

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

EVELYN LEMOS DE OLIVEIRA

**Avaliação dosimétrica em profissionais durante o procedimento de  
Nefrolitotomia Percutânea utilizando simulação Monte Carlo**

Uberlândia, MG

2024

EVELYN LEMOS DE OLIVEIRA

**Avaliação dosimétrica em profissionais durante o procedimento de  
Nefrolitotomia Percutânea utilizando simulação Monte Carlo**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título mestre em Ciências

Área de concentração: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Uberlândia, MG

2024

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

O48 2024	<p>Oliveira, Evelyn Lemos de, 1997- Avaliação dosimétrica em profissionais durante o procedimento de Nefrolitotomia Percutânea utilizando simulação Monte Carlo [recurso eletrônico] / Evelyn Lemos de Oliveira. - 2024.</p> <p>Orientadora: Ana Paula Perini. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: <a href="http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.482">http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.482</a> Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula, 1981-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
-------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

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



**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, 109, PPGEB				
Data:	dezenove de julho de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	09:56
Matrícula do Discente:	12222EBI006				
Nome do Discente:	Evelyn Lemos de Oliveira				
Título do Trabalho:	Avaliação dosimétrica em profissionais durante o procedimento de nefrolitotomia percutânea utilizando simulação Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação numérica das doses ocupacionais em radiodiagnóstico usando redes neurais convolucionais				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Divanizia do Nascimento Souza - UFS; Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN/CNEN-SP; Ana Paula Perini - PPGEB/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu à Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir a senhora 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 a candidata:

Aprovada.

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

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

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



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/07/2024, às 10:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 19/07/2024, às 10:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Divanizia do Nascimento Souza, Usuário Externo**, em 19/07/2024, às 10:01, 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](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **5538133** e o código CRC **1946A21E**.

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

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pois até aqui Ele me sustentou. Agradeço a oportunidade de estar realizando o sonho de concluir esta pós-graduação e, por Ele ter colocado no meu caminho pessoas que me ajudaram a chegar ao final desta etapa.

Agradeço a minha família por ser meu porto seguro, meu suporte, pelos incentivos, e principalmente aos meus pais, Rebert e Eva, que sempre me apoiaram ao estudo. Muito obrigada por me mostrar qual o melhor caminho a seguir. Minhas irmãs Eduarda e Emanuele, muito obrigada pelo apoio, pelos momentos de risada e por sempre me incentivarem.

Agradeço aos meus amigos de Araguari, em especial, Adrielly e sua família, por estarem comigo em todos os momentos da minha vida, em todas as situações, sua amizade é um presente Deus na minha vida. Aos meus amigos da igreja, é sempre bom estar junto com vocês, risadas são garantidas e paz de estar com vocês é inexplicável e, obrigada por sempre me apoiarem e torcerem por mim. Agradeço aos meus avós, aos meus tios e aos meus primos, os momentos em família melhoram tudo!

Agradeço às amigas que Deus colocou no caminho na Universidade Federal de Uberlândia, Ele sabia que para suportar o processo precisaríamos de pessoas que nos entenderiam e estariam ali para nos ajudar, nos ouvir e claro dar risadas, pois assim fica tudo mais leve. Agradeço a minha amiga que está comigo desde a graduação, Thays, obrigada pela parceria de sempre, por todos os congressos, por sempre me incentivar e por todo o apoio. Um agradecimento especial à Monique, muito obrigada pela sua amizade, por todas as caminhadas, bolo de cenoura, por todos esses momentos especiais e, principalmente por toda a ajuda durante a pós-graduação, o seu auxílio foi essencial para a conclusão deste trabalho. À minha amiga Aninha, sou grata por sua amizade, agradeço pela sua hospitalidade, por todo seu apoio desde o começo do mestrado e até o último minuto, conte sempre comigo! Agradeço as senhoras Cássia, Daniela, Samara e Tainara, são amigadas que quero levar da pós-graduação para vida, agradeço por todos os momentos juntas, pela ajuda durante toda a pós-graduação, caminhadas e corridas, e claro, por todos os “docinhos”, e por mais que virão.

Agradeço a todos os professores que me auxiliaram durante a pós-graduação, os ensinamentos de vocês sempre farão parte da minha vida profissional e pessoal, principalmente à Profa. Dra. Ana Paula Perini e ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves por todo auxílio com o código MCNP 6.2. Agradeço ao Prof. Dr. Walmir Belinato por todo auxílio com o software *SpekCalc*.

Um agradecimento especial à minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, com o seu jeito de ser conquista a todos, e a sua história de vida nos inspira e nos motiva, muito obrigada por

todo ensinamento, todo auxílio, e todos os conselhos!

Agradeço ao Prof. Dr. Richard Kramer, da Universidade Federal de Pernambuco, por fornecer os objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados neste trabalho.

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

- O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001
  - Bolsa de Mestrado (No. 88887.713183/2022-00).
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq):
  - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini);
  - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves);
  - Programa MAI DAI 403556/2020-1, juntamente à M.R.A. - Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA;
  - Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2;
  - Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq, 406303/2022-3.
- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG:
  - APQ-04215-22;
  - APQ-01254-23;
  - APQ-04348-23.



*“Ó profundidade da riqueza da sabedoria e do conhecimento de Deus! Quão insondáveis são os seus juízos, e inescrutáveis os seus caminhos! “Quem conheceu a mente do Senhor? Ou quem foi seu conselheiro?” “Quem primeiro lhe deu, para que ele o recompense?” Pois dele, por Ele e para Ele são todas as coisas. A Ele seja a glória para sempre! Amém.”*

*(BÍBLIA, Romanos, 11:33-36)*

## RESUMO

Este trabalho tem como finalidade avaliar as doses de radiação que os profissionais recebem durante o procedimento de nefrolitotomia percutânea, que consiste na retirada de pedras nos rins com o auxílio da radiologia intervencionista. O estudo das doses foi feito com o uso de simulação computacional, neste caso foi utilizado o método de simulação Monte Carlo. Foram construídos cenários utilizando o código *Monte Carlo N-Particle Transport* (MCNP), versão 6.2, de um procedimento de nefrolitotomia percutânea para as projeções Anteroposterior (AP), oblíqua anterior direita, 30° (RAO30) e oblíqua anterior esquerda, 30° (LAO30). Neste trabalho foram utilizados objetos simuladores antropomórficos computacionais, sendo dois pacientes com índice de massa corporal (IMC) diferentes (M10\_H10 e M90\_H90), para analisar a influência de pacientes com IMC diferentes na contribuição da radiação espalhada que chega no médico principal e no assistente, que foram representados pelo objeto simulador MASH3. A análise contou com uso de equipamentos de proteção individuais e coletivos, a fim de estudar o quão eficazes esses equipamentos de proteção são para redução das doses recebidas pelos profissionais no procedimento em estudo. A tensão utilizada para todos os cenários foi 70 kV, o tamanho de campo foi 11 cm × 11 cm, o produto kerma-área experimental utilizado foi 27 Gy.cm<sup>2</sup> e o equipamento de raios X modelado foi o Siemens SIREMOBIL Compact L. As doses efetivas obtidas para o médico principal variaram em um intervalo de 0,92 µSv a 2,32 µSv com o uso de equipamentos de proteção individuais e coletivos para os cenários com as três projeções e os diferentes pacientes. Já sem o uso de equipamentos de proteção os valores das doses efetivas variaram de 17,8 µSv a 41,4 µSv. Houve uma redução de até 95% no valor de dose efetiva para o médico principal com uso de equipamentos de proteção contra a radiação. Os órgãos que obtiveram os maiores valores de doses equivalentes para o médico principal foram o cristalino, os olhos, a pele, a medula óssea (vermelha) e o estômago. As doses equivalentes encontradas para os olhos do médico principal foram reduzidas com o uso de equipamentos de proteção individuais e coletivos em até 95%, as quais variaram entre 172 µSv e 393 µSv. Além disso, o uso do biombo de chumbo no lado esquerdo do médico principal reduziu a dose equivalente nos olhos em até 21%. As doses equivalentes encontradas para o cérebro do médico principal variaram de 0,258 µSv a 0,751 µSv com o uso de equipamentos de proteção individuais e coletivos, sendo estes responsáveis por uma redução de 86,5% nos valores das doses equivalentes do cérebro. Foi observado que as projeções oblíquas aumentaram a dose de radiação recebida pelos profissionais. Comparando as doses efetivas da projeção oblíqua LAO30, com a projeção AP, observou-se que a projeção AP apresentou uma redução de até 51% nos valores de doses.

**Palavras-chave:** Dosimetria; Monte Carlo; Cálculos renais, Nefrolitotomia percutânea

## ABSTRACT

This study aims to evaluate the radiation doses that professionals receive during the percutaneous nephrolithotomy procedure, which consists of removing kidney stones with the help of interventional radiology. The dose study was carried out using computer simulation, in this case the Monte Carlo simulation method was used. Scenarios were constructed using the *Monte Carlo N-Particle Transport* (MCNP), version 6.2, of a percutaneous nephrolithotomy procedure for the anteroposterior (AP), right anterior oblique, 30° (RAO30) and left anterior oblique, 30° (LAO30) projections. In this work, virtual anthropomorphic phantoms were used, including two patients with different body mass indexes (M10\_H10 and M90\_H90) to analyze the influence of different body mass index (BMI) on the scattered radiation to the main and assistant physicians, which were represented with the MASH3 virtual phantom. The analysis included the use of individual and collective protective equipment, to study how effective this protective equipment is in reducing the doses received by professionals. The tube voltage used for all scenarios was 70 kV, the field size was 11 × 11 cm, the experimental kerma-area product used was 27 Gy.cm<sup>2</sup> and the modeled X-ray equipment was the Siemens SIREMOBIL Compact L. The effective doses obtained for the main physician varied within a range of 0.92 μSv to 2.32 μSv with the use of personal and collective protective equipment for the scenarios with the three projections and different patients. Without the use of protective equipment, the effective dose values ranged from 17.8 μSv to 41.4 μSv. There was a reduction of up to 95% in the effective dose to the main physician with the use of radiation protection equipment. The organs that obtained the highest equivalent dose values to the main physician were the eye lens, eyes, skin, bone marrow (red) and stomach. The equivalent doses found for the principal physician's eyes were reduced by up to 95% with the use of individual and collective protective equipment, ranging from 172 μSv to 393 μSv, and the use of the lead screen on the physician's left side reduced the equivalent dose in the eyes by up to 21%. The equivalent doses found for the main physician's brain varied from 0.258 to 0.751 μSv with the use of personal and collective protective equipment, that reduced doses by 86.5%. It was observed that oblique projections increased the radiation dose received by professionals. Comparing the effective doses of the LAO30 with the AP projection, it was observed that the AP projection showed a reduction of up to 51% in dose values.

**Keywords:** Dosimetry; Monte Carlo; Kidney stones; Percutaneous nephrolithotomy

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Linha do tempo da evolução da Radiologia Intervencionista no início da década de 1960 à década de 1990.	20
Figura 2 -	Esquema do espalhamento Rayleigh onde um fóton incidente ( $\lambda_1$ ) interage com um átomo e há a emissão de um fóton espalhado ( $\lambda_2$ ) com as mesmas características do fóton incidente.	22
Figura 3 -	Esquema do espalhamento Compton, consistindo na colisão de um fóton incidente com energia $E_0$ e com comprimento de onda $\lambda_1$ com um elétron, ocasionando a ejeção de um elétron Compton $E_{e^-}$ e um fóton é espalhado $E_{sc}$ de comprimento de onda $\lambda_2$ .	23
Figura 4 -	Esquema da interação fotoelétrica com a emissão de um raio X característico e a formação de um elétron Auger.	24
Figura 5 -	Simuladores antropomórficos virtuais masculinos, em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura da população caucasiana masculina, desenvolvidos por Cassola <i>et al.</i> (2011).	29
Figura 6 -	Simuladores antropomórficos virtuais femininos, em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e altura da população caucasiana feminina, desenvolvidos por Cassola <i>et al.</i> (2011).	30
Figura 7 -	Projeções utilizadas nos cenários de simulação de Monte Carlo utilizadas neste trabalho para o procedimento de NLPC: (a) AP, (b) RAO30 e (c) LAO30, sendo (1) intensificador de imagens, (2) fonte de raios X, (3) mesa cirúrgica e (4) os monitores no carrinho auxiliar.	32
Figura 8 -	Cenário do procedimento de NLPC modelados sem os EPIs e EPCs, mostrando: carrinho auxiliar (1), monitores (2), assistente (3), médico principal (4), paciente em prona (5), intensificador de imagem (6), arco em C (7) conectado a um aparelho (8), fonte de raios X (9) e mesa cirúrgica (10).	35
Figura 9 -	Cenário do procedimento de NLPC modelados com todos os EPIs e EPCs, mostrando: carrinho auxiliar (1), monitores (2),	35

assistente (3), médico principal (4), protetor de cérebro (5), óculos plumbíferos (6), protetor de tireoide (7), avental de chumbo (8), biombo de chumbo (9), vidro plumbífero suspenso (10), paciente na posição prona (11), intensificador de imagens (12), arco em C (13), aparelho conectado ao arco em C (14), mesa cirúrgica (15), fonte de raios X (16) e cortina de chumbo (17).

- Figura 10 - Cenário do procedimento de NLPC modelados com os EPIs e EPCs (com exceção do biombo de chumbo), mostrando: mesa cirúrgica (1), paciente em prona (2), intensificador de imagem (3), arco em C (4), fonte de raios X (5), vidro plumbífero suspenso (6), médico principal (7), assistente (8), protetor de cérebro (9 e 10), protetor de tireoide (11 e 12), avental de chumbo (13 e 14), cortina de chumbo (15), monitores (16) e carrinho auxiliar (17). 36
- Figura 11 - Doses efetivas para o médico principal na projeção AP para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%. 38
- Figura 12 - Doses efetivas para o médico principal na projeção RAO30 para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%. 39
- Figura 13 - Doses efetivas para o médico principal na projeção LAO30 para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%. 39
- Figura 14 - Doses equivalentes nos olhos do médico principal na projeção AP, para diferentes pacientes em procedimentos de NPCL com e sem o biombo de chumbo. As incertezas foram menores que 0,5%. 44
- Figura 15 - Doses equivalentes nos olhos do médico principal na projeção LAO30, para diferentes pacientes em procedimentos de NPCL com e sem o biombo de chumbo. As incertezas foram menores que 0,5%. 44

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Doses efetivas encontradas na literatura para o médico principal no procedimento de NLPC.	19
Tabela 2 -	Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 103 (2007).	25
Tabela 3 -	Altura e massa dos objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados para simular o paciente, o médico principal e o assistente.	33
Tabela 4 -	Dose equivalente nos olhos para o médico principal, quando o paciente M10_H10 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 0,5%.	42
Tabela 5 -	Dose equivalente nos olhos para o médico principal, quando o paciente M90_H90 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 0,5%.	42
Tabela 6 -	Dose equivalente no cérebro para o médico principal, quando o paciente M10_H10 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 2,5%.	46
Tabela 7 -	Dose equivalente no cérebro para o médico principal, quando o paciente M90_90 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 2%.	46

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Anteroposterior
CC	Coeficiente de Conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
DAP	Produto dose-área
EGSnrc	<i>Electron Gamma Shower, National Research Council</i>
EPC	Equipamento de Proteção Coletiva
EPI	Equipamento de Proteção Individual
GEANT4	<i>GEometry ANd Tracking</i>
Gy	Gray
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
IMC	Índice de Massa Corporal
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LAO	Oblíqua Anterior Esquerda
LECO	Litotripsia por Ondas de Choque
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
mSv	miliSievert
NLPC	Nefrolitotomia Percutânea
OMS	Organização Mundial da Saúde
PENELOPE	<i>Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons</i>
PKA	Produto kerma-área
PNNL	<i>Pacific Northwest National Laboratory</i>
RAO	Oblíqua Anterior Direita
RI	Radiologia Intervencionista
RIRS	Cirurgia Intrarrenal Retrógrada
SI	Sistema Internacional
Sv	Sievert
TLD	Dosímetro Termoluminescente

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>16</b>
2.1	Objetivo Geral.....	16
2.2	Objetivo Específicos.....	16
<b>3</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>17</b>
3.1	Nefrolitotomia Percutânea .....	17
3.2	Doses de radiação no procedimento de NPCL apresentadas na literatura .....	18
3.3	Radiologia Intervencionista .....	20
3.4	Interação dos fótons com a matéria .....	21
3.4.1	Espalhamento Rayleigh .....	21
3.4.2	Espalhamento Compton.....	22
3.4.3	Efeito Fotoelétrico .....	23
3.5	Grandezas Dosimétricas.....	24
3.5.1	Dose Absorvida.....	25
3.5.2	Dose Equivalente .....	25
3.5.3	Dose Efetiva.....	26
3.5.4	Produto kerma-área.....	27
3.6	Simulação de Monte Carlo.....	27
3.7	Objetos Antropomórficos Virtuais.....	28
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>31</b>
4.1	Simulação de Monte Carlo.....	31
4.2	Cenários estudados .....	32
4.2.1	Cenários com equipamentos de proteção coletivos e individuais.....	34
4.3	Cálculo das doses equivalentes e efetivas.....	36
4.3.1	Doses equivalentes em Monte Carlo .....	36
4.3.2	Doses efetivas em Monte Carlo .....	37
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>38</b>
5.1	Doses efetivas para o médico principal e assistente .....	38
5.2	Doses equivalentes para o médico principal e assistente .....	42
5.2.1	Dose equivalente nos olhos do médico principal.....	42
5.2.2	Dose equivalente no cérebro do médico principal.....	45
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>48</b>



<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>50</b>
--------------------------	-----------

## 1 INTRODUÇÃO

Nefrolitíase, também conhecida como pedra nos rins, é uma das doenças mais comuns acometidas no sistema urinário [Amirhasani *et al.*, 2021]. Os cálculos renais são sedimentos minerais formados por componentes cristalinos e orgânicos, produzidos quando a urina se encontra supersaturada em relação a um mineral. As pedras nos rins podem ter tamanhos diversificados a começar de um grão de areia até uma pérola [Khan *et al.*, 2016]. Segundo alguns estudos, o risco de nefrolitíase é maior nos homens com a prevalência de 10,6% em relação a 7,1% entre as mulheres e, este fato, pode ser justificado pelo estilo de vida associado a fatores de risco [Scales *et al.*, 2012; Wang *et al.*, 2020; Ferraro *et al.*, 2023].

