

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

TAINARA GABRIELI ZANDONÁ

**Exposição Ocupacional em Cardiologia Intervencionista por
Meio de Dosimetria Computacional – Uma Análise do IMC
do Paciente**

**UBERLÂNDIA, MG
2024**

Tainara Gabrieli Zandoná

**Exposição Ocupacional em Cardiologia Intervencionista por Meio de
Dosimetria Computacional – Uma Análise do IMC do Paciente**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências. Área de Concentração: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde. Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves.

**UBERLÂNDIA, MG
2024**

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

Z27 2024	<p>Zandoná, Tainara Gabrieli, 1998- Exposição Ocupacional em Cardiologia Intervencionista por Meio de Dosimetria Computacional - Uma Análise do IMC do Paciente [recurso eletrônico] / Tainara Gabrieli Zandoná. - 2024.</p> <p>Orientador: Lucio Pereira Neves. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.105 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira, 1982- , (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
-------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 104, PPGEB				
Data:	Dezesseis de fevereiro de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	14:50
Matrícula do Discente:	12212EBI001				
Nome do Discente:	Tainara Gabrieli Zandoná				
Título do Trabalho:	Exposição Ocupacional em Cardiologia Intervencionista Por Meio de Dosimetria Computacional - Uma análise do IMC do Paciente				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria em Tempo Real de Procedimentos de Radiologia Intervencionista Empregando os Métodos de Monte Carlo e Machine Learning				

Reuniu-se via Vídeo conferência - Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Divanizia do Nascimento Souza - UFS; Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN; Lucio Pereira Neves - PPGEB/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr. Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, às examinadoras, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 16/02/2024, às 14:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Divanizia do Nascimento Souza, Usuário Externo**, em 16/02/2024, às 14:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 16/02/2024, às 14:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5185539** e o código CRC **14BB9F11**.

RESUMO

Com o crescente número de pessoas obesas ao redor do mundo, é maior também a incidência de doenças relacionadas à obesidade, como as doenças cardiovasculares. Uma alternativa para o tratamento de algumas destas doenças é através da cardiologia intervencionista (CI), que utiliza de radiação ionizante para visualização destas condições de maneira minimamente invasiva. Com isso, tem sido muito frequente o tratamento de pacientes obesos através de procedimentos pertencentes à classe da CI. Um destes procedimentos é a angiografia coronária (AC), tratada neste trabalho. Como durante a realização destes procedimentos há o acionamento em tempo real de raios X, as doses recebidas pelos trabalhadores presentes na sala são de grande preocupação. Uma vez que as exposições ocupacionais são proporcionais às doses recebidas pelo paciente e estas tendem a ser maiores em pacientes obesos pela necessidade de utilização de radiação mais energética, presume-se que os profissionais recebem doses maiores quanto maior for o índice de massa corporal (IMC) do paciente. Devido a isso, o objetivo deste trabalho é determinar a influência do IMC do paciente nas doses ocupacionais. Desta forma, foram calculadas as doses efetivas e equivalentes para dois profissionais, um médico principal e um assistente, para três tipos de paciente, com diferentes IMC, a partir de simulações computacionais com o método de Monte Carlo. Para isso, foi simulada uma sala comum de CI, onde o feixe de raios X incidiu sobre o paciente com projeções PA, LAO45, RAO30 e RLAT. As tensões utilizadas foram 80 kV e 100 kV, sendo os respectivos espectros dos feixes de raios X gerados pelo software SpekCalc com filtração adicional de 1,5 mmAl, ângulo anódico de 12° e alvo de tungstênio. Foi observado que as doses nos profissionais foram muito próximas em relação às diferentes espessuras dos pacientes se tratando de uma mesma tensão, em todas as projeções. As doses ocupacionais foram maiores associadas a pacientes obesos apenas quando estes foram examinados a tensões maiores do que os pacientes mais magros. A projeção considerada mais crítica foi a RLAT. Nela, os dois profissionais receberam as maiores doses efetivas, sendo 3,04 μ Sv para o médico principal e de 2,85 μ Sv para o assistente. Considerando os diversos parâmetros estudados, os profissionais foram mais expostos na situação em que o paciente menor foi examinado a 100 kV na projeção RLAT, situação em que os trabalhadores recebem tanto radiação espalhada quanto radiação primária. Foi possível concluir que o principal parâmetro afetando as doses ocupacionais, ao se analisar pacientes diversos, foi a tensão. Quanto às doses equivalentes, verificou-se que o cristalino foi um dos órgãos

que receberam maior dose, em ambos os profissionais, mesmo com a utilização de óculos plumbíferos. Os resultados encontrados enfatizam a necessidade do uso de equipamentos de proteção individual e coletiva por todos os profissionais atuantes em procedimentos de AC.

Palavras-chave: Cardiologia intervencionista; simulação de Monte Carlo; radiação ionizante; exposição ocupacional; obesidade.

ABSTRACT

With the growing number of obese people around the world, the incidence of obesity-related diseases, such as cardiovascular diseases, is also increasing. An alternative for treating some of these diseases is through interventional cardiology (IC), which uses ionizing radiation to visualize and treat these conditions in a minimally invasive manner. Therefore, the treatment of obese patients through IC procedures has been very common. One of these procedures is coronary angiography (CA), discussed in this work. As X-rays are activated in real time during these procedures, the doses received by workers present in the room are of great concern. Since occupational exposures are proportional to the doses received by the patient and these tend to be higher in obese patients due to the need of more energetic radiation, it is assumed that professionals receive higher doses the larger the patient's size. The goal of this work is to analyze the influence of patient's body mass index (BMI) on occupational doses. Thus, effective and equivalent doses were obtained for two professionals, a main physician and an assistant, for three different patient sizes, from computer simulations using the Monte Carlo method. A common IC room was simulated with PA, LAO45, RAO30 and RLAT projections. The voltages used were 80 kV and 100 kV, with the spectra generated by the SpekCalc software with additional filtration of 1.5 mmAl, anode angle of 12° and tungsten target. It was observed that the doses in the professionals were very close for the different sizes of patients when dealing with the same tube voltage, in all projections. Higher occupational doses were associated with obese patients only when they were examined at higher tube voltage than leaner patients. The projection considered most critical was RLAT. In it, the two professionals received the highest effective doses, that is 3.04 μSv for the main physician and 2.85 μSv for the assistant. Considering the different parameters studied, professionals were more exposed in the situation in which the smaller patient was examined at 100 kV in the RLAT projection, a situation in which workers receive both scattered and primary radiation. It was possible to conclude that the main parameter affecting occupational doses, when analyzing different patients, was tube voltage. As for equivalent doses, it was found that the eye lens was one of the organs that received the highest dose, in both professionals, even with the use of lead glasses. The results found emphasize the need for the use of individual and collective protective equipment by all professionals working in CA procedures.

Keywords: Interventional cardiology; Monte Carlo simulation; ionizing radiation; occupational exposure; obesity.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação dos modelos simuladores utilizados no trabalho. Imagem modificada de [Cassola, 2011].	26
Figura 2: Representação do Espalhamento Rayleigh. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].	27
Figura 3: Esquemática do Efeito Fotoelétrico. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].	27
Figura 4: Esquema de interação da radiação ionizante via espalhamento Compton. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].	28
Figura 5: Barreira de proteção suspensa pelo teto. Imagem modificada de [Meisinger et al., 2016]	33
Figura 6: Biombo de proteção móvel. Imagem modificada de [Meisinger et al., 2016]	33
Figura 7: Cortina plumbífera alocada na lateral da mesa do paciente. Imagem retirada de [Meisinger et al., 2016]	34
Figura 8: EPIs comumente utilizados em RI. (1) protetor de cérebro, (2) óculos plumbífero, (3) protetor de tireoide e (4) avental de chumbo. Imagem modificada de [König et al., 2019].	35
Figura 9: Diferentes tipos de óculos plumbíferos e visores protetores de radiação. Imagem retirada de [König et al., 2019].	35
Figura 10: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA. Sendo: 1) monitores; 2) intensificador de imagens; 3) tubo de raios X; 4) cortina de chumbo; 5) médico principal; 6) assistente; 7) mesa de instrumentação; 8) mesa cirúrgica; 9) paciente; 10) e 11) aventais de chumbo.	41
Figura 11: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção LAO45. Sendo: 1) monitores; 2) intensificador de imagens; 3) tubo de raios X; 4) cortina de chumbo; 5) médico principal; 6) assistente; 7) mesa de instrumentação; 8) mesa cirúrgica; 9) paciente; 10) e 11) aventais de chumbo.	41
Figura 12: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO30. Sendo: 1) assistente; 2) médico principal; 3) e 4) óculos plumbíferos; 5) e 6) protetores de tireoide; 7) e 8) aventais de chumbo; 9) mesa de instrumentação; 10) mesa cirúrgica; 11) paciente; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) intensificador de imagens.	42

Figura 13: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RLAT. Sendo: 1) assistente; 2) médico principal; 3) e 4) óculos plumbíferos; 5) e 6) protetores de tireoide; 7) e 8) aventais de chumbo; 9) mesa de instrumentação; 10) mesa cirúrgica; 11) paciente; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) intensificador de imagens.	42
Figura 14: Doses efetivas para o médico principal de acordo com o tamanho do paciente, projeções e tensão do tubo.....	46
Figura 15: Doses efetivas para o assistente de acordo com o tamanho do paciente, projeções e tensão do tubo.....	47
Figura 16: Doses efetivas para o médico principal e para o profissional assistente na projeção RLAT	48
Figura 17: Doses efetivas para o médico principal de acordo com as tensões, projeções e tamanho do paciente.	49
Figura 18: Doses efetivas para o médico principal de acordo com as tensões, projeções e tamanho do paciente.	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores para o fator de qualidade Q dos diferentes tipos de radiação[ICRP, 2007; Tauhata et al., 2013].	37
Tabela 2: Fatores de ponderação para os diferentes tecidos e órgãos baseados na publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007].	38
Tabela 3: Índice de massa corporal dos diferentes pacientes empregados nas simulações	45
Tabela 4: Doses no cristalino (μSv) para o médico principal com tensão de 80 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.	51
Tabela 5: Doses no cristalino (μSv) para o médico principal com tensão de 100 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.	52
Tabela 6: Doses no cristalino (μSv) para o assistente com tensão de 80 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.	52
Tabela 7: Doses no cristalino (μSv) para o assistente com tensão de 100 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.	53

LISTA DE SIGLAS

AC	Angiografia Coronária
EPC	Equipamentos de Proteção Coletiva
EPI	Equipamentos de Proteção Individual
FASH	<i>Female Adult meSH</i>
FAX	<i>Female Adult Voxel</i>
Gy	<i>Gray</i>
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas
IMC	Índice de Massa Corporal
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LAO45	Projeção Oblíqua Anterior Esquerda, 45°
MASH	<i>Male Adult meSH</i>
MAX	<i>Male Adult Voxel</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
RI	Radiologia intervencionista
MMC	Método de Monte Carlo
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
PA	Projeção Pósterio Anterior
PKA	Produto Kerma-Área
RAO30	Projeção Oblíqua Anterior Direita, 30°
RBE	Eficácia Biológica Relativa
RLAT	Projeção Lateral Direita
Sv	<i>Sievert</i>

AGRADECIMENTOS

Agradeço, acima de tudo, à Ivete, minha mãe, e ao José, meu pai. Obrigada pelo apoio, pela ajuda e pela educação que me deram. Obrigada por nunca soltarem a minha mão e por permitirem que eu siga meus próprios passos. Absolutamente tudo o que sou e tudo o que tenho eu devo aos dois. Espero ser motivo de orgulho para vocês assim como vocês são para mim.

Um agradecimento especial ao meu amigo de longa data, Otávio, por me entender como ninguém. Obrigada pelas conversas que tivemos em momentos em que tudo o que eu precisava era ser ouvida e acolhida; e pelos conselhos que me ajudam a ver a vida com mais clareza. Sua amizade é um dos maiores presentes que já recebi. Que bom que você entrou para a mesma sala de aula que eu em 2008!

Obrigada ao meu namorado, Marcelo, por ser meu suporte e permanecer ao meu lado mesmo em momentos em que eu sei que não fui o meu melhor. Obrigada pela paciência e por apoiar minhas decisões até quando estas implicam em ficarmos mais tempo longe do que gostaríamos. Com você me sinto mais livre para voar pois sem que sempre terei a quem retornar.

Agradeço à minha irmã, Aline, e à minha tia, Sibebe, por todos os momentos que compartilhamos. Rir junto de vocês sempre me faz lembrar do quão boa é minha vida. Tata, não posso deixar de te agradecer por me dar de presente a minha sobrinha, Ana Luísa, que no auge de seus 4 aninhos ocupa um lugar imenso no meu coração.

Obrigada a todos os alunos e colegas do laboratório LInDa, em especial à Monique, por toda a paciência e ajuda com as simulações e os inúmeros dados que tivemos que analisar. Agradeço também à Aninha, Evelyn, Thays, Samara e Cássia. Meninas, os dias foram mais leves com a companhia de vocês, principalmente quando dividíamos um docinho.

Agradeço imensamente ao meu orientador, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, por todo o conhecimento compartilhado e por me acolher e me indicar o melhor caminho quando eu me senti perdida. Obrigada pelas conversas, piadas e risadas. Meu muito obrigada à Profa. Dra. Ana Paula Perini, por ser a pessoa mais doce e competente que já conheci. Obrigada pelo tempo disposto e pelas ideias trocadas. Tenho certeza de que a

experiência da pós-graduação foi a melhor que eu poderia ter tido simplesmente por fazer parte do grupo de pesquisa de vocês.

Agradeço à UFU e ao PPGEB pela estrutura disponibilizada e pelos professores com os quais tive a sorte de aprender.

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo apoio financeiro mediante a Bolsa DS (No.88887.668709/2022-00).

Gostaria de agradecer, também, ao Dr. Richard Kramer pela gentileza de fornecer os objetos simuladores antropomórficos virtuais usados neste trabalho.

Este trabalho teve o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) - projetos de pesquisa 314520/2020-1 (L.P.N) e 312124/2021-0 (A.P.P); Projeto UNIVERSAL (407493/2021-2); e MAI/DAI (403556/2020-1).

Este trabalho teve o apoio da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23.

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

A todos que um dia torceram por mim: muito obrigada!

“You miss 100% of the shots you don’t take”

Michael Scott

Wayne Gretzky

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	18
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
3.1. Radiologia Intervencionista	19
3.2. Cardiologia Intervencionista	20
3.3. Obesidade	20
3.4. Implicações da obesidade na área da saúde	21
3.5. A obesidade na radiologia intervencionista	22
3.6. Método de Monte Carlo	23
3.7. Objetos simuladores virtuais	24
3.8. Interação da Radiação com a Matéria	26
3.9. Efeitos Biológicos da Radiação	28
3.10. Proteção Radiológica	29
3.11. Grandezas dosimétricas e grandezas de proteção	36
3.11.1 Dose absorvida	36
3.11.2 Dose equivalente	36
3.11.3 Dose efetiva	37
3.11.4 Produto kerma-área:	38
4. MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1 Características gerais da simulação	39
4.2 Doses equivalentes em Monte Carlo	39
4.3 Doses efetivas em Monte Carlo	40
4.4 Cenários modelados	40
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	45
5.1 Doses efetivas:	45
5.2 Doses equivalentes:	51
6. CONCLUSÕES	54
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

1. INTRODUÇÃO

Procedimentos intervencionistas são vantajosos em relação a cirurgias convencionais, uma vez que são minimamente invasivos e, assim, reduzem os riscos e o tempo de internação dos pacientes [Abdelrahman *et al.*, 2020]. Este é um dos motivos pelos quais o número e a complexidade destes procedimentos têm aumentado grandemente nas últimas décadas [Papanastasiou *et al.*, 2021]. Embora apresente vários benefícios, é bastante reconhecido o fato de que a radiologia intervencionista (RI) resulta em maiores riscos, quando comparada a outras áreas da radiologia, devido a maiores exposições à radiação [Dendy, 2008].

