

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

INSTITUTO DE FÍSICA

GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

LARISSA DANTAS CRIVELENTI

**SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO PARA AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM
PROCEDIMENTO DE EMBOLIZAÇÃO DE ARTÉRIA PROSTÁTICA**

UBERLÂNDIA, MG

2025

LARISSA DANTAS CRIVELENTI

**SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO PARA AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM
PROCEDIMENTO DE EMBOLIZAÇÃO DE ARTÉRIA PROSTÁTICA**

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

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini
Coorientadora: Me. Samara Pavan Souza

UBERLÂNDIA, MG

2025

LARISSA DANTAS CRIVELENTI

SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO PARA AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM
PROCEDIMENTO DE EMBOLIZAÇÃO DE ARTÉRIA PROSTÁTICA

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

Uberlândia, 12 de setembro de 2025

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Ana Paula Perini (orientadora)

Monique França e Silva – PPGEB-UFU (examinador)

Tainara Gabrieli Zandoná – PPGEB-UFU (examinador)

AGRADECIMENTOS

É com imensa satisfação que concluo mais um ciclo. Este caminho foi repleto de aprendizado e crescimento pessoal. Alcançar este momento representa perseverança e superação. No entanto, essa conquista não seria possível sem o apoio, incentivo e amor das pessoas ao meu redor, que sempre acreditaram em mim.

Primeiramente, quero expressar minha gratidão aos meus pais, Juverlene e Alberto, que sempre me incentivaram a perseguir e realizar meus sonhos. Vocês me ofereceram uma estrutura sólida de estudos, segurança, amor e carinho, estando ao meu lado nos momentos difíceis e celebrando cada conquista. Nada disso teria sido possível sem vocês.

Aos meus amigos, que estiveram ao meu lado durante a jornada acadêmica, deixo minha gratidão. A presença e o apoio de cada um fizeram toda a diferença. Também agradeço à minha amiga Rayssa, cuja companhia e incentivo foram essenciais em cada etapa.

Agradeço à minha orientadora, Profa. Dra. Ana Paula Perini, por confiar em mim e acreditar no potencial deste trabalho. Sua orientação, paciência e sabedoria foram fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Sou igualmente grata à minha coorientadora, Me. Samara Pavan Souza, e ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, pelo apoio constante, cuja presença e auxílio em várias etapas foram essenciais para a realização deste projeto.

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e pelas agências de fomento: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG: APQ-04215-22; APQ-01254-23; APQ-04348-23 e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq): Bolsa de Produtividade em Pesquisa 310646/2025-1 (Ana Paula Perini); Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves) e Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2.

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

RESUMO

Neste trabalho foi abordada a Hiperplasia Prostática Benigna (HPB) e o seu tratamento alternativo com a Embolização da Artéria Prostática (EAP). A HPB é uma doença caracterizada pelo aumento da próstata, comumente diagnosticada em homens com mais de 40 anos, cujos sintomas estão entre aqueles associados aos Sintomas do Trato Urinário Inferior (STUI). A EAP é um procedimento minimamente invasivo da radiologia intervencionista (RI), entretanto, este meio de intervenção ocasiona uma elevada exposição da equipe médica, devido ao procedimento ser realizado com os profissionais dentro da sala e ao longo tempo de fluoroscopia associado. Com base nesse contexto, foram realizadas simulações computacionais com o Método Monte Carlo, visando o estudo de doses de radiação envolvidas nos procedimentos de EAP. Cenários típicos de RI foram representados por simulações com parâmetros variados: tensões de 70, 80 e 90 kV; projeções, pósterio anterior (PA) e oblíqua anterior esquerda em 35° (LAO 35); e diferentes materiais de aventais de proteção contra radiação. Foi encontrado que o cenário que proporcionou os maiores valores de coeficiente de conversão de dose absorvida (CC[D]) corresponde aquele com a projeção LAO 35 e tensão de 90 kV. Considerando essa condição mais crítica, o avental de proteção contra radiação mais eficiente foi o avental composto por estanho (55%) e tungstênio (45%), proporcionando uma redução nas doses de aproximadamente 73% para o médico principal (médico I) e 65% para o médico assistente (médico II). Conclui-se, portanto, que durante procedimentos de EAP, é imprescindível o uso de equipamentos de proteção individuais e, sempre que possível, a otimização dos parâmetros de aquisição das imagens deve ser utilizada para garantir proteção radiológica de profissionais e pacientes.

Palavras-chave: Radiologia Intervencionista, Embolização da Artéria Prostática, Simulação Monte Carlo, Proteção Radiológica

ABSTRACT

This work addresses Benign Prostatic Hyperplasia (BPH) and its alternative treatment through Prostatic Artery Embolization (PAE). BPH is a condition characterized by prostate enlargement, commonly diagnosed in men over 40 years, with symptoms often associated with Lower Urinary Tract Symptoms (LUTS). PAE is a minimally invasive procedure in interventional radiology (IR), however, this approach leads to high occupational exposure for the medical staff, due to the professional's presence inside the room and the prolonged fluoroscopy time associated. Based on this context, computational simulations were performed using the Monte Carlo Method to study radiation doses involved in PAE procedures. Typical IR scenarios were represented by simulations with varying parameters: tube voltages of 70, 80 and 90 kV; projections, posteroanterior (PA) and left anterior oblique at 35° (LAO 35); and different materials for radiation protections aprons. The highest values of the absorbed dose conversion coefficient (CC[D]) were observed in the scenario corresponding to the LAO 35 projection with a tube voltage of 90 kV. Considering this most critical condition, the most effective radiations protection apron was an apron composed of tin (55%) and tungsten (45%), achieving doses reduction of approximately 73% for the main physician and 65% for the assistant physician. It is concluded, therefore, that during PAE procedures, the use of personal protective equipment is essential, and whenever possible, image acquisition parameters should be optimized to ensure radiological protection for healthcare professionals and patients.

Keywords: Interventional Radiology, Prostatic Artery Embolization, Monte Carlo Simulation, Radiological Protection

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo PA e equipe médica sem avental. Sendo: (1) tubo de raios X; (2) receptor de imagem; (3) arco cirúrgico; (4) paciente; (5) médico I. **Fonte:** A autora (2025). 20
- Figura 2:** Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo PA e equipe médica com avental. Sendo: (2) receptor de imagem; (4) paciente; (5) médico I; (6) médico II; (7) cortina plumbífera; (8) barreira suspensa de vidro plumbífero; (9) monitores. **Fonte:** A autora (2025). 20
- Figura 3:** Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo LAO35 e equipe médica sem avental. Sendo: (1) tubo de raios X; (2) receptor de imagem; (3) arco cirúrgico; (4) paciente; (5) médico I; (7) cortina plumbífera; (9) monitores. **Fonte:** A autora (2025). 21
- Figura 4:** Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo LAO35 e equipe médica com avental. Sendo: (2) receptor de imagem; (4) paciente; (5) médico I; (6) médico II; (8) barreira suspensa de vidro plumbífero. **Fonte:** A autora (2025). 21
- Figura 5:** Gráfico do CC[D] do paciente em função da tensão e projeção do tubo. **Fonte:** A autora (2025). 25
- Figura 6:** Gráfico do CC[D] dos médicos em função das tensões para cada tipo de avental na projeção PA. **Fonte:** A autora (2025). 29
- Figura 7:** Gráfico do CC[D] dos médicos em função das tensões para cada tipo de avental na projeção LAO35. **Fonte:** A autora (2025). 29
- Figura 8:** Imagem dos dois gráficos em uma mesma escala. **Fonte:** A autora (2025). 30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados dos valores estimados do CC[D] e PKA para o paciente.	24
Tabela 2: Valores de CC[D], PKA simulado e da diferença percentual de atenuação entre os aventais avaliados para os profissionais na projeção PA.	27
Tabela 3: Valores de CC[D], PKA simulado e da diferença percentual de atenuação entre os aventais avaliados para os profissionais na projeção LAO35.	28

