

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

THAYS MARIA PEREIRA MACHADO

AVALIAÇÃO COMPUTACIONAL DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL
DURANTE QUIMIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA

UBERLÂNDIA, MG

2024

THAYS MARIA PEREIRA MACHADO

**AVALIAÇÃO COMPUTACIONAL DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL
DURANTE QUIMIOEMBOLIZAÇÃO HEPÁTICA**

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

M149 Machado, Thays Maria Pereira, 2000-
2024 Avaliação Computacional da Exposição Ocupacional
Durante Quimioembolização Hepática [recurso eletrônico]
/ Thays Maria Pereira Machado. - 2024.

Orientadora: Ana Paula Perini.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.479>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula, 1981-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-
graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

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



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 107, PPGEB				
Data:	dezoito de julho de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	10:00	Hora de encerramento:	10:47
Matrícula do Discente:	12222EBI009				
Nome do Discente:	Thays Maria Pereira Machado				
Título do Trabalho:	Avaliação computacional da exposição ocupacional durante quimioembolização hepática				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológica				
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: Walmir Belinato - IFBA - Campus Vitória da Conquista; Diego Castanon Galeano - HJUM-UFMT/EBSERH; 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 18/07/2024, às 10:50, 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 **Diego Castanon Galeano, Usuário Externo**, em 18/07/2024, às 10:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Walmir Belinato, Usuário Externo**, em 18/07/2024, às 10:51, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5537895** e o código CRC **5A65636A**.

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo estímulo,
carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus primeiramente, sem sua proteção e bênçãos concedidas eu não teria chegado até aqui, obrigada Senhor por me guiar durante essa caminhada, por me dar força e determinação e por me permitir superar os desafios. Obrigada por abençoar minha vida e meus caminhos!

À minha família, por todo o amor, compreensão e suporte incondicional durante toda a minha trajetória acadêmica. Em especial, agradeço aos meus pais Aureir e Lilian, por sempre acreditarem em mim e me incentivarem a prosseguir em busca dos meus sonhos. Sem o apoio de vocês, nada disso seria possível, obrigada por todo carinho, dedicação, renúncia, e todo investimento e dedicação que sempre concederam a mim, vocês foram e são o combustível para que eu avance de degrau a degrau, os meus grandes incentivadores das realizações dos meus sonhos. Meu desejo é ainda ser motivo de muito orgulho para vocês. Gratidão eterna. Agradeço também ao meu irmão Tiago pelo apoio, torcida e incentivo direcionados a mim, mesmo de longe sempre na expectativa de me ver bem e feliz.

Agradeço também a minha tia Wanda, que me coloca sempre nas suas orações, obrigada por todo apoio e torcida. Obrigada ao meu namorado, que com sempre me deu colo e incentivou para que eu prosseguisse, com você tudo fica mais leve, obrigada pela paciência em escutar minhas reclamações e o apoio.

Obrigada a todos amigos, e colegas do laboratório LInDa, em especial à Monique, por sempre estar disposta a ajudar, muito obrigada por toda ajuda com os códigos e simulações e pela paciência. Obrigada também Aninha, Cássia, Evelyn, Samara e Tainara por compartilharem momentos de companheirismo, amizade e diversão. A companhia de vocês tornou mais leve essa jornada, que possamos seguir com nossa amizade e com nossos encontrinhos, eles salvaram muitos e muitos dias, estarei aqui torcendo pelo sucesso de cada uma de vocês.

Agradeço a todos professores do PPGEB que em algum momento contribuíram no meu processo de aprendizado, principalmente a minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, pela oportunidade em realizar este trabalho, pelas correções, incentivo, motivação, por todo conhecimento compartilhado, pela paciência e compreensão. Você, com sua leveza e doçura, tem o poder de nos acalmar e nos animar, é a nossa inspiração! Obrigada também ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves por todo auxílio com o código MCNP 6.2 e com a planilhas, por estar

sempre a disposição em colaborar e dividir seu conhecimento, as piadas e risadas foram essenciais nos momentos de descontração, obrigada pelas ideias compartilhadas.