O tempo prolongado de exposição à radiação ionizante está associado a maiores riscos de efeitos estocásticos para os pacientes, além de haver maiores chances de surgimento de reações teciduais, principalmente na pele, em casos em que a mesma região é exposta durante todo o procedimento [Dendy, 2008]. Atenção especial deve ser dada à equipe médica presente na sala, uma vez que a principal fonte de exposição à radiação para estes profissionais é a radiação espalhada pelo paciente [Madder *et al.*, 2019].

A dose ocupacional pode variar bastante para o mesmo tipo de procedimento, a depender de parâmetros como a tensão de pico (kVp) e a corrente (mA) utilizadas, o tempo de exposição, a complexidade do procedimento, bem como as condições do paciente [Ko *et al.*, 2018].

Em médicos intervencionistas, a cabeça é uma das regiões mais expostas do corpo, já que muitas vezes não é protegida por equipamentos de proteção individual (EPI) ou equipamentos de proteção coletiva (EPC), quando comparado a outras áreas, como o tronco, por exemplo [Garzón *et al.*, 2020]. Desta maneira, as doses absorvidas pelo cristalino desses profissionais têm trazido bastante preocupação [Miller *et al.*, 2010a]. Schultz (2016) salienta que profissionais envolvidos em RI podem ter quatro vezes mais chance de desenvolver catarata do que não profissionais na mesma faixa de idade, especialmente quando medidas de proteção não forem tomadas de maneira correta. Tumores no cérebro também podem estar associados à exposição ocupacional durante procedimentos intervencionistas, especialmente no lado esquerdo do cérebro, devido à maneira como a equipe normalmente é posicionada, à direita do paciente [Garzón *et al.*, 2020].

A fonte primária de exposição ocupacional durante um procedimento de RI vem da radiação espalhada pelo paciente, a qual é proporcional à tensão aplicada no tubo e, portanto, à dose recebida pelo paciente [Madder *et al.*, 2019]. Algumas situações requerem tensões maiores para que a formação da imagem não seja comprometida, como é o caso de procedimentos realizados em pacientes obesos. A maior quantidade de tecido adiposo presente em pessoas obesas dificulta o poder de penetração dos raios X e, por isso, um feixe mais energético é necessário para garantir imagens nítidas. Como consequência, a dose absorvida pelo paciente e pela equipe médica é maior [Aberle *et al.*, 2017]. Além disso, alguns procedimentos podem ser mais desafiadores quando realizados em pacientes obesos, necessitando de um maior tempo de execução e, portanto, aumentando a exposição do paciente e dos profissionais [Kukreja *et al.*, 2015].

O número de pessoas obesas tem crescido largamente no mundo todo ao ponto de alguns autores sugerirem que haja uma “epidemia de obesidade” [Paratz *et al.*, 2018]. Só nos Estados Unidos, cerca de 33% da população é considerada obesa, e estima-se que até 2030 este valor aumente para 50% [Aberle *et al.*, 2017].

Conforme o número de pessoas com obesidade aumenta, o número de pacientes obesos passando por procedimentos intervencionistas também cresce [Paratz *et al.*, 2018]. Isso ocorre porque doenças relacionadas à obesidade frequentemente necessitam desse tipo de tratamento, mas também porque, muitas vezes, pacientes obesos podem enfrentar maiores riscos em cirurgias convencionais [Aberle *et al.*, 2017]. Sendo assim, por haver maior prevalência de pacientes obesos em RI, e sabendo que a esses pacientes é associado maior espalhamento da radiação, a epidemia de obesidade pode aumentar os riscos ocupacionais de toda a equipe médica presente durante o procedimento [Madder *et al.*, 2019].

A relação entre o índice de massa corporal (IMC) do paciente e a dose por ele recebida durante procedimentos intervencionistas já é bastante estudada e conhecida. No estudo publicado por Shah *et al.* (2015), pacientes com IMC acima de 30 kg/m² que passaram por procedimentos de angiografia coronária recebiam cerca de 2,5 vezes mais radiação quando comparado àqueles com IMC menor do que 25 kg/m², levando em consideração tempos de exposição similares. Ector *et al.* (2007) encontraram que pacientes com obesidade recebiam cerca de 3,2 vezes mais radiação do que pacientes não obesos durante procedimentos de ablação de fibrilação atrial, além de chegarem à

conclusão de que o IMC do paciente é um fator mais importante para a determinação da dose efetiva do que o tempo total de fluoroscopia.

Entretanto, embora existam indicativos de que o IMC do paciente afete também as doses ocupacionais, poucos estudos foram realizados acerca disso. Em procedimentos de angiografia coronária em pacientes obesos, Madder *et al.* (2019) encontraram doses ocupacionais 5 vezes maiores do que quando os exames eram realizados em pacientes não obesos. Em angioplastias coronárias, o valor encontrado foi 23,5 vezes maior ao se fazer a mesma comparação. Em um estudo similar, Refahiyat *et al.* (2021) observaram doses 4 vezes maiores para os enfermeiros presentes durante exames de angiografia coronária realizados em pacientes com IMC maior que 40 kg/m², se comparado à quando os pacientes possuíam IMC menor que 25 kg/m². Foi feita, ainda, a associação de que o aumento de uma unidade no IMC do paciente leva a um aumento de 3,3% na dose ocupacional destes profissionais.

Por isso é importante investir na educação e na capacitação dos profissionais quanto à proteção radiológica, buscando sempre evitar o uso desnecessário da radiação ionizante, além de manter os níveis de dose tão baixos quanto possível, minimizando assim os riscos para os profissionais e para os pacientes [Leyton *et al.*, 2014].

No Brasil, a Resolução RDC N° 611, de 9 de março de 2022, do Ministério da Saúde, estabelece os requisitos necessários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista como forma de garantir a qualidade e a segurança destes procedimentos [Brasil, 2022].

Em seu capítulo 2, a RDC N° 611 exige que haja a implementação de um programa de garantia da qualidade, programa de educação permanente e um programa de proteção radiológica sempre que o serviço utilizar radiação ionizante para fins diagnósticos ou intervencionistas, além de detalhar os equipamentos de proteção a serem utilizados [Brasil, 2022].

É importante, sempre que possível, ressaltar o quanto o uso correto dos equipamentos de proteção individual e coletiva, bem como a tomada de ações que levam em consideração a proteção radiológica, podem diminuir a exposição e, portanto, os riscos aos trabalhadores, que muitas vezes esquecem ou não dão a devida importância a essas práticas [Batista *et al.*, 2019].

2. OBJETIVOS

O objetivo geral deste projeto é avaliar as doses de radiação recebidas pelos profissionais durante procedimentos de angiografia coronária realizados em pacientes de diferentes tamanhos via simulação de Monte Carlo. Foram determinadas as doses equivalentes para todos os órgãos com importância dosimétrica, além das doses efetivas. Para tal, o código computacional MCNP, versão 6.2, foi utilizado, juntamente com objetos simuladores antropomórficos virtuais para representar os profissionais e os pacientes. Os valores encontrados, mesmo que advindos de simulações computacionais, servirão como referência para os profissionais da área, uma vez que a dosimetria *in vivo* em órgãos e tecidos é praticamente impossível de ser realizada.

Como objetivos específicos, este projeto buscou:

- a) Avaliar as doses efetivas e equivalentes dos profissionais expostos durante os procedimentos;
- b) Avaliar a influência do IMC do paciente sendo examinado nas doses ocupacionais;
- c) Avaliar a influência das diferentes projeções utilizadas nas doses ocupacionais;
- d) Avaliar a influência das diferentes tensões empregadas durante os procedimentos nas doses ocupacionais;
- e) Comparar os resultados com aqueles encontrados na literatura.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Radiologia Intervencionista

Tendo início no fim dos anos 1960, a radiologia intervencionista é uma área da medicina que utiliza técnicas minimamente invasivas para obter informações anatômicas e funcionais de órgãos, em tempo real, com o uso de raios X e de meios de contraste. É bastante utilizada para procedimentos clínicos em órgãos vitais como cérebro, coração, fígado e rins, além de outros, e sua finalidade pode ser diagnóstica ou terapêutica [Santos *et al.*, 2014].

Técnicas de RI têm sido boas alternativas a cirurgias convencionais pois resultam em menor tempo de hospitalização e a recuperação do paciente é mais rápida. No entanto, mesmo que o paciente seja apenas parcialmente exposto ao feixe primário de raios X, procedimentos prolongados de RI resultam em doses absorvidas muito altas, e os pacientes podem receber cerca de 30% da dose anual recomendada em um único procedimento [Kaul *et al.*, 2010; Park *et al.*, 2007].

Embora o foco principal seja o paciente, a exposição dos trabalhadores envolvidos é inevitável, uma vez que permanecem nas proximidades do paciente durante todo o procedimento e, durante a vida profissional, a mesma equipe realiza inúmeros exames e/ou intervenções. Médicos, enfermeiros e técnicos que trabalham com RI representam uma das populações mais expostas a riscos ocupacionais [Ko *et al.*, 2018; Gerić *et al.*, 2019].

Doenças cardiovasculares são a principal causa de morte em diversos países como consequência de estilos de vida que cada vez mais levam a estas condições [Shah *et al.*, 2015]. Por esse motivo, dentre as áreas da RI, procedimentos de cardiologia intervencionista são umas das técnicas que mais têm aumentado nos últimos anos [Santos *et al.*, 2014; Bogaert *et al.*, 2008]. Exemplos são os procedimentos de angiografia e angioplastia.

3.2. Cardiologia Intervencionista

A cardiologia intervencionista diz respeito à área da RI que trata e diagnostica doenças relacionadas ao coração por via de cateteres que podem ser inseridos via punção em veias ou artérias [Buschur *et al.*, 2013].

A angiografia é um exame diagnóstico através do qual se consegue visualizar veias e artérias do coração e, com o uso de raios X e meios de contraste, determinar se há ou não alguma obstrução [Leung e Martin, 1996]. É muito comumente realizada nas artérias coronárias, sendo a melhor escolha para avaliar doença arterial coronariana, uma vez que outras técnicas não possuem a mesma acurácia em determinar o nível de obstrução, bem como sua extensão e severidade [Mohammadshahi *et al.*, 2021].

A angioplastia, por outro lado, é uma técnica de terapia, onde a obstrução é retirada a partir da colocação de um *stent*. É bastante realizada, assim como a angiografia, nas artérias coronárias, podendo ser chamada também de intervenção coronariana percutânea [Gonçalves *et al.*, 2007]. Foi introduzida por Andreas Grüntzig em 1977 [Grüntzig, 1977], sendo revolucionária no tratamento da doença arterial coronariana. Estas lesões, que até então eram abordadas apenas cirurgicamente, começaram a ser tratadas com um cateter balão e, a partir de 1986, com a implementação dos *stents* coronarianos [Piegas e Haddad, 2011].

De modo geral, a angioplastia é realizada com a inserção de um cateter introduzido pelo braço, via artéria radial, ou pela perna, via artéria femoral, com administração de anestesia local [Jolly *et al.*, 2009]. Este cateter possui um tipo de balão na ponta, que é inflado progressivamente com um líquido composto por um meio de contraste e soro, o que resulta na dilatação do vaso e alívio da obstrução. Um *stent* é inserido em seguida para evitar que o vaso seja obstruído novamente [Gruentzig, 1982].

3.3. Obesidade

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), a obesidade é a condição na qual o excesso ou acúmulo anormal de gordura corporal aumenta os riscos à saúde. A depender do grau de obesidade, estes riscos podem ser hipertensão, diabetes tipo 2, doenças cardiovasculares, renais e hepáticas, entre outras [Schetz *et al.*, 2019].

Sua origem se dá no estilo de vida de uma população, se relacionando com fatores ambientais e de saúde, como a má alimentação e comportamentos sedentários, mas também ocorre devido à pré-disposição genética [Congdon e Amugsi, 2022]. Nos Estados Unidos, é a segunda causa de mortes evitáveis, perdendo apenas para o tabagismo [Wang *et al.*, 2020].

Uma maneira simples de classificar a obesidade é de acordo com o IMC, que representa uma medida estatística entre o peso e a altura de um indivíduo, dado em kg/m² [Uppot, 2007]. O IMC é uma maneira de estimar a quantidade de gordura corporal e é dividido em subgrupos [Madder *et al.*, 2019]:

- IMC menor que 25,0 kg/m², paciente magro;
- IMC entre 25,0 e 29,9 kg/m², sobrepeso;
- IMC entre 30,0 e 34,9 kg/m², obesidade grau I;
- IMC entre 35,0 e 39,9 kg/m², obesidade grau II;
- IMC maior que 40,0 kg/m², obesidade mórbida.

A prevalência da obesidade é maior em países de primeiro mundo, como os Estados Unidos e o Reino Unido, embora estudos recentes apontem que o número de pessoas obesas tem aumentado em países mais pobres também, como o Brasil, China, África do Sul, Índia e México, tendo chegado a números recordes em alguns desses países nos últimos anos [Goryakin *et al.*, 2015; Ng *et al.*, 2014].

Em 2013, a *American Medical Association* reconheceu a obesidade como doença, o que permitiu maior atenção e melhor tratamento para essas pessoas. Existe, atualmente, consenso global de que a obesidade precisa ser tratada e, principalmente, prevenida desde a infância, devido às doenças que podem surgir associadas a ela, sua mortalidade e seus custos [Meldrum *et al.*, 2017].

3.4. Implicações da obesidade na área da saúde

Existem custos diretos e indiretos ligados à obesidade. Os custos diretos dizem respeito aos custos médicos, propriamente ditos [Chriqui, 2013]. Existe maior risco de uma pessoa obesa desenvolver diabetes tipo 2, doenças cardiovasculares, além de vários tipos de câncer [Wang *et al.*, 2011]. Aumentando 5 unidades no IMC de um homem, estima-se aumento de 52% e 24% nas chances de ele desenvolver câncer de esôfago e de

cólon, respectivamente. Para mulheres, é observado aumento de 59% nas chances de câncer de endométrio e de bexiga, além de 12% em câncer de mama pós menopausa [Renehan *et al.*, 2008]. Além disso, o excesso de gordura corporal pode contribuir para outras condições como infertilidade, asma, apneia do sono e artrose. Portanto, os custos médicos ligados ao cuidado ambulatorial, hospitalização, medicamentos, exames radiológicos ou de laboratório podem ser muito altos [Wang *et al.*, 2011]. Indiretamente, a obesidade também causa custos relacionados com absentismo, incapacidade, mortalidade prematura, danos psicológicos, dentre outros [Chriqui, 2013].

Com o número de pessoas obesas crescendo a cada dia, os gastos médicos anuais, apenas nos Estados Unidos, podem aumentar de 28 bilhões de dólares, em 2020, para 66 bilhões de dólares em 2030 [Wang *et al.*, 2011].

A obesidade, ainda, afeta indiretamente a saúde por dificultar a entrega do cuidado ao paciente [Uppot, 2007]. Pacientes obesos, muitas vezes, precisam de maiores cadeiras de rodas, maiores macas e maiores portas para o transporte correto [Diconsiglio, 2006]. Fica comprometida também a realização de exames físicos, pois se torna mais difícil ouvir o coração, a respiração e sons abdominais, além de ficarem comprometidas também a habilidade de apalpar o abdômen e identificar possíveis nódulos em determinadas regiões do corpo [Uppot, 2007].

3.5. A obesidade na radiologia intervencionista

Dentro da radiologia, a obesidade pode limitar a entrega do serviço de várias maneiras. O paciente pode ter dificuldade de posicionamento nos equipamentos, a obtenção e a interpretação correta das imagens podem ser dificultadas, além de que é necessária uma dose maior de radiação para que a qualidade da imagem seja garantida [Uppot *et al.*, 2006]. É importante conhecer antecipadamente o peso e o diâmetro do corpo do paciente para evitar transtornos e atrasos, uma vez que os equipamentos utilizados na radiologia muitas vezes têm limite máximo de peso ou de abertura do *gantry*, por exemplo, como é o caso da tomografia computadorizada [Uppot, 2007].

Na radiologia intervencionista, o maior problema enfrentado é a baixa qualidade das imagens, que levam ao aumento tanto dos parâmetros utilizados quanto do tempo de procedimento, aumentando as doses de radiação [Buckley *et al.*, 2009]. Atualmente, equipamentos modernos contam com controle automático de exposição, onde a tensão e

a corrente aplicados no tubo são ajustados de acordo com a atenuação do paciente [Ector *et al.*, 2007].