Algumas doenças como obesidade, hipertensão e diabetes são motivos que podem apresentar risco para o desenvolvimento de pedra nos rins [Amirhasani *et al.*, 2021]. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), em todo o mundo, aproximadamente 16% dos adultos com 18 anos ou mais eram obesos em 2022 [WHO, 2024]. Segundo a OMS, a obesidade é diagnosticada de acordo com o cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC), e este valor deve ser maior ou igual a 30 kg/m<sup>2</sup> em caso de obesidade, já no caso de sobrepeso, o IMC é maior ou igual a 25 kg/m<sup>2</sup> [WHO, 2024]. Trabalhos na literatura demonstram que a obesidade está associada ao risco de desenvolver pedra nos rins [Taylor *et al.*, 2005; Inci *et al.*, 2012; Sorensen *et al.*, 2014; Poore *et al.*, 2020]. Alguns tipos de cálculos renais são formados devido ao baixo pH urinário [Ngo e Assimós, 2007]. Além disso, estudos apontam que o baixo pH urinário está relacionado à obesidade e, também relatam que a relação entre IMC e o pH da urina é inversamente proporcional [Maalouf *et al.*, 2004; Taylor e Curhan, 2006; Poore *et al.*, 2020].

Os principais sintomas que os pacientes com nefrolitíase apresentam são geralmente cólica renal, que se apresenta como cólicas, dores abdominais e nos flancos, e podem ser adjuntas com vômito e febre [Khan *et al.*, 2016; Fontenelle e Sarti, 2019]. A ultrassonografia é indicada para diagnosticar os cálculos renais e analisar o tamanho e posição dos cálculos e sua realização deve ser feita no período de uma semana após o começo dos sintomas. A remoção da pedra é indicada quando o tamanho for maior que 10 mm [Fontenelle e Sarti, 2019]. Os tratamentos mais comuns para nefrolitíase são litotripsia por ondas de choque (LECO), cirurgia intrarrenal retrógrada (RIRS) e a nefrolitotomia percutânea (NLPC). A escolha do método a ser utilizado para a remoção dos cálculos depende da experiência do médico, do tamanho e da localização das pedras, além das características do paciente, como comorbidades médicas e a anatomia [Khan *et al.*, 2016].

As técnicas minimamente invasivas utilizadas para a remoção das pedras nos rins são de um ramo da Urologia conhecido como endourologia, em que os resultados podem se comparar ou superar o da cirurgia aberta [Petrisor *et al.*, 2016]. Para este trabalho, o foco será o procedimento NLPC. O tratamento por NLPC é um procedimento cirúrgico endoscópico minimamente invasivo realizado sob anestesia. Nesta cirurgia é feito um corte na pele do paciente, na região dos flancos, e é inserido um nefroscópio no rim para analisar os cálculos renais. Por fim, as pedras são fragmentadas por laser, ultrassom ou eletro-hidráulico por meio do nefroscópio e, logo após são removidas [Srisubat *et al.*, 2014]. A NLPC é indicada em casos em que os cálculos renais são maiores que 20 mm, e segundo a literatura, é o método de escolha para a maior parte das ocorrências de pedras nos rins, pois resulta em taxas mais altas de eliminação e, também, um retorno antecipado do paciente ao trabalho e outras obrigações, quando comparado aos outros métodos [Miller e Lingeman, 2007; Safak *et al.*, 2009].

A NLPC é uma técnica realizada com uso de fluoroscopia para visualização do acesso renal percutâneo, dilatação do trato e manuseio das pedras [Safak *et al.*, 2009]. Uma das vantagens de usar radiação ionizante para obter imagens em tempo real, durante todo o procedimento de NLPC é a possibilidade de realizar o tratamento em uma única etapa. Isso elimina a necessidade de o paciente se deslocar entre diferentes salas para cada fase do procedimento, que normalmente incluiria a ida à sala de cirurgia para colocação do cateter ureteral, à sala de radiologia para a colocação do trajeto e, finalmente, o retorno à sala de cirurgia para a remoção da pedra [Miller e Lingeman, 2007].

A fluoroscopia é uma técnica de aquisição de imagens em tempo real que utiliza radiação ionizante [Shalom *et al.*, 2020]. No procedimento de NLPC algumas exposições fluoroscópicas podem ter um tempo prolongado para a localização do cálculo renal e elaboração do caminho do cálculo, e os profissionais, dentro da sala de cirurgia, estão sujeitos à exposição à radiação ionizante [Cheng *et al.*, 2023; Safak *et al.*, 2009]. A radiação que a equipe está propensa a receber é principalmente a radiação espalhada emitida pelo paciente [Kumari *et al.*, 2006] e, essa é uma desvantagem dos procedimentos que utilizam radiação ionizante, uma vez que a exposição à radiação pode causar efeitos biológicos como: risco estocástico de neoplasia radioinduzida e reações teciduais, como eritema, catarata, infertilidade, entre outros [Stahl *et al.*, 2016; Fum *et al.*, 2021]. A fim de evitar danos devido à exposição à radiação ionizante, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) prescreve limites de doses anuais para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs), além de estabelecer o princípio de proteção radiológica de otimização para assegurar que a exposição seja “*tão baixa quanto razoavelmente exequível*” (ALARA) [ICRP, 2007; Clement *et al.*, 2012; Cheng *et al.* 2023].

Deste modo, é necessário avaliar a dose de radiação absorvida para estes profissionais, buscando métodos que otimizem a redução da dose de radiação recebida durante procedimentos que fazem o uso de radiação ionizante. Na literatura podem ser encontrados trabalhos sobre a avaliação dosimétrica a respeito dos profissionais durante o procedimento de NLPC, por exemplo, Amirhasani *et al.* (2021) realizaram um trabalho experimental e encontraram que o valor médio da dose nas mãos do profissional foi de  $(0,2 \pm 0,06)$  mSv, no tórax foi  $(0,073 \pm 0,002)$  mSv e nos pés foi de  $(0,1 \pm 0,007)$  mSv. Chen *et al.* (2024), mediram experimentalmente o valor da dose de radiação equivalente que os profissionais recebem nas mãos, e o valor médio foi de  $(3,92 \pm 0,13)$  mSv. Elmarakbi *et al.* (2024), em um estudo sobre a exposição ocupacional à radiação, encontraram que o valor da dose de radiação cumulativa no cirurgião foi de 73  $\mu$ Sv. Segundo o trabalho experimental de Safak *et al.* (2009), o valor médio da dose efetiva nos urologistas foi de 12,7  $\mu$ Sv. De acordo com a norma da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), CNEN-NN 3.01, o limiar anual de dose equivalente para IOE na região das mãos e pés é de 500 mSv, para o cristalino o valor é de 20 mSv e o limiar anual de dose efetiva para o corpo inteiro é de 20 mSv [CNEN, 2024].

É possível encontrar na literatura trabalhos experimentais que avaliam a dose de radiação que os IOEs recebem durante procedimentos que utilizam radiação ionizante. Contudo, as medições experimentais frequentemente apresentam limitações, tornando difícil a determinação precisa das doses em todos os órgãos e tecidos. Devido aos avanços tecnológicos, a análise dosimétrica pode ser feita computacionalmente com o uso de simuladores antropomórficos virtuais [Cassola *et al.*, 2010]. Com esses simuladores, é possível determinar de maneira eficaz as doses de radiação absorvidas por cada órgão/tecido [Souza, 2020; Zandoná, 2024], uma vez que esses simuladores são bastante realistas e representam com muita precisão o corpo humano. Para realizar a avaliação dosimétrica utilizando os objetos simuladores virtuais, emprega-se o método Monte Carlo [Yoriyaz, 2009]. O método Monte Carlo tem demonstrado maior efetividade na avaliação da dose clínica, pois a simulação das complexas interações de radiação e da deposição de energia no corpo humano é mais precisa [Fum *et al.*, 2021]. Portanto, a simulação de Monte Carlo determina, de modo estatístico, as interações da radiação com os objetos simuladores antropomórficos virtuais por meio do transporte de energia de diferentes partículas [Yoriyaz, 2009].

Neste sentido, este trabalho teve como objetivo fazer a avaliação das doses recebidas pelos profissionais durante o procedimento de NLPC, utilizando o método Monte Carlo, juntamente com os simuladores antropomórficos virtuais. O estudo foi realizado avaliando as doses equivalentes e efetivas recebidas pelos profissionais com e sem a utilização de

equipamentos de proteção individual (EPIs) e equipamentos de proteção coletiva (EPCs). Esta análise contou com a utilização de simuladores antropomórficos virtuais com IMCs diferentes, uma vez que a obesidade está associada à possibilidade de formação de cálculos renais [Poore *et al.*, 2020]. Assim, foi possível observar a dose de radiação recebida pelos profissionais devido à radiação espalhada por pacientes com valores de IMC diferentes.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Este trabalho teve como objetivo geral determinar e avaliar as doses de radiação que os profissionais, médico principal e assistente, recebem quando são expostos à radiação ionizante durante o procedimento de NLPC, por meio da simulação Monte Carlo junto aos objetos simuladores antropomórficos virtuais que representam os IOEs e o paciente.

### **2.2 Objetivos Específicos**

- Coletar os dados sobre procedimentos de NLPC para modelagem dos cenários computacionais;
- Desenvolver os cenários computacionais de procedimentos de NLPC com o código de Monte Carlo MCNP;
- Avaliar a influência das blindagens nos valores de doses de radiação ocupacionais, considerando o uso de EPCs (saiote plumbífero, vidro plumbífero suspenso e biombo de chumbo) e o uso de EPIs (avental plumbífero, óculos, protetor de tireoide e protetor de cérebro);
- Avaliar as doses recebidas pelos profissionais devido às diferentes projeções radiográficas, como anteroposterior (AP), oblíqua anterior direita (RAO) e oblíqua posterior esquerda (LAO);
- Avaliar a influência do IMC do paciente nos valores de doses equivalentes e efetivas do profissional devido à radiação espalhada pelo paciente.

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 Nefrolitotomia Percutânea

A técnica da NLPC foi inspirada por um método implantado por Burhenne em 1973, que utilizava raios X para a visualização e remoção de cálculos perdidos no ducto biliar [Fernström; Johansson, 1976]. Desde então, uma técnica semelhante, a punção percutânea, tem sido utilizada para a remoção de cálculos renais. Em pacientes recorrentes, a cirurgia aberta é considerada arriscada devido à fibrose causada por operações anteriores [Almgård e Fernström, 1974; Fernström e Johansson, 1976]. Assim, a realização da NLPC, um procedimento menos invasivo que a cirurgia aberta, é indicada para pedras nos rins maiores que 20 mm. As contraindicações para este procedimento incluem gravidez, distúrbios hemorrágicos e infecções não controladas do trato urinário [Ganpule *et al.*, 2016].

O procedimento de NLPC é feito sob anestesia geral, com o paciente na posição prona, ou seja, deitado sobre a região ventral, de bruços [UFHealth, 2024]. Assim que o paciente estiver anestesiado, é colocado um cateter vesical na bexiga o qual vai drená-la e estabilizar-se no local com o uso de um balão [EAU, 2024]. Com a finalidade de oferecer uma melhor visualização e mostrar a localização do cálculo, um cateter com contraste é inserido no ureter, auxiliando no acesso ao rim, enquanto o trato urinário é visualizado por meio de raios X [EAU, 2024]. A punção no rim é feita guiada por fluoroscopia, na região dos flancos abaixo da 12ª costela, e uma das vantagens de ser feita desta maneira é a obtenção do acesso ao rim por meio de uma extremidade no cálice superior [Ganpule *et al.*, 2016]. Com o auxílio do arco C, técnicas são empregadas para encontrar o local de entrada da agulha, sendo a mais comum a triangulação. Nesse método, são marcados três pontos na região da 12ª costela e, no terceiro ponto, é feita uma incisão de 1 a 1,5 cm [Ganpule *et al.*, 2016; UFHealth, 2024]. Após este acesso com a agulha, é colocado um fio-guia que possibilita um acesso seguro ao nefroscópio, permitindo a visualização do interior do rim [EAU, 2024]. Os cálculos renais podem ser retirados diretamente com uma pinça, e algumas pedras maiores são removidas após serem quebradas por um laser [EAU, 2024].

### 3.2 Doses de radiação no procedimento de NPCL apresentadas na literatura

Estudos na literatura apresentam grande variação nos valores de doses efetivas recebidas pelo médico principal durante o procedimento de NLPC. A Tabela 1 apresenta alguns desses trabalhos com os parâmetros e os valores das doses efetivas encontradas para este procedimento. De acordo com a Tabela 1, a dose efetiva variou de 0,0127 mSv a 367,8 mSv, e percebe-se também que os parâmetros radiográficos para cada estudo são variados.

Os trabalhos citados na Tabela 1 utilizam controle automático de exposição, que é um sistema que ajusta o valor da tensão, da corrente no tubo ou o tempo de exposição, com a finalidade de obter uma imagem de qualidade diagnóstica, garantindo que a quantidade de fótons seja suficiente para alcançar o receptor de imagem [IAEA, 2014]. Nota-se também que o principal equipamento de proteção utilizado foi o avental de chumbo e que o tempo de fluoroscopia variou de 289 s a 1587 s. Além disso, todos os trabalhos apresentados na Tabela 1 foram feitos de forma experimental e as doses foram obtidas a partir de dosímetros termoluminescentes.

Durante os procedimentos de NLPC, os valores das doses equivalentes também variaram significativamente. Rao *et al.* (1987) encontraram uma dose equivalente nos olhos de 1,6 mSv, Harris (2017) relatou 350  $\mu$ Sv, Page e Walker (1992) encontraram 0,32 mSv, Poma Medrano *et al.* (2015) mediram 0,317 mSv, enquanto Hristova-Popova *et al.* (2015) obtiveram 214  $\mu$ Sv. Além desses valores, também foram encontrados valores menores para a dose equivalente nos olhos, como 0,092 mSv, 0,048 mSv, 0,026 mSv e 0,04  $\mu$ Sv, conforme relatado por St-Laurent *et al.* (2019), Hellawell *et al.* (2005), Safak *et al.* (2009) e Majidpour (2010).

Amirhasani *et al.* (2021) mediram uma dose equivalente na região do tórax de 0,07 mSv, enquanto Kumari *et al.* (2006) encontraram um valor menor de 0,025 mSv para a mesma região. Na região da tireoide, os valores de dose equivalente encontrados na literatura variaram de 0,001 mSv a 2,5 mSv [Amirhasani *et al.*, 2021; Safak *et al.*, 2009; Lowe *et al.*, 1986; St-Laurent *et al.*, 2019; Page e Walker, 1992; Geterud *et al.*, 1989; Sahin *et al.*, 2018]. Para a região da cabeça, as doses equivalentes encontradas variaram de 0,47  $\mu$ Sv a 180  $\mu$ Sv [Amirhasani *et al.*, 2021; Ritter *et al.*, 2012; Majidpour, 2010; Hellawell *et al.*, 2005; Bowsher *et al.*, 1992; Hristova-Popova *et al.*, 2015].



