

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
INSTITUTO DE FÍSICA  
GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

FERNANDA QUADROS FUZATO

**AVALIAÇÃO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE DOSE EM UM  
PROCEDIMENTO INTERVENCIONISTA DE ANGIOGRAFIA CEREBRAL  
POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO**

UBERLÂNDIA

2025

FERNANDA QUADROS FUZATO

**AVALIAÇÃO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE DOSE EM UM  
PROCEDIMENTO INTERVENCIONISTA DE ANGIOGRAFIA CEREBRAL  
POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em  
Física Médica do 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

2025

FERNANDA QUADROS FUZATO

**AVALIAÇÃO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE DOSE EM UM  
PROCEDIMENTO INTERVENCIONISTA DE ANGIOGRAFIA CEREBRAL  
POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em  
Física Médica do 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 Samara Pavan Souza – HC-UFG/EBSERH e PPGEB-UFU  
Membro

---

Prof. Dr. William de Souza Santos – UFS

Membro

UBERLÂNDIA

2025

À minha avó Albertina (*in memoriam*).

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, em primeiro lugar, aos meus pais, Gilberto e Luciana, por sempre terem priorizado minha educação e por todo o amor, incentivo e apoio durante estes anos. À minha irmã, Isabela, pelas boas risadas compartilhadas em momentos de aflição. Aos meus avós maternos, Sotero e Maria Aparecida, pelas palavras de calma e orações. Aos meus gatinhos, Panqueca, Pipoca, Frederico Henrique, Wandinha, Nina e Mãezinha, pela alegria e auxílio emocional. Aos meus familiares, por todo o suporte e por terem torcido por mim desde o começo, especialmente meus tios, Welington e Cristiane, e meu primos, Leonardo, Miguel e Arthur.

Ao meu namorado e companheiro de vida e graduação, Victor Luiz, por ter sido a calmaria durante as tempestades, por ter proporcionado um espaço seguro para compartilhar minhas inseguranças e por acreditar em mim acima de tudo. Sem você, eu não estaria onde estou.

À minha orientadora e amiga, Profa. Dra. Ana Paula Perini, assim como o Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, pelos conselhos, puxões de orelha e as diversas oportunidades oferecidas, por terem me introduzido ao Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) e instigado em mim o gosto pelas pesquisas acadêmicas.

Agradeço ao Professor Dr. Lucio Pereira Neves, colaborador deste trabalho, pela obtenção dos espectros com o Software SpekCalc.

Aos meus amigos, Felipe Beraldo, Alessa Maschio, Thamyne Dias, pela companhia e ajuda. A todos os colegas de graduação que, em algum momento dessa jornada, contribuíram para este processo. À Giovanna Ribeiro, minha amiga de longa data.

Aos professores e membros do Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, que de alguma forma, direta ou indiretamente, colaboraram para a minha formação.

À Universidade Federal de Uberlândia por todo o amparo e estrutura fornecidos.

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.

## RESUMO

A radiologia intervencionista compreende procedimentos minimamente invasivos guiados por fluoroscopia, sendo a angiografia cerebral fundamental para o mapeamento da vascularização da região da cabeça e pescoço, permitindo a detecção de anomalias como aneurismas e malformações. Contudo, por causa das pequenas distâncias do profissional em relação ao paciente e ao equipamento de raios X, além do tempo de duração do exame, a equipe médica está frequentemente exposta a doses elevadas de radiação. A utilização dos equipamentos de proteção coletiva (EPCs) é um dos meios para diminuir as exposições e garantir a segurança ocupacional. Assim, este trabalho analisou, por meio de simulação Monte Carlo, os coeficientes de conversão de dose equivalente e efetiva recebidos pelo médico principal durante uma angiografia cerebral, avaliando o impacto da utilização dos EPCs. Foram modelados seis cenários no *software Blender*, considerando as projeções lateral direita (LD) e pósterio-anterior (PA) e o uso isolado ou combinado da cortina de chumbo e do vidro plumbífero. Os parâmetros radiográficos foram retirados da literatura. Os resultados mostraram que, para a projeção LD, o uso isolado de vidro reduziu os valores de CC[E] em 92%, enquanto a combinação dos dois alcançou 94%, beneficiando sobretudo cérebro, glândulas salivares e pele. Na projeção PA, a cortina isolada diminuiu os valores de CC[E] em 8%, mas a adição do vidro elevou a redução para 70%. Estes resultados reforçam a importância da utilização dos equipamentos de proteção coletivos, assim como a otimização das práticas para garantia da segurança radiológica.

**Palavras-chave:** Radiologia intervencionista; Simulação Monte Carlo; Proteção radiológica; Exposição ocupacional; Dosimetria.

## ABSTRACT

Interventional radiology comprises minimally invasive procedures guided by fluoroscopy, with cerebral angiography being essential for mapping the vascularization of the head and neck region, enabling the detection of anomalies such as aneurysms and malformations. However, due to the close proximity of the medical professional to the patient and the X-ray equipment, as well as the duration of the procedure, the medical team is frequently exposed to high doses of radiation. The use of collective protective equipment (CPE) is one of the ways to reduce exposure and ensure occupational safety. Thus, this study analyzed, through Monte Carlo simulation, the conversion coefficients for equivalent and effective dose received by the primary physician during a cerebral angiography, assessing the impact of using CPE. Six scenarios were modeled in Blender software, considering right lateral (RL) and posteroanterior (PA) projections, and the isolated or combined use of a lead curtain and lead glass. Radiographic parameters were obtained from literature. The results showed that, for the RL projection, the isolated use of lead glass reduced the conversion coefficient values for the effective dose ( $CC[E]$ ) by 92%, while the combination of both achieved a 94% reduction, with the brain, salivary glands, and skin being particularly benefited. In the PA projection, the isolated curtain reduced  $CC[E]$  values by 8%, but the addition of lead glass increased the reduction to 70%. These results reinforce the importance of using collective protective equipment, as well as optimizing practices to ensure radiological safety.

**Keywords:** Interventional radiology; Monte Carlo simulation; Radiological protection; Occupational exposure; Dosimetry.



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Angiografia cerebral da carótida comum esquerda. Na imagem a esquerda foi realizada uma angiografia convencional, enquanto na imagem da direita é mostrada uma angiografia com subtração digital. **Fonte:** adaptado de Gurgel, 2003. .... 18
- Figura 2.** Radiação espalhada para arco em C em rotação oblíqua anterior esquerda 90° com fluoroscopia pulsada a (a) 1 metro e (b) 1,5 metros do chão. **Fonte:** Balter, 2001a. .... 19
- Figura 3.** Objeto simulador antropomórfico virtual do tipo malha feminino. Este objeto possui 163 centímetros de altura e 60 kg de massa corporal. **Fonte:** ICRP 145 (2020). 24
- Figura 4.** Modelagem tridimensional da sala de radiologia intervencionista e posicionamento dos objetos simuladores. São mostrados o médico principal (A) e o paciente (B), assim como o detector (C) e o tubo de raios X (D). **Fonte:** Autoria própria. .... 25
- Figura 5.** Cenários de exposição modelados. **Fonte:** Autoria própria. .... 26

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Descrição dos cenários de exposição.....	26
<b>Tabela 2.</b> Parâmetros radiográficos utilizados de acordo com dados da literatura [Siiskonen <i>et al.</i> , 2007].....	27
<b>Tabela 3.</b> Especificações do espectro de raios X de acordo com dados da literatura [Santos <i>et al.</i> , 2015].....	27
<b>Tabela 4.</b> Valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ para o objeto antropomórfico virtual feminino representando a médica principal, considerando 6 cenários de exposição diferentes. Os erros percentuais são apresentados entre parênteses. ....	30

