

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA
GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

INGRID CRISTINA DOS SANTOS SILVA

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS
INTERVENCIONISTAS UTILIZANDO DETECTOR DE ESTADO SÓLIDO**

Uberlândia
2024

INGRID CRISTINA DOS SANTOS SILVA

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS
INTERVENCIONISTAS UTILIZANDO DETECTOR DE ESTADO SÓLIDO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Uberlândia

2024

INGRID CRISTINA DOS SANTOS SILVA

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EM PROCEDIMENTOS
INTERVENCIONISTAS UTILIZANDO DETECTOR DE ESTADO SÓLIDO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Ana Paula Perini – UFU
Orientadora

Me. e Especialista Paula Duarte Correia - Complexo de Saúde Uberlândia Medical Center –
UMC e PPGEB-UFU

Me. e Especialista Samara Pavan Souza – HC-UFG/EBSERH e PPGEB-UFU

Uberlândia

2024

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, em primeiro lugar, por ter me sustentado, fortalecido e por não ter deixado a minha fé fraquejar perante as dificuldades vividas em todos esses anos. Afirmo com total certeza que eu não chegaria até o fim dessa jornada se não fosse pelo seu cuidado, pelo alívio em meio às aflições, pelas inúmeras orações atendidas e pelas oportunidades oferecidas.

Aos meus pais, Franciyelle e Jean, por priorizarem a minha educação, terem sempre me apoiado, incentivado e por trabalharem muito para me dar o melhor. À minha avó, Elizabeth, por todas as orações, por nunca ter medido esforços em me ajudar e por ter sido colo em momentos de medo e tristeza. Aos meus familiares por torcerem por mim e pelo suporte nesse processo, em especial Márcia, Aroldo e Ludimilla. Obrigada por todos vocês terem sonhado esse sonho comigo, vocês são a minha base e referência!

Ao meu namorado, Matheus Lelis, que foi o meu equilíbrio e minha lucidez em todos os momentos de desespero, ansiedade e insegurança. Obrigada pelas palavras de ânimo e por sempre acreditar em mim. Me faltam palavras para agradecer tudo que sempre fez por mim desde que você chegou, eu te amo!

À minha orientadora, Profa. Dra. Ana Paula Perini, um ser humano sem igual e um exemplo muito além da pesquisa, mas uma referência para a vida. Obrigada pela oportunidade deste e de outros trabalhos, pela paciência, pelas conversas que me acalmaram e por me orientar. Agradeço também ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves pelas oportunidades e troca. Vocês são especiais!

Às minhas amigas, Alessa Maschio e Giovana Camargo, que foram respiro, leveza e força no dia a dia com todas as conversas, risadas, abraços e parceria. Às minhas amigas, Bárbara Melo e Camila Veiga, pelas inúmeras histórias que levarei para vida, além da presença e torcida mesmo à distância. À Eduarda Lima, minha amiga de longa data, por me animar em momentos difíceis, celebrar momentos felizes e me ouvir sempre que preciso. Vocês são um presente de Deus na minha caminhada!

À todos os colegas de graduação que, com suas trocas e interações, contribuíram para a minha experiência acadêmica.

À todos os professores da universidade que contribuíram significativamente para o meu crescimento profissional. À Universidade Federal de Uberlândia (UFU) por ter sido, muitas vezes, a minha segunda (ou primeira) casa. Sou imensamente feliz e grata por fazer parte desse lugar!

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e pelas agências de fomento:

- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG: APQ-04215-22; APQ-01254-23; APQ-04348-23.
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq): Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini); Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves); Programa MAI DAI 403556/2020-1, juntamente à M.R.A. - Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA; Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2;

Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq, 406303/2022-3.

A todos, muito obrigada. Eu consegui!

“Para que todos vejam, saibam, considerem, e juntamente entendam, que a mão do Senhor fez isso.”

Bíblia Sagrada, Isaías 41:20

RESUMO

A equipe médica está frequentemente exposta a doses altas em procedimentos intervencionistas, sendo a maior dose ocupacional de todos os serviços hospitalares que usam raios X. A distância pequena do profissional em relação ao paciente e ao tubo de raios X, o tempo de duração dos procedimentos, a espessura do paciente e os parâmetros utilizados são aspectos que impactam na exposição dos profissionais. Compreendendo os riscos aos profissionais, este trabalho teve como objetivo identificar as áreas de maior exposição em uma sala de radiologia intervencionista e estimar a dose efetiva recebida pela equipe durante os procedimentos. Com esse fim, foram simulados procedimentos intervencionistas de cabeça e abdome com fomas de PMMA, para representar o paciente e efetuadas as medições das taxas de kerma no ar por meio de um detector de estado sólido. O detector de estado sólido foi disposto nos locais onde a equipe médica poderia se encontrar durante os procedimentos intervencionistas, sendo eles: a 53 cm do paciente, correspondente à posição do médico principal (posição X); a 109 cm do paciente, representando a posição do médico auxiliar (posição Y); e a 50 cm em relação ao ponto X, onde se localiza o profissional operando o equipamento (posição Z). A posteriori, realizou-se a conversão das taxas de kerma no ar em dose efetiva, por meio dos coeficientes de conversão, obtidos na ICRP 74. Os resultados mostraram que a alteração do posicionamento de X para Y conseguiu reduzir a dose em até 82%. Ademais, quando se fez o uso da blindagem suspensa, considerando a posição Z, houve uma diminuição da dose em 99%. Em relação à dimensão do objeto simulador, os resultados indicaram claramente que o aumento do diâmetro do objeto simulador de 16 cm para 32 cm provocou um acréscimo de 26 vezes na dose recebida pelo médico principal na posição X.

Palavras-chave: radiologia intervencionista; detector de estado sólido; proteção radiológica; indivíduo ocupacionalmente exposto; dose efetiva; neurorradiologia.

ABSTRACT

The medical team is frequently exposed to high doses during interventional procedures, experiencing the highest occupational dose among all hospital services that use X-rays. The proximity of the professional to the patient and the X-ray tube, the duration of the procedures, patient thickness, and the parameters used are aspects that impact the professional's exposure. Understanding the risks to professionals, this study aimed to identify the areas of highest exposure in an interventional radiology room and estimate the effective dose received by the team during procedures. For this purpose, head and abdominal interventional procedures were simulated using PMMA phantoms to represent the patient, and measurements of air kerma rates were taken using a solid-state detector. The solid-state detector was positioned in locations where the medical staff might be during interventional procedures, specifically: 53 cm from the patient, corresponding to the main physician's position (position X); 109 cm from the patient, representing the assistant physician's position (position Y); and 50 cm from point X, where the professional operating the equipment is located (position Z). A posteriori, the conversion of air kerma rates into effective dose was performed using the conversion coefficients obtained from ICRP 74. The results showed that changing the position from X to Y reduced the dose by up to 82%. Furthermore, when suspended shielding was used at position Z, there was a 99% reduction in dose. Regarding the simulator object size, the results clearly showed that increasing the simulator object diameter from 16 cm to 32 cm resulted in a 26-fold increase in the dose received by the main physician at position X.

Keywords: interventional radiology; solid state detector; radiological protection; occupationally exposed individuals; effective dose; neuroradiology.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Representação do ambiente de estudo, mostrando: (a) tubo de raios X, (b) detector digital de tela plana – *flat panel* detector, (c) objeto simulador de PMMA, (d) detector de estado sólido, (e) blindagem suspensa e (f) tripé. **Fonte:** A autora (2024), utilizando o *software Blender*.....26
- Figura 2:** Vista superior do cenário dosimétrico com detalhamento da localização do detector de estado sólido. **Fonte:** A autora (2024).....27

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Parâmetros de estudo para cada objeto simulador. Fonte: A autora (2024)	26
Tabela 2: Taxa de kerma no ar aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça. Fonte: A autora (2024)	29
Tabela 3: Taxa de kerma no ar aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de abdome. Fonte: A autora (2024)	29
Tabela 4: Taxa de dose efetiva média aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça e abdome. Fonte: A autora (2024)	30
Tabela 5: Dose efetiva mensal nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça. Fonte: A autora (2024)	31
Tabela 6: Dose efetiva mensal nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de abdome. Fonte: A autora (2024)	31
Tabela 7: Dose efetiva por procedimento simulada para profissionais com e sem avental nas posições X, Y e Z da sala de RI para procedimentos de cabeça. Fonte: A autora (2024)	32
Tabela 8: Dose efetiva por procedimento simulada para profissionais com e sem avental nas posições X, Y e Z da sala de RI para procedimentos de abdome. Fonte: A autora (2024)	32
Tabela 9: Quantidade de procedimentos mensais e anuais permitidos conforme a normativa NN 3.01 da CNEN, simulando o profissional com avental em procedimentos de cabeça nas posições X, Y e Z da sala de RI. Fonte: A autora (2024)	34
Tabela 10: Quantidade de procedimentos mensais e anuais permitidos conforme a normativa NN 3.01 da CNEN, simulando o profissional com avental em procedimentos de abdome nas posições X, Y e Z da sala de RI. Fonte: A autora (2024)	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA – Tão baixo quanto razoavelmente exequível (*As Low As Reasonably Achievable*)