Pacientes obesos, ao passar por procedimentos de RI, podem receber doses muito altas na pele, devido à rápida absorção dos fótons de mais baixa energia. Grande parte dos danos causados na pele que foram documentados na literatura ocorreram em pacientes obesos, especialmente naqueles que possuíam a pele naturalmente mais sensível devido à presença de diabetes [Bryk *et al.*, 2006; Buckley *et al.*, 2009].

No estudo realizado por Wilson-Stewart; Hartel; Fontanarosa (2019), o IMC do paciente foi considerado a variável de maior impacto nas doses ocupacionais durante angiografias cardíacas. Vano *et al.* (2006) encontraram que as doses ocupacionais podem ser até 30 vezes maiores ao se variar a espessura do paciente, dependendo do modo de fluoroscopia utilizado. Em outro estudo, Vano *et al.* (2009) determinaram que a espessura do paciente é o parâmetro de maior influência nos valores de radiação espalhada durante cardiologia intervencionista em pacientes pediátricos.

A determinação das doses ocupacionais, na prática, é feita a partir de dosímetros utilizados pela equipe. Os dosímetros fazem a leitura do equivalente de dose pessoal, que pode ser convertido para dose efetiva, ou seja, a dose de corpo todo, ou para dose equivalente em tecidos específicos, como o cristalino e as extremidades [Silva *et al.*, 2008]. Outra maneira de determinar as doses de radiação é via simulações computacionais, como é o caso do método de Monte Carlo. Este tipo de simulação permite, inclusive, a estimativa das doses absorvidas em órgãos internos como o coração, por exemplo, durante determinado procedimento; cálculo impossível de ser feito experimentalmente [Fonseca *et al.*, 2015].

3.6. Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MMC) é utilizado em diversas áreas da ciência e da engenharia, e consiste em uma ferramenta matemática para simular processos probabilísticos. Na física médica é bastante utilizado para simular o transporte de radiação, tendo aplicações em radioterapia, radiodiagnóstico e em medicina nuclear [Yoriyaz, 2015].

As primeiras publicações envolvendo o MMC datam do fim da década de 1950 e do início da década de 1960 [Schneider e Cormack, 1959; Bruce *et al.*, 1962] e, atualmente, são cada vez mais frequentes devido ao avanço tecnológico que permite tempos mais curtos de processamento e maior capacidade de armazenamento de dados [Yoriyaz, 2015].

Em 1963, Martin Berger publicou um capítulo sobre o transporte de elétrons, que se tornou a base para os códigos de transporte de radiação em energias acima de algumas dezenas de keV [Berger, 1963]. O trabalho publicado por Berger deu origem ao código ETRAN que, posteriormente, levou ao desenvolvimento de códigos bastante utilizados atualmente, como o MCNP [Rogers, 2006].

O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) foi criado na década de 1970 e é mantido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos (*Los Alamos National Laboratory, US*). Originalmente, foi criado para calcular o transporte de nêutrons-fótons em reatores nucleares [Rogers, 2006]. Nos dias de hoje, o MCNP permite o rastreamento de nêutrons, fótons, elétrons, íons leves e íons pesados, com energias cinéticas de até 1 GeV [Fonseca *et al.*, 2015].

Códigos como o MCNP computam eventos de absorção e espalhamento da radiação, como o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton, e eventos de produção de raios X, por exemplo, além de apresentar os resultados junto com os erros estatísticos [Fonseca *et al.*, 2015]. É possível simular geometrias próximas às de exposição real, como uma sala de RI, e, a partir disso, calcular a interação da radiação com o corpo humano com a utilização de objetos simuladores virtuais, obtendo como resultado as doses absorvidas em diversos órgãos e tecidos, tarefa quase impossível de ser realizada diretamente [Santos *et al.*, 2015].

3.7. Objetos simuladores virtuais

A dificuldade em medir doses absorvidas em órgãos e tecidos humanos após exposições à radiação levou ao desenvolvimento de objetos simuladores humanos, ou seja, representações do corpo humano, sejam físicas ou computacionais. Estes objetos simuladores começaram a ser desenvolvidos décadas atrás, passando de simples formas geométricas feitas de água a representações antropomórficas bastante sofisticadas e acuradas [Cassola *et al.*, 2010].

O primeiro estudo envolvendo objetos simuladores data de 1950, no qual doses de radiação foram calculadas para um tronco humano [Snyder, 1950]. Em 1969 surgiram objetos simuladores humanos heterogêneos, chamados de MIRD5. Eram objetos simuladores matemáticos, cujos corpos e os órgãos foram baseados em figuras geométricas como cones, elipsoides e planos [Snyder *et al.*, 1969]. Posteriormente, baseado nos modelos matemáticos, Kramer *et al.* (1982) criaram modelos que representavam homens e mulheres adultos e os batizaram de ADAM e EVA, respectivamente.

Com o passar dos anos, objetos simuladores cada vez mais reais foram sendo criados. Com o progresso no processamento de imagens, pesquisadores se basearam em imagens de tomografia computadorizada e de ressonância magnética para melhorar sua anatomia. Assim, Zubal *et al.* (1994) criaram um modelo masculino baseado em *voxel*. Com base neste modelo em *voxel*, foram construídos os modelos MAX (*Male Adult Voxel*) e FAX (*Female Adult Voxel*), posteriormente atualizados e chamados de MAX06 e FAX06, possuindo características mais específicas de composição óssea [Kramer *et al.*, 2003; Kramer *et al.*, 2004; Kramer *et al.*, 2006].

Em 2010, Cassola *et al.* (2010), juntamente com o Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, construíram os simuladores MASH (*Male Adult meSH*) e FASH (*Female Adult meSH*) baseados na publicação 89 da ICRP [ICRP, 2002] e seus valores de referência sobre parâmetros anatômicos e fisiológicos do ser humano, de acordo com idade e sexo [ICRP, 2002]. Posteriormente, foram criados modelos FASH e MASH com diferentes alturas e pesos, baseados nos 10^o, 50^o e 90^o percentis de dados de populações caucasianas [Cassola *et al.*, 2011].

Modelos MASH foram utilizados neste trabalho. Para simular o médico principal e o assistente foram utilizados os modelos de referência, com 73 kg e 176,0 cm de altura, e para simular os pacientes foram utilizados os modelos com massa e altura variados: M10_H10, com 59,3 kg e 167,3 cm de altura; M50_H50, com 79,0 kg e 176,4 cm de altura; e M90_H90, com 108,5 kg e 185,6 cm de altura. A Figura 1 mostra a representação dos modelos utilizados.

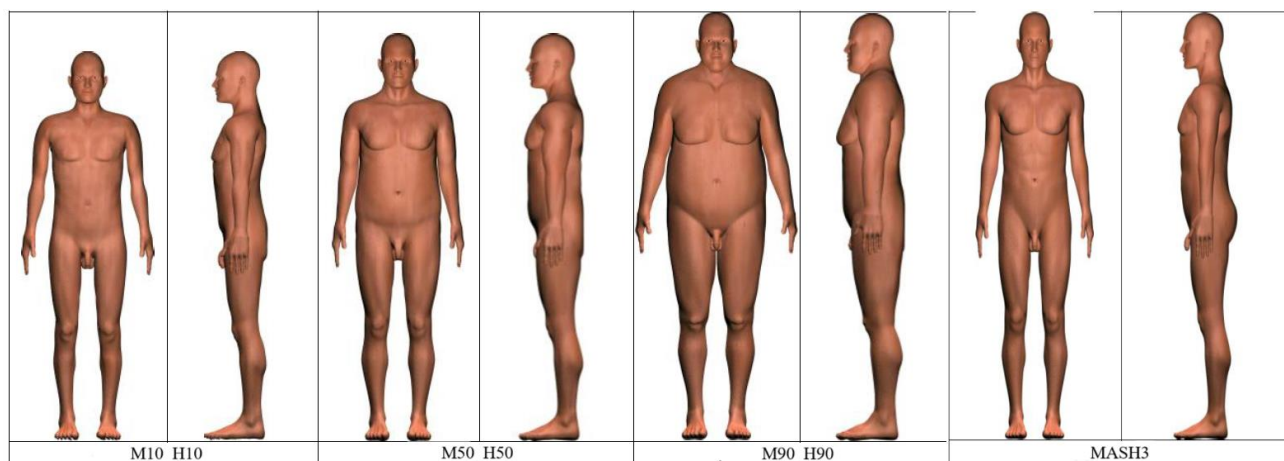


Figura 1: Representação dos modelos simuladores utilizados no trabalho. Imagem modificada de [Cassola, 2011].

3.8 Interação da Radiação com a Matéria

A radiação ionizante pode ser categorizada como radiação corpuscular, onde partículas eletricamente carregadas como partículas alfa e elétrons se enquadram, além de partículas eletricamente neutras, como os nêutrons; e como radiação eletromagnética, da qual fazem parte fótons, como os raios X e os raios gama [Zagórski e Kornacka, 2012]. No âmbito do radiodiagnóstico, os raios X são utilizados e, portanto, conhecer seus mecanismos de interação com o meio se faz importante. Quando um fóton incide em um meio, pode haver absorção, onde parte ou toda a sua energia é absorvida, ou espalhamento [Tandon *et al.*, 2022]. Sendo assim, dentro da faixa de energia utilizada no radiodiagnóstico, os principais efeitos observados são listados a seguir:

- **Espalhamento Rayleigh**

O espalhamento Rayleigh consiste em uma onda eletromagnética passando próxima a um átomo e colocando um elétron de valência em oscilação, deixando o átomo excitado. Para retornar ao seu estado natural, o elétron então irradia energia na mesma frequência daquela da onda incidente e, portanto, os fótons possuem mesmo comprimento de onda. Desta forma, não há absorção de energia pelo meio, apenas o espalhamento do fóton em pequenos ângulos. É um efeito cuja probabilidade aumenta com o aumento do número atômico do material e com a diminuição da energia do feixe incidente [Khan e Gibbons, 2014]. Pode ser esquematizado como mostra a Figura 2.

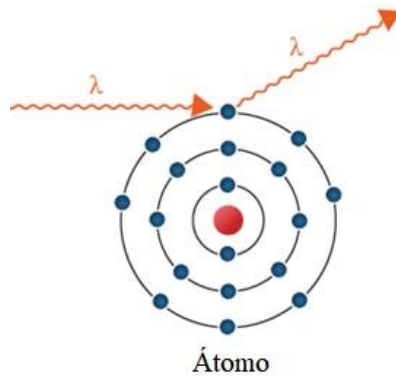


Figura 2: Representação do Espalhamento Rayleigh. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].

- **Efeito Fotoelétrico**

Bastante importante para a formação da imagem radiográfica, no efeito fotoelétrico ocorre a absorção total da energia do fóton pelo átomo e, como resultado, um elétron é ejetado. A energia cinética com a qual esse elétron sai é igual à diferença entre a energia da radiação absorvida e a energia de ligação do elétron. Nesse processo, é deixada uma vacância na camada de onde o elétron foi ejetado, que rapidamente é preenchida por algum elétron de uma camada mais externa e, dessa transição, pode ocorrer a emissão de raios X (radiação característica) ou de outro elétron (elétron Auger). O efeito fotoelétrico acontece primordialmente para energias baixas e meios de alto número atômico [Khan e Gibbons, 2014]. A Figura 3 mostra esquematicamente o efeito fotoelétrico.

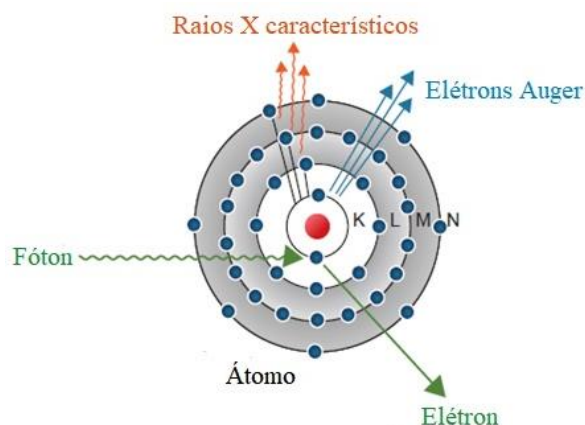


Figura 3: Esquematização do Efeito Fotoelétrico. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].

- **Espalhamento Compton**

O efeito Compton ocorre com elétrons mais fracamente ligados, ou elétrons “livres”. Resulta da absorção parcial da energia do fóton pelo átomo que ejeta o elétron em um ângulo ϕ . O fóton, com a energia restante, é espalhado com ângulo θ . Este é o efeito responsável pelo ruído em imagens radiográficas e, em RI, pela radiação espalhada que resulta no aumento da dose recebida pelos profissionais [Khan e Gibbons, 2014]. Pode ser melhor compreendido pela Figura 4.

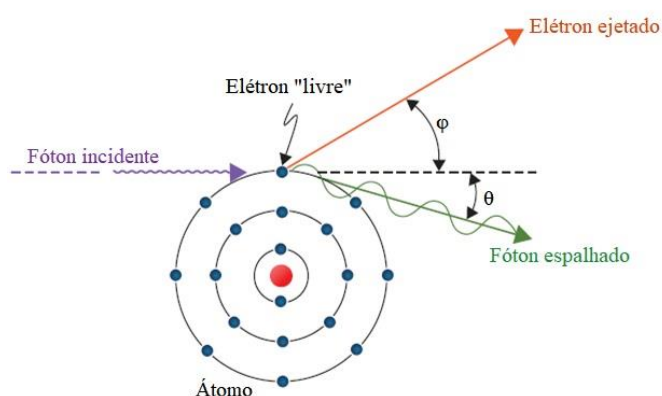


Figura 4: Esquema de interação da radiação ionizante via espalhamento Compton. Modificado de [Khan e Gibbons, 2014].

3.9. Efeitos Biológicos da Radiação

Como resultado das interações mencionadas na seção anterior, e considerando que o meio absorvedor de energia em procedimentos de RI é o tecido humano, podem ocorrer efeitos biológicos devido à interação da radiação ionizante. Estes efeitos podem ser classificados quanto à dose absorvida, quanto ao dano causado e de acordo com o tempo de manifestação [Tauhata *et al.*, 2013].

De acordo com a dose absorvida, são chamados estocásticos ou reações teciduais. Os efeitos estocásticos, como o câncer, são causados por danos irreparáveis no DNA de uma célula. A probabilidade de um efeito estocástico acontecer aumenta com o incremento da dose absorvida, porém a sua severidade é independente da dose [Hall e Giaccia, 2012]. As reações teciduais, por outro lado, ocorrem quando a radiação causa o fim da capacidade reprodutiva das células de determinado tecido. Neste caso, a severidade

do efeito aumenta com o aumento da dose absorvida e, porque um número mínimo de células precisa ser afetado para que o efeito se manifeste, existe um limiar de dose, abaixo do qual nenhum efeito é observado [Miller *et al.*, 2010b]. Exemplos de reações teciduais são eritema, epilação, catarata, descamação da pele ou até mesmo necrose, a depender da dose absorvida [Tauhata *et al.*, 2013]. As reações teciduais são amplamente observadas em profissionais da radiologia intervencionista, que recebem grandes doses devido ao tempo e ao número de procedimentos [Wagner *et al.*, 1994].

O dano causado pela radiação diz respeito a quais células foram danificadas. Desta forma, são classificados como efeitos somáticos quando surgem na própria pessoa irradiada, sendo dependentes da dose absorvida, da taxa de absorção desta dose e da região do corpo que foi irradiada. Além destes, os efeitos genéticos ou hereditários são vistos nos descendentes da pessoa irradiada devido a danos causados nas células dos órgãos reprodutores. Possuem caráter cumulativo e são independentes da taxa de absorção da dose [Tauhata *et al.*, 2013].

Quanto ao tempo de manifestação, os efeitos são considerados imediatos ou tardios. Os efeitos que acontecem de poucas horas a algumas semanas após a exposição são considerados efeitos imediatos; já os efeitos que demoram de anos a décadas para acontecer são conhecidos como efeitos tardios. Para doses muito altas, há predominância de efeitos imediatos. Para doses baixas, os efeitos imediatos são praticamente inexistentes, havendo probabilidade apenas da ocorrência de efeitos tardios [Tauhata *et al.*, 2013].

