

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

LUCAS CAMPOS REIS MATTA

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM UMA EQUIPE
MULTIDISCIPLINAR EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL

Rio de Janeiro

2024

LUCAS CAMPOS REIS MATTA

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM UMA EQUIPE
MULTIDISCIPLINAR EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado ao Instituto de Física da Univer-
sidade Federal do Rio de Janeiro como parte
dos requisitos para obtenção do grau de Ba-
charel em Física Médica.

Orientador: Professora Doutora Lucía Viviana Canevaro

Rio de Janeiro
2024

CIP - Catalogação na Publicação

M435a Matta, Lucas
Avaliação da Exposição à Radiação Ionizante em uma
Equipe Multidisciplinar em Radiologia
Intervencionista Cerebral / Lucas Matta. -- Rio de
Janeiro, 2024.
80 f.
Orientador: Lucia Canevaro.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) -
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto
de Física, Bacharel em Física Médica, 2024.
1. Proteção Radiológica. 2. Fluoroscopia. 3.
Radiologia Intervencionista. I. Canevaro, Lucia,
orient. II. Título.

LUCAS CAMPOS REIS MATTA

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM UMA EQUIPE
MULTIDISCIPLINAR EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado ao Instituto de Física da Uni-
versidade Federal do Rio de Janeiro como
parte dos requisitos para obtenção do grau
de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em 16 de dezembro de 2024

BANCA EXAMINADORA:

Documento assinado digitalmente
 **LUCIA VIVIANA CANEVARO**
Data: 08/01/2025 10:54:42-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Dra. Lucía Viviana Canevaro
Instituto de Radioproteção e Dosimetria /
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Documento assinado digitalmente
 **SIMONE COUTINHO CARDOSO**
Data: 08/01/2025 18:09:39-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Dra. Simone Coutinho Cardoso
Instituto de Física - Universidade Federal do
Rio de Janeiro

Documento assinado digitalmente
 **TANIA APARECIDA CORREIA FURQUIM**
Data: 08/01/2025 16:44:55-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Dra. Tânia Aparecida Correia Furquim
Rede D'Or São Luiz

*Este trabalho foi integralmente desenvolvido no
Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e em um
Hospital de referência no Rio de Janeiro, sob orientação
da Dra. Lucía Viviana Canevaro*

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Roberto e Renata Matta, quero expressar minha gratidão. Vocês estiveram ao meu lado em cada passo da minha jornada, sempre me incentivando em todas as loucuras que decidi abraçar. Abdicaram de tantas coisas por mim, e sua dedicação incansável moldou não apenas meu caráter, mas também meus sonhos. Em cada conquista que alcanço, carrego um pedaço de vocês comigo. Aos meus irmãos Mateus, Gabriel e Júlia, com cada brincadeira e conversa, me ensinaram lições valiosas sobre amor e amizade. Aos meus cunhados A.V. e Karina, sou grato por todos os momentos que vivemos.

À minha luz diária, Beatriz Pinheiro, que trilha essa jornada da vida ao meu lado desde o ensino médio. Mesmo com adversidades, ela esteve comigo, oferecendo apoio físico e emocional. De forma silenciosa, ela me ensina a enxergar o mundo com mais amor e empatia. Se hoje chego ao fim desta etapa, é porque ela acreditou em mim quando eu ainda duvidava. A você, meu amor e gratidão eternos, por ser a minha inspiração e a minha paz. Aos meus sogros, Guilherme e Rosiane Pinheiro, e à minha cunhada, Júlia Pinheiro, sou grato pelo acolhimento, pelo apoio e pelas risadas que sempre me proporcionaram ao longo de todos estes anos. Obrigado por serem uma família tão especial para mim.

À minha orientadora, Dra. Lucía V. Canevaro, pela oportunidade, por me apresentar este tema, por todo apoio, incentivo e, principalmente, pela paciência e ensinamentos durante todo esse tempo. Sou grato por ter aprendido com uma excelente profissional.

Agradeço ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria, à empresa de dosimetria Sagra Landauer e ao Instituto Nacional do Câncer pelo apoio prestado ao longo da pesquisa.

Agradeço aos profissionais do hospital onde foram realizadas as medições, com destaque especial ao chefe do serviço, Dr. Elias Tanus, e ao médico Dr. Fausto Braga. A realização deste trabalho só foi possível graças a colaboração da equipe, que contribuíram de maneira indispensável, sempre com comprometimento, cordialidade e profissionalismo.

Gostaria de agradecer aos preceptores de estágio do HU José Augusto e Luana Soares, que foram mais do que mestres na graduação; foram exemplos de inspiração e dedicação.

Aos meus amigos Ana Gamardelli, Camila Proença, Daniel Lopes, Flávia Cruz, Larissa Moura, Letícia Lavinhas, Marlise Noronha, Natália Sobral, e Pepeu, que sem a parceria e as risadas, essa conquista jamais seria possível. Quero agradecer de coração a vocês, Fernanda Gouveia e Raoni Silva, por estarem sempre presentes ao longo da faculdade e da minha vida. Fizem dessa jornada algo memorável!

Agradeço ao Rômulo Delduck, José Augusto e Pedro Lourenço por tornarem a experiência do meu estágio em imagens leve e enriquecedora, contribuindo significativamente para meu desenvolvimento acadêmico e profissional.

Aos meus professores Odair Gonçalves, Simone Cardoso e tantos outros que me ensinaram tudo o que sei até hoje, vocês foram essenciais para a formação do que sou.

*Mas tu não deves esquecer.
Tu te tornas eternamente responsável
por aquilo que cativas.*

O pequeno príncipe

RESUMO

A radiologia intervencionista é uma especialidade médica que realiza diagnósticos e tratamentos de forma minimamente invasiva, utilizando imagens radiológicas para guiar os procedimentos. No entanto, por se tratar de uma prática que envolve o uso de um equipamento de raios X, as exposições à radiação, tanto para a equipe profissional quanto para os pacientes, são frequentemente elevadas, devido ao tempo prolongado de exposição aos raios X e à grande quantidade de imagens de subtração digital. O objetivo deste trabalho foi avaliar os níveis de exposição a que estão submetidos os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) em radiologia intervencionista cerebral. Foram medidas as doses no tórax, nas extremidades e na região dos olhos. Durante a pesquisa, foram monitorados 161 procedimentos, incluindo 13 embolizações e 148 arteriografias. Com o uso de três conjuntos de dosímetros (dois do tipo OSL e um sistema de tempo real) em quatro posições diferentes dos profissionais, foi possível medir a dose de radiação recebida e estimar o valor acumulado ao longo de um ano de trabalho. Os valores de dose no cristalino foram os mais elevados de todo o estudo, especialmente para o médico operador, médico assistente e anestesista. Verificou-se também que a dose no tórax do médico operador por fora do avental poderia exceder o limite de dose anual estabelecido. As doses encontradas no pulso e nos joelhos se mantiveram abaixo dos limites estabelecidos, apesar de serem consideradas elevadas. Por outro lado, a monitoração exclusiva do tórax dos profissionais não reflete a exposição do corpo inteiro, sendo esta exposição muito heterogênea. Constatou-se assim a necessidade de implementar medidas adicionais de proteção radiológica e monitoramento pessoal, visto que, em alguns IOEs a dose estimada anual poderia ultrapassar o limite estabelecido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN - Norma CNEN NN 3.01) e as recomendações da RDC 611 do Ministério da Saúde. Tendo em vista que este estudo evidenciou valores de doses considerados elevados, sugere-se fortemente a implementação de treinamentos em proteção radiológica, em particular o treinamento de médicos anestesistas.

Palavras-chave: Radiologia intervencionista. Dosimetria. Fluoroscopia. Proteção radiológica.

ABSTRACT

Interventional radiology is a medical specialty that performs diagnostic and therapeutic procedures in a minimally invasive manner, using radiological imaging to guide the interventions. However, because it involves the use of X-ray equipment, radiation exposure for both the professional team and patients is often high due to prolonged exposure times and the large number of digital subtraction images. The objective of this study was to evaluate the exposure levels of occupationally exposed individuals (OEs) in cerebral interventional radiology. Doses to the thorax, extremities, and eye region were measured. During the research, 161 procedures were monitored, including 13 embolizations and 148 arteriographies. By using three sets of dosimeters (two OSL types and one real-time system) in four different professional positions, it was possible to measure the radiation dose received and estimate the accumulated value over one year of work. The doses to the crystalline lens were the highest recorded in the study, especially for the lead operator, assistant physician, and anesthesiologist. It was also observed that the dose to the lead operator's thorax, measured outside the apron, could exceed the established annual dose limit. The doses measured at the wrist and knees remained below the established limits, although they were still considered high. On the other hand, exclusive monitoring of the professionals' thorax does not reflect whole-body exposure, which is highly heterogeneous. Thus, the need for additional radiation protection measures and personal monitoring was identified, as the estimated annual dose for some OEs could exceed the limits set by the National Nuclear Energy Commission (CNEN - CNEN NN 3.01 Standard) and the recommendations of RDC 611 from the Ministry of Health. Since this study revealed high dose values, it is strongly recommended to implement radiological protection training, particularly for anesthesiologists.

Keywords: Interventional radiology. Dosimetry. Fluoroscopy. Radiation protection.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Imagem de arteriografia.	20
Figura 2 – Procedimento de embolização.	20
Figura 3 – Fluoroscopia no início do século XIX.	21
Figura 4 – Equipamento fluoroscópico.	22
Figura 5 – Sistema fluoroscópico convencional.	22
Figura 6 – Esquema dos elementos de um tubo de raios X.	23
Figura 7 – Diagrama do funcionamento de um tubo intensificador de imagem. . .	26
Figura 8 – Detector de painel plano.	27
Figura 9 – Gráfico de dominância dos três efeitos mais importantes.	29
Figura 10 – Experiência de Compton.	30
Figura 11 – Equipamento utilizado para estudar o efeito fotoelétrico.	31
Figura 12 – Gráfico da corrente i em função da voltagem.	32
Figura 13 – Condições de equilíbrio de partículas carregadas para uma fonte externa. .	35
Figura 14 – Raysafe I2 tempo real.	39
Figura 15 – Esquema de geração de sinal OSL.	40
Figura 16 – Linearidade intrínseca calculada a partir da resposta à dose.	41
Figura 17 – Posicionamento do detector.	41
Figura 18 – Sala de hemodinâmica durante um procedimento intervencionista. . .	44
Figura 19 – Cronograma do estudo.	46
Figura 20 – Planta baixa da sala de hemodinâmica e posição de trabalho dos profissionais.	46
Figura 21 – Equipamento de Fluoroscopia.	47
Figura 22 – (a) Sistema dosimétrico e (b) Monitor de tempo real.	48
Figura 23 – Badge protetor dos dosímetros OSLD1.	48
Figura 24 – Badge protetor dos dosímetros OSLD1.	49
Figura 25 – (esquerda) Fixação do dosímetro nos óculos e (direita) fixação do dosímetro na parte lateral do rosto.	50
Figura 26 – Dosímetros usados pelo médico operador (MO) no tórax.	51
Figura 27 – Dosímetros usados pelo médico operador (MO) nas extremidades. . . .	51
Figura 28 – Esquema mostrando as posições dos dosímetros nos profissionais. . . .	52
Figura 29 – Arranjo experimental para medição dos valores de kerma no ar a serem utilizados no procedimento de calibração dos OSLD2.	53
Figura 30 – Medidor de P_{ka} na saída do tubo de raios X	54
Figura 31 – Ajuste linear para obtenção do fator de calibração.	57
Figura 32 – Dependência energética do conjunto de dosímetros OSLD2 na faixa de tensões empregadas em campo.	58

Figura 33 – Distribuição de dose do médico operador (MO). $N = 111$	61
Figura 34 – <i>Box plot</i> comparando o equivalente de dose entre os profissionais. . . .	62
Figura 35 – <i>Box plot</i> comparando o equivalente de dose entre os profissionais. . . .	62
Figura 36 – Relação entre doses medidas no pulso e no joelho esquerdos do médico operador (MO).	64
Figura 37 – Distribuição de doses medidas na altura do pulso do médico operador (MO).	64
Figura 38 – Distribuição de doses medidas na altura do joelho do médico operador (MO).	65
Figura 39 – Distribuição de doses medidas na altura do pulso e do joelho do médico assistente (MA).	65
Figura 40 – <i>Box plot</i> comparando os tempos de embolização e arteriografia.	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites de dose anuais estabelecidos pela CNEN.	33
Tabela 2 – Valores do Fator de Qualidade Efetivo Q para os diversos tipos de radiação.	37
Tabela 3 – Valores de fator de peso w_T	37
Tabela 4 – Valores encontrados de dose efetiva e números de procedimentos. . . .	42
Tabela 5 – Dose efetiva média e número máximo de procedimentos.	42
Tabela 6 – Valores encontrados no estudo de Efsthopoulos.	42
Tabela 7 – Valores encontrados no estudo de Pekkarinen.	43
Tabela 8 – Distribuição dos dosímetros e frequência de medição.	51
Tabela 9 – Valores de kerma no ar obtidos para cada par (kVp, mAs) durante a calibração dos OSLD2 mantendo a quilovoltagem em 81kVp.	56
Tabela 10 – Leitura de cada grupo de dosímetros após serem irradiados com os valores de kerma determinados previamente. (kVp = 81), já subtraído o BG.	57
Tabela 11 – Resposta dos dosímetros OSLD2 quando se varia a quilovoltagem. . . .	58
Tabela 12 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD1 em arteriografia. . .	59
Tabela 13 – Valores de dose obtidos com os dosímetros RaySafe I2 em arteriografia.	60
Tabela 14 – Valores do equivalente de dose registrados no tórax pelos dosímetros de tempo real I2	61
Tabela 15 – Valores medidos com os dosímetros OSLD2 em arteriografia.	63
Tabela 16 – Valores de equivalente de dose calculados a partir das medições com os dosímetros OSLD2.	63
Tabela 17 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD1 durante embolizações.	66
Tabela 18 – Valores de dose obtidos com os dosímetros RaySafe I2 em embolização.	67
Tabela 19 – Valores do equivalente de dose registrados no tórax pelos dosímetros de tempo real I2 em embolização.	67
Tabela 20 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD2 em embolização. . .	68
Tabela 21 – Valores de dose no ano, na altura do cristalino, com os dosímetros OSLD1.	69
Tabela 22 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para cristalino.	69
Tabela 23 – Valores de dose no ano, na altura do tórax, com os dosímetros I2. . . .	70
Tabela 24 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para tórax.	70
Tabela 25 – Valores de dose no ano, na altura do pulso e joelho, com os dosímetros I2.	71
Tabela 26 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para extremidades.	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
EPI	Equipamento de Proteção Individual
HSA	Hemorragia Subaracnóidea
FPD	Detector em Painel Plano
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada
CMOS	Semicondutor de Óxido Metálico Complementar
PACS	Picture Archiving and Communication System
HIS	Sistema de Informação Geral
RIS	Sistema de Informação Intermediário
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
CAE	Controle Automático de Exposição
CPE	Equilíbrio de Partículas Carregada
H	Dose Equivalente
P_{ka}	Produto Kerma Área ou Dose Área
TLD	Dosímetros Termoluminescentes
OSL	Dosímetros Opticamente Estimulados
PMMA	Polimetilmetacrilato
MO	Médico Operador
MA	Médico Assistente
A	Médico Anestesista
T	Técnico em Radiologia
E	Enfermeiro Circulante
IRaD	Interventional Radiology Database
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria

CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
SUS	Sistema Único de Saúde
SISREG	Sistema Nacional de Regulação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	OBJETIVOS	17
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1	RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL	18
2.1.1	A radiologia intervencionista cerebral e a exposição aos raios X	18
2.1.2	Principais Doenças Tratadas pelo neurorradiologista interven- cionista	18
2.1.3	Arteriografia	19
2.1.4	Embolização	20
2.2	FLUOROSCOPIA	21
2.3	O EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA	22
2.3.1	Gerador de raios X	23
2.3.2	Tubo de raios X	23
2.3.3	Grade	25
2.3.4	Sistema receptor de imagem	25
2.3.4.1	Intensificador de imagem	25
2.3.4.2	Detector de painel plano (Digital Flat Panel)	26
2.3.5	Mesa	27
2.3.6	Monitores	28
2.3.7	Controle automático de exposição	28
2.3.8	Modos de taxa de dose	28
2.3.9	Modos de magnificação da imagem	28
2.4	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA E SEUS EFEITOS	28
2.4.1	Interação da radiação com a matéria	28
2.4.1.1	Efeito Compton	29
2.4.1.2	Efeito Fotoelétrico	30
2.5	EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO	31
2.5.1	Interação da radiação com as células humanas	31
2.5.2	Efeitos estocásticos e determinísticos das radiações ionizantes	32
2.5.3	Limite de dose anual	33
2.6	GRANDEZAS RELACIONADAS À EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL .	33
2.6.1	Grandezas básicas	33
2.6.1.1	Fluência	33
2.6.1.2	Dose Absorvida	34

2.6.1.3	Kerma no Ar	34
2.6.1.4	Relação entre Kerma (K) e dose absorvida (D)	35
2.6.2	Grandezas de radioproteção	36
2.6.2.1	Dose em órgão ou tecido	36
2.6.2.2	Dose equivalente	36
2.6.2.3	Dose efetiva	37
2.6.2.4	Equivalente de dose pessoal, Hp(d)	37
2.7	SISTEMAS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS NO PRESENTE TRABA- LHO	38
2.7.1	Sistema dosimétrico de tempo real	38
2.7.2	Dosímetros Opticamente Estimulados (OSL)	39
2.7.2.1	Dependência energética	40
2.8	REVISÃO DE ALGUNS TRABALHOS PUBLICADOS	41
3	MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1	PLANTA BAIXA DA SALA E POSICIONAMENTO DOS PROFISSI- ONAIIS	45
3.2	EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA	46
3.3	DOSIMETRIA DOS PROFISSIONAIS	47
3.3.1	Tipos de dosímetros empregados	47
3.3.1.1	Sistema dosimétrico em tempo real marca <i>Ray Safe i2®</i>	47
3.3.1.2	Dosímetros Opticamente estimulados (OSLD1)	48
3.3.1.3	Dosímetros opticamente estimulados (OSLD2)	48
3.3.2	Posicionamento dos dosímetros	49
3.3.2.1	Posicionamento dos dosímetros na tâmara para estimar a dose no do cristalino	49
3.3.2.2	Posição dos dosímetros na altura do tórax	50
3.3.2.3	Medição das doses nas extremidades	50
3.3.3	Calibração dos dosímetros OSLD2	51
3.3.3.1	Dependência energética	53
3.3.3.2	Determinação do limite inferior de detecção	53
3.3.3.3	Conversão de Kerma no ar para equivalente de dose pessoal Hp (0,07)	54
3.4	ESTIMATIVAS DE DOSE ANUAL	54
3.5	PROCEDIMENTOS AO ANO	55
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	56
4.1	CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS ÓPTICAMENTE ESTIMULA- DOS (OSLD2)	56
4.1.1	Calibração	56
4.1.2	Dependência energética	57

4.1.3	Determinação do limite inferior de detecção	59
4.2	DOSES NOS PROFISSIONAIS	59
4.2.1	Procedimentos de arteriografia	59
4.2.1.1	Medições realizadas para estimativa da exposição do cristalino . .	59
4.2.1.2	Medições realizadas na altura do tórax	60
4.2.1.3	Medições realizadas nas extremidades (OSLD2)	62
4.2.2	Procedimentos de embolização	66
4.2.2.1	Medições realizadas para estimativa da exposição do cristalino . .	66
4.2.2.2	Medições realizadas na altura do tórax	67
4.2.2.3	Medições realizadas nas extremidades (OSLD2)	68
4.3	ESTIMATIVAS DE DOSE ANUAL PARA ARTERIOGRAFIA	68
4.3.1	Dose na altura do cristalino	68
4.3.2	Dose na altura do tórax	69
4.3.3	Dose nas extremidades	70
5	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS	74
	ANEXO A – FORMULÁRIO UTILIZADO	78
	ANEXO B – OFÍCIO CASEC SAPRA LANDAUER	80

1 INTRODUÇÃO

A radiologia intervencionista baseia-se em técnicas minimamente invasivas guiadas por fluoroscopia, resultando em menores riscos e complicações aos pacientes, quando comparada às intervenções cirúrgicas tradicionais. É uma especialidade que desempenha um papel essencial na área de neurologia ((ICRP), 2000)(CANEVARO, 2009).

A neurorradiologia, uma subespecialidade da radiologia, é voltada principalmente para o diagnóstico e tratamento de anormalidades no cérebro, medula espinhal e nas regiões da cabeça e pescoço. A prática consiste na utilização de imagens de fluoroscopia, através de uma técnica minimamente invasiva em que o médico utiliza um cateter e um fio guia para chegar ao local em que se deseja, e assim, localizar a lesão ou local de tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia. Ela é bastante eficaz porque reduz o tempo de internação do paciente, diminui substancialmente o risco de infecções hospitalares e consequentemente os custos hospitalares são minimizados (ASNR, 2022) (MARDEGAN, 2020).

