroradiology and interventional radiology. **Radiation Protection Dosimetry**. V. 165, p. 279- 283, 2015.

VON BOETTICHER, H., LACHMUND, J. AND HOFFMANN, W. Effective dose estimation in diagnostic radiology with two dosimeters: impact of the 2007 recommendations of the ICRP. **Health Physics**. 95(3), 337–340 (2008).

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

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

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

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

APÊNDICE A - FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS

Formulário 1- Ficha de dados; resumo de parâmetros dos procedimentos de neurorradiologia intervencionista.

Nome da Instituição:		Data:	
Nome do procedimento:			
Elementos de proteção radiológica utilizados pelo pessoal médico	Protetor Tireoide (mm Pb):	Óculos:	Avental (mm Pb):
	Saia Pumbífera (mm Pb):		Tela Pumbífera (mm Pb):
Complexividade	Normal:	Intermediária:	Alto:
Dosimetria Paciente			
Nome:		Número de Registro:	
Doença:			
Idade:		Gênero:	
Posição do TLD	Número do TLD		
Olho D			
Glabela			
Olho E			
Dosimetria Médico			
Médico principal		Médico Auxiliar	
M:	R:	M:	R:
Nome do médico principal:		Tempo de permanência:	
Nome do médico auxiliar:		Tempo de permanência:	
Posição	Número do TLD		
	M. Principal	M. Auxiliar	
Olho D			
Glabela			
Olho E			
Pulso D			
Pulso E			
Tireoide			
Pé D			
Pé E			

APÊNDICE B - OBTENÇÃO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS DOS ANGIÓGRAFOS SIEMENS ARTIS ZEE

Para a medição clínica do P_{KA} , uma câmara de ionização de transmissão de placas paralelas com área suficiente para abranger todo o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe, após o colimador, para monitorar a exposição total do paciente. O medidor do P_{KA} deverá indicar o produto kerma ar-área do feixe incidente no plano de entrada do paciente (IEC, 2000a). Para obter uma precisão adequada nas medidas de dose no paciente é recomendado corrigir as medidas do P_{KA} fornecidas pela câmara de ionização de transmissão de placas paralelas por um fator de correção. O fator de correção leva em consideração as diferenças entre o P_{KA} fornecido pela câmara de ionização de transmissão colocada na saída do colimador e o P_{KA} da radiação que incide sobre o paciente. De acordo com a norma 60580 da IEC, uma incerteza padrão combinada de 25% ($k=2$) não deve ser ultrapassada em medições do P_{KA} na faixa de energias do radiodiagnóstico (IEC, 2000). A determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização de placas paralelas dos diferentes angiógrafos envolvidos neste estudo foi realizada utilizando a metodologia descrita no Apêndice IX do reporte técnico 457 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007). Foi colocada uma chapa de cobre na entrada do receptor de imagens para atenuar o feixe e protegê-lo. Uma câmara de ionização dedal marca Radcal, modelo 20X6-3 calibrada no Laboratório de Metrologia das radiações ionizantes (LMRI) nas energias típicas de radiodiagnóstico foi colocada em cima da mesa do paciente a uma distância do foco do tubo de raios X de 64 cm. No mesmo plano da câmara foi colocado um filme radiocrômico com o objetivo de determinar a área do campo de radiação nesse plano. Foi ajustado o colimador com um pequeno campo suficiente para cobrir o elemento sensível da câmara. Foi então realizada uma exposição em modo de angiografia de subtração digital suficiente para sensibilizar o filme e delinear o campo de radiação. Depois foi medido o valor do kerma ar pela câmara de ionização e simultaneamente registrado o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento para esta exposição. valor do P_{KA} estimado pelo produto da leitura do kerma ar e o valor da área transversal ao campo de radiação foi obtido pela Equação 2:

$$P_{KA}=K_a*K_Q*F_{P,T}*A \quad (2)$$

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

Por fim, o fator de correção foi calculado como o razão do P_{KA} medido com a câmara de ionização de referência e o valor do P_{KA} fornecido pelo equipamento angiográfico. O fator de correção da câmara de ionização de placas paralelas para o equipamento de angiografia utilizado nesse estudo foi de 0,6.