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BP – *Black* Piranha

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

DNA – Ácido desoxirribonucleico (*Deoxyribonucleic acid*)

DAP – Produto Dose-Área (*Dose Area Product*)

EPC – Equipamento de Proteção Coletiva

EPI – Equipamento de Proteção Individual

Gy – *Gray*

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency*)

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)

IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IQD – Inverso do Quadrado da Distância

NCRP – Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação dos Estados Unidos (*National Council on Radiation Protection and Measurements*)

PA – Pósterio-Anterior

PMMA – Polimetilmetacrilato

PKA – Produto Kerma-Área

RDC – Resolução da Diretoria Colegiada

RI – Radiologia Intervencionista

SI – Sistema Internacional

SIR – Sociedade de Radiologia Intervencionista

Sv – *Sievert*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. OBJETIVOS	14
2.1. Objetivo geral	14
2.2. Objetivos específicos	15
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
3.1. Fluoroscopia	15
3.2. Radiologia intervencionista	15
3.2.1. Neurroradiologia intervencionista	16
3.2.2. Cardiologia intervencionista	17
3.3. Interação da radiação com a matéria	17
3.3.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria	18
3.4. Efeitos biológicos da radiação	19
3.5. Proteção radiológica	20
3.5.1. Princípios básicos de proteção radiológica	21
3.5.2. Meios de proteção radiológica	21
3.5.3. Equipamentos de proteção individual e coletiva	22
3.6. Grandezas radiológicas	23
3.6.1. Dose absorvida	23
3.6.2. Dose equivalente	24
3.6.3. Dose efetiva	24
3.6.4. Kerma no ar	24
3.6.5. Produto kerma-área	25
4. MATERIAIS E MÉTODOS	25
4.1. Ambiente dosimétrico	25
4.2. Quantificação da dose efetiva para o IOE	27
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
6. CONCLUSÃO	35
REFERÊNCIAS	37

1. INTRODUÇÃO

Um setor interessante no radiodiagnóstico é a radiologia intervencionista (RI), que utiliza raios X para formar imagens em tempo real dos sistemas internos do corpo humano, as quais são usadas em intervenções guiadas por acesso percutâneo, a fim de indicar o local de tratamento da lesão (ICRP 85, 2000; Kim *et al.*, 2012). Procedimentos guiados por fluoroscopia são vantajosos devido a suas técnicas pouco invasivas e seguras, que viabilizam a execução de procedimentos complexos com pequenas incisões. Isso reduz a chance de infecções hospitalares e promove uma recuperação mais rápida do paciente (Canevaro, 2009).

Em consequência da proximidade dos profissionais à fonte radioativa e ao paciente, além da extensa duração dos procedimentos (Silva *et al.*, 2008; Bacchim Neto *et al.*, 2014), a equipe médica está constantemente exposta a doses de radiação muito maiores que profissionais de outros setores da radiologia (Häusler, Czarwinski e Brix, 2009). Essa situação é preocupante, pois o número de especialistas na área permanece estagnado, enquanto os procedimentos intervencionistas vêm crescendo rapidamente nos últimos anos (Vaño *et al.*, 1998). Como resultado disso, têm-se cargas de trabalho intensas e, por conseguinte, a superexposição dos profissionais (Vaño *et al.*, 1998).

A RI é utilizada em diversas áreas, como cardiologia, gastroenterologia, cirurgias vasculares, neurologia, entre outras (ICRP 85, 2000; Canevaro, 2009), sendo que muitas vezes, os profissionais podem não possuir treinamento em proteção radiológica (Silva *et al.*, 2008). Como muitos profissionais não estão adequadamente capacitados e, conseqüentemente, cientes dos riscos da exposição à radiação e da necessidade do uso de equipamentos de radioproteção, a exposição ocupacional pode aumentar significativamente (ICRP 85, 2000; Bacchim Neto *et al.*, 2014).

Em consequência da complexidade dos procedimentos e da necessidade de obtenção contínua de imagens, os profissionais dessa área podem ser expostos a elevadas doses de radiação ionizante. Essa exposição prolongada leva a uma maior chance de manifestações de reações teciduais e efeitos estocásticos (Dendy, 2008; Kato *et al.*, 2019; Sebastião, Flôr e Anderson, 2022). De acordo com Sebastião, Flôr e Anderson (2022), outro fator que aumenta esses riscos é a resistência dos profissionais em utilizar os equipamentos de proteção radiológica. A implementação dessas medidas é fundamental, pois a radiação espalhada pelo paciente representa a principal fonte de exposição para esses profissionais (Madder *et al.*, 2019; Zandoná, 2024).

A publicação 85 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica pontua que lesões foram observadas em profissionais que desempenham técnicas fluoroscópicas em razão do uso inadequado dos equipamentos de proteção (ICRP 85, 2000). Schultz (2016) também ressalta que profissionais intervencionistas podem apresentar até quatro vezes mais probabilidade de desenvolver opacidades no cristalino quando medidas de proteção não são utilizadas corretamente. Mesmo com essas informações, alguns estudos ainda indicam que condutas inadequadas pelos profissionais em relação a esses aparatos, bem como a falta de uso de óculos plumbíferos, são frequentes (Sebastião, Flôr e Anderson, 2022).

No Brasil, a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) n.º 611 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), define as condições essenciais para a organização e operação dos serviços de RI, visando assegurar a qualidade e segurança desses procedimentos. Ela exige a implementação de alguns programas, como o programa de garantia e qualidade, de educação permanente e de proteção radiológica, em todos os serviços que manuseiam radiação ionizante para fins intervencionistas (Brasil, 2022). Em síntese, é crucial fornecer instruções quanto ao uso apropriado dos equipamentos de proteção individuais e coletivos, pois isso garante a redução da exposição à radiação e, como consequência, a diminuição dos riscos aos trabalhadores (Batista *et al.*, 2019).

Visto que os profissionais em RI estão submetidos a riscos cotidianamente, há uma necessidade em averiguar quais pontos de uma sala de RI oferecem maiores valores de doses aos profissionais. Essa análise pode ser realizada por um mapeamento dos valores de dose devido à radiação espalhada na sala, com o auxílio de um detector de estado sólido, que possui energia de ionização menor que uma câmara de ionização a gás (Knoll, 2010).

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é investigar e compreender os valores de dose devido à radiação espalhada em uma sala de RI de um hospital de grande porte, recebidos pelos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), durante procedimentos intervencionistas de cabeça e abdome, por meio da utilização de objetos simuladores de PMMA e de um detector de estado sólido. Com isso, é possível identificar quais posições na sala são mais seguras para o profissional permanecer durante os procedimentos.

2.2. Objetivos específicos

- Buscar na literatura artigos e trabalhos científicos sobre RI e os efeitos da radiação espalhada, a fim de entender o objeto de estudo;
- Fazer as medições da radiação espalhada na sala de RI em um hospital público de grande porte usando objetos simuladores de PMMA e um detector de estado sólido;
- Analisar os resultados experimentais e, por meio de conversões numéricas, estabelecer as doses efetivas recebidas pelos profissionais;
- Avaliar as doses efetivas dos profissionais expostos durante os procedimentos intervencionistas;
- Comparar os resultados com os dados disponíveis na literatura, para concluir como a radiação espalhada afeta a dose efetiva e, por consequência, o posicionamento dos IOEs.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Fluoroscopia

A fluoroscopia é uma técnica amplamente utilizada em procedimentos médicos para visualizar regiões no interior do corpo em tempo real, por meio de imagens dinâmicas exibidas em um monitor, geradas por um feixe de raios X (Silva, 2011). Essa técnica opera em dois modos principais: contínuo e pulsado. No modo contínuo, o gerador mantém uma corrente constante durante todo o tempo em que a fluoroscopia está ativada. Já no modo pulsado, a radiação é emitida em pulsos curtos e intensos, permitindo um controle mais preciso sobre a amplitude, duração e frequência desses pulsos (Canevaro, 2009).

3.2. Radiologia intervencionista

A RI é uma área da radiologia que utiliza fluoroscopia e visa realizar procedimentos diagnósticos e terapêuticos com assistência de imagens por meio da radiação ionizante, como raios X (Luz *et al.*, 2007; Souza e Soares, 2008). As técnicas intervencionistas são minimamente invasivas por possibilitarem procedimentos menos agressivos ao paciente em comparação com a cirurgia convencional (Miller, 2008; Silva, 2011), diminuindo a demanda de salas cirúrgicas (ICRP 85, 2000), permitindo rápida recuperação e menor tempo

de hospitalização (Miller, 2008; Silva, 2011).

Os benefícios da RI motivam um crescimento acelerado no número de procedimentos executados. À vista disso, vem sendo empregada em diversas áreas com especialidades de não-radiologistas, como ortopedia, urologia, gastroenterologia, entre outras, onde a maioria não possui treinamento em proteção radiológica (ICRP 85, 2000; Canevaro, 2009).