Devido à natureza dos procedimentos, médicos especialistas, anestesiistas, técnicos e enfermeiros precisam permanecer dentro da sala de exames. A dose de radiação recebida pela equipe médica durante estes procedimentos intervencionistas pode ser bastante significativa. Os elevados níveis de doses ocupacionais ocorrem devido aos tempos elevados dos exames, ao grande número de aquisições digitais e à proximidade do profissional à fonte e ao paciente, meio principal de radiação espalhada. Além disso, pela dinâmica dos procedimentos, a distribuição de dose nos profissionais não é uniforme, nem no espaço, nem no tempo. A distribuição de dose é bastante variável, tanto durante um mesmo procedimento, quanto entre um procedimento e outro do mesmo tipo.

Órgãos regulatórios estabelecem limites de dose para trabalhadores envolvidos no uso de radiação ionizante. Os limites de dose para cristalino e extremidades, por exemplo, são baseados nos limiares de dose para os quais ocorrem efeitos determinísticos depois de exposição prolongada (LEYTON et al., 2014) (GARZON et al., 2020)((ICRP), 2000). Diversos casos de danos no cristalino causados por exposição ocupacional à radiação ionizante durante procedimentos de radiologia intervencionista têm sido relatados (MARTIN, 2013). Por outro lado, devido à diminuição do limite de dose para o cristalino, de 150 mSv/ano para 20 mSv/ano, decorrente dos resultados de diversos estudos científicos (UNION, 2014), a monitoração dos profissionais com alto risco de exposição é um aspecto relevante a ser estudado no campo da exposição ocupacional. Outros trabalhos estimando a dose efetiva em profissionais da área intervencionista tem sido publicados recentemente (MASCHIO et al., 2024) (EFSTATHOPOULOS et al., 2011) (LUNELLI, 2013).

No Brasil, a dosimetria de profissionais em fluoro convencional e/ou intervencionista, em regiões específicas como extremidades e cristalino, ainda não é uma prática rotineira, apesar

das recomendações nacionais e internacionais ((IAEA), 2021)((ANVISA), 2021)((ICRP), 2007)((ICRP)., 2007). A utilização de dosímetros no tórax por parte dos profissionais de saúde que trabalham com radiação ionizante é obrigatória e deve ser cumprida com o objetivo de perceber se os seus métodos de proteção radiológica estão ou não sendo eficientes.

Os elevados níveis de doses ocupacionais e em pacientes ocorrem devido a um tempo elevado destes exames, o grande número de aquisições digitais e proximidade do profissional a fonte e ao meio espalhador, além do tubo de raios X estar posicionado em cima da mesa. São observados diversos casos de lesões devido à complexidade da prática e aos longos tempos de exposição empregados para atingir o sucesso da intervenção (ALVES, 2012).

Por estes motivos, é necessário que haja a implementação de medidas de proteção radiológica e o acompanhamento de todos os parâmetros que podem influenciar a exposição dos profissionais. Dessa forma, torna-se indispensável manter um programa de avaliação do desempenho do equipamento e de quantificação das doses dos profissionais envolvidos na prática (STEELE; JONES; NINAN, 2012) (EFSTATHOPOULOS, 2016).

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi avaliar os níveis de exposição aos quais os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) são submetidos em um setor de hemodinâmica de um hospital especializado em neurocirurgia de alta complexidade.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Caracterizar as doses recebidas pelo médico operador, técnicos de radiologia e de enfermagem, e anestesista.
- Calibrar um conjunto de dosímetros opticamente estimuláveis (OSL), nas qualidades da radiação normalmente utilizada nos feixes de raios X típicos em neurorradiologia.
- Medir a dose recebida no tórax dos profissionais, a fim de estudar sua utilidade para estimar a dose efetiva.
- Medir doses em extremidades e região dos olhos dos operadores, para avaliar o grau de não homogeneidade da exposição.
- Estimar a dose anual dos profissionais envolvidos, a partir de cenários hipotéticos criados a partir da carga de trabalho real.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL

A radiologia intervencionista cerebral é uma especialidade médica que combina conhecimentos neurológicos e neurocirúrgicos com técnicas radiológicas para diagnosticar ou tratar doenças do sistema nervoso central (LUNELLI et al., 2013). Por ser guiada por equipamentos de fluoroscopia, essa abordagem apresenta menores riscos e complicações para os pacientes em comparação com intervenções cirúrgicas tradicionais, além de ser realizada de forma mais rápida, segura e com menor desconforto (MASCHIO et al., 2024).

2.1.1 A radiologia intervencionista cerebral e a exposição aos raios X

Apesar dos seus benefícios, o principal impasse relacionado aos procedimentos de radiologia intervencionista são as doses elevadas aos quais os pacientes e os profissionais ficam expostos. Muitos estudos têm mostrado que vários procedimentos, por suas complexidades e elevado tempo de fluoroscopia, resultam em doses acima do limiar dos efeitos determinísticos em algumas partes do corpo (LUNELLI et al., 2013).

Conhecendo os riscos que os profissionais convivem diariamente, como chances maiores de desenvolver catarata e tumores radioinduzidos, é importante determinar quais regiões de uma sala são mais propensas à maior exposição do indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE), e quais trabalhadores estão mais expostos à radiação (MASCHIO et al., 2024).

Além dessa determinação, é fundamental que todos os IOEs utilizem equipamentos de proteção individual (EPIs), como avental plumbífero, protetor de tireoide e óculos plumbíferos, além do dosímetro pessoal. Esses cuidados têm como objetivo garantir que a exposição à radiação ionizante permaneça dentro dos limites estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN - Norma CNEN NN 3.01) e as recomendações da RDC 611 do Ministério da Saúde.

2.1.2 Principais Doenças Tratadas pelo neurorradiologista intervencionista

Existem algumas doenças que são mais tratadas pela neurorradiologia, dentre elas, o Acidente Vascular Cerebral (AVC), estenose dos vasos pré-cerebrais e os aneurismas.

A expressão AVC refere-se a um complexo de sintomas de deficiência neurológica, que resultam de lesões cerebrais provocadas por um enfarte (CANCELA, 2008). Procedimentos conduzidos pelo neurorradiologista intervencionista, chamados de trombólise intra-arterial, são capazes de dissolver ou retirar o trombo, liberando a circulação do sangue e reduzindo os danos ao cérebro (MORSCH, 2024).

Estenose dos vasos pré-cerebrais (carótidas e vertebrais) é o estreitamento anormal dos vasos sanguíneos, causado por obstruções conhecidas como aterosclerose, um desgaste da parede das artérias com depósito de gordura que, aos poucos, vai reduzindo o espaço para a passagem do sangue. Com a utilização de um cateter balão, a angioplastia serve para desobstruir as artérias e implantar uma prótese (Stent) para manter os vasos sanguíneos abertos (MORSCH, 2024).

Os aneurismas intracranianos são dilatações dos vasos sanguíneos cerebrais que possuem um risco potencial de ruptura, o que leva à hemorragia subaracnóidea (HSA) (ZHANG; CLATERBUCK, 2008). A maioria dos aneurismas cerebrais pequenos não promovem sintomas e são descobertos por acaso em exames de imagem do crânio nas investigações de alteração de memória, sinusites, enxaqueca, trauma e infecções. O tratamento dos aneurismas cerebrais pode ser realizado por meio da cirurgia neurológica, com a clipagem do aneurisma com microcirurgia intracraniana e por meio do tratamento endovascular, que faz a embolização ou fechamento do aneurisma com stents ou molas intracranianas.

2.1.3 Arteriografia

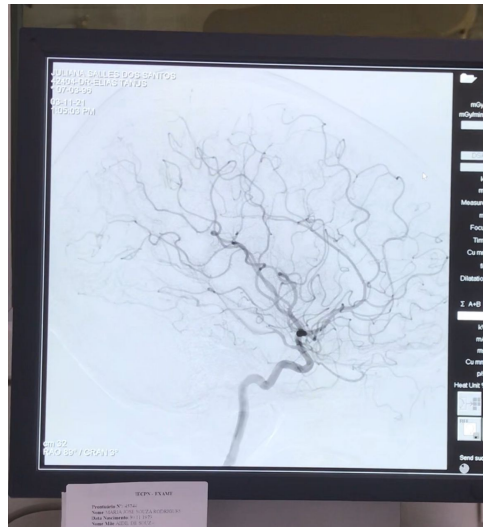
A arteriografia cerebral é um procedimento de diagnóstico que estuda o sistema circulatório do cérebro em tempo real através do uso dos raios X em interação com a fluoroscopia, com o uso de cateter e meios de contraste a base de iodo não iônico (LUNELLI, 2013).

A inserção do cateter é feita preferencialmente via femoral. O cateter é introduzido até ao cajado aórtico e a partir daí, o vaso a ser estudado é selecionado. Geralmente os vasos selecionados nesse exame, incluem artérias carótidas externas, internas, comuns e as artérias vertebrais (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2005).

A angiografia da carótida comum é um dos exames mais realizados em Neurorradiologia. Na incidência radiológica em posição anteroposterior (AP), o feixe de raios X penetra pela parte anterior do corpo e emerge pela posterior, permitindo uma visualização detalhada da artéria carótida comum direita. Na projeção em perfil, observa-se a bifurcação dessa artéria em carótidas interna e externa. Essa região é analisada cuidadosamente para identificar possíveis estenoses ou oclusões, essenciais para o diagnóstico e planejamento de tratamentos intervencionistas. O estudo da carótida comum esquerda segue os mesmos princípios e técnicas (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2005). A Figura 1 mostra uma imagem de arteriografia.

Por se tratar de um procedimento diagnóstico, o tempo de exposição à radiação geralmente é menor. Além disso, muitas vezes não é necessário que toda a equipe permaneça dentro da sala, uma vez que a maioria dos exames não requer sedação. Assim, o anestesiista, por exemplo, geralmente não precisa permanecer no local durante o procedimento.

Figura 1 – Imagem de arteriografia.



Fonte: Acervo do autor.

2.1.4 Embolização

A embolização de aneurisma cerebral é um dos tratamentos disponíveis na área da Neurologia. De forma simplificada, a embolização consiste no preenchimento de um espaço específico. Nesse contexto, agentes embólicos são inseridos na artéria ou veia, via acesso femoral, por meio de um micro cateter, para ocluir o aneurisma. Entre as técnicas utilizadas estão os balões de remodelamento e os stents intracranianos (LUNELLI, 2013). A Figura 2 mostra uma embolização com a utilização de stents intracranianos.

Figura 2 – Procedimento de embolização.



Fonte: Acervo do autor.

Esse procedimento é mais complexo e demanda mais tempo para sua realização em

comparação com a arteriografia. Devido à duração prolongada e ao leve desconforto que pode surgir, é necessária a utilização de sedação geral nos pacientes. Como consequência, o tempo de exposição à radiação para os profissionais é maior, e a equipe médica precisa ser ampliada para atender à maior complexidade do procedimento.

Estudos indicam que, em grande parte dos tratamentos, a rotação do equipamento permanece praticamente na mesma angulação quando os médicos alcançam a posição alvo, mantendo-se assim até a conclusão do procedimento. Embora a fluoroscopia seja amplamente utilizada durante a maior parte do tempo, o uso intensivo do modo cine é evidente. Isso resulta em uma dose significativamente maior de radiação, principalmente para o paciente em um ponto fixo, mas também para toda a equipe profissional envolvida (ASSIMOS, 2023).

2.2 FLUOROSCOPIA

A fluoroscopia, desde a sua descoberta, tem sido uma poderosa ferramenta pois proporciona uma imagem em movimento e em tempo real (CANEVARO, 2009).

Os primeiros exames fluoroscópicos eram realizados em salas escuras, e se baseavam nos raios X incidindo sobre os pacientes e atingindo diretamente uma tela fluorescente, em que a luz emitida de cada região na tela era a energia depositada pelos fótons de raios X incidentes (BALTER, 2019). A Figura 3 mostra um exemplo de como era um processo de aquisição de imagem fluoroscópica no início do século XIX.

Figura 3 – Fluoroscopia no início do século XIX.



Fonte: (BALTER, 2019)

Ao redor de 1940, foram introduzidos os intensificadores de imagem nos equipamentos fluoroscópicos, e com esse avanço, possibilitou que as imagens radiográficas fossem observadas em monitores de vídeo, permitindo o processamento delas no computador para serem armazenadas e arquivadas. E a partir dos anos 2000, inovações nos equipamentos fluoroscópicos se referem à fluoroscopia digital, tendo a sua maior diferença na ausência do

tubo intensificador de imagem, cujas funções são agora realizadas pelo sistema flat panel, além de outras funções digitais (BALTER, 2019).

2.3 O EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA

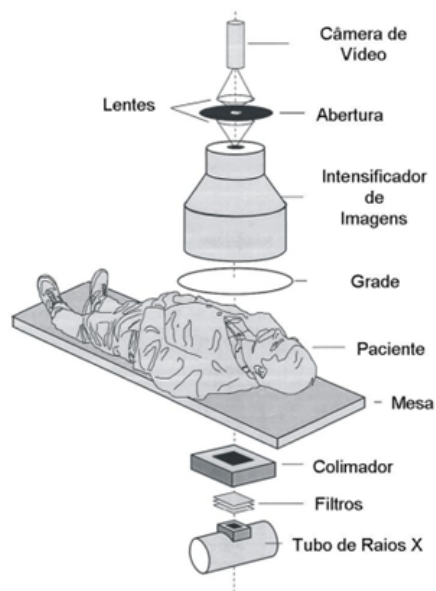
Na Figura 4 é apresentado um equipamento de raios X fluoroscópico, cujos componentes e suas principais funções são descritas a seguir. A Figura 5 mostra um sistema de fluoroscopia convencional destrinchado por partes.

Figura 4 – Equipamento fluoroscópico.



Fonte: (MEDICALEXPO, 2024)

Figura 5 – Sistema fluoroscópico convencional.



Fonte: (BUSHBERG et al., 2011)

O tubo de raios X, os filtros, e os sistemas de colimação são tecnologias similares às usadas em radiografia convencional. O principal componente que distingue um equipamento de fluoroscopia ao convencional é a forma como a imagem é captada, mediante um intensificador de imagens ou um detector *flat panel*.

2.3.1 Gerador de raios X

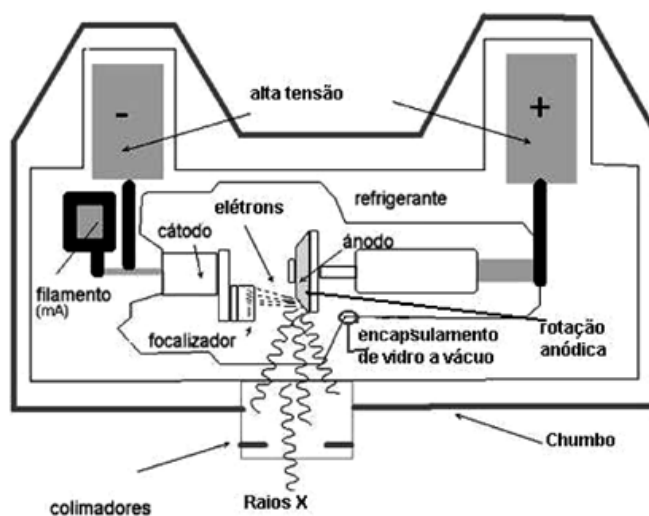
A principal função de um gerador de raios X é fornecer uma corrente em alta voltagem para um tubo de raios X. A energia elétrica disponível em um hospital ou em uma clínica fornece até cerca de 480 volts, muito menor que 20.000 até 150.000 volts necessários para a produção de raios X. Os transformadores são os componentes principais dos geradores de raios X, eles desempenham o papel de converter a baixa voltagem em alta voltagem através do processo chamado indução eletromagnética. O gerador controla o início e término da exposição e possibilita a seleção das energias, taxa de dose e tempos de exposição (BUSHBERG et al., 2011).

Algo específico da fluoroscopia são os dois modos para fornecer a energia ao tubo de raios X, a exposição contínua ou pulsada. Se utilizar a fluoroscopia de modo contínuo, o gerador promove uma corrente do tubo contínua enquanto a fluoroscopia é acionada. Já na aquisição no modo pulsado, são produzidos pulsos de radiação curtos e intensos, sendo possível controlar sua altura, largura e frequência. Uma das grandes vantagens do modo pulsado é a melhoria na resolução temporal, pois é possível reduzir o “borrão” (no inglês, blur) causado pelo movimento na imagem, quando utilizado um tempo de aquisição mais curto (BUSHBERG et al., 2011).

2.3.2 Tubo de raios X

O tubo ou ampola de raios X fornece um ambiente para a produção tanto de *bremss-trahlung* quanto raios X característicos. Os principais componentes do tubo de raios X podem ser divididos em: cátodo, ânodo (o rotor ou estator) o invólucro de vidro, a janela do tubo, os soquetes dos cabos e o invólucro do tubo. A Figura 6 mostra um esquema dos elementos que compõem o tubo de raios X.

Figura 6 – Esquema dos elementos de um tubo de raios X.



Fonte: (CANEVARO, 2009)

O catodo é o eletrodo negativo do tubo de raios X, composto por um filamento, ou mais comumente, em tubos de raios X para diagnóstico, dois filamentos. Esses filamentos são feitos de um fio de tungstênio enrolado em hélice e conectado eletricamente ao circuito do filamento, que fornece uma tensão de aproximadamente 10V e uma corrente variável de 7A. Quando energizado, o circuito do filamento aquece através de resistência elétrica, e o processo de emissão termiônica libera elétrons da superfície do filamento. O calor gerado pela resistência ao fluxo de elétrons no filamento aumenta a temperatura a um ponto na qual os elétrons podem deixar a superfície. No entanto, os elétrons fluem do cátodo para o anodo somente quando a tensão do tubo é aplicada entre esses eletrodos (BUSHBERG et al., 2011).

O anodo é um eletrodo alvo de metal mantido a uma grande diferença de potencial positiva em relação ao catodo. Os elétrons que atingem o anodo depositam a maior parte de sua energia na forma de calor, com apenas uma pequena fração emitida como raios X. Consequentemente, a produção de raios X, em quantidades necessárias para uma qualidade de imagem aceitável, gera uma grande quantidade de calor no anodo (BUSHBERG et al., 2011).

Uma pequena fração dos elétrons acelerados fica na proximidade de um núcleo atômico e é influenciada por seu campo elétrico positivo. Outra parte, devido a existência de forças elétricas (coulombianas) atraem e desaceleram um elétron e mudam de direção, causando uma perda de energia cinética, que é emitida como um fóton de raios X, ou seja, a denominada radiação de *bremsstrahlung*.

É importante ressaltar que para evitar grandes danos causados pelo calor nos tubos de raios X, a duração da produção de raios X deve ser limitada além disso, é necessária a utilização de um material com um alto ponto de fusão e um alto número atômico. Desta forma, o tungstênio, com um número atômico igual a 74, é o material anódico mais amplamente utilizado fornecendo também, uma maior produção de *bremsstrahlung* do que elementos com números atômicos mais baixos.

Dependendo do tipo de exame, a voltagem do tubo de raios X é definida entre valores de 40 a 150 kV. Em fluoroscopia, a corrente do tubo é relativamente baixa, variando de 1 e, aproximadamente, 80 mA. A tensão, a corrente e o tempo de exposição são os três principais parâmetros selecionáveis no panel de controle para determinar as características do feixe de raios X (BUSHBERG et al., 2011).

Em radiologia intervencionista, características adicionais são necessárias com o intuito de evitar possíveis falhas devido ao intenso calor produzido. Por exemplo, o anodo deve rotar a alta velocidade e o resfriamento do tubo deve ser muito eficiente, sendo empregados circulação de água para dissipar o calor, além de óleo com ventiladores de resfriamento (CANEVARO, 2009).

2.3.3 Grade

A utilização da grade nos equipamentos de fluoroscopia tem o intuito de reduzir a radiação espalhada, aumentando o contraste da imagem, e assim, melhorando a qualidade da imagem (CANEVARO, 2009).

2.3.4 Sistema receptor de imagem

2.3.4.1 Intensificador de imagem

O intensificador de imagem tem a função de converter os raios X de baixa intensidade vindos do paciente em uma luz visível e de alta intensidade. Todos os seus componentes são contidos em um invólucro de vidro e metal (IMAGEM, 2022).

A radiação emitida do tubo de raios X atravessa o paciente, passa pela grade antidifusora e incide sobre o tubo intensificador. Após esta ocorrência, os fótons atingem a tela de entrada, incidindo no fósforo de entrada. Após a incidência, são convertidos em luz visível e absorvidas pelo fotocátodo, que é uma fina camada adesiva transparente unida ao fósforo de entrada, composta de césio e antimônio, liberando assim, elétrons em quantidade proporcional à intensidade da luz incidente (IMAGEM, 2022).

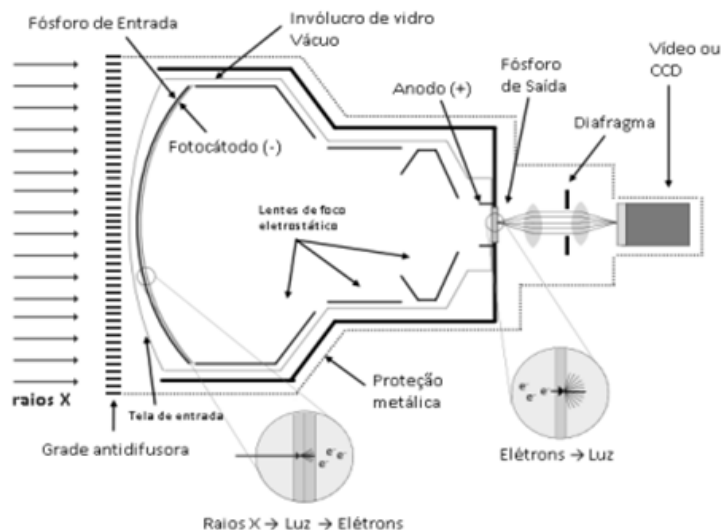
Com o intuito de acelerar os elétrons que saem do fotocátodo em direção ao anodo, que se encontra junto ao fósforo de saída, é aplicada uma diferença de potencial através do tubo intensificador de aproximadamente 25.000 V (IMAGEM, 2022).