**Tabela 1** – Doses efetivas encontradas na literatura para o médico principal no procedimento de NLPC.

<b>Autor</b>	<b>Equipamento de Proteção</b>	<b>Tensão Média (kV)</b>	<b>Projeção</b>	<b>Tempo de fluoroscopia (s)</b>	<b>Dose efetiva no médico (mSv)</b>
Elmarakbi <i>et al.</i> (2024)	EPI: avental de chumbo	63 – 110	AP, LAO30 e RAO30	289	0,073
Amirhasani <i>et al.</i> (2021)	EPIs: Óculos plumbíferos; Avental de chumbo	79,3	-	1482	367,8
	EPIs: Óculos plumbíferos; Avental de chumbo; e EPCs Protetor de chumbo na maca; cone de chumbo ao redor da fonte de raios X	78,8	-	1587	282,8
Safak <i>et al.</i> (2009)	EPI: avental de chumbo; protetor de tireoide e óculos plumbíferos	70	AP, RAO30 e LAO30	702	0,0127
Geterud <i>et al.</i> (1989)	EPI: avental de chumbo	70-90	-	-	0,016
Rao <i>et al.</i> (1987)	EPI: avental de chumbo	78-107	-	-	0,056

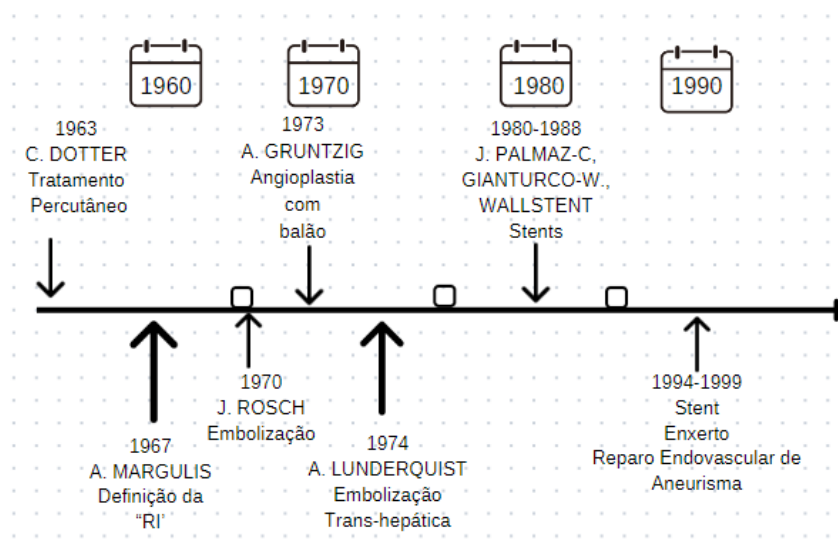
Fonte: a autora (2024), utilizando as referências citadas na Tabela.

### 3.3 Radiologia Intervencionista

A Radiologia Intervencionista (RI) é uma especialidade que utiliza métodos guiados por imagem com o emprego da radiação ionizante para a realização de procedimentos minimamente invasivos para diagnóstico e tratamento [Arnold *et al.*, 2019]. A RI é mais utilizada para inserir cateteres venosos centrais e portas subcutâneas, sendo menos invasiva do que cirurgias abertas [Arnold *et al.*, 2019].

A técnica “Intervencionista” na radiologia foi introduzida em meados da década de 1960, quando foi realizada a primeira angioplastia rudimentar por Charles Dotter em 1963. A seguir, na década de 1970, foi constituído o procedimento de angioplastia com balão por Andrea Gruntzig, na Alemanha, e a embolização por Rösch [Midulla *et al.*, 2019; Rösch *et al.*, 2003]. Na década de 1980 foram implementados os *stents*, que são uma endoprótese, utilizados para tratamento na RI com a finalidade de evitar a constrição do fluxo nas artérias ou no caso de aneurisma com a função de reconstruir a artéria, o que revolucionou a terapia para doença aórtica [Rösch *et al.*, 2003; Midulla *et al.*, 2019]. Na década de 1990 foram introduzidas a terapia endovascular da doença da aorta torácica para aneurismas e dissecções por Michael Dake [Rösch *et al.*, 2003; Midulla *et al.*, 2019]. Na Figura 1 pode ser observada a linha do tempo da evolução da RI da década de 1960 à década de 1990.

**Figura 1:** Linha do tempo da evolução da Radiologia Intervencionista no início da década de 1960 à década de 1990.



Fonte: Modificada de Midulla *et al.* (2019) e Rösch *et al.* (2003).

Em diagnóstico a RI tem como exemplo os seguintes procedimentos: angiografia cerebral, angiografia da carótida, angiografia torácica, nefrostografia, angiografia renal, angiografia hepática, angiografia abdominal, angiografia femoral, entre outros [McParland, 1998]. Para fins terapêuticos, alguns procedimentos de RI são: embolização cerebral, angioplastia de fistula AV, nefrostomia, angioplastia renal, entre outros [McParland, 1998].

A fluoroscopia é um procedimento de imagens que é utilizado na RI. O princípio de funcionamento da fluoroscopia envolve o uso de raios X e um receptor de imagem apropriado para observar imagens em tempo real de processos ou instrumento no corpo [IAEA, 2014]. Outros procedimentos de imagem podem ser utilizados para a realização da RI, como por exemplo o ultrassom, a tomografia computadorizada, a angiografia por subtração digital e a ressonância magnética [IAEA, 2024a].

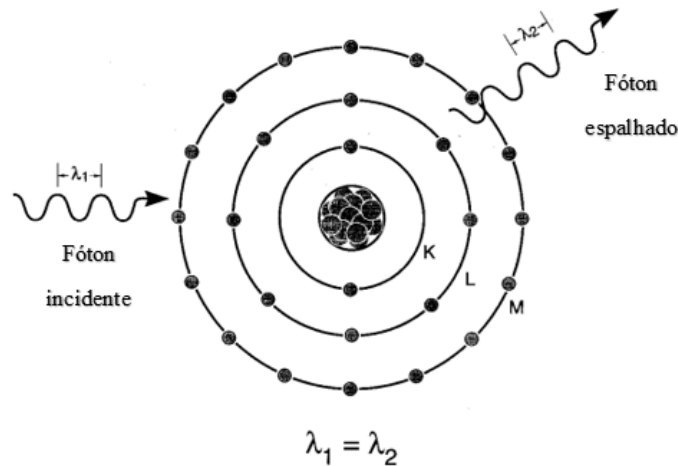
### **3.4 Interação dos fótons com a matéria**

Ao interagir com a matéria, os fótons podem penetrar, se espalhar ou serem absorvidos, e as principais interações de fótons de raios X com matéria são: espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton e o efeito fotoelétrico para o intervalo de energia empregado em radiodiagnóstico [Bushberg, 2002].

#### **3.4.1 Espalhamento Rayleigh**

Neste tipo de interação, o fóton incidente interage com o átomo como o todo [Bushberg, 2002; Okuno; Yoshimura, 2010]. No espalhamento Rayleigh não ocorre ionização, pois não há ejeção de elétrons. Nesta interação é emitido um fóton com aproximadamente o mesmo comprimento de onda ( $\lambda$ ) e energia do fóton incidente (Figura 2). O espalhamento Rayleigh acontece em procedimentos de baixíssimas energias, na faixa de 15 a 30 keV, como por exemplo na mamografia [Bushberg, 2002].

**Figura 2:** Esquema do espalhamento Rayleigh onde um fóton incidente ( $\lambda_1$ ) interage com um átomo e há a emissão de um fóton espalhado ( $\lambda_2$ ) com as mesmas características do fóton incidente.



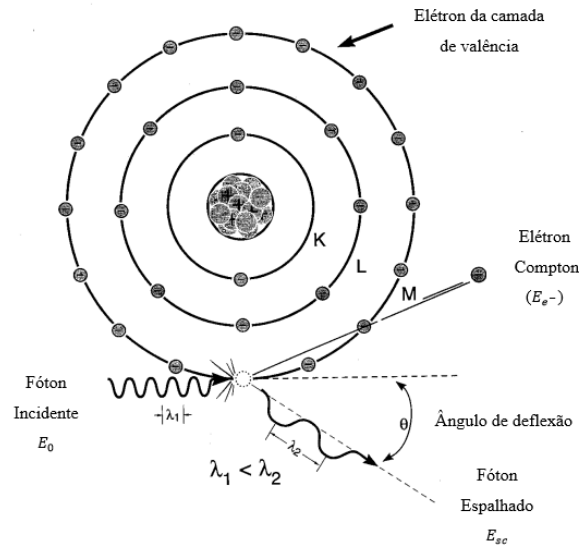
Fonte: Modificada de Bushberg (2002).

### 3.4.2 Espalhamento Compton

No espalhamento Compton há a interação de um fóton incidente e um elétron livre (o elétron mais externo, que é fracamente ligado ao núcleo) [Okuno; Yoshimura, 2010]. A interação do fóton com o elétron sucede na ejeção do elétron Compton e na emissão ao mesmo tempo de um fóton Compton espalhado, em que o comprimento de onda depende do ângulo de espalhamento (Figura 3) [Bushberg, 2002; Okuno; Yoshimura, 2010].

Para que haja uma possibilidade de o espalhamento Compton ocorrer, a energia do fóton incidente deve ser maior do que a energia de ligação do elétron livre. Para haver conservação de energia e do momento, a energia do fóton incidente é igual a soma da energia cinética do elétron ejetado e da energia do fóton espalhado [Bushberg, 2002].

**Figura 3:** Esquema do espalhamento Compton, consistindo na colisão de um fóton incidente com energia  $E_0$  e com comprimento de onda  $\lambda_1$  com um elétron, ocasionando a ejeção de um elétron Compton  $E_{e^-}$  e um fóton é espalhado  $E_{sc}$  de comprimento de onda  $\lambda_2$ .



Fonte: Modificada de Bushberg (2002).

Para determinar a energia do fóton espalhado ( $E_{sc}$ ) é utilizada a equação 1, em que esta energia é calculada com base na energia do fóton incidente ( $E_0$ ) e do ângulo do fóton espalhado ( $\theta$ ).

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ keV}} (1 - \cos\theta)} \quad (1)$$

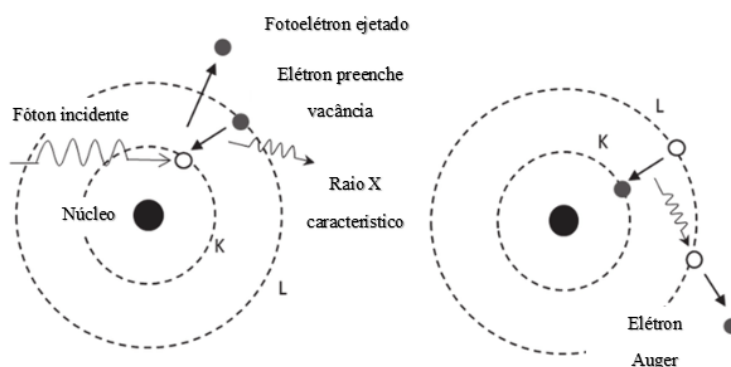
### 3.4.3 Efeito Fotoelétrico

Esta interação acontece entre o fóton e um elétron fortemente ligado, em que toda energia do fóton incidente é depositada para um elétron, que é ejetado do átomo alvo [Okuno; Yoshimura, 2010; Bushberg, 2002]. Para ocorrer o efeito fotoelétrico, a energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron que é ejetado, portanto, a energia cinética do fotoelétrico ejetado  $E_e$  é igual à diferença entre energia do fóton incidente  $E_0$  e a energia de ligação do elétron orbital  $E_b$  (equação 2) [Bushberg, 2002].

$$E_e = E_0 - E_b \quad (2)$$

Quando ocorre o efeito fotoelétrico o átomo é ionizado, e um elétron da camada interna será ejetado, proporcionando uma vacância que irá ser preenchida por um outro elétron de uma camada que possui uma energia de ligação menor, com essas movimentações dos elétrons entre as camadas pode acontecer um efeito cascata [Bushberg, 2002]. Devido a essas vacâncias e os preenchimentos de elétrons, a diferença de energia de ligação é liberada na forma de raios X característicos ou elétrons Auger [Bushberg, 2002]. Na Figura 4 pode ser observado um esquema da interação fotoelétrica.

**Figura 4:** Esquema da interação fotoelétrica com a emissão de um raio X característico e a formação de um elétron Auger.



Fonte: Modificada de Manninen (2014).

### 3.5 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas são fundamentais para a quantificação da exposição interna e externa do indivíduo à radiação a fim de definir os princípios e os métodos de proteção radiológica [Okuno; Yoshimura, 2010]. As grandezas de proteção são uma categoria das grandezas dosimétricas relacionadas ao corpo humano que definem os limites de exposição à radiação, porém, elas não são medidas diretamente por equipamentos. Para saber se um profissional que é exposto à radiação ionizante está dentro dos limites de exposição, foram constituídas as grandezas operacionais [Okuno; Yoshimura, 2010]. Nesta seção serão apresentadas as grandezas dosimétricas empregadas para o desenvolvimento deste trabalho.

### 3.5.1 Dose Absorvida

A dose absorvida ( $D$ ) é uma grandeza física definida de acordo com a equação 3, como a energia  $\Delta E$  depositada pela radiação por unidade de massa  $\Delta m$  do material [Bushberg, 2002]:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (3)$$

Esta grandeza física pode ser empregada para todos os tipos de radiação e qualquer material absorvedor [Bushberg, 2002; Okuno; Yoshimura, 2010]. A unidade no Sistema Internacional (SI) para a dose absorvida é o *gray* (Gy) que equivale a 1 J/kg [Bushberg, 2002].

### 3.5.2 Dose Equivalente

A dose equivalente ( $H_T$ ) é uma grandeza de proteção que considera o poder de dano de cada tipo de radiação [Okuno; Yoshimura, 2010]. A dose equivalente pode ser determinada pela equação 4.

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (4)$$

em que  $D_{T,R}$  é dose absorvida média no tecido ou órgão  $T$ , exposto à radiação tipo  $R$ , multiplicado pelo fator de ponderação  $w_R$  da radiação  $R$  [Okuno; Yoshimura, 2010]. A unidade da grandeza dose equivalente no SI é o *sievert* (Sv) que equivale a 1 J/kg [Okuno; Yoshimura, 2010].

O uso do fator de ponderação da radiação é devido ao fato de que diferentes tipos de radiação causam danos biológicos distintos por unidade de dose. Assim, para cada tipo de radiação, como raios X, raios gama, prótons, nêutrons, partículas alfa, entre outras, foi estabelecido um valor para o fator de ponderação, conforme publicado na ICRP-60 [ICRP, 1991; Bushberg, 2002]. Esses valores foram revisados em 2007 com a publicação da ICRP-103 [ICRP, 2007]. Essa revisão foi baseada em análises epidemiológicas de sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki, além do uso de dosimetrias mais precisas [Okuno; Yoshimura, 2010]. A dose equivalente é uma grandeza de proteção utilizada para limitar a exposição da pele, do cristalino, das mãos e dos pés, e para estimar a dose efetiva [Okuno; Yoshimura, 2010].

### 3.5.3 Dose Efetiva

Devido à diferença de sensibilidade de cada órgão/tecido e para conceder a cada um deles a proporção de dano devido à radiação ionizante, a ICRP 103 [ICRP, 2007] emprega fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) diferentes a cada um dos órgãos e tecidos, como pode ser visto na Tabela 2 [Bushberg, 2002].

**Tabela 2** – Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 103 (2007).

Órgão/Tecido	$w_T$	$\sum w_T$
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mamas, demais tecidos*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
	Total	1,00

\*Demais tecidos: adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero.

Fonte: Adaptada de ICRP (2007).

A soma dos produtos da dose equivalente  $H_T$  de cada órgão ou tecido expostos à radiação pelo fator de ponderação tecidual  $w_T$  equivalente para esse órgão ou tecido é conhecida como dose efetiva ( $E$ ) (equação 5) [Bushberg, 2002; Okuno; Yoshimura, 2010]. A unidade para a dose efetiva é o *sievert* (Sv).

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



### 3.5.4 Produto kerma-área

O produto kerma-área (PKA), também conhecido como produto dose-área (PDA), é o resultado da dose no centro de um determinado plano do feixe de raios X multiplicado pela área do campo de raios X nesse plano [Akinlade *et al.*, 2012]. O PKA auxilia na estimativa do risco estocástico, porém não é útil para reações teciduais [IAEA, 2024b]. Esta grandeza dosimétrica geralmente é medida com o uso da câmara de ionização que é colocada na saída do tubo de raios X [IAEA, 2024b]. Para a aferição da dose efetiva, o PKA é associado aos coeficientes derivados de simulações de Monte Carlo, publicados no relatório da *National Council on Radiation Protection and Measurements*, NCRP 160 [NCRP, 2015]. Esses coeficientes dependem da parte do corpo exposta à radiação [IAEA, 2024b].