3.10. Proteção Radiológica

Com a descoberta dos raios X por Roentgen, da radioatividade por Becquerel e dos elementos rádio e polônio por Marie e Pierre Currie, entre 1895 e 1898, a radiação ionizante começou a ser amplamente utilizada na medicina [Lindell, 1996]. A necessidade da adoção de medidas de proteção contra raios X e materiais radioativos foi reconhecida logo no início do século, após surgirem lesões na pele, como eritemas e úlceras, em pessoas que haviam sido expostas [Hendee, 1993].

A desinformação e a falta de cuidado durante o uso inicial dos raios X causaram danos em médicos, técnicos e enfermeiros, que, além de serem expostos à radiação espalhada pelo paciente, também se expunham ao feixe primário [Jones, 2005; Lindell,

1996]. Os danos radioinduzidos foram bastante presentes durante a Primeira Guerra Mundial, quando um grande número de equipamentos radiológicos, ainda muito primitivos, eram utilizados [Lindell, 1996]. A partir disso, mobilizações foram feitas e recomendações começaram a ser criadas em diversos países, além da organização de congressos para que houvesse a divulgação apropriada dos conceitos de radioproteção [Dowd e Archer, 1994; Jones, 2005].

Em 1913, a *Deutsche Röntgen Gesellschaft* fez algumas recomendações de proteção radiológica que acabaram não sendo seguidas. Em 1921, na Inglaterra, a *British Röntgen Society* estabeleceu o *X-ray and Radium Protection Committee* que criou relatórios preliminares em julho e em dezembro do mesmo ano [Lindell, 1996].

O primeiro Congresso Internacional de Radiologia aconteceu em Londres, em 1925, e o tópico mais discutido foi unidades e medidas. Por isso, o congresso estabeleceu a hoje conhecida Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) [Lindell, 1996]. Em 1928, em Estocolmo, ocorreu o segundo Congresso Internacional de Radiologia, que convidou seus países membros para preparar recomendações de radioproteção e, daí, foi criada a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) [Hall e Giaccia, 2012].

A proteção radiológica, como é conhecida hoje, pode ser definida como um conjunto de ações que buscam proteger o homem e o ecossistema de possíveis danos causados pela radiação ionizante. Os conceitos, procedimentos e unidades de proteção radiológica são continuamente atualizadas nas publicações da ICRP e da ICRU, sendo que cada país pode adotá-los ou não, seja parcial ou totalmente, a depender do seu desenvolvimento, capacidade e viabilidade de execução [Tauhata *et al.*, 2013].

De acordo com o Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação dos Estados Unidos (NCRP), os objetivos da proteção radiológica são prevenir significativamente as reações teciduais pela implementação de limites de dose e limitar o risco de efeitos estocásticos levando em conta necessidades, valores e benefícios sociais [Hall e Giaccia, 2012]. Para isso, são estabelecidos três princípios básicos que devem ser seguidos, sendo eles: justificação, otimização e limitação de dose.

O princípio da justificação diz que quaisquer atividades envolvendo radiação ionizante devem ser justificadas com relação a outras alternativas disponíveis, além de produzir um benefício líquido positivo para a sociedade como um todo, compensando os

danos que a radiação pode causar [Tauhata *et al.*, 2013]. É um princípio que busca evitar o uso desnecessário da radiação ionizante [Leyton *et al.*, 2014].

A otimização estabelece que todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, de acordo com o princípio ALARA – *As Low As Reasonably Achievable*, uma vez que qualquer exposição pode trazer riscos carcinogênicos ou hereditários. Sendo assim, o princípio ALARA visa aumentar o nível de proteção a tal ponto que quaisquer aperfeiçoamentos posteriores tragam reduções menos significantes, de maneira a serem desnecessários. Uma análise em termos de custo-benefício é necessária para a implementação deste princípio [Do, 2016; Tauhata *et al.*, 2013].

A limitação de dose diz respeito justamente a manter os limites de dose anual abaixo do limiar de detrimento. Assim, as doses individuais de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e de indivíduos do público não devem exceder limites anuais de dose preestabelecidos. Desta forma, busca-se limitar a ocorrência de efeitos estocásticos, bem como prevenir as reações teciduais [Tauhata *et al.*, 2013]. Estes limites não se aplicam a pacientes, uma vez que o objetivo é sempre o diagnóstico ou tratamento de alguma doença. O que se pode fazer, nestes casos, é comparar as doses entre grupos a partir da criação de níveis de referência e, assim, verificar se os valores de determinada prática estão dentro ou fora do recomendado e, caso seja necessário, propor revisões de equipamentos ou condutas de trabalho [Leyton *et al.*, 2014].

Além dos princípios básicos, a radioproteção conta com fatores que auxiliam na diminuição da exposição dos trabalhadores, sendo eles: tempo, distância e blindagem [Kim, 2018].

Quanto menor o tempo de exposição, menor a dose que o profissional de saúde recebe. Procedimentos de RI, muitas vezes, são complexos e podem demorar horas, aumentando muito as doses tanto na equipe médica quanto no paciente. Profissionais bem treinados e familiarizados com o equipamento utilizado e com o procedimento a ser feito podem ser um fator importante na redução do tempo de procedimento radiológico e, portanto, da exposição à radiação [Bushberg *et al.*, 2002].

A distância também é um importante fator de redução à exposição. A taxa de exposição de uma fonte pontual de radiação diminui com o quadrado da distância. Isto significa que, ao se dobrar a distância entre a fonte e um trabalhador, por exemplo,

diminui-se a taxa de dose em $\frac{1}{4}$ [König *et al.*, 2019]. Todo profissional deve permanecer o mais longe possível do tubo de raios X durante um exame diagnóstico. A NCRP recomenda uma distância de pelo menos 2 metros do tubo de raios X e do paciente. Em RI, não é possível que toda a equipe permaneça tão distante da fonte e do paciente, aumentando mais uma vez as doses recebidas, se comparado a outros procedimentos radiológicos [Bushberg *et al.*, 2002]. Uma maneira de diminuir a exposição destas pessoas é pelo uso de blindagens e de EPIs.

Blindagens são utilizadas na radiologia para reduzir a exposição dos pacientes, trabalhadores e do público em geral. O tipo de material utilizado como blindagem e sua espessura são função da energia do fóton, número, intensidade do feixe e geometria da fonte, além de outros fatores [Bushberg *et al.*, 2002]. Em procedimentos intervencionistas, as blindagens utilizadas podem ser divididas em proteções baseadas em equipamentos, proteções estruturais e proteções individuais [König *et al.*, 2019].

As proteções baseadas em equipamentos incluem telas de proteção, que podem ter formatos variados a depender da sua finalidade, e que são normalmente feitas de acrílico e óxido de chumbo, de modo a oferecer proteção equivalente a 0,5 mm de chumbo. Esse tipo de blindagem, geralmente alocada no teto da sala, oferece proteção para a parte superior do corpo da equipe médica, especialmente para os olhos e, a depender do ângulo do tubo de raios X, a exposição pode ser reduzida em até 98% [König *et al.*, 2019]. No entanto, o posicionamento destas blindagens pode ser dificultado ou até mesmo impossível de ser feito em alguns procedimentos devido à maneira como eles são acoplados nas salas [Meisinger *et al.*, 2016]. Além das proteções suspensas no teto, biombos móveis também estão disponíveis para uso em radiologia [Garg e Shrigiriwar, 2021].

Outro tipo de blindagem é a proteção alocada abaixo da mesa do paciente, cuja função principal é proteger as extremidades baixas dos trabalhadores. Equivalem, normalmente, a 0,5 mm de chumbo e podem reduzir em até 64% a dose nas extremidades. São móveis e podem ser colocadas em ambos os lados da mesa do paciente, de acordo com a posição do profissional [Garg e Shrigiriwar, 2021; Meisinger *et al.*, 2016]. As Figuras 5, 6 e 7 representam as proteções móveis aqui citadas.



Figura 5: Barreira de proteção suspensa pelo teto. Imagem modificada de [Meisinger *et al.*, 2016]



Figura 6: Biombo de proteção móvel. Imagem modificada de [Meisinger *et al.*, 2016]



Figura 7: Cortina plumbífera alocada na lateral da mesa do paciente. Imagem retirada de [Meisinger *et al.*, 2016]

Quanto às proteções individuais, são disponíveis, normalmente, protetores de tireoide, óculos plumbíferos, protetor de cérebro e aventais de chumbo. Protetores de tireoide e aventais de chumbo estão disponíveis no mercado em uma variedade de formatos, tamanhos e materiais, com proteções equivalentes a 0,25 mm a 1 mm de chumbo [Rose e Rae, 2019]. A escolha destes EPIs deve levar em consideração eficácia, conforto, peso, durabilidade, facilidade de manutenção e o ajuste apropriado no corpo [Garg e Shrigiriwar, 2021]. Os óculos plumbíferos também estão disponíveis em diferentes modelos sendo que, devido à angulação da cabeça do profissional durante procedimentos de RI permitir que a radiação espalhada chegue aos olhos lateralmente, os óculos devem, preferencialmente, bloquear exposições laterais [Garg e Shrigiriwar, 2021]. Como tumores cerebrais têm sido correlacionados com exposições ao longo do tempo, a proteção da cabeça dos profissionais é um tópico de crescente importância [Rajaraman *et al.*, 2016; Roguin *et al.*, 2012]. Para isso, são utilizados protetores de cérebro que podem reduzir a exposição da cabeça a até cerca de 85% [Uthoff *et al.*, 2013]. As Figuras 8 e 9 mostram alguns tipos destes EPIs.



Figura 8: EPIs comumente utilizados em RI. (1) protetor de cérebro, (2) óculos plumbífero, (3) protetor de tireoide e (4) avental de chumbo. Imagem modificada de [König *et al.*, 2019].

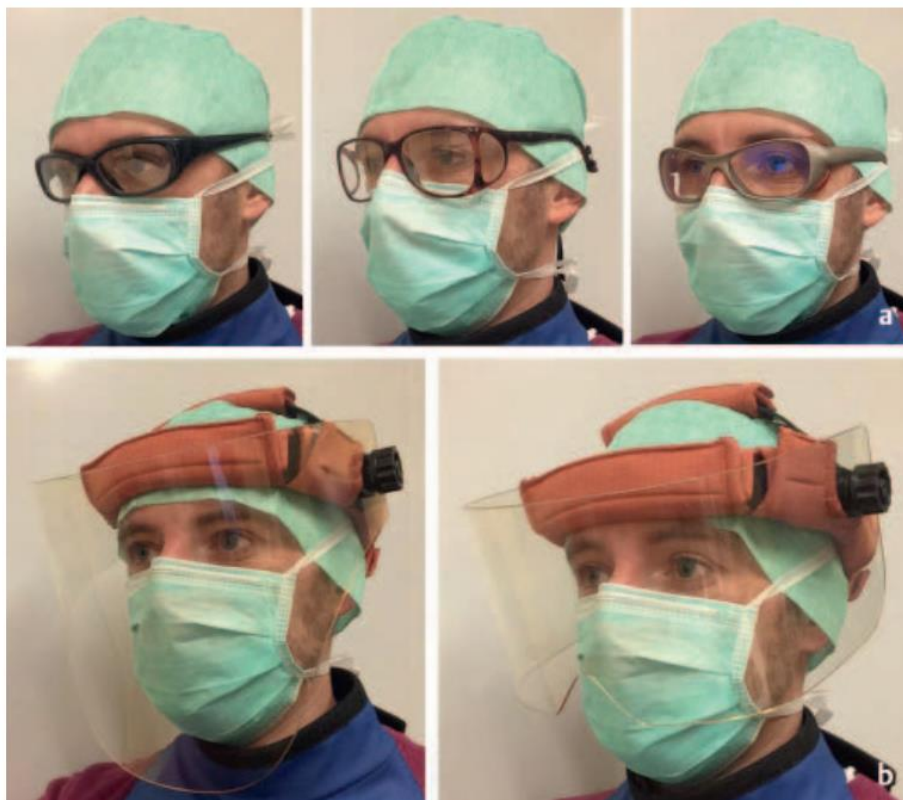


Figura 9: Diferentes tipos de óculos plumbíferos e visores protetores de radiação. Imagem retirada de [König *et al.*, 2019].

3.11. Grandezas dosimétricas e grandezas de proteção

3.11.1 Dose absorvida

A dose absorvida é relevante para todos os tipos de uso de radiação ionizante, bem como para todos os meios de interação. É definida como a energia $d\epsilon$ transferida a um determinado ponto P em um meio de massa dm , como mostrado na equação 1 [Attix, 1986]:

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

A unidade de medida, no Sistema Internacional de Unidades, para a dose absorvida é o gray (Gy), sendo que 1 Gy equivale a 1 joule por quilograma (J/kg) [ICRP, 2002].

3.11.2 Dose equivalente

Os efeitos biológicos da radiação ionizante não dependem apenas da dose absorvida, mas também do tipo de radiação incidente. Por isso, a grandeza mais relevante para a proteção radiológica é a dose equivalente, cujo conceito é definido como a equivalência entre doses de diferentes radiações que produzem o mesmo efeito biológico [Khan e Gibbons, 2014; Tauhata *et al.*, 2013]. É obtida pela multiplicação da dose absorvida D_T em um determinado tecido pelo fator de qualidade da radiação w_R , como mostra a equação 2:

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

A unidade de medida da dose equivalente é o Sievert (Sv), que equivale ao Joule por Quilograma (J/kg) [ICRP, 2002].

Os valores de w_R são adimensionais e provenientes da Eficácia Biológica Relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação para a indução de um dado efeito biológico. A Tabela 1 contém os valores de w_R baseados na publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007].

Tabela 1: Valores para o fator de qualidade Q dos diferentes tipos de radiação [ICRP, 2007; Tauhata *et al.*, 2013].

Tipo de Radiação	w_R
Raios-X, raios γ e elétrons	1
Prótons	2
Nêutrons	Variável de acordo com a energia
Radiação α , fragmentos de fissão e íons pesados	20

3.11.3 Dose efetiva

Para uma dada exposição, as doses equivalentes em diferentes tecidos podem ser bastante diferentes, uma vez que cada tecido possui uma radiosensibilidade específica [Khan e Gibbons, 2014]. Por isso, a dose efetiva, também conhecida como dose de corpo todo, é a soma das doses equivalentes em cada um dos tecidos e órgãos ponderada pelo fator de peso específico do tecido/órgão, w_T [Tauhata *et al.*, 2013]. É dada pela equação 3.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (3)$$

Os fatores w_T representam o risco do tecido ou órgão sofrer um efeito estocástico caso o corpo todo seja uniformemente irradiado [Khan e Gibbons, 2014]. Seus valores estão na Tabela 2 e estão de acordo com a publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007]. Assim como a dose equivalente, a dose efetiva também é representada pelo Sievert (Sv) [ICRP, 2002].

Tabela 2: Fatores de ponderação para os diferentes tecidos e órgãos baseados na publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007].

Órgão/Tecido	w_T
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mamas	0,12
Demais tecidos ¹	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Fígado	0,04
Tireoide	0,04
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Pele	0,01

¹Adrenais, Região extratorácica, Parede da bexiga, Coração, Rins, Pâncreas, Baço, Timo, Músculo, Nódulos linfáticos, Mucosa oral, Ovários, Intestino delgado, Útero

3.11.4 Produto kerma-área:

O produto kerma-área (PKA) é a medida da energia cedida ao ar pela radiação ionizante em toda a área do campo de raios X. É usado para medir a radiação incidente na pele do paciente e é um indicativo da quantidade total de radiação transmitida durante um determinado procedimento [Magill *et al.*, 2019]. O PKA é calculado pelo produto da dose pela área do feixe, sendo medido com uma câmara de ionização disposta entre o tubo de raios X e o paciente [Tudor *et al.*, 2023]. Em radiodiagnóstico, o PKA é bastante utilizado para estimativa de doses e para controlar os efeitos adversos da radiação. Sua unidade de medida é o Gy.m²

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Características gerais da simulação

Este trabalho foi feito de maneira a simular procedimentos de angiografia coronária. Para comparação procedural, o trabalho publicado por Portugal *et al.* (2022) foi escolhido por providenciar os parâmetros mais comumente utilizados durante a realização destes procedimentos, além de fornecer valores experimentais para o PKA, que foram utilizados para o cálculo das doses equivalentes e efetivas dos profissionais.