Para manter o padrão dos elétrons emitidos pelo fotocátodo até a chegada no fósforo de saída, existem lentes de foco eletrostático ao longo do comprimento do tubo pois, neste processo, a energia cinética dos elétrons é ampliada ao chegarem ao fósforo de saída. Esta interação produz uma grande quantidade de fótons de luz. A emissão de luz no fósforo de saída tem um brilho milhões de vezes maior do que no fósforo de entrada. Isto ocorre tanto pelo seu tamanho menor, quanto pela energia adicional liberada aos elétrons acelerados no tubo intensificador de imagem (IMAGEM, 2022).

Após todo este processo, a luz ainda passa por uma lente para colimar a luz divergente do fósforo de saída em um feixe quase paralelo que passará por um diafragma para restringir o campo de luz e, finalmente passará através de outra lente responsável por focalizar a imagem para o sistema de vídeo ou CCD/CMOS. A Figura 7 mostra um tubo intensificador e todo o processo citado acima, da entrada dos raios X até a chegada no vídeo ou CCD/CMOS (IMAGEM, 2022).

Para ocorrer a visualização da imagem é preciso que uma câmera sensível à luz, como um sistema de vídeo ou sistema de estado sólido, seja acoplado ao fósforo de saída do tubo intensificador de imagem. Convertendo, assim, o sinal luminoso em sinal elétrico, que será enviado para um ou mais monitores de televisão (IMAGEM, 2022).

Figura 7 – Diagrama do funcionamento de um tubo intensificador de imagem.



Fonte: (IMAGEM, 2022)

2.3.4.2 Detector de painel plano (Digital Flat Panel)

Há uma crescente na utilização dos sistemas de fluoroscopia com receptor de imagem FPD (do inglês Flat Panel Detector, Detector em Painel Plano) por ter uma movimentação é mais flexível durante os procedimentos, não requerem uma câmera de vídeo para produzir um sinal eletrônico para o monitor e existir uma redução do ruído na imagem devido aos componentes eletrônicos (BUSHBERG et al., 2011).

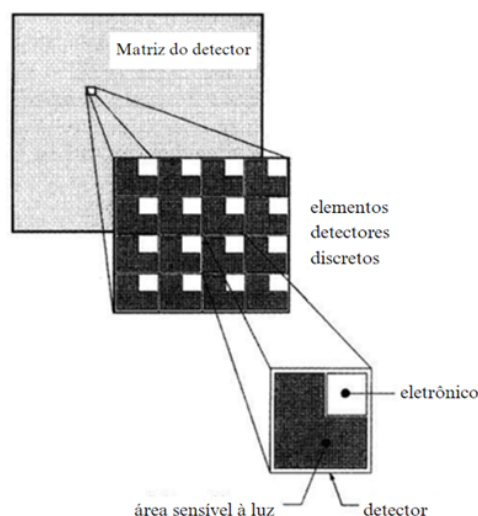
A Figura 8 mostra o detector FPD, que consiste em um conjunto de detectores em que cada um deles é composto por um fotocondutor, capacitor e *switch*. O fotocondutor é o elemento ativo dentro de cada detector e é sensível à luz. Assim, ao ser exposto à luz, os elétrons são liberados nesta região. O capacitor armazena a carga elétrica produzida pela exposição dos raios X, e o switch age abrindo e fechando a liberação da carga elétrica que sai de cada detector, produzindo assim a imagem digital (BUSHBERG et al., 2011).

O processo de digitalização pode ser dado de dois modos, os sistemas de detecção direto e indireto.(BUSHBERG et al., 2011)

O sistema de detecção é sensível à luz visível e um intensificador de raios X (normalmente Gd_2O_2S ou CsI) é usado para converter os raios X incidentes em luz, a qual é então detectada pelo detector FPD. O termo "indireto" vem do fato de que os raios X são absorvidos na tela, e a energia dos raios X absorvidos é então transmitida para o fotodetector por meio de fótons de luz visível (BUSHBERG et al., 2011).

O sistema de radiografia por conversão direta ou sistema de não-cintilação é composto por um fotocondutor e um TFT, em que o fotocondutor pode ser HgI_2 (iodeto de mercúrio), $CdTe$ (telureto de cádmio) ou de PbO (óxido de chumbo). Neste sistema, o fotocondutor é atingido pelos raios X, resultando na produção de cargas elétricas. Mais especificamente, uma alta voltagem negativa é aplicada na superfície superior do eletrodo. Por este motivo,

Figura 8 – Detector de painel plano.



Fonte: (BUSHBERG et al., 2011)

os elementos dos detectores permanecem carregados positivamente. Quando os raios X incidem nos fotocondutores, isto tem como resultado a liberação dos elétrons do átomo de selênio, nos quais são direcionados por meio de um campo elétrico e captados pelos elementos dos detectores. Com isso, ocorre o processo de leitura. Este processo neste sistema é o mesmo que ocorre no sistema indireto explicado anteriormente (ASSIMOS, 2023).

O desenvolvimento da informação digital no ambiente hospitalar levou à criação do PACS (Picture Archiving and Communication System). Um sistema que permite o armazenamento e a troca automática e consistente de imagens médicas. O PACS integra uma rede de computadores para transferir imagens e dados entre dispositivos de imagem, arquivos e estações de trabalho, facilitando o acesso dos médicos às imagens e informações relacionadas (BUSHBERG et al., 2011).

Para garantir consistência em um ambiente radiológico digital, a distribuição de informações segue uma estrutura hierárquica *top-down*, indo do sistema de informação geral (HIS) ao intermediário (RIS) e ao específico (PACS). Para isso, é necessário contar com uma rede robusta e padrões de comunicação bem definidos, sendo o principal deles na radiologia digital, o DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) (PAULO, 2009).

2.3.5 Mesa

Em um equipamento de fluoroscopia para angiografia, a mesa pode ser movimentada segundo três eixos. Ela deve ser constituída por um material radiotransparente. Por este motivo, a fibra de carbono é usada igualmente como o material das mesas de exames em fluoroscopia e de tomógrafos computadorizados (BUSHONG, 2010).

2.3.6 Monitores

Para a realização de um exame intervencionista, o médico necessita ter, pelo menos, dois monitores a sua disposição. Um onde possa visualizar em tempo real o procedimento que está a realizar e outro que guarda o último *frame* (a última imagem) da exposição realizada anteriormente. Dentro da sala de comandos existe pelo menos um monitor onde é possível visualizar a aquisição de imagens em tempo real (BUSHONG, 2010).

2.3.7 Controle automático de exposição

O sistema de controle automático de exposição (CAE), age para manter um nível constante de brilho da imagem observada em um monitor, mesmo quando o intensificador de imagem se movimenta por partes do corpo de diferentes densidades e coeficientes de atenuação. O brilho constante é alcançado ajustando a tensão e a corrente automaticamente tanto quanto for necessário para manter o nível de radiação na entrada do intensificador de imagem (CANEVARO, 2009).

2.3.8 Modos de taxa de dose

Quase todos os equipamentos fluoroscópicos oferecem a possibilidade de produzir diferentes tipos de taxa de dose. São denominados: “*low*”, normal e “*high*”, ou também, “baixa taxa” e “alta taxa” ou “fluoro” e “fluoro+” (CANEVARO, 2009).

No modo de alta taxa, deve-se acionar um alarme sonoro durante a emissão da radiação. A menos que a alta taxa seja imprescindível (às vezes no caso de pacientes obesos), recomenda-se evitar ou minimizar seu uso, devido às altas doses ministradas aos pacientes e profissionais (CANEVARO, 2009).

2.3.9 Modos de magnificação da imagem

Os modos de magnificação permitem a ampliação da imagem da região que se deseja investigar. Geralmente, quanto menor for o modo de magnificação (imagem mais magnificada) maior será a dose ministrada, com o intuito de possibilitar a obtenção de uma imagem com a mesma qualidade de imagem (LUZ et al., 2007).

2.4 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA E SEUS EFEITOS

2.4.1 Interação da radiação com a matéria

Existem 5 tipos de interações da radiação com a matéria por fótons de raios γ ou raios X que devem ser consideradas na física radiológica (ATTIX, 1986).

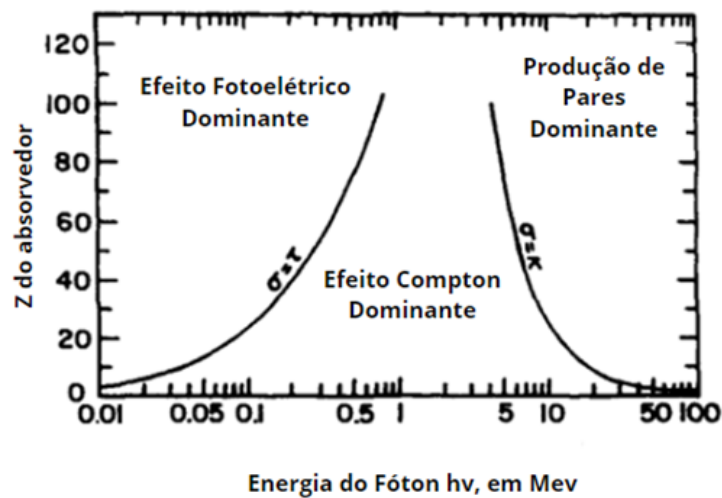
1. Efeito Compton

2. Efeito Fotoelétrico
3. Produção de pares
4. Espalhamento Rayleigh
5. Interações fotonucleares

Os três primeiros são os mais importantes pois resultam na transferência de energia para os elétrons, que então, transmitem essa energia à matéria em muitas interações coulombianas ao longo de suas trajetórias. Contudo, para este trabalho, consideram-se apenas os dois primeiros. (ATTIX, 1986).

A real importância do efeito Compton, do efeito fotoelétrico e da produção de pares depende tanto da energia quântica do fóton $E_\gamma = h\nu$ quanto do número atômico Z do meio absorvente. A Figura 9 mostra as regiões de Z e de E_γ onde cada interação predomina. As curvas mostram onde dois tipos de interações estão igualmente prováveis (ATTIX, 1986).

Figura 9 – Gráfico de dominância dos três efeitos mais importantes.



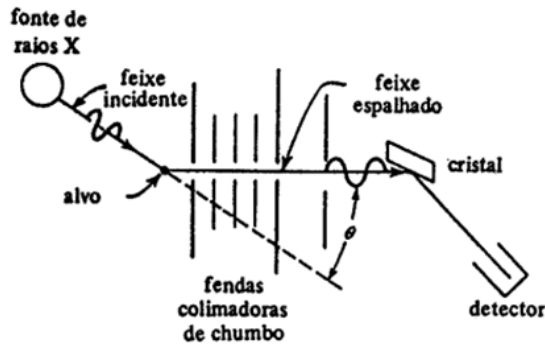
Fonte: (ATTIX, 1986)

2.4.1.1 Efeito Compton

O efeito Compton consiste na interação de um fóton incidente de raios X ou γ , cujo comprimento de onda é λ , com um elétron orbital de uma camada mais externa, resultando na ejeção deste elétron. O fóton é espalhado com uma energia reduzida, com comprimento de onda λ' . O espalhamento Compton é um espalhamento inelástico, pois há uma perda de energia cinética (EISBERG; RESNICK, 2013).

Nas experiências de Compton, um feixe de raios X de comprimento de onda λ incide sobre um alvo de grafite, como mostra a Figura 10. Foi medida a intensidade dos raios X

Figura 10 – Experiência de Compton.



Fonte: (EISBERG; RESNICK, 2013)

espalhados como função de seu comprimento de onda, para vários ângulos de espalhamento (EISBERG; RESNICK, 2013).

Foi concluído que, mesmo que o feixe incidente consista essencialmente de um único comprimento de onda λ , os raios X espalhados têm máximos de intensidade em dois comprimentos de onda; um deles é o mesmo que o comprimento de onda incidente, e o outro, λ' , é maior que λ por uma quantidade $\Delta\lambda$. Este é o chamado deslocamento Compton $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda$, e varia com o ângulo segundo o qual os raios X espalhados são observados (EISBERG; RESNICK, 2013).

A presença do comprimento de onda λ' não pode ser compreendida se os raios X incidentes forem encarados como uma onda eletromagnética clássica, pois no modelo clássico a onda espalhada deveria ter a mesma frequência ν e o mesmo comprimento de onda λ incidente (EISBERG; RESNICK, 2013).

Compton interpretou seus resultados experimentais postulando que o feixe de raios X incidente não era uma onda de frequência ν , mas um conjunto de fótons, cada um com energia $E = h\nu$, e que esses fótons colidiam com elétrons livres do alvo da mesma forma que colidem com duas bolas de bilhar. Já que o fóton incidente transfere parte de sua energia para o elétron com o qual colide, o fóton espalhado deve ter uma energia E' menor; portanto, ele deve ter uma frequência mais baixa, o que implica um comprimento de onda maior. Dessa forma, podemos considerar a colisão entre um fóton e um elétron livre e estacionário (EISBERG; RESNICK, 2013).

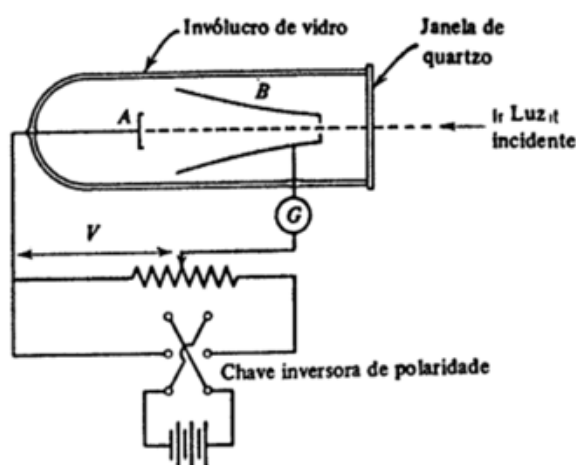
2.4.1.2 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico um fóton incidente colide com um elétron orbital, transferindo toda sua energia. Posteriormente, este elétron é ejetado do átomo. Como resultado, é deixada uma vacância de elétrons na camada que ocorreu a ionização. Com isso, elétrons de camadas externas preencherão esta vacância, ocasionando a emissão de raios X característicos. Este processo de fluorescência ocorre com muita frequência em equipamentos de raios X, sendo

a diferença de energia entre as camadas liberada principalmente por calor (EISBERG; RESNICK, 2013).

A Figura 11 mostra um aparelho usado para estudar o efeito fotoelétrico. Um invólucro de vidro encerra o aparelho em um ambiente no qual se faz vácuo. Luz monocromática, incidente através de uma janela de quartzo, cai sobre a placa de metal A e libera elétrons, chamados fotoelétrons. Os elétrons podem ser detectados sob a forma de uma corrente se forem atraídos para o coletor metálico B através de uma diferença de potencial V estabelecida entre A e B. O amperímetro G mede essa corrente fotoelétrica (EISBERG; RESNICK, 2013).

Figura 11 – Equipamento utilizado para estudar o efeito fotoelétrico.



Fonte: (EISBERG; RESNICK, 2013)

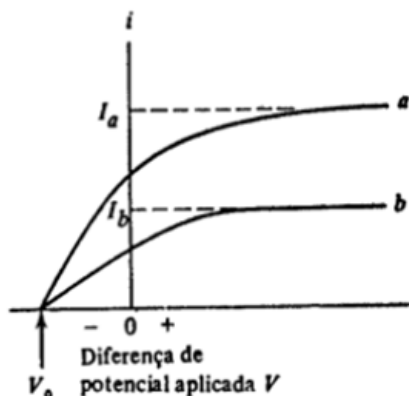
A Figura 12 mostra um gráfico resultante do aparelho para estudar o efeito fotoelétrico. A curva a é um gráfico da corrente fotoelétrica, em função da diferença de potencial V . Se a diferença de potencial for muito grande, a corrente fotoelétrica atinge um certo valor limite (ou saturação) no qual todos os fotoelétrons emitidos por A são coletados por B. Se o sinal da diferença de potencial for invertido, a corrente fotoelétrica não irá cair imediatamente a zero, o que sugere que os elétrons são emitidos de A com alguma energia cinética. Alguns alcançarão o coletor B apesar do campo elétrico opor-se ao seu movimento. Contudo, se essa diferença de potencial se torna suficientemente grande, um valor V_0 chamado potencial de corte é atingido, e a corrente fotoelétrica cai a zero (EISBERG; RESNICK, 2013).

2.5 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

2.5.1 Interação da radiação com as células humanas

A radiação pode interagir com o corpo humano de forma direta ou indireta. No mecanismo direto, a radiação atinge diretamente moléculas essenciais, como o DNA, principal componente dos cromossomos nas células. No mecanismo indireto, a energia

Figura 12 – Gráfico da corrente i em função da voltagem.



Fonte: (EISBERG; RESNICK, 2013)

da radiação interage com moléculas de água no corpo, provocando sua quebra em um processo chamado radiólise, o que gera componentes reativos, como radicais livres. Após essa interação direta ou indireta com a matéria e na ocorrência de uma lesão no DNA, três possíveis eventos podem ocorrer (OKUNO; YOSHIMURA, 2007). São eles:

1. A célula pode reparar a lesão, resultando na sobrevivência natural da célula.
2. A célula pode reparar incorretamente a lesão, que pode resultar na morte celular programada (apoptose) e numa mutação não letal, que mais tarde pode resultar no aparecimento de um câncer ou numa anomalia hereditária.
3. A célula pode não reparar a lesão, resultando num efeito letal e conseqüente morte celular (necrose do tecido).

2.5.2 Efeitos estocásticos e determinísticos das radiações ionizantes

Os efeitos determinísticos são aqueles consequentes à exposição a altas doses de radiação e dependem diretamente desta exposição. O dano é previsível e a gravidade do efeito aumenta com a dose recebida. A partir de um determinado valor de dose, os efeitos indesejados acontecerão. O limiar para produzir efeitos determinísticos na pele é relativamente alto, e mesmo assim, pode ser ultrapassado em exames intervencionistas (ATTIX, 1986).

Os efeitos estocásticos da radiação são efeitos biológicos que ocorrem de forma aleatória e podem ser causados por doses mínimas de radiação. A probabilidade de ocorrência desses efeitos é proporcional à dose recebida, mas não existe um limiar de dose. O período entre a exposição e detecção do câncer, chamado tempo de latência, pode ser de vários anos (ATTIX, 1986).

Tabela 1 – Limites de dose anuais estabelecidos pela CNEN.

Limites de Dose Anuais[a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo ocupacionalmente exposto	Indivíduo do público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
	Cristalino	20 mSv [b]	15 mSv
Dose Equivalente	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	—

Fonte: ((CNEN), 2024)

- [a] Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.
- [b] Este valor de limite de dose efetiva para corpo inteiro ou dose equivalente para cristalino pode, alternativamente, ser a média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.
- [c] Se a CNEN considerar pertinente poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.
- [d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

2.5.3 Limite de dose anual

A norma NN 3.01 de 2024, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)((CNEN), 2024), define as diretrizes básicas para proteção radiológica. Ela estabelece os limites de dose de radiação permitidos tanto para trabalhadores expostos ocupacionalmente quanto para o público em geral.

A exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de dose anual especificado na Tabela 1, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN.

2.6 GRANDEZAS RELACIONADAS À EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL

2.6.1 Grandezas básicas

2.6.1.1 Fluência

A energia transportada pelos fótons em um feixe de raios X pode ser especificada em termos da fluência, onde a fluência, Φ , de partículas é o quociente $\frac{dN}{da}$, onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de secção de área da. A fluência pode ser expressa pela Equação 1 (ATTIX, 1986).

$$\Phi = \frac{dN}{da} \tag{Equação 1}$$

Que geralmente pode ser expresso em unidades de $1/m^2$ ou em $1/cm^2$.

2.6.1.2 Dose Absorvida

A dose absorvida, D , pode ser definida em termos da quantidade estocástica relacionada a energia transmitida ϵ . A energia transmitida pela radiação ionizante à matéria de massa ‘ m ’ em um volume finito ‘ V ’ é definida pela Equação 2, como: (ATTIX, 1986)

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (\text{Equação 2})$$

Onde $(R_{in})_u$ é a energia radiante de partículas sem carga entrando em ‘ V ’, $\sum Q$ é a energia líquida derivada da massa de repouso em V , $(R_{out})_u$ é a energia radiante das partículas carregadas entrando em V , e $(R_{out})_c$ é a energia radiante das partículas carregadas saindo de ‘ V ’ (ATTIX, 1986).

Agora, é possível definir a dose absorvida D em qualquer ponto no volume V pela Equação 3:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} = \text{Gy}) \quad (\text{Equação 3})$$

onde ϵ é agora o valor esperado da energia transmitida no volume finito ‘ V ’ durante algum intervalo de tempo. Assim, a dose absorvida D é o valor esperado da energia transmitida à matéria por unidade de massa em um ponto (ATTIX, 1986).