## 3.6 Simulação de Monte Carlo

Devido aos avanços tecnológicos na imagem biomédica, houve uma melhoria significativa nos procedimentos de RI. No entanto, esse avanço também gerou preocupações com a segurança dos profissionais devido à exposição prolongada à radiação durante a fluoroscopia [Fum *et al.*, 2021]. Assim, há uma necessidade constante de estudar a quantidade de dose recebida pelos IOEs para desenvolver novas técnicas que evitem ultrapassar o limite anual de dose permitido [Fum *et al.*, 2021]. A estimativa da dose nos órgãos pode ser feita utilizando-se métodos computacionais, e um deles é o método Monte Carlo. Segundo estudos, o método Monte Carlo mostrou maior efetividade para aferição de dose clínica devido à exatidão para simular as interações de radiação e deposições de energia no corpo humano [Fum *et al.*, 2021; Omar *et al.*, 2016; Marshall *et al.*, 2018, Roser *et al.*, 2019].

O método Monte Carlo é um método numérico empregado para determinar resultados desconhecidos e que não são resolvidos de uma maneira fácil analiticamente. Por meio de diversas iterações de amostragem aleatória, é um método que resolve problemas estatísticos e auxilia para o estudo de dados fundamentados em processos estocásticos [Fum *et al.*, 2021; Belhaj *et al.*, 2022]. Esta técnica possibilita a simulação do comportamento de diversas partículas, permitindo lidar com problemas de geometria complexa e auxiliando em questões específicas, como determinação da dose absorvida, do kerma, entre outros [Belhaj *et al.*, 2022].

O método Monte Carlo utiliza ferramentas capazes de simular o transporte de nêutrons, elétrons e fótons em um amplo intervalo de energias. A incorporação de objetos simuladores virtuais aos códigos de Monte Carlo tem ocorrido em estudos em física da radioterapia, em

radiodiagnóstico e em proteção radiológica [Rogers, 2006; Fum *et al.*, 2021]. Alguns exemplos de códigos de Monte Carlo aplicados em dosimetria diagnóstica de raios X são: *Monte Carlo N-Particle* (MCNP) ou *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) [Werner, 2017; Werner *et al.*, 2018], *GEometry ANd Tracking* (GEANT4) [Agostinelli *et al.*, 2003], *PENetration and Energy Loss of Positrons and Electron* (PENELOPE) [Agency NE, 2018] e *Electron Gamma Shower, National Research Council* (EGSnrc) [Kawrakow *et al.*, 2017].

Na simulação utilizando o método Monte Carlo, o usuário define as geometrias a serem simuladas, os materiais utilizados e os resultados desejados da simulação [Fum *et al.*, 2021]. No MCNP, existem três blocos no arquivo de entrada, definidos da seguinte maneira: o bloco de células, onde se especificam a forma, o tipo de material e a densidade mássica; o bloco de superfícies, onde se define o tipo de geometria; e, por fim, o bloco de dados, onde se especificam o tipo e o modo de partícula a ser criada e transportada. Neste último bloco, também são incluídas informações sobre a fonte (posição, energia, ângulo de distribuição, entre outras) e o tipo de registro (*tally*) que se deseja obter [Werner, 2017; Werner *et al.*, 2018]. O número de histórias (partículas) a serem simuladas, influenciam no tempo necessário de computação para cada simulação, e este tempo também depende do tipo de partícula incidente, da sua energia inicial, da geometria, entre outros fatores [Fum *et al.*, 2021].

Atualmente, o método Monte Carlo vem sendo muito utilizado na avaliação dosimétrica de diferentes procedimentos que empregam radiações ionizantes. A fim de analisar o impacto do risco de radiação e a incerteza da dose, que não é facilmente medida em estudos experimentais, são utilizados simuladores antropomórficos virtuais. Estes simuladores virtuais reproduzem as condições de transporte de radiação no corpo humano [Fum *et al.*, 2021].

### 3.7 Objetos Antropomórficos Virtuais

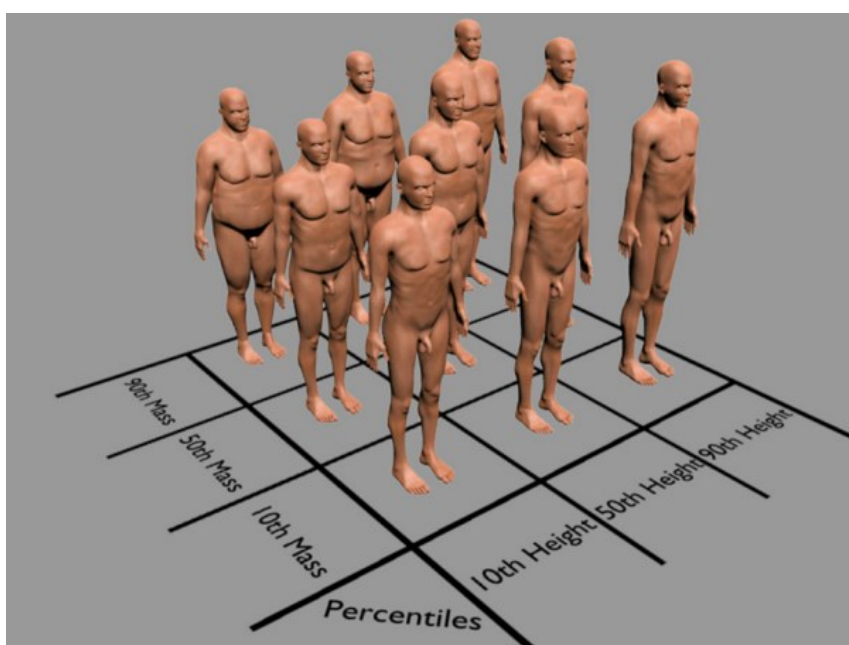
Um dos problemas da dosimetria em estudar a dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano, é que essa aferição não pode ser feita diretamente, pois seria necessária a inserção de um dosímetro em cada órgão/tecido do indivíduo. A solução para este impasse foi o desenvolvimento de modelos de objetos simuladores antropomórficos virtuais que em conjunto com técnicas específicas calculam e medem as doses absorvidas em diferentes órgãos/tecidos [Cassola, 2011].

Fisher e Snyder (1967) desenvolveram os primeiros simuladores antropomórficos virtuais de corpo inteiro, utilizando um método de modelagem conhecido como Geometria de Construção de Sólidos (CSG, *Constructive Solid Geometry*). Esta técnica consistia na

construção de superfícies ou sólidos complexos a partir de objetos primitivos como elipsoides, paralelepípedos, cilindros e cones [Cassola, 2011]. Esses simuladores, construídos com objetos primitivos, são conhecidos como simuladores matemáticos [Kramer *et al.*, 1982].

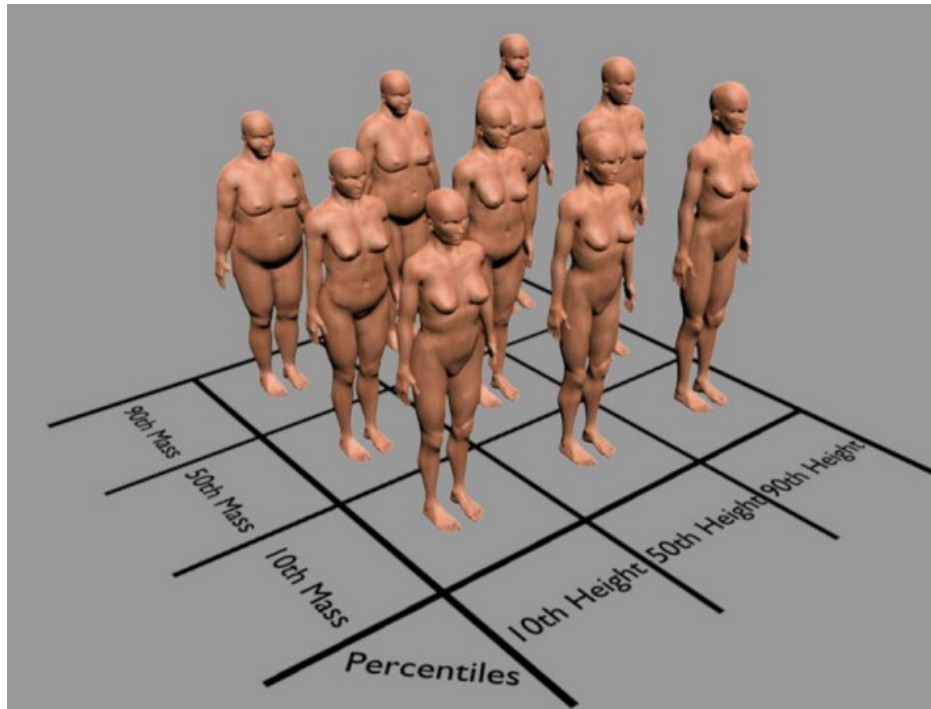
Devido aos avanços na aquisição de imagens médicas foram feitos os primeiros objetos simuladores tomográficos por Gibbs *et al.* (1984) e Williams *et al.* (1986), que utilizaram segmentação de imagens realizadas por tomografia computadorizada, ressonância magnética ou imagens fotográficas do corpo [Cassola, 2011]. Em 2007, foi publicada a ICRP 103 [ICRP, 2007], que informa que, para os cálculos dos dados de referência em dosimetria, os simuladores antropomórficos virtuais precisam ser baseados em tomografia. Já em 2010, a publicação 110 da ICRP [ICRP, 2009] estabeleceu dois modelos de referência, caracterizando um adulto masculino e um adulto feminino [Cassola, 2011]. Em 2011, Cassola *et al.* (2011) desenvolveram objetos simuladores antropomórficos para populações caucasianas masculina e feminina. Estes objetos virtuais foram derivados dos objetos simuladores masculino (MASH3) e feminino (FASH3), com dados de referência para massas de órgãos, massas corporais e alturas em pé fornecidas pela ICRP-89 [ICRP, 2002]. Na Figura 5 podem ser observados os objetos simuladores antropomórficos masculinos com massa e altura variados, e na Figura 6 podem ser observados os objetos simuladores antropomórficos femininos com massa e altura variados.

**Figura 5:** Simuladores antropomórficos virtuais masculinos em função do 10<sup>o</sup>, 50<sup>o</sup> e 90<sup>o</sup> percentil de massa e estatura da população caucasiana masculina, desenvolvidos por Cassola *et al.* (2011).



Fonte: Retirada de Cassola *et al.* (2011).

**Figura 6:** Simuladores antropomórficos virtuais femininos em função do 10º, 50º e 90º percentil de massa e estatura da população caucasiana feminina, desenvolvidos por Cassola *et al.* (2011).



Fonte: Retirada de Cassola *et al.* (2011).

De acordo com o estudo de Cassola *et al.* (2011), as modificações na massa corporal podem resultar em alterações nos valores de doses equivalentes, com ênfase em exposições externas a órgãos e tecidos posicionados abaixo do tecido adiposo.

## 4 METODOLOGIA

Este trabalho teve como objetivo avaliar as doses equivalentes e efetivas recebidas pelos profissionais durante o procedimento de NLPC utilizando simulações de Monte Carlo. Além disso, foi avaliada a influência do uso de EPIs e EPCs, bem como o IMC do paciente, sobre esses valores de dose. Para esse fim, foram utilizados alguns parâmetros obtidos na literatura de Safak *et al.* (2009), que estudaram as doses recebidas pelo paciente e pelo urologista durante o procedimento de NLPC, utilizando dosímetros termoluminescentes (TLDs). Os valores de tensão, tamanho de campo, projeções e PKA experimental utilizados neste trabalho foram baseados no estudo de Safak *et al.* (2009).

### 4.1 Simulação de Monte Carlo

Para este trabalho, foram modelados cenários do procedimento de NLPC utilizando o código de Monte Carlo MCNP, versão 6.2 [Werner *et al.*, 2018]. Com a finalidade de diminuir as incertezas, a simulação foi realizada com  $1E9$  histórias de partículas. O equipamento de raios X modelado foi o Siemens SIREMOBIL Compact L, que é um aparelho móvel utilizado principalmente em procedimentos urológicos e ortopédicos [SIEMENS, 2005]. O espectro de energia foi gerado por meio do programa *SpekCalc* [Poludniowski *et al.*, 2009]. A tensão utilizada foi de 70 kV e o tamanho do campo foi de  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ , conforme o trabalho de Safak *et al.* (2009). A filtração utilizada foi de 3 mmAl e o ângulo anódico foi de  $9^\circ$ , de acordo com o manual do equipamento [SIEMENS, 2005].

O cenário incluiu três objetos simuladores antropomórficos virtuais do gênero masculino:

- um paciente representado pelos objetos virtuais: M10\_H10 com IMC de  $21,2 \text{ kg/m}^2$  e M90\_H90 com IMC de  $31,5 \text{ kg/m}^2$  [Cassola *et al.*, 2011];
- Um médico principal e um assistente representados pelo simulador antropomórfico MASH3 [Cassola *et al.* 2010].

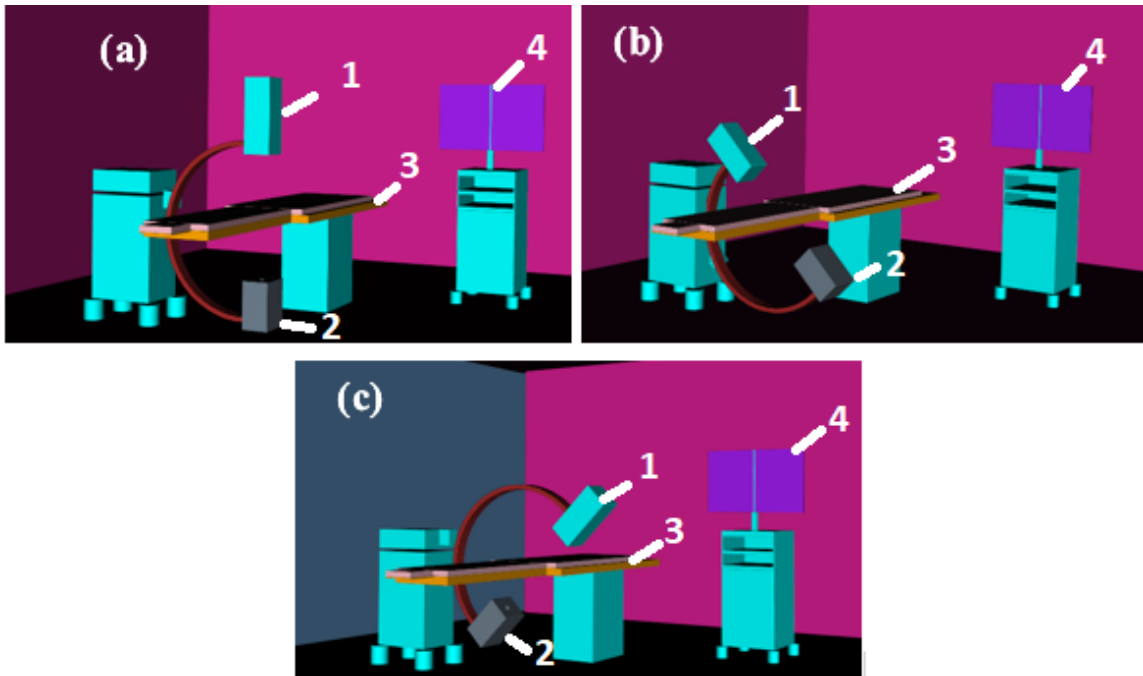
A escolha de um paciente masculino se deve ao maior risco de formação de pedras nos rins neste gênero, conforme mencionado por Ferraro *et al.* (2023). A simulação de um paciente obeso também foi realizada devido à associação da obesidade com um aumento na probabilidade de desenvolvimento de pedras nos rins, conforme discutido por Poore *et al.* (2020).

## 4.2 Cenários estudados

Utilizando os parâmetros adotados no trabalho de Safak *et al.* (2009), o estudo foi realizado com três projeções: Anteroposterior (AP), oblíqua anterior direita, 30° (RAO30) e oblíqua anterior esquerda, 30° (LAO30). Para a projeção AP (Figura 7(a)), a distância foco-pele foi de 60 cm, enquanto para as projeções RAO30 (Figura 7(b)) e LAO30 (Figura 7(c)), a distância foco-pele foi de 65 cm.

Para cada projeção utilizou-se um objeto simulador virtual antropomórfico para representar o paciente variando o IMC, posicionado na posição prona (sobre a região ventral). Para o médico principal e o assistente, foi utilizado o objeto simulador (MASH3). As alturas e massas de cada objeto simulador virtual antropomórfico estão listadas na Tabela 3.

**Figura 7:** Projeções utilizadas nos cenários de simulação de Monte Carlo utilizadas neste trabalho para o procedimento de NLPC: (a) AP, (b) RAO30 e (c) LAO30, sendo (1) intensificador de imagens, (2) fonte de raios X, (3) mesa cirúrgica e (4) os monitores no carrinho auxiliar.



Fonte: a autora (2024).