Desta forma, as projeções simuladas foram: PA (póstero anterior), LAO45 (oblíqua anterior esquerda, 45°), RAO30 (oblíqua anterior direita, 30°) e RLAT (lateral direita). O campo de irradiação foi de 24,3 cm × 24,3 cm. O código no qual os cenários foram construídos foi o MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) versão 6.2 [Werner *et al.*, 2018]. Os espectros de raios X foram gerados com o software SpekCalc [Poludniowski *et al.*, 2009], com tensões de 80 kV e 100 kV, filtração de 1,5 mmAl, alvo de tungstênio e ângulo anódico de 12° [Portugal *et al.*, 2022]. Com o intuito de diminuir as incertezas, foram simuladas 1E9 histórias de partículas.

4.2 Doses equivalentes em Monte Carlo

O cálculo das doses equivalentes, quando adaptado para a simulação de Monte Carlo, é feito de acordo com a equação 4.

$$H_T = \sum_R \frac{D_{T,R} w_R}{PKA_{sim}} \times PKA_{exp} \quad (4)$$

Onde:

w_R : é o fator de peso da radiação, que equivale a 1 para raios X;

$D_{T,R}$: é o valor obtido pelo *tally F6* do código MCNP nas regiões de interesse, ou seja, em cada órgão e tecido;

PKA_{sim} : valor dado pelo *tally F6* da simulação, que neste caso foi calculado em um medidor de PKA, representado por um paralelepípedo de ar com área de 100 cm², colocado perpendicularmente ao feixe de raios X;

PKA_{exp} : valor do produto kerma-área experimental encontrado na literatura.

Portugal *et al.* (2022) publicaram um trabalho em que foram calculados valores experimentais medianos do PKA através de uma base de dados de procedimentos de angiografia coronária (AC) para tensões de 80 kV e 100 kV. Nestas condições, os valores encontrados foram de 16,53 Gy.cm² para a tensão de 80 kV e de 38,21 Gy.cm² para a tensão de 100 kV.

4.3 Doses efetivas em Monte Carlo

As doses efetivas são calculadas como indicado pela equação 5 e representam a soma das doses equivalentes de cada tecido ou órgão multiplicado pelo fator de peso do tecido ou órgão w_T .

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (5)$$

Desta maneira foram obtidas as doses para os dois profissionais em todos os cenários simulados.

4.4 Cenários modelados

Foi simulado um cenário típico de uma sala de RI, contendo uma mesa cirúrgica, arco em C, tubo de raios X, intensificador de imagens, uma mesa de instrumentação, e três monitores. Os equipamentos de proteção individuais e coletivos incluíram aventais de chumbo, protetores de tireoide, óculos plumbíferos e cortina de chumbo, alocada abaixo da mesa cirúrgica, em frente ao médico principal.

Os profissionais foram representados por simuladores antropomórficos virtuais MASH 3 [Cassola *et al.*, 2010], ambos colocados em pé ao lado direito do paciente, sendo um médico principal e um assistente, posto um pouco mais distante. A fim estudar a influência do IMC do paciente nas doses ocupacionais, os pacientes foram representados por objetos antropomórficos virtuais de diferentes alturas e pesos, sendo chamados de M10_H10, M50_H50 e M90_H90, como já ilustrados pela Figura 1. As Figuras 10, 11,

12 e 13 representam cada um dos cenários simulados, com as diferentes projeções estudadas.

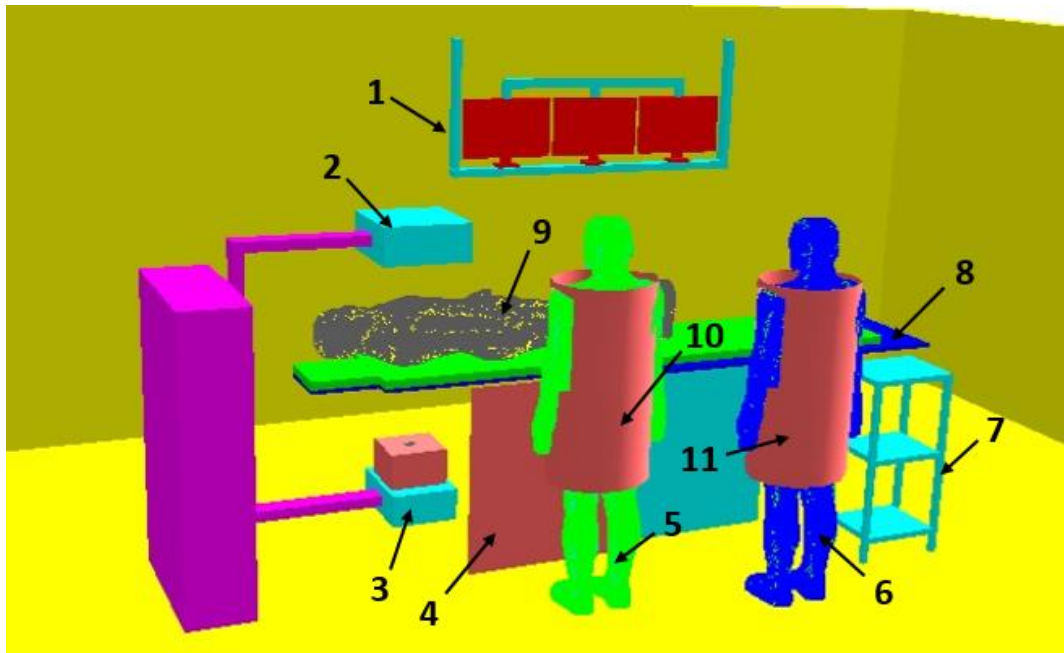


Figura 10: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA. Sendo: 1) monitores; 2) intensificador de imagens; 3) tubo de raios X; 4) cortina de chumbo; 5) médico principal; 6) assistente; 7) mesa de instrumentação; 8) mesa cirúrgica; 9) paciente; 10) e 11) aventais de chumbo.

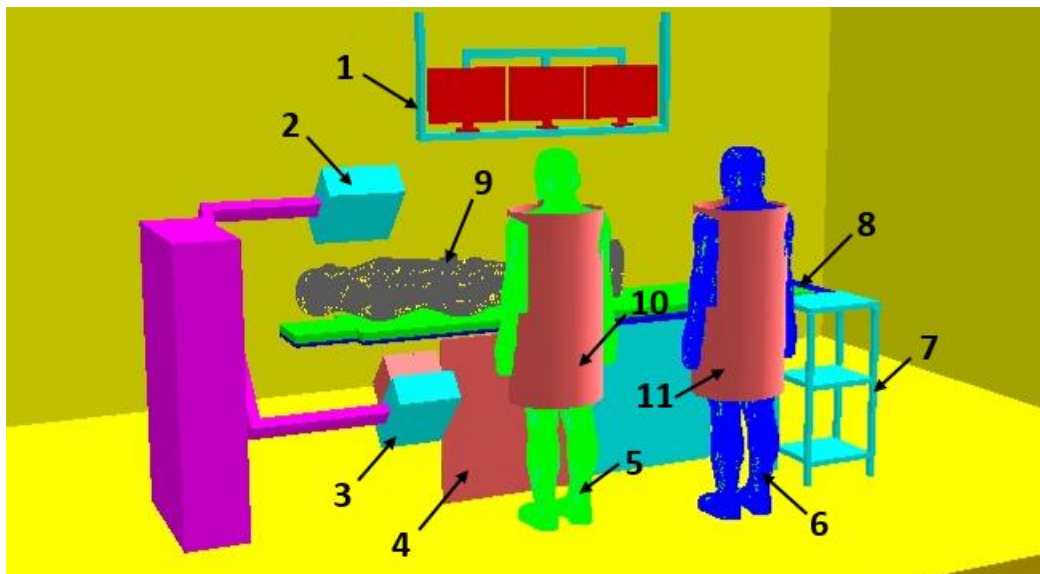


Figura 11: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção LAO45. Sendo: 1) monitores; 2) intensificador de imagens; 3) tubo de raios X; 4) cortina de chumbo; 5) médico principal; 6) assistente; 7) mesa de instrumentação; 8) mesa cirúrgica; 9) paciente; 10) e 11) aventais de chumbo.

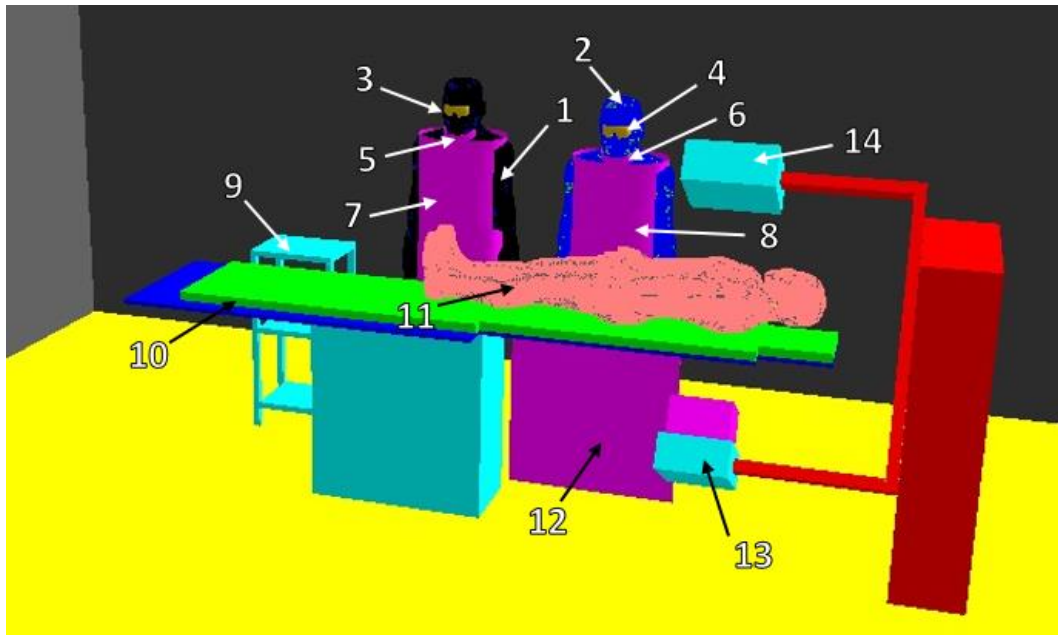


Figura 12: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO30. Sendo: 1) assistente; 2) médico principal; 3) e 4) óculos plumbíferos; 5) e 6) protetores de tireoide; 7) e 8) aventais de chumbo; 9) mesa de instrumentação; 10) mesa cirúrgica; 11) paciente; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) intensificador de imagens.

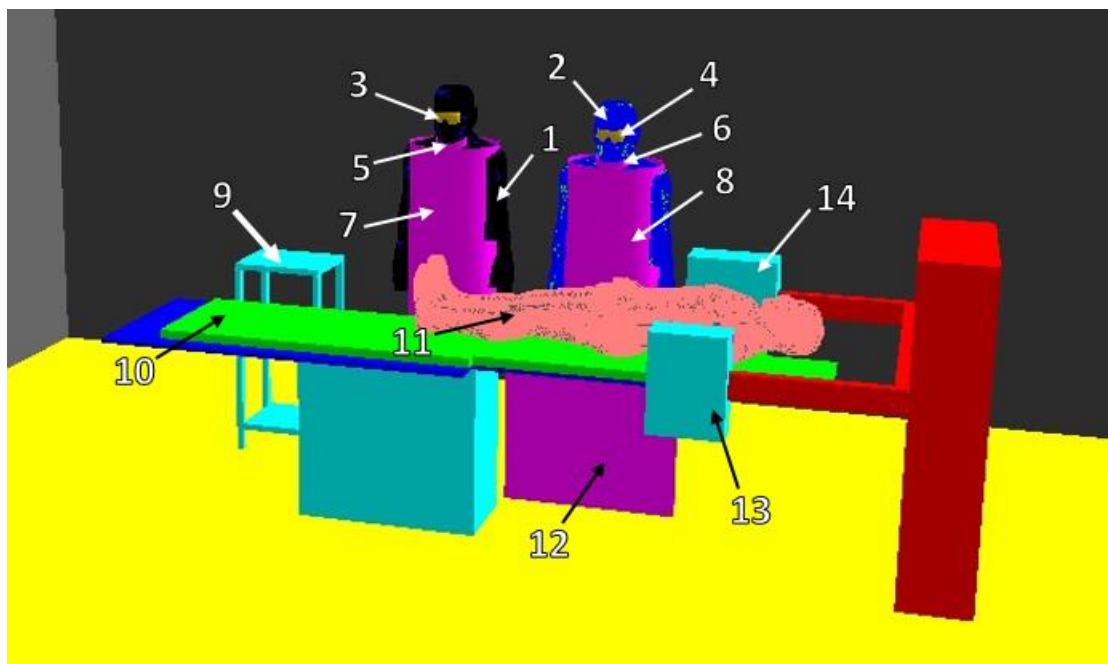


Figura 13: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RLAT. Sendo: 1) assistente; 2) médico principal; 3) e 4) óculos plumbíferos; 5) e 6) protetores de tireoide; 7) e 8) aventais de chumbo; 9) mesa de instrumentação; 10) mesa cirúrgica; 11) paciente; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) intensificador de imagens.

A seguir são listadas as composições dos materiais e as dimensões dos objetos simulados. Todos os materiais, bem como suas composições e densidades, foram

retirados do manual “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*” [Williams *et al.*, 2006].

- A sala modelada foi retangular, de dimensões 640 cm de comprimento e 265 cm de altura. As paredes foram representadas por quatro paralelepípedos de 15 cm de espessura preenchidos com o material “*barite concrete type BA*” com densidade 3,35 g/cm³ e composição hidrogênio (0,3585%), oxigênio (31,1622%), magnésio (0,1193%), alumínio (0,4189), silício (1,045%), enxofre (10,7858%), cálcio (5,0194%), ferro (4,7505%), e bário (46,34%). O interior da sala foi preenchido com ar atmosférico, de densidade 0,001205 g/cm³, cuja composição é carbono (0,0124%), nitrogênio (75,5268%), oxigênio (23,1781%) e argônio (1,2827%).
- A base da mesa cirúrgica foi construída por um paralelepípedo com 80 cm de comprimento e 82 cm de altura preenchido com o material “*Steel HT9 Stainless*”, com densidade 7,874 g/cm³ e composição carbono (0,2%), silício (0,4%), chumbo (0,003%), enxofre (0,02%), vanádio (0,3%), cromo (11,5%), magnésio (0,6%), ferro (84,95%), níquel (0,5%), molibdênio (1%) e tungstênio (0,5%).
- A mesa cirúrgica foi composta por duas camadas, sendo a primeira feita por três paralelepípedos com as seguintes dimensões de comprimento e largura: 30 cm × 30 cm, 117 cm × 46 cm, e 264 cm × 70 cm, todos com altura de 2 cm e preenchidos pelo material “*bakelite*”, com densidade 1,25 g/cm³, e cuja composição é hidrogênio (5,7444%), carbono (77,4589%) e oxigênio (16,7968). A camada superior da mesa foi composta por paralelepípedos de dimensões 30 cm × 30 cm, 117 cm × 46 cm e 140 cm × 54 cm, e preenchida com alumínio, cuja densidade é 2,6989 g/cm³.
- O aparelho de fluoroscopia foi composto por uma base, um arco C, um intensificador de imagens e um tubo de raios X. A base do aparelho foi composta por um paralelepípedo de dimensões 30 cm de comprimento, 80 cm de largura e 140 cm de altura. O arco em C foi composto por três paralelepípedos com dimensões 55 cm de comprimento, 10 cm de largura e 5 cm de altura; 5 cm de comprimento, 10 cm de largura e 129 cm de altura; e 60 cm de comprimento, 10 cm de largura e 5 cm de altura, respectivamente. Tanto a base quanto o arco C

foram preenchidos pelo material “*polyvinyl toluene (PVT)*”, com densidade de 1,032 g/cm³ e composição hidrogênio (8,5%) e carbono (91,5%).