Durante o procedimento de RI, o paciente é exposto à dose de radiação do feixe primário, enquanto a equipe médica é exposta à radiação espalhada. Alguns estudos indicam que médicos, técnicos e enfermeiros compõem o grupo mais exposto a riscos ocupacionais, devido à sua proximidade constante com o paciente durante o procedimento ao longo de suas carreiras profissionais (Ko *et al.*, 2018; Gerić *et al.*, 2019). As três áreas intervencionistas que mais se destacam são a cardiologia, neurologia e radiologia vascular periférica (Alonso, 2005; Silva, 2011).

3.2.1. Neurorradiologia intervencionista

A neurorradiologia é o campo da RI especializado em neurologia. Por volta de 1960, teve sua origem quando o cirurgião norte-americano Alfred Lussenhop apresentou um procedimento para obstrução de malformações arteriovenosas cerebrais (Magalhães, 2011; Matos, 2018). Essa área emprega técnicas percutâneas avançadas para diagnosticar e tratar distúrbios dos vasos do sistema nervoso central, na região de cabeça e pescoço (Alonso, 2005; Silva, 2011; Lunelli, 2012).

Segundo os estudos de D'ercole *et al.* (2007) e Lunelli (2012), as técnicas endovasculares empregadas nos tratamentos de patologias cerebrovasculares são vantajosas, uma vez que reduzem o risco de sequelas e mortalidade, além de diminuir os gastos e o período de internação hospitalar. A Sociedade de Radiologia Intervencionista (SIR) categoriza os procedimentos de embolização como técnicas de altas doses (D'ercole *et al.*, 2007; Miller, 2008). Dessa forma, embora sejam benéficas e minimamente invasivas, estas técnicas expõem a equipe médica e os pacientes a elevadas doses de radiação, devido ao tempo prolongado dos procedimentos e ao excesso de imagens geradas, já que são realizadas com fluoroscopia (D'ercole *et al.*, 2007; Lunelli, 2012).

3.2.2. Cardiologia intervencionista

A hemodinâmica é o ramo da RI que explora os vasos e acessos cardíacos, investigando o coração nas diversas fases do ciclo cardíaco (Alonso, 2005; Silva, 2011). Segundo Alonso (2005), o cateterismo é o procedimento mais comum em uma sala de hemodinâmica.

Em 1929, Frossman efetuou o primeiro cateterismo ao introduzir um cateter até sua aurícula direita (Alonso, 2005). O cateterismo é interpretado como o acesso ao espaço intravascular utilizando um cateter guiado através dos vasos, com o auxílio de imagens radiológicas (Silva, 2011). O estudo de Lima (2007) destaca que este procedimento pode ser dividido em dois conjuntos: diagnóstico e terapêutico, correspondendo à angiografia e angioplastia, respectivamente.

O intuito da angiografia é detectar obstruções nos vasos e examinar a função sistólica do coração. Já a angioplastia é um procedimento de revascularização, isto é, um tratamento não cirúrgico das obstruções, cuja finalidade é aumentar o fluxo sanguíneo para o coração por meio da introdução de *stents* (Lima, 2007; Rodrigues *et al.*, 2021).

3.3. Interação da radiação com a matéria

A interação da radiação com a matéria depende fundamentalmente da energia da radiação e das características específicas do material irradiado. Dessa forma, é plausível evidenciar que a ionização e a excitação são dois acontecimentos relevantes para este estudo. Na ionização, quando a radiação dispõe de energia mais alta que a energia de ligação do elétron da camada e interage com o átomo, o elétron é extraído, transformando-se em um elétron livre de alta energia. Em contrapartida, a excitação sucede quando a radiação incidente não tem energia suficiente para retirar o elétron do átomo, apenas para transportá-lo para uma camada com energia de ligação mais elevada. O regresso do elétron para seu orbital de equilíbrio produz uma energia excedente liberada como raios X característicos (Tauhata *et al.*, 2014).

As radiações ionizantes podem ser categorizadas em diretamente ou indiretamente ionizantes (Okuno e Yoshimura, 2010). A primeira denominação engloba todas as partículas que contêm carga, como elétrons, prótons e partículas alfa, que interagem com o meio por intermédio de colisões regidas pela lei de Coulomb (colisões coulombianas). Por outro lado, a segunda classificação é composta por partículas sem carga, tais como nêutrons, fótons de raio

X e gama, que, ao interagirem com o meio, transferem sua energia para as partículas carregadas contidas nele. Após esse processo, essas partículas carregadas ocasionam colisões com o meio (Attix, 2004; Okuno e Yoshimura, 2010; Khan e Gibbons, 2014).

Dado o uso dos raios X na RI, é fundamental compreender a interação da radiação eletromagnética com a matéria – um tema que será explorado a seguir.

3.3.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria

A radiação eletromagnética consiste na vibração simultânea de campos magnéticos e elétricos, que possuem um ângulo de 90° entre si (Tauhata *et al.*, 2014). Visto que essa radiação é composta de partículas que não possuem cargas, ao longo de sua propagação poderão ocorrer poucas ou até mesmo nenhuma interação com o meio (Turner, 2007; Tauhata *et al.*, 2014). À vista disso, os fótons de raios X ou gama podem atravessar uma espessura considerável antes de interagirem com um átomo (Turner, 2007; Tauhata *et al.*, 2014). Durante a interação, o fóton pode alterar sua trajetória ao ser espalhado ou desaparecer ao ser absorvido, podendo ou não ocorrer perda de energia (Turner, 2007). Como supracitado, raios X são usados no radiodiagnóstico e, portanto, faz-se necessário entender os modos de interação com o meio (Zandoná, 2024).

Os modos de interação mais comuns para a faixa da radiologia diagnóstica são espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton e efeito fotoelétrico, desconsiderando a produção de pares. Cada um desses modos de interação possui uma seção de choque, que é a probabilidade de ocorrência do evento, e essa probabilidade se altera conforme a energia do fóton e o número atômico do material (Turner, 2007; Okuno e Yoshimura, 2010).

O espalhamento Rayleigh, também chamado de coerente ou elástico, é definido pela interação de fótons de baixa energia com elétrons muito ligados. Nesse processo, o fóton é totalmente absorvido pelo átomo e posteriormente reemitido em outra direção com o mesmo comprimento de onda do fóton incidente, sem qualquer transferência de energia (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014). Esse efeito ocorre com mais facilidade em materiais de alto número atômico e com energias baixas (Khan e Gibbons, 2014; Tauhata *et al.*, 2014).

O efeito Compton, também conhecido como incoerente ou inelástico, ocorre quando um fóton interage com um elétron fracamente ligado, isto é, de camadas mais externas (Bushberg *et al.*, 2012; Tauhata *et al.*, 2014). Nesse processo, o elétron é ejetado do átomo e o fóton, ao ser espalhado pelo elétron, mantém-se em movimento através do material (Tauhata *et al.*, 2014). Portanto, após a colisão, o fóton perde parte da sua energia e é desviado da sua trajetória inicial (Bushberg *et al.*, 2012; Tauhata *et al.*, 2014). A chance de ocorrência do efeito Compton tende a aumentar quando a energia do fóton incidente é mais alta que a energia de ligação dos elétrons orbitais (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014). A radiação espalhada causada por esse efeito compromete a qualidade da imagem radiográfica em RI e aumenta a dose recebida pelos profissionais (Khan e Gibbons, 2014; Zandoná, 2024).

No efeito fotoelétrico, um elétron é ejetado do átomo após receber toda a energia do fóton incidente. No entanto, a fim de que suceda essa absorção, a energia do fóton incidente deve ser a mesma ou maior que a energia de ligação do elétron ejetado, sendo provável de ocorrer com elétrons de camadas mais internas (Bushberg *et al.*, 2012; Tauhata *et al.*, 2014). Nesse processo, após a ejeção do elétron, origina-se uma vacância na camada mais interna do átomo que será preenchida por elétrons de camadas mais externas, gerando uma cascata de desexcitação atômica. Quando os elétrons se deslocam de camadas de energia mais alta para camadas de energia mais baixa, há um excesso de energia, que é eliminado na forma de raios X característicos ou elétrons Auger (Bushberg *et al.*, 2012). A seção de choque desse efeito aumenta proporcionalmente com o número atômico e diminui à medida que a energia do fóton aumenta (Tauhata *et al.*, 2014).

3.4. Efeitos biológicos da radiação

Os efeitos biológicos da radiação podem ser categorizados de diversas formas: conforme seu mecanismo de ação – direto ou indireto (Okuno e Yoshimura, 2010); pelo tempo de manifestação – imediatos ou tardios (Tauhata *et al.*, 2014); por sua natureza – reações teciduais ou estocásticas (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014); e pelo nível de dano – somático ou genético (Tauhata *et al.*, 2014).

O mecanismo é visto como direto quando a radiação atua diretamente nas moléculas de DNA, causando anormalidades nos cromossomos. Em contraste, tem-se mecanismo indireto quando a radiação interage primeiro com a molécula de água, ocasionando quebra

de ligações químicas e a criação de radicais livres (Okuno e Yoshimura, 2010). Quando os efeitos se manifestam poucas horas ou algumas semanas após a irradiação, são intitulados como imediatos – como a radiodermite. Já em casos em que eles surgem após anos ou décadas, são nomeados tardios – como o câncer (Tauhata *et al.*, 2014).