**Tabela 3** – Altura e massa dos objetos simuladores antropomórficos virtuais utilizados para simular o paciente, o médico principal e o assistente.

<b>Objeto Simulador Virtual</b>	<b>Altura</b>	<b>Massa</b>
<b>Antropomórfico</b>	<b>(cm)</b>	<b>(kg)</b>
MASH3 (médico e assistente)	175,6	73
M10_H10 (paciente 1)	167,3	59,3
M90_H90 (paciente 2)	185,6	108,5

Fonte: a autora (2024) utilizando as referências de Cassola *et al.*, 2010 e Cassola *et al.*, 2011

Todos os materiais que compõem a simulação foram baseados na literatura disponível pelo *Pacific Northwest National Laboratory* (PNNL-15870) que contém os dados da composição de materiais para modelagem do transporte de radiação [McConn Jr *et al.*, 2011]. O tamanho da sala modelada para procedimentos de NLPC foi de  $605 \times 676 \times 300 \text{ cm}^3$ , as paredes foram preenchidas com o material “*barite concrete type BA*” de densidade  $3,35 \text{ g/cm}^3$  com a espessura de 15 cm. A mesa cirúrgica possui 87 cm de altura, 303 cm de comprimento e 72 cm de largura e, foi composta por “*Steel HT9 Stainless*” de densidade  $7,874 \text{ g/cm}^3$ , “*bakelite*”, de densidade  $1,25 \text{ g/cm}^3$  e de “*polystyrene*” de densidade  $1,06 \text{ g/cm}^3$ .

A modelagem do equipamento de raios X Siemens SIREMOBIL Compact L foi feita da seguinte forma:

- O arco em C foi modelado com as seguintes dimensões: raio interno de 61 cm, raio externo de 65 cm, espessura igual a 85 cm e comprimento igual a 120 cm. O material que compôs o arco em C foi o “*polyvinyl toluene (PVT)*”, com densidade de  $1,032 \text{ g/cm}^3$ . O arco em C foi ligado a uma máquina que foi representada por dois paralelepípedos: o primeiro com dimensões de  $50 \times 37,5 \times 78 \text{ cm}^3$  e o segundo com dimensões de  $50 \times 37,5 \times 16 \text{ cm}^3$ . Os quatro pés do equipamento são cilindros com raio de 7,5 cm, todos preenchidos com “*Steel HT9 Stainless*”, que tem densidade de  $7,874 \text{ g/cm}^3$ .
- Os monitores foram acoplados ao “carrinho” auxiliar e foram feitos por dois paralelepípedos de dimensões  $44 \times 3 \times 55 \text{ cm}^3$  preenchidos por fibra de vidro de densidade igual a  $2,49 \text{ g/cm}^3$ . O “carrinho” foi feito utilizando um paralelepípedo preenchido por “*Steel HT9 Stainless*” de densidade  $7,874 \text{ g/cm}^3$  e possui 47 cm de comprimento, 100 cm de altura e 50 cm de largura, e quatro

pés modelados por um cilindro com raio igual a 5 cm preenchido também por “*Steel HT9 Stainless*”.

- O intensificador de imagens foi modelado utilizando dois paralelepípedos. O primeiro com dimensões de  $20 \times 20 \times 40 \text{ cm}^3$  e o segundo com dimensões de  $20 \times 20 \times 5 \text{ cm}^3$ . Ambos os paralelepípedos foram preenchidos com “*Steel HT9 Stainless*”, que possui densidade de  $7,874 \text{ g/cm}^3$ . A distância entre o intensificador de imagens e a fonte de raios X foi de 100 cm.
- A fonte de raios X foi modelada usando um paralelepípedo com dimensão  $20 \times 25 \times 35 \text{ cm}^3$  preenchido por “*polystyrene*” de densidade  $1,06 \text{ g/cm}^3$ , e sua abertura foi modelada por um paralelepípedo de dimensão  $3,66 \times 3,66 \times 35 \text{ cm}^3$  preenchido por ar com densidade  $0,001205 \text{ g/cm}^3$ .

#### 4.2.1 Cenários com equipamentos de proteção coletivos e individuais

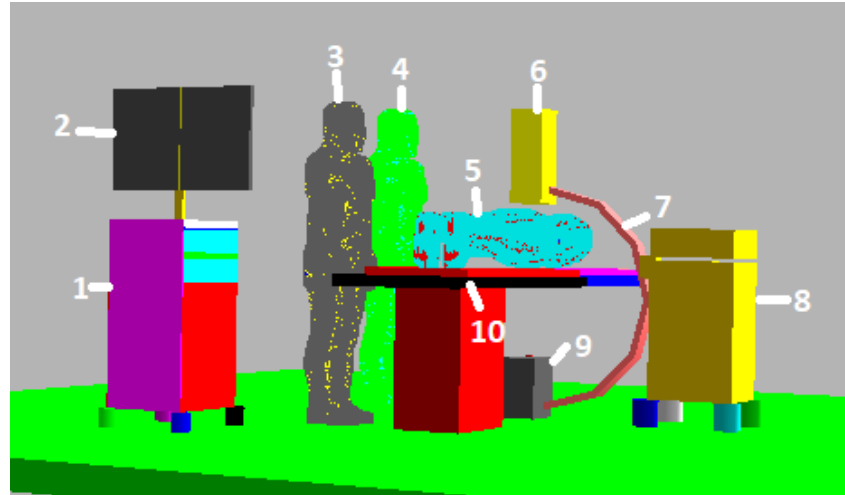
O estudo foi realizado a partir de cenários sem o uso de EPIs e EPCs (Figura 8) e com o uso de todos EPIs e EPCs (Figura 9). Além destes dois cenários, também foi avaliado o cenário com todos EPIs e EPCs, porém sem o biombo de chumbo (Figura 10). Os equipamentos de proteção coletiva considerados foram:

- Cortina de chumbo (saiote) na lateral da mesa cirúrgica feita com espessura de 0,5 mm, 144 cm de comprimento e 76 cm de altura [ANVISA, 2022];
- Vidro suspenso de chumbo posicionado em frente ao médico principal com espessura de 0,5 mm, com 50 cm de comprimento e 70 cm de altura [Jia *et al.*, 2017; ANVISA, 2022];
- Biombo de chumbo com espessura de 0,5 mm, localizado ao lado esquerdo do médico principal com 60 cm de largura e 175 cm de altura [Luchs *et al.*, 2005; ANVISA, 2022].

Os EPIs utilizados foram: óculos plumbífero, protetor de tireoide, avental plumbífero e protetor de cérebro. Todos os equipamentos de proteção tanto coletiva quanto individual foram modeladas com o material chumbo de densidade  $11,35 \text{ g/cm}^3$ .

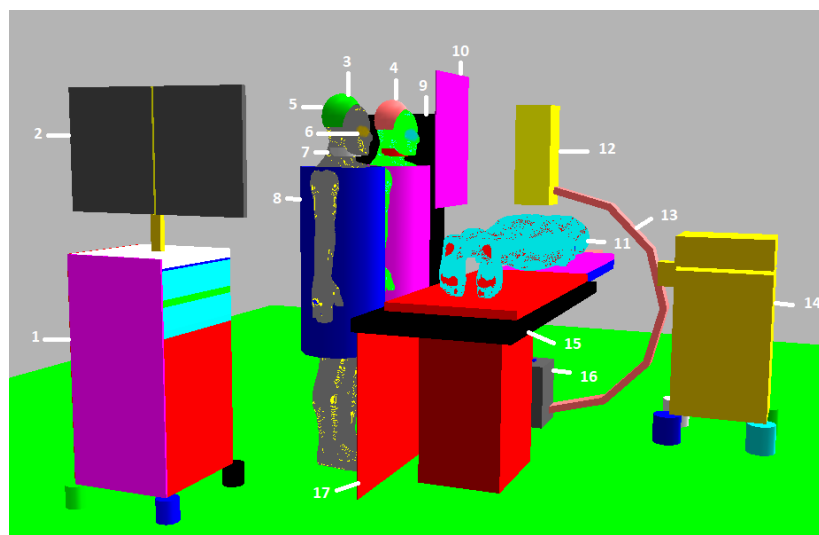


**Figura 8:** Cenário do procedimento de NLPC modelados sem os EPIs e EPCs, mostrando: carrinho auxiliar (1), monitores (2), assistente (3), médico principal (4), paciente em prona (5), intensificador de imagem (6), arco em C (7) conectado a um aparelho (8), fonte de raios X (9) e mesa cirúrgica (10).



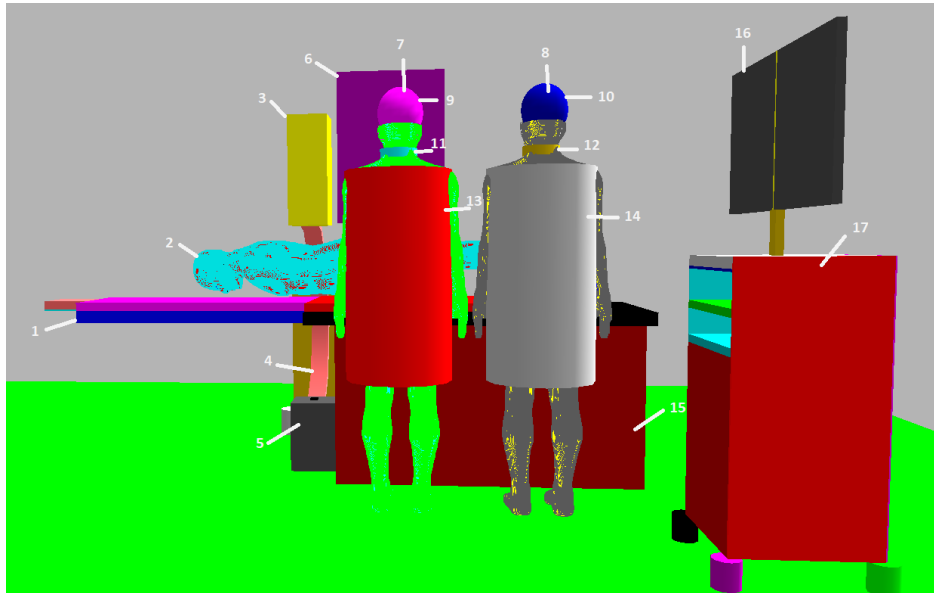
Fonte: a autora (2024).

**Figura 9:** Cenário do procedimento de NLPC modelados com todos os EPIS e EPCs, mostrando: carrinho auxiliar (1), monitores (2), assistente (3), médico principal (4), protetor de cérebro (5), óculos plumbíferos (6), protetor de tireoide (7), avental de chumbo (8), biombo de chumbo (9), vidro plumbífero suspenso (10), paciente na posição prona (11), intensificador de imagens (12), arco em C (13), aparelho conectado ao arco em C (14), mesa cirúrgica (15), fonte de raios X (16) e cortina de chumbo (17)



Fonte: a autora (2024)

**Figura 10:** Cenário do procedimento de NLPC modelados com os EPIs e EPCs (com exceção do biombo de chumbo), mostrando: mesa cirúrgica (1), paciente em prona (2), intensificador de imagem (3), arco em C (4), fonte de raios X (5), vidro plumbífero suspenso (6), médico principal (7), assistente (8), protetor de cérebro (9 e 10), protetor de tireoide (11 e 12), avental de chumbo (13 e 14), cortina de chumbo (15), monitores (16) e carrinho auxiliar (17).



Fonte: a autora (2024).

### 4.3 Cálculo das doses equivalentes e efetivas

#### 4.3.1 Doses equivalentes em Monte Carlo

Com o uso de simulação Monte Carlo, os valores de dose equivalente ( $H_T$ ) foram obtidos de acordo com a equação 8:

$$H_T = \sum_R \frac{w_R D_{T,R}}{PKA_{sim}} \times PKA_{exp} \quad (8)$$

em que:

$w_R$  : é o fator ponderação da radiação, que neste caso tem o valor igual 1 para raios X;

$D_{T,R}$ : é a dose absorvida no tecido ou órgão obtida pelo *tally* F6 (MeV/g/source-particle) do código MCNP em cada região escolhida para a análise;

$PKA_{sim}$ : é o valor obtido pelo *tally* F6 (MeV/g/source-particle), que foi calculado a partir de um medidor de PKA, modelado por meio de um de paralelepípedo de ar com área de 45 cm<sup>2</sup> e posicionado na saída do tubo de raios X;

$PKA_{exp}$ : é o valor encontrado na literatura do produto kerma-área experimental que foi 27 Gy.cm<sup>2</sup> obtido de Safak *et al.* (2009).

#### 4.3.2 Doses efetivas em Monte Carlo

O cálculo das doses efetivas ( $E$ ) com o uso de simulação Monte Carlo foi feito a partir da soma das doses equivalentes ( $H_T$ ) de cada tecido ou órgão multiplicado pelo fator ponderação teciduais ( $w_T$ ) do órgão ou tecido, de acordo com a equação 9:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (9)$$

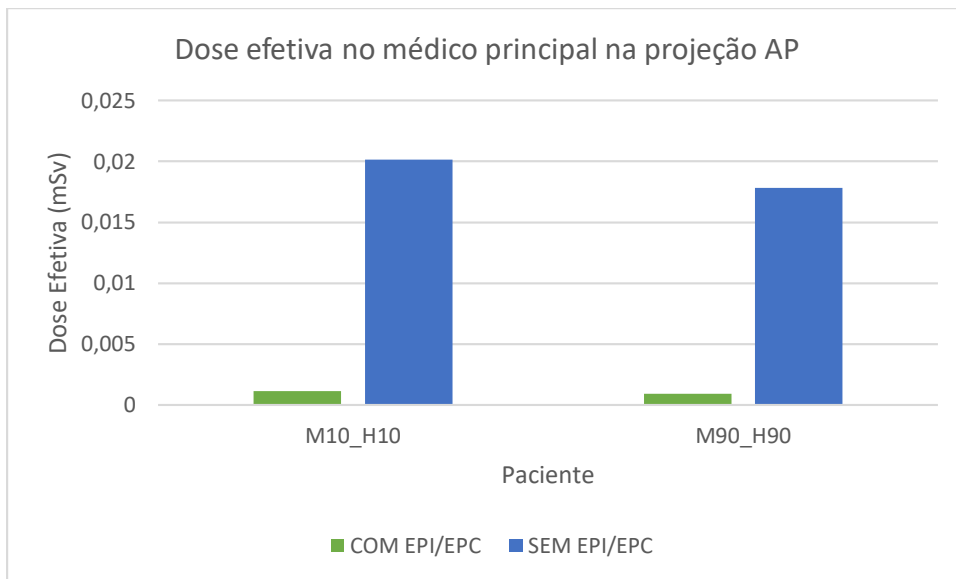
Por meio destes cálculos foram obtidas as doses efetivas do médico principal e do assistente para todos os cenários que foram simulados.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 5.1 Doses efetivas para o médico principal e assistente

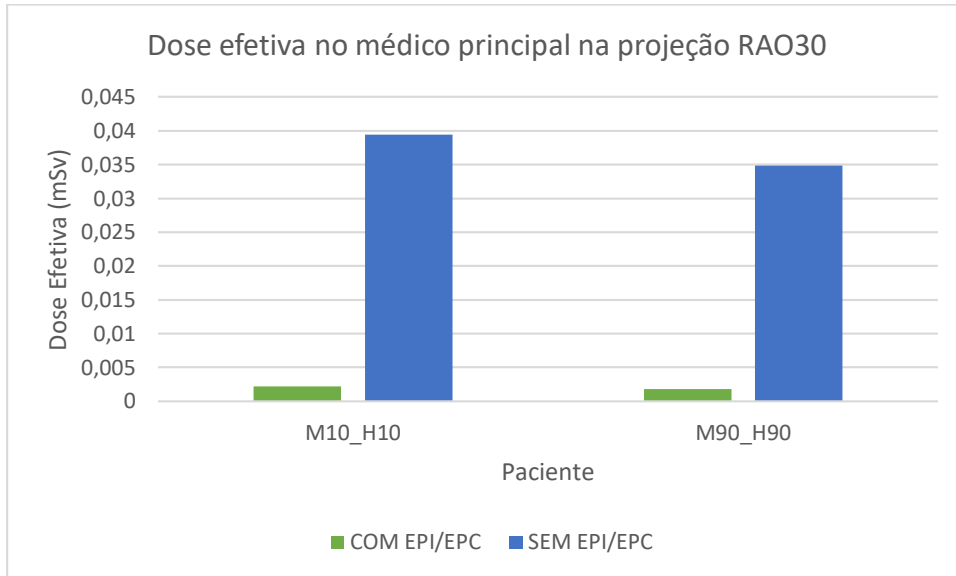
Nas Figuras 11, 12 e 13 podem ser observadas as doses efetivas para o médico principal com e sem o uso de EPIs e EPCs para as projeções AP, RAO30 e LAO30, respectivamente, de acordo com as características do paciente simulado. A tensão do tubo de raios X considerada foi 70 kV e o tamanho de campo foi  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  para todos resultados apresentados.