- O tubo de raios X foi composto por um paralelepípedo de dimensões 30 cm de comprimento, 40 cm de largura e 15 cm de altura, preenchido com “*Steel HT9 Stainless*”. Os colimadores foram compostos por cinco paralelepípedos, sendo quatro deles com dimensões 26 cm de comprimento, 1 cm de espessura e 16 cm de altura. A parte superior do colimador possui dimensões 26 cm de comprimento, 25 cm de largura e 1 cm de altura. Todos foram preenchidos com chumbo, cuja densidade é 11,35 g/cm³. A abertura do colimador foi representada por um paralelepípedo de ar, com dimensões 16 cm de comprimento, 6 cm de largura e 1 cm de altura.
- O intensificador de imagens foi representado por um paralelepípedo de dimensões 40 × 40 × 18 cm³ preenchido com o material “*Steel HT9 Stainless*”.
- Os monitores foram feitos por três paralelepípedos de dimensões 45 × 30 cm² e espessura de 3 cm. Foram preenchidos pelo material “*fiberglass tipe E*”, cuja densidade é 2,565g/cm³, e sua composição: boro (2,28%), oxigênio (47,195%), flúor (0,4895%), sódio (0,726%), magnésio (1,4759%), alumínio (7,2536%), silício (24,7102%), potássio (0,8127%), carbono (14,3428%), titânio (0,44%), ferro (0,2739%).
- A mesa de instrumentação foi composta por três paralelepípedos de dimensões 43 cm de comprimento, 33 cm de largura e 3 cm de altura, preenchidos por “*Steel, HT9 Stainless*”

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste trabalho foram calculadas as doses recebidas pelos profissionais, um médico principal e um assistente, durante procedimentos de angiografia coronária. A principal análise feita foi a respeito da influência do IMC do paciente nas doses ocupacionais. Além disso, o impacto da tensão e das diferentes projeções utilizadas durante o procedimento foi analisado. A Tabela 3 traz o valor do IMC dos diferentes pacientes:

Tabela 3: Índice de massa corporal dos diferentes pacientes empregados nas simulações

Paciente	IMC (kg/m²)
M10_H10	21.2
M50_H50	25.4
M90_H90	31.5

5.1 Doses efetivas

Em geral, as doses ocupacionais de acordo com os três tamanhos de pacientes foram bem próximas umas das outras. No entanto, a tendência observada foi que as doses nos profissionais foram ligeiramente maiores quanto menor o paciente. As Figuras 14 e 15 mostram os valores das doses efetivas para o médico principal e para o assistente, respectivamente.

Doses efetivas no médico principal (μSv)

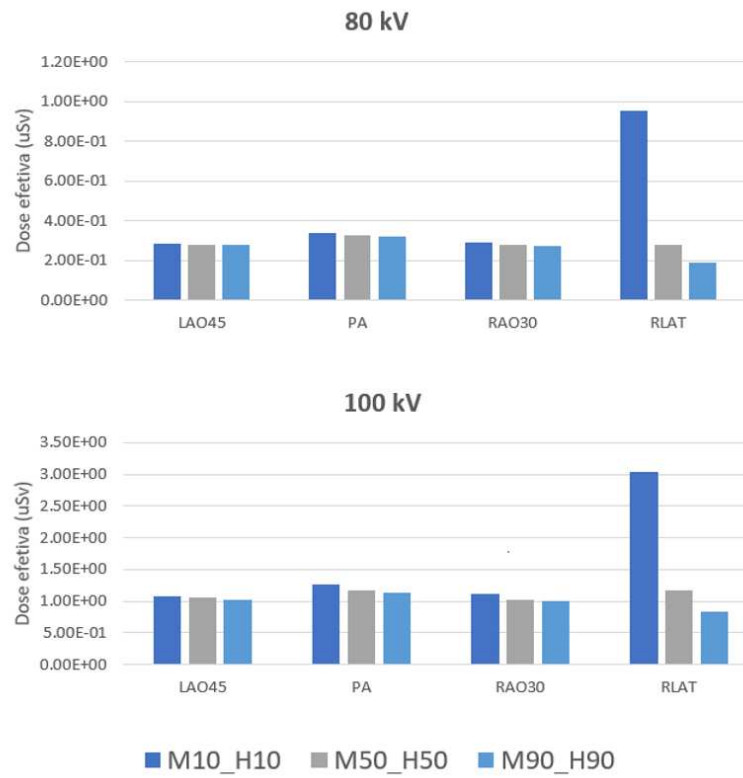


Figura 14: Doses efetivas para o médico principal de acordo com o tamanho do paciente, projeções e tensão do tubo

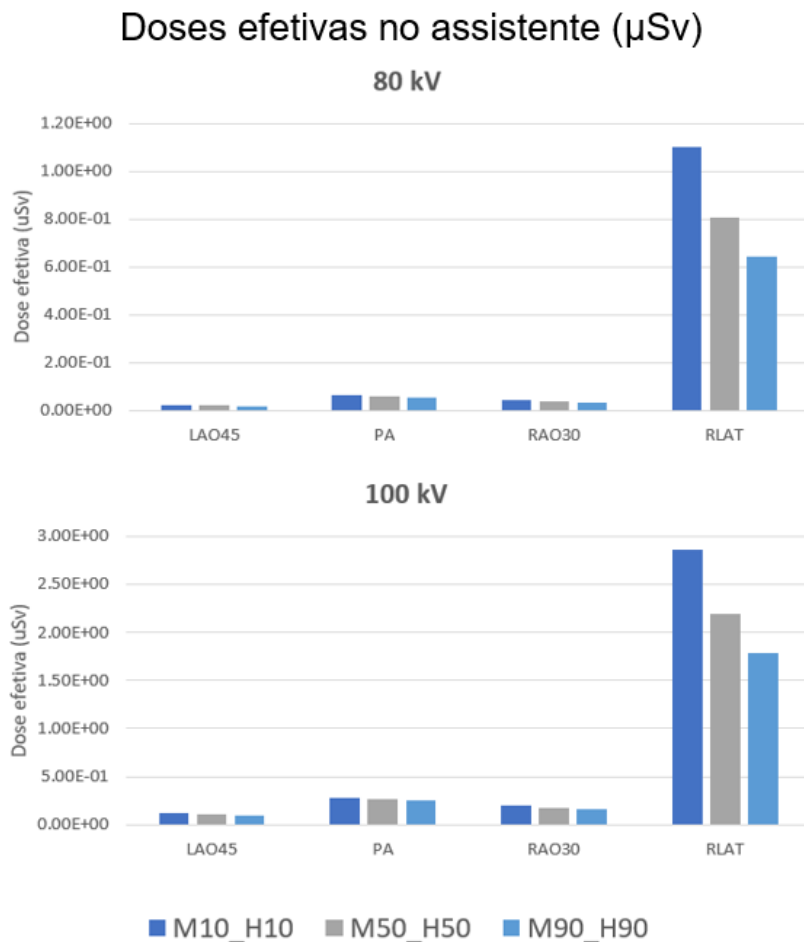


Figura 15: Doses efetivas para o assistente de acordo com o tamanho do paciente, projeções e tensão do tubo

É possível observar, pelas Figuras 14 e 15, que a projeção RLAT foi a que apresentou maior variação de doses para ambos os profissionais. No caso do médico principal, o paciente M10_H10 resultou em doses muito maiores do que os outros pacientes nesta projeção. Como neste caso o tubo de raios X é posicionado de frente para o médico, é esperado que um paciente menor barre menos radiação, permitindo que radiação primária interaja com o profissional, acarretando doses maiores no médico. Conforme o tamanho do paciente aumenta, a dose decresce drasticamente, alcançando valores menores do que para as outras projeções, no caso do paciente M90_H90. Isto implica que, para pacientes maiores, a dose no médico principal se dá principalmente por meio de radiação espalhada que, nesta projeção, é majoritariamente retroespalhada para o lado do tubo de raios X, diminuindo as doses efetivas [Komemushi *et al.*, 2022].

As projeções LAO45, PA e RAO30 resultaram em doses menores para o assistente do que para o médico principal, como é esperado, uma vez que o médico principal permanece mais próximo do paciente durante todo o procedimento, sendo ele a principal fonte espalhadora de radiação. No entanto, a projeção RLAT resultou, em geral, em doses maiores para o assistente do que para o médico. A Figura 16 ilustra as doses para a projeção RLAT em ambos os profissionais com a tensão de 80 kV.

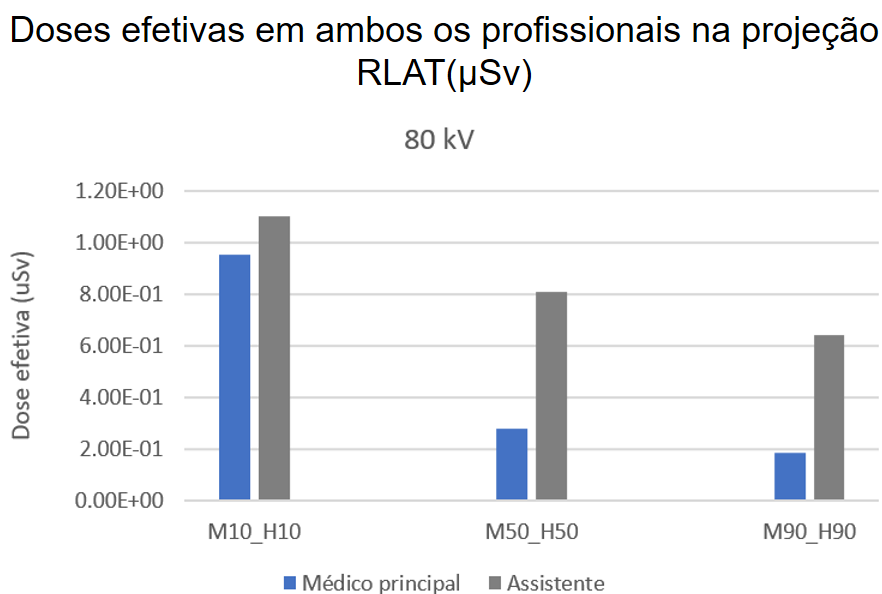


Figura 16: Doses efetivas para o médico principal e para o profissional assistente na projeção RLAT

Tal resultado demonstra a necessidade de estudos computacionais, para dosimetria nestes procedimentos complexos, uma vez que o assistente permanece mais distante da fonte e do paciente. Seria de se esperar que a dose sobre este seria menor. Como esta é a projeção em que o médico principal fica exposto à parte da radiação primária, uma explicação é que os equipamentos de proteção usados por ele podem espalhar radiação na direção do assistente, aumentando, assim, as doses deste profissional.

Fica claro, a partir da observação das Figuras 14, 15 e 16, que quanto maior o tamanho do paciente, menores foram as doses ocupacionais para ambos os profissionais. O mesmo comportamento foi encontrado no estudo publicado por Santos *et al.* (2018) em que foram analisadas as doses ocupacionais durante procedimentos hepáticos. Conforme maior o paciente, maiores são também os volumes dos seus órgãos e tecidos [Fuster *et al.*, 2016; Kim *et al.*, 2012; Mandal *et al.*, 2012], o que permite que a maior parte da

radiação seja absorvida em vez de ser espalhada, explicando a diminuição nas doses ocupacionais.

No entanto, durante a prática clínica, pacientes com tamanhos diferentes não são examinados com os mesmos parâmetros. É necessário que algumas variáveis, como a tensão, sejam aumentadas durante a execução do procedimento em pacientes obesos para garantir a qualidade da imagem [Uppot, 2018]. Assim, analisar as doses ocupacionais com tensões diferentes para os diferentes pacientes é mais razoável. As Figuras 17 e 18 demonstram estes valores.

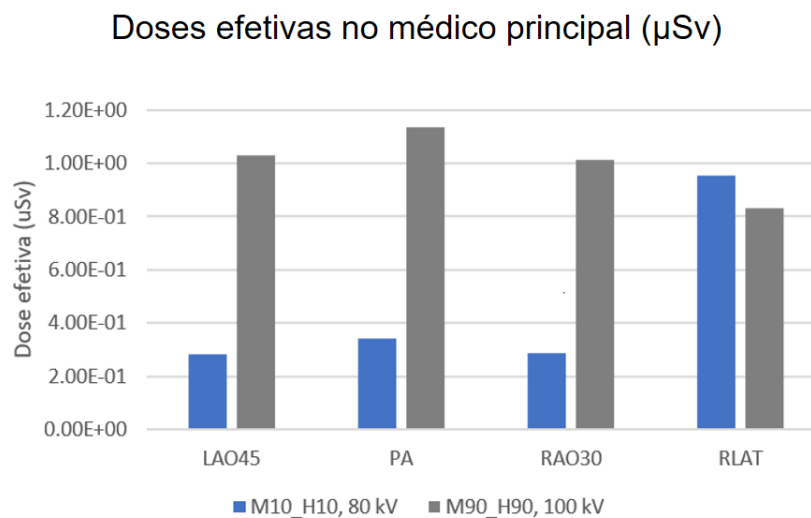


Figura 17: Doses efetivas para o médico principal de acordo com as tensões, projeções e tamanho do paciente.

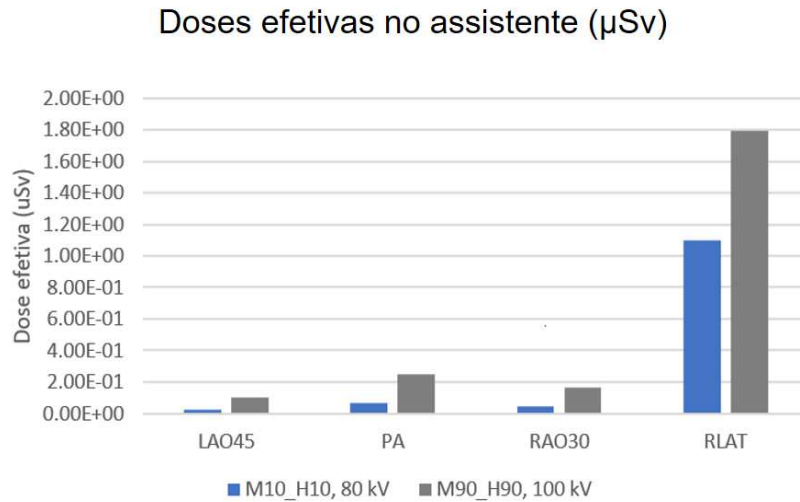


Figura 18: Doses efetivas para o médico principal de acordo com as tensões, projeções e tamanho do paciente.

Pode-se observar, pelas Figuras 17 e 18, que as doses ocupacionais são maiores quanto maior a tensão empregada durante a realização do procedimento. A única exceção é o caso do médico principal na projeção RLAT, para o qual doses maiores foram associadas ao paciente M10_H10 a 80 kV ao invés de ao paciente M90_H90 a 100 kV. Mais uma vez fica claro que, mesmo com uma tensão de 80 kV, a radiação primária recebida pelo médico ao examinar o paciente menor é consideravelmente maior.

Para comparar os valores encontrados neste trabalho com aqueles publicados na literatura, foi feita a média aritmética das doses efetivas dos dois profissionais levando em consideração todas as projeções e tensões simuladas, uma vez que isto representa uma situação clínica real, onde estes parâmetros mudam constantemente em um mesmo procedimento, principalmente devido ao controle automático de exposição [Kukreja *et al.*, 2015]. Desta forma, as doses efetivas médias encontradas foram 1,05 μSv , 0,70 μSv e 0,633 μSv para o médico principal, e 0,585 μSv , 0,456 μSv e 0,382 μSv para o assistente de acordo com os pacientes M10_H10, M50_H50 e M90_H90, respectivamente.

As doses encontradas estão de acordo com as publicadas por Wilson-Stewart *et al.* (2022), com valores variando entre 0,50 a 1,50 μSv para o cardiologista e 0,38 a 1,54 μSv para o enfermeiro assistente em procedimentos de angiografia e angioplastia coronária. Ison *et al.* (2019) encontraram doses entre 0,02 e 38 μSv em angiografias e 0,17 e 31 μSv em angioplastias. Madder *et al.* (2019) publicaram doses ocupacionais

durante angiografias entre 0,2 e 1,4 μSv . É possível observar que os valores encontrados neste trabalho se enquadram nos intervalos apresentados na literatura.