Segundo Okuno e Yoshimura (2010), a deposição de energia da radiação é um evento aleatório e acumulativo. Desse modo, mesmo em baixas doses, podem surgir efeitos nocivos devido à radiação. Se o dano sucede em uma única célula, sendo capaz de produzir um câncer, ocorre o efeito estocástico. Para esse efeito, não há um limiar, em outras palavras, à medida que a dose recebida aumenta, a probabilidade de sua ocorrência também cresce (Tauhata *et al.*, 2014). Por outro lado, se uma quantidade significativa de células é danificada, ocorre uma reação tecidual (Okuno e Yoshimura, 2010). Nesse caso, existe um limiar, isto é, conforme a dose aumenta, a severidade do efeito aumenta (Tauhata *et al.*, 2014). Devido à frequência e ao tempo prolongado dos procedimentos, profissionais de RI estão suscetíveis a reações teciduais como eritemas e catarata (Wagner, Eifel e Geise, 1994; Canevaro, 2009).

Quando o dano celular ocorre no próprio indivíduo irradiado, tem-se o efeito somático. Por outra perspectiva, os efeitos genéticos, também conhecidos como hereditários, se dão nos descendentes da pessoa irradiada em razão do dano nas células dos órgãos reprodutores (Tauhata *et al.*, 2014).

3.5. Proteção radiológica

Em virtude dos efeitos danosos que podem ser provocados pela radiação ionizante, faz-se necessário a aplicação da radioproteção, que dispõe de ações e condutas para garantir a segurança dos IOEs (Paz e Bolognesi, 2017; Mazuim, 2020). Caracteriza-se a proteção radiológica como um agrupamento de práticas destinadas à proteção do homem e do ecossistema contra quaisquer riscos ocasionados pela radiação ionizante.

Uma pesquisa conduzida entre 1992 e 2002 avaliou as doses recebidas pelos IOEs em procedimentos de RI, abrangendo tanto profissionais experientes quanto recém-formados na área. Este estudo concluiu ser de suma importância o monitoramento das doses no cristalino, devido à sua sensibilidade à radiação, e nas mãos, em razão da proximidade com o feixe primário (Gronchi, 2004). Reeves *et al.* (2015) conduziram um estudo com cardiologistas intervencionistas e observaram que o lado esquerdo do cérebro está mais

propenso a receber uma quantidade maior de radiação que o lado direito. Para minimizar os danos, os autores recomendaram o uso de equipamento de proteção individual (EPI) para a cabeça durante os procedimentos.

Roguin *et al.* (2013) investigaram 31 médicos intervencionistas com pelo menos 12 anos de experiência e descobriram que 23 deles apresentavam tumores cerebrais e de pescoço. A exposição prolongada à radiação pode estar associada a esses diagnósticos. Outros estudos também indicam que o risco de câncer induzido é elevado, considerando que os IOEs permanecem com a cabeça e o pescoço expostos à radiação durante os procedimentos (Blettner *et al.*, 2007; Ait-Ali *et al.*, 2009).

3.5.1. Princípios básicos de proteção radiológica

De acordo com a norma NN 3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), os requisitos básicos de radioproteção são classificados como justificação, otimização e limitação de dose (CNEN, 2024).

O princípio da justificação evita exposições desnecessárias à radiação, estabelecendo que toda ação envolvendo radiação ou exposição precisa ser criteriosamente justificada em relação a outras opções que não envolvam o uso de radiação ionizante, ponderando-se os benefícios positivos para a sociedade como um todo e podendo suprir possíveis danos correspondentes (Tauhata *et al.*, 2014; CNEN, 2024).

A otimização estabelece que a dose de radiação aplicada deve ser a mínima necessária e suficiente para cumprir os objetivos almejados (CNEN, 2024).

A limitação de dose diz que a exposição de indivíduos deve ser delimitada com o propósito de que as doses efetivas ou equivalentes, concentradas em órgãos ou tecidos importantes, não excedam os limites de dose anual preestabelecidas na norma NN 3.01 da CNEN (CNEN, 2024).

Além desses princípios básicos, a radioproteção conta com medidas que contribuem para a redução da exposição dos profissionais (Paz e Bolognesi, 2017).

3.5.2. Meios de proteção radiológica

Os principais meios de proteção radiológica são tempo, distância e blindagem (Tauhata *et al.*, 2014; Paz e Bolognesi, 2017).

A quantidade de dose que um profissional recebe está diretamente ligada ao tempo em que ele está sendo exposto. Diante disso, é possível afirmar que quanto mais reduzido for o tempo de permanência próximo à fonte, menor será a dose e os efeitos adversos ocasionados pela exposição (Tauhata *et al.*, 2014). Vale ressaltar que profissionais instruídos e experientes tendem a reduzir o tempo de permanência nas proximidades da fonte (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014).

A taxa de exposição de uma fonte pontual de radiação é proporcional ao inverso do quadrado da distância. Posto isso, o ideal é permanecer o mais longe possível da fonte durante qualquer procedimento que envolva raios X (Tauhata *et al.*, 2014). Segundo Bushberg *et al.* (2012), o *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) recomenda que o profissional se mantenha com no mínimo 2 metros de distância da fonte e do paciente. No entanto, diferentemente do raios X convencional, na RI não é possível manter essa distância recomendada.

Outro meio de proteção radiológica é a blindagem. O material para blindagem varia conforme o tipo de radiação, atividade da fonte e taxa de dose (Tauhata *et al.*, 2014), além da energia do fóton, intensidade e geometria da fonte (Zandoná, 2024). Dentre as blindagens de proteção manuseadas em procedimentos intervencionistas, destacam-se proteções coletivas e individuais (König *et al.*, 2019).

3.5.3. Equipamentos de proteção individual e coletiva

A segurança dos IOEs é garantida com o uso indispensável de equipamentos de proteção individual (EPIs) e coletiva (EPCs). Esses equipamentos são meios eficientes e de baixo custo utilizados para restringir a exposição dos profissionais às doses de radiação ionizante. Nos procedimentos de RI, os EPIs mais comuns são aventais, protetores de tireoide, óculos e luvas, todos contendo chumbo (Soares, Pereira e Flôr, 2011). Além desses, existem outros acessórios para proteção, tais como protetores de gônadas e coletes, os quais são selecionados baseando-se em sua efetividade, conforto, peso e resistência (Soares, Pereira e Flôr, 2011; Garg e Shrigiriwar, 2022).

Destacam-se como EPCs as telas de proteção suspensas, costumeiramente projetadas de acrílico e óxido de chumbo, que contribuem para a proteção das regiões mais altas do corpo dos profissionais, como o cristalino e o cérebro (König *et al.*, 2019; Garg e Shrigiriwar, 2022; Zandoná, 2024). Acrescido a isso, tem as cortinas de chumbo

posicionadas na lateral da mesa, cujo objetivo é proteger as extremidades inferiores da equipe, como as gônadas (Garg e Shrigiriwar, 2022; Zandoná, 2024).

Segundo o estudo de Soares, Pereira e Flôr (2011), o uso de cortinas plumbíferas reduz cerca de 64% a radiação espalhada nos membros inferiores dos IOEs. Outras pesquisas complementam que, conforme o posicionamento do tubo de raios X, as telas suspensas podem reduzir de 90 a 98% a radiação em áreas como o cristalino (König *et al.*, 2019; Garg e Shrigiriwar, 2022). Ademais, Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) e Soares, Pereira e Flôr (2011) conduziram estudos voltados para a exposição ocupacional, onde concluíram que o uso de uma cortina de proteção reduziu em até 90% a dose recebida pelo médico na região do tórax e de até 80% no enfermeiro.

3.6. Grandezas Radiológicas

A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) juntamente com a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) estipularam grandezas a serem utilizadas para radiações ionizantes, a fim de quantificar as doses recebidas por pacientes e profissionais durante os procedimentos, levando em conta que a radiação pode causar danos à saúde (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014). Segundo Okuno e Yoshimura (2010), é possível categorizar essas grandezas em: físicas, operacionais e de proteção.

3.6.1. Dose absorvida

A dose absorvida (D) é uma grandeza física aplicável para qualquer tipo de radiação ionizante, material absorvedor ou energia (Okuno e Yoshimura, 2010; Khan e Gibbons, 2014).

É expressa pela razão entre $d\varepsilon$ e dm (Equação 1), em que $d\varepsilon$ é a energia depositada pela radiação em um volume de massa dm . Sua unidade no sistema internacional (SI) é joule por quilograma (J/kg), conhecida como Gray (Gy) (Souza e Soares, 2008; Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014).

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (1)$$

3.6.2. Dose equivalente

A dose equivalente (H_T) é uma grandeza de proteção de suma importância, pois restringe a dose no órgão ou tecido, e é definida para qualquer tipo de radiação (Okuno e Yoshimura, 2010).

