

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

DANIELA SANTANA DE SOUZA

Análise de Dose de Radiação Materno/Fetal e Ocupacional
em Cardiologia Intervencionista: Uso de Simulação Monte
Carlo e simulador antropomórfico computacional

UBERLÂNDIA, MG
2025

Daniela Santana De Souza

Análise de Dose de Radiação Materno/Fetal e Ocupacional em
Cardiologia Intervencionista: Uso de Simulação Monte Carlo e
simulador antropomórfico computacional

Dissertação de Mestrado
apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Engenharia
Biomédica da Universidade Federal
de Uberlândia, como parte dos
requisitos necessários à obtenção do
título de Mestre em Ciências.

Linha de pesquisa: Tecnologias em
Radiações, Imagens Médicas e
Biológicas.

Orientador: Prof. Dr. William de
Souza Santos.

UBERLÂNDIA, MG
2025

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

S729 2025	Souza, Daniela Santana de, 1996- Análise de Dose de Radiação Materno/Fetal e Ocupacional em Cardiologia Intervencionista: Uso de Simulação Monte Carlo e simulador antropomórfico computacional [recurso eletrônico] / Daniela Santana de Souza. - 2025. Orientador: William de Souza Santos. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2025.148 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações. 1. Engenharia biomédica. I. Santos, William de Souza , 1979-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título. CDU: 62:61
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 115, PPGEB				
Data:	vinte e seis de fevereiro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	09:57
Matrícula do Discente:	12312EBI002				
Nome do Discente:	Daniela Santana de Souza				
Título do Trabalho:	Análise de dose de radiação materno/fetal e ocupacional em Cardiologia Intervencionista: Uso de simulação Monte Carlo e simulador antropomórfico computacional.				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Cálculo de dose fetal e pediátrica em radioterapia com fóton e próton: uso do método Monte Carlo				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Walmir Belinato - IFBA; Lucio Pereira Neves - INFIS/UFU; William de Souza Santos - PPGEB/UFU e DFI/UFS (orientador da candidata).

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. William de Souza Santos, 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 do 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, aos examinadores, 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 o(a) candidato(a):

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 **William de Souza Santos, Membro de Colegiado**, em 26/02/2025, às 10:04, 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 **Walmir Belinato, Usuário Externo**, em 26/02/2025, às 10:05, 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 **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 26/02/2025, às 10:56, 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 **6130963** e o código CRC **46CCB26B**.

Referência: Processo nº 23117.012343/2025-71

SEI nº 6130963

Dedico este trabalho a minha família,
pelo apoio, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, pela oportunidade de estar concluindo a pós graduação, onde o Senhor me sustentou e me guiou durante toda esta jornada, obrigada Deus por me fortalecer, sem a tua presença eu não teria chegado até aqui.

Agradeço a minha família pelo amor, apoio, suporte e compreensão em toda minha trajetória acadêmica, em especial minha mãe Enia, meu pai Cleuzio e minha irmã Gabriela, que me apoiaram, incentivaram e acreditaram em mim. Sem o apoio de vocês, eu não conseguiria alcançar meus sonhos e objetivos, obrigada por sonhar os meus sonhos e me ajudar a realiza-los.

Agradeço também em especial ao meu esposo Weber por estar ao meu lado sendo companheiro, meu refúgio, apoiador. Obrigada pela paciência, pelas palavras de incentivo, pelo carinho e amor.

Também agradeço aos meus amigos e colegas da pós graduação, em especial as minhas amigas Evelyn e Thays que me acompanham desde a graduação, obrigada pelo incentivo de realizar o mestrado, também agradeço por todos os momentos de conversa, troca de experiências e apoio, vocês foram essenciais na minha trajetória. Gratidão.

Agradeço a todos os professores da pós graduação, pelos conhecimentos e ensinamentos transmitidos, em especial agradeço imensamente ao meu orientador Prof. Dr. William de Souza Santos, por aceitar a me orientar, obrigada pelos conhecimentos compartilhados, obrigada pela oportunidade de estar realizando este trabalho. Agradeço pelas orientações, correções, compreensão e paciência.

Agradeço a Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e o Programa de Pós graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), por proporcionar a pós graduação com excelente estrutura, professores e profissionais, em especial o secretário Édson, do PPGEB, obrigada pelas informações, pela ajuda e esclarecimento de diversas dúvidas.

Este trabalho teve o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), e pelas agências de fomento:

- Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES):
 - Bolsa de Mestrado (No. 88887.83949/2023-00).
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq):
 - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 309675/2021-9 (William de Souza Santos);
 - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini);
 - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 314520/2020-1 (Lucio Pereira Neves);
- Programa MAI/DAI 403556/2020-1;
- Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2;
- Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq, 406303/2022-3.

- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais –
FAPEMIG:
 - APQ-02934-15;
 - APQ-03049-15;
 - APQ-04215-22;
 - APQ-01254-23;
 - APQ-04348-23.

A todos que torcem por mim: o meu muito obrigada!

“Cresçam, porém, na graça e no conhecimento de nosso Senhor e Salvador Jesus Cristo. A ele seja a glória, agora e para sempre! Amém.”

(BÍBLIA, 2 Pedro, 3:18)

RESUMO

Este estudo utilizou simulações Monte Carlo para avaliar a exposição à radiação de uma paciente gestante (24^a semana de gestação) e de um médico intervencionista durante um procedimento de angiografia coronária em cardiologia intervencionista. A paciente foi representada pelo simulador antropomórfico computacional Katja, enquanto o médico foi modelado com o simulador antropomórfico computacional de referência da ICRP 110. Todo o modelo computacional de exposição foi desenvolvido utilizando o código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0, permitindo uma estimativa detalhada das doses absorvidas nos diferentes tecidos e órgãos. Os resultados demonstraram que a utilização de equipamentos de proteção individual (EPIs), como protetor craniano, óculos plumbíferos e protetor de tireoide, reduz significativamente a dose recebida pelo médico, especialmente nas lentes dos olhos e na tireoide, com reduções que atingem até 50% em algumas projeções. Além disso, a cortina de chumbo mostrou-se eficaz na atenuação da radiação dispersa, com reduções variáveis na dose ocupacional, chegando a 73% em certas configurações.

A simulação também permitiu estimar a dose fetal, auxiliando na avaliação dos riscos para a gestante e contribuindo para o desenvolvimento de estratégias de otimização da proteção radiológica em procedimentos cardiológicos intervencionistas.

Palavras-chave: Cardiologia intervencionista; simulação Monte Carlo; simulador antropomórfico computacional, paciente gestante.

ABSTRACT

This study used Monte Carlo simulations to assess the radiation exposure of a pregnant patient (24th week of gestation) and an interventional physician during a coronary angiography procedure in interventional cardiology. The patient was represented by the computational anthropomorphic phantom Katja, while the physician was modeled using the ICRP 110 reference computational anthropomorphic phantom. The entire computational exposure model was developed using the MCNPX 2.7.0 radiation transport code, enabling a detailed estimation of the doses absorbed in different tissues and organs. The results demonstrated that the use of personal protective equipment (PPE), such as a cranial shield, leaded glasses, and a thyroid protector, significantly reduces the physician's received dose, particularly in the lenses of the eyes and the thyroid, with reductions of up to 50% in some projections. Additionally, the lead curtain proved effective in attenuating scattered radiation, with variable reductions in occupational dose, reaching up to 73% in certain configurations. The simulation also allowed for the estimation of the fetal dose, aiding in the assessment of risks to the pregnant patient and contributing to the development of optimization strategies for radiological protection in interventional cardiology procedures.

Keywords: Interventional cardiology; Monte Carlo simulation; computational anthropomorphic phantom; pregnant patient.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação do Espalhamento Compton (Khan, 2014).	19
Figura 2. Efeito Fotoelétrico (Khan, 2014).	21
Figura 3.(A) Simuladores representando uma gestante de 3, 6 e 9 meses de gestação (B) modelo voxelizado antes de ser traduzido para o MCNPX, (C) um gráfico de geometria MCNPX em uma vista em seção transversal do modelo de voxel de 3 mm para cálculos de transporte de radiação de Monte Carlo (XU et al., 2007).	25
Figura 4. Modelo computacional de exposição de angiografia coronária.	29
Figura 5. Coeficientes de conversão ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) de dose equivalente para diferentes projeções do feixe. (A) O gráfico considera o uso de EPIs (protetor de cérebro, óculos plumbíferos e protetor de tireoide), enquanto o (B) não.	38
Figura 6. Coeficiente de conversão para dose equivalente para os principais órgãos e tecido do médico sem (A) e com (B) cortina anexa à mesa do paciente.	40
Figura 7. Vista frontal da distribuição de dose absorvida (em Gy/partícula) para a paciente gestante.	42
Figura 8. Distribuição de dose absorvida (em Gy/partícula) no corpo do médico intervencionista com (A) e sem (B) cortina de chumbo anexa à mesa do paciente.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação de acordo com a ICRP 103 (ICRP, 2007).....	22
Tabela 2. Fatores de ponderação tecidual de acordo com ICRP 103 (ICRP, 2007).....	23
Tabela 3. Coeficientes de conversão (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para dose equivalente e efetiva do médico. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.	32
Tabela 4. Coeficientes de conversão (em mSv/Gy.cm^2) para dose equivalente e efetiva da gestante. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.	34
Tabela 5. Coeficientes de conversão (em mSv/Gy.cm^2) para dose equivalente e dose de corpo inteiro do feto. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.....	37
Tabela 6. Porcentagem de redução dos CC de dose equivalente quando o médico faz uso do protetor cerebral, óculos plumbífero e protetor de tireoide. 39	
Tabela 7. Coeficiente de conversão de dose efetiva ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) considerando o uso ou não de cortina de Pb anexa à mesa do paciente.....	41

LISTA DE ABREVIACÕES E SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
Caud60	Caudal, 60°
CC	Coeficiente de conversão
CI	Cardiologia Intervencionista
Cran60	Cranial, 60°
EPC	Equipamentos de Proteção Coletiva
EPI	Equipamentos de Proteção Individual
FASH	<i>Female Adult Surface Human</i>
Gy	<i>Gray</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological</i>
LANL	<i>Los Alamos National Laboratory</i>
Lao45	Oblíqua anterior esquerda, 45°
Lao90	Oblíqua anterior esquerda, 90°
MASH	<i>Male Adult Surface Human</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
MIRD	<i>Medical Internal Radiation Dose</i>
MMC	Método de Monte Carlo
Pa	Pósterio-anterior
PKA	Produto Kerma-área
PPE	Personal protective equipment
Rao45	Oblíqua anterior direita, 45°
Rao90	Oblíqua anterior direita, 90°
RI	Radiologia Intervencionista
RM	Ressonância Magnética
Sv	<i>Sievert</i>
TC	Tomografia Computadorizada

SUMÁRIO

<u>1. INTRODUÇÃO</u>	14
<u>2. OBJETIVOS</u>	16
2.1. OBJETIVO GERAL	16
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
<u>3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</u>	17
3.1. RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA	17
3.2. CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA	18
3.3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	19
3.3.1. ESPALHAMENTO COMPTON	19
3.3.2. EFEITO FOTOELÉTRICO	20
3.4. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	21
3.4.1. DOSE ABSORVIDA (D)	21
3.4.2. DOSE EQUIVALENTE (HT)	22
3.4.3. DOSE EFETIVA (E)	22
3.4.4. PRODUTO KERMA-ÁREA (PKA)	23
3.5. MÉTODO DE MONTE CARLO	23
3.6. SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS VIRTUAIS	24
<u>4. METODOLOGIA</u>	27
4.1. MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO ESTUDADOS	27
4.2. CÁLCULO DAS DOSES EQUIVALENTES E EFETIVAS	29
<u>5. RESULTADOS E DISCUSSÕES</u>	31
5.1. AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO MÉDICO INTERVENCIONISTA	31
5.2. AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DA PACIENTE GESTANTE	33
5.3. AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO FETO	35
5.4. AVALIAÇÃO DO IMPACTO DO USO DE PROTETOR CEREBRAL E ÓCULOS PLUMBÍFERO	38
5.5. AVALIAÇÃO DO IMPACTO DO USO DE CORTINA DE CHUMBO DA MESA DO PACIENTE SOBRE A EXPOSIÇÃO DO MÉDICO	39
5.6. DISTRIBUIÇÃO DE DOSE ABSORVIDA NA GESTANTE	41
5.7. AVALIAÇÃO DA IRRADIAÇÃO NO MÉDICO	42
5.8. COMPARAÇÃO DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA COM DADOS DA LITERATURA	44
<u>6. CONCLUSÕES</u>	46
<u>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>	48

1. INTRODUÇÃO

Procedimentos intervencionistas são tratamentos/diagnóstico médico que utiliza técnicas minimamente invasivas guiadas por imagens para diagnosticar e tratar doenças. Diferentemente das cirurgias tradicionais, que requerem grandes incisões, os procedimentos intervencionistas geralmente envolvem pequenas incisões. Estes procedimentos são realizados com a ajuda de técnicas de imagem, como a fluoroscopia, que guiam o especialista, permitindo uma intervenção precisa com o mínimo de dano aos tecidos circundantes.