**Figura 11:** Doses efetivas para o médico principal na projeção AP para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%.



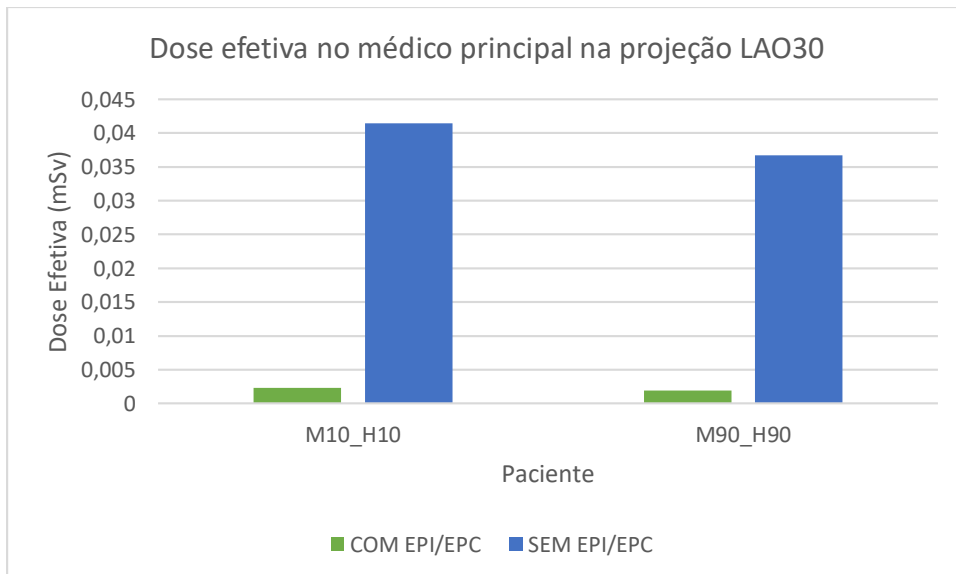
Fonte: a autora (2024).

**Figura 12:** Doses efetivas para o médico principal na projeção RAO30 para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%.



Fonte: a autora (2024)

**Figura 13:** Doses efetivas para o médico principal na projeção LAO30 para procedimento de NLPC. As incertezas foram menores que 1%.



Fonte: a autora (2024).

De acordo com as Figuras 11, 12 e 13, pode ser observado que a dose efetiva no médico principal é maior quando o paciente possui massa menor (M10\_H10). Isso pode ser explicado

pelo fato de que em todas as situações as simulações foram feitas para um mesmo valor de tensão, neste caso 70 kV, e em uma situação real, o valor da tensão não é fixo, pois há o controle automático de exposição e, de acordo com IMC do paciente, este valor de tensão pode aumentar para que cheguem fótons suficientes para formação da imagem no receptor. É importante ressaltar que de acordo com aumento da massa do paciente, a atenuação dos fótons é reduzida, o que causa uma diminuição da radiação espalhada pelo paciente [Santos *et al.*, 2018]. No trabalho feito por Zandoná (2024), utilizando simulação Monte Carlo, foi observado que quando se empregou o paciente M90\_H90, na simulação de um procedimento de cardiologia intervencionista, utilizando um valor de tensão maior em relação à simulação com o paciente M10\_H10, a dose efetiva no médico principal foi maior, quando o paciente com IMC maior foi utilizado.

Observou-se que nas projeções oblíquas LAO30 e RAO30, as doses efetivas para o médico principal foram maiores em comparação com a projeção AP. Segundo Bush *et al.* (1984) e Elmarakbi *et al.* (2024), a exposição à radiação espalhada varia conforme a posição rotacional do arco em C, sendo que as projeções oblíquas apresentam maior susceptibilidade à radiação espalhada para a equipe médica.

Os valores obtidos para dose efetiva no médico principal com o uso de EPIs e EPCs na projeção AP foram 1,13  $\mu\text{Sv}$  e 0,92  $\mu\text{Sv}$  para os pacientes M10\_H10 e M90\_H90 respectivamente, com incertezas abaixo de 1%. O uso de EPIs e EPCs resultou numa redução das doses efetivas em até 95%. É importante destacar que o médico principal utilizou como EPC um vidro plumbífero suspenso posicionado à sua frente e um biombo de chumbo posicionado ao seu lado esquerdo. Nas projeções oblíquas RAO30 e LAO30, as doses efetivas para o médico principal, utilizando EPIs e EPCs, foram de 2,21  $\mu\text{Sv}$  e 2,32  $\mu\text{Sv}$ , respectivamente, quando o paciente M10\_H10 foi submetido ao procedimento. Para o paciente simulado M90\_H90, o valor de dose efetiva foi 1,78  $\mu\text{Sv}$  para projeção RAO30 e 1,89  $\mu\text{Sv}$  para a projeção LAO30. Comparando as doses efetivas da projeção oblíqua LAO30, que resultou em um valor maior de dose, com a projeção AP, observou-se que a projeção AP apresentou uma redução de até 51% nos valores de doses.

Ao comparar a dose efetiva de 2,32  $\mu\text{Sv}$  obtida na projeção LAO30 com o paciente simulado M10\_H10, utilizando todos os EPIs e EPCs, com a dose efetiva média de 12,7  $\mu\text{Sv}$  registrada por Safak *et al.* (2009), que empregou avental de chumbo, protetor de tireoide e óculos plumbíferos, nota-se que o valor encontrado neste trabalho é cerca de 82% menor em relação ao valor apresentado por Safak *et al.* (2009). Além disso, Safak *et al.* (2009) utilizaram dosimetria termoluminescente. É importante destacar que essa diferença se deve a vários

fatores, como o IMC do paciente, posição do médico na sala, o uso de controle automático de exposição, além do uso de EPCs (utilizado somente no presente estudo).

Entretanto, ao comparar a dose efetiva de 17  $\mu\text{Sv}$  obtida na projeção AP com o paciente M90\_H90, sem o uso de EPIs e EPCs, com a dose efetiva média registrada por Safak *et al.* (2009), o valor encontrado neste trabalho é cerca de 25% maior em relação ao valor de Safak *et al.* (2009).

Em relação a outros trabalhos apresentados na literatura sobre dose ocupacional em procedimentos de NLPC, é importante destacar que no presente trabalho foram utilizados EPIs e EPCs. Os trabalhos na literatura, conforme apresentado na Tabela 1 da seção 3.2, não utilizaram os mesmos equipamentos de proteção. Por exemplo, Geterud *et al.* (1988), Rao *et al.* (1987) e Elmarakbi *et al.* (2024) utilizaram somente o avental de chumbo e encontraram os seguintes valores para dose efetiva no médico principal: 16  $\mu\text{Sv}$ , 56  $\mu\text{Sv}$  e 73  $\mu\text{Sv}$ , respectivamente. Portanto, os valores de doses efetivas encontrados neste trabalho são menores em relação aos apresentados na literatura, principalmente devido ao uso de todos os EPIs e EPCs.

As doses efetivas sem o uso de EPIs e EPCs obtidas neste trabalho variam de 17  $\mu\text{Sv}$  a 41  $\mu\text{Sv}$ . Observa-se que esses valores estão dentro do intervalo das doses efetivas encontradas na literatura, quando apenas o avental de chumbo foi utilizado como proteção. As doses efetivas na literatura variaram de 0,0127 mSv a 367,8 mSv. Essa ampla variação pode ser atribuída a diversos fatores, como o tempo de fluoroscopia utilizado, a posição do médico na sala durante o procedimento, os parâmetros radiográficos ajustados, uso do controle automático de exposição, o IMC do paciente, e a experiência da equipe médica, entre outros.

Em relação aos valores de doses efetivas para o médico assistente seguiram o mesmo padrão que a dose efetiva no médico principal: quanto maior a massa do paciente, menor é a dose efetiva para o assistente. Esta observação é justificada pelo mesmo motivo em ambos os casos. No entanto, ao comparar o cenário com o uso de EPIs e EPCs, nota-se que a dose efetiva no assistente é maior do que a dose efetiva no médico principal. Por exemplo, na projeção AP com o paciente M90\_H90, o assistente recebeu uma dose efetiva de 148  $\mu\text{Sv}$ , enquanto o médico principal no mesmo cenário obteve 0,92  $\mu\text{Sv}$ , com incertezas inferiores a 1%. Isso pode ser explicado pelo fato de que o assistente não utilizou os mesmos EPCs (vidro plumbífero suspenso e biombo de chumbo) que o médico principal durante o procedimento. Na literatura, Cruz (2022), encontrou que as doses efetivas para o assistente também eram maiores em relação ao médico principal.

## 5.2 Doses equivalentes para o médico principal e assistente

De acordo com os resultados da simulação, na situação mais crítica (projeção LAO30, paciente M10\_H10), sem o uso de EPIs e EPCs, os órgãos que apresentaram os maiores valores de doses equivalentes para o assistente foram: cristalino, cólon, medula óssea (vermelha), mamas e estômago. O uso de EPIs e EPCs reduziram as doses equivalentes no assistente em até 97%.

Os órgãos que receberam os maiores valores de dose equivalente para o médico principal foram o cristalino, os olhos, a pele, a medula óssea e o estômago. Conforme a revisão bibliográfica realizada para procedimentos de NLPC, observou-se uma quantidade significativa de estudos que reportam valores de dose equivalente para os olhos e para a região da cabeça do médico principal. Diante disso, serão apresentados os valores de doses equivalentes para essas regiões, bem como comparações destes valores com aqueles apresentados na literatura.

### 5.2.1 Dose equivalente nos olhos do médico principal

Nas Tabelas 4 e 5 são listadas as doses equivalentes para os olhos do médico principal para cada projeção e paciente com e sem o uso de EPIs e EPCs.

**Tabela 4** – Dose equivalente nos olhos para o médico principal, quando o paciente M10\_H10 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 0,5%.

Projeção	Com	Sem
	EPI/EPC ( $\mu\text{Sv}$ )	EPI/EPC ( $\mu\text{Sv}$ )
AP	189	3560
LAO30	393	7340
RAO30	355	6990

Fonte: a autora (2024).

**Tabela 5** – Dose equivalente nos olhos para o médico principal, quando o paciente M90\_H90 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 0,5 %.

Projeção	Com	Sem
	EPI/EPC ( $\mu\text{Sv}$ )	EPI/EPC ( $\mu\text{Sv}$ )
AP	172	3240
LAO30	356	6670
RAO30	317	6330

Fonte: a autora (2024).



Com base nos resultados de valores de doses equivalentes para os olhos do médico principal, conforme listados nas Tabelas 4 e 5, observa-se que os valores encontrados neste trabalho estão dentro do intervalo de valores de doses equivalentes (0,04  $\mu\text{Sv}$  a 1600  $\mu\text{Sv}$ ) encontrados na literatura, conforme citado na seção 3.2. Os valores de doses equivalentes para os olhos obtidos da literatura que mais se aproximaram dos resultados deste estudo foram os seguintes:

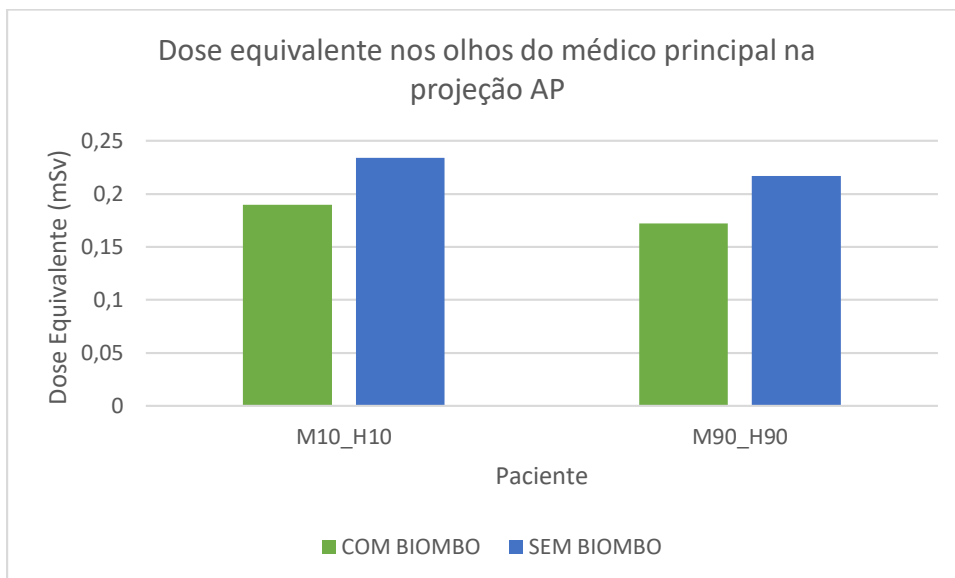
- Poma Medrado *et al.* (2015): 317  $\mu\text{Sv}$
- Page e Walker (1992): 320  $\mu\text{Sv}$
- Harris (2017): 350  $\mu\text{Sv}$

Isso indica que as doses equivalentes para os olhos obtidas neste trabalho estão consistentes com o que tem sido reportado na literatura para procedimentos similares de NLPC. Por exemplo, para o caso da projeção RAO30, a dose equivalente nos olhos para o médico principal, quando o paciente M90\_H90 foi submetido ao procedimento, foi de 317  $\mu\text{Sv}$ , mesmo valor encontrado no estudo de Poma Medrado *et al.* (2015).

A projeção LAO30 foi a responsável pelos maiores valores de doses nas situações com e sem o uso de EPIs e EPCs. Para a situação sem o uso de equipamentos de proteção, o maior valor de dose equivalente para os olhos foi de 7340  $\mu\text{Sv}$ , quando o paciente foi o M10\_H10. Para esta mesma situação, porém com o uso de EPIs e EPCs, o valor de dose equivalente nos olhos foi reduzido em 95%.

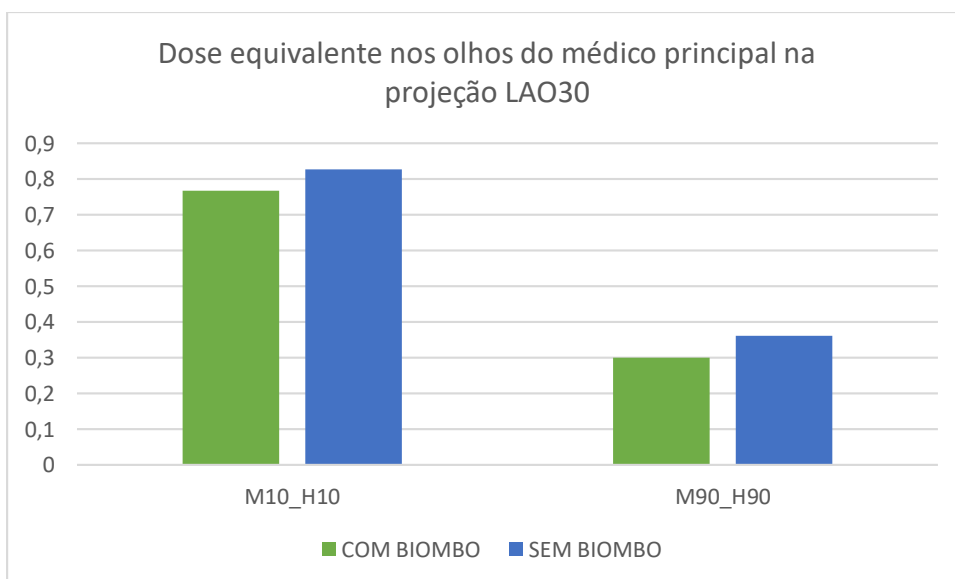
No cenário sem o biombo de chumbo (conforme mostrado na Figura 10), porém com o uso de EPIs, vidro plumbífero suspenso e cortina de chumbo, foi realizada uma análise que revelou diferenças nos valores de doses equivalentes nos olhos do médico principal, como mostrado nas Figuras 14 e 15, considerando as projeções AP e LAO30, respectivamente. A projeção AP obteve o menor valor de dose equivalente para os olhos do médico em relação à projeção LAO30, que teve o maior valor de dose equivalente.

**Figura 14:** Doses equivalentes nos olhos do médico principal na projeção AP, para diferentes pacientes em procedimentos de NPCL com e sem o biombo de chumbo. As incertezas foram menores que 0,5%.



Fonte: a autora (2024).

**Figura 15:** Doses equivalentes nos olhos do médico principal na projeção LAO30, para diferentes pacientes em procedimentos de NPCL com e sem o biombo de chumbo. As incertezas foram menores que 0,5%.



Fonte: a autora (2024).