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

Agradeço ao Prof. Dr. Walmir Belinato por todo auxílio com o software *SpekCalc*.

Agradeço também ao secretário Edson, do PPGEB, por todas informações e ajudas prestadas, sua atenção em esclarecer minhas dúvidas contribuíram em vários momentos.

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

- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG:
 - Bolsa de Mestrado para o desenvolvimento deste projeto;
 - APQ-04215-22;
 - APQ-01254-23;
 - APQ-04348-23.
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq):
 - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0 (Ana Paula Perini);
 - Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves);
 - Programa MAI DAI 403556/2020-1, juntamente à M.R.A. - Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA;
 - Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2;
 - Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq, 406303/2022-3.

“O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano.”

(ISAAC NEWTON)

RESUMO

O carcinoma hepatocelular (CHC) é considerado o terceiro câncer que mais mata em todo o mundo. Uma das alternativas para o tratamento de CHC é por meio de um procedimento de radiologia intervencionista (RI), a quimioembolização transarterial (TACE). A técnica utiliza a radiação ionizante para visualização das estruturas, a chamada fluoroscopia. O acionamento de raios X provoca preocupação em relação as doses recebidas pelos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), que precisam permanecer na sala durante a realização do procedimento. Os valores de doses recebidos pelos profissionais podem variar de acordo com a experiência da equipe, os parâmetros utilizados e o tempo total de duração do procedimento. Neste trabalho, foram obtidos a partir de simulação computacional, utilizando o método Monte Carlo, os valores das doses equivalentes e efetivas para os IOEs durante um procedimento de quimioembolização hepática. Uma sala de RI, contendo 3 objetos simuladores virtuais masculinos (MASH3) para representar o médico principal, o assistente e o paciente, foi simulada utilizando duas projeções: Pósterio-Anterior (PA) e oblíqua anterior direita, 26° (RAO26), campo de 35 cm × 35 cm e tensões aplicadas ao tubo de raios X de 70 kV e 80 kV. Foram simulados cenários em que os IOEs utilizavam equipamentos de proteção coletiva (EPCs) contra a radiação, no caso cortina plumbífera e vidro plumbífero suspenso, mas não utilizavam os equipamentos de proteção individual (EPIs), como protetores de cérebro e tireoide, aventais e óculos plumbíferos. Também, foram simulados cenários com a inserção de todos os EPIs e EPCs, todos com proteção de 0,5 mmPb, a fim de avaliar a eficiência desses equipamentos no procedimento avaliado neste estudo. Devido ao incômodo gerado pelo peso do avental de chumbo nos profissionais, existem materiais alternativos para sua composição. Para verificar a diferença de blindagem conforme a variação do material, foram simuladas duas composições distintas do avental de proteção (WSi e borracha de tungstênio), além do material convencional, o chumbo. Foi observado que os maiores valores de doses recebidas pelos IOEs foram para projeção RAO26, quando foi aplicada a tensão de 80 kV, o que reforça a necessidade de reduzir o valor de tensão caso seja possível. Considerando o cenário sem o uso de EPIs, a dose efetiva recebida pelo médico principal foi de 266,82 μSv e pelo assistente 30,27 μSv , quando foram utilizados todos EPIs e EPCs, as doses desses profissionais foram reduzidas para 24,12 μSv e 1,16 μSv , respectivamente. A redução da dose provocada pelo uso dos equipamentos de proteção ressalta a importância do uso destes equipamentos.

Palavras-chave: tumor hepático; simulação Monte Carlo; radiação ionizante; quimioembolização hepática; exposição ocupacional.