Comparando com às cirurgias convencionais, os procedimentos intervencionistas são menos invasivos, resultando em menor trauma, o tempo de recuperação é mais curto, pela redução do tamanho da incisão diminui o risco de infecção pós-operatória, na maioria dos procedimentos podem ser realizados sob sedação leve ou anestesia local assim reduz os riscos associados à anestesia geral.

Considerando as vantagens destes procedimentos há uma crescente aceitação e realização na medicina atual, porém a radiologia intervencionista (RI) além de trazer estes grandes benefícios, trás consigo muitos riscos, por ser uma modalidade da radiologia que há o maior nível de exposição a radiação ionizante. Apesar de ser utilizado baixas doses de radiação, é exposto por um longo tempo, pois cada procedimento tem um longo período de duração podendo ser de minutos à horas de exposição.

A exposição prolongada à radiação ionizante pode resultar em efeitos tanto determinísticos quanto estocásticos, e é fundamental que todos os procedimentos que envolvam radiologia sejam adequadamente justificados e otimizados para minimizar o risco de danos aos tecidos ou o desenvolvimento de doenças malignas induzidas pela radiação (ICRP, 2007). Os efeitos determinísticos, como as queimaduras cutâneas, ocorrem após a exposição a uma dose específica de radiação e representam uma preocupação particular em procedimentos de fluoroscopia em adultos (Jaschke et al., 2017). Por outro lado, os efeitos estocásticos, que incluem principalmente o risco elevado de câncer, não possuem um limiar de dose claro, sendo que o risco aumenta proporcionalmente com a dose recebida. No contexto pediátrico, a principal

preocupação é sobre os riscos estocásticos associados ao desenvolvimento de malignidades (ICRP, 2000).

As crianças são mais radiosensíveis do que os adultos por várias razões biológicas e fisiológicas importantes, tornando-as mais vulneráveis aos efeitos nocivos da radiação ionizante (ICRP, 2013). Já que as células das crianças estão se dividindo e crescendo a uma taxa muito mais rápida do que as dos adultos. As células em divisão são mais sensíveis à radiação porque os danos ao DNA durante o processo de divisão celular podem levar a erros de replicação, mutações ou morte celular. Também as crianças têm uma expectativa de vida mais longa do que os adultos, o que significa que há mais tempo para que os efeitos estocásticos da radiação, como o câncer, se desenvolvam após a exposição (Johnson et al., 2014).

Devido a esses fatores, é essencial adotar uma abordagem cautelosa ao utilizar procedimentos que envolvem radiação ionizante em pacientes gestantes, enfatizando a importância dos princípios de justificação e otimização para minimizar a exposição.

Estas medidas incluem a adaptação dos protocolos de imagem para reduzir a dose de radiação, garantindo que seja tão baixa quanto razoavelmente exequível (ALARA), ao mesmo tempo que se obtêm imagens de qualidade diagnóstica adequada (Hultenmo et al., 2021).

Necessário também no investimento na capacitação dos profissionais quanto à proteção radiológica, evitando o uso desnecessário da radiação ionizante, minimizando assim os riscos para os profissionais e para os pacientes.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar as doses de radiação na pele e órgãos de paciente gestante e no feto durante procedimentos de cardiologia intervencionista através da simulação de Monte Carlo juntamente com simuladores antropomórficos. Será utilizado o código computacional MCNPX2.7.0.

2.2. Objetivos Específicos

- Avaliar as doses efetivas e equivalentes da paciente gestante;
- Avaliar as doses efetivas e equivalentes no feto;
- Avaliar as doses efetivas e equivalentes no médico intervencionista;
- Avaliar a influência de protetores de cérebro, óculos plumbífero, protetor de tireoide sobre a exposição do médico;
- Avaliar a influência do uso de cortina de chumbo sobre a exposição do médico intervencionista;
- Comparar os resultados com aqueles encontrados na literatura.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Radiologia Intervencionista

A Radiologia Intervencionista (RI) se concentra no diagnóstico e tratamento de várias condições médicas através do uso de técnicas minimamente invasivas guiadas por imagens radiológicas obtidas por equipamentos como fluoroscopia, ultrassom e tomografia computadorizada. A RI é uma combinação de radiologia e cirurgia, oferecendo alternativas terapêuticas menos invasivas que as intervenções cirúrgicas tradicionais.

A radiologia intervencionista teve início na década de 1960, com os trabalhos pioneiros de Charles Dotter, conhecido como o “pai da radiologia intervencionista”. A primeira angioplastia transluminal percutânea foi realizada pelo Dotter em 1964, ao tratar com sucesso uma paciente com obstrução arterial utilizando um cateter e fio-guia, evitando a amputação do membro comprometido. Esse procedimento marcou o início da especialidade, demonstrando que cateteres poderiam diagnosticar doenças vasculares, como também tratá-las (Dotter & Judkins, 1964). Após, evoluiu significativamente com o desenvolvimento de tecnologias de imagem. Atualmente, a especialidade abrange procedimentos como angioplastias, colocação de stents, embolizações de aneurismas, ablações tumorais, biópsias guiadas por imagem e drenagens de abscessos. Procedimentos oncológicos, como a quimioembolização transarterial e a radioembolização, são amplamente utilizados no tratamento de tumores hepáticos (Nasser et al., 2005).

A radiologia intervencionista ofereceu alternativas menos invasivas, com menor tempo de recuperação, menos dor e riscos reduzidos para os pacientes. Além, de auxiliar com um papel fundamental em contextos de emergência (Kaufman & Lee, 2013).

O estudo da RI na perspectiva da radioproteção é de grande importância, devido ao uso de radiação ionizante. A utilização de técnicas guiadas por fluoroscopia podem expor os pacientes e a equipe médica a altos níveis de radiação, especialmente em procedimentos de longa duração, como embolizações ou angioplastias (ICRP, 2007; Miller et al., 2010).

O estudo das doses de radiação recebidas pelos pacientes em cada procedimento, especialmente, crianças e gestantes, sobre os efeitos estocásticos e determinísticos da radiação, possibilitam aprimorar práticas que minimizem a dose sem que comprometa a qualidade e a eficácia do tratamento (ICRP, 2007). Já para a equipe médica, que frequentemente se expõe a radiação, devem incluir estratégias de proteção, como o uso de aventais de chumbo, barreiras móveis, protetores de tireoide e óculos plumbíferos. Utilizando na prática o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) (NCRP, 2010).

3.2. Cardiologia Intervencionista

A Cardiologia Intervencionista (CI) é uma área da medicina que utiliza técnicas minimamente invasivas para o diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares. Essa especialidade é a combinação entre os conhecimentos de cardiologia com procedimentos guiados por imagem, como por exemplo a fluoroscopia. Entre as principais aplicações da CI estão a realização de angioplastias para desobstrução de artérias coronárias, implantação de stents, valvoplastias, tratamento de doenças estruturais do coração, como estenose aórtica por meio do implante de válvula transcater, e intervenções em defeitos congênitos. A vantagem está em reduzir a necessidade de cirurgias tradicionais, diminuindo o tempo de internação, complicações e proporcionando recuperação mais rápida ao paciente. (Moses et al., 2017).

A cardiologia intervencionista desempenha um papel importante nas ações de emergências cardiovasculares, especialmente em gestantes, onde os riscos para a mãe e o feto são significativamente elevados. O uso das intervenções percutâneas durante a gestação tem aumentado gradualmente, impulsionado pela sua maior disponibilidade e pelos riscos reduzidos comparados aos apresentados em uma cirurgia convencional (Avila et al., 2020). Já que, essas intervenções durante a gestação são consideradas em pacientes cardiopatias graves sintomáticas que não podem ser adiadas pelo risco de vida materno. Devendo respeitar critérios, de baixas doses de radiação, faz-se necessário o uso de blindagem abdominal e o afastamento do feixe primário de radiação na região abdominal. Os procedimentos de RI em gestantes devem ter

o tempo reduzido o máximo possível, objetivando minimizar a irradiação no feto. (Regitz-Zagrosek et al., 2018).

A atuação em emergências cardiovasculares em pacientes gestantes reforça a importância de centros especializados com equipes treinadas e infraestrutura adequada para realizar procedimentos de alta complexidade, minimizando a exposição do paciente, feto e equipe à irradiação.

3.3. Interação da radiação com a matéria

A radiação ao interagir com a matéria, poderá produzir diferentes processos, que irão depender da energia do fóton e das propriedades do material. Os principais mecanismos para radiações ionizantes são: Espalhamento Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e espalhamento Rayleigh.

3.3.1. Espalhamento Compton

O efeito Compton é um fenômeno físico estudado na interação de radiações ionizantes com a matéria, sendo relevante em áreas como na radiologia e proteção radiológica. Esse efeito ocorre quando um fóton de alta energia, interage com um elétron fracamente ligado ao núcleo um átomo. A interação resulta na emissão de um elétron Compton juntamente com emissão do fóton Compton espalhado, sendo o comprimento de onda dependente do ângulo de espalhamento (Attix, 2004). Como representado na Figura 1.

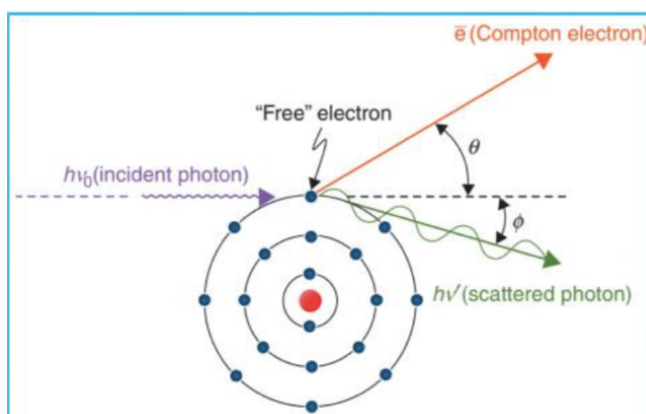


Figura 1. Representação do Espalhamento Compton (Khan, 2014).

A relação entre o comprimento de onda do fóton incidente (λ), o comprimento de onda do fóton espalhado (λ') e o ângulo de espalhamento (θ) é descrita pela Equação 1 (Bushberg et al., 2020):

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad (Eq. 1)$$

Nesta equação, h é a constante de Planck, m_e é a massa do elétron e c é a velocidade da luz no vácuo (Attix, 2004).

O efeito Compton ocorre predominante em materiais com números atômicos baixos a médios ($Z \leq 30$) e em energias intermediárias de fótons na faixa de 100 keV a 10 MeV, sendo dominante na faixa de energias utilizada em diagnósticos e tratamentos médicos que varia de 30 keV a 150 keV, como também é utilizado na radiologia intervencionista. Essa interação contribui para o fenômeno de espalhamento da radiação, gerando radiação secundária ou espalhada. Sendo responsável por aumento de dose no paciente e na equipe médica, com também prejudica a qualidade das imagens, gerando ruídos (Bushberg et al., 2020).

3.3.2. Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a interação de um fóton com um átomo, resultando na ejeção de um elétron de uma de suas camadas internas (fortemente ligada). Esse processo ocorre somente quando a energia do fóton incidente é maior ou igual à energia de ligação do elétron no átomo. E quando a energia do fóton é suficiente, ocorre a ejeção do elétron, transferindo a energia do fóton para o elétron fortemente ligado, ejetando-o do átomo, gerando um "elétron fotoelétrico" (Attix, 2004). Como representado na figura:

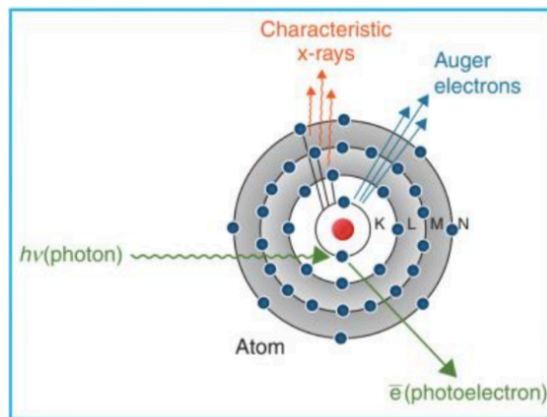


Figura 2. Efeito Fotoelétrico (Khan, 2014).