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>14</b>
2.1.    Objetivo geral .....	14
2.2.    Objetivos específicos .....	14
<b>3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>15</b>
3.1    Raios X .....	15
3.2    Fluoroscopia .....	16
3.3    Interação da radiação eletromagnética com a matéria.....	16
3.3.1.    Efeito fotoelétrico .....	16
3.3.2.    Espalhamento Compton.....	17
3.4.    Radiologia intervencionista .....	17
3.4.1.    Neurorradiologia intervencionista .....	17
3.4.2.    Angiografia cerebral .....	18
3.5.    Exposição ocupacional .....	19
3.6.    Proteção radiológica .....	19
3.6.1.    Princípios básicos de proteção radiológica.....	20
3.6.2.    Fatores de proteção radiológica.....	20
3.6.3.    Equipamentos de proteção individual e coletivos .....	21
3.7.    Grandezas dosimétricas .....	21
3.7.1.    Dose absorvida .....	21
3.7.2.    Dose equivalente.....	22
3.7.3.    Dose efetiva .....	22
3.7.4.    Kerma no ar .....	22
3.7.5.    Produto Kerma-Área.....	23
3.8.    Método Monte Carlo .....	23
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>24</b>
4.1.    Software de modelagem tridimensional .....	24
4.2.    Objetos simuladores antropomórficos virtuais .....	24
4.3.    Cenários de exposição .....	25
4.4.    Conversão para a linguagem do código MCNP 6.3 .....	26
4.5.    Parâmetros de simulação e definição da fonte.....	27
4.6.    Análise dos resultados .....	28
<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>30</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>34</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>35</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A radiologia intervencionista (RI) compreende procedimentos, com finalidade diagnóstica e terapêutica, guiados através de um acesso percutâneo a partir da utilização de imagens radiológicas em tempo real e de um material radiopaco como meio de contraste para a identificação da lesão ou local de tratamento, monitoramento e controle do exame e documentação da terapia [Kim *et al.*, 2012; ICRP 85, 2000; Canevaro, 2009]. As técnicas são utilizadas por uma diversidade de especialidades médicas, incluindo a neurorradiologia, que utiliza destas tecnologias aliada ao conhecimento neurológico para o tratamento de distúrbios relacionados ao sistema nervoso central [Kim *et al.*, 2012; Lunelli, 2012]. A angiografia cerebral é um destes exames diagnósticos que fornece um “mapa” detalhado da vascularização na região da cabeça e pescoço, possibilitando a detecção de anomalias nos vasos sanguíneos, como aneurismas, arterites e malformações vasculares [Lunelli, 2012].

Procedimentos endovasculares são vantajosos e plenamente justificáveis, uma vez que, por meio de técnicas pouco invasivas, seguras e altamente eficazes, possibilitam a realização de procedimentos complexos sem a necessidade de cortes cirúrgicos de grande extensão. Além disso, os benefícios incluem a redução do tempo de internação e, consequentemente, a diminuição da probabilidade de infecções e dos custos hospitalares, propiciando o restabelecimento rápido do paciente [Canevaro, 2009; D’Ercole *et al.*, 2007; Silva *et al.*, 2008]. Estes são alguns dos motivos pelos quais a quantidade e frequência destes exames tem aumentado rapidamente nos últimos anos [Papanastasiou *et al.*, 2021].

Apesar de todas essas razões, procedimentos de RI são bastante reconhecidos como os que apresentam os maiores riscos de exposição à radiação para a equipe médica, quando comparados com outras áreas da radiologia [Dendy, 2008; Lunelli, 2012]. Fatores como tempos prolongados de fluoroscopia, altas taxas de dose, uso inadequado de colimação e filtros, bem como a proximidade dos profissionais ao tubo de raios X e ao paciente, contribuem para exposições que, em certos casos, ultrapassam os limites para reações teciduais, incluindo catarata e efeitos cutâneos [Canevaro, 2009; Lunelli, 2012; Fletcher *et al.*, 2002, Silva *et al.*, 2008].

Como forma de reduzir essas exposições, é fundamental o uso de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs), como aventais de chumbo, protetores de tireoide e óculos plumbíferos, além de Equipamentos de Proteção Coletiva (EPCs), como vidros suspensos

e cortinas plumbíferas. No Brasil, a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) n.º 611 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), estabelece as condições para a operação dos serviços de RI, solicitando a descrição e implementação do programa de controle de qualidade e o plano de proteção radiológica [Brasil, 2022]. Contudo, ainda é relatado uma certa resistência ou uso inadequado dos EPIs e EPCs por parte dos profissionais, uma vez que muitos não tem formação sobre os conceitos envolvendo a radioproteção [Silva *et al.*, 2008; Sebastião *et al.*, 2022; ICRP 85, 2000].

Desse modo, visto que os profissionais que realizam procedimentos de neurorradiologia intervencionista estão sendo submetidos a elevadas exposições com uma frequência regular, há uma necessidade de analisar as diferenças ocasionadas nos coeficientes de conversão de dose, especialmente em função do uso de EPCs. Assim, como a estimativa direta destes valores é complicada, a simulação de Monte Carlo é um método confiável para avaliar procedimentos de RI [Santos *et al.*, 2014].

## 2. OBJETIVOS

### 2.1. Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é avaliar, por meio de simulação Monte Carlo, os coeficientes de conversão de dose equivalente ( $CC[H_T]$ ) e efetiva ( $CC[E]$ ) recebidos pelo médico principal durante a realização de um procedimento de angiografia cerebral, com foco na análise da influência dos EPCs nesses valores.

### 2.2. Objetivos específicos

Para isso, são fundamentais objetivos específicos, como:

- Buscar na literatura os parâmetros de interesse para a simulação e mais comumente utilizados em procedimentos de angiografia cerebral, como o tamanho de campo, tensão do tubo e filtrações;
- Gerar os espectros de raios X, através do *software SpekCalc* [Poludniowski, 2009];
- Construir computacionalmente o equipamento e o arco em C, assim como os EPIs e EPCs utilizados, a fim de mensurar a diferença nos valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$  causada pelo uso deles;
- Modelar e testar a fonte virtual, a fim de evitar quaisquer erros;
- Analisar os dados numéricos retornados pela simulação;
- Determinar os valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$ ;
- Comparar os resultados obtidos com os encontrados na literatura.

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 Raios X

Raios X é a designação dada a uma radiação eletromagnética de alta energia, capaz de ionizar a matéria e que tem origem na eletrosfera ou a partir do freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético [Mello Jr, 2016; Tauhata *et al.*, 2014]. A produção de raios X ocorre em um tubo de vidro que envolve vácuo contendo dois eletrodos hermeticamente selados: em uma das extremidades fica localizado o cátodo (eletrodo negativo) e a outra fica o ânodo (eletrodo positivo). O primeiro é um filamento de tungstênio por onde passa uma corrente e que, quando aquecido, tem a capacidade de emitir elétrons através de um processo chamado de emissão termiônica. Já o segundo, é formado por uma placa de cobre e um pequeno alvo de tungstênio. Assim, quando uma alta diferença de potencial é aplicada, os elétrons são acelerados em direção ao ânodo e adquirem altas velocidades [Mello Jr, 2016; Curry *et al.*, 1990; Khan, 2010]. A produção pode ocorrer de duas formas principais:

**Radiação característica:** Na radiação característica, o elétron gerado pelo cátodo colide com elétrons das camadas mais internas (K, L ou M) dos átomos do alvo. Esse processo deixa uma vacância que logo é preenchida por elétrons de camadas mais externas. Ao fazer isso, a energia resultante da diferença de energia entre as camadas é percebida na emissão de um elétron Auger ou na emissão de raios X. Este tipo de radiação recebe o título de “característica” por ser discretizada e específica para cada elemento, permitindo a identificação do material alvo [Curry *et al.*, 1990; Khan, 2010].

**Radiação de freamento (*Bremsstrahlung*):** Na radiação de freamento, o elétron acelerado se aproxima do núcleo do átomo do alvo, em razão da carga positiva deste. Essa atração resulta na perda de energia e desaceleração do elétron, mudando a trajetória original do mesmo. A energia perdida é emitida na forma de raios X, dado que o valor da mesma depende do ângulo de deflexão e da proximidade com o núcleo [Curry *et al.*, 1990; Khan, 2010].

No entanto, é importante mencionar que menos de 1% da energia dos elétrons é transformada em raios X, sendo os outros 99% transformado em calor [Curry *et al.*, 1990].

### 3.2 Fluoroscopia

A fluoroscopia é uma técnica que possibilita a visualização dinâmica e em tempo real das estruturas anatômicas e funcionalidades do organismo a partir do uso de contraste à base de iodo ou bário [Canevaro, 2009, Bushberg *et al.*, 2002]. Os componentes principais, considerando a cadeia de imagem, são: gerador de raios X, o tubo de raios X com filtros e colimadores e tubo intensificador de imagem conectado a uma câmera de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas [Silva, 2011; Canevaro, 2009].