ABSTRACT

Hepatocellular carcinoma (HCC) is considered the third deadliest cancer worldwide. One treatment alternative is through an interventional radiology (IR) procedure, transcatheter arterial chemoembolization (TACE). This technique uses ionizing radiation for visualizing structures, known as fluoroscopy. The activation of X-rays raises concerns regarding the doses received by occupationally exposed individuals (OEs), who need to remain in the room during the procedure. The dose values received by the professionals can vary according to the experience of the team, the parameters used, and the total duration of the procedure. In this study, the equivalent and effective dose values for OEs during a hepatic chemoembolization procedure were obtained through computer simulation using the Monte Carlo method. An IR room containing three virtual male phantoms (MASH3) to represent the main physician, the assistant, and the patient was simulated using two projections: Postero-Anterior (PA) and right anterior oblique, 26° (RAO26), with a field of 35 cm × 35 cm and applied X-ray tube voltages of 70 kV and 80 kV. Scenarios were simulated where the OEs used collective protection equipment (CPE) against radiation, such as lead curtains and suspended shields, but did not use personal protective equipment (PPE) like brain and thyroid protectors, aprons, and lead eyewear. Scenarios with all PPE and CPE, each with 0.5 mmPb protection, were also simulated to evaluate the efficiency of these equipment during the procedure evaluated in this study. Due to the discomfort caused by the weight of lead aprons on professionals, alternative materials for their composition are available. To verify the shielding differences according to material variation, two different compositions (WSi and tungsten rubber) were simulated in addition to the conventional material, lead. It was observed that the highest dose values received by the OEs were for the RAO26 projection when an 80 kV voltage was applied, highlighting the need to reduce the voltage value if possible. Considering the scenario without the use of PPE, the effective dose received by the primary physician was 266.82 μ Sv and by the assistant 30.27 μ Sv. When all PPE and CPE were used, the doses for these professionals were reduced to 24.12 μ Sv and 1.16 μ Sv, respectively. The dose reduction caused using protective equipment emphasizes the importance of using these devices.

Keywords: liver tumor; Monte Carlo simulation; ionizing radiation; hepatic chemoembolization; occupational exposure.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1.1 -	Esquema ilustrativo do procedimento TACE.	17
Figura 2.3.1.1 -	Representação do espalhamento Compton.	19
Figura 2.3.2.1 -	Representação do efeito fotoelétrico.	20
Figura 2.7.1 -	Representação do objeto antropomórfico virtual masculino MASH3, utilizado neste trabalho.	27
Figura 3.1.1 -	Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, mostrando: 1) porta de entrada dos funcionários; 2) vidro plumbífero; 3) porta de entrada de pacientes; 4) carrinho auxiliar; 5) cortina de chumbo; 6) tubo de raios X; 7) intensificador de imagens; 8) monitores; 9) vidro plumbífero suspenso e 10) mesa cirúrgica.	30
Figura 3.1.2 -	Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, mostrando: 1) porta de entrada dos funcionários; 2) vidro plumbífero; 3) porta de entrada de pacientes; 4) carrinho auxiliar; 5) cortina de chumbo; 6) tubo de raios X; 7) mesa cirúrgica; 8) intensificador de imagens; 9) monitores e 10) vidro plumbífero suspenso.	31
Figura 3.3.1 -	Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, com os EPCs e sem os EPIs, mostrando: 1) médico principal; 2) assistente; 3) vidro plumbífero suspenso; 4) monitores; 5) intensificador de imagens; 6) paciente; 7) mesa cirúrgica; 8) tubo de raios X; 9) cortina de chumbo e 10) carrinho auxiliar.	33
Figura 3.3.2 -	Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, com os EPCs e sem os EPIs, mostrando: 1) médico principal; 2) assistente; 3) carrinho auxiliar; 4) tubo de raios X; 5) cortina de chumbo; 6) mesa cirúrgica; 7) paciente; 8) intensificador de imagens; 9) monitores e 10) vidro plumbífero suspenso.	33
Figura 3.3.3 -	Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, com os EPCs e os EPIs (independente do material), mostrando: 1) protetor de cérebro; 2) protetor de tireoide; 3) avental de proteção; 4) médico principal; 5) vidro plumbífero suspenso; 6) monitores; 7) protetor de cérebro; 8) protetor de tireoide; 9) assistente; 10) avental de proteção; 11) carrinho auxiliar; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) mesa cirúrgica; 15) paciente e 16) intensificador de imagens.	34
Figura 3.3.4 -	Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, com os EPCs e os EPIs (independente do material),	

mostrando: 1) protetor de cérebro; 2) assistente; 3) protetor de cérebro; 4) protetor de tireoide; 5) avental de proteção; 6) carrinho auxiliar; 7) cortina de chumbo; 8) médico principal; 9) tubo de raios X; 10) avental de proteção; 11) protetor de tireoide; 12) mesa cirúrgica; 13) paciente; 14) intensificador de imagens; 15) vidro plumbífero suspenso e 16) monitores.34