O efeito fotoelétrico é predominante na interação de fótons com materiais de alto número atômico ($\propto Z^3$) e em baixas energias (≤ 100 keV), como aquelas utilizadas em exames de raios X convencionais. Sendo responsável pela formação da imagem através do contraste onde permite a diferenciação entre estruturas anatômicas nos exames de diagnóstico por imagem (Bushberg et al., 2020). No entanto, o efeito fotoelétrico também contribui para a dose absorvida pelos pacientes em procedimentos radiológicos e radioterápicos, o que pode aumentar o risco associado à exposição. Assim, compreender os fatores que influenciam o efeito fotoelétrico é essencial para otimizar e minimizar os riscos relacionados à radiação (Khan, 2014).

3.4. Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas são medidas utilizadas no auxílio da quantificação da exposição à radiação ionizante nos seres humanos e no meio ambiente. Sendo elas fundamentais na radioproteção, auxiliando na avaliação de riscos e estabelecendo limites seguros de exposição (ICRU, 2014).

3.4.1. Dose Absorvida (D)

Representa a quantidade de energia média depositada pela radiação em uma massa de material, podendo ser empregada para todos os tipos de radiação e materiais.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (Eq. 2)$$

Onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada e dm é a massa do material irradiado.

É medida em *Gray* (Gy) no Sistema Internacional de Unidades (SI), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ joule/kg}$ (ICRP, 2002).

3.4.2. Dose Equivalente (H_T)

Considera o tipo de radiação e o meio (tecido/órgão). É obtida através da dose absorvida média ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de ponderação da radiação (w_R) disposto na Tabela 1 (ICRP, 2007).

$$H_T = \sum w_R D_{T,R} \quad (\text{Eq. 3})$$

É medida em *Sievert* (Sv) no SI (ICRP, 2002).

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação de acordo com a ICRP 103 (ICRP, 2007).

Tipo De Radiação	Fator De Ponderação Da Radiação (w_R)
Raios X, raios γ e elétrons	1
Prótons e píons carregados	2
Nêutrons	Variável de acordo com a energia
Partícula α , fragmentos de fissão e íons pesados	20

3.4.3. Dose Efetiva (E)

É a soma ponderada das doses equivalentes (H_T) recebidas por diferentes órgãos ou tecidos, considerando a sensibilidade de cada órgão à radiação (w_T , fator de ponderação tecidual) disposto na Tabela 2 (ICRP, 2007).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Eq. 4})$$

Também é medida em *Sievert* (Sv) no SI (ICRP, 2002).

Tabela 2. Fatores de ponderação tecidual de acordo com ICRP 103 (ICRP, 2007).

Órgão/Tecido	Fator De Ponderação Tecidual (w_T)
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mamas	0,12
Demais tecidos*	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

*Demais tecidos: Glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata (homem) ou útero (mulher).

3.4.4. Produto kerma-área (PKA)

É definido pelo produto kerma no ar (K , energia transferida pela radiação ionizante carregadas no ar) e a área (A) que foi irradiada transversal ao feixe de radiação.

$$PKA = \int K dA \quad (Eq. 5)$$

O PKA pelo o SI é medido em Gy.m².

3.5. Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MMC) é uma técnica matemática e estatística, utilizada para resolver problemas complexos que dependem de variáveis aleatórias, sendo este método baseado em geração de números aleatórios, podendo simular fenômenos físicos, químicos e biológicos (Yoriyaz, 2015).

Na física médica o MMC é uma ferramenta essencial, pois permite a simulação da interação da radiação com a matéria, possibilitando o cálculo de doses com alta precisão (Yoriyaz, 2015).

Há diversos códigos de simulação no MMC, os mais utilizados para modelar fenômenos físicos relacionados ao transporte de partículas e interações com materiais, são o EGS4 (Rogers, 1984), o PENELOPE (Baró et al., 1995), o GEANT (Agostinelli et al., 2003), o Visual Monte Carlo (VMC) (Hunt et al., 2000), que são códigos abertos e também há o código o MCNP (Monte Carlo N-Particle), que é fechado, e possui a versão MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) (Pelowitz, 2005), desenvolvidos pelo Los Alamos National Laboratory (LANL).

O MCNP é o código que utiliza representações geométricas que possibilita simulações de transporte de partículas como os fótons e elétrons, permitindo a representação das interações com os tecidos biológicos e os materiais médicos (LANL, 2000).

O MCNPX2.7.0 é a versão utilizada do código MCNP neste trabalho, que descreve o transporte de 34 tipos partículas como fótons, elétrons, prótons, íons pesados e muitas outras. Com o propósito desenvolver simulações de sistemas mais complexos, tornando um código completo para simulações de diversos sistemas (Pelowitz, 2011).

3.6. Simuladores antropomórficos virtuais

Os objetos simuladores virtuais, também conhecidos como phantoms, desempenham um papel fundamental na avaliação da interação entre radiação ionizante e o corpo humano, especialmente em contextos médicos como radiologia intervencionista. Seu desenvolvimento acompanha os avanços tecnológicos, desde os primeiros modelos matemáticos geométricos até os modernos modelos voxelizados e baseados em malhas poligonais. Essas ferramentas possuem diversas áreas de aplicações, como proteção radiológica, otimização de procedimentos médicos e estudos de impacto da radiação em populações específicas.

Os primeiros simuladores foram desenvolvidos nas décadas de 1960 e 1970 com formas geométricas simples, como esferas, cilindros e elipses, para representar órgãos e tecidos humanos. Esses modelos foram introduzidos pelo Comitê MIRD (Medical Internal Radiation Dose) e utilizados para estudos de proteção radiológica e cálculos de dose em cenários simplificados (Xu & Eckerman, 2009). Embora úteis, sua anatomia simples não representava de

forma precisa as variações de um corpo humano, sendo então um modelo limitado, motivando o desenvolvimento por modelos mais reais.

A introdução de tecnologias de imagem médica, como a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), permitiu o desenvolvimento dos simuladores voxelizados. a partir de imagens médicas reais, onde o corpo é dividido em pequenas unidades tridimensionais chamadas voxels (ICRP, 2009). Cada voxel possui propriedades específicas, como densidade e composição, permitindo cálculos mais precisos de dose de radiação. Esses modelos representavam indivíduos médios em termos de altura, peso e composição anatômica, sendo amplamente utilizados em estudos de proteção radiológica (ICRP, 2009).

Na década de 2000, o avanço computacional possibilitou o desenvolvimento de simuladores mais complexos, baseados em malhas poligonais. Esses modelos têm como diferencial a capacidade de simular variações anatômicas relacionadas à postura, altura, peso e condições específicas, como a gravidez (XU et al., 2007). O desenvolvimento dos fantasmas FASH (Female Adult Surface Human) e MASH (Male Adult Surface Human), foram criados com base em malhas poligonais e tinham como objetivo representar, de maneira mais precisa, as diferenças anatômicas de indivíduos adultos (Cassola et al., 2011).

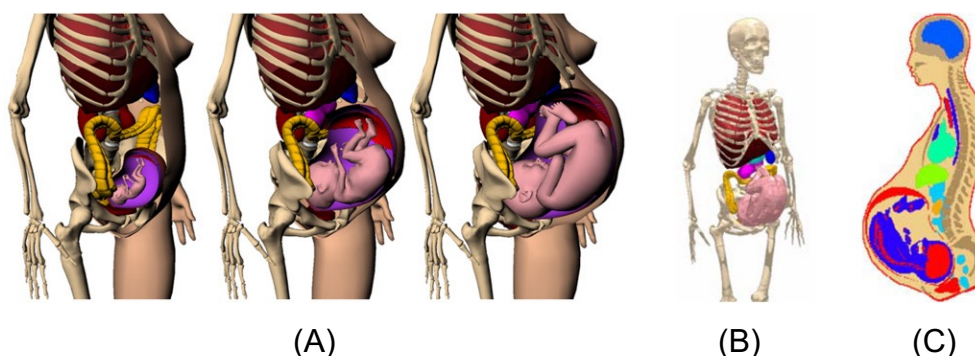


Figura 3.(A) Simuladores representando uma gestante de 3, 6 e 9 meses de gestação (B) modelo voxelizado antes de ser traduzido para o MCNPX, (C) um gráfico de geometria MCNPX em uma vista em seção transversal do modelo de voxel de 3 mm para cálculos de transporte de radiação de Monte Carlo (XU et al., 2007).

Os objetos simuladores baseados em malhas poligonais, juntamente com as ferramentas como simulações Monte Carlo, são utilizados em diversas áreas da medicina e radiologia.

Os objetos simuladores utilizados neste trabalho foram o masculino da ICRP 110 para representar o médico e o feminino adulto Katja, que representa a paciente gestante (Becker et al., 2008), atendendo às normativas estabelecidas na ICRP 110 (ICRP 110, 2009). Esses modelos permitem avaliar a dose de radiação absorvida por tecidos e órgãos específicos durante procedimentos diagnósticos e terapêuticos, como os procedimentos minimamente invasivos em radiologia intervencionista. Além disso, contribuem para a otimização da proteção radiológica, minimizando a exposição tanto de pacientes quanto de profissionais de saúde.

4. METODOLOGIA

4.1. Modelo computacional de exposição estudados

Os cenários de exposição de cardiologia intervencionista foram modelados utilizando o código de transporte de radiação MCNPX2.7.0 (Pelowitz, 2011; Santos et al., 2020).

A fonte de raios-X foi modelada como uma fonte puntual que emite fótons isotropicamente em um ângulo sólido definido pelo tamanho do campo e pela distância focal. Foi utilizado um espectro de fótons com energia máxima de feixe de 80 kVp obtido a partir do programa Specgen (Tucker et al., 1991) utilizando parâmetros radiográficos de exames coronários: ângulo anódico de 12°, distância foco-detector de 75 cm e filtração inerente de 3,5 mm Al. O feixe de raios X foi centrado no coração da paciente colimado na área de 10 × 10 cm².

Para representar o médico intervencionista, foi utilizado o simulador antropomórfico masculino da ICRP 110 (ICRP 110, 2009). Esse modelo computacional baseado em voxels é amplamente empregado em simulações Monte Carlo para estimar doses absorvidas em diferentes cenários de exposição à radiação. Ele possui uma altura de 176 cm, massa corporal de 73 kg e uma matriz de voxel com dimensões de 254 × 128 × 222 voxels, sendo que cada voxel mede 2,137 × 2,137 × 8,0 mm³. Desenvolvido a partir de imagens de tomografia computadorizada (TC) de um indivíduo real, contém 140 regiões distintas que representam diferentes órgãos e tecidos, com propriedades específicas de densidade e composição elementar conforme os critérios da ICRP.

Para representar a paciente gestante, foi utilizado o simulador antropomórfico feminino adulto Katja, que representa uma mulher na 24^a semana de gestação. Esse modelo contém um total de 171 órgãos distintos, sendo 153 da mulher e 18 do feto, tornando-se um dos mais detalhados da literatura (Becker et al., 2008). Ele apresenta uma excelente resolução e diferenciação de tecidos e estruturas moles, permitindo a formação de voxels com dimensões de 1,775 × 1,775 × 4,840 mm³, atendendo às normativas estabelecidas na ICRP 110 (ICRP 110, 2009).

As composições dos materiais foram derivadas de um banco de dados contido em um compêndio destinado à simulação do transporte de radiação (Mcconn et al., 2011). O layout da sala foi elaborado com base em especificações fornecidas no manual de um fabricante de equipamento arco-C. A sala em questão, que contém ar atmosférico (com densidade de $\rho = 0,00125 \text{ g/cm}^3$), possui dimensões de 6 metros de comprimento, 6 metros de largura e 3 metros de altura. Suas paredes são construídas com concreto (com densidade de $\rho = 2,3 \text{ g/cm}^3$) e têm 22 cm de espessura. A modelagem das paredes da sala são para representar o cenário, o mais próximo de uma situação real, pois pode haver, mesma que seja pequena, radiação espalhada.