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVO	12
2.1 Objetivo geral	12
2.2 Objetivo específico	12
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	13
3.1 Radiologia intervencionista	13
3.2 Embolização da artéria prostática e hiperplasia prostática benigna.....	13
3.3 Fluoroscopia.....	14
3.4 Método Monte Carlo.....	14
3.5 Grandezas dosimétricas	15
3.5.1 Dose absorvida (D).....	15
3.5.2 Produto kerma-área (PKA).....	16
3.5.4 Dose equivalente (H_T)	16
3.5.5 Dose efetiva (E).....	16
3.5.6 Equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$).....	16
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
4.1 Simulação com Método Monte Carlo	18
4.2 Cenário de procedimentos de EAP e objetos simuladores	18
4.3 Cálculos dosimétricos	22
4.3.1 Cálculo do coeficiente de conversão de dose absorvida (CC[D]).....	22
4.3.2 Diferença percentual	22
4.3.3 Avaliação da exposição à radiação em pacientes e profissionais.....	23
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	24
5.1 Exposição à radiação para o paciente	24
5.2 Exposição à radiação para os profissionais.....	26
6 CONCLUSÃO.....	32
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33

1 INTRODUÇÃO

A radiologia intervencionista (RI) é uma especialidade médica em crescimento que utiliza imagens de raios X em tempo real por meio da fluoroscopia para guiar procedimentos minimamente invasivos, proporcionando um progresso na abordagem diagnóstica e terapêutica (Canevaro, 2009; Moura e Bacchim, 2015). Entre suas vantagens, a RI apresenta o menor tempo de internação e recuperação dos pacientes e são frequentemente realizados sob anestesia local, refletindo na redução das despesas hospitalares (Canevaro, 2009).

Uma intervenção praticada pela RI é a Embolização da Artéria Prostática (EAP), um procedimento dirigido para tratar a Hiperplasia Prostática Benigna (HPB) (Assis *et al.*, 2021; Nunes, Antunes e Constantin, 2017). A HPB é uma condição caracterizada pelo crescimento demasiado das células da próstata, que ocorre prevalentemente em homens acima de 40 anos. Os sinais clínicos incluem o aumento do volume da próstata e os Sintomas do Trato Urinário Inferior (STUI) (Averbeck *et al.*, 2010). Essa abordagem promove o bloqueio do fluxo sanguíneo através de micropartículas que são inseridas nas artérias que irrigam a glândula, colaborando com a redução do seu volume e no alívio dos sintomas (Pilan *et al.*, 2022; Assis *et al.*, 2021).

Embora minimamente invasivos, os procedimentos de RI utilizam radiação ionizante, propiciando uma alta exposição aos pacientes e profissionais, e contribuindo com os efeitos estocásticos e reações teciduais nos indivíduos (Canevaro, 2009; Johns e Cunningham, 1983). Com isso, a proteção radiológica se torna indispensável nesta prática. Alguns fatores relacionados aos pacientes são a redução do tempo de fluoroscopia, da taxa de dose e da disposição do equipamento durante o procedimento (Moura e Bacchim, 2015; IAEA, 2021). E, para os profissionais, o monitoramento com uso de dosímetros, o posicionamento adequado em relação ao paciente e ao tubo de raios X e o uso de equipamentos de proteção individuais (EPIs) (Canevaro, 2009; IAEA, 2021).

A avaliação dosimétrica é essencial na RI, na qual permite quantificar a dose de radiação recebida tanto pelos pacientes quanto pela equipe médica, com o objetivo de monitoração, otimização das técnicas empregadas e proteção (Andrade, 2020; Parizoti e Netto, 2009). Para os pacientes, a dosimetria envolve a estimativa de grandezas como a dose máxima na pele (PSD – *peak skin dose*) para monitorar o risco de reações teciduais, kerma ar de referência ($K_{a,r}$) e o produto kerma-área (PKA) para avaliar o risco de efeitos estocásticos. Em relação à equipe

médica, a dosimetria ocupacional é realizada com o uso de dosímetros para averiguar o equivalente de dose individual e a dose efetiva (Andrade, 2017).

A simulação Monte Carlo (MC) é uma técnica computacional que pode ser usada para estimar doses de radiação em diversos procedimentos, na qual utiliza a estatística para reproduzir o transporte de partículas, como fótons e elétrons, considerando as interações com a matéria e a geometria do ambiente simulado. Este método permite acompanhar o trajeto individual de cada partícula, desde a emissão pela fonte até sua absorção ou espalhamento, utilizando números aleatórios para determinar o tipo de interação e a energia depositada em cada região de interesse (Yoriyaz, 2009; Rogers, 2006).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo principal realizar uma avaliação dosimétrica em procedimentos de EAP por meio de simulações computacionais com o método Monte Carlo. O foco da avaliação foi determinar valores de coeficientes de conversão de dose absorvida ($CC[D]$) recebida pela equipe médica e pelo paciente durante o procedimento, além de verificar a eficiência dos equipamentos de proteção individual, como aventais de chumbo, e de proteção coletiva, como cortina e barreira suspensa de vidro plumbífero, na redução da exposição à radiação.

2.2 Objetivo específico

Para alcançar o objetivo geral, este trabalho tem os seguintes objetivos específicos:

- Revisar a literatura sobre a técnica de EAP e o Método Monte Carlo;
- Simular um cenário típico de procedimentos de EAP em um ambiente computacional, incluindo o equipamento de fluoroscopia e objetos simuladores;
- Calcular os ($CC[D]$) absorvidos pela equipe médica, utilizando o *software* MCNP6.3;
- Comparar os resultados obtidos nas simulações com os dados disponíveis na literatura, a fim de validar as informações.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Radiologia intervencionista

A RI é uma área da medicina que combina imagem radiológica e técnicas minimamente invasivas, proporcionando uma alternativa para o diagnóstico e terapia (Souza e Soares, 2008). Desde os anos de 1960, o uso de raios X em procedimentos intervencionistas tem se tornado mais frequente, impulsionado pelo desenvolvimento de tecnologias avançadas e pela redução de complicações associadas a métodos cirúrgicos convencionais (Canevaro, 2009).

A RI faz o uso de imagens dinâmicas, obtidas principalmente por fluoroscopia, que permitem a visualização em tempo real de estruturas anatômicas. Meios de contraste, como o iodo e bário, são frequentemente utilizados para aprimorar a visibilidade de tecidos e vasos sanguíneos durante os procedimentos (Andrade, 2017; Canevaro, 2009). Os equipamentos apresentam uma disposição paralela entre o tubo de raios X e o receptor de imagem, formando o arco cirúrgico. Esse arco em C possibilita a movimentação em torno do isocentro, oferecendo múltiplas perspectivas da área de interesse (Dance *et al.*, 2014).

Embora a RI ofereça vantagens que incluem métodos menos invasivos, diminuição de infecções, recuperação mais rápida, menor tempo de hospitalização e custos reduzidos, há uma exposição elevada à radiação para pacientes e profissionais (Canevaro, 2009). Este risco reforça a importância de medidas de proteção radiológica, como a redução do tempo de fluoroscopia e o uso de equipamentos de proteção individual e coletivo (Souza e Soares, 2008; Moura e Bacchim, 2015).

3.2 Embolização da artéria prostática e hiperplasia prostática benigna

A EAP é um procedimento minimamente invasivo que surgiu como uma alternativa promissora para o tratamento da HPB (Assis *et al.*, 2021). A HPB é uma condição que afeta homens, comumente acima dos 40 anos, na qual apresenta um aumento da próstata e os assomados sintomas do trato urinário inferior (STUI), como jato urinário fraco e intermitente, hesitação para iniciar a micção, gotejamento terminal, polaciúria e noctúria (Assis *et al.*, 2021; Averbeck *et al.*, 2010). A EAP consiste no bloqueio do fluxo sanguíneo direcionado à próstata através da obliteração das artérias que a irrigam (Pilan *et al.*, 2022).

O procedimento é realizado por radiologistas intervencionistas, que inserem microcateteres na artéria femoral até as artérias prostáticas, guiados por imagens em tempo real por fluoroscopia. Através do microcateter, são injetadas micropartículas esféricas, na qual irão inibir as artérias que irrigam a próstata, ocasionando a redução do volume da glândula e o consequente alívio dos sintomas urinários associados à HPB (Pilan *et al.*, 2022). Estudos têm demonstrado a eficácia da EAP, com melhoras significativas no fluxo urinário e na qualidade de vida dos pacientes (Assis *et al.*, 2021).