Neste método, são utilizados dois modos: exposição contínua e pulsada. No primeiro, o gerador fornece uma corrente contínua durante o acionamento da fluoroscopia. Enquanto, no segundo, pulsos de radiação curtos e intensos são emitidos, permitindo um maior controle sobre altura, largura e frequência [Silva, 2011].

### 3.3 Interação da radiação eletromagnética com a matéria

A respeito das radiações indiretamente ionizantes, como fótons e nêutrons, o conceito de interação refere-se a fenômenos nos quais a direção da partícula e/ou a energia da mesma é modificada. Estes processos são probabilísticos e dependem do meio e energia inicial do fóton. Assim, por causa do caráter ondulatório e eletricamente neutro, o fóton pode percorrer grandes distâncias antes de sofrer qualquer tipo de interação, de tal forma que, quando interage, o mesmo tem a possibilidade de ser absorvido ou espalhado [Tauhata *et al.*, 2014; Turner, 2007].

Dessa forma, os fenômenos de interação predominantes para a faixa do radiodiagnóstico são: efeito fotoelétrico e espalhamento Compton.

#### 3.3.1. Efeito fotoelétrico

Responsável pela formação da imagem, o efeito fotoelétrico é caracterizado pela absorção total da energia do fóton incidente por um elétron orbital - geralmente presente na camada K, L, M ou N -, tendo como consequência, a ejeção deste elétron com energia cinética bem definida e correspondente à diferença entre a energia de ligação do elétron e a energia do fóton incidente. Esse processo gera uma vacância na camada de onde o elétron foi ejetado, sendo seguido pelo rápido preenchimento desta por um elétron de uma camada mais externa e posterior emissão de raios X ou elétrons Auger. O efeito é predominante para elementos químicos com número atômico elevado e baixas energias dos fótons [Turner, 2007; Tauhata *et al.*, 2014; Khan, 2010].



### 3.3.2. Espalhamento Compton

O espalhamento Compton é caracterizado pela interação de um fóton incidente com um elétron atômico - elétron mais fracamente ligado e dito “livre”, ou seja, com energia de ligação muito menor que do fóton incidente. Nesta interação, o elétron absorve parcialmente a energia do fóton e é emitido em um ângulo  $\theta$  e o fóton, com a energia restante e comprimento de onda alterado, é espalhado em um ângulo  $\phi$ . Assim, um fóton inicial pode ocasionar elétrons com uma ampla faixa de energias [Turner, 2007; Khan, 2010]. Este efeito é o responsável pela presença de ruídos e comprometimento das imagens radiográficas, além da radiação espalhada pelo paciente, causando o aumento das doses nos profissionais intervencionistas [Khan *et al.*, 2014].

## 3.4. Radiologia intervencionista

A radiologia intervencionista está relacionada com procedimentos que compreende intervenções terapêuticas e diagnósticas em que são utilizados meios de contraste para melhor visualização dos órgãos ou tecidos. A técnica, normalmente executada sob anestesia local ou sedação, utiliza imagens fluoroscópicas para guiar acessos percutâneos, a fim da localização de lesões vasculares ou do sítio de tratamento, monitoramento do procedimento e realização do tratamento [ICRP 85, 2000].

As técnicas guiadas fluoroscopicamente, inicialmente desenvolvidas por radiologistas, atingiram diferentes áreas com especialidades de não-radiologistas, como traumatologistas, pediatras, entre outras [Canevaro, 2009].

### 3.4.1. Neurorradiologia intervencionista

A neurorradiologia intervencionista teve seu início na década de 60 com a descrição de uma técnica de obstrução de malformações arteriovenosas cerebrais a partir da inserção de esferas silásticas nas artérias do pescoço pelo neurocirurgião Alfred Lussenhop [Magalhães, 2011]. No final dos anos 1980, com o desenvolvimento da angiografia com subtração digital e da aquisição de imagens 3D, a neurorradiologia expandiu, viabilizando a visualização das lesões dos vasos do sistema nervoso central [Lunelli, 2012].

A especialidade utilizada técnicas fluoroscópicas para guiar cateteres inseridos através da artéria femoral até o local do distúrbio em procedimentos diagnósticos e/ou

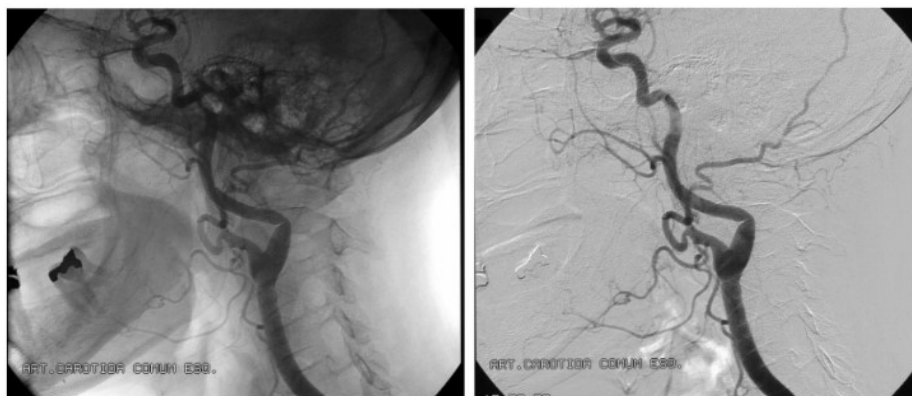
terapêuticos, contribuindo principalmente como uma técnica auxiliar a neurocirurgia em tratamentos de malformações arteriovenosas e aneurismas cerebrais em que a intervenção cirúrgica é inviável [Lunelli, 2012; Lukic *et al.*, 2019].

### 3.4.2. Angiografia cerebral

A angiografia é uma técnica que, através de imagens em tempo real, permite a visualização do sistema circulatório dos pacientes, como a de um vaso sanguíneo após determinada condição de trauma, doença ou cirurgia. Sequências de fluoroscopias não registradas auxiliam a guiar e avançar um cateter para o local de interesse e, posteriormente, utilizando fluorografia de alta taxa de quadros, o contraste radiográfico é injetado nas veias [Lunelli, 2012; Bushberg *et al.*, 2002].

A angiografia cerebral permite a visualização da vascularização na região da cabeça e pescoço. As duas principais aplicações incluem: a detecção de anomalias, como aneurismas, arterites, malformações arteriovenosas ou obstruções causadas por trombos ou ateromas e, além disso, a detecção de tumores a partir da observação da neurovascularização [Lunelli, 2012; Balériaux, 2002].

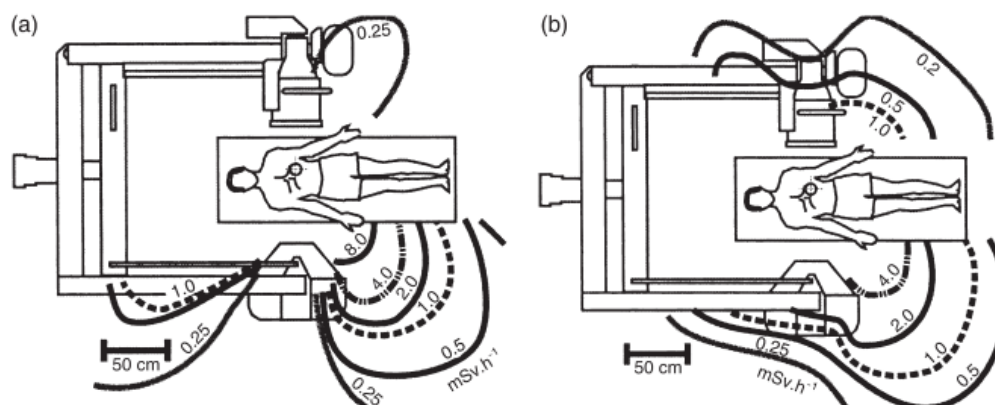
Na Figura 1, é possível visualizar a diferença entre uma angiografia convencional e uma com subtração digital. No primeiro caso (imagem a esquerda), estruturas como o tecido ósseo são vistos em conjunto com os vasos preenchidos de contraste. Agora, no segundo caso (imagem a direita), faz-se a aquisição de imagens da região para posterior subtração destas quando a sequência com o material de contraste injetado é obtida [Lunelli, 2012].