É obtida por meio da multiplicação entre a dose absorvida (D_T) e o fator de ponderação da radiação (w_R) (Equação 2) (ICRP 103, 2007; Canevaro, 2009). Sua unidade no sistema internacional (SI) é joule por quilograma (J/kg), conhecida, nesse caso, como Sievert (Sv) (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014).

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad (2)$$

3.6.3. Dose efetiva

Da mesma forma que a dose equivalente, a dose efetiva (E) é considerada uma grandeza de proteção e não pode ser diretamente medida por nenhum equipamento (Canevaro, 2009). Também conhecida como dose de corpo todo, é definida para limitar a exposição total do corpo a fim de inspecionar a ocorrência de efeitos biológicos (Okuno e Yoshimura, 2010).

Essa grandeza é dada pelo somatório do produto das doses equivalentes e o fator peso w_T característico de cada órgão ou tecido (Equação 3) (Okuno e Yoshimura, 2010; Tauhata *et al.*, 2014). Esse fator de ponderação, traduz a probabilidade do órgão ou tecido sofrer efeitos biológicos caso o corpo seja irradiado por completo (Khan e Gibbons, 2014; Zandoná, 2024).

$$E = \sum H_T \cdot w_T \quad (3)$$

3.6.4. Kerma no ar

O kerma é a energia transferida ao meio, o qual está associado com a energia cinética das partículas liberadas por radiação indiretamente ionizante. Esta grandeza tem a unidade igual a da dose absorvida, sendo definida pela razão entre a soma dessas energias (dE_{tr}) em um certo volume pela massa dm (Equação 4) (Okuno e Yoshimura, 2010; Cavalcante, 2017).

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

De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), o kerma no ar é medido em um ponto de referência localizado na superfície de entrada da pele do paciente. Esse kerma no ar pode ser subdividido em kerma no ar incidente (K_i), que não leva em conta o fator de retroespalhamento do paciente, e kerma no ar na superfície de entrada (K_e), que considera a radiação espalhada (IAEA, 2007; Cavalcante, 2017). Ao dividir o kerma pelo tempo, tem-se a taxa de kerma no ar (Equação 5), cuja unidade no SI é gray por segundo (Gy/s) (Canevaro, 2009).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (5)$$

3.6.5. Produto kerma-área

O produto kerma-área (PKA), também conhecido como produto dose-área (DAP), representa a energia transferida ao ar em uma determinada área irradiada (Tauhata *et al.*, 2014; Mazuim, 2020). Como o próprio nome diz, essa grandeza é dada pelo produto da dose pela área do feixe, mensurado com uma câmara de ionização posicionada na saída do tubo de raios X (Tudor *et al.*, 2023). Conforme o estudo de Canevaro (2009), esse produto está vinculado ao risco, pois nele está contido a medida da área, dando uma indicação da porção de energia aplicada ao paciente. Sua unidade no sistema internacional é Gy.m².

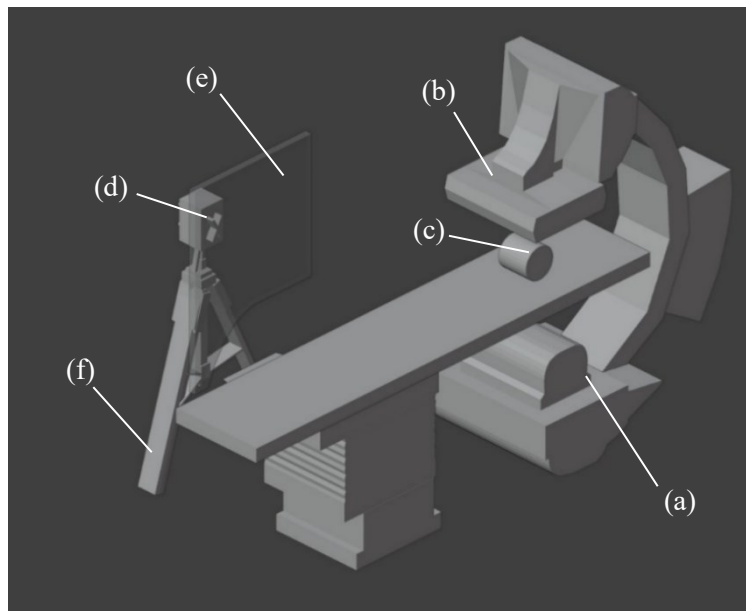
4. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia apresentada nesta seção foi apresentada no Artigo intitulado “*Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido*” e publicada na Revista Brasileira de Física Médica (Maschio *et al.*, 2024).

4.1. Ambiente dosimétrico

As medições dos valores de dose devido à radiação espalhada foram realizadas em uma sala de RI de um Hospital de grande porte, que dispõe de um equipamento fluoroscópico da marca *Siemens*, modelo *Axiom Artis Zee*. O estudo de Canevaro (2009) menciona que a angulação do arco impacta diretamente nos valores das doses recebidas pelos profissionais em diferentes regiões do corpo, assim como na taxa de dose espalhada em diversos pontos da sala. Neste trabalho, a projeção pósterio-anterior (PA) foi adotada em todas as medições, posicionando o tubo de raios X embaixo da mesa, conforme a Figura 1. Importante salientar que a pesquisa não envolveu seres humanos.

Figura 1: Representação do ambiente de estudo, mostrando: (a) tubo de raios X, (b) detector digital de tela plana – *flat panel* detector, (c) objeto simulador de PMMA, (d) detector de estado sólido, (e) blindagem suspensa e (f) tripé.



Fonte: A autora (2024), utilizando o *software Blender*.

A representação do paciente foi realizada com dois objetos simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 cm e 32 cm, para simular procedimentos de cabeça e abdome, respectivamente. Os parâmetros usados foram disponibilizados pelo equipamento, que captura e exibe 15 imagens individuais a cada segundo, isto é, opera a uma taxa de 15 *frames* por segundo. Na Tabela 1 estão dispostos os parâmetros utilizados para as avaliações.

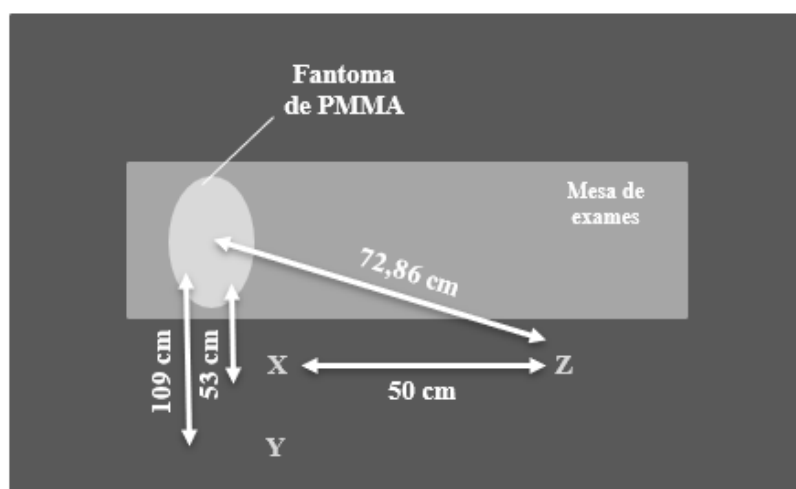
Tabela 1: Parâmetros de estudo para cada objeto simulador.

Objeto simulador	Tamanho de campo (cm ²)	Tensão média (kV)	Corrente média (mA)
Cabeça	22,0	73,5	447,0
Abdome	48,0	86,0	800,0

Fonte: A autora (2024).

Com o intuito de simular o IOE, foi conectada uma *probe* – RTI *Scatter Probe*TM, com duas áreas ativas, 10 cm² e 100 cm², a um detector *Black Piranha*TM (BP), o qual foi posicionado a 170 cm de altura com auxílio de um tripé (Figura 2). O detector BP manteve sempre as mesmas posições na sala durante os dois tipos de procedimentos, como apresentado na Figura 2.

Figura 2: Vista superior do cenário dosimétrico com detalhamento da localização do detector de estado sólido.



Fonte: A autora (2024).

O detector, fixado no ponto X, simula a posição típica do médico principal durante os procedimentos, a 53 cm do objeto simulador. No ponto Y, o detector reproduz a posição de um profissional mais afastado da mesa cirúrgica, a uma distância de 109 cm do objeto simulador. Na posição Z, o detector simula um profissional operando o console, localizado a 50 cm do operador em X, a uma distância de 72,86 cm do objeto simulador. Para esse último posicionamento, a medição foi realizada com e sem blindagem suspensa composta por 0,5 mm de chumbo (Maschio *et al.*, 2024).

4.2. Quantificação da dose efetiva para o IOE

De acordo com o exposto por Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006), as taxas de kerma no ar obtidas pelo detector podem ser convertidas em dose efetiva por intermédio da Equação 6.

$$E = \Sigma \dot{K} \cdot FC_{TP} \cdot f_t \cdot N \cdot F_{EF} \quad (6)$$

em que E é a energia efetiva (mSv), ΣK é o somatório da taxa de kerma no ar (mGy/h), FC_{TP} é o fator de correção para temperatura e pressão, f_t é a fração de duração de trabalho por exame (h), N é o número de exames realizados por mês e F_{EF} é o coeficiente de conversão para dose efetiva por unidade de kerma no ar (mSv/mGy).