3.3 Fluoroscopia

A EAP utiliza fluoroscopia e angiografia digital, expondo pacientes e equipe médica à radiação ionizante, devido ao longo tempo de exames e da proximidade envolvida com o paciente (Garzón, 2016). Essa técnica permite a visualização ao vivo da anatomia estrutural e funcional com alta resolução, além de possibilitar o reposicionamento do paciente durante a avaliação conforme a necessidade (Shalom, Gong e Auster, 2020).

O sistema de fluoroscopia utiliza raios X para capturar imagens contínuas, onde o feixe incide diretamente sobre o paciente. Devido à diferenciação nas densidades dos tecidos corporais, a radiação é absorvida de maneira distinta. Essa variação é captada por um detector de imagem, geralmente um intensificador ou um *flat panel*, e convertida em imagens dinâmicas exibida em um monitor (Canevaro, 2009).

Entre as técnicas adjuntas está a Angiografia por Subtração Digital (ASD), na qual melhora a visualização de vasos sanguíneos ao subtrair imagens de fundo anatômico, destacando apenas as estruturas com contraste (Dance *et al.*, 2014). Esse modo é amplamente utilizado para procedimentos em que seja necessária a visualização dos vasos sanguíneos, assim como na embolização de artérias (Assis *et al.*, 2021).

3.4 Método Monte Carlo

O Método Monte Carlo (MMC) é uma simulação computacional utilizada em diversos campos científicos, incluindo a Física Médica, para simular processos envolvendo problemas modelados mediante situações com variabilidade probabilística. No contexto da interação da

radiação com a matéria, o MMC permite a estimativa de medidas específicas como a dose absorvida, através da observação dos fenômenos individuais (Yoriyaz, 2009). À medida que mais amostragens são captadas, a acurácia na estimativa dos resultados melhora progressivamente, aproximando dos valores reais (Yoriyaz, 2009).

Ferramentas, como o software MCNP (Monte Carlo N-Particle), são projetadas para estudos dosimétricos em simulações tridimensionais, na qual é feito o rastreamento do transporte de radiação de múltiplas partículas. Este método também é utilizado para simular e avaliar a eficiência de barreiras de proteção e equipamentos de segurança usados em ambientes médicos, como aventais e cortinas de chumbo (Werner, 2017).

Em contextos de RI, o MMC pode ser aplicado para simular procedimentos como a EAP e calcular a dose absorvida em pacientes e equipe médica em diferentes situações, considerando os parâmetros do equipamento e os protocolos de aquisição de imagem. Além de permitir uma avaliação da eficácia de equipamentos de proteção radiológica coletiva e individual (Rogers, 2006).

3.5 Grandezas dosimétricas

As grandezas dosimétricas avaliam o efeito da interação da radiação com a matéria, podendo ser utilizadas para quantificar a radiação absorvida pelos tecidos e a dose recebida pelos pacientes e profissionais em procedimentos intervencionistas. Aqui serão definidas as grandezas dosimétricas essenciais para a dosimetria.

3.5.1 Dose absorvida (D)

A dose absorvida (D) é definida como:

... é a grandeza dosimétrica fundamental expressa por $D = d\bar{\epsilon}/dm$, onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm . A unidade no sistema internacional é o joule por kilograma ($J \cdot Kg^{-1}$), que recebe a denominação especial gray (Gy) (CNEN NN 3.01, 2024).

3.5.2 Produto kerma-área (PKA)

O produto kerma-área (PKA) é uma grandeza dosimétrica usada para quantificar a exposição de um paciente à radiação durante procedimentos, considerando o kerma no ar ($K(x, y)$) e a área do feixe de raios X no plano perpendicular ao eixo central. Expresso em Gy.m^2 , o PKA reflete uma métrica para a avaliação do risco de efeitos biológicos, uma vez que incorpora a extensão da área irradiada (Dance *et al.*, 2014). O PKA é determinado pela equação 1 (Dance *et al.*, 2014).

$$PKA = \int_A K(x, y) dx dy \quad (1)$$

3.5.4 Dose equivalente (H_T)

A dose equivalente (H_T) é definida como:

... é a dose em um tecido ou órgão T definida pela expressão $H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot w_R$, onde $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no volume de um órgão ou tecido T específico, devido à radiação R incidente no corpo ou emitida por radionuclídeos incorporados e w_R é o fator de peso para a radiação R. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J.Kg^{-1}), que recebe a denominação especial sievert (Sv) (CNEN NN 3.01, 2024).

3.5.5 Dose efetiva (E)

A dose efetiva (E) é definida como:

... é a grandeza definida pela expressão $E = \sum_T H_T \cdot w_T$, onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T e w_T é o fator de peso do respectivo órgão ou tecido. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J.Kg^{-1}), que recebe a denominação especial sievert (Sv) (CNEN NN 3.01, 2024).

3.5.6 Equivalente de dose individual ($H_p(d)$)

O equivalente de dose individual ($H_p(d)$) é definido como:

... é a grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade d do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto; esta grandeza utiliza os fatores de qualidade da radiação Q como fator de peso, em lugar dos fatores de peso da radiação w_R ; a unidade

é joule por kilograma ($J.Kg^{-1}$) e seu nome especial é sievert (Sv) (CNEN NN 3.01, 2024).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A Simulação de Monte Carlo foi o meio utilizado para realizar a avaliação dosimétrica na equipe médica no procedimento de EAP. Foram levados em consideração os parâmetros de posição dos objetos de estudo, as dimensões de uma sala de hemodinâmica e as projeções pósterior anterior (PA) e oblíquo anterior esquerdo em 35° (LAO 35).

4.1 Simulação com Método Monte Carlo

A simulação foi conduzida utilizando o código MCNP6.3 (Kulesza *et al.*, 2024) para determinar o PKA e o coeficiente de conversão de dose absorvida. A configuração do código foi feita para refletir as condições de comportamento realista de exposição radiológica, visando fornecer dados confiáveis para estudo de risco e segurança em procedimentos intervencionistas.

Para representar o procedimento, os parâmetros radiográficos considerados incluíram a variação da tensão do equipamento de fluoroscopia (70 kV, 80 kV e 90 kV), as projeções típicas do procedimento foram: pósterior anterior (PA) e oblíqua anterior esquerda em 35° (LAO 35), tamanho de campo 25 cm² e foi utilizada uma filtração de 2,1 mmAl, conforme indicado no manual do equipamento (Siemens Healthcare GmbH, 2021). Para obter os espectros de raios X, foi utilizado o *software SpekCalc* (Poludniowski *et al.*, 2009), considerando a tensão e a filtração especificadas.

4.2 Cenário de procedimentos de EAP e objetos simuladores

Neste trabalho, a geometria simulada representa um cenário simplificado de RI, contendo os seguintes elementos: uma sala de hemodinâmica com um aparelho de fluoroscopia com base no tipo *Artis zee floor-mounted system* e protocolos típicos do procedimento. Além disso, foram inseridos os equipamentos de proteção individual e coletiva, como o avental de chumbo, cortina e vidro plumbífero suspenso.

As composições dos materiais utilizados nas simulações foram obtidas do “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*” (McCONN *et al.*, 2011).

As paredes da sala foram feitas a partir da junção de diversos paralelepípedos, formadas por materiais como concreto baritado ($\rho = 3,35 \text{ g/cm}^3$), chumbo ($\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$), madeira ($\rho = 0,64 \text{ g/cm}^3$) e vidro plumbífero ($\rho = 6,22 \text{ g/cm}^3$).

A mesa cirúrgica e sua base foram modeladas utilizando formas de paralelepípedos. A estrutura da mesa foi composta de baquelite ($\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$), enquanto o colchão foi feito de poliestireno ($\rho = 1,06 \text{ g/cm}^3$). Já a base foi construída em aço inoxidável ($\rho = 7,874 \text{ g/cm}^3$).

Os monitores, também constituídos por paralelepípedos, foram compostos por fibra de vidro ($\rho = 2,49 \text{ g/cm}^3$) com suportes de aço inoxidável.

O arco cirúrgico foi caracterizado com um cilindro oco de polivinil tioéter (PVT, $\rho = 1,032 \text{ g/cm}^3$), com as paredes do tubo de raios X em chumbo.