5.2 Doses equivalentes:

Foram calculadas também as doses equivalentes para os principais tecidos e órgãos dos profissionais. Para o médico principal, em todos os casos o cristalino apresentou as maiores doses. Para o assistente, o cristalino variou entre o segundo e o terceiro órgão com maior dose equivalente, a depender da projeção. É importante salientar que estes resultados foram obtidos mesmo com a utilização de óculos plumbíferos pelos profissionais nas simulações. As Tabelas 3, 4, 5 e 6 evidenciam as doses equivalentes no cristalino para o médico e para o assistente, a 80 kV e 100 kV, respectivamente.

Tabela 4: Doses no cristalino (μSv) para o médico principal com tensão de 80 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.

Paciente	Projeção	Dose no cristalino (μSv)
M10_H10	LAO45	1,23E-4
	PA	1,43E-4
	RAO30	1,21E-4
	RLAT	1,79E-4
M50_H50	LAO45	1,23E-4
	PA	1,40E-4
	RAO30	1,19E-4
	RLAT	6,97E-5
M90_H90	LAO45	1,22E-4
	PA	1,39E-4
	RAO30	1,19E-4
	RLAT	4,57E-5

Tabela 5: Doses no cristalino (μSv) para o médico principal com tensão de 100 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.

Paciente	Projeção	Dose no cristalino (μSv)
M10_H10	LAO45	1,63E-4
	PA	1,87E-4
	RAO30	1,64E-4
	RLAT	2,74E-4
M50_H50	LAO45	1,62E-4
	PA	1,81E-4
	RAO30	1,58E-4
	RLAT	1,21E-4
M90_H90	LAO45	1,60E-4
	PA	1,79E-4
	RAO30	1,57E-4
	RLAT	7,77E-5

Tabela 6: Doses no cristalino (μSv) para o assistente com tensão de 80 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.

Paciente	Projeção	Dose no cristalino (μSv)
M10_H10	LAO45	5,44E-06
	PA	7,48E-06
	RAO30	5,60E-06
	RLAT	3,66E-05
M50_H50	LAO45	4,41E-06
	PA	5,35E-06
	RAO30	4,04E-06
	RLAT	2,14E-05
M90_H90	LAO45	3,70E-06
	PA	4,21E-06
	RAO30	3,12E-06
	RLAT	1,03E-05

Tabela 7: Doses no cristalino (μSv) para o assistente com tensão de 100 kV. Todas as incertezas foram menores que 0,01%.

Paciente	Projeção	Dose no cristalino (μSv)
M10_H10	LAO45	1,32E-05
	PA	1,79E-05
	RAO30	1,34E-05
	RLAT	5,82E-05
M50_H50	LAO45	1,06E-05
	PA	1,21E-05
	RAO30	9,24E-06
	RLAT	3,52E-05
M90_H90	LAO45	7,79E-06
	PA	9,32E-06
	RAO30	6,52E-06
	RLAT	1,81E-05

Existem estudos, como o publicado por D’Alessio *et al.* (2023), que afirmam que a melhor proteção para os olhos dos profissionais expostos é obtida com a utilização de visores que cobrem toda a face. Caso sejam utilizados apenas óculos, é recomendado que estes também ofereçam proteção lateral. Krim *et al.* (2011) dizem, ainda, que as doses no cristalino dependem de equipamentos de proteção coletiva, como telas suspensas ou móveis. Nas nossas simulações, além de os modelos de óculos utilizados serem simples e cobrirem apenas a frente dos olhos, não foram adicionados EPCs que pudessem reduzir estes valores. Sabendo que o cristalino é um dos órgãos mais sensíveis à radiação, estas informações reforçam a importância do uso de equipamentos de proteção individuais e coletivos por todos os profissionais presentes durante os procedimentos, como já discutido por diversos autores [Cremen e McNulty, 2014; D’Alessio *et al.*, 2023; Huet *et al.*, 2023; Miller *et al.*, 2010a; Yamada *et al.*, 2020].

6. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram analisadas as doses efetivas e equivalentes para profissionais em procedimentos de angiografia coronária de acordo com diferentes tamanhos de pacientes. Para isso, foi utilizada simulação de Monte Carlo com o código MCNP versão 6.2 onde uma sala comum de RI foi modelada, juntamente com um médico e um assistente, representados por objetos simuladores antropomórficos masculinos MASH3, enquanto os pacientes utilizados foram os M10_H10, M50_H50 e M90_H90, em ordem crescente de altura e peso. As projeções estudadas foram LAO45, PA, RAO30 e RLAT. As tensões utilizadas foram 80 kV e 100 kV, e o tamanho do campo se manteve fixo em $24,3 \times 24,3 \text{ cm}^2$.

A projeção que resultou em menores doses para os profissionais, independentemente da tensão e do tamanho do paciente, foi a LAO45, embora as doses resultantes das projeções PA e RAO30 também se mantiveram muito próximas.

Quanto às maiores doses, para ambos os profissionais, foram associadas à projeção RLAT, onde o maior valor encontrado foi de $3,04 \mu\text{Sv}$ para o médico principal e de $2,85 \mu\text{Sv}$ para o assistente. Levando em consideração todos os parâmetros estudados no trabalho, os profissionais foram mais expostos na situação em que o paciente M10_H10 era examinado, a 100 kV na projeção RLAT. Nesta situação fica claro que os profissionais recebem tanto radiação espalhada quanto radiação primária, o que explica os valores elevados.

De acordo com o tamanho do paciente, foi determinado que, para um mesmo valor de tensão, as doses ocupacionais são maiores quanto menor o paciente, em todas as projeções. Pacientes maiores são associados a maiores doses ocupacionais apenas quando a tensão é aumentada. Desta forma, entende-se que um paciente obeso, em si, não é relacionado à maior exposição dos profissionais, mas sim à necessidade de utilização de parâmetros mais elevados ao realizar procedimentos nestes pacientes. Portanto, é necessário que sejam criados protocolos de otimização de dose personalizados para determinar quais parâmetros resultam em melhores imagens e menores doses para os profissionais levando em consideração o IMC do paciente não apenas para AC, mas para todos os procedimentos de RI.

Quanto às doses equivalentes, o cristalino foi notoriamente um dos órgãos mais afetados. Por isso, é de extrema importância que sejam utilizados sempre equipamentos de proteção, tanto individuais quanto coletivos. Enfatiza-se, ainda, que quanto maior for a área de cobertura oferecida pelo EPI ou EPC, melhor será a proteção associada a ele.

Como perspectivas futuras, pretende-se determinar as doses ocupacionais em procedimentos de AC com diferentes tipos de óculos e visores plumbíferos a fim de verificar a influência do tamanho e do modelo destes equipamentos de proteção nas doses no cristalino.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdelrahman, M., Lombardo, P., Camp, A., Duch, M. A., Phillips, C., Seret, A., e Vanhavere, F. (2020). A parametric study of occupational radiation dose in interventional radiology by Monte-Carlo simulations. *Physica Medica*, 78, 58–70. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.08.016>
- Aberle, D., Charles, H., Hodak, S., O Neill, D., Oklu, R., e Deipolyi, A. R. (2017). Optimizing care for the obese patient in interventional radiology. *Diagnostic and Interventional Radiology*, 23(2), 156–162. <https://doi.org/10.5152/dir.2016.16230>
- Attix, F. H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry* (1st ed.). Wiley-VCH.
- Batista, V. M. D., Bernardo, M. O., Morgado, F., e Almeida, F. A. de. (2019). Radiological protection in the perspective of health professionals exposed to radiation. *Revista Brasileira de Enfermagem*, 72(suppl 1), 9–16. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2017-0545>
- Berger, M. J. (1963). Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particle. In *Methods in Computational Physics* (pp. 135–215). B Alder, S Fernbach and M Rotenberg (New York: Academic).
- Bogaert, E., Bacher, K., e Thierens, H. (2008). Interventional cardiovascular procedures in Belgium: effective dose and conversion factors. *Radiation Protection Dosimetry*, 129(1–3), 77–82. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn021>
- 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.
- Bruce, W. R., Pearson, M. L., e Johns, H. E. (1962). Comparison of Monte Carlo Calculations and Experimental Measurements of Scattered Radiation Produced in a Water Phantom by Primary Radiations with Half-Value Layers from 1.25 Mm Cu to 11 Mm Pb. *Radiation Research*, 17(4), 543. <https://doi.org/10.2307/3571181>
- Bryk, S. G., Censullo, M. L., Wagner, L. K., Rossman, L. L., e Cohen, A. M. (2006). Endovascular and Interventional Procedures in Obese Patients: A Review of Procedural

Technique Modifications and Radiation Management. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 17(1), 27–33.

<https://doi.org/10.1097/01.RVI.0000186953.44651.19>

Buckley, O., Ward, E., Ryan, A., Colin, W., Snow, A., e Torreggiani, W. C. (2009). European obesity and the radiology department. What can we do to help? *European Radiology*, 19(2), 298–309. <https://doi.org/10.1007/s00330-008-1154-z>

Buschur, M. E., Smith, D., Share, D., Campbell, W., Mattichak, S., Sharma, M., e Gurm, H. S. (2013). The Burgeoning Epidemic of Morbid Obesity in Patients Undergoing Percutaneous Coronary Intervention. *Journal of the American College of Cardiology*, 62(8), 685–691. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2013.06.004>

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Jr., E. M. L., e Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2^a). Lippincott Williams & Wilkins.

Cassola, V. F., de Melo Lima, V. J., Kramer, R., e Khoury, H. J. (2010). FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. *Physics in Medicine and Biology*, 55(1), 133–162. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>

Cassola, V. F., Milian, F. M., Kramer, R., de Oliveira Lira, C. A. B., e Khoury, H. J. (2011). Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. *Physics in Medicine and Biology*, 56(13), 3749–3772. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/13/002>

Chriqui, J. F. (2013). Obesity Prevention Policies in U.S. States and Localities: Lessons from the Field. *Current Obesity Reports*, 2(3), 200–210. <https://doi.org/10.1007/s13679-013-0063-x>

Congdon, P., e Amugsi, D. (2022). Editorial: The obesity epidemic: Causes, context, prevention. *Frontiers in Public Health*, 10. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2022.1030180>

Cremen, S. A., e McNulty, J. P. (2014). The availability of appropriately fitting personal protective aprons and jackets for angiographic and interventional radiology personnel. *Radiography*, 20(2), 126–130. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2013.12.001>

D'Alessio, A., Matheoud, R., Cannillo, B., Guzzardi, G., Galbani, F., Galbiati, A., Spinetta, M., Stanca, C., Tettoni, S. M., Carriero, A., e Brambilla, M. (2023). Evaluation

of operator eye exposure and eye protective devices in interventional radiology: Results on clinical staff and phantom. *Physica Medica*, 110, 102603. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102603>

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>

Diconsiglio, J. (2006). Hospitals equip to meet the bariatric challenge. Rising number of obese patients necessitates specific supplies. *Materials Management in Health Care*, 15(4), 36–39. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16706186>

Do, K.-H. (2016). General Principles of Radiation Protection in Fields of Diagnostic Medical Exposure. *Journal of Korean Medical Science*, 31(Suppl 1), S6. <https://doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S6>

Dowd, S. B., e Archer, J. (1994). Radiation safety regulations--the evolution and development of standards. *Radiology Management*, 16(1), 39–45. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10132555>

Ector, J., Dragusin, O., Adriaenssens, B., Huybrechts, W., Willems, R., Ector, H., e Heidbüchel, H. (2007). Obesity Is a Major Determinant of Radiation Dose in Patients Undergoing Pulmonary Vein Isolation for Atrial Fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, 50(3), 234–242. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2007.03.040>

Fonseca, T. C. F., Bastos, F. M., Figueiredo, M. T. T., Souza, L. S. de, Guimarães, M. C., Silva, C. R. E., Mello, O. A., Silva, L. A. C., Reis, L. P., Benavente Castillo, J. A., e Paiva, F. G. (2015). Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional Interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 3(1). <https://doi.org/10.15392/bjrs.v3i1.89>

Fuster, J. J., Ouchi, N., Gokce, N., e Walsh, K. (2016). Obesity-Induced Changes in Adipose Tissue Microenvironment and Their Impact on Cardiovascular Disease. *Circulation Research*, 118(11), 1786–1807. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.115.306885>

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/s-0041-1741049>

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/10.1088/1361-6498/ab9160>

Gerić, M., Popić, J., Gajski, G., e Garaj-Vrhovac, V. (2019). Cytogenetic status of interventional radiology unit workers occupationally exposed to low-dose ionising radiation: A pilot study. *Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*, 843, 46–51. <https://doi.org/10.1016/j.mrgentox.2018.10.001>

Gonçalves, B. K. D., Tedeschi, A. L., Sena, M. A. de, Peixoto, R. T. S., e Tedeschi, B. F. (2007). Evolução da intervenção coronariana percutânea: visão de um centro especializado. *Rev. SOCERJ*. <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-461828>

Goryakin, Y., Lobstein, T., James, W. P. T., e Suhrcke, M. (2015). The impact of economic, political and social globalization on overweight and obesity in the 56 low and middle income countries. *Social Science & Medicine*, 133, 67–76. <https://doi.org/10.1016/j.socscimed.2015.03.030>

Gruentzig, A. (1982). Results from coronary angioplasty and implications for the future. *American Heart Journal*, 103(4), 779–783. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(82\)90486-0](https://doi.org/10.1016/0002-8703(82)90486-0)

Grüntzig A. (1977). *Die perkutane transluminale Rekanalisation chronischer Arterienverschlüsse mit einer neuen Dilatationstechnik: 40 Tabellen*. **Witzstrock**.

Hall, E. J., e Giaccia, A. J. (2012). Radiobiology for the radiologist. In *Radiobiology for the Radiologist: Seventh Edition* (7^a).

Hendee, W. R. (1993). History, current status, and trends of radiation protection standards. *Medical Physics*, 20(5), 1303–1314. <https://doi.org/10.1118/1.597153>

Huet, C., Dabin, J., Domienik-Andrzejewska, J., Hebre, A., Honorio da Silva, E., Lombardo, P., Tamborino, G., e Vanhavere, F. (2023). Effectiveness of staff radiation protection devices for interventional cardiology procedures. *Physica Medica*, 107, 102543. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102543>

ICRP. (2002). *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values*. **ICRP Publication 89**.

ICRP. (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.*

Ison, G. R., Allahwala, U., e Weaver, J. C. (2019). Radiation Management in Coronary Angiography: Percutaneous Coronary Intervention for Chronic Total Occlusion at the Frontier. *Heart, Lung and Circulation*, 28(10), 1501–1509. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2019.05.004>

Jolly, S. S., Amlani, S., Hamon, M., Yusuf, S., e Mehta, S. R. (2009). Radial versus femoral access for coronary angiography or intervention and the impact on major bleeding and ischemic events: A systematic review and meta-analysis of randomized trials. *American Heart Journal*, 157(1), 132–140. <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2008.08.023>

Jones, C. G. (2005). A REVIEW OF THE HISTORY OF U.S. RADIATION PROTECTION REGULATIONS, RECOMMENDATIONS, AND STANDARDS. *Health Physics*, 88(6), 697–716. <https://doi.org/10.1097/01.HP.0000146629.45823.da>

Kaul, P., Medvedev, S., Hohmann, S. F., Douglas, P. S., Peterson, E. D., e Patel, M. R. (2010). Ionizing Radiation Exposure to Patients Admitted With Acute Myocardial Infarction in the United States. *Circulation*, 122(21), 2160–2169. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.973339>

Khan, F. M., e Gibbons, J. P. (2014). *The Physics of Radiation Therapy* (5th ed.). Wolters Kluwer.