Os valores de F_{EF} utilizados neste trabalho foram 0,985 para a cabeça e 1,022 para o abdome. Esses dados foram extraídos da Publicação 74 da ICRP (tabela A-17 do anexo II) (ICRP 74, 1996) por meio de interpolação linear entre os dois valores mais próximos, uma vez que as energias do feixe são apresentadas em números inteiros.

Na pesquisa realizada por Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006), foi considerado um tempo de trabalho por exame de cinco minutos com o aparelho operando no modo cine. Com o intuito de estabelecer comparações, este trabalho utilizou o mesmo tempo, dado que as medições foram efetuadas no mesmo modo.

Com os resultados encontrados, foi possível relacionar os valores de doses devido à radiação espalhada com alguns fatores, como a distância do profissional ao objeto simulador de PMMA e o uso de blindagem plumbífera suspensa equivalente a 0,5 mmPb.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados apresentados nesta seção foram apresentados no Artigo intitulado “*Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido*” e publicados na Revista Brasileira de Física Médica (Maschio *et al.*, 2024).

Com auxílio do detector de estado sólido, foi possível registrar os valores de taxa de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$) em diversos pontos da sala. Os dados obtidos estão dispostos nas Tabelas 2 e 3, sendo para cabeça e abdome, respectivamente.

Tabela 2: Taxa de kerma no ar aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça.

Posição	Taxa de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$)*
X	2,066
Y	0,739
Z sem blindagem suspensa	1,723
Z com blindagem suspensa	0,016

* média das três medições realizadas para cada posição.

Fonte: A autora (2024).

Tabela 3: Taxa de kerma no ar aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de abdome.

Posição	Taxa de kerma no ar ($\mu\text{Gy/h}$)*
X	53,676
Y	9,779
Z sem blindagem suspensa	43,416
Z com blindagem suspensa	0,475

* média das três medições realizadas para cada posição.

Fonte: A autora (2024).

Empregando os fatores de conversão supracitados foi possível adquirir a taxa de dose efetiva média (mSv/h) para cada posição do objeto simulador de cabeça e abdome, conforme apresentado na Tabela 4.

Tabela 4: Taxa de dose efetiva média aferida nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça e abdome.

Posição	Taxa de dose efetiva média (mSv/h)	
	Cabeça	Abdome
X	2,034	54,873
Y	0,727	9,997
Z sem blindagem suspensa	1,696	44,384
Z com blindagem suspensa	0,016	0,486

Fonte: A autora (2024).

Ao comparar os valores obtidos neste estudo com os dados da literatura, observou-se que a dose efetiva média calculada utilizando o objeto simulador de abdome apresentou diferenças significativas em relação aos valores reportados por Dorman *et al.* (2023). Isso ocorreu porque não foram encontrados estudos na literatura com cenários semelhantes ao proposto neste trabalho.

Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) utilizaram em seu trabalho um objeto simulador de água com 18 cm de espessura e uma câmara de ionização para avaliar a exposição sofrida pela enfermeira e pelo médico principal em um serviço de hemodinâmica. Os autores posicionaram o equipamento de medição em dois pontos da sala, a 70 cm e 300 cm do centro do intensificador de imagem. Além disso, utilizaram uma tensão de 60 kV em diferentes projeções do tubo de raios X.

No presente trabalho, para o cálculo de dose efetiva mensal recebida pelos IOEs nas posições de estudo, foi considerado o mesmo número de procedimentos, modo de operação e tempo de duração dos exames que os utilizados no trabalho de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006). Os dados obtidos estão dispostos nas Tabelas 5 e 6.

Tabela 5: Dose efetiva mensal nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de cabeça.

Posição	Dose efetiva mensal (mSv)
X	53,004
Y	18,959
Z sem blindagem suspensa	44,198
Z com blindagem suspensa	0,406

Fonte: A autora (2024).

Tabela 6: Dose efetiva mensal nas posições X, Y e Z da sala de RI utilizando o objeto simulador de abdome.

Posição	Dose efetiva mensal (mSv)
X	1430,099
Y	260,554
Z sem blindagem suspensa	1156,740
Z com blindagem suspensa	12,667

Fonte: A autora (2024).

Para estabelecer uma relação entre as doses recebidas nas posições X e Z, situadas a 53 cm e 72,86 cm do objeto simulador (Figura 2), com o trabalho de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006), recorreu-se à lei do inverso do quadrado da distância (IQD). Dessa maneira, foram obtidas as doses efetivas nas posições de 70 cm e 300 cm do intensificador de imagem, correspondentes às posições X e Z do presente trabalho para o objeto simulador de cabeça. Foi encontrada uma diferença percentual em relação ao trabalho de Scremin, Schelin e Tilly Jr. (2006) de 75% para a posição X e 49% para posição Z. Essa discrepância se dá em razão das diferenças de altura da câmara e à tensão do tubo de raios X, o que leva à utilização de um valor diferente para o coeficiente de conversão de dose efetiva por unidade de kerma no ar (Maschio *et al.*, 2024).

Na pesquisa realizada por Silva *et al.* (2008), foi estimada a dose efetiva aproximada dentro do avental por meio de um fator de atenuação de 1/10. Para fins de comparação, com auxílio desse fator, foi possível simular a dose efetiva em cada uma das posições para procedimentos realizados com e sem avental (Tabelas 7 e 8).

Tabela 7: Dose efetiva por procedimento simulada para profissionais com e sem avental nas posições X, Y e Z da sala de RI para procedimentos de cabeça.

Posição	Dose efetiva por procedimento sem avental (mSv)	Dose efetiva por procedimento com avental (mSv)
X	0,168	0,017
Y	0,060	0,006
Z sem blindagem suspensa	0,141	0,014
Z com blindagem suspensa	0,001	0,000

Fonte: A autora (2024).

Tabela 8: Dose efetiva por procedimento simulada para profissionais com e sem avental nas posições X, Y e Z da sala de RI para procedimentos de abdome.

Posição	Dose efetiva por procedimento sem avental (mSv)	Dose efetiva por procedimento com avental (mSv)
X	4,554	0,455
Y	0,830	0,083
Z sem blindagem suspensa	3,684	0,368
Z com blindagem suspensa	0,040	0,004

Fonte: A autora (2024).

Baseando-se nos resultados exibidos nas Tabelas 7 e 8, foi possível observar que a posição do profissional na sala interfere na quantidade de dose à qual ele está submetido, dado que a dose recebida decai inversamente com o quadrado da distância. Nos procedimentos de cabeça, a dose efetiva diminuiu em 64% ao comparar a posição X com a posição Y. Em contrapartida, para os procedimentos de abdome, essa redução foi de 82%

(Maschio *et al.*, 2024). Isso ocorre em razão da proximidade dos profissionais com o paciente, visto que este é a principal fonte de espalhamento de radiação (ICRP 85, 2000; Bacchim Neto *et al.*, 2014). Diversos estudos salientam que quanto mais próximo do tubo de raios X e do paciente o profissional se encontra, maiores serão as doses recebidas por eles durante os procedimentos intervencionistas (Santos *et al.*, 2014; Haga *et al.*, 2017; Santos *et al.*, 2020; Chida, 2022; Dorman *et al.*, 2023). Diante do exposto, faz-se necessário que toda a equipe multidisciplinar adote um posicionamento estratégico no interior da sala intervencionista, buscando permanecer distante do paciente sempre que possível, com o intuito de minimizar a exposição recebida e, conseqüentemente, seus riscos (Maschio *et al.*, 2024).

Em especialidades médicas que recorrem ao uso de raios X, há a exigência de obter uma imagem de qualidade para um bom diagnóstico. Nos casos em que o paciente possui elevado índice de massa corporal ou maior espessura, é necessário aumentar os parâmetros radiográficos, como a tensão aplicada ao tubo de raios X, para certificar que o receptor receba um número pertinente de fótons. Assim, tem-se o aumento da radiação espalhada na sala, afetando os profissionais intervencionistas (Uppot, 2018; Crowhurst *et al.*, 2022; Zandoná, 2024; Maschio *et al.*, 2024). As doses efetivas medidas em diversos pontos da sala mostraram diferenças significativas quando se compara os procedimentos de cabeça e abdome (Tabelas 5 e 6). Isso ocorreu em razão do aumento nos parâmetros do protocolo do fluoroscópio ao realizar simulações com o objeto simulador de abdome, em decorrência do aumento de sua espessura (Tabela 1).

Alguns estudos apontam que a utilização adequada do avental reduz as exposições em até 89% (Rodríguez, 2004; Alonso, 2005). Considerando o uso de aventais de proteção, nos procedimentos de cabeça, o profissional posicionado em X recebeu uma dose efetiva de 0,017 mSv (procedimento de cabeça) e 0,455 mSv (procedimento de abdome), refletindo em um aumento de dose em aproximadamente 26 vezes, quando se considera o procedimento de abdome.