Para os equipamentos de proteção, o material utilizado foi chumbo, com a cortina e o vidro em formato de paralelepípedo e os aventais como cilindros ocos com 0,05 cm de espessura, 110 cm de altura e 21 cm de raio. Os aventais de proteção individual tiveram seus materiais variados, para que fossem realizados testes com a finalidade de analisar sua eficiência em barrar radiação.

A equipe profissional e o paciente foram representados por cilindros de 176,4 cm de altura e 20 cm de raio (Cassola, 2011), preenchidos com água ($\rho = 0,998207 \text{ g/cm}^3$). O médico principal (médico I), que fica mais próximo do paciente foi colocado a uma distância de 29 cm da mesa cirúrgica, enquanto o médico assistente (médico II) foi posicionado a 33 cm de distância.

Foi adicionado um medidor de PKA com dimensões de $14,1 \times 14,1 \text{ cm}^2$, correspondendo a uma área de $198,81 \text{ cm}^2$, posicionado na saída do tubo de raios X.

Nas Figuras 1, 2, 3 e 4, serão ilustradas imagens do cenário computacional, contendo as paredes da sala, o monitor, o equipamento de fluoroscopia, a mesa cirúrgica, o vidro suspenso, a barreira protetora, o paciente e dois membros da equipe médica.

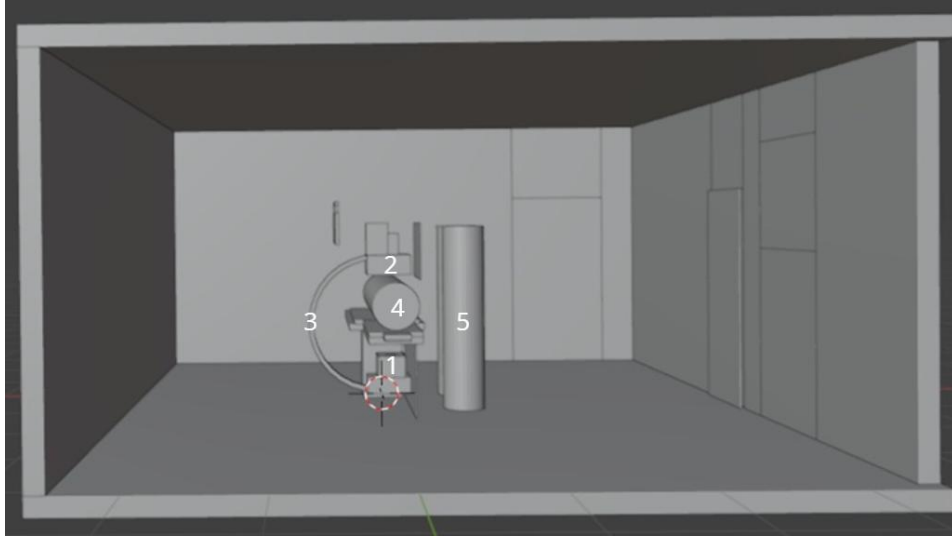


Figura 1: Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo PA e equipe médica sem avental. Sendo: (1) tubo de raios X; (2) receptor de imagem; (3) arco cirúrgico; (4) paciente; (5) médico I. **Fonte:** A autora (2025).

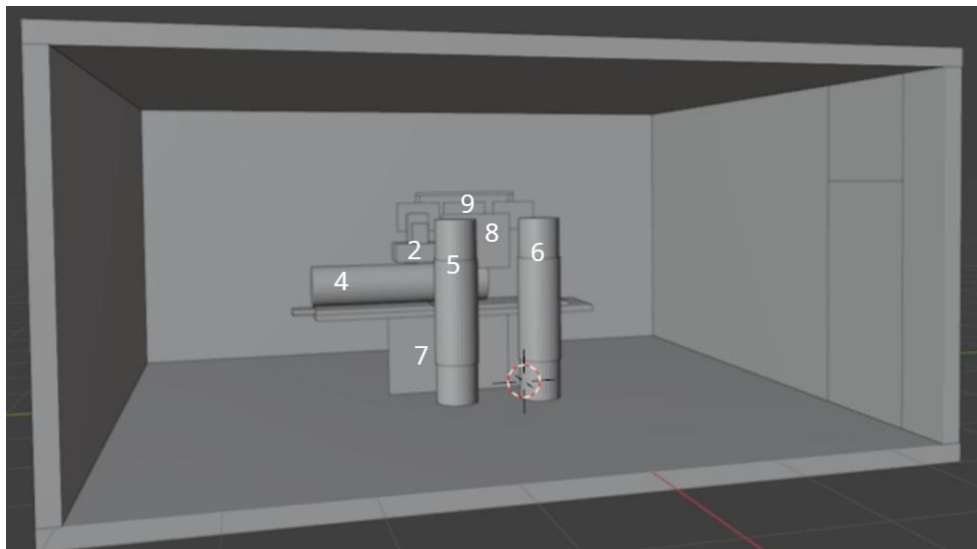


Figura 2: Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo PA e equipe médica com avental. Sendo: (2) receptor de imagem; (4) paciente; (5) médico I; (6) médico II; (7) cortina plumbífera; (8) barreira suspensa de vidro plumbífero; (9) monitores. **Fonte:** A autora (2025).

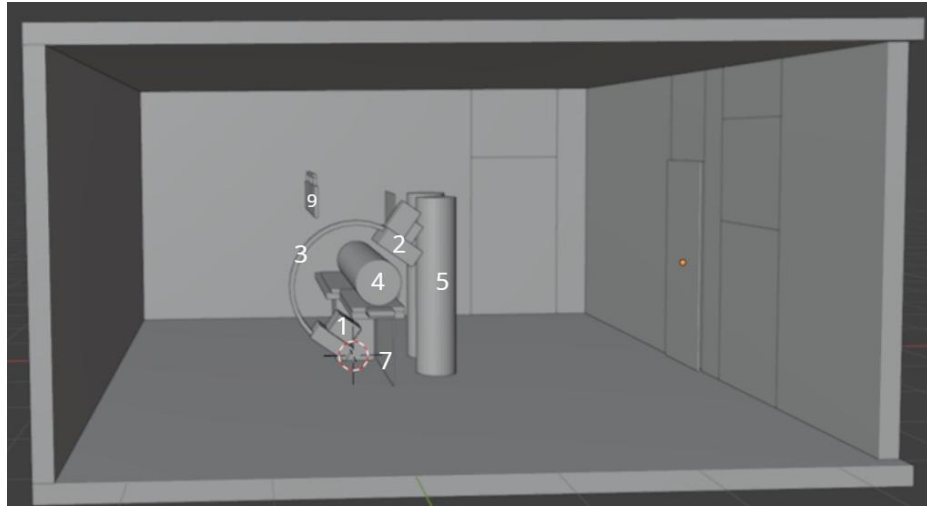


Figura 3: Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo LAO35 e equipe médica sem avental. Sendo: (1) tubo de raios X; (2) receptor de imagem; (3) arco cirúrgico; (4) paciente; (5) médico I; (7) cortina plumbífera; (9) monitores. **Fonte:** A autora (2025).