**Figura 1.** Angiografia cerebral da carótida comum esquerda. Na imagem a esquerda foi realizada uma angiografia convencional, enquanto na imagem da direita é mostrada uma angiografia com subtração digital. **Fonte:** adaptado de Gurgel, 2003.

### 3.5. Exposição ocupacional

A exposição dos médicos que realizam procedimentos intervencionistas é a maior registrada entre os serviços hospitalares, o que confirmam dados publicados pelo Comitê Científico das Nações Unidas sobre os efeitos das radiações ionizantes (UNSCEAR) [UNSCEAR, 2008; Lunelli, 2012]. Esta exposição ocupacional tem a origem principal na radiação espalhada pelo paciente, como é mostrado na Figura 2 [ICRP, 2000].



**Figura 2.** Radiação espalhada para arco em C em rotação oblíqua anterior esquerda 90° com fluoroscopia pulsada a (a) 1 metro e (b) 1,5 metros do chão. **Fonte:** Balter, 2001a.

Além deste, existem outros fatores que podem afetar no aumento ou diminuição da radiação espalhada, como: altura da mesa, posição do intensificador de imagem e as projeções realizadas durante o procedimento, assim como a radiação de fuga do cabeçote do equipamento [Silva, 2011; Balter, 2011a].

É importante ressaltar que o operador principal é o componente da equipe médica que recebe os maiores valores de doses, uma vez que é o indivíduo mais próximo do tubo de raios X e do paciente, permanecendo na sala de procedimento o tempo todo. Ademais, as elevadas cargas de trabalho e a complexidade dos procedimentos colaboram para o aumento da exposição [Kim *et al.*, 2012; Silva, 2011; UNSCEAR, 2008].

### 3.6. Proteção radiológica

A proteção radiológica, segundo a norma NN 3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), é o conjunto de ações que tem como objetivo prevenir à exposição desnecessária à radiação, protegendo os seres humanos e o meio ambiente de potenciais efeitos adversos induzidos pela radiação ionizante [CNEN, 2024].

### 3.6.1. Princípios básicos de proteção radiológica

Os requisitos básicos de proteção radiológica incluem a: Justificação, Otimização e Limitação de Dose [CNEN, 2024].

- Justificação: A dose acumulada, considerando um período de muitos anos, é tida como um fator preponderante para a ocorrência de efeitos somáticos. Contudo, as doses recebidas por tratamentos médicos com raios X ou radiação natural, não são ponderadas nesta dose acumulada. Assim, a exposição deve ser justificada de tal forma que produza um benefício líquido positivo, para a sociedade ou para os indivíduos expostos, suficiente para compensar um eventual dano [Tauhata *et al.*, 2014; CNEN, 2024].
- Otimização: O princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) estabelece que as exposições ocupacionais devem ser mantidas tão baixa quanto razoavelmente exequíveis. Assim, a otimização deve ser aplicada em situações praticáveis, considerando os recursos disponíveis, como nas medidas de proteção e na execução de procedimentos com doses de radiação suficientes para atingir determinada finalidade [Tauhata *et al.*, 2014; CNEN, 2024].
- Limitação de Dose: O princípio restringe, de tal modo que a combinação de exposições não ultrapasse os limites especificados na norma NN 3.01 para os indivíduos ocupacionalmente expostos e do público em geral, a fim de diminuir a probabilidade de efeitos teciduais [CNEN, 2024].

### 3.6.2. Fatores de proteção radiológica

Existem três fatores que influenciam na radioproteção, sendo eles tempo, distância e blindagem [Tauhata *et al.*, 2014].

- Tempo: A quantidade de dose acumulada por um indivíduo ocupacionalmente exposto, considerando uma determinada taxa de dose, é diretamente proporcional ao tempo em que ele permanece na área. Assim, os efeitos posteriores ocasionados serão menores conforme a redução do tempo de exposição [Tauhata *et al.*, 2014].
- Distância: Considerando uma fonte puntiforme, a taxa de dose de radiação é proporcional ao inverso do quadrado da distância. Dessa forma, a duplicação da distância provocaria uma redução da exposição em  $\frac{1}{4}$  do seu valor inicial [Tauhata *et al.*, 2014; König *et al.*, 2019].

- Blindagem: Blindagens são empregadas a fim de reduzir a exposição dos indivíduos envolvidos em um determinado procedimento de radiologia [Zandoná, 2024]. A escolha e espessura do material para essa blindagem depende de alguns fatores como: tipo de radiação, atividade da fonte, taxa de dose, energia do fóton, intensidade e geometria do feixe [Tauhata *et al.*, 2014; Bushberg *et al.*, 2002].

Em procedimentos intervencionistas, é importante ressaltar que a experiência e treinamento do operador tem relevância, principalmente com relação ao primeiro fator. Além disso, a *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) orienta a permanência de ao menos dois metros do paciente e do equipamento de raios X, o que não é viável ao se tratar de RI. Dessa forma, as blindagens se tornam de grande importância, e podem ser divididas em EPIs e EPCs [Tauhata *et al.*, 2014; Bushberg *et al.*, 2002, König *et al.*, 2019].

### **3.6.3. Equipamentos de proteção individual e coletivos**

Equipamentos de proteção são acessórios utilizados nos locais de trabalho e feitos de materiais específicos que tem como finalidade a prevenção de prováveis efeitos advindos da radiação, sendo um método eficiente e de baixo custo para proteger indivíduos ocupacionalmente expostos e pacientes da radiação [Tauhata *et al.*, 2014; Soares *et al.*, 2022].

No caso de EPIs, estes acessórios estão disponíveis em diferentes formatos e em espessuras que podem variar entre 0,25 mm e 1 mm de chumbo. A escolha deve levar em consideração o peso, conforto, ajuste no corpo, eficácia, entre outros fatores [Garg *et al.*, 2021].

Agora, com relação aos EPCs, as telas suspensas fornecem proteção para a parte superior da equipe médica, principalmente para os olhos. Geralmente são confeccionadas de acrílico e óxido de chumbo e apresentam espessura equivalente a 0,5 mm de chumbo [König *et al.*, 2019]. Além disso, a cortina disposta abaixo da mesa do paciente pode ser posicionada em ambos os lados da mesa, a fim de proteger as partes inferiores dos profissionais, fornecendo proteção equivalente a 0,5 mm de chumbo [Garg *et al.*, 2021].

## **3.7. Grandezas dosimétricas**

### **3.7.1. Dose absorvida**

A dose absorvida ( $D$ ) é a grandeza física básica para a proteção radiológica, sendo válida para qualquer tipo de meio e radiação. Pode ser definida como a energia média ( $d\varepsilon$ ) depositada pela radiação ionizante em um volume de massa ( $dm$ ) de tecido ou órgão (Equação 1). A unidade de medida é expressa em *Joules* por quilograma (J/kg) ou *Gray* (Gy) [Okuno *et al.*, 2010; ICRP 103, 2007; Tauhata *et al.*, 2014 ].

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

### 3.7.2. Dose equivalente

A dose equivalente ( $H_T$ ) é a grandeza responsável pela limitação de dose no cristalino, pele, entre outros. É calculada através da multiplicação da dose absorvida ( $D_T$ ) e do fator de ponderação da radiação  $w_R$  (Equação 2), que varia conforme a efetividade biológica relativa da radiação ionizante em induzir efeitos estocásticos. A unidade de medida é expressa em *Sievert* (Sv) [Okuno *et al.*, 2010; ICRP 103, 2007; Tauhata *et al.*, 2014 ].

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

### 3.7.3. Dose efetiva

A dose efetiva ( $E$ ) é a grandeza responsável pela limitação de exposição do corpo todo, como tentativa de reduzir a probabilidade de efeitos estocásticos. É calculada através do somatório das doses equivalentes em cada tecido ou órgão multiplicada deste pelo fator de ponderação dos tecidos  $w_T$  (Equação 3), que está relacionado à radiosensibilidade do órgão. A unidade de medida é expressa em *Sievert* (Sv) [Okuno *et al.*, 2010; ICRP 103, 2007; Tauhata *et al.*, 2014].