O equipamento de raios X modelado é composto por três principais componentes: (1) um tubo de raios X, contendo uma blindagem de chumbo ($\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$); (2) um arco C ($\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$); e (3) um detector de painel plano de 21 cm, composto por cristais de Csl ($\rho = 4,51 \text{ g/cm}^3$), substrato de AlO_3 ($\rho = 3,97 \text{ g/cm}^3$) e um arranjo de fotodiodos ($\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$). Além disso, foram modelados na sala a mesa do paciente, feita de fibra de carbono ($\rho = 1,15 \text{ g/cm}^3$), um colchão ($\rho = 0,021 \text{ g/cm}^3$) e uma base metálica ($\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$). A mesa da paciente possui 50 cm de largura, 4,0 cm de espessura e 200 cm de comprimento, posicionada a uma altura de 95 cm do chão da sala.

Um medidor de PKA foi modelado e posicionado na saída do tubo de raios-X. Ele possui dimensões de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, espessura de 1 cm e volume sensível de ar atmosférico. Foram estudadas sete diferentes projeções de exposição do paciente, que são Caud60 (caudal, 60°), Cran60 (cranial, 60°), Pa (póstero-anterior), Lao45 (oblíqua anterior esquerda, 45°), Rao45 (oblíqua anterior direita, 45°), Lao90 (oblíqua anterior esquerda, 90°) e Rao90 (oblíqua anterior direita, 90°). Essas projeções foram escolhidas por serem as mais comumente usadas em angiografia coronária cardíaca. Para as sete projeções a distância foco superfície foi de 55 cm do centro do coração da paciente.

Na Figura 4, são apresentadas as principais projeções de feixe utilizadas neste estudo. Além disso, são apresentados diversos equipamentos de proteção radiológica projetados para reduzir a exposição do médico intervencionista à radiação dispersa durante procedimentos de fluoroscopia. O avental plumbífero, com espessura de 0,5 mmPb e 1,4 m de comprimento, protege o tronco do operador, minimizando a dose absorvida por órgãos sensíveis.

Complementando essa proteção, foram modelados o protetor de tireoide e o protetor cerebral, ambos com a mesma espessura equivalente.

Além disso, óculos de vidro plumbífero, também com 0,5 mmPb, foram incluídos para resguardar os olhos contra a radiação espalhada. Para a proteção da região inferior do corpo, foi modelada uma cortina de chumbo suspensa sob a mesa, essencial para reduzir a exposição das pernas e gônadas. Uma barreira lateral adicional, igualmente com 0,5 mmPb de espessura, também foi considerada para aumentar a segurança do operador.

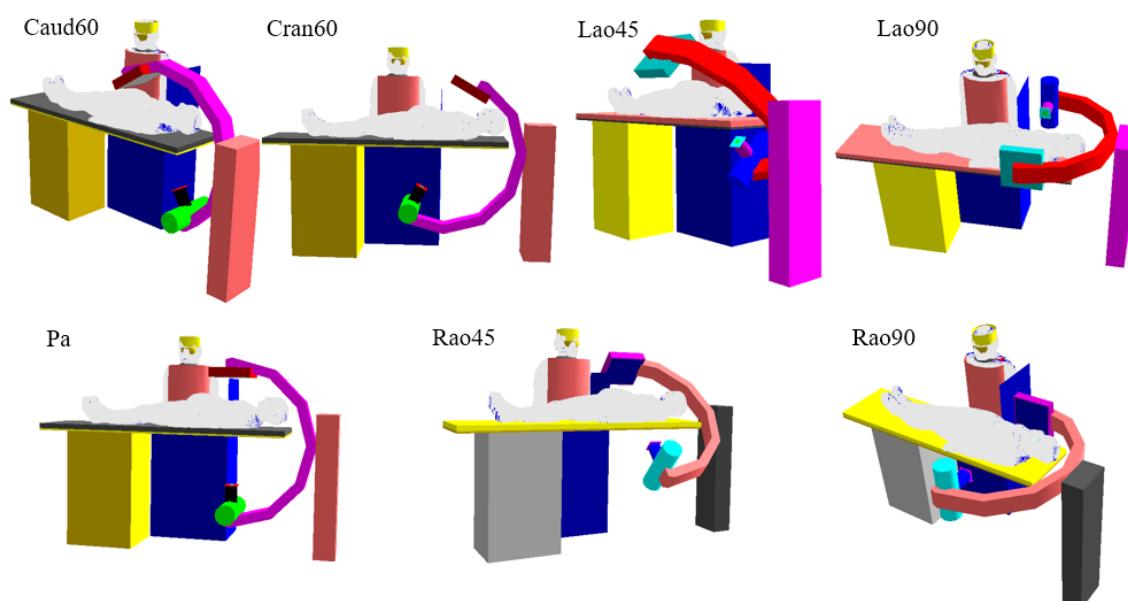


Figura 4. Modelo computacional de exposição de angiografia coronária.

4.2. Cálculo das doses equivalentes e efetivas

As doses absorvidas nos órgãos selecionados da paciente, feto e do médico foram calculadas utilizando a tally F6 (MeV/g) por partícula emitida pela a fonte. As simulações foram realizadas para um bilhão de histórias de partículas para produzir erros estatísticos que ficam dentro do limite aceitável ($< 1\%$).

O PKA, calculado na saída do tubo de raios-X, foi obtido multiplicando o valor do tally F6, convertido em unidades de Gy por partícula, pela respectiva área do detector (16 cm^2). A partir das grandezas estimadas, foram calculados os coeficientes de conversão das doses equivalentes e efetiva por produto kerma-área (H_T/PKA e E/PKA) da gestante, feto e do médico.

De acordo com a ICRP 103, a dose equivalente pode ser calculada multiplicando a dose média absorvida, $D_{T,R}$ pelo fator de ponderação da radiação, w_R . Como o fóton foi utilizado como fonte, $w_R = 1$. Para encontrar a dose efetiva recebida pela a paciente, as doses equivalentes calculadas foram então multiplicadas pelo seu respectivo fator de ponderação tecidual, w_T .

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1. Avaliação da exposição do médico intervencionista

A análise dos coeficientes de conversão para dose equivalente e efetiva do médico intervencionista (Tabela 3) mostra que a exposição varia conforme a projeção do feixe, sendo algumas mais críticas para determinados órgãos e tecidos. As projeções que apresentam os maiores coeficientes de conversão, indicando maior exposição, são geralmente aquelas em que o médico está mais próximo da fonte de radiação secundária, como Lao90 e Lao45.

A projeção Lao90 se destaca por apresentar os maiores coeficientes de conversão para órgãos como a tireoide ($1,9\text{E-}01 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) e cérebro ($1,2\text{E+}00 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$). Esse resultado sugere que essa projeção expõe significativamente a região da cabeça e do pescoço do médico, o que pode aumentar o risco de efeitos estocásticos a longo prazo, como câncer de tireoide e danos neurológicos devido à radiação.

A projeção Lao45 também apresenta valores elevados para diversos órgãos, como estômago ($2,4\text{E-}01 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$), pulmões ($3,1\text{E-}02 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) e medula óssea vermelha ($2,4\text{E-}02 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$), indicando que essa posição pode levar a uma exposição considerável à radiação dispersa no tronco do médico.

Nas projeções Caud60, Cran60, Lao45 e Rao45, o tubo de raios-X está posicionado no nível inferior da mesa. Nessa configuração, a radiação espalhada na direção do médico continua sendo significativa, pois a dispersão ocorre a partir do paciente em direção ao médico, que pode estar parcialmente exposto dependendo da sua posição em relação à mesa e às barreiras protetoras.

Já a projeção Pa (posteroanterior) não está entre as projeções mais críticas onde há maiores exposição, pois, nessa configuração, a principal fonte de radiação está localizada abaixo da mesa, reduzindo a exposição direta do médico. Além disso, a cortina de chumbo oferece uma barreira de proteção eficaz, minimizando a dose recebida pelo profissional. Assim, embora alguns órgãos ainda possam receber certa quantidade de radiação dispersa, a exposição geral é menor em comparação com as projeções laterais e oblíquas.

Tabela 3. Coeficientes de conversão (em $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para dose equivalente e efetiva do médico. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.

Órgãos	Caud60	Cran60	Lao45	Lao90	Pa	Rao45	Rao90
Estômago	1,5E-01(2,2)	1,3E-01(2,3)	2,4E-01(2,2)	2,2E-01(1,4)	1,6E-01(2,1)	1,8E-01(1,9)	1,3E-01(2,6)
Cólon	5,9E-02(1,0)	5,6E-02(0,9)	1,1E-01(0,7)	7,3E-02(0,6)	5,8E-02(0,9)	8,3E-02(0,7)	4,2E-02(1,3)
Fígado	3,7E-02(0,8)	2,9E-02(0,7)	4,7E-02(0,6)	6,6E-02(0,5)	3,5E-02(0,7)	4,7E-02(0,6)	4,2E-02(0,8)
Pulmões	1,8E-02(0,9)	1,7E-02(0,9)	3,1E-02(0,8)	2,7E-02(0,6)	1,9E-02(0,8)	1,6E-02(0,9)	2,8E-02(0,7)
Esôfago	6,5E-02(3,4)	6,3E-02(3,7)	1,0E-01(3,1)	1,3E-01(2,0)	6,7E-02(3,3)	6,9E-02(3,2)	1,4E-01(2,3)
Cérebro	1,8E-01(1,0)	2,1E-01(1,0)	2,3E-01(0,8)	1,2E+00(0,4)	2,5E-01(0,8)	2,4E-01(0,9)	1,1E+00(0,4)
Medula vermelha	1,3E-02(0,4)	1,3E-02(0,4)	2,4E-02(0,4)	3,6E-02(0,3)	1,4E-02(0,4)	1,4E-02(0,4)	3,5E-02(0,3)
Tireoide	8,3E-02(4,3)	6,0E-02(5,2)	8,7E-02(4,3)	1,9E-01(2,3)	8,1E-02(4,2)	7,6E-02(4,1)	2,4E-01(2,4)
Gônadas	5,7E-02(2,7)	5,4E-02(2,5)	7,3E-02(2,0)	9,8E-02(2,9)	5,0E-02(2,5)	1,2E-01(2,3)	6,5E-02(2,1)
Bexiga urinária	8,9E-03(2,4)	7,2E-03(2,3)	1,1E-02(2,0)	1,4E-02(1,4)	8,9E-03(2,1)	1,2E-02(1,7)	7,3E-03(3,1)
Superfície óssea	5,5E-03(0,4)	5,7E-03(0,3)	9,9E-03(0,3)	1,5E-02(0,2)	6,1E-03(0,3)	6,5E-03(0,4)	1,4E-02(0,2)
Demais tecidos	8,7E-03(0,2)	1,1E-02(0,2)	1,9E-02(0,1)	8,5E-03(0,2)	1,1E-02(0,2)	7,4E-03(0,2)	1,1E-02(0,2)
Glândulas salivares	1,2E-01(1,6)	1,5E-01(1,6)	1,6E-01(1,6)	5,4E-01(0,8)	1,5E-01(1,5)	1,2E-01(1,6)	7,6E-01(0,7)
Pele	1,1E-01(0,2)	1,4E-01(0,1)	2,4E-01(0,1)	1,4E-01(0,1)	1,4E-01(0,1)	9,3E-02(0,2)	1,5E-01(0,1)
Lente do olho esquerdo	7,6E-01(10)	1,1E+00(9,0)	1,9E+00(10)	7,7E+00(3,0)	1,5E+00(7,0)	1,3E+00(8,0)	1,5E-01(0,1)
Lente do olho direito	2,2E-01(18)	3,7E-01(14)	4,3E-01(13)	2,6E+00(6,0)	4,2E-01(13)	4,4E-01(12)	5,3E+00(4,1)
Dose efetiva	4,6E-02 (7,3)	4,3E-02 (8,0)	7,3E-02 (6,8)	8,6E-02 (4,9)	4,8E-02 (6,9)	5,8E-02 (6,6)	7,2E-02 (6,0)

Em termos de dose efetiva, as projeções mais críticas são Lao90 ($8,6E-02 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) e Lao45 ($7,3E-02 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$), demonstrando que essas configurações contribuem para uma maior dose total absorvida pelo corpo do médico.