De acordo com as Figuras 14 e 15, observou-se que o uso do biombo de chumbo resultou na redução da dose equivalente nos olhos do médico principal. Ao analisar o cenário,

especialmente na projeção AP, quando o paciente foi o M10\_H10, a dose equivalente nos olhos do médico foi reduzida em 19%. Quando o paciente foi o M90\_H90, a redução foi de 21%. A menor dose equivalente nos olhos do médico, principal quando o paciente foi o M10\_H10, resultou em 189  $\mu\text{Sv}$  com biombo e 233  $\mu\text{Sv}$  sem o biombo. O menor valor de dose equivalente nos olhos do médico principal foi observado quando o paciente foi M90\_H90, resultando em 172  $\mu\text{Sv}$  com biombo e 217  $\mu\text{Sv}$  sem o biombo de chumbo.

Na projeção LAO30, quando o paciente foi o M10\_H10 a redução da dose equivalente nos olhos do médico principal, utilizando-se o biombo de chumbo, foi de 19% e, quando o paciente foi o M90\_H90, a dose foi reduzida em 21%. Neste cenário, o maior valor de dose equivalente foi obtido quando paciente foi o M10\_H10 com 393  $\mu\text{Sv}$  com biombo e 483  $\mu\text{Sv}$  sem o biombo, e o menor valor de dose foi encontrado quando o paciente foi o M90\_H90 resultando no valor de dose equivalente nos olhos de 356  $\mu\text{Sv}$  com biombo e 448  $\mu\text{Sv}$  sem o biombo.

Portanto, o uso de EPIs e EPCs contribui para a redução da dose equivalente recebida nos olhos do médico principal durante procedimentos de NPCL. Vários estudos têm sido conduzidos para analisar a exposição à radiação nos olhos dos profissionais durante procedimentos urológicos. Esses estudos afirmam que o uso de proteção adicional, como óculos plumbíferos, máscaras faciais que não interferem no uso dos óculos, e barreiras de proteção com equivalência de 0,5 mm de chumbo, como biombo e vidro plumbífero suspenso, auxilia na redução dos valores de doses [Medici *et al.*, 2017; Amirhasani *et al.*, 2021; Bush *et al.*, 1984; Hristova-Popova *et al.*, 2015; Poma Medrano *et al.*, 2015].

### 5.2.2 Dose equivalente no cérebro do médico principal

Nas Tabelas 6 e 7 estão listadas as doses equivalentes no cérebro do médico principal para cada projeção e paciente com e sem o uso de EPIs e EPCs.

**Tabela 6** – Dose equivalente no cérebro para o médico principal, quando o paciente M10\_H10 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 2,5%.

<b>Projeção</b>	<b>Com EPI/EPC (<math>\mu\text{Sv}</math>)</b>	<b>Sem EPI/EPC (<math>\mu\text{Sv}</math>)</b>
AP	0,258	2,02
LAO30	0,561	4,18
RAO30	0,530	4,15

Fonte: a autora (2024).

**Tabela 7** – Dose equivalente no cérebro para o médico principal, quando o paciente M90\_90 foi submetido ao procedimento de NPCL. As incertezas foram menores que 2%.

<b>Projeção</b>	<b>Com EPI/EPC (<math>\mu\text{Sv}</math>)</b>	<b>Sem EPI/EPC (<math>\mu\text{Sv}</math>)</b>
AP	0,363	1,06
LAO30	0,751	2,14
RAO30	0,737	2,15

Fonte: a autora (2024).

De acordo com os resultados listados nas Tabelas 6 e 7, observa-se que os valores obtidos para a dose equivalente no cérebro do médico principal estão alinhados com os resultados encontrados na literatura (0,47  $\mu\text{Sv}$  a 180  $\mu\text{Sv}$ ), conforme citado na seção 3.2. É importante notar que esses estudos obtidos da literatura não incluíram o uso de EPIs para a região da cabeça e EPCs. O valor da literatura que mais se aproximou dos resultados encontrados neste trabalho foi de 0,47  $\mu\text{Sv}$ , conforme apresentado por Majidpour (2010). Quando este valor é comparado com o caso do presente estudo (0,53  $\mu\text{Sv}$ ), considerando a projeção RAO30 e o paciente M10\_H10, observa-se que o valor deste trabalho é cerca de 13% maior em relação ao apresentado por Majidpour (2010). Novamente, essas diferenças podem ser atribuídas ao tempo de fluoroscopia utilizado, à posição do médico na sala durante o procedimento, aos parâmetros radiográficos ajustados, ao IMC do paciente, ao uso de EPIs e EPCs e ao uso do controle automático de exposição.

A projeção LAO30 apresentou o maior valor de dose equivalente registrado para o cérebro do médico principal. No cenário em que foram utilizados EPIs e EPCs, o maior valor de dose equivalente para o cérebro do médico principal foi de 0,751  $\mu\text{Sv}$ , quando o paciente era M90\_H90. Em contraste, quando não houve o uso de EPIs e EPCs, o maior valor encontrado

foi de 4,18  $\mu\text{Sv}$  quando o paciente foi M10\_H10. Os menores valores de doses equivalentes foram observados na projeção AP. Com o uso de EPIs e EPCs, o valor obtido foi de 0,258  $\mu\text{Sv}$  quando o paciente foi M10\_H10. Por outro lado, sem o uso desses equipamentos, o menor valor de dose equivalente obtido foi de 1,06  $\mu\text{Sv}$  quando o paciente foi M90\_H90.

Ao analisar o cenário em que o paciente foi o M10\_H10 na projeção LAO30, o uso de EPIs e EPCs reduziu a dose equivalente no cérebro do médico principal em até 87%.

## 6 CONCLUSÃO

A nefrolitíase é uma doença que acontece de forma frequente e os pacientes podem necessitar de tratamentos que envolvem cirurgias urológicas com o uso da RI. A necessidade de proteger a equipe médica durante o procedimento contra a radiação ionizante é importante, pois um urologista pode fazer mais de 100 procedimentos de NLPC por ano. Destaca-se, assim, a importância de pesquisas relacionadas à avaliação dosimétrica desses procedimentos, pois elas podem auxiliar na proteção radiológica da equipe. Essas pesquisas fornecem dados referentes ao uso de EPIs e EPCs, ressaltando a importância do uso de equipamentos de proteção para a redução da dose de radiação recebida. Além disso, permitem o conhecimento de quais projeções podem resultar em maior exposição à radiação, contribuindo, desse modo, para um ambiente de trabalho mais seguro.

As doses efetivas para o médico principal obtidas neste estudo durante procedimentos de NLPC em três projeções diferentes (AP, RAO30 e LAO30) e com dois pacientes de IMCs diferentes (M10\_H10 e M90\_H90), variaram de 0,92  $\mu\text{Sv}$  a 2,32  $\mu\text{Sv}$  quando foram utilizados EPIs e EPCs. Em contraste, sem o uso desses equipamentos, os valores das doses efetivas variaram de 17,8  $\mu\text{Sv}$  a 41,4  $\mu\text{Sv}$ . O uso de proteção radiológica reduziu a dose efetiva no médico principal em até 95%.

As projeções oblíquas resultaram em maior radiação espalhada para o médico principal e assistente, conforme também apresentado na literatura. Neste estudo, a redução percentual entre os valores de doses efetivas do médico principal obtidos na projeção AP em relação à LAO30 foi de 51%.

Observou-se que os órgãos que receberam os maiores valores de doses equivalentes para o médico principal foram o cristalino, os olhos, a pele, a medula espinhal e o estômago. A projeção LAO30 foi responsável pelos maiores valores de doses equivalentes nos olhos nas situações com e sem o uso de EPIs e EPCs. Na situação sem o uso de equipamentos de proteção, o maior valor de dose equivalente para os olhos foi de 7340  $\mu\text{Sv}$ , quando o paciente foi o M10\_H10. Para essa mesma situação, com o uso de EPIs e EPCs, o valor de dose equivalente para os olhos foi reduzido em 95%.

Além disso, o cenário sem o uso de biombo de chumbo, que estava posicionado ao lado do médico principal, resultou em valores de doses equivalentes nos olhos variando de 217  $\mu\text{Sv}$  a 483  $\mu\text{Sv}$ . Para a projeção LAO30 e o paciente M90\_H90, o valor de dose equivalente para os olhos com EPIs e EPCs foi 356  $\mu\text{Sv}$  e sem o uso de biombo foi 448  $\mu\text{Sv}$ , mostrando que o uso destes equipamentos reduziu a dose em até 21% nos olhos do médico principal.

As doses equivalentes no cérebro do médico principal, nas três projeções e para os dois pacientes de estaturas diferentes, variaram de 0,258 a 0,751  $\mu\text{Sv}$  com o uso de EPIs e EPCs. Sem o uso desses equipamentos, o intervalo das doses equivalentes no cérebro do médico principal foi de 1,06  $\mu\text{Sv}$  a 4,18  $\mu\text{Sv}$ . A redução da dose equivalente no cérebro com o uso de EPIs e EPCs foi de até 86,5%.

Portanto, percebe-se que o uso de EPIs e EPCs contribuem para redução significativa da dose que a equipe médica recebe durante os procedimentos de NLPC. Sendo assim, é fundamental a conscientização dos profissionais em utilizarem os EPIs e EPCs durante todo o procedimento, e também é fundamental os hospitais disponibilizarem os EPIs e EPCs de bom estado de uso. Por fim, como perspectiva futura, pretende-se avaliar novos modelos e geometrias, bem como novos materiais constituintes (como tungstênio, bismuto, bário, entre outros) de EPIs e EPCs, com o objetivo de otimizar ao máximo as doses ocupacionais em procedimentos de NLPC.

## REFERÊNCIAS

ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – MINISTÉRIO DA SAÚDE. Resolução da Diretoria Colegiada – RDC n. 611, de 9 de março de 2022. Brasil.

AGENCY NE. PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, 2018.

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; KA, A.; APOSTOLAKIS, J. et al. GEANT4—a simulation toolkit. **Nuclear Instruments Methods in Physics Research Section A**. 506(3): 250-303, 2003. doi: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8

AKINLADE, B.I.; FARAI, I.P.; OKUNADE, A.A. Survey of dose area product received by patients undergoing common radiological examinations in four centers in **Nigeria**. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**. 13(4):3712, 2012. doi: 10.1120/jacmp.v13i4.3712.

ALMGÅRD, L.E.; FERNSTRÖM, I. Percutaneous nephrocytostomy. **Acta Radiologica: Diagnosis (Stockh)**. 15(3):288-94, 1974. doi: 10.1177/028418517401500307.

AMIRHASANI, S.; DANESHDOOST, R.; MOUSAVIBAHAR, S.; GHAZIKHANLOUSANI, K.; RAEISI, R. Reduction of radiation dose received by surgeons and patients using Percutaneous Nephrolithotomy: A New Shielding Method. **Urology Journal**. 18(3):271-276, 2021. doi: 10.22037/uj.v16i7.5200.

ARNOLD, M.J.; KEUNG, J.J.; McCARRAGHER, B. Interventional Radiology: Indications and Best Practices. **American Family Physician**. 99(9):547-556, 2019.

ATTIX, F.H. Introduction to radiological Physics and radiation dosimetry. USA: **John Wiley & Sons**, 1986. doi:10.1002/9783527617135

BELHAJ, E. O.; BOUKHAL, H.; CHAKIR, E. M. ‘Monte Carlo and Medical Physics’. The Monte Carlo Methods - Recent Advances, New Perspectives and Applications. **IntechOpen**. 2022. doi:10.5772/intechopen.100121

BICHSEL, H.; SCHINDLER, H. The Interaction of Radiation with Matter. In: Fabjan, C., Schopper, H. (eds) Particle Physics Reference Library. **Springer, Cham**. 2020. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-35318-6\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-030-35318-6_2)

BOWSER, W. G.; BLOTT, P.; WHITFIELD, H. N. Radiation Protection in Percutaneous Renal Surgery. **British Journal of Urology**, 69(3), 231–233, 1992. doi:10.1111/j.1464-410x.1992.tb15518.x

BUSH, W. H.; BRANNEN, G. E.; GIBBONS, R. P.; CORREA, R. J.; ELDER, J. S. Radiation Exposure to Patient and Urologist During Percutaneous Nephrostolithotomy. **The Journal of Urology**. 132(6): 1148–1152, 1984. doi:10.1016/s0022-5347(17)50071-3

BUSHBERG, J. T. The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed, **Lippincott Williams & Wilkins**, 2002.

CASSOLA, V. F.; DE MELO LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of



the anatomy. **Physics in Medicine and Biology**. 55(1): 133–162, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>

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

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantasmas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura**. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2011.

CHEN, R.; JOO, E.H.; BAAS, C.; HARTMAN, J.; AMASYALI, A. S.; SHETE, K.; BELLE, J. D.; RITCHIE, C.; BALDWIN, E. A.; OKHUNOV, Z.; FARKOUH, A., BALDWIN, D.D. Reducing hand radiation during renal access for percutaneous nephrolithotomy: a comparison of radiation reduction techniques. **Urolithiasis**. 52(1): 27, 2024. <https://doi.org/10.1007/s00240-023-01510-x>

CHENG, G.; CAMPBELL, T.; FENG, C.; QUARRIER, S.; JAIN, R. Low-dose fluoroscopy technique drastically decreases patient radiation exposure during percutaneous nephrolithotomy. **Urolithiasis**. 51: 11, 2023. <https://doi.org/10.1007/s00240-022-01378-3>

CLEMENT, C. H; STEWART, F.A.; AKLEYEV, A.V.; HAUER-JENSEN, M.; HENDRY, J.H.; KLEIMAN, N.J.; MACVITTIE, T.J.; ALEMAN, B.M.; EDGAR, A.B.; MABUCHI, K.; MUIRHEAD, C.R.; SHORE, R.E.; WALLACE, W.H. ICRP PUBLICATION 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs — Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. **Annals of the ICRP**. 41(1-2):1-322, 2012. doi:10.1016/j.icrp.2012.02.001

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Norma CNEN-NE – 3.01: Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação**. CNEN, 2024.

CRUZ, A. R. P. **Avaliação da dose ocupacional em procedimentos cirúrgicos para tratamento de litíase urinária**. 2022. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2022.

ELMARAQBI, A.A.; ELNOIRY, A.K.; DEIAB, N.; LOFTY, A.M. Comparative study between radiation exposures in common urological procedures. **Beni-Suef University Journal of Basic and Applied Sciences**. 13(2), 2024. <https://doi.org/10.1186/s43088-023-00454-w>

EAU, EUROPEAN ASSOCIATION OF UROLOGY. **Percutaneous Nephrolithotomy (PCNL)**. Patient Information Working Group: EAU, 2024. Disponível em <<https://patients.uroweb.org/treatments/percutaneous-nephrolithotomy-pcnl/>>. Acesso em: 11 abr. 2024.

FERNSTRÖM; JOHANSSON, B. Percutaneous Pyelolithotomy. **Scandinavian Journal of Urology and Nephrology**. 10(3):257-259, 1976. doi: 10.1080/21681805.1976.11882084

FERRARO, P. M.; TAYLOR, E. N.; CURHAN, G. C. Factors associated with sex differences in the risk of kidney stones. **Nephrology Dialysis Transplantation**. 38(1):177-183, 2023. doi:10.1093/ndt/gfac037

FISHER, H. L.; SNYDER, W. S. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. **Proceedings of the First International Congress of Radiaton Protection**. 1473-1486, 1967. doi: 10.1016/B978-1-4832-8312-8.50220-4

FONTENELLE, L.F.; SARTI, T.D. Kidney Stones: Treatment and Prevention. **American Family Physician**. 99(8):490-496, 2019.

FUM, W. K. S.; WONG, J. H. D.; TAN, L. K. Monte Carlo-based patient internal dosimetry in fluoroscopy-guided interventional procedures: A review. **Physica Medica**. 84:228-240, 2021. doi:10.1016/j.ejmp.2021.03.004

GANPULE, A. P.; VIJAYAKUMAR, M.; MALPANI A.; DESAI, M. R. Percutaneous nephrolithotomy (PCNL) a critical review. **International Journal of Surgery**. 36 (Pt D):660-664, 2016. doi:10.1016/j.ijisu.2016.11.028.

GETERUD, K.; LARSSON, A.; MATTSSON, S. Radiation Dose to Patients and Personnel during Fluoroscopy at Percutaneous Renal Stone Extraction. **Acta Radiologica**. 30(2), 201-206, 1989. doi:10.1177/02841851890300021

GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T. S.; MALCOLM, A. W.; JAMES, A. E. Patient risk from interproximal radiography. **Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology**. 58(3),347-54, 1984. doi:10.1016/0030-4220(84)90066-5

HARRIS, A. M. Radiation exposure to the urologist using an overcouch radiation source compared with an undercouch radiation source in contemporary urology practice. **Urology**. 114: 45-48, 2017. doi: 10.1016/j.urology.2017.12.011

HELLAWELL, G. O.; MUTCH, S. J.; THEVENDRAN, G.; WELLS, E.; MORGAN, R. J. Radiation exposure and the urologist: what are the risks? **The Journal of Urology**. 174(3): 948-952, 2005. doi:10.1097/01.ju.0000170232.58930.8f.