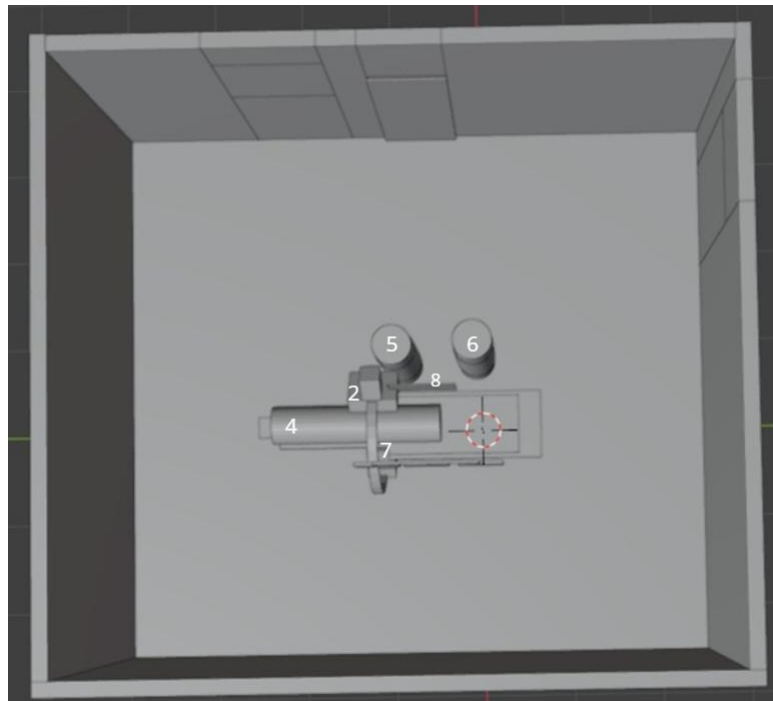


Figura 4: Cenário de procedimento de EAP com a projeção do tubo LAO35 e equipe médica com avental. Sendo: (2) receptor de imagem; (4) paciente; (5) médico I; (6) médico II; (8) barreira suspensa de vidro plumbífero. **Fonte:** A autora (2025).

4.3 Cálculos dosimétricos

Para estimar a dose absorvida e o produto kerma-área (PKA) nos procedimentos simulados, foi utilizado o *tally F6* (MeV/g/source-particle) e, para obter resultados com incertezas pequenas foram simuladas 10^9 histórias de partículas, permitindo uma avaliação precisa da exposição à radiação durante os procedimentos de EAP.

Para a medição do PKA, foi usado um medidor de PKA na saída do tubo de raios X, com dimensões de $14,1 \times 14,1 \text{ cm}^2$. Esta disposição permite que a estimativa do PKA reflita com precisão a real situação do procedimento.

4.3.1 Cálculo do coeficiente de conversão de dose absorvida

O coeficiente de conversão de dose absorvida ($CC[D]$) é uma grandeza que relaciona a dose absorvida (Gy) com o PKA (Gy.cm^2). A determinação dos valores de $CC[D]$ se deu por meio da equação 2.

$$CC[D] = \frac{\text{tally F6}}{PKA_{\text{simulado}} \times \text{área}} \quad (2)$$

Em que:

- *Tally F6* (MeV/g/ source-particle) é o valor obtido da simulação;
- PKA_{simulado} (MeV/g/ source-particle) é o valor do PKA registrado na simulação;
- Área do medidor de PKA é de $198,81 \text{ cm}^2$.

4.3.2 Diferença percentual

Para avaliar a variação nos valores de $CC[D]$ entre os diferentes aventais dos dois médicos posicionados na sala, foi calculada a diferença percentual usando a fórmula:

$$\text{Diferença \%} = \frac{\text{Valor final} - \text{Valor inicial}}{\text{Valor inicial}} \times 100 \quad (3)$$

Em que:

- Valor inicial: medida do $CC[D]$ para a condição “sem avental”;

- Valor final: medida do $CC[D]$ para o avental a ser comparado, variando do 1 ao 5.

A diferença percentual possibilita identificar a eficiência dos aventais de proteção e a comparação entre os diversos tipos de materiais adotados. Assim como, determinar a porcentagem de diminuição de dose com o uso dos equipamentos de proteção individual.

4.3.3 Avaliação da exposição à radiação em pacientes e profissionais

Para o paciente, foi feita uma análise considerando as diferentes tensões aplicadas (kV) e os ângulos de projeção utilizados durante o procedimento, permitindo a avaliação de como cada parâmetro influencia diretamente na exposição à radiação. Foi elaborado um gráfico que retrata a variação da dose em função das configurações de aquisição.

Para os médicos, foram realizadas simulações com o objetivo de avaliar a eficácia dos EPIs, neste caso o avental. A análise incluiu diferentes materiais utilizados na composição dos aventais para que fosse possível uma comparação da capacidade de atenuação da radiação. Foram avaliados 5 tipos de materiais, como apresentados a seguir:

- **Avental 1:** Chumbo (100%)
Densidade: 11,35 g/cm³
- **Avental 2:** Tungstênio (90%) + Borracha (10%) (Kijima *et al.*, 2020)
Densidade: 6,94 g/cm³
- **Avental 3:** Tungstênio (67%) + Silicone (33%) (Kazempour *et al.*, 2015)
Densidade: 5,67 g/cm³
- **Avental 4:** Chumbo (67%) + Silicone (33%) (Kazempour *et al.*, 2015)
Densidade: 4,99 g/cm³
- **Avental 5:** Estanho (55%) + Tungstênio (45%) (Saeedi-Moghadam *et al.*, 2021)
Densidade: 10,15 g/cm³

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os valores de $CC[D]$ obtidos por meio das simulações de Monte Carlo para os profissionais (denominados médico I e médico II), e paciente foram organizados com base nas duas projeções estudadas: PA e LAO 35, considerando diferentes valores de tensões e o uso de EPIs.

5.1 Exposição à radiação para o paciente

A dose no paciente foi calculada por meio do $CC[D]$, levando em consideração o PKA e a energia do feixe de raios X. A Tabela 1 apresenta os valores simulados do $CC[D]$ e do PKA para cada combinação de projeção e tensão. Essa tabela foi elaborada com base nos resultados obtidos nas simulações e demonstra que as variações de cenário, como as projeções PA e LAO 35 influenciaram no valor de $CC[D]$ recebido pelo paciente, na qual se obteve mais que o dobro do valor na projeção LAO 35 comparada à PA.

Isso se deve pelo feixe de radiação emitido na LAO 35 percorrer uma espessura maior dentro do corpo do paciente, ocorrendo uma maior absorção da radiação pelos tecidos, e mesmo com o PKA simulado idêntico para as mesmas tensões nas duas projeções, a posição entre o tubo de raios X, o paciente e o detector influencia diretamente na distribuição de dose no paciente.

Tabela 1: Dados dos valores estimados do $CC[D]$ e PKA para o paciente

Projeção	Tensão (kV)	PKA simulado (MeV/g/ <i>source-particle</i>)	$CC[D]$ Paciente (Gy / Gy.cm ²)
PA	70	$2,35 \times 10^{-5}$	$2,20 \times 10^{-6}$
	80	$2,13 \times 10^{-5}$	$2,88 \times 10^{-6}$
	90	$1,97 \times 10^{-5}$	$3,57 \times 10^{-6}$
LAO 35	70	$2,35 \times 10^{-5}$	$5,24 \times 10^{-6}$
	80	$2,14 \times 10^{-5}$	$6,18 \times 10^{-6}$
	90	$1,97 \times 10^{-5}$	$7,15 \times 10^{-6}$

A Figura 5 abaixo demonstra graficamente esses dados da dose recebida pelo paciente, permitindo a comparação direta entre as projeções PA e LAO 35 em função das tensões utilizadas.

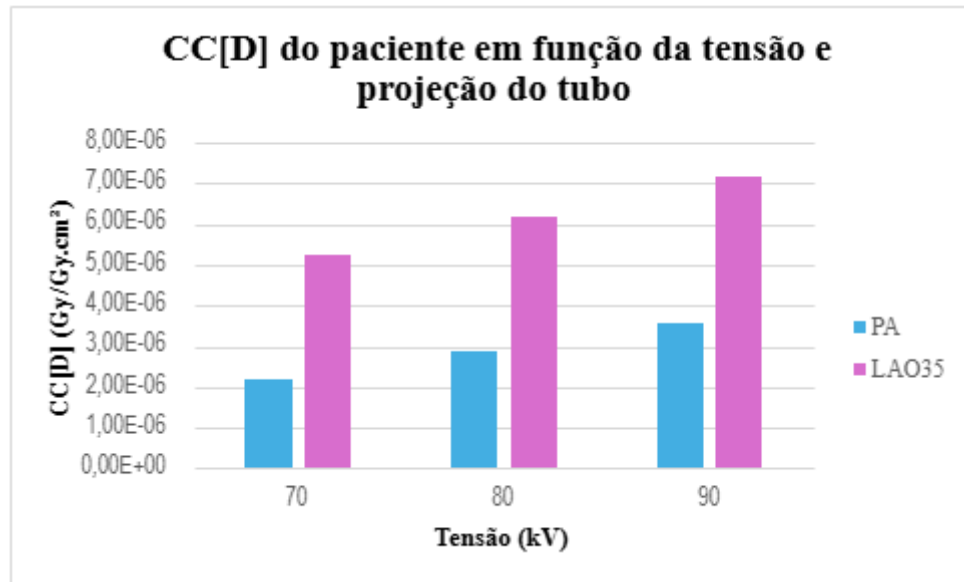


Figura 5: Valores de $CC[D]$ do paciente em função da tensão e projeção do tubo. **Fonte:** A autora (2025).