Com exceção das lentes dos olhos, que possuem volumes relativamente pequenos, os erros relativos apresentados na tabela indicam uma incerteza relativamente baixa para quase todos os órgãos e tecidos, variando entre 0,1% e 8%, o que sugere boa confiabilidade nos valores obtidos.

5.2. Avaliação da exposição da paciente gestante

A análise dos coeficientes de conversão para dose equivalente e efetiva (Tabela 4) da paciente gestante revela que a exposição varia conforme a projeção do feixe de raios X, sendo mais crítica (maior exposição) quando a incidência ocorre diretamente sobre o corpo da paciente. As projeções Lao90 e Rao90 apresentam os maiores coeficientes de conversão, indicando que essas configurações geram uma exposição mais significativa para diversos órgãos e tecidos. A projeção Lao90 se destaca pelo alto coeficiente de conversão para órgãos como o estômago ($1,1E+00 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), pulmões ($1,4E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$) e fígado ($7,1E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), sugerindo que a dose recebida pelos órgãos abdominais é substancial e pode ser preocupante em um cenário de gravidez, dado o risco de exposição do útero e do feto. De maneira semelhante, a projeção Rao90 também apresenta valores elevados, especialmente para a mama ($3,5E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), esôfago ($4,3E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$) e fígado ($1,9E+00 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), reforçando que a exposição direta ao feixe pode levar a uma dose significativa para órgãos vitais, incluindo aqueles situados na região abdominal.

Nas projeções Caud60, Cran60, Lao45 e Rao45, o tubo de raios X está posicionado no nível inferior da mesa. Nessas configurações, ainda há radiação espalhada que pode atingir a paciente, porém, a atenuação proporcionada pela mesa pode reduzir parcialmente a dose recebida. Já na projeção Pa, os coeficientes de conversão são relativamente mais baixos devido à presença da mesa, que atenua significativamente o feixe primário antes que ele alcance a paciente. Esse fator contribui para uma redução da dose, tornando essa projeção menos crítica em comparação com Lao90 e Rao90.

Tabela 4. Coeficientes de conversão (em mSv/Gy.cm²) para dose equivalente e efetiva da gestante. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.

Órgãos	Caud60	Cran60	Lao45	Lao90	Pa	Rao45	Rao90
Medula vermelha	3,3E-02(0,1)	3,2E-02(0,1)	3,5E-02(0,1)	3,2E-02(0,1)	3,4E-02(0,1)	3,4E-02(0,1)	3,1E-02(0,1)
Cólon	3,9E-03(0,1)	5,2E-03(0,1)	5,7E-03(0,1)	1,1E-02(0,1)	5,9E-03(0,1)	5,5E-03(0,1)	7,8E-03(0,1)
Pulmões	1,8E-01(0,1)	1,6E-01(0,1)	1,5E-01(0,1)	1,4E-01(0,1)	1,6E-01(0,1)	1,5E-01(0,1)	1,6E-01(0,1)
Estômago	2,8E-01(0,1)	2,6E-01(0,1)	3,2E-01(0,1)	2,1E+00(0,1)	3,7E-01(0,1)	4,4E-01(0,1)	2,4E-01(0,1)
Mama	4,8E-02(0,1)	5,0E-02(0,1)	3,0E-02(0,1)	3,5E-01(0,1)	6,1E-02(0,1)	2,8E-02(0,1)	3,5E-01(0,1)
Demais tecidos	5,5E-03(0,1)	5,5E-03(0,1)	6,2E-03(0,1)	6,3E-03(0,1)	5,5E-03(0,1)	6,2E-03(0,1)	5,0E-03(0,1)
Gônadas	1,4E-03(1,5)	3,1E-03(1,0)	2,8E-03(1,1)	6,9E-04(2,1)	2,3E-03(1,1)	2,9E-03(1,0)	8,2E-04(1,9)
Bexiga urinária	1,4E-03(1,0)	3,1E-03(0,7)	2,8E-03(0,7)	1,5E-03(0,9)	2,5E-03(0,7)	2,8E-03(0,7)	1,7E-03(0,9)
Esôfago	7,3E-01(0,1)	6,4E-01(0,1)	8,4E-01(0,1)	5,9E-01(0,1)	6,5E-01(0,1)	6,1E-01(0,1)	4,3E-01(0,1)
Fígado	6,2E-01(0,1)	7,3E-01(0,1)	6,4E-01(0,1)	7,1E-01(0,1)	9,9E-01(0,1)	5,7E-01(0,1)	1,9E+00(0,1)
Tireoide	1,3E-01(0,2)	1,1E-01(0,2)	6,2E-02(0,3)	6,8E-02(0,3)	6,7E-02(0,3)	6,3E-02(0,3)	7,2E-02(0,3)
Superfície óssea	1,4E-02(0,1)	1,3E-02(0,1)	1,4E-02(0,1)	1,3E-02(0,1)	1,4E-02(0,1)	1,4E-02(0,1)	1,3E-02(0,1)
Cérebro	1,0E-02(0,2)	3,7E-03(0,3)	3,9E-03(0,3)	2,3E-03(0,3)	3,6E-03(0,3)	4,4E-03(0,3)	2,5E-03(0,3)
Glândulas salivares	1,1E-02(0,2)	8,2E-03(0,3)	5,2E-03(0,4)	7,4E-03(0,3)	5,8E-03(0,3)	5,2E-03(0,4)	7,9E-03(0,3)
Pele	3,5E-02(0,1)	3,5E-02(0,1)	4,4E-02(0,1)	5,5E-02(0,1)	3,3E-02(0,1)	4,4E-02(0,1)	5,7E-02(0,1)
Dose efetiva	1,3E-01(2,0)	1,2E-01(1,3)	1,3E-01(1,4)	3,8E-01(2,3)	1,5E-01(1,4)	1,3E-01(1,4)	1,9E-01(2,1)

Em termos de dose efetiva, os maiores valores são observados para as projeções Lao90 ($3,8E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$) e Rao90 ($1,9E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), indicando que essas configurações resultam em uma maior absorção total de radiação pelo corpo da paciente gestante.

Diante desses resultados, recomenda-se evitar as projeções Lao90 e Rao90 sempre que possível, pois essas configurações expõem diretamente os órgãos abdominais, o que pode representar risco ao feto. Sempre que viável, deve-se priorizar projeções em que a mesa atue como barreira atenuadora, como Pa, Caud60 e Cran60, minimizando a dose absorvida pela paciente. Além disso, é essencial utilizar máxima colimação para reduzir a área irradiada e minimizar a dose recebida pelos órgãos próximos.

5.3. Avaliação da exposição do feto

A análise da Tabela 5 revela que a exposição do feto à radiação varia conforme a projeção utilizada, sendo mais crítica quando o feixe de raios X incide diretamente sobre a região abdominal da gestante. As projeções Lao90 e Rao90 apresentam os maiores coeficientes de conversão para a maioria das estruturas fetais, indicando que essas configurações resultam em uma maior dose absorvida pelo feto.

Dentre as estruturas fetais, destacam-se aquelas situadas na região abdominal e torácica, como fígado, estômago, bexiga, coração e pulmões, que apresentam os maiores coeficientes de conversão. Por exemplo, na projeção Lao90, os órgãos mais irradiados foram os rins ($4,6E-02 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), bexiga urinária ($2,9E-02 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), pele $2,7E-03 \text{ mSv/Gy.cm}^2$, estômago e fígado ($2,7E-03 \text{ mSv/Gy.cm}^2$), cada, indicando uma exposição considerável dessas estruturas à radiação dispersa. De maneira semelhante, a projeção Rao90 também apresenta coeficientes elevados para essas regiões, com valores como $1,9E-02 \text{ mSv/Gy.cm}^2$ para os rins e $2,4E-02 \text{ mSv/Gy.cm}^2$ para a pele.

O coeficiente de conversão de dose absorvida total pelo feto reforça essa tendência, sendo mais alta nas projeções Lao90 ($4,4E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$) e Rao90 ($3,6E-01 \text{ mSv/Gy.cm}^2$). Essas configurações, em que o feixe incide diretamente sobre a região torácica da gestante, resultam em uma maior penetração da radiação e, conseqüentemente, em uma dose mais elevada para o feto. Por outro lado, as projeções Caud60, Cran60 e Pa apresentam coeficientes de conversão

mais baixos para todas as estruturas fetais, o que indica que a mesa e a geometria da posição do tubo de raios X contribuem para uma atenuação significativa da radiação, reduzindo a exposição fetal.

Com relação aos erros relativos, observa-se que a maioria dos valores varia entre 0,1% e 7%, sugerindo uma boa confiabilidade nos coeficientes de conversão apresentados. Estruturas menores ou menos expostas, como os olhos, lentes dos olhos e bexiga, apresentam erros ligeiramente maiores, chegando a 4,8% para as lentes dos olhos na projeção Caud60 e 2,7% para a bexiga na mesma projeção. No entanto, esses valores ainda estão dentro de um intervalo aceitável para análises baseadas em simulação de Monte Carlo.

Com base nesses resultados, recomenda-se evitar sempre que possível as projeções Lao90 e Rao90 em gestantes, pois elas resultam em uma maior dose absorvida pelo feto. Deve-se priorizar projeções em que a atenuação da mesa reduza significativamente a exposição, como Pa, Caud60 e Cran60. Além disso, é essencial utilizar técnicas de colimação adequadas para limitar a área irradiada e minimizar a radiação dispersa que pode atingir o feto. Se a realização do exame for indispensável, deve-se buscar a menor dose possível, utilizando parâmetros de exposição otimizados e barreiras adicionais de proteção.

Tabela 5. Coeficientes de conversão (em mSv/Gy.cm²) para dose equivalente e dose de corpo inteiro do feto. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais da simulação Monte Carlo.

Estrutura fetal	Caud60	Cran60	Lao45	Lao90	Pa	Rao45	Rao90
Placenta	5,3E-03(0,3)	5,0E-03(0,3)	5,0E-03(0,3)	9,9E-03(0,2)	6,5E-03(0,2)	5,0E-03(0,3)	1,2E-02(0,2)
Cordão umbilical	2,1E-02(0,3)	2,1E-02(0,3)	2,0E-02(0,4)	3,1E-02(0,3)	2,8E-02(0,3)	2,0E-02(0,4)	5,5E-02(0,2)
Fluído amniótico	1,5E-02(0,2)	1,6E-02(0,1)	1,6E-02(0,1)	2,8E-02(0,1)	2,0E-02(0,1)	1,6E-02(0,1)	3,6E-02(0,1)
Tecido capilar	3,4E-03(0,8)	5,3E-03(0,6)	5,3E-03(0,6)	6,0E-03(0,6)	5,3E-03(0,6)	5,0E-03(0,6)	6,2E-03(0,6)
Fluído espinhal	2,7E-03(1,3)	4,6E-03(1,0)	4,3E-03(1,0)	3,9E-03(1,0)	4,3E-03(1,0)	4,4E-03(1,0)	4,8E-03(1,0)
Espinha	7,1E-03(0,7)	9,9E-03(0,6)	1,2E-02(0,5)	2,3E-02(0,4)	1,1E-02(0,6)	1,0E-02(0,6)	1,1E-02(0,6)
Pele	1,2E-02(0,2)	1,3E-02(0,2)	1,4E-02(0,2)	2,9E-02(0,1)	1,6E-02(0,2)	1,4E-02(0,2)	2,4E-02(0,1)
Tronco	1,8E-02(0,2)	2,0E-02(0,2)	2,3E-02(0,2)	5,5E-02(0,1)	2,5E-02(0,2)	2,1E-02(0,2)	3,2E-02(0,2)
Braços	7,9E-03(0,6)	1,1E-02(0,5)	1,0E-02(0,5)	1,3E-02(0,5)	1,2E-02(0,5)	1,1E-02(0,5)	1,6E-02(0,4)
Pernas	2,0E-02(0,3)	2,1E-02(0,3)	2,1E-02(0,3)	3,6E-02(0,2)	2,7E-02(0,3)	2,1E-02(0,3)	4,7E-02(0,2)
Cérebro	2,5E-03(0,8)	4,5E-03(0,6)	4,2E-03(0,6)	3,7E-03(0,6)	4,1E-03(0,6)	4,2E-03(0,6)	4,2E-03(0,6)
Olhos	3,6E-03(2,2)	6,1E-03(1,7)	5,2E-03(1,8)	5,4E-03(1,7)	5,9E-03(1,7)	5,5E-03(1,8)	7,3E-03(1,5)
Lentes dos olhos	3,6E-03(4,8)	5,9E-03(3,9)	5,2E-03(4,1)	5,8E-03(3,9)	5,6E-03(3,9)	5,4E-03(4,1)	7,4E-03(3,3)
Cordão espinhal	6,9E-03(0,9)	9,7E-03(0,8)	1,2E-02(0,7)	2,3E-02(0,5)	1,0E-02(0,7)	1,0E-02(0,7)	1,0E-02(0,7)
Pulmões	6,2E-03(0,7)	8,3E-03(0,6)	1,0E-02(0,6)	1,8E-02(0,4)	8,9E-03(0,6)	8,5E-03(0,6)	9,3E-03(0,6)
Coração	7,0E-03(1,2)	8,7E-03(1,1)	9,9E-03(1,0)	1,8E-02(0,8)	9,8E-03(1,0)	8,8E-03(1,1)	1,2E-02(0,9)
Rins	1,3E-02(0,7)	1,7E-02(0,6)	2,1E-02(0,5)	4,6E-02(0,4)	1,9E-02(0,6)	1,8E-02(0,6)	1,9E-02(0,6)
Fígado	9,9E-03(0,6)	1,1E-02(0,5)	1,2E-02(0,5)	2,7E-02(0,3)	1,3E-02(0,5)	1,1E-02(0,5)	1,8E-02(0,4)
Estômago	9,8E-03(1,3)	1,4E-02(1,1)	1,6E-02(1,0)	2,7E-02(0,7)	1,5E-02(1,0)	1,4E-02(1,1)	1,5E-02(1,0)
Bexiga	9,8E-03(2,6)	9,3E-03(2,7)	1,1E-02(2,5)	2,9E-02(1,5)	1,3E-02(2,3)	1,1E-02(2,5)	1,7E-02(1,9)
Crânio	2,9E-03(0,8)	5,4E-03(0,6)	5,0E-03(0,6)	4,2E-03(0,7)	4,9E-03(0,6)	5,0E-03(0,6)	4,9E-03(0,6)
Dose absorvida total	1,9E-01(7,0)	2,2E-01(5,6)	2,4E-01(5,6)	4,4E-01(4,9)	2,6E-01(5,4)	2,2E-01(5,7)	3,6E-01(4,7)