2.6.1.3 Kerma no Ar

O kerma é uma quantidade não estocástica relevante apenas para campos de radiações indiretamente ionizantes (fótons ou nêutrons) ou para qualquer fonte de radiação ionizante distribuída no meio absorvente. Dessa forma, o kerma é o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a energia passada de uma partícula a outra. O kerma é definido para qualquer meio. Essa grandeza é dada como a soma de todas as energias cinéticas iniciais das partículas carregadas oriundas das interações com partículas não carregadas dE_{tr} por unidade de massa do material ‘ dm ’. Podemos definir o kerma pela Equação 4 (ATTIX, 1986).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Gy}) \quad (\text{Equação 4})$$

A energia transferida ao meio pode se dar por meio de radiação. É possível separar o kerma total K em kerma de colisão e kerma de radiação, pela Equação 5 (ATTIX, 1986).

$$K = K_c + K_r \quad (\text{Equação 5})$$

Onde K_c é a energia transferida localmente por ionizações e excitações e K_r é a energia transferida não localmente por meio dos raios X (ATTIX, 1986).

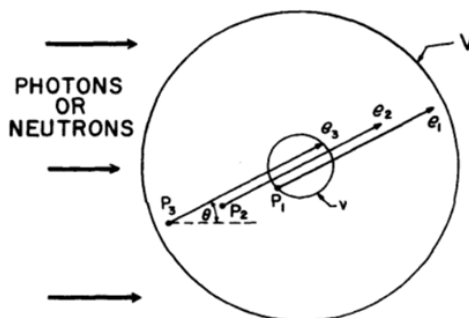
2.6.1.4 Relação entre Kerma (K) e dose absorvida (D)

O equilíbrio de partículas carregadas (CPE) existe para o volume 'V' se cada partícula carregada de um determinado tipo e energia que sai de 'V' for substituída por uma partícula idêntica da mesma energia que entra, em termos de valores esperados. Para ocorrer a relação entre kerma e dose absorvida um conceito importante deve ser observado, o equilíbrio de partículas carregadas para radiações ionizantes indiretas de fontes externas (ATTIX, 1986).

A Figura 13 mostra um volume 'V', que contém um volume menor 'v'. Neste caso, é necessário que os limites de v e V sejam separados por pelo menos a distância máxima de penetração de qualquer partícula carregada secundária presente. Se as seguintes condições forem satisfeitas ao longo de V, existirá CPE para o volume v (no limite não estocástico): (ATTIX, 1986)

- A composição atômica do meio é homogênea.
- A densidade do meio é homogênea.
- Existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante (ou seja, os raios devem ser atenuados apenas de forma insignificante pela passagem pelo meio).
- Não há presença de campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

Figura 13 – Condições de equilíbrio de partículas carregadas para uma fonte externa.



Fonte: (ATTIX, 1986)

É possível que o CPE exista num volume sem satisfazer todas as condições acima sob certas condições geométricas. A região coletora de íons de uma câmara de ar livre representa tal situação (ATTIX, 1986).

A Figura 13 mostra que o CPE existe para o limite não estocástico, e a energia cinética total gasta em v por as três partículas é igual ao que e_1 sozinho teria gastado se toda a sua trilha tivesse permanecido dentro de v. Sobre essas mesmas condições, podemos também assumir que qualquer interação radioativa por uma partícula carregada após ela sair de v será substituída por uma interação idêntica dentro de v e, assim, podemos escrever a Equação 6 (ATTIX, 1986).

$$\bar{\varepsilon} = \bar{\varepsilon}_{tr}^n \quad (\text{Equação 6})$$

onde $\bar{\varepsilon}$ é, e $\bar{\varepsilon}_{tr}^n$ é reduzindo v ao volume infinitesimal dv , contendo massa dm em torno de um ponto de interesse P , podemos escrever a Equação 7 (ATTIX, 1986).

$$\frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{d\bar{\varepsilon}_{tr}^n}{dm} \quad (\text{Equação 7})$$

E portanto, chegar em uma relação entre o kerma de colisão e a dose absorvida pela Equação 89.

$$D = K_c \quad (\text{Equação 8})$$

2.6.2 Grandezas de radioproteção

2.6.2.1 Dose em órgão ou tecido

A distribuição de doses nos órgãos e tecidos relevantes do corpo não pode ser obtida através de medidas diretas em pacientes. Dessa forma, a dose absorvida média em um órgão ou tecido tem sido definida como a Equação 9 (UNITS; (ICRU), 2004).

$$D_t = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm \text{ (Gy)} \quad (\text{Equação 9})$$

onde m_T é a massa do tecido ou órgão especificada e D é a dose absorvida no elemento de massa dm .

2.6.2.2 Dose equivalente

A grandeza dose equivalente, definida aqui no Brasil, é uma tradução errônea de “*Dose Equivalent*” das recomendações da ICRP 26. A tradução correta seria Equivalente de dose, pois o conceito é definido sendo a equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico. A dose equivalente, H , é obtida por meio da Equação 9 (SYSTEM, 2023).

$$H = D \cdot Q \text{ (J} \cdot \text{kg}^{-1} = \text{sievert} = \text{Sv)} \quad (\text{Equação 9})$$

onde Q é o fator de qualidade. O fator de qualidade Q é adimensional e constitui um fator de peso proveniente da simplificação dos valores da Efetividade (ou Eficácia) Biológica Relativa dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico (SYSTEM, 2023).

Na prática, por simplicidade, utiliza-se o valor médio do Fator de Qualidade Q , com os valores descritos na Tabela 2. Esses valores não devem ser utilizados para avaliar os efeitos de exposições acidentais com altas doses e até mesmo experimentos em Radiobiologia (SYSTEM, 2023).

Tabela 2 – Valores do Fator de Qualidade Efetivo Q para os diversos tipos de radiação.

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

Fonte: ((ICRP)., 2007)

Tabela 3 – Valores de fator de peso w_T .

Tecido ou órgão	Nº de tecidos	w_T (valor para cada órgão)	Contribuição total
Gonadas ¹	1	0,08	0,08
Pulmão, Estômago Cólon ² , Medula Óssea e Mama, Restantes ³	6	0,12	0,72
Tireoide, Esôfago, Bexiga e Fígado	4	0,04	0,16

Fonte: ((ICRP)., 2007)

[1] O w_T para gônadas é aplicado à média das doses nos testículos e ovários.

[2] A dose para o cólon é considerada a média ponderada da massa de doses ULI e LLI, como na formulação da Publicação 60.

[3] Os tecidos restantes são: supra-renais, tecido extratorácico (ET), vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (p/homens), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (p/mulheres).

2.6.2.3 Dose efetiva

A Dose Efetiva E, é uma soma das doses equivalentes em tecidos ou órgãos, cada uma multiplicada pelo fator de ponderação tecidual apropriado. É obtida pela Equação 10 (UNITS; (ICRU), 2004).

$$E = \sum_T w_r H_T \text{ (J} \cdot \text{kg}^{-1} = \text{sievert} = \text{Sv)} \quad (\text{Equação 10})$$

Onde H_T é a dose equivalente em tecido ou órgão, T e w_r é o fator de ponderação tecidual para o tecido. A Tabela 3 mostra os valores de w_t segundo a ICRP nº 103 ((ICRP)., 2007).

2.6.2.4 Equivalente de dose pessoal, Hp(d)

O Equivalente de dose pessoal Hp(d) é uma grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade d do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto; esta grandeza utiliza

os fatores de qualidade da radiação Q como fator de peso, em lugar dos fatores de peso da radiação w_R ((CNEN), 2024). Desta forma, tem-se: $H_p(0,07) = 0,07$ mm para a pele, $H_p(3) = 3$ mm para o cristalino e, para radiações fortemente penetrante, o $H_p(10) = 10$ mm. A unidade utilizada é o J .kg⁻¹, denominada de sievert (Sv).

2.7 SISTEMAS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS NO PRESENTE TRABALHO

2.7.1 Sistema dosimétrico de tempo real

Os sistemas de dosimetria em tempo real têm um papel fundamental na construção de uma forte cultura de segurança radiológica, que começa com o fornecimento à equipe médica de informações em tempo real sobre sua exposição pessoal. O sistema dosimétrico RaySafe I2[®], compreende (RAYSAFE, 2024):

- Dosímetros de um material semicondutor de diodo cuja a faixa de energia varia de 33 a 101 keV e com uma faixa de medir de 1 μ Sv e 10 Sv;
- O monitor que apresenta as doses em tempo real;
- A *dock station* para conectar os dosímetros ao computador;
- o *software Dose Viewer*[®] para apresentação das doses em tempo real;
- o *software Dose Manager*[®] para fazer a gestão das doses.

O dosímetro mede e registra a exposição aos raios X a cada segundo e transfere os dados sem fio, via rádio, para a exibição em tempo real no monitor, como mostra a Figura 14 (esquerda).

Esse monitor apresenta a dose em tempo real de até oito profissionais ao mesmo tempo, como mostrado na Figura 14 (direita). Ele consegue também mostrar indicadores da intensidade da exposição recebida em esquema de cores (verde, amarelo e vermelho). Desta forma, para identificar a taxa de dose acumulada referente a um certo profissional monitorado, basta olhar a cor do dosímetro utilizado por ele, olhar a mesma cor no símbolo que aparece na tela, ou também, o nome do profissional que pode aparecer no monitor (RAYSAFE, 2024).

Todas as informações adquiridas por meio dos dosímetros podem ser transferidas com uma informação mais detalhada sobre o histórico de exposição destes dosímetros. Isso é possível devido a base conectada ao computador e a utilização dos *softwares* previamente instaladas em um computador (*Dose Viewer*[®] e *Dose Manager*[®]) (RAYSAFE, 2024).

O *software Dose Viewer*[®] também é utilizado para administrar os dosímetros, trocar os nomes e cores dos dosímetros, e restabelecer o histórico de doses. Já o *software Dose Manager*[®] é um programa avançado para analisar, reportar e arquivar as informações das doses. Ele permite recuperar as informações das doses de vários monitores instalados

Figura 14 – Raysafe I2 tempo real.



Fonte: (RAYSAFE, 2024)

em diferentes salas hospitalares, tanto pela rede do hospital quanto por uma unidade de armazenamento USB (RAYSAFE, 2024).

2.7.2 Dosímetros Opticamente Estimulados (OSL)

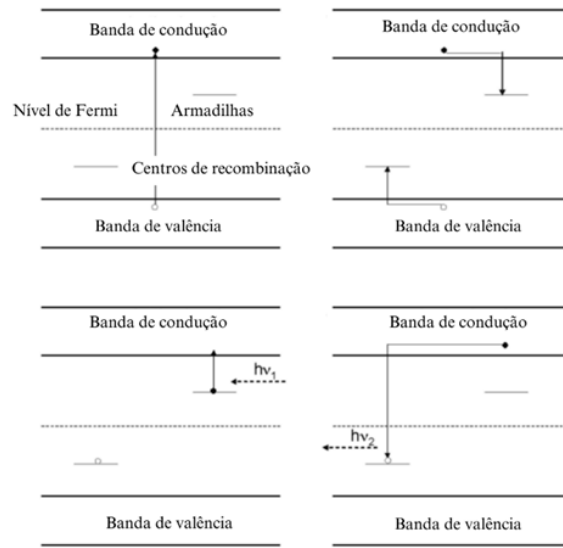
Os dosímetros de Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) utilizam cristais isolantes ou semicondutores que contêm defeitos intencionais em sua estrutura cristalina. Esses defeitos criam armadilhas entre a banda de valência (onde os elétrons estão originalmente) e a banda de condução (para onde podem ser promovidos). Com a estimulação óptica, é possível realizar a leitura da quantidade de radiação absorvida, baseada na intensidade da luminescência emitida (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

A Figura 15 mostra o processo de leitura de OSL. O dosímetro OSL é irradiado, provocando ionização na amostra e excitando os elétrons da banda de valência para a camada de condução, criando pares elétrons/buracos na banda de valência. Defeitos existentes no material devido à dopagem aprisionam os elétrons livres e os buracos em estados metaestáveis (banda proibida) antes deles retornarem para a banda de valência. Ao expor o dosímetro a um comprimento de onda adequado, uma parcela dos elétrons armadilhados absorve energia, são liberados e podem retornar para a banda de valência e se recombinar com as lacunas armadilhadas. Tal recombinação ocasiona a emissão de luz com intensidade proporcional à radiação absorvida (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

Os dosímetros OSL e os Termoluminescentes (TLD) possuem muitas semelhanças, mas diferem principalmente no processo de leitura e nas propriedades dos materiais dosimétricos utilizados. O TLD é lido por aquecimento, sendo comumente utilizado o fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti). Por outro lado, o OSL é lido por meio de estimulação óptica, que pode ser controlada de forma precisa em relação à duração, intensidade e comprimento de onda da luz utilizada (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

Além disso, a leitura de dosímetros OSL pode ser realizada por diferentes abordagens, e o material mais utilizado nesses dispositivos é o óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$). Esse material apresenta alta sensibilidade e uma resposta eficaz a diferentes

Figura 15 – Esquema de geração de sinal OSL.



Fonte: (CYGLER; YUKIHARA, 2007)

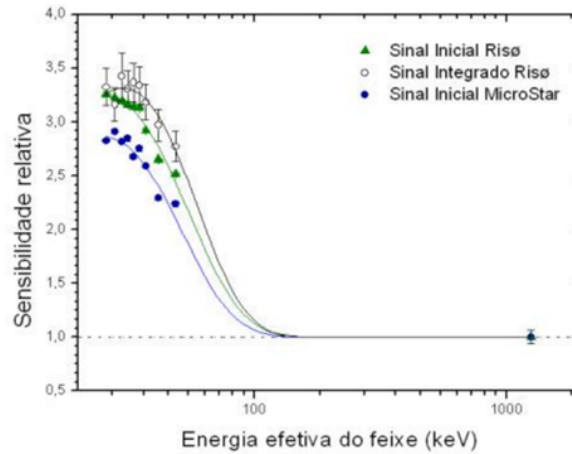
energias de radiação (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

2.7.2.1 Dependência energética

A Figura 16 apresenta a forma da curva de dependência energética do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. É possível notar que, para feixes de raios X na faixa de radiologia diagnóstica, há uma forte dependência da resposta do detector com a energia do feixe, ou seja, a dependência energética do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ para raios X de baixa energia aumenta com a diminuição da energia e, conseqüentemente, aumento da probabilidade do efeito fotoelétrico. Esta variação de sensibilidade é devida à diferença entre o número atômico efetivo do óxido de alumínio (11,3) e o número atômico efetivo do ar, pois os coeficientes de absorção de energia são fortemente dependentes do número atômico para energias baixas de fótons. A dependência energética do $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (Luxel) varia também de acordo com as características dos leitores OSL e com o método de análise do sinal (sinal integrado ou inicial) (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

O afastamento da linearidade é causado pelo preenchimento de armadilhas profundas de elétrons e lacunas, portanto, esse efeito está relacionado a mudanças de sensibilidade no dosímetro causadas por irradiação anterior, uma vez que uma irradiação anterior também faz com que essas armadilhas profundas sejam preenchidas em um grau que depende da dose absorvida. Essas mudanças de sensibilidade tem um efeito importante no desenvolvimento de procedimentos de calibração (CYGLER; YUKIHARA, 2007).

Figura 16 – Linearidade intrínseca calculada a partir da resposta à dose.

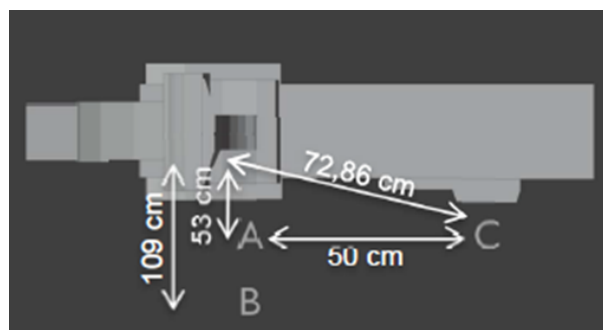


Fonte: (CYGLER; YUKIHARA, 2007)

2.8 REVISÃO DE ALGUNS TRABALHOS PUBLICADOS

Um estudo recente teve como o objetivo determinar as doses efetivas recebidas pelos IOEs, na altura do tórax, em diferentes pontos de uma sala de radiologia intervencionista durante procedimentos de cabeça e abdome realizados com o fluoroscópio *Axiom Artis Zee™* (Siemens). Para isto, foi utilizado um detector de estado sólido *RTI Scatter Probe™* e dois fantasmas de polimetilmetacrilato (PMMA) para simular um paciente. A Figura 17 mostra os posicionamentos do detector em relação ao objeto espalhador (MASCHIO et al., 2024).

Figura 17 – Posicionamento do detector.



Fonte: (MASCHIO et al., 2024)

Os valores de taxas de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$) foram registrados pelo detector e convertidos em dose efetiva (mSv), por meio dos coeficientes de conversão E/Ka dispostos na Tabela A-17 do Anexo II da Publicação 74 da ICRP ((ICRP), 1996) (MASCHIO et al., 2024).

A Tabela 4 mostra os valores encontrados, para procedimentos de cabeça, de dose efetiva e número de procedimentos mensais e anuais permitidos para que não ultrapasse o limite de dose anual, de acordo com a CNEN NN 3.01.

Tabela 4 – Valores encontrados de dose efetiva e números de procedimentos.

Posição	Dose Efetiva por procedimento (mSv)	Número de Procedimentos	
		Mês	Ano
A	0,017	98	1184
B	0,006	276	3312
C	0,013	127	1534

Fonte: (MASCHIO et al., 2024)

Tabela 5 – Dose efetiva média e número máximo de procedimentos.

Profissional	Hp(10) por procedimento (mSV)	Nº de procedimentos por ano
30 cm da fonte espalhadora	0,06	333
60 cm da fonte espalhadora	0,02	1.000

Fonte: (LUNELLI et al., 2013)

Tabela 6 – Valores encontrados no estudo de Efsthopoulos.

Profissional	Hp (0,07) por procedimento (mSv)				
	Pulso esquerdo	Pulso direito	Perna esquerda	Perna direita	Olhos
Médico	0,62	0,34	0,30	0,26	0,002
Intervencionista					

Fonte: (EFSTATHOPOULOS et al., 2011)

Em um outro trabalho, foram utilizados dosímetros opticamente estimulados (OSL) para avaliar os níveis de exposição dos IOEs em uma sala de radiologia intervencionista. A etapa de aquisição de dados durou cerca de 4 meses e os dosímetros foram posicionados por cima do avental plumbífero em dois profissionais, um que se posicionava a 30 centímetros do objeto espalhador e o outro a 60 centímetros (LUNELLI et al., 2013).

A Tabela 5 mostra os resultados da estimativa da dose efetiva para procedimentos de neurologia nos IOEs, junto com o número máximo de procedimentos anuais para que não passe do limite de dose anual.

O estudo de (EFSTATHOPOULOS et al., 2011) teve como objetivo determinar os níveis de dose ocupacional em procedimentos de radiologia intervencionista e cardiologia. Para a avaliação das doses nas extremidades e nos olhos, foram utilizados oito dosímetros termoluminescentes (TLD-100H) por indivíduo. Esses dosímetros foram previamente calibrados de acordo com a norma ISO 4037, permitindo a obtenção dos valores do equivalente de dose pessoal em uma profundidade de 0,07 mm, Hp (0,07).

Para as extremidades, os dosímetros foram posicionados nos pulsos e nas pernas, tanto no lado esquerdo quanto no direito. Já para a avaliação da dose nos olhos, os dosímetros foram colocados na lateral esquerda. A Tabela 6 apresenta os valores médios encontrados para o equivalente de dose pessoal por procedimento.

O estudo realizado por (PEKKARINEN et al., 2022) teve como objetivo analisar a

Tabela 7 – Valores encontrados no estudo de Pekkarinen.

Profissional	Número de procedimentos	Hp(3) / procedimento (μSv)	Hp(3) / ano (μSv)
Radiologista Intervencionista 1	48	16 ± 3	7500 ± 1500
Radiologista Intervencionista 2	30	7.3 ± 1.5	2200 ± 500
Radiologista Intervencionista 3	20	9 ± 2	1700 ± 400
Radiologista Intervencionista 4	27	9 ± 2	2400 ± 500
Radiologista Intervencionista 5	15	11 ± 2	1600 ± 400

Fonte: (PEKKARINEN et al., 2022)

exposição ocupacional à radiação de diferentes profissionais de saúde, incluindo radiologistas intervencionistas, cardiologistas, radiologistas e enfermeiros, durante a rotina clínica ao longo de 2019, em dois hospitais universitários. Para isso, foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD) para medir os equivalentes de dose em Hp(3) e Hp(10).

Os dosímetros para Hp(3), que avaliam a exposição na região dos olhos, foram fixados na parte externa dos óculos plumbíferos, no lado esquerdo da cabeça. Já os dosímetros para Hp(10), que medem a dose equivalente em profundidade, foram posicionados acima do avental de proteção, no lado mais exposto do tórax, ou presos no colar protetor da tireoide, sempre acima do material protetor.