Analisando a Figura 5, é possível verificar que a projeção LAO 35 apresenta valores maiores de $CC[D]$ em relação à projeção PA. Para ambas as projeções, há um crescimento da dose com o aumento da tensão no tubo, o que era esperado, dado que quanto maior a energia dos fótons, maior será a qualidade/capacidade de penetração.

Jorrin (2018) em seus estudos investigou experimentalmente dois protocolos diferentes para o procedimento de EAP, um protocolo convencional e um protocolo criado pela própria equipe com otimização da tensão, tempo, quantidade de imagens por segundo, escolha correta de projeções. Ao final, foi constatado que ao utilizar o protocolo otimizado, as doses recebidas por pacientes e profissionais foram reduzidas em até 80%, essas evidências reforçam a importância do posicionamento da fonte de radiação e da otimização dos parâmetros técnicos para minimizar a dose no paciente durante procedimentos intervencionistas (Jorrin, 2018).

5.2 Exposição à radiação para os profissionais

Nesta seção, foram analisados os valores de $CC[D]$ dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs), considerando o uso de diferentes tipos de materiais usados nos aventais, a variação da tensão do tubo e das projeções. A Tabela 2 apresenta os valores de $CC[D]$ calculados para cada condição, o PKA simulado e a diferença percentual dos materiais utilizados em relação à condição “sem avental”, na projeção PA. De forma análoga, a Tabela 3 apresenta esses mesmos dados para a projeção LAO 35.

As Tabelas 2 e 3 foram estruturadas com base em cenários nos quais ambos os médicos foram avaliados com e sem avental de proteção, mantendo o uso dos equipamentos de proteção coletiva (cortina e vidro suspenso).

Tabela 2: Valores de $CC[D]$, PKA simulado e da diferença percentual de atenuação entre os aventais avaliados para os profissionais na projeção PA

Projeção PA			Médico I		Médico II	
Tensão (kV)	PKA simulado (MeV/g/ <i>source-particle</i>)	Condição	$CC[D]$ (Gy / Gy.cm ²)	Diferença %	$CC[D]$ (Gy / Gy.cm ²)	Diferença %
70	$2,35 \times 10^{-5}$	Sem avental	$1,03 \times 10^{-7}$	0,00%	$2,29 \times 10^{-8}$	0,00%
		Avental 1	$2,03 \times 10^{-8}$	-80,27%	$2,98 \times 10^{-9}$	-86,98%
		Avental 2	$2,13 \times 10^{-8}$	-79,31%	$3,25 \times 10^{-9}$	-85,81%
		Avental 3	$2,27 \times 10^{-8}$	-77,96%	$3,59 \times 10^{-9}$	-84,32%
		Avental 4	$2,11 \times 10^{-8}$	-79,46%	$3,21 \times 10^{-9}$	-85,98%
		Avental 5	$2,03 \times 10^{-8}$	-80,31%	$2,98 \times 10^{-9}$	-87,01%
80	$2,13 \times 10^{-5}$	Sem avental	$1,43 \times 10^{-7}$	0,00%	$3,21 \times 10^{-8}$	0,00%
		Avental 1	$2,98 \times 10^{-8}$	-79,10%	$4,54 \times 10^{-9}$	-85,86%
		Avental 2	$3,19 \times 10^{-8}$	-77,65%	$5,09 \times 10^{-9}$	-84,14%
		Avental 3	$3,45 \times 10^{-8}$	-75,83%	$5,76 \times 10^{-9}$	-82,07%
		Avental 4	$3,19 \times 10^{-8}$	-77,65%	$5,08 \times 10^{-9}$	-84,19%
		Avental 5	$2,95 \times 10^{-8}$	-79,30%	$4,47 \times 10^{-9}$	-86,09%
90	$1,97 \times 10^{-5}$	Sem avental	$1,83 \times 10^{-7}$	0,00%	$4,15 \times 10^{-8}$	0,00%
		Avental 1	$4,06 \times 10^{-8}$	-77,86%	$6,38 \times 10^{-9}$	-84,62%
		Avental 2	$4,32 \times 10^{-8}$	-76,47%	$7,07 \times 10^{-9}$	-82,94%
		Avental 3	$4,67 \times 10^{-8}$	-74,52%	$8,07 \times 10^{-9}$	-80,54%
		Avental 4	$4,42 \times 10^{-8}$	-75,92%	$7,30 \times 10^{-9}$	-82,39%
		Avental 5	$3,93 \times 10^{-8}$	-78,56%	$6,10 \times 10^{-9}$	-85,28%

Avental 1 - chumbo (100%); Avental 2 - tungstênio (90%) + borracha (10%); Avental 3 - tungstênio (67%) + silicone (33%); Avental 4 - chumbo (67%) + silicone (33%); Avental 5 - estanho (55%) + tungstênio (45%)

Tabela 3: Valores de $CC[D]$, PKA simulado e da diferença percentual de atenuação entre os aventais avaliados para os profissionais na projeção LAO 35

Projeção LAO 35			Médico I		Médico II	
Tensão (kV)	PKA simulado (MeV/g/ <i>source-particle</i>)	Condição	$CC[D]$ (Gy / Gy.cm ²)	Diferença %	$CC[D]$ (Gy / Gy.cm ²)	Diferença %
70	$2,35 \times 10^{-5}$	Sem avental	$3,64 \times 10^{-7}$	0,00%	$9,42 \times 10^{-8}$	0,00%
		Avental 1	$9,70 \times 10^{-8}$	-73,35%	$3,22 \times 10^{-8}$	-65,78%
		Avental 2	$9,93 \times 10^{-8}$	-72,71%	$3,30 \times 10^{-8}$	-65,01%
		Avental 3	$1,03 \times 10^{-7}$	-71,71%	$3,39 \times 10^{-8}$	-63,99%
		Avental 4	$9,91 \times 10^{-8}$	-72,77%	$3,29 \times 10^{-8}$	-65,11%
		Avental 5	$9,70 \times 10^{-8}$	-73,35%	$3,22 \times 10^{-8}$	-65,80%
80	$2,13 \times 10^{-5}$	Sem avental	$4,56 \times 10^{-7}$	0,00%	$1,18 \times 10^{-7}$	0,00%
		Avental 1	$1,23 \times 10^{-7}$	-73,07%	$4,10 \times 10^{-8}$	-65,30%
		Avental 2	$1,28 \times 10^{-7}$	-71,89%	$4,25 \times 10^{-8}$	-63,96%
		Avental 3	$1,35 \times 10^{-7}$	-70,44%	$4,42 \times 10^{-8}$	-62,57%
		Avental 4	$1,27 \times 10^{-7}$	-72,04%	$4,23 \times 10^{-8}$	-64,16%
		Avental 5	$1,22 \times 10^{-7}$	-73,18%	$4,08 \times 10^{-8}$	-65,42%
90	$1,97 \times 10^{-5}$	Sem avental	$5,49 \times 10^{-7}$	0,00%	$1,42 \times 10^{-7}$	0,00%
		Avental 1	$1,50 \times 10^{-7}$	-72,65%	$5,03 \times 10^{-8}$	-64,70%
		Avental 2	$1,58 \times 10^{-7}$	-71,21%	$5,22 \times 10^{-8}$	-63,34%
		Avental 3	$1,68 \times 10^{-7}$	-69,35%	$5,49 \times 10^{-8}$	-61,47%
		Avental 4	$1,59 \times 10^{-7}$	-71,12%	$5,26 \times 10^{-8}$	-63,08%
		Avental 5	$1,48 \times 10^{-7}$	-72,98%	$4,96 \times 10^{-8}$	-65,15%

Avental 1 - chumbo (100%); Avental 2 - tungstênio (90%) + borracha (10%); Avental 3 - tungstênio (67%) + silicone (33%); Avental 4 - chumbo (67%) + silicone (33%); Avental 5 - estanho (55%) + tungstênio (45%)

Foi plotado o gráfico do $CC[D]$ dos profissionais em função das seis condições de aventais para cada uma das tensões aplicadas para projeção PA (Figura 6). E, analogamente para a Figura 7 na projeção LAO 35.