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

### 3.7.4. Kerma no ar

O Kerma pode ser definido como a energia total transferida ao meio ( $dE_{tr}$ ), ou seja, está relacionado com a soma das energias cinéticas iniciais das partículas carregadas que foram liberadas por partículas não carregadas em um volume de massa  $dm$  (Equação 4). A unidade de medida é expressa em *Joules* por quilograma (J/kg) ou *Gray* (Gy) [Okuno *et al.*, 2010; ICRP 103, 2007; Tauhata *et al.*, 2014].

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

### 3.7.5. Produto Kerma-Área

O Produto Kerma-Área é definido como a energia transferida no ar multiplicado pela área da irradiação do feixe. A grandeza é medida por meio de uma câmara de ionização posicionada na saída do tubo de raios X a partir da integração da exposição em todo o campo da imagem. A unidade de medida é expressa em  $Gy.cm^2$  [Tauhata *et al.*, 2014; Mazuim, 2020].

### 3.8. Método Monte Carlo

O Método Monte Carlo (MMC) foi formalizado por John Von Neumann e Stanislaw Ulam, durante o Projeto Manhattan na Segunda Guerra Mundial, como uma forma de auxiliar na tomada de decisões [IBM Cloud Education, 2020]. O nome faz referência à cidade de mesmo nome localizada em Mônaco e famosa pelos jogos de azar. Isso porque as simulações são baseadas em eventos aleatórios, assim como um jogo de roleta [Yoriyaz, 2009]. Assim, o método faz uso de funções de densidade de distribuição de probabilidade, observando o comportamento de resultados, por meio de técnicas estatísticas, sobre uma grande quantidade de eventos [Yoriyaz, 2009].

Na física médica, este conceito é utilizado para o transporte de radiação e interação desta com a matéria, de tal forma que, todo o conjunto de eventos que envolvem uma partícula – processo conhecido como história, abrangendo acontecimentos desde a emissão da mesma pela fonte até o momento que ela é absorvida ou sai do sistema - é registrado [Yoriyaz, 2009].

O Monte Carlo N-Particle<sup>®</sup> (MCNP) é um dos códigos computacionais que foram desenvolvidos que utilizam os conceitos do MMC. Este em específico foi elaborado pelo *Los Alamos National Laboratory (LANL)* e é um código de uso geral que, a partir do cumprimento de alguns princípios, pode ser utilizado para rastrear até trinta e sete tipos de partículas com uma vasta gama de energias [Kulesza *et al.*, 2022].

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. *Software* de modelagem tridimensional

O *Blender* é um *software* de modelagem tridimensional gratuito e de código aberto com funcionalidades que permitem a criação de geometrias complexas e detalhadas. Lançado em 1995 pelo estúdio de animação holandês *NeoGeo*, o programa é utilizado por profissionais de diferentes áreas de atuação [Blender, 2022]. Neste trabalho, o software foi utilizado na criação dos cenários de exposição realistas para a simulação de transporte de partículas.

### 4.2. Objetos simuladores antropomórficos virtuais

Os objetos simuladores antropomórficos são representações virtuais anatômicas do corpo humano. Para este trabalho, foi utilizado o objeto simulador do tipo malha (MRCP – *Mesh-type Reference Computational Phantom*) correspondente ao modelo feminino apresentado na Publicação 145 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica [ICRP 145, 2020]. Figura 3 ilustra o objeto simulador adotado neste trabalho. O motivo desta escolha deve-se à certas limitações exibidas pelos objetos simuladores do tipo *voxel* apresentados na Publicação 110 [ICRP 110, 2009], especialmente no que se refere à geometria desta malha ser construída por meio de cubos retangulares e, tendo como consequência, a retratação imprecisa dos órgãos e tecidos. Assim, os objetos simuladores MRCPs possuem maior detalhamento em estruturas pequenas e em tecidos muito finos, como a lente dos olhos, proporcionando cálculos de doses mais precisos [Hetrick *et al.*, 2023].

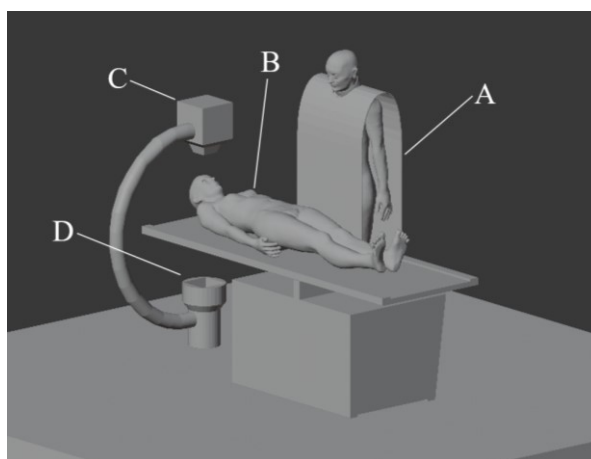


**Figura 3.** Objeto simulador antropomórfico virtual do tipo malha feminino. Este objeto possui 163 centímetros de altura e 60 kg de massa corporal. **Fonte:** ICRP 145 (2020).



### 4.3. Cenários de exposição

O cenário de exposição consistia em uma sala de radiologia intervencionista simplificada, contendo apenas uma mesa cirúrgica e um tubo de raios X e detector acoplados por um arco em C. O sistema foi baseado no modelo WHA-200 – Arco para Procedimentos Cirúrgicos e Vasculares OPESCOPE ACTIV/OPESCOPE PLENO produzido pela Shimadzu Corporation [Shimadzu, 2011]. Os objetos simuladores femininos foram dispostos em posição de decúbito dorsal e em posição ortostática, a fim de representar o paciente e o médico principal, respectivamente. A distância entre o profissional e o ombro da paciente foi de 25 centímetros. A Figura 4 mostra o cenário modelado com o *software Blender*.



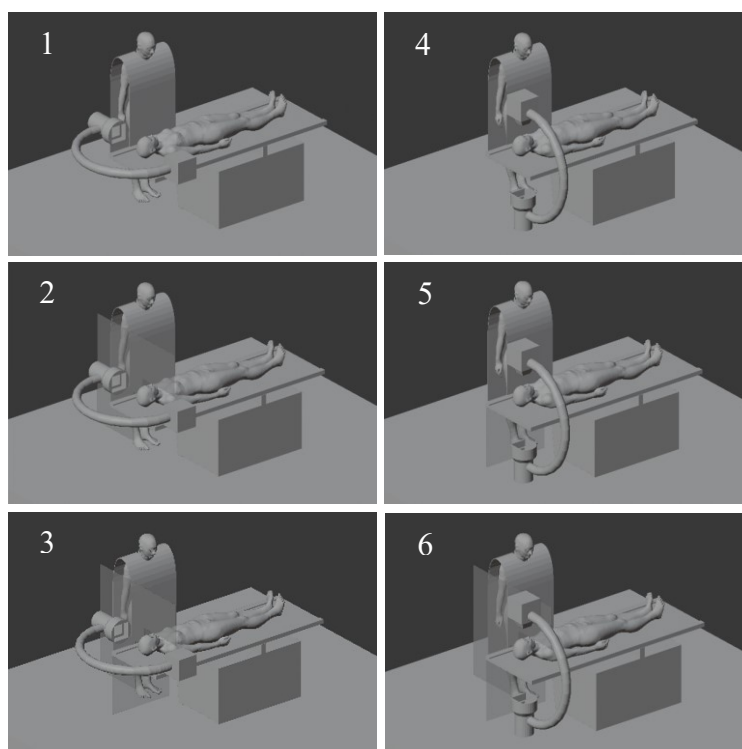
**Figura 4.** Modelagem tridimensional da sala de radiologia intervencionista e posicionamento dos objetos simuladores. São mostrados o médico principal (A) e o paciente (B), assim como o detector (C) e o tubo de raios X (D). **Fonte:** Autoria própria.

Em todos os cenários, o médico principal utilizava os EPIs, sendo eles o avental de chumbo e o protetor de tireoide. Ambos foram modelados com uma espessura de 0,5 mm de chumbo. Com a intenção de analisar possíveis diferenças nos valores dos coeficientes de conversão de dose, adicionou-se os EPCs, como a cortina fixada na mesa e o vidro plumbífero, considerando duas projeções diferentes: lateral direita (LD) e pósterio-anterior (PA) [Santos *et al.*, 2015]. Os EPCs também foram modelados com espessuras de 0,5 mm de chumbo. A Tabela 1 descreve de forma mais específica cada um dos cenários simulados e a Figura 5 mostra as imagens de cada um deles.