A Tabela 7 apresenta os valores médios de Hp(3) por procedimento e as doses acumuladas ao longo de um ano para cinco radiologistas intervencionistas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado em um hospital público no Rio de Janeiro, em um setor de hemodinâmica especializado em atenção neurocirúrgica de alta complexidade, onde foram acompanhados procedimentos de arteriografia e embolização.

Os dois primeiros meses de trabalho foram dedicados a conhecer o serviço de hemodinâmica e sua logística, os tipos de procedimentos realizados, a metodologia utilizada nos procedimentos e a identificar os profissionais que poderiam estar mais sujeitos à exposição à radiação. Geralmente, a equipe presente na sala era composta por dois médicos (um operador e um assistente), um médico anestesista, um enfermeiro circulante e um técnico de radiologia.

A Figura 18 demonstra o posicionamento dos profissionais durante o procedimento intervencionista. Vale ressaltar que todos os procedimentos eram realizados com a introdução do cateter pela via femoral.

Figura 18 – Sala de hemodinâmica durante um procedimento intervencionista.



Fonte: Canevaro, L.

Após o período observacional, foi decidido que todos os profissionais envolvidos seriam monitorados: o médico operador (MO), o médico assistente (MA), o médico anestesista (A), o técnico de radiologia (T) e o enfermeiro circulante (E). Para isso, foram utilizados três tipos de dosímetros, posicionados em diferentes partes do corpo.

Os dosímetros foram fornecidos por instituições distintas, o que resultou em diferenças na quantidade de exames monitorados. Isso ocorreu porque, em alguns momentos, um dos dosímetros estava disponível enquanto os outros, por algum motivo, não estavam.

Dois conjuntos dosímetros já estavam previamente calibrados e foram utilizados assim que recebidos, enquanto o terceiro conjunto, precisou passar por uma calibração adicional

para ajustar suas leituras em Hp (0,07), só foi utilizado após a calibração.

A aquisição de medidas durou um ano e três meses, de outubro de 2021 até janeiro de 2023, com um total de 161 procedimentos acompanhados. Destes 161 dados, foram 13 embolizações e 148 arteriografias. Esta diferença se deve ao fato das embolizações serem procedimentos mais demorados e complexos. Além disso, para pacientes do Sistema Nacional de Regulação (SISREG), do Sistema Único de Saúde (SUS), é requerida autorização e existência de recursos para a compra de materiais e insumos para a realização do procedimento, devido ao alto custo de todo o material e da equipe. Desta forma, as embolizações são realizadas com menor frequência que os procedimentos diagnósticos (arteriografias).

Os dados coletados foram anotados em um formulário (ANEXO 1) contendo as seguintes informações: data do procedimento, tipo de procedimento realizado, dados do paciente (idade, sexo, número de registro), tempo de sala em minutos, dosímetros utilizados para monitoração dos profissionais e posição do dosímetro no corpo (tórax, extremidade, etc.), profissionais presentes na sala, número de séries de cine adquiridas, número total de imagens, kerma no ar no ponto de referência na entrada do paciente K_{ar} e produto kerma-área P_{ka} tanto de cine quanto de fluoro, tempo de irradiação e outros dados relevantes para a análise.

Todas as informações coletadas nos formulários foram posteriormente incluída no banco de dados IRaD (*Interventional Radiology Database*). Este banco de dados foi criado pelo grupo de pesquisa “Indicadores de Qualidade e Doses em Diagnóstico por Imagem”, da Divisão de Física Médica do IRD/CNEN para armazenar o volume de informação coletada sobre procedimentos intervencionistas em cardiologia e neurorradiologia. Dentre as informações, constam dados referentes ao procedimento, ao paciente e ao profissional. Uma inspeção minuciosa dos dados armazenados no IRaD pode oferecer informações sobre a influência dos diferentes parâmetros na exposição de pacientes e profissionais, assim como identificar possíveis casos de exposições elevadas, entre muitas outras aplicações.

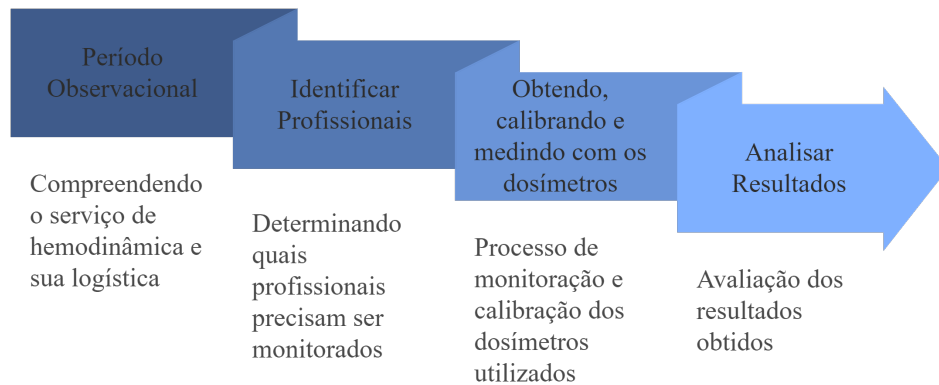
A Figura 19 mostra o processo para a realização deste estudo.

3.1 PLANTA BAIXA DA SALA E POSICIONAMENTO DOS PROFISSIONAIS

Durante o período de observação dos procedimentos, foi elaborado uma planta da sala de hemodinâmica, como mostra a Figura 20, além de indicar os componentes principais da sala de hemodinâmica. Foram também demarcadas as posições habituais dos profissionais durante os procedimentos. Esta definição das posições na sala foi fundamental para escolher quais tipos de dosímetros seriam utilizados em cada profissional.

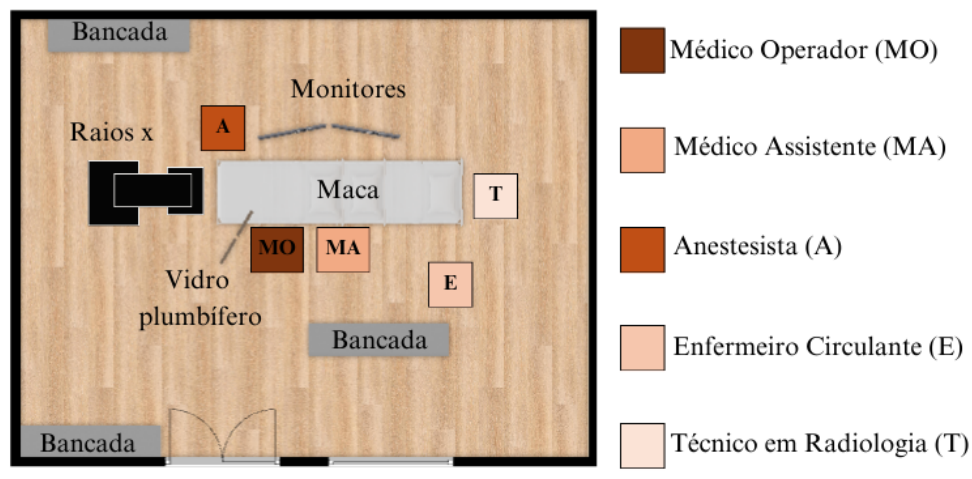
A Figura 20 demonstra também, esquematicamente, quais profissionais tendem a estar mais expostos à radiação com base na distância do equipamento de raios X, aparentando ser o médico operador (MO) o mais exposto e o técnico de radiologia (T) o menos exposto.

Figura 19 – Cronograma do estudo.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 20 – Planta baixa da sala de hemodinâmica e posição de trabalho dos profissionais.



Fonte: Acervo do autor.

3.2 EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA

A sala de hemodinâmica conta com um equipamento fluoroscópico da marca SIEMENS, com arco em C e flat panel de 48 cm. O equipamento dispõe de modos de fluoroscopia **low** (7,5 p/s), normal (10 p/s) e **high** (15 p/s); modos de magnificação (também chamados de lentes ou **zoom**) de 11,16, 22, 32, 42 e 48 cm, sendo os mais usados na rotina os de 11 cm, 22 cm e 32 cm; frequências de 0,5 p/s, 1 p/s, 2 p/s, 3 p/s, 4 p/s, 7,5 p/s, 10 p/s, 15 p/s e 30 p/s para aquisição digital da imagem, sendo os mais usados na rotina os de 4 p/s e 10 p/s. A Figura 21 mostra o equipamento de fluoroscopia do hospital (MARDEGAN, 2020).

Em estudos anteriores relacionados a este trabalho, foram realizados controles de qualidade no equipamento, assegurando que ele operasse de maneira segura e eficiente, em conformidade com os padrões exigidos.

Figura 21 – Equipamento de Fluoroscopia.



Fonte: (MARDEGAN, 2020)

3.3 DOSIMETRIA DOS PROFISSIONAIS

Como estávamos analisando dois tipos de procedimentos intervencionistas, arteriografia e embolização, que possuem técnicas, duração e quantidade de imagens totalmente diferentes, e queríamos acompanhar a dose de radiação em todos os profissionais de maneira mais otimizada possível, tornou-se necessário um estudo sobre como e quando utilizar os dosímetros disponíveis para a pesquisa.

3.3.1 Tipos de dosímetros empregados

3.3.1.1 Sistema dosimétrico em tempo real marca *Ray Safe i2[®]*

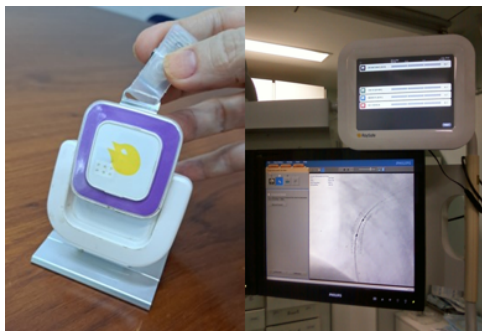
O sistema dosimétrico *Ray Safe i2[®]* foi utilizado para mensurar a dose de radiação recebida no tórax. A Figura 22 (a) mostra os dosímetros de tempo real e a Figura 22 (b) mostra o monitor onde as doses de radiação eram vistas pelos profissionais.

Como se trata de um dosímetro em tempo real, a dose recebida ($H_p(10)$, em mSv) é mostrada no monitor no mesmo momento em que o profissional é exposto, resultando em uma dose acumulada durante um determinado período.

Com o intuito de obter a dose por exame, ao final de cada procedimento, o profissional devolvia o dosímetro para que pudéssemos colocá-lo na *dock station* e armazenar o valor da dose, zerando-o para o próximo exame.

Desta forma, não houve necessidade de utilizar dosímetros diferentes para os dois tipos de procedimentos, arteriografia e embolização, visto que a dose era zerada a cada exame.

Figura 22 – (a) Sistema dosimétrico e (b) Monitor de tempo real.



Fonte: Acervo do autor.

3.3.1.2 Dosímetros Opticamente estimulados (OSLD1)

Para estimar a dose recebida na altura do cristalino foram utilizados dosímetros opticamente estimulados OSLD1 ($Al_2O_3 : C$) fornecidos pela empresa Sapra Landauer[®], contidos em um *badge* protetor, como mostrado na Figura 23.

Figura 23 – Badge protetor dos dosímetros OSLD1.



Fonte: Acervo do autor.

Para que os valores de dose nos procedimentos de arteriografia e embolização não fossem registrados no mesmo dosímetro, impossibilitando a diferenciação entre eles, foram utilizados dois conjuntos de dosímetros. Com isso, se o procedimento fosse uma arteriografia, seriam utilizados apenas os dosímetros para arteriografia (*badge* na cor azul), e se fosse uma embolização, apenas os dosímetros separados para a embolização (*badge* na cor laranja). Os valores de dose foram medidos por períodos, ao invés de por exame, devido a que os dosímetros deviam ser enviados para leitura na empresa fornecedora dos mesmos.

3.3.1.3 Dosímetros opticamente estimulados (OSLD2)

Com o intuito de mensurar a dose de radiação recebida nas extremidades, foi utilizado também, um conjunto de 38 dosímetros opticamente estimulados (OSLD2) de óxido de alumínio ($Al_2O_3 : C$). a Figura 24 mostra estes dosímetros.

Os dosímetros possuem uma pequena numeração na parte superior, permitindo a diferenciação entre eles. Esses números eram anotados em uma planilha (ANEXO 1) para

Figura 24 – Badge protetor dos dosímetros OSLD1.



Fonte: Acervo do autor.

que, após serem lidos (em unidades de leitura, u.l), soubéssemos a qual dosímetro cada leitura pertencia. Essa diferenciação foi importante também para identificar o profissional, o lugar do corpo e o procedimento em que o dosímetro foi usado. Dentre os 38 dosímetros disponíveis, quatro deles foram separados para registrar os valores de background.

Os dosímetros eram posicionados e removidos a cada procedimento para que pudéssemos obter um valor de dose por exame. Quando todos os dosímetros eram utilizados, eles eram lidos e zerados para serem utilizados novamente.

3.3.2 Posicionamento dos dosímetros

Para estimar as doses recebidas, foram utilizados os dosímetros citados anteriormente nos cinco profissionais durante todo o estudo. Contudo, como as posições deles não são as mesmas em relação à máquina de raios X, os dosímetros foram posicionados em relação a sua função desempenhada nos procedimentos e qual parte do corpo era a mais próxima do tubo de raios X.

Vale ressaltar também que todos os dosímetros foram expostos sem nenhuma blindagem e, no caso do tórax, foram posicionados sobre o avental plumbífero, junto com o dosímetro usado para o controle da exposição ocupacional, adotado pelo hospital em seu programa de monitoração individual externa.

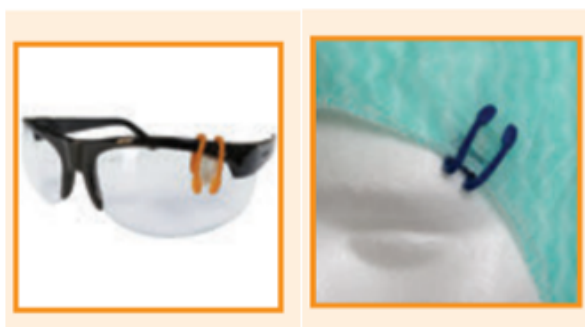
3.3.2.1 Posicionamento dos dosímetros na têmpora para estimar a dose no do cristalino

Para realizar uma estimativa das doses na altura do cristalino foi usado o badge com os dosímetros OSLD1 fornecido pela empresa Sapra Landauer® em todos os cinco profissionais. Os dosímetros eram fixados na haste esquerda dos óculos plumbíferos daqueles profissionais que utilizavam óculos, e para os que não usavam óculos, colocávamos na têmpora esquerda.

No caso do anestesista (A) (que fica do lado esquerdo do paciente durante o procedimento), o dosímetro era posicionado no lado direito da cabeça (região da têmpora direita), pois a sua posição em relação ao tubo de raios X e do paciente era contrária do restante.

A Figura 25 (esquerda) mostra como eram fixados os dosímetros nos óculos plumbíferos e a Figura 25 (direita) mostra como eram fixados nos demais profissionais que não utilizavam os óculos.

Figura 25 – (esquerda) Fixação do dosímetro nos óculos e (direita) fixação do dosímetro na parte lateral do rosto.



Fonte: (LANDAUER, 2024).

Por mais que estes dosímetros tenham sido utilizados para mensurar a dose na altura do cristalino, atualmente a empresa de dosimetria não possui um processo de certificação para a dosimetria de cristalino (ANEXO B). Por este motivo, todos os valores que são apresentados neste trabalho sobre as medidas na altura do cristalino, estão expressos em Hp (10), ao invés de Hp (3).

3.3.2.2 Posição dos dosímetros na altura do tórax

Para medir a dose de radiação na altura do tórax, foi utilizado o dosímetro em tempo real (*Ray safe i2*) no médico operador (MO) e no técnico de radiologia (T). Apenas esses profissionais foram monitorados com dosímetros em tempo real, pois o MO é o mais próximo e o T é o mais afastado, além de a presença de ambos ser imprescindível durante os exames.

A Figura 26 mostra a posição dos dosímetros de tórax no médico operador (MO).

3.3.2.3 Medição das doses nas extremidades

Para a medição das doses nas extremidades foram colocados os dosímetros OSLD2 no pulso esquerdo e no joelho esquerdo dos dois médicos que realizavam os exames: o médico operador (MO) e o médico assistente (MA).

A Figura 27 mostra a posição em que os dosímetros de extremidades eram colocados.

A Figura 28 e a tabela Tabela 8 mostram, de forma resumida, como foram colocados os dosímetros em cada profissional de acordo com sua função dentro da sala.

Figura 26 – Dosímetros usados pelo médico operador (MO) no tórax.



Fonte: Canevaro, L.

Figura 27 – Dosímetros usados pelo médico operador (MO) nas extremidades.



Fonte: Acervo do autor.

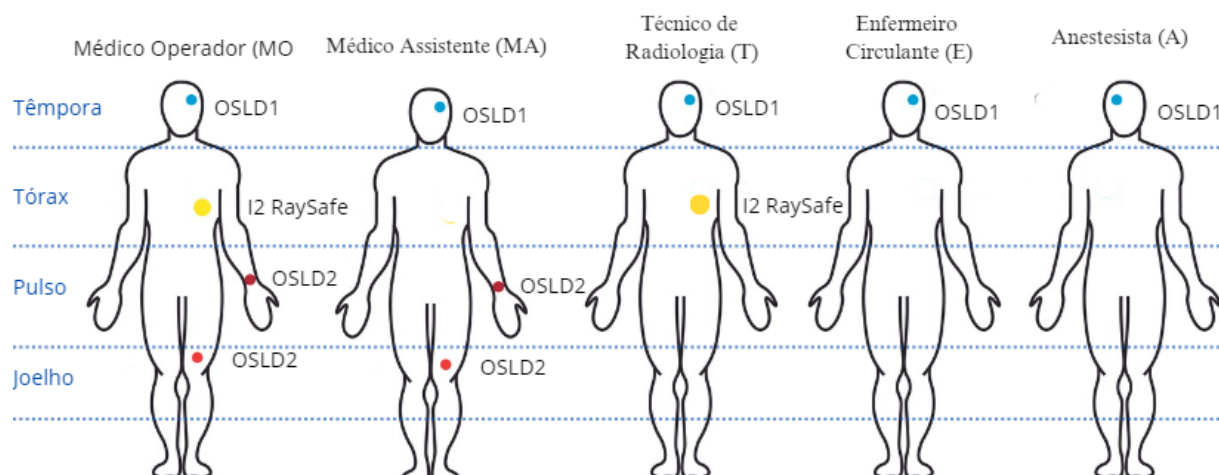
Tabela 8 – Distribuição dos dosímetros e frequência de medição.

Dosímetro	Profissionais					Frequência da Leitura
	MO	MA	A	T	E	
OSLD1	Tempora	Tempora	Tempora	Tempora	Tempora	Por Período
RaySafe I2	Tórax			Tórax		Por Exame
OSLD2	Pulso e Joelho	Pulso e Joelho				Por Exame

3.3.3 Calibração dos dosímetros OSLD2

Diferentemente dos outros dosímetros, que forneciam a leitura em Hp(d) por estarem previamente calibrados, foi necessário calibrar o conjunto de dosímetros OSLD2 na qualidade da radiação em que seriam utilizados. Esta calibração foi realizada no equipamento de fluoroscopia Siemens *Iconos MD 200* instalado no laboratório de radiodiagnóstico da Divisão de Física Médica do IRD.

Figura 28 – Esquema mostrando as posições dos dosímetros nos profissionais.



Fonte: Acervo do autor.

Com o objetivo de obter um fator de calibração para a qualidade da radiação e doses da ordem de grandeza das recebidas pelos profissionais em campo, primeiramente foram determinados 7 valores de kerma no ar variando entre 40 e 1600 microGy, medidos com o detector da marca *Ray Safe* modelo *Solo* e utilizando uma quilovoltagem fixa de 81 kVp nominais e mAs variáveis.

Para verificar se o valor nominal de tensão indicado pelo equipamento de raios X era o verdadeiro, foram registrados os valores de tensão medidos pelo sistema medidor *Ray Safe Solo*. Todas as exposições foram realizadas 3 vezes e calculadas as médias e os desvios padrão. Foi adotada uma incerteza de 10%, de acordo com o manual do detector.

Para simular as condições de irradiação em campo, foram colocados 4 blocos de PMMA de 5 cm de espessura cada um, representando o tórax de um paciente adulto de espessura normal. A irradiação foi realizada utilizando um tamanho de campo de 30cm x 25cm, uma distância foco-detector de radiação = 89 cm e uma distância foco-intensificador de imagem = 119 cm. Adicionalmente, na saída do sistema de colimação do equipamento de raios X, foi colocada uma câmara de transmissão para medição do produto kerma-área, de modo a garantir que a exposição realizada estivesse sendo repetitiva ao longo de todo o procedimento.

A Figura 29 mostra o arranjo experimental montado para medir os valores de kerma no ar aos que seriam irradiados posteriormente os dosímetros a serem calibrados.

Uma vez definidos os valores de kerma que seriam utilizados, o conjunto de dosímetros OSLD2 foi dividido em subgrupos de 3 dosímetros e cada subgrupo (numerados de 1 a 8) foi irradiado com os diferentes valores de kerma determinados previamente. Um dos subgrupos de 3 dosímetros (subgrupo 8) foi separado e não foi irradiado, para registrar o valor de radiação de fundo (BG). A seguir, todos os dosímetros foram lidos para assim termos os valores de unidades de leitura correspondentes aos valores de kerma aplicados a

Figura 29 – Arranjo experimental para medição dos valores de kerma no ar a serem utilizados no procedimento de calibração dos OSLD2.