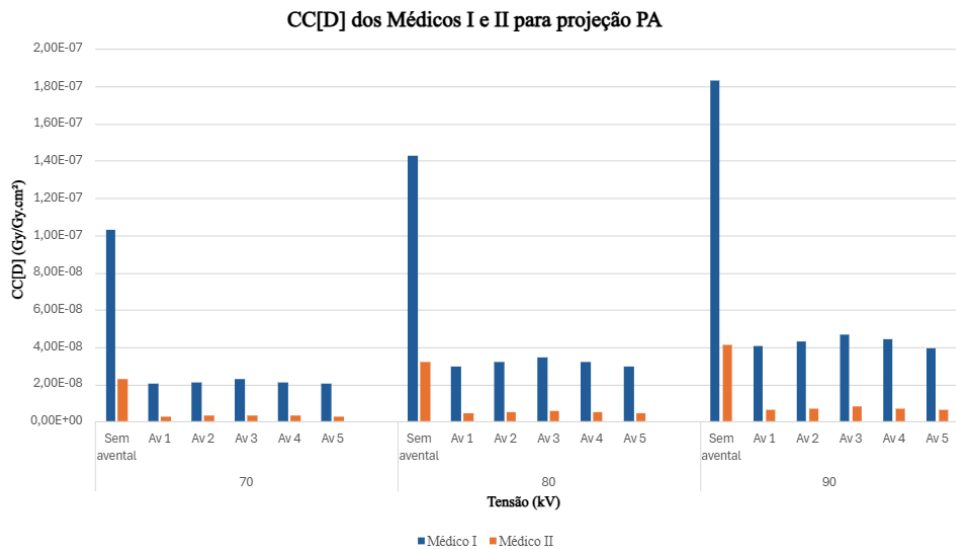


Figura 6: Valores de $CC[D]$ dos médicos em função das tensões para cada tipo de avental na projeção PA. **Fonte:** A autora (2025).

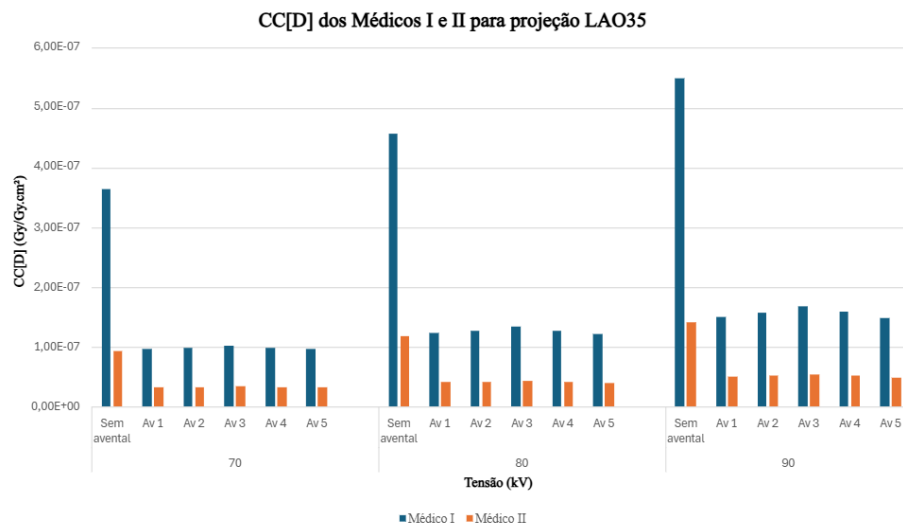


Figura 7: Valores de $CC[D]$ dos médicos em função das tensões para cada tipo de avental na projeção LAO 35. **Fonte:** A autora (2025).

É possível observar a tendência crescente dos valores de $CC[D]$ com o aumento da tensão. O médico I, posicionado mais próximo à fonte de radiação e ao paciente, e sujeito a radiação espalhada, recebeu os maiores valores de $CC[D]$ em todas as condições avaliadas. O médico II, posicionado a 85 cm de distância do médico I, teve os valores de $CC[D]$

significativamente menores, mesmo na condição “sem avental”, reforçando a efetividade da distância na redução da exposição à radiação. E, para cada aumento de tensão, há um crescimento gradativo da dose recebida pelos profissionais.

Diversos estudos atestam que os IOEs estão sujeitos a níveis mais elevados de exposição à radiação quando posicionados em maior proximidade à fonte de radiação e aos pacientes (Hirshfeld *et al.*, 2018; Tamirisa *et al.*, 2024).

Dentre as duas projeções avaliadas, a LAO 35 apresentou a maior contribuição para o aumento dos valores de $CC[D]$. Isso se deve à disposição dos médicos na sala em relação ao tubo de raios X, na qual o feixe de radiação atinge a região superior dos médicos onde estes estão posicionados. Na projeção PA, o feixe está localizado sob a mesa e a intensidade da radiação espalhada é maior nas áreas debaixo da mesa. Com a adição de uma cortina de chumbo, a radiação é atenuada, e assim, ocorre a redução da dose recebida pelos IOEs. A Figura 8 apresenta, em uma mesma escala, a diferença nos valores de $CC[D]$ registrados entre as duas projeções, exibindo a discrepância nos níveis de exposição.

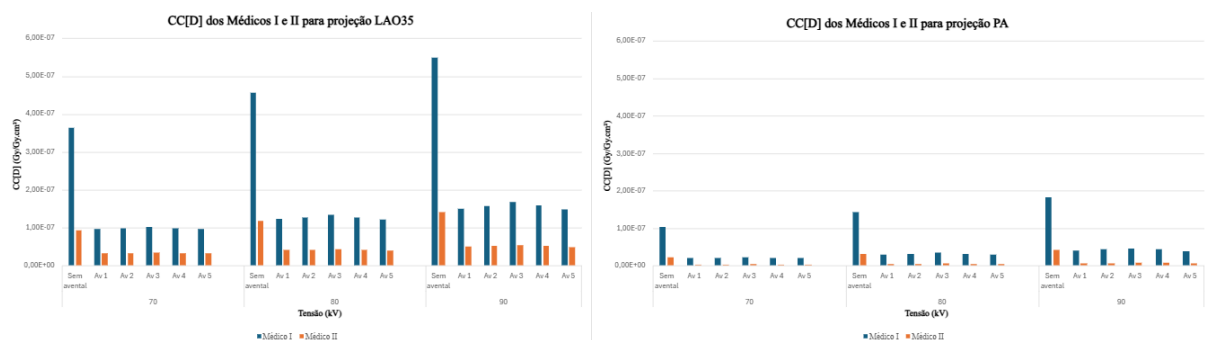


Figura 8: Valores de $CC[D]$ para as projeções LAO 35 e PA, em uma mesma escala. **Fonte:** A autora (2025).

Em todas as tensões e projeções estudadas, o uso de aventais de proteção resultou em uma diminuição de dose superior a 70,44% para o médico I, e superior a 61,47% para o médico II. Os aventais 1 e 5 apresentaram a maior eficiência na atenuação da radiação, reduzindo a dose em até 80,3% na projeção PA para o médico I, e até 87% para o médico II. Relativamente, eles exibiram uma redução de até 73,3% para o médico I, e 65,8% para o médico II, na projeção LAO 35. Sendo o avental 1 composto por chumbo, e o avental 5 por tungstênio (45%) e estanho (55%).

Portanto, a projeção LAO 35 foi a mais preocupante em termos de exposição ocupacional, com valores de $CC[D]$ significativamente mais elevados, reforçando a necessidade de atenção ao posicionamento tubo-paciente-profissional e ao uso correto de EPIs e equipamentos de proteção coletivo (EPCs) neste cenário.