Kim, J. H. (2018). Three principles for radiation safety: time, distance, and shielding. *The Korean Journal of Pain*, 31(3), 145–146. <https://doi.org/10.3344/kjp.2018.31.3.145>

Kim, J., Lim, H., Lee, S. Il, e Kim, Y. J. (2012). Thickness of Rectus Abdominis Muscle and Abdominal Subcutaneous Fat Tissue in Adult Women: Correlation with Age, Pregnancy, Laparotomy, and Body Mass Index. *Archives of Plastic Surgery*, 39(05), 528–533. <https://doi.org/10.5999/aps.2012.39.5.528>

Ko, S., Kang, S., Ha, M., Kim, J., Jun, J. K., Kong, K. A., e Lee, W. J. (2018). Health Effects from Occupational Radiation Exposure among Fluoroscopy-Guided Interventional Medical Workers: A Systematic Review. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 29(3), 353–366. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2017.10.008>

Komemushi, A., Takashima, S., Nagai, A., Usui, M., Fukuda, M., Nakatani, M., Ono, Y., Maruyama, T., Kariya, S., Utsunomiya, K., e Tanigawa, N. (2022). Practical Radiation Protection for Interventional Radiologist. *Interventional Radiology*, 7(2), 2022–0004. <https://doi.org/10.22575/interventionalradiology.2022-0004>

König, A. M., Etzel, R., Thomas, R. P., e Mahnken, A. H. (2019). 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*, 191(06), 512–521. <https://doi.org/10.1055/a-0800-0113>

Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., e Lima, V. J. M. (2006). MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 51(14), 3331–3346. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/14/003>

Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Loureiro, E. C. M., Lima, V. J. M., Lima, F. R. A., e Hoff, G. (2004). All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 49(23), 5203–5216. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/23/001>

Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima, F. R. A., e Fuelle, D. (2003). All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 48(10), 1239–1262. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/10/301>

Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., e Drexler, G. (1982). Calculation of dose from external photon exposure using reference human phantom and Monte Carlo methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms. *National Research for Enviroment and Health*.

Krim, S., Brodecki, M., Carinou, E., Donadille, L., Jankowski, J., Koukorava, C., Dominiek, J., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., e Vanhavere, F. (2011). Extremity doses of medical staff involved in interventional radiology and cardiology: Correlations and annual doses (hands and legs). *Radiation Measurements*, 46(11), 1223–1227. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.010>

Kukreja, S., Haydel, J., Nanda, A., e Sin, A. H. (2015). Impact of body habitus on fluoroscopic radiation emission during minimally invasive spine surgery. *Journal of*

Neurosurgery: Spine, 22(2), 211–218. <https://doi.org/10.3171/2014.10.SPINE14163>

Leung, K. C., e Martin, C. J. (1996). Effective doses for coronary angiography. *The British Journal of Radiology*, 69(821), 426–431. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-69-821-426>

Leyton, F., Canevaro, L., Dourado, A., Castello, H., Bacelar, A., Navarro, M. T., Vañó, E., Nogueira, M. do S., Batista, W. O., Furquim, T. A. C., Lykawka, R., Melo, C. S., Borges, F., e Rodrigues, B. (2014). Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva*, 22(1), 87–98. <https://doi.org/10.1590/0104-1843000000015>

Lindell, B. (1996). A History of Radiation Protection. *Radiation Protection Dosimetry*, 68(1), 83–95. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a031856>

Madder, R. D., VanOosterhout, S., Mulder, A., Ten Brock, T., Clarey, A. T., Parker, J. L., e Jacoby, M. E. (2019). Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 12(1). <https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.118.006823>

Magill, D., Ngo, N. J. H., Felice, M. A., e Mupparapu, M. (2019). Kerma area product (KAP) and scatter measurements for intraoral X-ray machines using three different types of round collimation compared with rectangular beam limiter. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(2), 20180183. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180183>

Mandal, R., Loeffler, A. G., Salamat, S., e Fritsch, M. K. (2012). Organ Weight Changes Associated With Body Mass Index Determined From a Medical Autopsy Population. *American Journal of Forensic Medicine & Pathology*, 33(4), 382–389. <https://doi.org/10.1097/PAF.0b013e3182518e5f>

Meisinger, Q. C., Stahl, C. M., Andre, M. P., Kinney, T. B., e Newton, I. G. (2016). Radiation Protection for the Fluoroscopy Operator and Staff. *American Journal of Roentgenology*, 207(4), 745–754. <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16556>

Meldrum, D. R., Morris, M. A., e Gambone, J. C. (2017). Obesity pandemic: causes, consequences, and solutions—but do we have the will? *Fertility and Sterility*, 107(4), 833–839. <https://doi.org/10.1016/j.fertnstert.2017.02.104>

- Miller, D. L., Balter, S., Schueler, B. A., Wagner, L. K., Strauss, K. J., e Vañó, E. (2010). Clinical Radiation Management for Fluoroscopically Guided Interventional Procedures. *Radiology*, 257(2), 321–332. <https://doi.org/10.1148/radiol.10091269>
- Miller, D. L., Vañó, E., Bartal, G., Balter, S., Dixon, R., Padovani, R., Schueler, B., Cardella, J. F., e de Baère, T. (2010). Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(5), 607–615. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2010.01.007>
- Mohammadshahi, M., Sefiddashti, S. E., Sakha, M. A., Olyaeemanesh, A., e Yazdani, S. (2021). Appropriateness of angiography for suspected coronary artery disease. *Indian Heart Journal*, 73(3), 376–378. <https://doi.org/10.1016/j.ihj.2021.04.004>
- Ng, M., Fleming, T., Robinson, M., Thomson, B., Graetz, N., Margono, C., Mullany, E. C., Biryukov, S., Abbafati, C., Abera, S. F., Abraham, J. P., Abu-Rmeileh, N. M. E., Achoki, T., AlBuhairan, F. S., Alemu, Z. A., Alfonso, R., Ali, M. K., Ali, R., Guzman, N. A., ... Gakidou, E. (2014). Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*, 384(9945), 766–781. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)60460-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)60460-8)
- 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>
- Paratz, E. D., Wilkinson, L. E., e MacIsaac, A. I. (2018). Outcomes of Obese and Morbidly Obese Patients Undergoing Percutaneous Coronary Intervention. *Heart, Lung and Circulation*, 27(7), 785–791. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2017.08.009>
- Park, S. H., Lee, J. K., e Lee, C. (2007). Dose conversion coefficients calculated using tomographic phantom, KTMAN-2, for X-ray examination of cardiac catheterisation. *Radiation Protection Dosimetry*, 128(3), 351–358. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncm399>
- Piegas, L. S., e Haddad, N. (2011). Intervenção coronariana percutânea no Brasil: resultados do Sistema Único de Saúde. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 96(4), 317–324. <https://doi.org/10.1590/S0066-782X2011005000035>

Poludniowski, G., Landry, G., DeBlois, F., Evans, P. M., e Verhaegen, F. (2009). SpekCalc : a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Physics in Medicine and Biology*, 54(19), N433–N438. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/N01>

Portugal, M., Baptista, M., Vaz, P., e Belchior, A. (2022). Patients' organ dose and risk assessment in interventional cardiology procedures. *Radiation Physics and Chemistry*, 198, 110253. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110253>

Rajaraman, P., Doody, M. M., Yu, C. L., Preston, D. L., Miller, J. S., Sigurdson, A. J., Freedman, D. M., Alexander, B. H., Little, M. P., Miller, D. L., e Linet, M. S. (2016). JOURNAL CLUB: Cancer Risks in U.S. Radiologic Technologists Working With Fluoroscopically Guided Interventional Procedures, 1994-2008. *American Journal of Roentgenology*, 206(5), 1101–1109. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.15265>

Refahiyat, L., VanOosterhout, S., Pageau, S., Parker, J. L., e Madder, R. D. (2021). Patient Body Mass Index and Occupational Radiation Doses to Circulating Nurses During Coronary Angiography. *Cardiovascular Revascularization Medicine*, 26, 48–52. <https://doi.org/10.1016/j.carrev.2020.10.022>

Renehan, A. G., Tyson, M., Egger, M., Heller, R. F., e Zwahlen, M. (2008). Body-mass index and incidence of cancer: a systematic review and meta-analysis of prospective observational studies. *The Lancet*, 371(9612), 569–578. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60269-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60269-X)

Rogers, D. W. O. (2006). Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13), R287–R301. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R17>

Roguin, A., Goldstein, J., e Bar, O. (2012). Brain tumours among interventional cardiologists: a cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention*, 7(9), 1081–1086. <https://doi.org/10.4244/EIJV7I9A172>

Rose, A., e Rae, W. I. D. (2019). Personal Protective Equipment Availability and Utilization Among Interventionalists. *Safety and Health at Work*, 10(2), 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.shaw.2018.10.001>

Santos, W. S., Belinato, W., Perini, A. P., Caldas, L. V. E., Galeano, D. C., Santos, C. J.,

e Neves, L. P. (2018). Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes — A Monte Carlo approach. *Physica Medica*, 45, 35–43. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.016>

Santos, W. S., Carvalho Jr., A. B., Hunt, J. G., e Maia, A. F. (2014). Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. *Radiation Physics and Chemistry*, 95, 177–180. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.01.036>

Santos, W. S., Neves, L. P., Perini, A. P., Belinato, W., Caldas, L. V. E., Carvalho, A. B., e Maia, A. F. (2015). Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. *Physica Medica*, 31(8), 929–933. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.011>

Schetz, M., De Jong, A., Deane, A. M., Druml, W., Hemelaar, P., Pelosi, P., Pickkers, P., Reintam-Blaser, A., Roberts, J., Sakr, Y., e Jaber, S. (2019). Obesity in the critically ill: a narrative review. *Intensive Care Medicine*, 45(6), 757–769. <https://doi.org/10.1007/s00134-019-05594-1>

Schneider, D. O., e Cormack, D. V. (1959). Monte Carlo Calculations of Electron Energy Loss. *Radiation Research*, 11(3), 418. <https://doi.org/10.2307/3570690>

Schultz, G. R. (2016). Radiation-associated cataracts among interventional physicians and support staff. *Journal of Indian College of Cardiology*, 6, 102–104. <https://doi.org/10.1016/j.jicc.2015.10.016>

Shah, A., Das, P., Subkovas, E., Buch, A. N., Rees, M., e Bellamy, C. (2015). Radiation Dose During Coronary Angiogram: Relation to Body Mass Index. *Heart, Lung and Circulation*, 24(1), 21–25. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2014.05.018>

Silva, L. P. da, Maurício, C. L. de P., Canevaro, L. V., e Oliveira, P. S. (2008). Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. *Radiologia Brasileira*, 41(5), 319–323. <https://doi.org/10.1590/S0100-39842008000500010>

Snyder, W. S. (1950). Calculations for Maximum Permissible Exposure to Thermal Neutrons. *Nucleonics (U.S.) Ceased Publication*, 6, 46–50.

Snyder, W. S., Fisher, H. L., Ford, M. R., e Warner, G. G. (1969). Estimates of absorbed

fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *Journal of Nuclear Medicine : Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, Suppl 3:7-52. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5802194>

Tandon, P., Prakash, D., Kheruka, S. C., e Bhat, N. N. (2022). Interaction of Ionizing Radiation with Matter. In *Radiation Safety Guide for Nuclear Medicine Professionals* (pp. 21–35). Springer Nature Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-19-4518-2_3

Tauhata, L., Salati, I., Prinzio, R. Di, e Prinzio, A. R. Di. (2013). *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos* (9ª). IRD/CNEN.

Tudor, T., Sussman, J., Sioutas, G. S., Salem, M. M., Muhammad, N., Romeo, D., Corral Tarbay, A., Kim, Y., Ng, J., Rhodes, I. J., Gajjar, A., Hurst, R. W., Pukenas, B., Bagley, L., Choudhri, O. A., Zager, E. L., Srinivasan, V. M., Jankowitz, B. T., e Burkhardt, J.-K. (2023). Intraoperative angiography in neurosurgery: temporal trend, access site, and operative indication considerations from a 6-year institutional experience. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, jnis-2023-020709. <https://doi.org/10.1136/jnis-2023-020709>

Uppot, R. N. (2007). Impact of Obesity on Radiology. *Radiologic Clinics of North America*, 45(2), 231–246. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2007.03.001>

Uppot, R. N. (2018). Technical challenges of imaging & image-guided interventions in obese patients. *The British Journal of Radiology*, 20170931. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170931>

Uppot, R. N., Sahani, D. V., Hahn, P. F., Kalra, M. K., Saini, S. S., e Mueller, P. R. (2006). Effect of Obesity on Image Quality: Fifteen-year Longitudinal Study for Evaluation of Dictated Radiology Reports. *Radiology*, 240(2), 435–439. <https://doi.org/10.1148/radiol.2402051110>

Uthoff, H., Peña, C., West, J., Contreras, F., Benenati, J. F., e Katzen, B. T. (2013). Evaluation of Novel Disposable, Light-Weight Radiation Protection Devices in an Interventional Radiology Setting: A Randomized Controlled Trial. *American Journal of Roentgenology*, 200(4), 915–920. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.8830>

Vano, E., Gonzalez, L., Fernandez, J. M., Prieto, C., e Guibelalde, E. (2006). Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 118(3), 325–330.

<https://doi.org/10.1093/rpd/nci369>

Vano, E., Ubeda, C., Leyton, F., Miranda, P., e Gonzalez, L. (2009). Staff Radiation Doses in Interventional Cardiology: Correlation With Patient Exposure. *Pediatric Cardiology*, 30(4), 409–413. <https://doi.org/10.1007/s00246-008-9375-0>

Wagner, L. K., Eifel, P. J., e Geise, R. A. (1994). Potential Biological Effects Following High X-ray Dose Interventional Procedures. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 5(1), 71–84. [https://doi.org/10.1016/S1051-0443\(94\)71456-1](https://doi.org/10.1016/S1051-0443(94)71456-1)

Wang, Y., Beydoun, M. A., Min, J., Xue, H., Kaminsky, L. A., e Cheskin, L. J. (2020). Has the prevalence of overweight, obesity and central obesity levelled off in the United States? Trends, patterns, disparities, and future projections for the obesity epidemic. *International Journal of Epidemiology*, 49(3), 810–823. <https://doi.org/10.1093/ije/dyz273>

Wang, Y. C., McPherson, K., Marsh, T., Gortmaker, S. L., e Brown, M. (2011). Health and economic burden of the projected obesity trends in the USA and the UK. *The Lancet*, 378(9793), 815–825. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60814-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60814-3)

Werner, C., Bull, J., Solomon, C., Brown, F., McKinney, G., Rising, M., Dixon, D., Martz, R., Hughes, H., Cox, L., Zukaitis, A., Armstrong, J., Forster, R., e Casswell, L. (2018). *MCNP Version 6.2 Release Notes*. <https://doi.org/10.2172/1419730>

Williams, R. G., Gesh, C. J., e Pagh, R. T. (2006). *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. Pacific Northwest National Laboratory.

Wilson-Stewart, K. S., Fontanarosa, D., Malacova, E., e Trapp, J. V. (2022). Radiation dose to nurses, cardiologists, and patients during coronary angiography: a comparison of femoral and radial access. *European Journal of Cardiovascular Nursing*, 21(4), 325–331. <https://doi.org/10.1093/eurjcn/zvab096>

Wilson-Stewart, K., Hartel, G., e Fontanarosa, D. (2019). Occupational radiation exposure to the head is higher for scrub nurses than cardiologists during cardiac angiography. *Journal of Advanced Nursing*, 75(11), 2692–2700. <https://doi.org/10.1111/jan.14085>

Yamada, R., Saimyo, Y., Tanaka, K., Hattori, A., Umeda, Y., Kuroda, N., Tsuboi, J., Hamada, Y., e Takei, Y. (2020). Usefulness of an additional lead shielding device in

reducing occupational radiation exposure during interventional endoscopic procedures. *Medicine*, 99(34), e21831. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000021831>

Yoriyaz, H. (2015). Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira De Física Médica*, 3, 141–149.

Zagórski, Z. P., e Kornacka, E. M. (2012). Ionizing Radiation: Friend or Foe of the Origins of Life? *Origins of Life and Evolution of Biospheres*, 42(5), 503–505. <https://doi.org/10.1007/s11084-012-9314-1>

Zubal, I. G., Harrell, C. R., Smith, E. O., Rattner, Z., Gindi, G., e Hoffer, P. B. (1994). Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Medical Physics*, 21(2), 299–302. <https://doi.org/10.1118/1.597290>