Fonte: Acervo do autor.

cada subgrupo. Este procedimento permitiu obter um fator de calibração (F_c) a partir da construção da curva “unidades de leitura vs kerma no ar”.

3.3.3.1 Dependência energética

A seguir, foi estudada a dependência energética do conjunto de dosímetros dentro da faixa de energias normalmente utilizadas. Para isto, foram determinados 6 combinações (kVp, mAs) de modo que a dose se mantivesse constante variando a quilovoltagem entre 40 e 80 kVp. Assim, 6 novos subgrupos de 3 dosímetros foram irradiados com os diferentes valores de tensão determinados. Também um dos conjuntos de dosímetros foi separado para o registro do valor de *background* (grupo 15). Da mesma forma que durante o procedimento de calibração, nesta etapa foi colocada a câmara de transmissão para medição do produto kerma-área de modo a garantir a repetibilidade da exposição, como mostra a Figura 11.

Finalmente, todos os dosímetros foram lidos em uma leitora para assim termos os valores de unidades de leitura correspondentes aos diferentes valores de tensões aplicadas a cada subgrupo. Este procedimento permitiu observar o grau de dependência energética do conjunto de OSL a partir da construção da curva “unidades de leitura vs tensão”.

3.3.3.2 Determinação do limite inferior de detecção

Uma grandeza importante em trabalhos experimentais, determinada neste estudo para o grupo de dosímetros OSLD2, é o limite inferior de detecção (D_{LDL}). O D_{LDL} é definido como sendo três vezes o desvio padrão σ_{BKG} das leituras da dose zero, que é a leitura

Figura 30 – Medidor de P_{ka} na saída do tubo de raios X



Fonte: Acervo do autor.

feita após o *annealing* dos dosímetros e antes de qualquer irradiação. O limite inferior de detecção D_{LDL} , em unidades de dose absorvida (Gy), é dado pela equação Equação 12, onde σ_{BKG} é multiplicado pelo fator de calibração F_c .

$$D_{LDL} = 3\sigma_{BKG} \quad (\text{Equação 12})$$

3.3.3.3 Conversão de Kerma no ar para equivalente de dose pessoal Hp (0,07)

Como todo o processo de calibração dos dosímetros OSLD2 foi feita realizando um detector de radiação que mede o kerma no ar, uma calibração para equivalente de dose pessoal se torna necessária para a comparação com o limite de dose anual. A ((ABNT), 2020) especifica o valor de conversão para Hp (0,07) sendo o valor de 1,16 Sv/Gy.

3.4 ESTIMATIVAS DE DOSE ANUAL

Durante o período observacional, foi possível identificar que os exames eram realizados de segunda a sexta-feira, com uma média de cinco arteriografias por semana, totalizando cerca de 50 semanas por ano. Para estimar a dose anual e comparar com o limite estabelecido pela CNEN na Norma 3.01 de 2024 e pela RDC 611 de 2022, foram utilizados estes parâmetros, conforme ilustrado na Equação 13.

$$D_{\text{anual}} [\text{mSv/ano}] = \left(D_{\text{m.a}} [\text{mSv}] \times \frac{5 \text{ exames}}{\text{dia}} \right) \times \frac{5 \text{ dias}}{\text{sem}} \times 50 \text{ sem/ano} \quad (\text{Equação 13})$$

Onde $D_{\text{m.a}}$ é a dose média medida no tórax durante procedimentos de arteriografia.

Como mencionado anteriormente, o número de embolizações acompanhadas foi estatisticamente pequeno para ser incluído na estimativa de dose anual. Por esse motivo, apenas as arteriografias foram consideradas. No entanto, é importante ressaltar que, em uma rotina de radiologia intervencionista, ambos os tipos de procedimentos são realizados.

3.5 PROCEDIMENTOS AO ANO

Outro parâmetro que pode ser estimado sobre a dose que os profissionais recebem durante os procedimentos intervencionistas é a quantidade de procedimentos que eles poderiam fazer ao longo de um ano para não ultrapassar o limite de dose efetiva anual. Para obter este valor, foi utilizada a Equação 14.

$$P_a = \frac{20 (\text{mSv})}{\frac{D_t}{n}} \quad (\text{Equação 14})$$

Onde P_a é a quantidade de procedimentos que cada profissional poderia realizar no ano, n sendo o número de exames efetivamente realizados pelo profissional e D_t a dose total recebida nesse ano.

Para achar a quantidade de procedimentos que os profissionais poderiam realizar por mês, basta dividir o valor de P_a por 11,5, visto que, é a quantidade de meses que um profissional costuma trabalhar no ano. Achando o valor no mês, bastou dividir por 4 para achar as quantidades na semana.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS ÓPTICAMENTE ESTIMULADOS (OSLD2)

4.1.1 Calibração

A Tabela 9 mostra todos os valores de kerma medidos durante o processo de calibração. Os valores de tensão medidos encontram-se dentro da tolerância aceitável, que é de 10% (IAEA, 2021). O valor de produto kerma área se manteve constante em cada uma das 3 irradiações realizadas para cada par (kVp, mAs).

A Tabela 10 apresenta as leituras obtidas após a irradiação dos 7 subgrupos de 3 dosímetros irradiados com cada valor de kerma determinado previamente, assim como o valor do *background* (subgrupo 8).

A medida de *background* resultou em 97 unidades de leitura, que foi subtraído de todas as medições dos dosímetros.

A figura 31 mostra o ajuste linear realizado a partir dos valores de kerma no ar e de leitura de OSL com o intuito de achar o fator de calibração que foi utilizado para converter as leituras dos OSLD2 irradiados em campo em valores de dose.

A partir do gráfico, foi possível obter o fator de calibração, Equações 15, 16 e 17.

$$y [\text{ul}] = 5,0295 \left(\frac{\text{ul}}{\mu\text{Gy}} \right) \cdot x [\mu\text{Gy}] \quad (\text{Equação 15})$$

$$F_c = \frac{1}{5,0295} \frac{\mu\text{Gy}}{\text{ul}} \quad (\text{Equação 16})$$

$$F_c = 0,199 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{ul}} \quad (\text{Equação 17})$$

Assumindo uma incerteza de 10% na medição do kerma, $F_c = (0,19 \pm 0,02) \mu\text{Gy}/\text{ul}$.

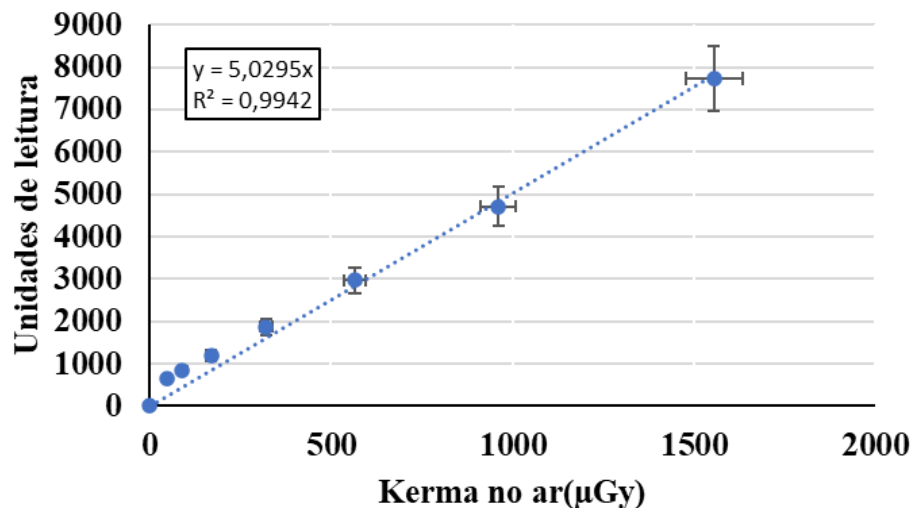
Tabela 9 – Valores de kerma no ar obtidos para cada par (kVp, mAs) durante a calibração dos OSLD2 mantendo a quilovoltagem em 81kVp.

Tensão nominal (kVp)	Tensão medida (kVp)	Produto corrente tempo nominal (mAs)	Produto kerma área (Pka) (cGy·cm ²)	Kerma no ar médio medido (mGy)
81	82,7	2,4	7	49 ± 4
81	82,5	3,0	8	89 ± 8
81	82,2	4,2	11	168 ± 16
81	82,8	6,5	18	320 ± 32
81	82,8	10,2	28	565 ± 56
81	82,2	16,2	45	961 ± 96
81	83,2	25,2	69	1.560 ± 156

Tabela 10 – Leitura de cada grupo de dosímetros após serem irradiados com os valores de kerma determinados previamente. (kVp = 81), já subtraído o BG.

Grupo No.	Kerma no ar médio medido (mGy)	Média da leitura OSL $\pm$ DP (unidades de leitura)
1	49 ± 4	663 ± 35
2	89 ± 8	851 ± 25
3	168 ± 16	1194 ± 48
4	320 ± 32	1870 ± 44
5	565 ± 56	2968 ± 36
6	961 ± 96	4711 ± 11
7	1.560 ± 156	7729 ± 6
8	(BG)	97 ± 10

Figura 31 – Ajuste linear para obtenção do fator de calibração.



4.1.2 Dependência energética

Para encontrar a dependência energética dos dosímetros OSL que usamos na pesquisa, utilizamos seis tensões diferentes (40 kVp, 43 kVp, 50 kVp, 64,5 kVp, 70 kVp, 75 kVp). A Tabela 11 mostra os valores de tensões nominais, as medidas dos dosímetros em u.l, já subtraído o *background*, o kerma medido pelo sistema detector *RaySafe*, o produto corrente tempo e o produto kerma área.

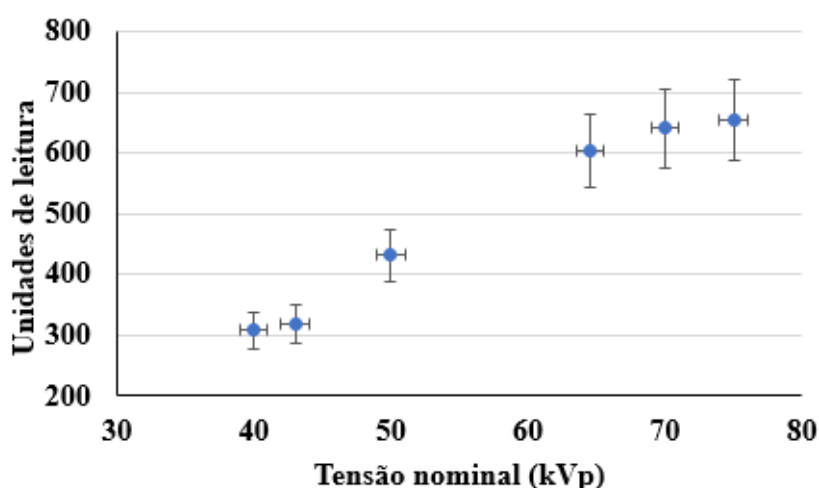
A Figura 32 mostra a resposta do conjunto de OSLD2 em função da tensão aplicada.

As tensões normalmente empregadas nos procedimentos intervencionistas no hospital variam de 60 a 100 kVp, ou seja, são as tensões que correspondem à parte mais plana da curva que representa uma menor dependência energética dos dosímetros empregados. Na figura 4.2 podemos observar que, na região de interesse, a curva apresenta uma flutuação de 8 a 10% na resposta OSL. Assim, podemos assumir uma incerteza de 10% somente

Tabela 11 – Resposta dos dosímetros OSLD2 quando se varia a quilovoltagem.

Grupo No.	Tensão nominal (kVp)	Produto corrente tempo (mAs)	Produto kerma área (Pka) (cGycm2)	Kerma no ar médio medido (mGy)	Leitura (unidades de leitura)
9	40	5,7	2	50 ± 5	308 ± 28
10	43	5,2	3	51 ± 5	320 ± 34
11	50	4,2	4	53 ± 5	431 ± 15
12	64,5	3,4	5	50 ± 5	604 ± 17
13	70	3,0	6	53 ± 5	641 ± 25
14	75	2,7	7	52 ± 5	654 ± 29
15	-	-	-	(BG)	97 ± 13

Figura 32 – Dependência energética do conjunto de dosímetros OSLD2 na faixa de tensões empregadas em campo.



decorrente da dependência energética da resposta OSL.

É normal termos incertezas muito grandes (muito maiores que 10%) nas medições dosimétricas realizadas in vivo em profissionais da radiologia intervencionista. Se dá ao fato de existir muitos fatores que influenciam no resultado da medição, tais como: o profissional não fica o tempo todo na mesma posição, portanto as distâncias entre o meio espalhador e ele variam permanentemente; todos os procedimentos tem duração diferente dependendo da variabilidade de patologias, particularidades na anatomia das artérias entre os diferentes pacientes, dificuldades de realização do procedimento ao transitar com o cateter, tamanho da amostra e alta complexidade dos procedimentos, entre outros motivos. Esta situação é inerente à prática intervencionista e não pode ser modificada, não sendo possível diminuir a dispersão destes valores.

4.1.3 Determinação do limite inferior de detecção

O valor médio obtido das leituras dos 38 dosímetros sem terem sido irradiados (dose zero) foi de 128,6 u.l, com o desvio padrão de $\sigma = 18,4$ u.l. Desta forma, o limite de detecção dos dosímetros OSL utilizados para o estudo das doses na altura do joelho e da mão é de $D_{LID} = 55 \pm 5$ u.l. Aplicando a Equação 12, o limite de detecção em kerma no ar será $0,199 \frac{\mu\text{Gy}}{\mu\text{l}} \times 55 \text{ u.l} = 11 \pm 1 \mu\text{Gy}$.

4.2 DOSES NOS PROFISSIONAIS

Os dados dos 161 procedimentos acompanhados durante o tempo do presente trabalho serão apresentados neste capítulo. Como os dosímetros foram utilizados em posições diferentes, em profissionais diferentes e em tipos de exames diferentes, serão divididos em seus respectivos grupos. Em algumas situações o número de procedimentos será menor uma vez que, dependendo do objetivo e da disponibilidade da informação, alguns procedimentos foram eliminados por falta do dado de interesse. Por exemplo, durante um determinado procedimento o médico operador pode ter sido monitorado, mas não houve a presença do médico assistente. Nesse caso, a informação da dose do MO pode ser aproveitada para quantificar a exposição dele, mas o procedimento não pode ser incluído quando se deseja comparar doses entre médico operador e médico assistente.

É importante destacar que as incertezas associadas a todos os valores obtidos nas medições com os dosímetros foram de 20%. Essa margem deve-se a diversos fatores, como o processo de calibração, a movimentação do profissional durante o exame, a variação de energia, entre outros. Apesar disso, essa incerteza é considerada pequena quando comparada a valores reportados em alguns estudos publicados.

4.2.1 Procedimentos de arteriografia

4.2.1.1 Medições realizadas para estimativa da exposição do cristalino

Tabela 12 apresenta um resumo dos valores obtidos pelos dosímetros opticamente estimulados OSLD1. Esses dosímetros foram utilizados por toda a equipe médica, posicionados na haste dos óculos plumbíferos ou à altura da têmpora.

Tabela 12 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD1 em arteriografia.

Profissional	Equivalente de dose Total Hp (10) [mSv]	Número de exames	Média por exame Hp (10) (mSv)
Médico Operador (MO)	$3,29 \pm 0,66$	86	$0,038 \pm 0,007$
Médico Assistente (MA)	$1,34 \pm 0,27$	46	$0,029 \pm 0,005$
Técnico de Radiologia (T)	$0,43 \pm 0,09$	85	$0,005 \pm 0,001$
Enfermeiro Circulante (E)	$0,65 \pm 0,13$	65	$0,010 \pm 0,002$
Anestesista (A)	$0,23 \pm 0,05$	3	$0,078 \pm 0,015$

Observando a Tabela 12, cabem alguns comentários. As maiores doses por procedimento na região do cristalino foram medidas no médico operador; este resultado já era esperado, visto que ele permanece por mais tempo e mais próximo do paciente que qualquer outro profissional dentro da sala. O técnico, apesar de estar dentro da sala durante todos os procedimentos, recebe uma dose menor que os outros indivíduos, tendo em vista sua distância do paciente.

Em procedimentos de arteriografia geralmente não é necessária a presença do anestesista; por isso foi possível registrar a dose em somente 3 procedimentos. Os resultados mostraram que o valor 0,23 mSv é devido quase totalmente a um único procedimento. Trata-se de uma criança do sexo feminino de 3 anos de idade, submetida a uma arteriografia medular que durou 12 minutos com aquisição de 14 séries de subtração digital. Pacientes pediátricos geralmente precisam ser anestesiados para levar adiante o exame, com a presença do anestesista posicionado o tempo todo muito próximo do paciente monitorando as funções vitais.

O enfermeiro apresenta a segunda menor média de dose por procedimento, embora a diferença em relação ao médico assistente não seja tão significativa. Isso ocorre porque o enfermeiro se desloca pela sala durante todo o procedimento, ficando, em alguns momentos, mais próximo do tubo de raios X e do paciente, enquanto em outros, posiciona-se em distâncias semelhantes às do técnico em radiologia.

Comparando com os resultados do estudo de (PEKKARINEN et al., 2022), o equivalente de dose por procedimento encontrado para o radiologista intervencionista 1 apresenta valores diferentes aos observados para o médico operador. Isso se deve ao fato de existir uma limitação, pois os dados analisados referem-se a diferentes equivalentes de dose pessoal.

4.2.1.2 Medições realizadas na altura do tórax

As Tabelas 13 e 14 apresentam um resumo dos valores registrados pelos dosímetros de tempo real I2, dosímetros estes que foram utilizados apenas pelo médico operador (MO) e técnico de radiologia (T).

Tabela 13 – Valores de dose obtidos com os dosímetros RaySafe I2 em arteriografia.

Profissional	Equivalente de dose Total Hp (10) [mSv]	Número de exames	Média por exame Hp (10) (mSv)
Médico Operador (MO)	$1,76 \pm 0,35$	111	$0,015 \pm 0,003$
Técnico de Radiologia (T)	$0,70 \pm 0,14$	111	$0,005 \pm 0,001$

Comparando os resultados obtidos com os valores reportados por (MASCHIO et al., 2024), observa-se que as doses medidas para a mesma posição (posição A e médico operador) são compatíveis, considerando a incerteza das medições. No entanto, ao comparar com os dados apresentados por (LUNELLI et al., 2013), os valores obtidos neste estudo são superiores, devido a diferenças nas distâncias relativas durante os procedimentos. Como

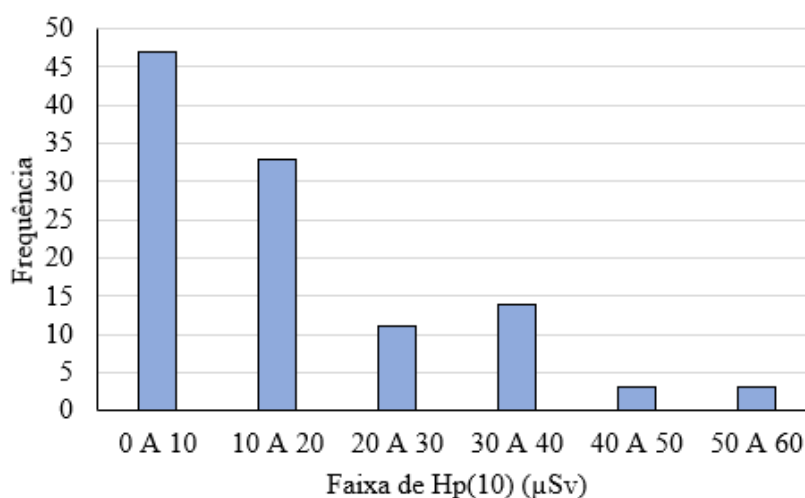
Tabela 14 – Valores do equivalente de dose registrados no tórax pelos dosímetros de tempo real I2

	Médico operador (MO) Hp (10) (μSv)	Técnico de radiologia (T) Hp (10) (μSv)	Tempo (minuto)
Média por Exame	15,9	4,8	6,6
Desvio Padrão	13,2	3,7	4,6
Mediana	12,5	3,8	5,4
3° Quartil	23,4	5,9	8,0
Valor Máximo	55,6	18,8	22,9
Valor Mínimo	0,8	0,6	1,1
Número de Exames	111	111	111

as posições foram classificadas com base em suas funções e não medidas diretamente neste estudo, a comparação apresenta limitações.

A Figura 33 apresenta uma distribuição das doses recebidas no tórax pelo médico operador (MO) durante todo o estudo.

Figura 33 – Distribuição de dose do médico operador (MO). N = 111.