Segundo a normativa NN 3.01 da CNEN, para o IOE há um limite de 20 mSv por ano em uma média de cinco anos, com a condição de que não exceda 50 mSv no ano (CNEN, 2024). Por meio da simulação das doses efetivas com e sem a proteção nos IOEs, foi possível investigar a quantidade de procedimentos que o profissional pode submeter-se ao longo dos meses e anos (Tabela 9 e 10), permitindo a extrapolação da dose efetiva para comparações (Maschio *et al.*, 2024).

Tabela 9: Quantidade de procedimentos mensais e anuais permitidos conforme a normativa NN 3.01 da CNEN, simulando o profissional com avental em procedimentos de cabeça nas posições X, Y e Z da sala de RI.

Posição	Quantidade de procedimentos	
	Mês	Ano
X	98	1.184
Y	276	3.312
Z sem blindagem suspensa	127	1.534
Z com blindagem suspensa	12.875	154.510

Fonte: A autora (2024).

Tabela 10: Quantidade de procedimentos mensais e anuais permitidos conforme a normativa NN 3.01 da CNEN, simulando o profissional com avental em procedimentos de abdome nas posições X, Y e Z da sala de RI.

Posição	Quantidade de procedimentos	
	Mês	Ano
X	3	43
Y	20	241
Z sem blindagem suspensa	4	354
Z com blindagem suspensa	413	4.957

Fonte: A autora (2024).

Diante do exposto nas Tabelas 9 e 10, nota-se que o médico principal, posicionado em X, sempre tenderá a receber os maiores valores de doses e, como consequência, poderá realizar uma menor quantidade de exames por mês e ano. Os resultados apontam que, respeitando o limite de dose anual de 20 mSv (CNEN, 2024), os profissionais podem realizar até 1.184 procedimentos de cabeça sem exceder o limiar estipulado, se posicionados no ponto X. Por outro lado, o mesmo profissional pode realizar apenas 43 procedimentos anuais de abdome, considerando a mesma posição. Mesmo que haja uma disparidade significativa nos resultados, é fundamental que todas as especialidades priorizem a segurança fazendo uso dos equipamentos de proteção. Segundo a pesquisa de Kato *et al.*

(2019), a distância entre pacientes e médicos é maior em procedimentos neurovasculares do que em procedimentos cardíacos e torácicos. Dessa maneira, os resultados alcançados são coerentes com a literatura, comprovando que o cardiologista intervencionista é exposto a maiores níveis de radiação que o neurologista intervencionista.

Outrossim, alguns estudos expõem a influência da blindagem suspensa na dose ocupacional, a qual leva a uma redução de 85 a 98% (Scremin, Schelin e Tilly Jr., 2006; Bienert *et al.*, 2016; Chida, 2022). No presente trabalho, ao simular o IOE na posição Z com uma blindagem suspensa de 0,5 mm de chumbo e compará-lo com o mesmo IOE sem o uso da proteção, observou-se uma redução de aproximadamente 99% na dose durante os procedimentos intervencionistas estudados. Esse resultado permite um aumento de até 100 vezes na quantidade de procedimentos que podem ser realizados anualmente (Maschio *et al.*, 2024). No entanto, existem registros na literatura que apontam questionamentos por parte dos IOEs, relatando que essa blindagem suspensa pode atrapalhar os procedimentos (Haga *et al.*, 2017).

6. CONCLUSÃO

Neste trabalho foram analisadas as doses efetivas recebidas por profissionais posicionados em pontos distintos de uma sala de RI, alterando a espessura de um objeto simulador de PMMA e os parâmetros do equipamento de fluoroscopia. Os resultados alcançados estão dentro do esperado, em que os níveis mais altos de dose foram notados em menores distâncias entre o profissional e o objeto simulador, sendo o médico principal (situado na posição X) o que apresentou maiores valores de dose efetiva.

Quanto às blindagens suspensas, foi comprovado que são eficazes, pois atuam na diminuição considerável dos valores de dose recebidos pelos profissionais. Neste estudo, observou-se uma redução de cerca de 99% na dose efetiva do IOE, o que permite a realização de um maior número de procedimentos por mês e por ano. Além disso, foi verificado que a espessura do objeto simulador afetou significativamente a radiação espalhada. Quando a espessura foi aumentada de 16 cm para 32 cm, a dose recebida pela equipe multidisciplinar aumentou expressivamente, aproximadamente 26 vezes.

Portanto, infere-se que as posições mais afastadas do tubo de raios X e do paciente são as mais seguras para permanecer. No entanto, considerar a distância como meio de radioproteção ao longo dos procedimentos não exclui a obrigatoriedade do uso de EPIs e EPCs. Concomitantemente, deve ser praticado o princípio ALARA a fim de diminuir as

exposições, pois não há um limiar de dose para a ocorrência de efeitos estocásticos.

REFERÊNCIAS

AIT-ALI, L.; ANDREASSI, M. G.; FOFFA, I.; SPADONI, I.; VANO, E.; PICANO, E. Cumulative patient effective dose and acute radiation-induced chromosomal DNA damage in children with congenital heart disease. **Heart**, v. 96, n. 4, p. 269–274, 16 ago. 2009.

ALONSO, T. C. Investigação das doses ocupacionais da equipe médica em procedimentos hemodinâmicos. 2005. 81 f. Tese (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004. 610 p. ISBN 978-0-471-01146-0.

BACCHIM NETO, F. A.; ALVES, A. F. F.; ROSA, M. E. D.; MOURA, R.; PINA, D. R. de; MIRANDA, J. R. de A. Avaliação da dose na equipe médica durante procedimentos diagnósticos de radiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 8, n. 2, p. 10-13, 2014.

BATISTA, V. M. D.; BERNARDO, M. O.; MORGADO, F.; ALMEIDA, F. A. de. Radiological protection in the perspective of health professionals exposed to radiation. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 72, n. suppl 1, p. 9–16, fev. 2019. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2017-0545>.

BIENERT, I. R. de C.; FERREIRA, L. C. J.; SILVA, P. A. da; MIWA, D. T. K.; FLORÊNCIO, C. L. B.; MOTA, R. L.; RINALDI, F. S.; ANDRADE, P. B. de. Avaliação da radiação espalhada e do impacto dos dispositivos locais de proteção em laboratório de cardiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, v. 24, n. 1-4, p. 38–43, jan. 2016.

BLETTNER, M.; SCHLEHOFER, B.; SAMKANGE-ZEEB, F.; BERG, G.; SCLAEFER, K.; SCHÜZ, J. Medical exposure to ionizing radiation and the risk of brain tumours: Interphone study group, Germany. **European Journal of Cancer**, v. 43, p. 1990-1998, 2007.

BRASIL. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada. Resolução - RDC nº 611, de 09 de março de 2022. **Brasil: Diário Oficial da União**, ano 2022, p. 107-110, 16 mar. 2022.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101-115, 2009.

CAVALCANTE, Fernanda Rocha. Simulação Monte Carlo de cenários de radiologia intervencionista pediátrica no código MCNPX. 2017. 120 f. Tese (Doutorado em Física) – Núcleo de Pós-Graduação em Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2017.

CHIDA, K. What are useful methods to reduce occupational radiation exposure among radiological medical workers, especially for interventional radiology personnel? **Radiological Physics and Technology**, v. 15, n. 2, p. 101–115, 24 maio 2022.

CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, Norma NN 3.01, Resolução nº 323/24, Rio de Janeiro, 2024.

CROWHURST, J.; SELVAGEM, M.; FENO, K.; MURDOCH, D.; ARONEY, N.; DAUTOV, R.; WALTERS, D. L.; RAFFEL, O. C. Impact of Patient BMI on Patient and Operator Radiation Dose During Percutaneous Coronary Intervention. **Heart, Lung and Circulation**, v. 31, n. 3, p. 372–382, 1 mar. 2022.

D'ERCOLE, L. *et al.* A Study on Maximum Skin Dose in Cerebral Embolization Procedures. **American journal of neuroradiology**, v. 28. p. 503-7, 2007.

DENDY, P. P. Radiation risks in interventional radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 81, n. 961, p. 1–7, jan. 2008.

DORMAN, T.; DREVER, B.; PLUMRIDGE, S.; GREGORY, K.; COOPER, M.; RODERICK, A.; ARRIZZA, E. Radiation dose to staff from medical X-ray scatter in the orthopaedic theatre. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology**, 1 abr. 2023.

GARG, T.; SHRIGIRIWAR, A. Radiation Protection in Interventional Radiology. **Indian Journal of Radiology and Imaging**, v. 31, n. 4, 10 jan. 2022.

GERIĆ, M.; POPIĆ, J.; GAJSKI, G.; GARAJ-VRHOVAC, V. Cytogenetic status of interventional radiology unit workers occupationally exposed to low-dose ionising radiation: A pilot study. **Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis**, v. 843, p. 46–51, jul. 2019.

GRONCHI, C. C. **Exposição ocupacional às radiações ionizantes nos serviços de hemodinâmica**. 2004. 107 f. Tese (Mestrado em Ciências na área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

HAGA, Y.; CHIDA, K.; KAGA, Y.; SOTA, M.; MEGURO, T.; ZUGUCHI, M. Occupational eye dose in interventional cardiology procedures. **Scientific Reports**, v. 7, n. 1, 3 abr. 2017.