5.4. Avaliação do impacto do uso de protetor cerebral e óculos plumbífero

A Figura 5 apresenta coeficientes de conversão de dose equivalente ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) para diferentes projeções do feixe em um procedimento de angiografia coronária, considerando a dose equivalente no cérebro, lentes dos olhos (esquerda e direita) e tireoide do médico intervencionista. O gráfico à esquerda (Figura 5 A) representa o cenário em que o médico faz uso de protetor de cérebro, óculos plumbíferos e protetor de tireoide. Já o gráfico à direita (Figura 5 B) mostra a situação sem o uso desses EPIs.

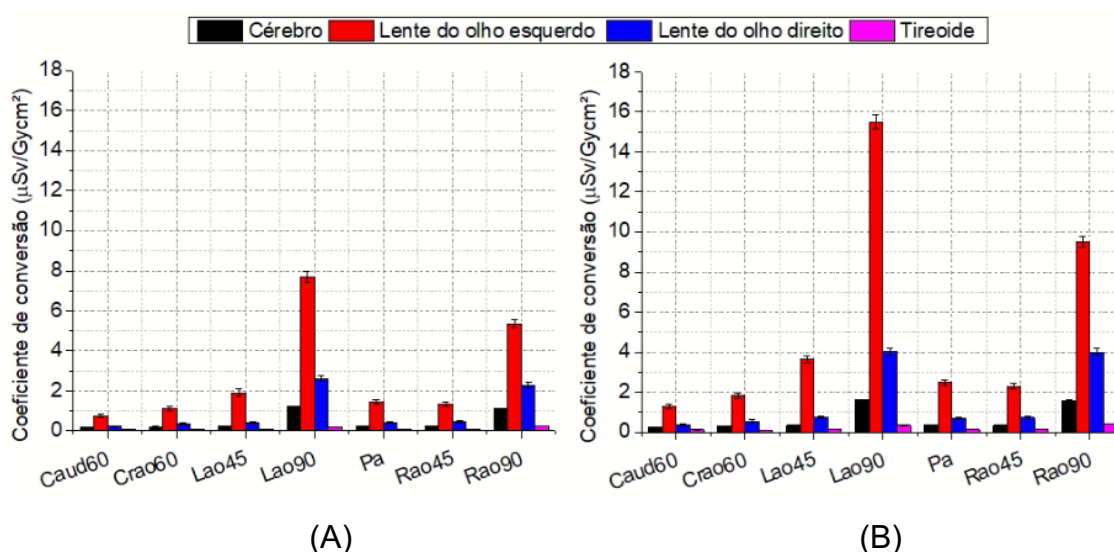


Figura 5. Coeficientes de conversão ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) de dose equivalente para diferentes projeções do feixe. (A) O gráfico considera o uso de EPIs (protetor de cérebro, óculos plumbíferos e protetor de tireoide), enquanto o (B) não.

Observa-se que, no cenário sem EPIs (Figura 5 B), os coeficientes de conversão são significativamente mais elevados para todas as estruturas analisadas, com destaque para a lente do olho esquerdo, que apresenta os maiores valores, especialmente na projeção Lao90. Essa projeção se caracteriza por um posicionamento do feixe que expõe diretamente o lado esquerdo da cabeça do médico, justificando a dose mais alta nessa região.

Com o uso de EPIs (Figura 5 A), há uma redução considerável nos coeficientes de conversão. O cérebro apresenta um menor coeficiente de conversão de dose devido à proteção oferecida pelo protetor craniano, enquanto as lentes dos olhos mostram uma redução expressiva, confirmando a eficácia dos óculos plumbíferos na atenuação da radiação dispersa. A tireoide também

apresenta uma diminuição significativa na dose quando o protetor específico é utilizado.

A Tabela 6 apresenta a porcentagem de redução dos coeficientes de conversão ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) após o uso de EPIs.

Tabela 6. Porcentagem de redução dos CC de dose equivalente quando o médico faz uso do protetor cerebral, óculos plumbífero e protetor de tireoide.

Projeção do feixe	Cérebro	Lente esquerda do olho	Lente direita do olho	Tireoide
Caud60	23%	40%	35%	24%
Crao60	27%	38%	32%	29%
Lao45	31%	48%	42%	32%
Lao90	28%	50%	35%	44%
Pa	29%	41%	39%	29%
Rao45	26%	41%	38%	36%
Rao90	31%	44%	43%	42%

Observa-se que a maior redução ocorre nas lentes dos olhos, especialmente no lado esquerdo, atingindo valores de até 50% na projeção Lao90, o que pode estar relacionado à proteção eficaz dos óculos plumbíferos. A tireoide também apresenta significativa atenuação da dose, com reduções de até 44% em Lao90. O cérebro apresenta reduções variáveis, entre 23% e 31%, indicando uma proteção relevante, embora inferior à das lentes.

Em síntese, a Tabela 6 evidencia a importância do uso de EPIs na proteção do médico intervencionista, reduzindo substancialmente a exposição à radiação, especialmente em projeções que geram maior dispersão para a cabeça e região cervical. Esses resultados reforçam a importância do uso adequado dos EPIs para minimizar a exposição do médico intervencionista à radiação.

5.5. Avaliação do impacto do uso de cortina de chumbo da mesa do paciente sobre a exposição do médico

A Figura 6 apresenta os coeficientes de conversão de dose equivalente ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$) para diferentes órgãos e tecidos do médico, considerando diferentes angulações de incidência da radiação. Comparando os gráficos A e B,

observa-se um aumento significativo desses coeficientes no lado esquerdo da figura, que representa a condição em que a cortina da mesa não foi utilizada.

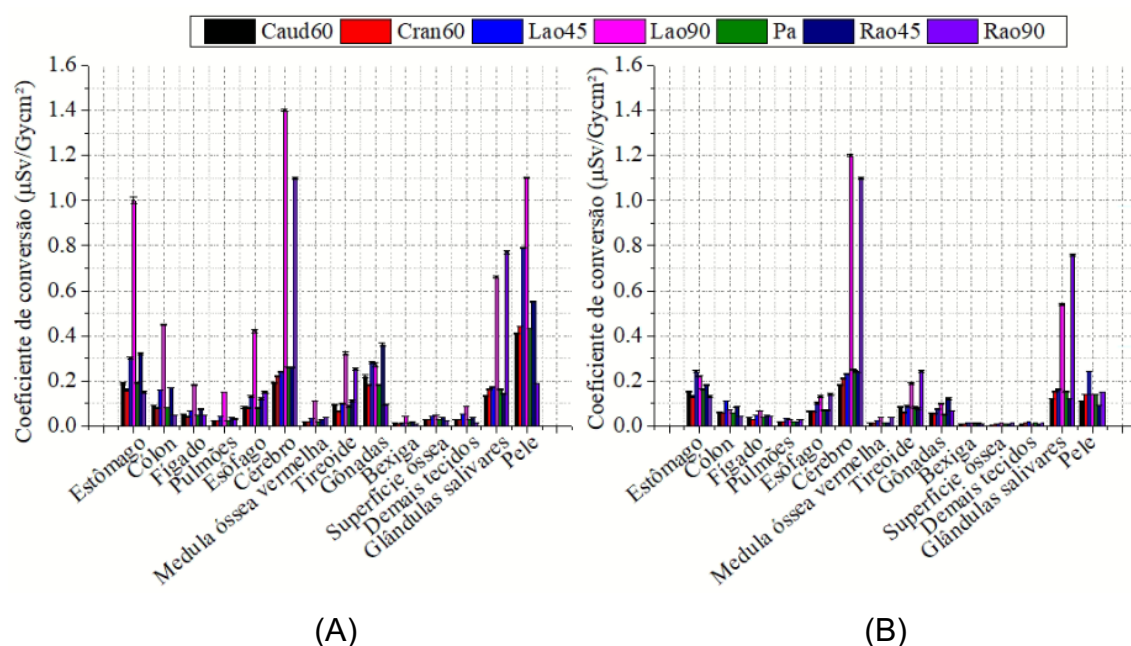


Figura 6. Coeficiente de conversão para dose equivalente para os principais órgãos e tecido do médico sem (A) e com (B) cortina anexa à mesa do paciente.

A ausência da cortina leva a uma maior exposição dos órgãos, especialmente das gônadas, que desempenham um papel fundamental na reprodução e são particularmente radiosensíveis. O uso da cortina da mesa é, portanto, essencial para reduzir a dose de radiação recebida pelo médico, minimizando riscos à saúde e garantindo uma prática radiológica mais segura.

Os dados apresentados na Tabela 7 mostram a redução dos coeficientes de conversão de dose efetiva do médico quando a cortina de chumbo anexada à mesa da paciente é utilizada. Em quase todas as projeções, a redução é significativa, com valores variando entre 34% (Pa) e 73% (Lao90), evidenciando a eficácia desse dispositivo na minimização da exposição ocupacional. Entretanto, para a projeção Rao90, a redução foi de apenas 8%, indicando que a cortina de chumbo não teve um impacto relevante nessa configuração. Esse comportamento pode ser explicado pelo posicionamento do tubo de raios-X acima da mesa, permitindo que a radiação difusa atinja diretamente a região torácica do médico, sem ser bloqueada pela cortina. Esse resultado ressalta a

importância de estratégias adicionais de proteção radiológica, como o uso de aventais plumbíferos e posicionamento adequado durante o procedimento.

Tabela 7. Coeficiente de conversão de dose efetiva ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$) considerando o uso ou não de cortina de Pb anexa à mesa do paciente.