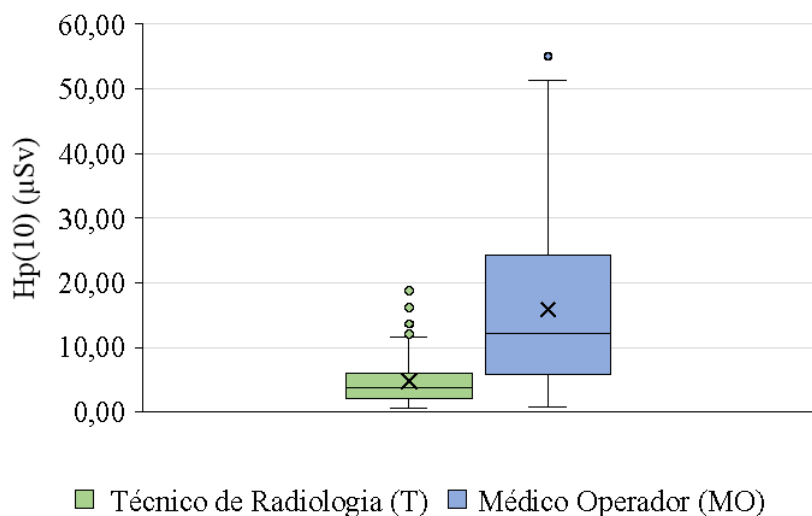


Com os valores obtidos pela Figura 33 foi possível concluir que, para exames de arteriografia, a faixa de dose em que os profissionais de radiologia intervencionista mais são expostos no tórax (por fora do avental) está na faixa de 0 até 20 μSv , representando aproximadamente 72% do total dos dados.

A Figura 34 apresenta um diagrama de caixa (*box plot*) que compara os valores de equivalente de dose medidos no tórax pelo médico operador (MO) e pelo técnico de radiologia (T).

De acordo com o diagrama de caixas, podemos concluir que o técnico de radiologia (T) está exposto a aproximadamente 60% menos radiação em comparação ao médico operador (MO). Essa diferença se deve, principalmente, à posição ocupada pelo técnico

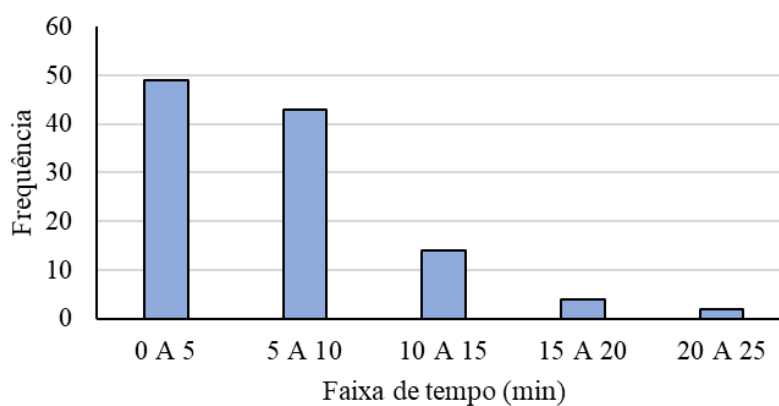
Figura 34 – *Box plot* comparando o equivalente de dose entre os profissionais.



durante os exames, apesar de ambos os profissionais estarem sempre presentes durante os procedimentos.

Na Figura 35 se observa a distribuição dos tempos de exposição para as 111 arteriografias acompanhadas.

Figura 35 – *Box plot* comparando o equivalente de dose entre os profissionais.



Aproximadamente 45% das arteriografias realizadas nos serviços têm uma duração de até 5 minutos e mais de 80% são realizadas em até 10 minutos.

4.2.1.3 Medições realizadas nas extremidades (OSLD2)

As Tabelas 15 apresenta um resumo dos valores medidos pelos dosímetros opticamente estimulados (OSLD2). Esses dosímetros foram utilizados exclusivamente pelo médico operador (MO) e pelo médico assistente (MA), sendo posicionados na altura do pulso esquerdo e do joelho esquerdo.

Tabela 15 – Valores medidos com os dosímetros OSLD2 em arteriografia.

	Médico operador (MO)		Médico Assistente (MA)	
	(μGy)		(μGy)	
	Pulso	Joelho	Pulso	Joelho
	Esquerdo	Esquerdo	Esquerdo	Esquerdo
Média	57,82	139,68	43,57	50,71
Desvio Padrão	18,63	70,92	11,78	13,66
Mediana	55,40	141,97	48,01	55,70
3° Quartil	66,25	188,13	50,90	59,04
Valor Máximo	112,19	304,71	65,56	76,05
Valor Mínimo	31,86	30,24	27,93	32,40
Número de Exames	52		14	

A Tabela 16 apresenta os valores de dose total e média após serem multiplicados pelo fator 1,16 Sv/mGy para estimar o equivalente de dose pessoal Hp(0,07) para as extremidades.

Tabela 16 – Valores de equivalente de dose calculados a partir das medições com os dosímetros OSLD2.

Profissional		Equivalente de dose Total Hp (0,07) [mSv]	Número de exames	Média por exame Hp (0,07) (mSv)
Médico Operador (MO)	Pulso	3,06 ± 0,61	52	0,05 ± 0,01
	Esquerdo			
	Joelho	7,40 ± 0,14		0,14 ± 0,02
Médico Assistente (MA)	Pulso	0,61 ± 0,12	14	0,043 ± 0,001
	Esquerdo			
	Joelho	0,71 ± 0,14		0,05 ± 0,01
	Esquerdo			

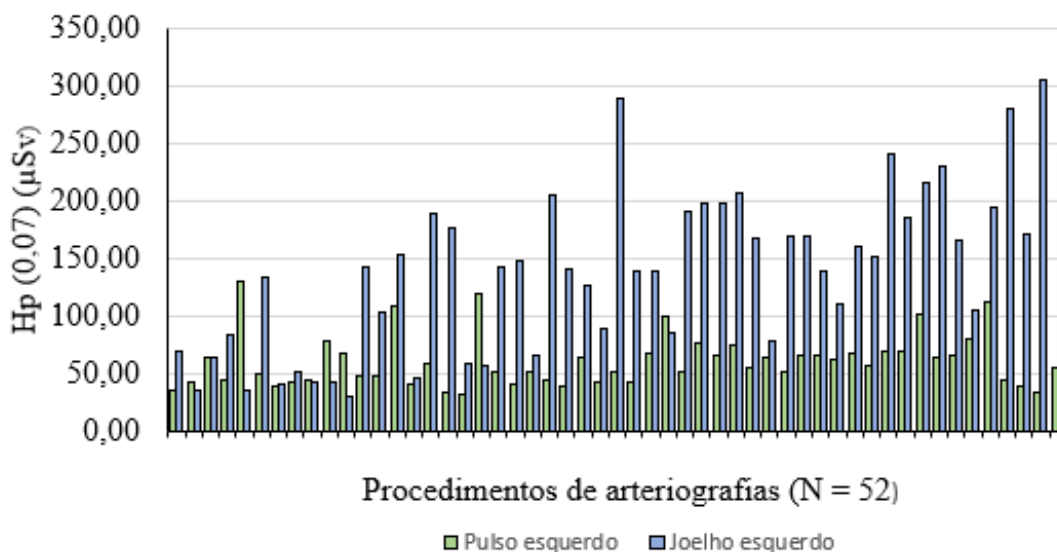
Com base na Tabela 16, é possível observar a diferença nas doses recebidas entre o médico operador e o médico assistente. Apesar de estarem posicionados a uma distância relativamente pequena, a dose recebida pelo médico assistente corresponde a aproximadamente 80% para o pulso esquerdo e 90% para o joelho esquerdo, em relação às doses do operador. Essa redução significativa ocorre com apenas alguns metros de afastamento, evidenciando o impacto da distância no nível de exposição.

Ao comparar os valores encontrados para o pulso e o joelho esquerdo com os resultados do estudo de (EFSTATHOPOULOS et al., 2011), observa-se que as doses medidas neste trabalho foram menores que as relatadas por Efstathopoulos. Contudo, há uma diferença importante: enquanto no estudo de Efstathopoulos a exposição no joelho foi menor do que no pulso, neste trabalho ocorreu o inverso. Essa discrepância pode ser atribuída ao fato de que o equipamento utilizado por Efstathopoulos possuía uma blindagem adicional na

parte inferior da máquina, proporcionando maior proteção aos membros inferiores, recurso inexistente no equipamento utilizado neste estudo. Essa diferença reforça a relevância e a necessidade de implementar blindagens adicionais para garantir a proteção radiológica.

Na Figura 36 estão representadas as doses medidas no pulso e no joelho esquerdos do médico operador.

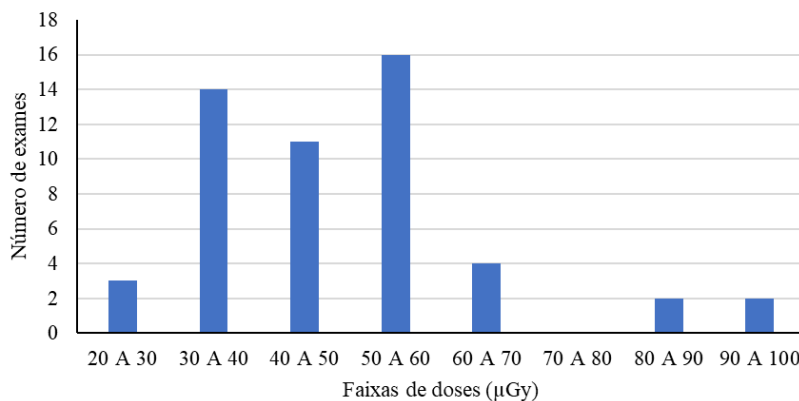
Figura 36 – Relação entre doses medidas no pulso e no joelho esquerdos do médico operador (MO).



Na Figura 36 fica evidente a necessidade de proteção dos membros inferiores do operador, visto que as doses recebidas são muito maiores que as do pulso. Também é evidente o efeito da blindagem que a mesa e o próprio paciente exercem sobre o MO.

A Figura 37 apresenta um histograma das doses recebidas pelo médico operador (MO) na altura do pulso.

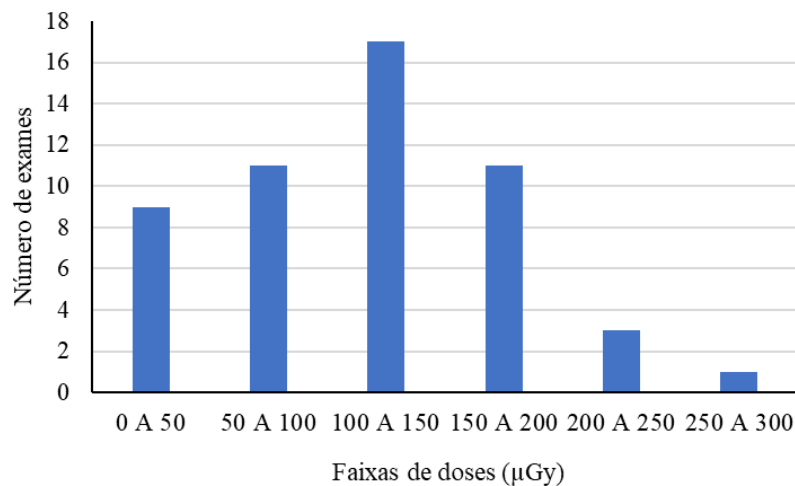
Figura 37 – Distribuição de doses medidas na altura do pulso do médico operador (MO).



Podemos perceber que a maior parte da radiação recebida pelo médico operador (MO), na altura do pulso, se encontra na faixa de 30 a 60 μGy, cerca de 79% dos valores

encontrados. A Figura 38 apresenta um histograma das doses recebidas pelo médico operador (MO) na altura do joelho.

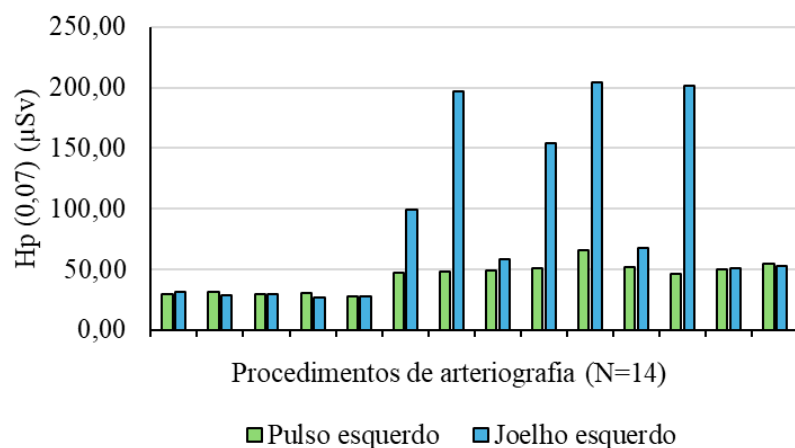
Figura 38 – Distribuição de doses medidas na altura do joelho do médico operador (MO).



Podemos perceber que a maior parte da radiação recebida pelo médico operador (MO), na altura do joelho, se encontra na faixa de 50 a 200 µGy, cerca de 75% dos valores encontrados.

A Figura 39 mostra as doses recebidas pelo médico assistente (MA) tanto na altura do pulso quanto na altura do joelho em 14 procedimentos de arteriografias.

Figura 39 – Distribuição de doses medidas na altura do pulso e do joelho do médico assistente (MA).



Na Figura 39 observamos que, na maioria dos casos, os valores de doses em pulso e joelho são da mesma ordem de grandeza. É possível explicar esta situação pelo fato de o médico assistente estar posicionado ao lado do operador, que atua de alguma forma como uma barreira natural da radiação espalhada proveniente do paciente. Situações em que a

dose no joelho do MA é muito mais elevada, representam momentos em que este assume o posto do MO.

4.2.2 Procedimentos de embolização

Os procedimentos de embolização são menos frequentes no serviço. Por este motivo, os profissionais só foram monitorados em 13 procedimentos durante a etapa de colheita de dados. Além disso, em algumas análises não foram possíveis aproveitar algumas informações. A seguir, são discutidos os dados disponíveis.

4.2.2.1 Medições realizadas para estimativa da exposição do cristalino

A Tabela 17 apresenta um resumo dos valores obtidos pelos dosímetros opticamente estimulados OSLD1. Esses dosímetros foram utilizados por toda a equipe médica, posicionados na haste dos óculos plumbíferos ou à altura da têmpora.

Tabela 17 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD1 durante embolizações.

Profissional	Equivalente de dose Total Hp (10) [mSv]	Número de exames	Média por exame Hp (10) (mSv)
Médico Operador (MO)	$0,70 \pm 0,14$	7	$0,10 \pm 0,02$
Médico Assistente (MA)	$0,09 \pm 0,02$	2	$0,045 \pm 0,009$
Técnico de Radiologia (T)	$0,06 \pm 0,01$	7	$0,009 \pm 0,001$
Enfermeiro Circulante (E)	$0,15 \pm 0,03$	6	$0,021 \pm 0,004$
Anestesista (A)	$0,39 \pm 0,08$	6	$0,065 \pm 0,013$

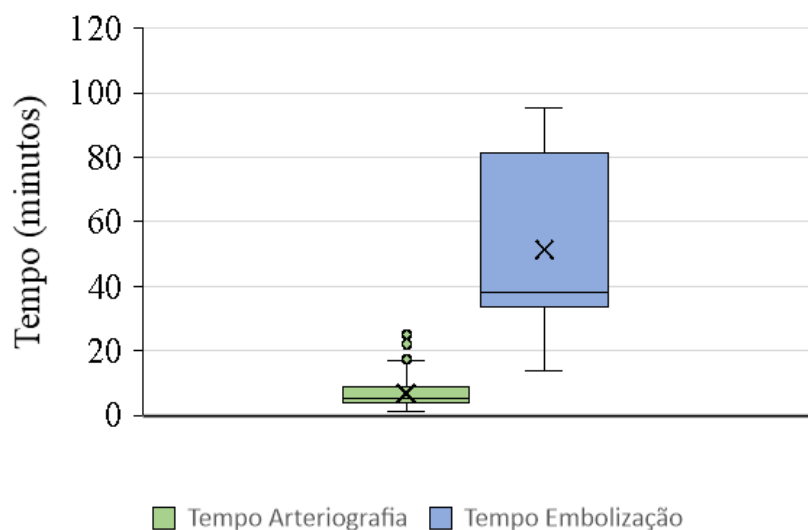
Conforme apresentado na Tabela 17, as maiores doses por procedimento na região do cristalino foram registradas no médico operador, devido à sua proximidade e maior tempo de permanência junto ao paciente durante os procedimentos. No caso do anestesista, o cenário se altera: como essa categoria de profissional está envolvida em um número maior de procedimentos, especialmente em embolizações que requerem sedação, sua exposição é a segunda maior na sala, superando a do médico assistente.

O técnico de radiologia e o enfermeiro circulante continuam sendo os profissionais menos expostos à radiação, devido à maior distância que mantêm em relação à fonte de radiação e ao paciente.

Comparando os resultados com os apresentados na Tabela 12, observa-se que as doses registradas nos procedimentos de embolização são consistentemente maiores do que nas arteriografias, principalmente em função da maior duração desses procedimentos.

Na figura 40 é apresentada uma comparação entre os tempos dos dois tipos de procedimentos.

Figura 40 – *Box plot* comparando os tempos de embolização e arteriografia.



4.2.2.2 Medições realizadas na altura do tórax

A Tabela 18 e 19 apresentam um resumo dos valores registrados pelos dosímetros de tempo real I2, dosímetros estes que foram utilizados apenas pelo médico operador (MO) e técnico de radiologia (T).

Tabela 18 – Valores de dose obtidos com os dosímetros RaySafe I2 em embolização.

Profissional	Equivalente de dose Total Hp (10) [mSv]	Número de exames	Média por exame Hp (10) (mSv)
Médico Operador (MO)	$0,40 \pm 0,08$	7	$0,05 \pm 0,01$
Técnico de Radiologia (T)	$0,043 \pm 0,008$	7	$0,005 \pm 0,001$

Tabela 19 – Valores do equivalente de dose registrados no tórax pelos dosímetros de tempo real I2 em embolização.

	Médico operador (MO) Hp (10) (μ Sv)	Técnico de radiologia (T) Hp (10) (μ Sv)	Tempo (minuto)
Média por Exame	50,4	4,8	51,5
Desvio Padrão	70,0	5,1	27,9
Mediana	16,0	2,4	37,4
3° Quartil	50,4	4,7	78,6
Valor Máximo	181,0	16,3	95,5
Valor Mínimo	7,0	1,2	13,7
Número de Exames	7	7	7

Comparando os valores apresentados na Tabela 19 com os da Tabela 14, que correspondem às doses recebidas pelo médico operador (MO) durante arteriografias, observa-se que a exposição do operador é significativamente maior nos procedimentos de embolização,

principalmente devido ao maior tempo de duração desses procedimentos. Por outro lado, para o técnico de radiologia, não foi identificada uma diferença relevante, com a dose média por exame permanecendo constante. Esse resultado pode ser atribuído à maior distância mantida pelo técnico em relação à fonte de radiação.

4.2.2.3 Medições realizadas nas extremidades (OSLD2)

Somente foi possível monitorar as mãos e joelhos do MO e do MA em 4 embolizações. Por este motivo, não foi realizado um estudo aprofundado destes valores. A Tabela 20 apresenta os valores medidos pelos OSLD2 em embolização.

Tabela 20 – Valores de dose obtidos com os dosímetros OSLD2 em embolização.

Embolizações	Médico operador (MO)		Médico assistente (MA)	
	kerma no ar (μGy)		kerma no ar (μGy)	
	Pulso Esquerdo	Joelho Esquerdo	Pulso Esquerdo	Joelho Esquerdo
1	51	43	45	116
2	102	322	48	74
3	38	75	59	94
4	54	50	-	-

Embora a amostra seja pequena, a comparação com os dados apresentados na Tabela 16 indica que as diferenças observadas não são significativamente expressivas. Ainda assim, é necessário continuar a coleta de dados dosimétricos em procedimentos de embolização para obter uma compreensão mais completa sobre a exposição das extremidades.

4.3 ESTIMATIVAS DE DOSE ANUAL PARA ARTERIOGRAFIA

Os resultados apresentados nesta seção têm caráter ilustrativo, com o objetivo de conscientizar os profissionais sobre a importância da radioproteção em um cenário hipotético.

4.3.1 Dose na altura do cristalino

É importante destacar que as doses foram medidas na região das têmporas, além de os dosímetros estarem calibrados em Hp(10), que não é a grandeza adequada para este tipo de medição. Por esse motivo, os resultados obtidos nesta seção são meramente ilustrativos.

A Tabela 21 mostra todos os valores obtidos em arteriografia para os dosímetros OSLD1 colocados na têmpora, o número de exame que cada profissional fez, a dose média por exame e a dose estimada no ano.

O limite de dose para o cristalino estabelecido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e pela ANVISA, conforme a Norma NE 3.01 e a RDC 611, é de 20 mSv/ano. Com base nos dados apresentados na Tabela 21, observa-se que, considerando a frequência

Tabela 21 – Valores de dose no ano, na altura do cristalino, com os dosímetros OSLD1.

Profissional	Número total de exames	Média por exame (mSv)	Dose estimada no ano Hp (10) [mSv]
Médico Operador (MO)	86	$0,038 \pm 0,007$	47 ± 9
Médico Assistente (MA)	45	$0,029 \pm 0,005$	37 ± 7
Técnico de Radiologia (T)	93	$0,005 \pm 0,001$	6 ± 1
Enfermeiro Circulante (E)	65	$0,010 \pm 0,002$	12 ± 2
Anestesista (A)	3	$0,078 \pm 0,015$	97 ± 19

de procedimentos simulados neste estudo, o médico operador (MO), o médico assistente (MA) e o anestesista ultrapassariam o limite anual de exposição. Em contrapartida, o técnico de radiologia e o enfermeiro permaneceriam dentro dos limites regulamentares.