HRISTOVA-POPOVA, J.; ZAGORSKA, A.; SALTIROV, I.; PETKOVA, K.; VASSILEVA, J. Risk of radiation exposure to medical staff involved in interventional endourology. **Radiation Protection Dosimetry**. 165(1-4), 268-271, 2015. doi:10.1093/rpd/ncv089

ICRP, INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 60**. Ann. ICRP 21 (1-3), 1991. doi:10.1016/0146-6453(91)90066-P

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 COMISSION 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.

INCI, M.; DEMIRTAS, A.; SARLI, B.; AKINSAL, E.; BAYDILLI, N. Association between body mass index, lipid profiles, and types of urinary stones. **Renal Failure**. 34(9):1140-3, 2012. doi:10.3109/0886022X.2012.713298

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: IAEA, 2014.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Interventional radiology**. Disponível em < <https://www.iaea.org/topics/interventional-radiology> >. Acesso em: 13 abr. 2024a.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Radiation doses interventional procedures**. Disponível em < <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-doses-in-interventional-fluoroscopy>>. Acesso em: 30 abr. 2024b.

JIA, Q.; CHEN, Z.; JIANG, X.; ZHAO, Z.; HUANG, M.; LI, J.; ZHUANG, J.; LIU, X.; HU, T.; LIANG, W. Operator Radiation and the Efficacy of Ceiling-Suspended Lead Screen Shielding during Coronary Angiography: An Anthropomorphic Phantom Study Using Real-Time Dosimeters. **Scientific Report**. 7:42077, 2017. doi: 10.1038/srep42077.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D.; TESSIER, F.; WALTERS, B. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport Technical Report PIRS-701. **National Research Council**. Canada, 2017.

KHAN, S.R.; PEARLE, M.S.; ROBERTSON, W.G.; GAMBARO, G.; CANALES, B.K.; DOIZI, S.; TRAXER, O.; TISELIUS, H.G. Kidney stones. **Nature Reviews Disease Primers**. 2:16008, 2016. doi: 10.1038/nrdp.2016.8.

KRAMER, R.; ZANKL, M.; WILLIAMS, G.; DREXLER, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: the male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF Report S-885, **National Research Centre for Health and Environment**. Germany, 1982.

KUMARI, G.; KUMAR, P.; WADHWA, P.; ARON, M.; GUPTA, N.P.; DOGRA, P.N. Radiation exposure to the patient and operating room personnel during percutaneous nephrolithotomy. **International Urology and Nephrology**. 38(2): 207–210, 2006. doi:10.1007/s11255-005-4972-9

LAW, J.; INGLIS, J. A.; TOLLEY, D. A. Radiation dose to urological surgeons during X-ray fluoroscopy for percutaneous stone extraction. **The British Journal of Radiology**. 62(734), 185–187, 1989. doi:10.1259/0007-1285-62-734-185

LOWE, F. C.; AUSTER, M.; BECK, T. J.; CHANG, R.; MARSHALL, F. F. Monitoring radiation exposure to medical personnel during percutaneous nephrolithotomy. **Urology**. 28(3):221-226, 1986. doi:10.1016/0090-4295(86)90047-6.

LUCHS, J.S.; ROSIOREANU, A.; GREGORIUS, D.; VENKATARAMANAN, N.; KOEHLER, V.; ORTIZ, A.O. Radiation safety during spine interventions. **Journal of**

**Vascular Interventional Radiology.** 16(1):107-11, 2005. doi: 10.1097/01.RVI.0000142596.16611.0C.

MAALOUF, N. M.; SAKHAE, K.; PARKS, J. H.; COE, F.L.; ADAMS-HUET, B.; PAK, C.Y. Association of urinary pH with body weight in nephrolithiasis. **Kidney International.** 65(4):1422-5, 2004. doi: 10.1111/j.1523-1755.2004.00522.x.

MAJIDPOUR, S. H. Risk of Radiation Exposure During PCNL. **Urology Journal.** 7(2), 87–89, 2010. <https://doi.org/10.22037/uj.v7i2.67>

MANNINEN, A.L. **Clinical applications of radiophotoluminescence (RPL) dosimetry in evaluation of patient radiation exposure in radiology: Determination of absorbed and effective dose.** Doctoral dissertation, Faculty of Medicine, University of Oulu, Finland. 2014.

MARSHALL, E.L.; BORREGO, D.; FUDGE, J.C.; RAJDERKAR, D.; BOLCH, W.E. Organ doses in pediatric patients undergoing cardiac-centered fluoroscopically guided interventions: Comparison of three methods for computational phantom alignment. **Medical Physics.** 2018. doi:10.1002/mp.13044

McCONN JR, R.J.; GESH, C.J.; PAGH, R.T.; RUCKER, R.A.; WILLIAMS III, R.G. Radiation Portal Monitor Project: Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling (PNNL-15870Rev.1). Pacific Northwest National Laboratory, United States of America, 2011. doi:10.2172/1023125

McPARLAND, B.J. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. **British Journal Radiology.** 71(842):175-85, 1998. doi: 10.1259/bjr.71.842.9579182.

MEDICI, S.; PITZSCHKE, A.; CHERBUIN, N.; BOLDINI, M.; SANS-MERCE, M.; DAMET, J. Eye lens radiation exposure of the medical staff performing interventional urology procedures with an over-couch X-ray tube. **Physica Medica.** 43: 140-147, 2017. doi:10.1016/j.ejmp.2017.11.002

MIDULLA, M.; PESCATORI, L.; CHEVALLIER, O.; NAKAI, M.; IKOMA, A.; GEHIN, S.; BERTHOD, P.E.; NE, R.; LOFFROY, R.; DAKE, M. Future of IR: Emerging Techniques, Looking to the Future...and Learning from the Past. **Journal of the Belgian Society of Radiology.** 103(1):12, 2019. doi: 10.5334/jbsr.1727

MILLER, N.L.; LINGEMAN, J.E. **Management of kidney stones.** *BMJ.* 2007 Mar 3;334(7591):468-72. doi: 10.1136/bmj.39113.480185.80.

NCRP, NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. NCRP Report No. 160, **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States.** Disponível em <<https://ncrponline.org/publications/reports/ncrp-report-160-2/>>. Acesso em: 30 abr. 2024.

NGO, T. C.; ASSIMOS, D. G. Uric Acid nephrolithiasis: recent progress and future directions. **Reviews in Urology.** 9(1), 17-27, 2007.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações. **Oficina de Textos,** São Paulo, 2010.

OMAR, A.; BUJILA, R.; FRANSSON, A.; ANDREO, P.; POLUDNIOWSKI, G. A framework for organ dose estimation in x-ray angiography and interventional radiology based on dose-related data in DICOM structured reports. **Physics in Medicine and Biology**. 61(8), 3063–3083, 2016. doi:10.1088/0031-9155/61/8/3063

PAGE, J. E.; WALKER, W. J. Complications attributable to the formation of the track in patients undergoing percutaneous nephrolithotomy. **Clinical Radiology**. 45(1), 20–22, 1992. doi:10.1016/s0009-9260(05)81461-8

PETRIȘOR, A.; GEAVLETE, MULȚESCU, R.; STĂNESCU, F.; GEORGESCU, D.; MOLDOVEANU, C.; GEAVLETE, B. Chapter 10 - Endoscopic Approach to the Intramural Ureter During Total Nephroureterectomy. **Endoscopic Diagnosis and Treatment in Urinary Bladder Pathology**. 349-375, 2016. doi: 10.1016/B978-0-12-802439-3.00010-4

POLUDNIOWSKI, G.; LANDRY, G.; DEBLOIS, F.; EVANS, P. M.; VERHAEGEN, F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. **Physics in Medicine and Biology**. 54(19), 433–438, 2009. doi:10.1088/0031- 9155/54/19/N01

POMA MEDRANO, R.J.; RESEL FOLKERSMA, L. E.; VAÑO, E.; SERRANO PASCUAL, A.; FERNANDEZ, J.M.; SANCHEZ, R.M. Analysis of staff radiation doses in percutaneous nephrolithotomy. Preventing the risk of radiation induced lens opacities. **European Urology Supplement**. 14(4):47, 2015. doi:10.1016/S1569-9056(15)30124-X.

POORE, W.; BOYD, C. J; SINGH, N.P.; WOOD, K.; GOWER, B.; ASSIMOS, D. G. Obesity and Its Impact on Kidney Stone Formation. **Reviews of Urology**. 22(1):17-23, 2020.

RAO, P. N.; FAULKNER, K.; SWEENEY, J. K.; ASBURY, D. L.; SAMBROOK, P.; BLACKLOCK, N. J. Radiation Dose to Patient and Staff during Percutaneous Nephrostolithotomy. **British Journal of Urology**. 59(6):508–512, 1987. doi:10.1111/j.1464-410x.1987.tb04864.x

RITTER, M.; KROMBACH, P.; MARTINSCHKE, A.; SIEGEL, F.P.; SCHMITT, C.W.; HÄCKER, A.; PELZER, A.E. Radiation Exposure During Endourologic Procedures Using Over-the-Table Fluoroscopy Sources. **Journal of Endourology**. 26(1):47–51, 2012. doi:10.1089/end.2011.0333

ROGERS, D.W.O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Physics in Medicine and Biology**. 51(13), 287-301, 2006. doi:10.1088/0031-9155/51/13/r17

RÖSCH, J.; KELLER, F. S.; KAUFMAN, J. A. The birth, early years, and future of interventional radiology. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**. 14(7): 841–53, 2003. doi:10.1097/01.RVI.0000083840.97061.5b

ROSER, P.; BIRKHOFF, A.; ZHONG, X.; OCHS, P.; STEPINA, E.; KOWARSCHIK, M.; FAHRIG, R.; MAIER, A. Pitfalls in interventional X-ray organ dose assessment—combined experimental and computational phantom study: application to prostatic artery embolization. **International of Computer Assisted Radiology and Surgery**. 14(11), 1859–1869, 2019. doi: 10.1007/s11548-019-02037-6

SAFAK, M.; OLGAR, T.; BOR, D.; BERKMEN, G.; GOGUS, C. Radiation doses of patients and urologists during percutaneous nephrolithotomy. **Journal of Radiological Protection**. 29(3): 409-15, 2009. doi 10.1088/0952-4746/29/3/005

ŞAHİN, E.; KARA, C.; REŞORLU, B.; GIRAY SÖNMEZ, M.; ÜNSAL, A. Radiation exposure during percutaneous nephrothotomy: Is there a risk of the patient and the operating team? **International Journal of Radiation Research**. 16 (1) :133-138, 2018. doi: 10.18869/acadpub.ijrr.16.1.133

SANTOS, W. S.; BELINATO, W.; PERINI, A. P.; CALDAS, L. V. E.; GALEANO, D. C.; SANTOS, C. J.; NEVES, L. P. Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes — A Monte Carlo approach. **Physica Medica**. 45:35–43, 2018. doi:10.1016/j.ejmp.2017.11.016

SCALES, C.D.; SMITH, A. C.; HANLEY, J. M.; SAIGAL, C. S. Prevalence of Kidney Stones in the United States. **European Urology**. 62(1):160-165, 2012. doi:10.1016/j.eururo.2012.03.052.

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**. 12(10):213-230, 2020. doi: 10.4329/wjr.v12.i10.213

SIEMENS AG. SIREMOBIL Compact L- Technical Data. Germany, 2005. Disponível em: <<https://www.siemens-healthineers.com/br/surgical-c-arms-and-navigation/mobile-c-arms/siremobil-compact-l>>

SIMSON, N.; STONIER, T.; SULEYMAN, N.; HENDRY, J.; SALIB, M.; PEACOCK, J.; CONNOR, M.; JONES, O.; SCHUSTER-BRUCE, J.; BOTTRELL, O.; LOVEGROVE, C.; ENGLISH, L.; HAMAMI, H.; HORN, C.; BAGLEY, J.; BAREH, A.; JAIKARANSINGH, D.; MOHAMED, N.; UKWU, U.; SHANMUGATHAS, N.; BATURA, D.; MCDONALD, J.; CHARITOPOULOS, K.; GRAHAM, A.; ZAKIKHANI, P.; TANEJA, S.; SELLS, H.; BOLGERI, M.; WISEMAN, O.; BYCROFT, J.; QTEISHAT, A; ABOUMARZOUK, O. Defining a national reference level for intraoperative radiation exposure in urological procedures: FLASH, a retrospective multicenter UK study. **BJU International**. 125(2):292-298, 2020. doi: 10.1111/bju.14903.

SORENSEN, M. D.; CHI, T.; SHARA, N. M.; WANG, H.; HSI, R.S.; ORCHARD, T.; KAHN, A.J.; JACKSON, R.D.; MILLER, J.; REINER, A.P.; STOLLER, M.L. Activity, energy intake, obesity, and the risk of incident kidney stones in postmenopausal women: a report from the Women's Health Initiative. **Journal of the American Society of Nephrology**. 25:362–369, 2014. doi: 10.1681/ASN.2013050548

SOUZA, S. P. **Avaliação dos procedimentos de segurança e exposição ocupacional para procedimentos de radiologia intervencionista em embolização de artéria uterina**. 2020. 119f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. doi: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.783>.

SRISUBAT, A.; POTISAT, S.; LOJANAPIWAT, B.; SETTHAWONG, V.; LAOPAIBOON, M. Extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL) versus percutaneous nephrolithotomy (PCNL) or retrograde intrarenal surgery (RIRS) for kidney stones. **Cochrane Database of Systematic Reviews**. (11), 2014. doi: 10.1002/14651858.CD007044.pub3

STAHL, C. M.; MEISINGER, Q. C.; ANDRE, M. P.; KINNEY, T. B.; NEWTON, I. G. Radiation Risk to the Fluoroscopy Operator and Staff. **American Journal of Roentgenology**. 207(4), 737–744, 2016. doi:10.2214/ajr.16.16555

ST-LAURENT, M.-P.; DOIZI, S.; ROSEC, M.; TERRASA, J.-B.; VILLA, L.; TRAXER, O.; CLOUTIER, J. Radiation exposure in prone vs. modified supine position during PCNL: Results with an anthropomorphic model. **Canadian Urological Association Journal**: 13(8), 2019. doi:10.5489/cuaj.6119

TAYLOR, E. N.; CURHAN, G. C. Body size and 24-hour urine composition. **American Journal of Kidney Diseases**.48(6):905-15, 2006. doi: 10.1053/j.ajkd.2006.09.004.

TAYLOR, E. N.; STAMPFER, M.J.; CURHAN, G. C. Obesity, weight gain, and the risk of kidney stones. **JAMA**. 293(4):455-62, 2005. doi: 10.1001/jama.293.4.455

US.NRC, UNITED STATES NUCLEAR REGULATORY COMMISSION. **ALARA**. Disponível em < <https://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/glossary/alara.html>>. Acesso em: 19 mar. 2024.

UFHealth, UNIVERSITY OF FLORIDA HEALTH. **Percutaneous Nephrolithotomy (PCNL)**. Department of Urology; Disponível em < <https://urology.ufl.edu/patient-care/stone-disease/procedures/percutaneous-nephrolithotomy-pcnl/#top>>. Acesso em: 11 abr. 2024.

WANG, S.; ZHANG, Y.; ZHANG, X.; TANG, Y.; LI, J. Upper urinary tract stone compositions: the role of age and gender. **International Brazilian Society of Urology**. 46(1):70-80, 2020. doi:10.1590/S1677-5538.IBJU.2019.0278

WERNER, C. J. "MCNP user's manual-code version 6.2." **Los Alamos National Laboratory**. 746, 2017.

WERNER, C.; BULL, J.; SOLOMON, C.; BROWN, F.; MCKINNEY, G.; RISING, M.; DIXON, D.; MARTZ, R.; HUGHES, H.; COX, L.; ZUKAITIS, A.; ARMSTRONG, J.; FORSTER, R.; CASSWELL, L. MCNP Version 6.2 Release Notes. **Department of Energy Office of Scientific and Technical Information**. 2018. <https://doi.org/10.2172/1419730>

WILLIAMS, G.; ZANKL, M.; ABMAYR, W.; VEIT, R.; DREXLER, G. The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. **Physics in Medicine and Biology**. (31): 347–54, 1986. doi: 10.1088/0031-9155/31/4/010

WHO, WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Obesity and overweight**. Disponível em <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>>. Acesso em: 04 mar. 2024.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: Princípios e Aplicações em Física Médica Monte Carlo Method: Principles and Applications in Medical Physics. **Revista Brasileira de Física Médica**. 3(1):141–149, 2009. doi: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149

ZANDONÁ, T. G. **Exposição ocupacional em cardiologia intervencionista por meio de dosimetria computacional – uma análise do IMC do paciente**. 2024. 71 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2024. doi:<http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.105>.