Cortina de Pb	Caud60	Cran60	Lao45	Lao90	Pa	Rao45	Rao90
Sem	7,7E-02 (5,2)	6,7E-02 (6,0)	1,2E-01 (5,4)	3,1E-01 (3,5)	7,3E-02 (5,0)	1,2E-01 (5,5)	7,9E-02 (4,3)
Com	4,6E-02 (7,3)	4,3E-02 (8,0)	7,3E-02 (6,8)	8,6E-02 (4,9)	4,8E-02 (6,9)	5,8E-02 (6,6)	7,2E-02 (6,0)

5.6. Distribuição de dose absorvida na gestante

A Figura 7 apresenta a distribuição da dose absorvida na paciente gestante em diferentes projeções utilizadas em angiografia coronária. Nota-se uma diferença significativa na deposição de dose dependendo da angulação do feixe e da posição do tubo de raios X. Nas projeções Lao90 e Rao90, observa-se uma maior concentração de dose na região torácica e abdominal, evidenciada pela coloração amarelo-avermelhada. Isso ocorre porque, nessas projeções, o feixe de raios X incide diretamente sobre a paciente, sem a atenuação da mesa do equipamento. Esse fator contribui para uma maior exposição dos tecidos maternos e potencialmente do feto, exigindo atenção especial na escolha dessas angulações durante o procedimento.

Nas demais projeções (Caud60, Cran60, Lao45, Rao45 e Pa), o tubo de raios X está posicionado abaixo da mesa da paciente, fazendo com que o feixe seja parcialmente atenuado antes de atingir o corpo. Como resultado, a dose absorvida nos órgãos internos e no feto é significativamente menor, conforme indicado pela predominância das cores azul e vermelho mais tênue. Em particular, nas projeções Caud60 e Cran60, onde o feixe incide de forma mais oblíqua, há uma distribuição de dose mais homogênea e menos concentrada nos órgãos profundos.

Esses resultados reforçam a importância de selecionar projeções que minimizem a exposição ao feto, priorizando angulações em que a mesa do equipamento atue como uma barreira de atenuação natural. Além disso, estratégias como o uso de colimação adequada, redução do tempo de fluoroscopia e controle

rigoroso da dose podem ser implementadas para garantir a proteção da paciente e do feto, alinhando-se ao princípio ALARA.

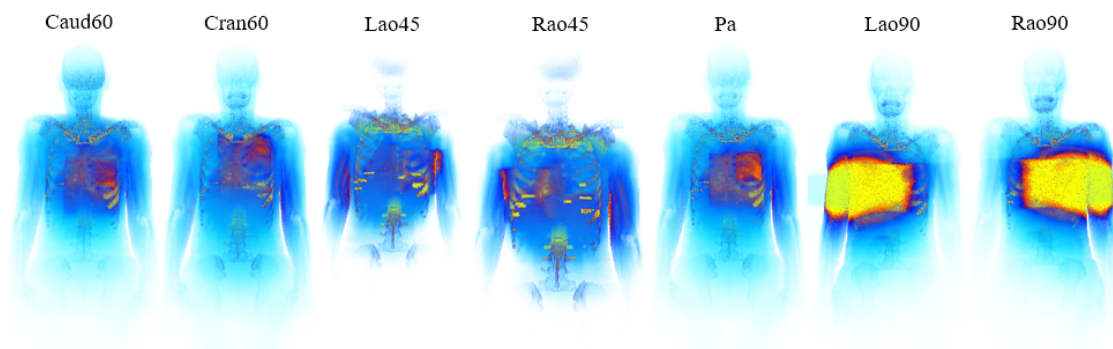


Figura 7. Vista frontal da distribuição de dose absorvida (em Gy/partícula) para a paciente gestante.

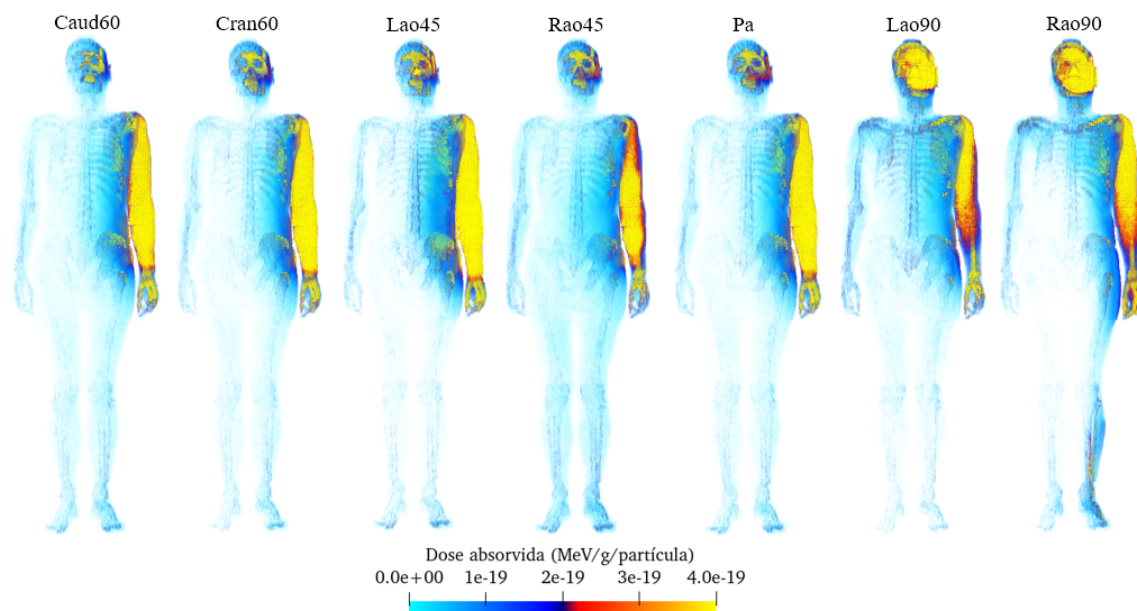
5.7. Avaliação da irradiação no médico

A Figura 8 mostra a distribuição da dose absorvida do médico intervencionista na presença de cortina anexa à mesa (Figura 8 A) e sem esse dispositivo de proteção (Figura 8 B) em diferentes projeções de feixe, evidenciando que a região mais exposta à radiação é aquela mais próxima do tubo de raios X e do centro espalhador, que corresponde ao tórax da paciente. Observa-se, nas duas imagens, que o braço esquerdo, ombro e lado esquerdo da cabeça do médico recebem as maiores doses absorvidas, uma vez que estão posicionados próximos à principal fonte de radiação secundária dispersa. A coloração variando do azul ao amarelo/vermelho indica um acúmulo significativo de dose nessas áreas em comparação com o restante do corpo. Em todas as projeções, o coeficiente de dose mais intenso se concentra no lado esquerdo do médico, reforçando a vulnerabilidade dessa região à radiação dispersa. Nas projeções oblíquas, como Lao45, Rao45, Lao90 e Rao90, a distribuição da dose pode sofrer pequenas variações, mas mantém o padrão de maior exposição no braço e ombro esquerdos. Um ponto crítico a ser destacado é que o braço esquerdo do médico não está protegido pelo avental plumbífero, tornando-se uma área de alta exposição. Isso sugere a necessidade de proteção adicional para reduzir a dose absorvida.

Outro aspecto importante é o uso da cortina de chumbo. Observa na Figura 8 (B) que a ausência dessa barreira de proteção leva a um aumento significativo da dose, especialmente nas regiões inferiores do corpo, como

pernas e abdômen, devido à radiação espalhada proveniente do paciente e da mesa. No entanto, as projeções Lao90 e Rao90 se destacam por apresentar uma menor atenuação da radiação devido à posição elevada do tubo, o que favorece a dispersão para o tórax e cabeça do médico.

(A)



(B)

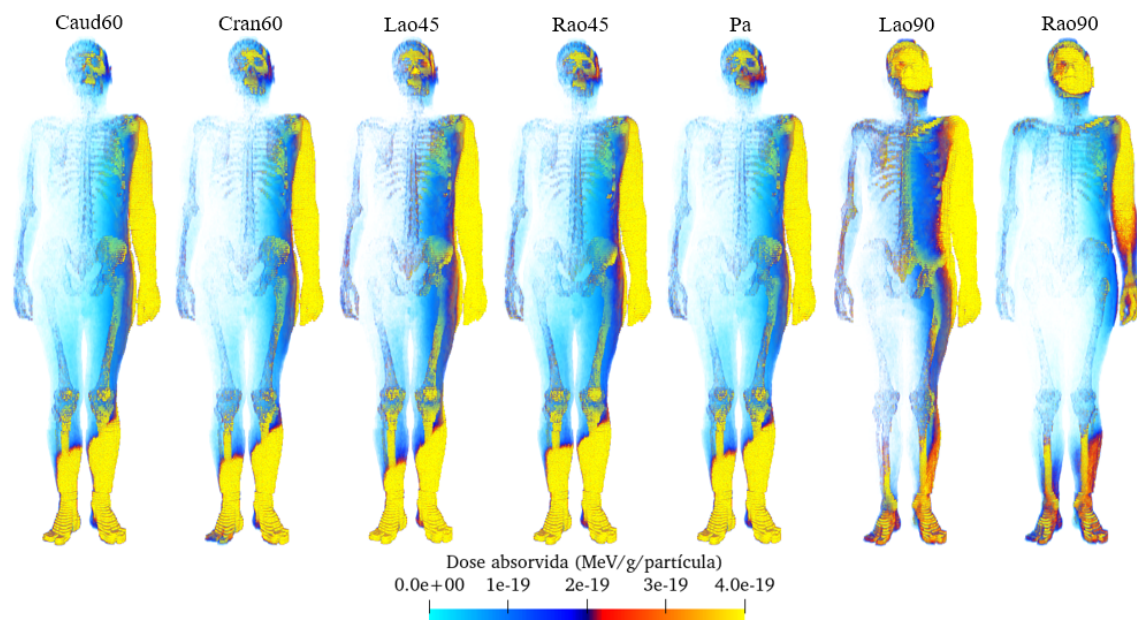


Figura 8. Distribuição de dose absorvida (em Gy/partícula) no corpo do médico intervencionista com (A) e sem (B) cortina de chumbo anexa à mesa do paciente.

Portanto, o uso da cortina de chumbo anexada à mesa do paciente é essencial para a proteção radiológica do médico intervencionista, reduzindo

significativamente a exposição à radiação espalhada. Essa medida é especialmente crucial para minimizar doses em órgãos radiossensíveis, como as gônadas e os sítios ósseos das pernas que contém medula óssea, contribuindo para a segurança ocupacional e a redução dos riscos a longo prazo.

5.8. Comparação dos coeficientes de conversão para dose efetiva com dados da literatura

Nos cenários de irradiação analisados em nosso estudo, todos os EPIs, incluindo avental plumbífero, protetor de tireoide e óculos plumbíferos, além de um protetor lateral de chumbo, foram utilizados de forma sistemática. Essas medidas de proteção são fundamentais para reduzir a exposição ocupacional do médico durante os procedimentos intervencionistas, contribuindo para os valores de coeficientes mais baixos de dose efetiva por KAP encontrados em nossa análise (0,043 – 0,086 $\mu\text{Sv}/(\text{Gy cm}^2)$).

Por outro lado, nos estudos da literatura, não há informações claras sobre a adoção desses dispositivos de proteção. Por exemplo, Padovani e Rodella (2001), Tsapaki et al. (2004) e Bor et al. (2006) reportam valores médios e intervalos de dose efetiva, mas não especificam se as barreiras laterais de chumbo foram utilizadas ou se todos os médicos estavam usando EPIs padronizados. A ausência dessas informações pode indicar que, em algumas das medições, os profissionais estavam mais expostos à radiação dispersa, resultando em doses mais elevadas do que aquelas observadas em nosso estudo.

Além disso, a presença de um protetor lateral, como o utilizado em nossos experimentos, pode desempenhar um papel significativo na redução da dose, especialmente para exposições provenientes da radiação espalhada do paciente. A falta de detalhes nos estudos prévios sobre essa barreira torna difícil uma comparação direta, pois diferenças na configuração do ambiente de trabalho podem impactar significativamente as doses medidas.

Dessa forma, a utilização de EPIs adequados e de barreiras protetoras em nosso estudo podem justificar os menores valores obtidos em comparação com a literatura. Isso reforça a importância do uso rigoroso desses dispositivos como estratégia de proteção radiológica para os profissionais que atuam em procedimentos guiados por fluoroscopia.

Os resultados do nosso estudo para o paciente (0,12 – 0,38 mSv/(Gy cm²)) estão dentro do intervalo relatado na literatura, o que indica uma boa consistência com estudos prévios.