Diversas estratégias podem ser implementadas para reduzir a exposição à radiação durante procedimentos intervencionistas, beneficiando simultaneamente profissionais e pacientes. Dentre elas estão a redução do tempo de fluoroscopia e do número de aquisições, menor frequência de pulsos, a colimação adequada do feixe e o posicionamento do receptor de imagem próximo ao paciente. Para os profissionais, o uso de EPIs e EPCs, como avental e protetor de tireoide, óculos plumbíferos, cortina de chumbo, barreira suspensa de vidro plumbífero, constitui práticas fundamentais para a redução dos valores de dose, prevenindo efeitos indesejados (Canevaro, 2009; López *et al.*, 2018).

6 CONCLUSÃO

Com os resultados advindos deste trabalho foi observado que o cenário mais crítico e que proporcionou os maiores valores de $CC[D]$, tanto no caso em que os profissionais fizeram e não fizeram uso dos EPIs, foi obtido por meio da projeção LAO 35, e tensão de 90 kV. Considerando este cenário, dos diferentes materiais testados para proteger o profissional contra a radiação, se destacaram o chumbo e o avental 5 (composto por estanho e tungstênio), onde foi conferida a redução de até 72,98% para o médico principal (mais próximo do paciente e do tubo de raios X) e 65,15%, para o médico assistente (mais distante do paciente).

O estudo reforçou a eficácia dos equipamentos de proteção, como o uso de cortinas e vidros plumbíferos em procedimentos da RI, destacando a sua relevância para a segurança da equipe médica. A coerência dos resultados com a literatura existente, evidencia a estabilidade da simulação Monte Carlo como uma ferramenta relevante para avaliação de diversos procedimentos realizados pela RI e, também, para a otimização das práticas de proteção radiológica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, G. H. V. **Exposição à radiação ionizante dos pacientes e operador na embolização das artérias prostáticas para tratamento da hiperplasia benigna**. 2020. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/17/17138/tde-20082020-113301/>.

ANDRADE, G. *et al.* Radiation exposure of patients and interventional radiologists during prostatic artery embolization: a prospective single-operator study. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 28, n. 4, p. 517-521, 2017.

ASSIS, A. M. D.; MOREIRA, A. M.; CARNEVALE, F. C.; LANZ-LUCES, J. R. Prostatic artery embolization for giant prostatic hyperplasia: a single-center experience. **Radiologia Brasileira**, v. 54, p. 219-224, 2021.

AVERBECK, M. A.; BLAYA, R.; SEBEN, R. R.; LIMA, N. D.; DENARDIN, D.; FORNARI, A.; RHODEN, E. L. Diagnóstico e tratamento da hiperplasia benigna da próstata. **Revista da AMRIGS**, v. 54, n. 4, p. 471-477, 2010.

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

CASSOLA, V. F.; MILLIAN, F. M.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. D. O, 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 & Biology**, v.56, p. 3749 – 3772, 2011.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, Norma NN 3.01. Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação. **Resolução nº 323/24**, Rio de Janeiro, 2024.

DANCE, D.R.; CHRISTOFIDES, S.; MAIDMENT, A.D.A.; McLEAN, I.D.; NG, K.H. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY**, Vienna, p.682, 2014.

GARZÓN, W. J. *et al.* Prostatic artery embolization: radiation exposure to patients and staff. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 2, p. 246, 2016.

HIRSHFELD, J. W.; FIORILLI, P. N.; SILVESTRY, F. E. Important strategies to reduce occupational radiation exposure in the cardiac catheterization laboratory: no lower limit. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 71, n. 11, p. 1255-1258, 2018.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation protection of medical staff in interventional procedures**. Vienna, Áustria 2021. Acesso em:

<<https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-protection-of-medical-staff-in-interventional-fluoroscopy>>.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**, 1983.

JORRIN, J. S. **Otimização da proteção radiológica dos procedimentos intervencionistas de embolização das artérias prostáticas**, 2018.

KAZEMPOUR, M.; SAEEDIMOGHADAM, M.; SHOOLI, F. S.; SHOKRPOUR, N. Assessment of the radiation attenuation properties of several lead free composites by Monte Carlo simulation. **Journal of Biomedical Physics & Engineering**, v. 5, n. 2, p. 67, 2015.

KIJIMA, K.; KRISANACHINDA, A.; TAMURA, M., MONZEN, H., & NISHIMURA, Y. Reduction of occupational exposure using a novel tungsten-containing rubber shield in interventional radiology. **Health Physics**, v. 118, n. 6, p. 609-614, 2020.

KULESZA, J. A.; ADAMS, T. R.; ARMSTRONG, J. C.; BOLDING, S. R.; BROWN, F. B.; BULL, J. S.; BURKE, T. P.; CLARK, A. R.; FORSTER, R. A. III; GIRON, J. F.; GRIEVE, T. S.; JOSEY, C. J.; MARTZ, R. L.; McKINNEY, G. W.; PEARSON, E. J.; RISING, M. E.; SOLOMON, C. J. J.; SWAMINARAYAN, S.; TRAHAN, T. J.; WEAVER, C. A.; WILSON, S. C.; ZUKAITIS, A. J. **MCNP Code Version 6.3.1 Theory & User Manual**. Los Alamos National Laboratory, 2024.

LÓPEZ, P. O.; DAUER, L. T.; LOOSE, R.; MARTIN, C. J.; MILLER, D. L.; VAÑÓ, E.; YODER, C. ICRP publication 139: occupational radiological protection in interventional procedures. **Annals of the ICRP**, v.47, p. 1-118, 2018.

McCONN, R. J., GESH, C. J., PAGH, R. T., RUCKER, R. A., WILLIAMS III, R. Compendium of material composition data for radiation transport modeling (Nº. PNNL-15870 Rev. 1). **Pacific Northwest National Lab.** (PNNL), Richland, WA (United States), 2011. <https://doi.org/10.2172/1023125>

MOURA, R.; BACCHIM, F. A. Proteção radiológica aplicada à radiologia intervencionista. **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 14, n. 3, p. 197-199, 2015.

NUNES, R. L. V.; ANTUNES, A. A.; CONSTANTIN, D. S. Contemporary surgical treatment of benign prostatic hyperplasia. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 63, p. 711-716, 2017.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das radiações**. São Paulo: Editora Oficina de Textos, 2010.

PARIZOTI, A.; NETTO, T. G. Estudo de otimização de imagens em fluoroscopia intervencionista. **Radiologia Brasileira**, v. 42, p. 375-378, 2009.

PILAN, B. F.; ASSIS, A. M. D.; MOREIRA, A. M.; RODRIGUES, V. C. D. P.; CARNEVALE, F. C. Protection of nontarget structures in prostatic artery embolization. **Radiologia Brasileira**, v. 55, p. 6-12, 2022.

POLUDNIOWSKI, G.; LANDRY, G.; DE BLOIS, F.; EVANS, P. M.; VERHAEGEN, F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine & Biology**, 54 N433, 2009.

ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Physics in Medicine & Biology**, v. 51, n. 13, p. R287, 2006.

SAEEDI-MOGHADAM, M.; TAYEBI, M.; CHEGENI, N.; SINA, S.; KOLAYI, T. Efficiency of non-lead and lead thyroid shields in radiation protection of CT examinations. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 180, p. 109265, 2021.

SHALOM, N. E.; GONG, G. X.; AUSTER, M. Fluoroscopy: An essential diagnostic modality in the age of high-resolution cross-sectional imaging. **World Journal of Radiology**, v. 12, n. 10, p. 213, 2020.

SIEMENS HEALTHCARE GMBH. **Artis zee Floor-mounted system for interventional imaging: datasheet**. Erlangen, Alemanha: Siemens Healthcare GmbH, 2021. Disponível em: <https://www.siemens-healthineers.com>.

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

TAMIRISA, K. P.; ALASNAG, M.; CALVERT, P.; ISLAM, S.; BHARDWAJ, A.; PAKANATI, K.; KORT, S. Radiation Exposure, Training, and Safety in Cardiology. **JACC: Advances**, v. 3, n. 4, p. 100863, 2024.

WERNER, C. J. *et al.* MCNP users manual-code version 6.2. **Los Alamos National Laboratory**, v. 746, 2017.

YORIYAZ, H. Monte carlo method: Principles and applications in medical physics. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.