**Tabela 1.** Descrição dos cenários de exposição.

<b>Cenários</b>	<b>Descrição</b>
Cenário 1	Projeção LD sem nenhum EPC
Cenário 2	Projeção LD com o uso somente do vidro plumbífero
Cenário 3	Projeção LD com o uso da cortina e do vidro plumbífero
Cenário 4	Projeção PA sem nenhum EPC
Cenário 5	Projeção PA com o uso somente da cortina de chumbo
Cenário 6	Projeção PA com o uso da cortina e do vidro plumbífero

**Fonte:** Autoria própria (2025).

**Figura 5.** Cenários de exposição modelados. **Fonte:** Autoria própria.

#### 4.4. Conversão para a linguagem do código MCNP 6.3

Após a nomeação de todas as estruturas envolvidas e os cenários finalizados, os arquivos foram exportados em formato *.obj*. Para que fosse possível a conversão, foi necessário definir a lista de materiais contendo a densidade deles e as frações de peso correspondente a fótons da composição química do material, obtidos através do *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling* [McConn

*et al.*, 2011]. Com relação aos objetos simuladores, os dados são disponibilizados pela ICRP 145 [ICRP 145, 2020]. Esta lista foi exportada em formato *.txt*.

O código POLY2TET, desenvolvido por Han e colaboradores do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Hanyang [Han *et al.*, 2020], foi utilizado para unir esses dois arquivos e transformá-los em um que foi utilizado no código MCNP 6.3.

#### 4.5. Parâmetros de simulação e definição da fonte

Para este trabalho, alguns dos parâmetros radiográficos mais utilizados em procedimentos de angiografia cerebral foram retirados da literatura [Siiskonen *et al.*, 2007] e são mostrados na Tabela 2. Estes parâmetros são importantes para a definição do tamanho e posicionamento adequado da fonte.

**Tabela 2.** Parâmetros radiográficos utilizados de acordo com dados da literatura [Siiskonen *et al.*, 2007]

Parâmetros	Valores
Tensão do tubo de raios X	80 kV
Tamanho de campo	7 cm × 7 cm
Distância foco-pele	60 cm

**Fonte: Autoria própria (2025).**

O espectro foi obtido por meio do *software SpekCalc* [Poludniowski, 2009]. As especificações referentes ao material e angulação do anodo, assim como a filtração do feixe foram retirados do estudo publicado por Santos *et al.* (2015) e são mostrados na Tabela 3.

**Tabela 3.** Especificações do espectro de raios X de acordo com dados da literatura [Santos *et al.*, 2015]

Especificação do anodo	Referência
Material	Tungstênio
Angulação	12°
Filtração	3,5 mmAl

**Fonte: Autoria própria (2025).**

A partir disto, as informações foram então colocadas no cartão SDEF, de acordo com o modelo proposto pelo MCNP [Kulesza *et al.*, 2022]. Neste trabalho, ficou da seguinte forma:

- **PAR:** indica o tipo de partícula a ser emitida pela fonte. Neste caso, foram considerados apenas fótons.
- **ERG:** representa a energia do sistema. Assim, considerou-se o espectro, obtido pelo *SpekCalc*, para a tensão de 80 kV.
- **XYZ:** refere-se ao posicionamento e tamanho da fonte em relação às coordenadas do sistema. Foram considerados o tamanho de campo e a distância foco-pele presentes na Tabela 2 para determinar este parâmetro.
- **VEC:** define a direção das partículas. Como configuração padrão, o MCNP gera fontes isotrópicas. Contudo, para este trabalho, foi definido que as partículas saem do equipamento e vão em direção à cabeça do objeto simulador antropomórfico virtual.

#### 4.6. Análise dos resultados

A quantidade de partículas geradas pela fonte foi estabelecida de forma a tentar reduzir o erro estatístico a um valor ínfimo [Kulesza *et al.*, 2022]. Assim, foram simuladas  $1E9$  histórias de partículas. Além disso, foi utilizado o *tally* +F6, a fim de obter a energia depositada pelas partículas em uma massa ( $\text{MeV/g/source-particle}$ ).

Após o término da simulação e retorno dos resultados, o coeficiente de conversão de dose equivalente foi calculado através da equação 5.

$$CC[H_T] = \sum_R \frac{D_{T,R} \cdot w_R}{PKA_{sim}} \quad (5)$$

em que  $D_{T,R}$  está relacionado com a dose que cada órgão/tecido recebe e é dada pelo *tally* +F6. O  $w_R$  é o fator de ponderação para cada tipo de radiação. Neste caso, como estão sendo simulados fótons, o valor para este parâmetro é 1 [ICRP 103, 2007]. O Produto Kerma-Área simulado ( $PKA_{sim}$ ) foi calculado construindo um paralelepípedo - com área de  $100 \text{ cm}^2$  - posicionado na saída do tubo de raios X. A energia, obtida através do *tally* +F6, recebida por este paralelepípedo foi de  $3,18 \times 10^{-5} \text{ MeV/g/source-particle}$  e, com a multiplicação desta pela área, obteve-se  $3,18 \times 10^{-3} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^2/\text{g/source-particle}$ .

Com base nos resultados obtidos anteriormente, o coeficiente de conversão de dose efetiva foi calculado por meio da equação 6.

$$CC[E] = \sum_T CC[H_T] \cdot w_T \quad (6)$$

em que  $w_T$  é o fator de ponderação tecidual [ICRP 103, 2007].

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Por meio das simulações computacionais, estimou-se os valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$  para o médico principal e a incerteza percentual associada. Os resultados são apresentados na Tabela 4. É importante ressaltar que os olhos não foram considerados no cálculo de dose efetiva, uma vez que não é apresentado o valor do fator de ponderação tecidual referente a este órgão pela publicação 103 da ICRP [ICRP 103, 2007].

**Tabela 4.** Valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$  para o objeto antropomórfico virtual feminino representando a médica principal, considerando 6 cenários de exposição diferentes. Os erros percentuais são apresentados entre parênteses.

Órgãos	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 1	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 2	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 3	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 4	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 5	$CC[H_T]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ] Cenário 6
Medula óssea vermelha	1,67E-06 (9,28)	7,82E-08 (26,76)	8,01E-08 (9,28)	1,82E-06 (9,41)	1,81E-06 (10,14)	5,39E-07 (9,28)
Cólon	2,29E-08 (3,74)	1,33E-08 (5,32)	1,15E-08 (4,97)	1,75E-08 (4,50)	1,41E-08 (5,98)	3,28E-08 (3,95)
Pulmões	2,35E-08 (2,96)	2,10E-09 (7,52)	1,52E-09 (8,60)	2,45E-08 (2,61)	2,30E-08 (2,72)	6,15E-09 (4,24)
Mamas	1,90E-08 (4,80)	5,64E-09 (6,73)	4,30E-09 (7,04)	3,72E-08 (2,32)	3,25E-08 (2,46)	2,21E-08 (3,07)
Tecidos remanescentes*	8,75E-08 (2,01)	2,13E-08 (3,30)	9,36E-09 (3,71)	1,23E-07 (2,15)	5,73E-08 (2,29)	2,47E-08 (2,11)
Ovários	1,57E-08 (2,34)	2,22E-09 (10,86)	3,81E-09 (12,99)	1,21E-08 (2,33)	5,61E-09 (2,32)	3,58E-09 (4,26)
Esôfago	2,73E-08 (9,27)	2,86E-09 (30,60)	1,04E-09 (40,53)	2,84E-08 (9,15)	2,25E-08 (9,65)	7,77E-09 (16,99)
Fígado	3,85E-08 (1,27)	2,96E-09 (4,57)	1,32E-09 (6,76)	3,30E-08 (1,38)	3,01E-08 (1,44)	8,03E-09 (2,79)
Tireoide	7,89E-08 (8,09)	5,30E-09 (32,88)	6,34E-09 (30,07)	8,14E-08 (7,96)	8,25E-08 (8,07)	3,05E-08 (12,85)
Superfície óssea	6,75E-07 (0,86)	1,76E-07 (2,67)	2,36E-08 (2,95)	1,07E-06 (0,92)	4,67E-07 (1,00)	1,06E-07 (1,78)
Cérebro	6,00E-07 (0,39)	2,33E-08 (1,93)	2,27E-08 (1,95)	6,93E-07 (0,37)	6,91E-07 (0,37)	9,20E-08 (1,00)
Glândulas salivares	1,54E-06 (1,53)	6,06E-08 (6,33)	5,29E-08 (6,87)	1,71E-06 (1,41)	1,70E-06 (1,43)	2,80E-07 (2,42)
Pele	8,16E-07 (1,09)	1,69E-07 (2,41)	2,75E-08 (5,86)	1,24E-06 (0,88)	4,95E-07 (1,39)	1,13E-07 (2,89)
Olho esquerdo	1,99E-06 (2,59)	1,14E-07 (10,80)	1,35E-07 (9,86)	2,62E-06 (2,25)	2,64E-06 (2,24)	1,05E-06 (3,50)
Olho direito	3,97E-06 (1,85)	1,62E-07 (9,00)	1,62E-07 (9,18)	4,51E-06 (1,72)	4,46E-06 (1,73)	6,59E-07 (4,47)
$CC[E]$ [Sv/Gy · cm <sup>2</sup> ]	<b>2,63E-07</b> <b>(2,24)</b>	<b>2,08E-08</b> <b>(5,33)</b>	<b>1,55E-08</b> <b>(5,11)</b>	<b>2,98E-07</b> <b>(2,31)</b>	<b>2,73E-07</b> <b>(2,84)</b>	<b>8,74E-08</b> <b>(2,82)</b>