Cabe destacar novamente que todos os valores aqui relatados se referem a uma exposição dos dosímetros sem nenhum tipo de blindagem adicional.

Neste trabalho foi realizada uma estimativa do número de procedimentos que os profissionais poderiam realizar anualmente, sem ultrapassar os limites estabelecidos. Para o caso do cristalino, foi elaborada a tabela 22.

Tabela 22 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para cristalino.

Profissional	N° de procedimentos por semana	N° de procedimentos por mês	N° de procedimentos por ano
Médico Operador (MO)	11	45	526
Médico Assistente (MA)	14	59	689
Técnico de Radiologia (T)	86	347	3.999
Enfermeiro Circulante (E)	43	173	1.999
Anestesista (A)	5	22	259

As diferenças significativas entre os níveis de exposição dos profissionais são atribuídas, principalmente, às distintas funções desempenhadas, à distância mantida em relação à fonte de raios X e ao paciente, bem como ao tempo de permanência na sala durante os procedimentos. O anestesista é o profissional com a menor possibilidade de realizar exames ao longo de um ano sem exceder o limite de 20 mSv/ano, enquanto o técnico de radiologia apresenta a maior margem, devido à menor exposição acumulada.

4.3.2 Dose na altura do tórax

A Tabela 23 mostra todos os valores obtidos em arteriografia para medições no tórax com os dosímetros de tempo real I2, o número de exames realizados pelo MO e pelo técnico, a dose média por exame e a dose estimada no ano para o médico operador (MO) e para o técnico de radiologia (T).

Tabela 23 – Valores de dose no ano, na altura do tórax, com os dosímetros I2.

Profissional	Número total de exames	Média por exame (mSv)	Dose estimada no ano Hp (10) [mSv]
Médico Operador (MO)	112	$0,015 \pm 0,003$	18 ± 3
Técnico de Radiologia (T)	114	$0,006 \pm 0,001$	7 ± 1

A dose anual estimada do médico operador (MO) está no limite do aceitável. No entanto, é importante destacar que as doses foram medidas fora do avental plumbífero, o que não reflete diretamente a dose efetiva. Dado o valor obtido, ressalta-se a importância do uso adequado do protetor de tireoide, um equipamento de proteção individual (EPI) essencial, frequentemente negligenciado devido a questões de conforto ou indisponibilidade.

A Tabela 24 mostra a quantidade de exames que os profissionais poderiam realizar ao longo do ano para não ultrapassar o limite de dose anual estabelecido.

Tabela 24 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para tórax.

Profissional	Nº de procedimentos por semana	Nº de procedimentos por mês	Nº de procedimentos por ano
Médico Operador (MO)	28	115	1.333
Técnico de Radiologia (T)	84	338	4.222

Os valores apresentados na Tabela 24, quando comparados aos dados do estudo de (MASCHIO et al., 2024), mostram similaridade em relação à quantidade de procedimentos que o médico operador poderia realizar ao longo do ano sem exceder os limites estabelecidos. Essa comparação também evidencia que as médias de dose obtidas nos dois estudos não apresentam diferenças significativas

4.3.3 Dose nas extremidades

A Tabela 25 mostra os valores de Hp(0,07) estimados no pulso e no joelho esquerdos para o médico operador (MO) e para o médico assistente (MA) mediante a multiplicação pelo fator 1,16 Sv/Gy, o número de exame que cada profissional fez, a dose total e a dose estimada no ano.

Os valores encontrados para a dose nas extremidades no cenário simulado realização de procedimentos de arteriografia estão dentro do limite anual estabelecido, de 500 mSv. No entanto, essas doses são consideravelmente altas em comparação com as doses medidas na altura do tórax, que é a dose que a legislação determina que deve ser medida e registrada. Torna-se relevante em radiologia intervencionista, a necessidade de também monitorar e registrar as doses das extremidades.

Tabela 25 – Valores de dose no ano, na altura do pulso e joelho, com os dosímetros I2.

Profissional		Número de exames	Média por exame Hp (0,07) (mSv)	Dose estimada no ano (mSv)
Médico Operador (MO)	Pulso	52	0,05 ± 0,01	62 ± 12
	Esquerdo			
	Joelho			
Médico Assistente (MA)	Esquerdo	14	0,14 ± 0,02	175 ± 35
	Pulso			
	Esquerdo			
	Pulso	14	0,043 ± 0,001	53 ± 10
	Esquerdo			
	Joelho			
	Joelho		0,050 ± 0,001	62 ± 12
	Esquerdo			

Tabela 26 – Cálculo do número de procedimentos que poderiam ser realizados por ano sem ultrapassar o limite para extremidades.

Profissional		Número de procedimentos por semana	Número de procedimentos por mês	Número de procedimentos por ano
Médico Operador (MO)	Pulso	217	869	10.000
	Esquerdo			
	Joelho			
	Esquerdo	77	310	3.571
	Pulso			
	Esquerdo			
Médico Assistente (MA)	Pulso	252	1.011	11.627
	Esquerdo			
	Joelho			
	Joelho	217	869	10.000
	Esquerdo			

A Tabela 26 mostra o número de exames que os profissionais poderiam realizar ao longo do ano para não ultrapassar o limite de dose anual estabelecido para as extremidades. Cabe ressaltar que as medições foram realizadas com dosímetros sem blindagem adicional.

O número de procedimentos apresentados na Tabela 26 é consideravelmente alto, mas isso se deve ao fato de o limite anual de exposição também ser elevado.

Tendo em vista os cálculos realizados para estimar a quantidade de procedimentos que os profissionais poderiam realizar ao longo de um ano para não ultrapassar os limites de dose, verificamos que o número de procedimentos calculados para o cristalino deveria ser a referência para limitação pois são a parte do corpo para a que se obteve o menor número de procedimentos.

Desta forma, deveria existir um programa de proteção radiológica que englobe um programa de monitoração das extremidades de uma forma mais efetiva. sabemos que cristalino é o tecido para o qual há comprovação da maior probabilidade de induzir catarata nos profissionais de radiologia intervencionista. Recomenda-se o uso permanente de monitores de dose na região dos olhos, como já acontece em outros países. O uso de óculos plumbíferos é fortemente recomendado por parte dos profissionais posicionados mais próximos do tubo de raios X (MO, MA e A). Adicionalmente para maior proteção

do cristalino e das extremidades superiores, o escudo plumbífero suspenso do teto é uma ferramenta altamente eficiente para a proteção destas partes do corpo. Na proteção das extremidades inferiores, sugere-se utilizar sempre aventais plumbíferos de comprimento suficiente para cobrir a região do joelho como também o saiote plumbífero que deve ser adicionado à mesa de exames.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo avaliar os níveis de exposição aos quais os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) são submetidos em um setor de hemodinâmica de um hospital especializado em neurocirurgia de alta complexidade.

A partir dos dados obtidos, foi possível observar que os valores de dose no cristalino são os mais elevados de todo o estudo, especialmente para o médico operador, médico assistente e anestesista. Em seguida, verificou-se que a dose no tórax do médico operador por fora do avental poderia exceder o limite de dose anual estabelecido, caso se realizem o número de procedimentos idealizados na simulação proposta no trabalho. Embora as doses encontradas no pulso e nos joelhos tenham sido elevadas, elas se mantiveram abaixo dos limites estabelecidos dentro do cenário hipotético definido.

Ficou evidente que a monitoração exclusiva do tórax dos profissionais, em particular a do médico operador, não reflete a exposição do corpo inteiro, sendo esta exposição muito heterogênea, como demonstram os valores de doses obtidos neste trabalho para a região do cristalino e das extremidades.

Dessa forma, torna-se essencial a implementação de um programa de proteção radiológica eficaz que inclua especialmente o cristalino e as extremidades. Sabe-se que o cristalino é o tecido com maior probabilidade de induzir catarata em profissionais de radiologia intervencionista. Contudo, atualmente, não existe a monitoração sistemática do cristalino, sendo exigida legalmente apenas para o tórax.

O uso de equipamentos de proteção individual (EPIs) é obrigatório, porém nem sempre é cumprido por todos os profissionais presentes na sala durante todo o procedimento. Isso inclui o uso de óculos plumbíferos, protetores de tireoide, aventais plumbíferos e escudos plumbíferos, com o objetivo de minimizar a exposição à radiação e garantir a segurança ocupacional. Tendo em vista que este estudo evidenciou valores de doses que podemos considerar elevados, deveria ser implementado um treinamento em proteção radiológica, de modo a cumprir com a regulamentação vigente no Brasil.

Para finalizar, destacamos que a presença do físico médico em serviços de radiodiagnóstico é fundamental. Esse profissional desempenha um papel crucial na análise dos dados dosimétricos, na implementação de medidas para otimizar a proteção radiológica e na garantia de que as normas de segurança sejam rigorosamente seguidas.

Sugere-se que, em futuros trabalhos, seja realizada a medição de um número maior de procedimentos de embolização considerando que nessas intervenções o staff recebe doses mais elevadas e com o objetivo de contar com valores mais realísticos das doses recebidas. Além disso, é relevante o uso de dosímetros calibrados especificamente para o cristalino em Hp (3), uma vez que os dados obtidos neste estudo foram em Hp(10).

REFERÊNCIAS

- (ABNT), A. B. de N. T. **NBR ISO 4037-3: Proteção radiológica — radiação X e gama de referência para calibração de dosímetros e medidores de dose e de taxa de dose, e para determinação de suas respostas em função da energia dos fótons — Parte 3: Calibração de dosímetros de área e individuais e a medição de suas respostas em função da energia e do ângulo de incidência.** 2020.
- ALVES, R. F. N. C. **Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiográficos de Neurorradiologia.** 2012. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Radiologia), Escola Superior de Saúde Atlântica, Universidade Atlântica, Pará.
- (ANVISA), A. N. de V. S. **Resolução da Diretoria Colegiada RDC 611/2021 e Instruções Normativas associadas.** Brasil: [s.n.], 2021.
- ASNR. **O que é neurorradiologia.** 2022. Accessed: 2022-10-12. Disponível em: <https://www.asnr.org/patientinfo/whatisnr.shtml>.
- ASSIMOS, R. N. **Doses de radiação associadas a pacientes em radiologia intervencionista: uma análise retrospectiva em angiografia cerebral.** Dissertação (Trabalho de Conclusão de Curso) — Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2023.
- ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** New York: John Wiley & Sons, 1986. ISBN 978-0471011460.
- BALTER, S. Fluoroscopic technology from 1895 to 2019 drivers: Physics and physiology. **Medical Physics International Journal, Special Issue**, v. 2, 2019.
- BONTRAGER, K.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada.** 5^a. ed. Rio de Janeiro: Mosby Elsevier Editora, 2005.
- BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging.** 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011. ISBN 978-0781780575.
- BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção.** 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. ISBN 9788535236353.
- CANCELA, D. G. **O Acidente Vascular Cerebral - Classificação, Principais Consequências e Reabilitação.** [S.l.]: s.n., 2008. <https://www.psicologia.pt/artigos/textos/TL0095.pdf>. Trabalho realizado no Estágio de Complemento ao Diploma de Licenciatura em Psicologia pela Universidade Lusíada do Porto.
- CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101–115, 2009.
- (CNEN), C. N. de E. N. **Norma NN 3.01.** Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2024. Norma Técnica. Disponível em: <https://www.cnen.gov.br/>.
- CYGLER, J. E.; YUKIHARA, E. G. Optically stimulated luminescence (osl) dosimetry in radiotherapy. In: **Clinical Dosimetry in Radiotherapy.** [S.l.]: CRC Press, 2007. cap. 25.

EFSTATHOPOULOS, E. P. Occupational eye lens dose in interventional radiology and cardiology: new insights. **Journal of Imaging and Interventional Radiology**, v. 8, n. 1, 2016.

EFSTATHOPOULOS, E. P. et al. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. **British Journal of Radiology**, v. 84, n. 997, p. 70–77, jan. 2011.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica**. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora LTC, 2013. ISBN 978-85-216-4635-1.

GARZON, W. J. et al. Estimating brain radiation dose to the main operator in interventional radiology. **Journal of Radiological Protection**, v. 40, p. 1170–1177, 2020.

IAEA. **Use of External Dosimeters for Workers Exposed to Ionizing Radiation**. [S.l.], 2021. Accessed: 2024-11-15. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TE-1958web.pdf>.

(IAEA), I. A. E. A. **IAEA TECDOC 1958: Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe**. Vienna, 2021.

(ICRP), I. C. on R. P. **ICRP Publication 74: Radiation Protection in Medical Imaging and Radiotherapy**. [S.l.]: Pergamon Press, 1996. (ICRP Publication 74).

(ICRP), I. C. on R. P. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. **Annals of the ICRP**, ICRP, Vienna, v. 30, n. 2, 2000. ICRP Publication 85.

(ICRP), I. C. on R. P. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Oxford: Elsevier, 2007. v. 37. (ICRP Publication 103, 2-4). ISSN 0146-6453.

(ICRP), I. C. on R. P. Icrp publication 105: Radiation protection in medicine. **Annals of the ICRP**, 2007.

IMAGEM, C. B. de Radiologia e Diagnóstico por. **Bases Físicas e Tecnológicas em Diagnóstico por Imagem: Física Médica para Residentes**. [S.l.]: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2022. E-book.

LANDAUER, S. **Sapra Landauer - Dosimetria e Radioproteção**. 2024. Accessed: 2024-11-15. Disponível em: <https://www.sapralandauer.com.br>.

LEYTON, F. et al. Riscos da radiação x e a importância da proteção radiológica na cardiologia intervencionista: Uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, v. 22, n. 1, p. 87–98, jan 2014.

LUNELLI, N. A. **Avaliação da Dose Ocupacional e de Pacientes Adultos no Procedimento de Angiografia Cerebral**. Dissertação (Mestrado) — São Paulo, 2013.

LUNELLI, N. A. et al. Avaliação da dose ocupacional e de pacientes adultos em procedimentos de angiografia cerebral. **Radiol Bras**, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, v. 46, n. 6, p. 351–357, Nov/Dez 2013. ISSN 0100-3984.

LUZ, E. d. S. et al. A importância do controle de qualidade em serviços de hemodinâmica e cardiologia intervencionista. **Radiologia Brasileira**, v. 40, n. 1, p. 27–31, jan 2007.

MARDEGAN, F. **Interpretação quantitativa dos fatores associados à exposição ocupacional e de pacientes em neurorradiologia intervencionista**. 2020. TCC (Graduação) - Curso de Física Médica, Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Accessed: 2020-01-01.

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

MASCHIO, A. et al. Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido. **Revista Brasileira de Física Médica**, Associação Brasileira de Física Médica, v. 18, p. 782, 2024.

MEDICALEXPO. **Medicalexpo - Produtos e equipamentos médicos**. 2024. <https://www.medicalexpo.com>. Acesso em: 15 nov. 2024.

MORSCH, T. **Neurorradiologia**. 2024. <https://telemedicinamorsch.com.br/blog/neurorradiologia>. Acesso em: 15 nov. 2024.

OKUNO, E. S.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2007. ISBN 978-85-283-0434-2.

PAULO, S. C. S. Pacs: Sistemas de arquivamento e distribuição de imagens. **v. 3, n. 1**, p. 131–139, jan. 2009.

PEKKARINEN, A. et al. Staff eye lens dose in interventional radiology and cardiology in finland. **Physica Medica**, v. 98, p. 1–7, Jun 2022. Epub 2022 Apr 18. PMID: 35447576.

RAYSAFE. **RaySafe i2 Real-time Radiation Dosimeter**. 2024. Accessed: 2024-11-15. Disponível em: <https://www.raysafe.com/products/real-time-staff-dosimetry/raysafe-i2-real-time-radiation-dosimeter>.

STEELE, J. R.; JONES, A. K.; NINAN, E. P. Establishing an interventional radiology patient radiation safety program. **RadioGraphics**, v. 32, n. 1, p. 277–287, 2012.

SYSTEM, I. N. I. **Capítulo 5 – Grandezas radiológicas e unidades**. 2023. https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073470.pdf. Acesso em: 28 ago. 2023.

UNION, E. Directiva 2013/59/euratom del consejo de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, y se derogan las directivas 89/618/euratom, 90/641/euratom, 96/29/euratom, 97/43/euratom y 2003/122/euratom. **Official Journal of the European Communities**, L 13, p. 1–73, jan 2014.

UNITS, I. C. on R.; (ICRU), M. **Prescribing, Recording, and Reporting of Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy**. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 2004.

ZHANG, J.; CLATERBUCK, R. E. Molecular genetics of human intracranial aneurysms. **International Journal of Stroke**, v. 3, n. 4, p. 272–287, Nov 2008.

ANEXOS

ANEXO A – FORMULÁRIO UTILIZADO

Formulário para Dosimetria em Pacientes e Profissionais em Radiologia Intervencionista (Canevaro et al.)

Instituição: IEC		Sala: ÚNICA		Data:		Procedimento		Nº Registro		Dosímetros i2 (Tórax): Roxo- [µSv] : _____ Azul- [µSv] : _____ Verde- [µSv] : _____ Branco- [µSv] : _____			
Médico 1 Dr.		Médico 2 Dr.						Acesso					
Paciente		Idade	Sexo	Peso	Altura	Início: _____ Fim: _____		Fator de Correção:		Dosímetros SAPRA (Tórax): () Médico 1: _____ () Médico 2: _____ () Tec. Enf: _____ () Tec. Rad: _____ () Anestesista: _____			
Profissional monitorado em extremidades OSL (INCa)													
() Médico 1: _____		Mão E () _____		Joelho E () _____									
() Médico 2: _____		Mão E () _____		Joelho E () _____									
$P_{K,A}$ FLUORO [µGy.m²]		$P_{K,A}$ CINE [µGy.m²]		$P_{K,A}$ TOTAL [µGy.m²]		$P_{K,A}$ /imagem [µGy.m²/img]				Dosímetros SAPRA (Cristalino): () Médico 1: _____ () Médico 2: _____ () Tec. Enf: _____ () Tec. Rad: _____ () Anestesista: _____			
KERMA FLUORO [mGy]		KERMA CINE [mGy]		KERMA TOTAL [mGy]		Magnificação + usada							
KVp (fluoro)	mA (fluoro)	TEMPO de irradiação [min]		Nº de séries		Nº de imagens				Paciente monitorado SAPRA OSL:			
KVp (cine/DSA)	mA (cine/DSA)	Fps para fluoro: Fps para cine:		Protocolo Fluoro:		Protocolo cine/DSA				Filtrac. Fluoro: Filtrac. Cine/DSA:			
Uso de escudo: Observações:													

Seq.	Nº imagens	Tempo h:min	Rotação OAE/OAD	Angulação Cran/Caud	kVp	mA	ms	PK, A série
1	:							
2	:							
3	:							
4	:							

ANEXO B – OFÍCIO CASEC SAPRA LANDAUER



Serviço Público Federal - Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações
Comissão Nacional de Energia Nuclear - Diretoria de Pesquisa e Desenvolvimento
Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Avenida Salvador Allende, 3773 - Barra da Tijuca, RJ, Brasil - CEP 22783-127
Tel/Fax: (5521) 2442-8338 - www.ird.gov.br - casec@ird.gov.br

Ofício nº 08/2023/CASEC/IRD/DPD/CNEN/MCTI

Rio de Janeiro, 19 de dezembro de 2023.

A

SAPRA LANDAUER - Serviços de Assessoria e Proteção Radiológica Ltda.

Rua Cid Silva César, 600 – Santa Felícia
13562-900 - São Carlos - SP
Tel.: (16) 3372-2700

A/C.: Dra. Yvone Maria Mascarenhas, Diretora e Responsável Técnico; Dra. Maria de Fátima de Andrade Magon, Responsável Técnico Substituto e Gerente da Qualidade do SMIE SAPRA LANDAUER–OSLD

E-mail: yvone@sapra.com.br; magon@sapra.com.br

Assunto: Validade da Certificação do Sistema de Dosimetria Luminescente Opticamente Estimulada (OSLD) do Serviço de Monitoração Individual Externa SAPRA LANDAUER–OSLD.

Prezadas Senhoras,

1. Comunico que a **validade da Certificação do Sistema de Dosimetria Luminescente Opticamente Estimulada (OSLD)** do Serviço de Monitoração Individual Externa SAPRA LANDAUER - OSLD Serviços de Assessoria e Proteção Radiológica Ltda está **prorrogada** para o período de **01 de janeiro a 31 de dezembro de 2024**.

2. O SMIE SAPRA LANDAUER – OSLD deve observar os seguintes aspectos:
- 2.1. Os Relatórios de Dose devem ser expressos na grandeza dosimétrica Equivalente de Dose Individual $H_p(10)$.
 - 2.2. O nível de registro para monitoração individual mensal de IOE é de 0,10 mSv para dose efetiva.

Atenciosamente,

Documento assinado digitalmente
 FRANCISCO CESAR AUGUSTO DA SILVA
Data: 19/12/2023 10:59:46-0300
Verifique em <https://validar.irs.gov.br>

Dr. FRANCISCO CESAR AUGUSTO DA SILVA
Coordenador
Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração
CASEC/IRD/CNEN