Ao compararmos com os valores individuais reportados na literatura, observamos que nosso intervalo engloba a maioria dos valores médios citados. Por exemplo, os valores reportados por Betsou et al. (1998) (0,184 mSv/(Gy cm²)), Broadhead et al. (1997) (0,186 mSv/(Gy cm²)), Efstathopoulos et al. (2003) (0,180 mSv/(Gy cm²)), Katritsis et al. (2000) (0,182 mSv/(Gy cm²)) e Stisova (2004) (0,137 mSv/(Gy cm²)) encontram-se dentro da faixa de variação dos nossos resultados. Além disso, os valores de Leung e Martin (1996) (0,221 mSv/(Gy cm²)) e Bor D. et al. (2006) (0,240 mSv/(Gy cm²)) também estão compreendidos dentro do nosso intervalo.

Embora o valor médio de nosso estudo (0,133 mSv/(Gy cm²)) seja ligeiramente inferior à média da maioria dos estudos da literatura, a amplitude do nosso intervalo cobre tanto valores mais baixos quanto mais altos reportados anteriormente. As pequenas diferenças podem ser atribuídas a variações nos parâmetros de exposição, diferenças nos modelos antropomórficos utilizados para os cálculos e a consideração (ou não) de determinados órgãos para a dose efetiva.

Portanto, nossos resultados reforçam a confiabilidade das estimativas obtidas e mostram que as doses efetivas calculadas são coerentes com os achados da literatura, considerando as possíveis variações metodológicas entre os estudos.

6. CONCLUSÕES

Neste estudo, foi utilizado o código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0 para simular a exposição à radiação durante um procedimento de angiografia coronária em uma paciente representada por um simulador antropomórfico computacional adulto na vigésima quarta semana de gestação. A análise dos coeficientes de conversão revelou que a exposição fetal varia significativamente conforme a projeção do feixe, destacando-se as projeções Rao90 e Lao90 como as mais críticas para a dose absorvida total.

Os resultados indicam que, quando o feixe incide diretamente sobre o corpo da paciente, como nas projeções Lao90 e Rao90, a atenuação da mesa pode não ser suficiente para reduzir de forma significativa a exposição fetal, tornando fundamental a adoção de medidas de proteção adicionais. A projeção Lao90 apresentou os maiores coeficientes de conversão para órgãos fetais como o fígado, estômago e vesícula biliar, sugerindo que essa configuração deve ser evitada sempre que possível.

Os resultados apresentados evidenciam a importância do uso de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs), como protetor cerebral, óculos plumbíferos e protetor de tireoide, na redução da exposição do médico intervencionista à radiação dispersa durante procedimentos de angiografia coronária.

A maior redução foi observada nas lentes dos olhos, especialmente no lado esquerdo, onde a dose foi reduzida em até 50% na projeção Lao90, demonstrando a eficácia dos óculos plumbíferos na atenuação da radiação. A tireoide também apresentou uma redução significativa, atingindo até 44% na mesma projeção, evidenciando a importância do uso do protetor específico para essa região. O cérebro, embora protegido de forma menos expressiva, teve reduções variáveis entre 23% e 31%, indicando um nível relevante de atenuação pela proteção craniana. Dessa forma, o uso adequado desses EPIs é essencial para minimizar os riscos de efeitos estocásticos e determinísticos associados à exposição ocupacional à radiação, contribuindo para a segurança e a saúde dos profissionais que atuam em procedimentos intervencionistas.

Os resultados apresentados confirmam a eficácia da cortina de chumbo anexada à mesa do paciente na redução da exposição do médico à radiação

dispersa. A redução nos coeficientes de conversão de dose efetiva variou entre 34% e 73% na maioria das projeções, sendo especialmente significativa na projeção Lao90, que apresentou a maior atenuação. Dessa forma, o uso da cortina de chumbo se mostra uma medida eficaz na maioria dos casos, contribuindo para a proteção radiológica do médico e reforçando a importância de sua implementação rotineira em procedimentos intervencionistas.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Agostinelli, S. GEANT4 – a simulation toolkit **Nucl. Ins. Meth. In. Phy. Res.**, A 506, p. 250-303, 2003.

Avila, W. S. et al. Posicionamento da Sociedade Brasileira de Cardiologia para gravidez e planejamento familiar na mulher portadora de cardiopatia. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, 114(5), 849-942, 2020. doi:10.36660/abc.20200406

Attix, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. **Wiley-VCH**, Weinheim, 2004. doi:10.1002/9783527617135

Baró, J., Sempau, J., Fernàdez- Varea e Salvat, F. Penelope: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter **Nucl. Ins. Meth. In. Phy. Res.**, B100, p. 31-46, 1995. doi:10.1016/0168-583X(95)00349-5

Becker, J. et al. Katja—The 24th week of virtual pregnancy for dosimetric calculations. **Polish Journal of Medical Physics and Engineering**, 14(1), 13, 2008. doi: 10.2478/v10013-008-0002-4

Betsou S., Efstathopoulos E., Katritsis D., Faulkner K., Panayiotakis C. Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures Br. **J. Radiol.** 71 634–9, 1998. doi: 10.1259/bjr.71.846.9849387

Bor D., Onal E., Olgar T., Caglan A., Toklu T. Measurement and estimation of cardiologist dose received in interventional examinations. **AAPM 48th Annual Meeting** (Orange County Convention Center Orlando, FL, USA, July 30–August 3), 2006.

Broadhead D. A., Chapple C. L., Faulkner K., Davies M. L., McCallum H. The impact of cardiology on the collective effective dose in the North of England Brit. **J. Radiol.** 70 492–7, 1997. doi:10.1259/bjr.70.833.9227231

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. 4nd ed, **Lippincott Williams & Wilkins**, 2020.

Cassola, V. F.; Milian, F. M.; Kramer, R.; De Oliveira Lira, C. A. B.; & Khoury, H. J. 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, 2011. doi:10.1088/0031-9155/56/13/002

Dotter, C. T., & Judkins, M. P. Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction: Description of a new technic and a preliminary report of its application. **Circulation**, 30(5), 654–670, 1964. doi: 10.1161/01.CIR.30.5.654

Efstathopoulos E. P., Makrygiannis S. S., Kottou S., Karvouni E., Giazitzoglou E., Korovesis S., Tzanalaridou E., Raptou P. D., Katritsis D. G. Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. **Phys. Med. Biol.** 48, 3059–68, 2003. doi:10.1088/0031-9155/48/18/307

Hultenmo, M., Nygren, A., Söderberg, B., Wåhlander, H. Dose Evaluation And Proposal Of Local Diagnostic Reference Levels For Paediatric Cardiac Catheterizations Performed On A High-Sensitivity Angiographic System Allowing Low-Dose Imaging. **Radiation Protection Dosimetry**, 195 (3-4), 279–288, 2021. doi:10.1093/rpd/ncab072

Hunt, J., Silva, F e Santos, S. Visual Monte Carlo and its application to internal and external dosimetry. In: Advanced Monte Carlo for Radiation Physics. Particle Transport Simulation and Applications. **Proceedings of the Monte Carlo 2000 Conference, Berlin, Germany: Springer.**, 25 , p. 345-350, 2000. doi: 10.1007/978-3-642-18211-2_55

ICRP, International Comission On Radiological Protection. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. **ICRP Publication 85**. Ann. ICRP 30 (2), 2000. doi:10.1016/S0146-6453(01)00004-5

ICRP, International Comission On Radiological Protection. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. **ICRP Publication 89**. Ann. ICRP 32 (3-4), 2002. doi:10.1016/S0146-6453(03)00002-2

ICRP, International Commission On Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 103**. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.

ICRP, International Commission On Radiological Protection. Adult Reference Computational Phantoms. **ICRP Publication 110**. Ann. ICRP 39 (2), 2009.

ICRP, International Commission On Radiological Protection. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. **ICRP Publication 121**. Ann. ICRP 42(2), 2013. doi:10.1016/j.icrp.2012.10.001

ICRU, International Commission On Radiation Units And Measurements. Fundamentals of Dosimetry. **ICRU Report 85**, 2011.

Jaschke, W., Schmuth, M., Trianni, A., & Bartal, G. Radiation-Induced Skin Injuries to Patients: What the Interventional Radiologist Needs to Know. **Cardiovascular and interventional radiology**, 40(8), 1131–1140, 2017. <https://doi.org/10.1007/s00270-017-1674-5>

Johnson, J. N., Hornik, C. P., Li, J. S., Benjamin, D. K., Jr, Yoshizumi, T. T., Reiman, R. E., Frush, D. P., & Hill, K. D. Cumulative radiation exposure and cancer risk estimation in children with heart disease. **Circulation**, 130(2), 161–167, 2014. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005425

Katrtsis D., Efstathopoulos E., Betsou S., Korovesis S., Faulkner K., Panayiotakis G., Webb-Peploe M. M. Radiation exposure of patients and coronary arteries in the stent era: A prospective study Catheter. **Cardiovasc. Interv.** 51 259–64, 2000. doi:10.1002/1522-726X(200011)51:3<259::AID-CCD2>3.0.CO;2-I

Kaufman, J. A.; & Lee, M. J. Vascular and interventional radiology: the requisites. **Elsevier Health Sciences**, 2013.

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

LANL, Los Alamos National Laboratory. MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, 2000. Disponível em: <https://mcnp.lanl.gov>

Leung K. C. & Martin C. J. Effective Doses for Coronary Angiography Br. **J. Radiol.** 69 426–431, 1996. doi:10.1259/0007-1285-69-821-426

Mcconn, R.J., Gesg, C.J. et al. Compendium of material composition data for radiation transport modeling. **Pacific Northwest National Laboratory**, USA, 2011. doi: 10.2172/1023125

Miller, D. L., et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. **Cardiovascular and Interventional Radiology**, 33(2), 230-239, 2010. doi: 10.1007/s00270-009-9756-7

Moses, J. W., Leon, M. B., & Popma, J. J. Current concepts in interventional cardiology. **New England Journal of Medicine**, 376(24), 2319-2331, 2017.

Nasser, F.; Cardoso, R. S.; Silva, S. G. J. Radiologia Intervencionista: Passado, Presente e Futuro / Interventional Radiology: Past, Present and Future. **HSJ**, 1(1), 15–21, 2011. doi:10.21876/rcsfmit.v1i1.506.

NCRP. National Council On Radiation Protection And Measurements. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures. **NCRP Report No. 168**, 2010.

Padovani R. & Rodella C. A. Staff dosimetry in interventional cardiology. **Radiat. Prot. Dosim.** 94 99–103, 2001. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006490

Pelowitz, D. B. MCNPX User's Manual, Version 2.5.0. **Los Alamos National Laboratory**, 2005.

Pelowitz, D.B. MCNPX User's Manual, version 2.7.0. Report LA-CP-11-00438. **Los Alamos National Laboratory**, 2011.

Regitz-Zagrosek, V. et al. ESC Guidelines for the management of cardiovascular diseases during pregnancy. **European heart journal**, 39(34), 3165–3241, 2018. doi:10.1093/eurheartj/ehy340

Rogeres, D.W. Low energy electron transport with EGS. **Nucl. Inst. Meth. In Phy. Res.**, 227, p. 535-548, 1984. doi:10.1016/0168-9002(84)90213-4

Santos, W. S., Neves, L. P., Perini, A. P., & Caldas, L. V. Uso de modelagem computacional para avaliação da exposição médica e ocupacional durante procedimento de cardiologia intervencionista. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, 8(1A (Suppl.)). 8, 2020. doi:10.15392/bjrs.v8i1A.1086

Stisova V. Effective dose to patient during cardiac interventional procedures (Prague workplaces). **Radiat. Prot. Dosim.** 111 271–274, 2004. doi:10.1093/rpd/nch336

Tsapaki V., Kottou S., Patsilnakos S., Voudris V., Cokkinos D. V. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. **Radiat. Prot. Dosim.** 112 245–249, 2004. doi:10.1093/rpd/nch394

Tucker, D. M., Barnes, G. T., & Chakraborty, D. P. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. **Medical physics**, 18(2), 211–218, 1991. doi:10.1118/1.596709

Yoriyaz, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira De Física Médica**, 3(1), 141–149, 2015. doi:10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149

Xu, X. G., Taranenko, V., Zhang, J., & Shi, C. A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods--RPI-P3, -P6 and -P9. **Physics in medicine and biology**, 52(23), 7023–7044, 2007. doi:10.1088/0031-9155/52/23/017

Xu, X.G., & Eckerman, K.F. Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry. 1st ed. **CRC Press**, 2009. doi:10.1201/EBK1420059793