HÄUSLER, U.; CZARWINSKI, R.; BRIX, G. Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: a multicentre study. **European Radiology**, v. 19, n. 8, p. 2000–2008, 7 abr. 2009.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. Technical Reports Series, n. 457. Vienna, 2007.

ICRP 74. International Commission on Radiological Protection. Publication 74 – **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation**, 1996.

ICRP 85. International Commission on Radiological Protection. Publication 85 – **Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures**, 2000.

ICRP 103. International Commission on Radiological Protection. Publication 103 – **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, 2007.

KATO, M.; CHIDA, K.; ISHIDA, T.; TOYOSHIMA, H.; YOSHIDA, Y.; YOSHIOKA, S.; MOROI, J.; KINOSHITA, T. Occupational Radiation exposure of The Eye in Neurovascular Interventional Physician. **Radiation Protection Dosimetry**, 9 dez. 2019.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

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

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. 4th ed. New York: John Wiley & Sons, Cop, 2010.

KO, S.; KANG, S.; HÁ, M.; KIM, J.; KWAN-JUN, J.; KONG, K. A.; LEE, G. J. Health Effects from Occupational Radiation Exposure among Fluoroscopy-Guided Interventional Medical Workers: A Systematic Review. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 29, n. 3, p. 353–366, mar. 2018.

KÖNIG, A. M.; ETZEL, R.; THOMAS, R. P.; MAHNKEN, A. H. Personal Radiation Protection and Corresponding Dosimetry in Interventional Radiology: An Overview and Future Developments. **RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren**, v. 191, n. 06, p. 512–521, 31 jun. 2019.

LIMA, V. C. Cateterismo cardíaco, diagnóstico (angiografia) e terapêutico (angioplastia) na doença arterial coronária dos pacientes diabéticos. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 51, n. 2, p. 299–304, mar. 2007.

LUNELLI, N. A. **Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos intervencionistas de neurorradiologia**. 2012. 141 f. Tese (Doutorado em Ciências Nucleares) – Centro de Tecnologia e Geociência, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

LUZ, E. de S.; CANEVARO, L. V.; FERREIRA, N. M. P. D.; CAMPOS, J. E. A importância do controle de qualidade em serviços de hemodinâmica e cardiologia intervencionista. **Radiologia Brasileira**, v. 40, n. 1, p. 27–31, fev. 2007.

MADDER, R. D.; VANOOSTERHOUT, S.; MULDER, A.; BROCK, T. T.; CLAREY, A. T.; PARKER, J. L.; JACOBY, M. E. Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography. **Circulation: Cardiovascular Interventions**, v. 12, n. 1, jan. 2019.

MAGALHÃES, J. M. F. M. C. de. **A neurorradiologia de intervenção no tratamento do acidente vascular cerebral isquêmico**. 2011. 43 f. Tese (Mestrado Integrado em Medicina) – Faculdade de Medicina, Universidade do Porto, Portugal, 2011.

MASCHIO, A.; CRUZ, F. B. da; SILVA, I. C. dos S.; ZANDONÁ, T. G.; SOUZA, S. P.; KOMATSU, C. V.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 18, p. 782–782, 22 ago. 2024.

MATOS, M. C. **A proteção radiológica e o conhecimento dos trabalhadores que atuam na neurorradiologia intervencionista**. 2018. 62 f. Tese (Trabalho de Conclusão de Curso em Tecnólogo em Radiologia) – Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2018.

MAZUIM, F. R. **Gerenciamento de dose decorrente de exposições médicas em radiologia intervencionista: uma revisão integrativa da literatura**. 2020. 73 f. Tese (Trabalho de Conclusão de Curso em Tecnólogo em Radiologia) – Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2020.

MILLER, D. L. Overview of Contemporary Interventional Fluoroscopy Procedures. **Health Physics**, v. 95, n. 5, p. 638–644, nov. 2008.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Física das radiações. **Oficina De Textos**, São Paulo, 2010.

PAZ, A.; BOLOGNESI, L. Radioproteção aplicada ao serviço de hemodinâmica. **Tekhne e Logos**, v. 8, n. 1, p. 68 – 82, abr. 2017.

REEVES, R. R.; ANJO, L.; BAHADORANI, J.; NAGHI, J.; DOMÍNGUEZ, A.; PALAKODETI, V.; TSIMIKAS, S.; PATEL, M. P.; MAHMUD, E. Invasive Cardiologists Are Exposed to Greater Left Sided Cranial Radiation. **JACC: Cardiovascular Interventions**, v. 8, n. 9, p. 1197–1206, ago. 2015.

RODRIGUES, M. E. A.; LOPES, G. de S.; SOUZA, L. A. de; BIÉ, A. L. de A.; COLARES, L. D. S.; SOUZA, A. C. O. de; FONSECA, F. S.; MARTINS, F. M.; SOUZA, S. F. de; ANTÃO, N. S. S. Angioplastia Coronária: adversidades e possibilidades na assistência de enfermagem / Coronary Angioplasty: adversities and possibilities in nursing assistance. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 4, n. 1, p. 2347–2366, fev. 2021.

RODRÍGUEZ, K. M. J. **Protection Radiológica en Estudios de Fluoroscopia Intervencionista**. 2004. 92 f. Tese (Posgrado em Ciências Físicas) – Instituto de Ciencias Nucleares, Universidad Nacional Autónoma de México, 2004.

ROGUIN, A.; GOLDSTEIN, J.; OLIVEIRA, B. de; GOLDSTEIN, J. A. Brain and Neck Tumors Among Physicians Performing Interventional Procedures. **The American Journal of Cardiology**, v. 111, n. 9, p. 1368–1372, maio 2013.

SANTOS, W. S.; CARVALHO, A. B.; CAÇA, J. G.; MAIA, A. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, p. 177–180, fev. 2014.

SANTOS, J. S.; UUSI-SIMOLA, J.; KAASALAINEN, T.; AHO, P.; VENERMO, M. Radiation Doses to Staff in a Hybrid Operating Room: An Anthropomorphic Phantom Study with Active Electronic Dosimeters. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 59, n. 4, p. 654–660, abr. 2020.

SCHULTZ, G. R. Radiation-associated cataracts among interventional physicians and support staff. **Journal of Indian College of Cardiology**, v. 6, p. 102–104, fev. 2016.

SCREMIN, S. C. G.; SCHELIN, H. R.; TILLY JR., J. G. Avaliação da exposição ocupacional em procedimentos de hemodinâmica. **Radiologia Brasileira**, v. 39, n. 2, p. 123–126, abr. 2006.

SEBASTIÃO, L. M.; FLÔR, R. de C.; ANDERSON, T. J. A prática de proteção radiológica em um serviço de neurorradiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Medicina do Trabalho**, v. 20, n. 3, p. 430-437, 2022.

SILVA, L. P. da; MAURÍCIO, C. L. de P.; CANEVARO, L. V.; OLIVEIRA, P. S. Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. **Radiologia Brasileira**, v. 41, p. 319-323, out. 2008.

SILVA, M. do S. R. da. **Estudo dosimétrico em cardiologia intervencionista: dose paciente e dose trabalhador**. 2011. 177 f. Tese (Doutorado em Ciências Nucleares) – Centro de Tecnologia e Geociência, Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2011.

SILVA, A. J. da. **Avaliação da dose ocupacional oriunda dos procedimentos especiais guiados por fluoroscopia: cateterismo cardíaco**. 2011. 70 f. Tese (Mestrado em Ciências na área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

SOARES, F. A. P.; PEREIRA, A. G.; FLÔR, R. de C. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiologia Brasileira**, v. 44, n. 2, p. 97–103, 1 abr. 2011.

SOUZA, E. de; SOARES, J. P. de M. Correlações técnicas e ocupacionais da radiologia intervencionista. **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 7, n. 4, p. 341–350, dez. 2008.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 10ª revisão. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Pesquisa/Comissão Nacional de Energia Nuclear, abr. 2014.

TUDOR, T. *et al.* Intraoperative angiography in neurosurgery: temporal trend, access site, and operative indication considerations from a 6-year institutional experience. **Journal of Neurointerventional Surgery**, p. jnis-020709, 18 out. 2023.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2007. 593 p. ISBN 978-3-527-40606-7, 2007.

UPPOT, R. N. Technical challenges of imaging & image-guided interventions in obese patients. **The British Journal of Radiology**, v. 91, n. 1089, p. 20170931, 5 set. 2018.

VAÑÓ, E.; GONZÁLEZ, L.; GUIBELALDE, E.; FERNÁNDEZ, J. M.; TEN, J. I. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. **British Journal of Radiology**, v. 71, n. 849, p. 954–960, 1 set. 1998.

WAGNER, L. K.; EIFEL, P. J.; GEISE, R. A. Potential Biological Effects Following High X-ray Dose Interventional Procedures. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 5, n. 1, p. 71–84, jan. 1994.

ZANDONÁ, T. G. **Exposição ocupacional em cardiologia intervencionista por meio de dosimetria computacional: uma análise do IMC do paciente**. 2024. 71 f. Tese (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2024.