Fonte: Autoria própria (2025).

\*Tecidos restantes estão listados na ICRP 103, são eles: Adrenais, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix.

Analisando a Tabela 4 de uma forma mais geral, órgãos como cérebro, pele, olhos e glândulas salivares apresentaram valores de  $CC[H_T]$  maiores, uma vez que não estavam sendo blindados por equipamentos de proteção específicos e, conseqüentemente, estavam sendo mais afetados pela radiação espalhada pelo paciente. Diversos estudos ressaltam que, durante procedimentos intervencionistas, a proximidade do profissional do tubo de raios X e do paciente, tem como consequência maiores valores de doses [Santos *et al.*, 2014; Santos *et al.*, 2020; Haga *et al.*, 2017; Chida, 2022; Dorman *et al.*, 2023], demonstrando a importância de um posicionamento estratégico por parte da equipe multidisciplinar na sala de procedimento, a fim de minimizar a exposição à radiação espalhada [Maschio *et al.*, 2024].

Considerando os resultados obtidos para cada projeção, primeiramente, para os cenários feitos em projeção lateral direita, é possível verificar da Tabela 4 que, o cenário 2 – com o uso somente do vidro plumbífero – em relação ao cenário 1 (sem o uso de nenhum EPC), proporcionou reduções nos valores de  $CC[H_T]$  em mais de 70% para a grande maioria dos órgãos. Esse comportamento pode ser justificado por causa da blindagem que o vidro assegurou, principalmente na abertura da região da lateral do avental. As reduções mais acentuadas foram observadas para as glândulas salivares (96%), cérebro (96%) e medula óssea vermelha (95%). Os resultados são positivos, uma vez que tumores no cérebro podem estar relacionados à exposição ocupacional durante procedimentos intervencionistas [Garzón *et al.*, 2020]. Enquanto isso, o cólon apresentou uma diminuição de apenas 40%. Com relação ao valor de  $CC[E]$ , o uso do vidro plumbífero resultou numa redução de 92%.

O cenário 3 – no qual foram combinados o uso do vidro e da cortina plumbífera, quando comparado com o cenário 1, apresentou reduções ainda maiores para os valores de  $CC[H_T]$  do que só com o uso do vidro plumbífero. Estruturas como a pele e ossos, a diminuição atingiu 96%. Para o valor de  $CC[E]$ , foi verificado uma redução de 94%, aumentando a efetividade da proteção em 2% em relação à comparação só com o uso do vidro plumbífero. Santos *et al.* (2015) encontrou valores de  $1,6E-07$  Sv/Gy·cm<sup>2</sup> e  $2,4E-08$  Sv/Gy·cm<sup>2</sup> para os  $CC[E]$  na projeção lateral direita considerando a não utilização e a utilização dos equipamentos de proteção coletivos, respectivamente - ou seja, nas situações que seriam identificadas como os cenários 1 e 3 deste trabalho. A diferença é

que, em seu estudo, o médico principal, representado por um objeto simulador antropomórfico denominado MASH [Cassola *et al.*, 2010], utilizava os óculos plumbíferos e a distância foco-pele para esta projeção era de 64 centímetros. Porém, mesmo considerando essas variações, os resultados ficaram próximos dos obtidos por este estudo, com diferenças percentuais de 38% para a situação do cenário 1 e 35% para a situação do cenário 3 [Santos *et al.*, 2015].

Agora, comparando o cenário 2 com o cenário 3, a utilização da combinação dos EPCs em relação ao uso exclusivo do vidro plumbífero, demonstrou diminuição nos valores de  $CC[H_T]$  de 86% (ossos) e 83% (pele), ao passo que outras estruturas, como o fígado, esôfago e tecidos remanescentes, apresentaram diminuições por volta de 55%. A variação no valor de  $CC[E]$  ficou em 25%. Estes resultados mostram que, para esta projeção, a combinação dos dois tipos de equipamentos de proteção coletiva é bastante favorável.

Em relação aos cenários feitos para projeção PA, ao analisar os resultados apresentados na Tabela 4, observou-se, de forma geral, reduções nos valores de  $CC[H_T]$  menos acentuadas do que em relação à projeção LD. Comparando os cenários sem nenhum EPC (cenário 4) e com a utilização somente da cortina (cenário 5), obteve-se diminuições de 60% para a pele, 56% para os ossos e 53% para os ovários e tecidos remanescentes. Esse comportamento é coerente com a função protetiva da cortina de chumbo para a parte inferior do corpo [Garg *et al.*, 2021], ficando ainda mais evidenciado ao analisar as pequenas variações em órgãos localizados na parte superior do corpo, como a tireoide, cérebro e glândulas salivares, que apresentaram variações próximas a 0%. Para o valor de  $CC[E]$  observou-se uma redução de apenas 8%. Contudo, considerando uma grande quantidade de procedimentos e um longo período de atuação do médico principal, mesmo reduções pequenas são importantes de serem consideradas.

O cenário 6 – no qual foram combinados o uso da cortina e do vidro plumbífero –, quando comparado com o cenário 4, observou-se que, a adição do vidro provocou um impacto significativo nos valores de  $CC[H_T]$ , com reduções de 90% nos ossos e na pele, 86% no cérebro, 83% nas glândulas salivares e próximo de 75% para os pulmões e fígado. Essa diferença, consequentemente, também foi percebida no valor de  $CC[E]$ , que apresentou uma redução de 70%. Santos *et al.* (2015) encontrou  $2,6E-07$  Sv/Gy·cm<sup>2</sup> e  $4,0E-08$  Sv/Gy·cm<sup>2</sup> para os  $CC[E]$  na projeção PA considerando, novamente, a não utilização e a utilização dos equipamentos de proteção coletivos, respectivamente - situações que seriam os cenários 4 e 6 neste trabalho. Como mencionado, em seu estudo,



o médico era representando por um tipo diferente de objeto simulador e utilizava os óculos plumbíferos, além da distância foco-pele, que era de 44 centímetros para a projeção analisada. As maiores diferenças do presente estudo em relação ao trabalho de Santos *et al.* (2015) foram na situação na qual todos os equipamentos coletivos eram utilizados, com diferença percentual de 54%. A situação de não inclusão dos EPCs, no entanto, apresentou uma diferença de apenas 13%.

Agora, comparando o cenário 5 com o cenário 6, a utilização da combinação dos EPCs com relação ao uso isolado da cortina, demonstrou diminuição relativamente expressiva nos valores de  $CC[H_T]$ , apresentando reduções de 86% para o cérebro, 83% para as glândulas salivares, 77% para os ossos e pele, e de 73% para o fígado. O valor de  $CC[E]$  diminuiu em 68%, sugerindo que o vidro plumbífero influencia significativamente nos valores de doses ocupacionais.

A avaliação das doses recebidas pelos olhos é muito importante para a proteção radiológica, fornecendo informações importante sobre a ocorrência de reações teciduais [Fletcher *et al.*, 2002; Moritake *et al.*, 2008]. Com relação aos valores de  $CC[H_T]$  para os olhos, observou-se diferenças de até 95% para a projeção LD e até 85% para a projeção PA, quando comparados os cenários 1 e 3, e 4 e 6, respectivamente. Assim, o uso dos dois EPCs combinados tem influência significativa na redução destes valores e, consequentemente, na proteção do médico contra a radiação espalhada.

## 6. CONCLUSÃO

Neste trabalho, foram analisadas as diferenças ocorridas nos valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$  para o médico principal com relação ao uso de EPCs. Os resultados indicaram que a utilização dos EPCs, seja de forma isolada ou combinada, contribuiu significativamente para a redução nos valores de  $CC[H_T]$  e  $CC[E]$ .

Os resultados obtidos para os valores de  $CC[H_T]$  tiveram uma redução significativa para estruturas como o cérebro, glândulas salivares e pele em ambas as projeções. Além disso, os valores de  $CC[E]$  ficaram próximos aos encontrados na literatura, sendo registrada uma diminuição de 94% para a projeção LD e 70% para a PA quando comparados os cenários onde não eram usados nenhum dos EPCs e a combinação de ambos, ressaltando relevância da utilização de diferentes formas de proteção individual e coletiva.

Ademais, é importante ressaltar que, sempre que possível, é aconselhável a permanência mais afastada do tubo de raios X e do paciente, a fim de evitar a exposição causada pela radiação espalhada. Concomitantemente, é interessante a otimização das práticas, mantendo a qualidade de imagem e dos procedimentos.

## REFERÊNCIAS

- BALDER, S. Stray radiation in the cardiac catheterization laboratory. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 94, n. 1-2, p. 183-188, 2001a.
- BALÉRIAUX, D. Neuroradiology: past, present and future. **Medica Mundi**, v. 40, n. 3, p. 156 – 170, 2002.
- BLENDER FOUNDATION. **Blender**. Uptodown, 2022. Disponível em: <https://www.blender.org/download/>. Acesso em: 07 jan. 2025.
- 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.
- BRASIL. Ministério do Trabalho. Portaria MTB nº 3.214, de 08 de junho de 1978. Aprova as normas regulamentadoras – NR – do Capítulo V, Título II, da consolidação das leis do trabalho, relativas à segurança e medicina do trabalho. NR-6 – Equipamento de proteção individual-EPI. Portaria SIT/DSST nº 162, de 12 de junho de 2006. **Brasília, DF: Diário Oficial da União**; 16/05/2006.
- BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., JR., E. M. L., E BOONE, J. M. (2002). **The Essential Physics of Medical Imaging** (2a). Lippincott Williams & Wilkins.
- CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101-115, 2009. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p101-115. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/50>. Acesso em: 28 mar. 2025.
- CASSOLA, V. F. *et al.* FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 1, p. 133–162, 7 jan. 2010.
- 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.
- CURRY, T. S. *et al.* **Christensen's physics of diagnostic radiology**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

- 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. (2008). Radiation risks in interventional radiology. **The British Journal of Radiology**, 81(961), 1–7. <https://doi.org/10.1259/bjr/15413265>
- DORMAN, T.; DREVER, B.; PLUMRIDGE, S.; GREGORY, K.; COOPER, M.; RODERICK, A.; ARRUZZA, E. Radiation dose to staff from medical X-ray scatter in the orthopaedic theatre. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology**, 1 abr. 2023.
- FLETCHER, D. W., MILLER, D. L., BALTER, S., TAYLOR, M. A., Comparison of Four Techniques to Estimate Radiation Dose to Skin During Angiographic and Interventional Radiology Procedures, **Journal of Vascular Interventional Radiology**, n. 13, p. 391–397, 2002.
- GARG, T., E SHRIGIRIWAR, A. (2021). Radiation Protection in Interventional Radiology. **Indian Journal of Radiology and Imaging**, 31(04), 939–945. <https://doi.org/10.1055/s0041-1741049>
- GARZÓN, W. J., ANDRADE, G., DE BARROS, V. S. M., RIBEIRO, L. T., E KHOURY, H. J. (2020). Estimating brain radiation dose to the main operator in interventional radiology. **Journal of Radiological Protection**, 40(4), 1170–1177. <https://doi.org/10.1088/13616498/ab9160>
- GURGEL, G. A. **Isquemia Cerebral de Origem Extracraniana Diagnóstico e Tratamento Clínico. Guia**. Angiologia e Cirurgia Vascular, Editores Pitta GBB, Castro AA, Burihan E, Maceió, 2003.
- 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.
- HAN, H. *et al.* POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. **Journal of Radiological Protection**, v. 40, n. 4, p. 962–979, 23 set. 2020.
- HETRICK, L.; DOUGLAS, J.; DEEPESH POUDEL. Practical overview of the ICRP Publication 145 phantoms for use with MCNP. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 199, n. 19, p. 2328–2337, 25 ago. 2023.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. **Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms**. *ICRP Publication 145. Annals of the ICRP*, v. 49, n. 3, 2020.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. **Adult Reference Computational Phantoms.** *ICRP Publication 110, Annals of the ICRP*, v. 39, n. 2, 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. **Avoidance on radiation injuries from medical interventional procedures.** *ICRP Publication 85. Annals of the ICRP*, v. 30, n. 2, 2000.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. **The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** *ICRP Publication 103. Annals of the ICRP*, v. 37, n. 2-4, 2007.

KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy.** [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

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

KIM, K. P. *et al.* Occupational Radiation Doses to Operators Performing Fluoroscopically Guided Procedures. **Health Physics**, v. 103, n. 1, p. 80–99, jul. 2012.

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.

KULESZA, J. A. *et al.* **MCNP® Code Version 6.3.0 Theory & User Manual.** *Los Alamos National Laboratory Tech. Rep. LA-UR-22-30006, Rev. 1.* Los Alamos, NM, USA, set. 2022.

LUKIC, S. *et al.* Radiation exposure during neurointerventional procedures in modern angiographic systems: A single center experience. **Vojnosanitetski pregled**, v. 77, n. 9, p. 962–966, 12 mar. 2019.

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.

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.

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.

MCCONN JR, R. J. *et al.* **Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling**. *Pacific Northwest National Laboratory (PNNL)*, No. PNNL-15870 Rev. 1, mar. 2011.

MELLO JR, C. **Radiologia Básica**. [S.l.]: THIEME REVINTER PUBLICACO, 2016.

MORITAKE, T. *et al.* Dose Measurement on Both Patients and Operators during Neurointerventional Procedures Using Photoluminescence Glass Dosimeters. **Am. J. Neuroradiol.**, v. 29, n. 10, p. 1910–1917, 21 ago. 2008.

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

O que é Simulação de Monte Carlo? | **IBM Cloud Education**, 2020. Disponível em: <https://www.ibm.com/br-pt/topics/monte-carlo-simulation>.

PAPANASTASIOU, E., PROTOPSALTIS, A., FINITSIS, S., HATZIDAKIS, A., PRASSOPOULOS, P., E SIOUNTAS, A. (2021). Institutional Diagnostic Reference Levels and Peak Skin Doses in selected diagnostic and therapeutic interventional radiology procedures. **Physica Medica**, 89, 63–71. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.029>

POLUDNIOWSKI, G. *et al.* SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 19, p. N433–N438, 1 set. 2009.

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.

SANTOS, W. S. *et al.* Evaluation of the medical and occupational shielding in cerebral angiography using Monte Carlo simulations and virtual anthropomorphic phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 117, p. 83–87, 23 jul. 2015.

SANTOS, W. S. *et al.* 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.

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.

SHIMADZU. Instruções de uso Arco para Procedimentos Cirúrgicos e Vasculares WHA200 MODS. OPESCOPE ACTIVO E OPESCOPE PLENO. 2011.

SIISKONEN, T. *et al.* Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. **British Journal of Radiology**, v. 80, n. 954, p. 460–468, 1 jun. 2007.

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.

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.

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.

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.

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

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149. Disponível em:

<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/52>. Acesso em: 25 mar. 2025.

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.