Figura 4.1.1 - Valores de doses equivalentes para o médico principal com EPCs e sem EPIs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.38

Figura 4.1.2 - Valores de doses equivalentes para o médico assistente com EPCs e sem EPIs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.39

Figura 4.2.1 - Valores de doses equivalentes para o médico principal com EPIs e EPCs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.40

Figura 4.2.2 - Valores de doses equivalentes para o médico assistente com EPIs e EPCs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.42

Figura 4.3.1 - Valores de doses equivalentes para o médico principal utilizando avental de proteção de diferentes materiais durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Limites de doses para os IOEs e indivíduos do público, estabelecidos pela ICRP nº 103 [ICRP, 2007; CNEN, 2024].21
Tabela 2 -	Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP nº 103 [ICRP, 2007].24
Tabela 3 -	Fatores de ponderação teciduais para os diferentes órgãos/tecido baseados na publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007].25
Tabela 4 -	Descrição dos itens usados no cenário computacional de TACE.28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CC	Coefficiente de conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CHC	Carcinoma hepatocelular
E	Dose efetiva
EPC	Equipamento de proteção coletiva
EPI	Equipamento de proteção individual
Gy	<i>Gray</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> – Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> – Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
$K_{a,r}$	Kerma no ar
MASH	<i>Male Adult mesh</i>
MMC	Método de Monte Carlo
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle</i>
PA	Projeção Pósterio Anterior
PKA	Produto kerma-área
RAO26	Projeção Obliqua Anterior Direita, 26°
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
RI	Radiologia Intervencionista
Si	Silício
Sv	<i>Sievert</i>
W	Tungstênio

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	15
2.1. Tumores Hepáticos	15
2.1.1. <i>Diagnóstico</i>	15
2.1.2. <i>Tratamento</i>	16
2.1.3. <i>Quimioembolização</i>	16
2.2. Radiologia Intervencionista	17
2.3. Interação da radiação com a matéria.....	18
2.3.1. Espalhamento Compton.....	18
2.3.2. Efeito fotoelétrico	19
2.4. Proteção Radiológica	20
2.5. Grandezas Dosimétricas.....	22
2.5.1. Dose Absorvida	23
2.5.2. Produto kerma-área.....	23
2.5.3. Dose Equivalente.....	23
2.5.4. Dose Efetiva	24
2.6. Método Monte Carlo.....	25
2.7. Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais.....	26
3. METODOLOGIA	28
3.1. Geometria da Sala do Procedimento.....	28
3.2. Objetos Simuladores Virtuais.....	31
3.3. Cenários Modelados.....	31
3.4. Cálculos Dosimétricos.....	35
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	37
4.1. Exposição ocupacional com o uso de EPCs e sem o uso de EPIs.....	37

4.2. Exposição ocupacional com o uso de EPIs e EPCs	40
4.3. Avaliação das diferentes composições do avental de proteção	42
5. CONCLUSÃO	44

1. INTRODUÇÃO

O fígado é o segundo maior órgão do corpo humano e desempenha diversas funções essenciais. Entre suas principais funções estão: a secreção da bile, que atua tanto como produto de excreção quanto na digestão; a regulação dos níveis de glicose no sangue; o metabolismo de lipídios e proteínas; e o processamento de fármacos e hormônios, além de ser responsável pela excreção de bilirrubina (um pigmento biliar), entre outras importantes atividades [TORTORA & DERRICKSON, 2016].

O carcinoma hepatocelular (CHC) é uma anomalia maligna agressiva e, é o terceiro câncer mais mortal do mundo [KAWAI, 2024]. O tipo de tratamento depende da situação clínica do paciente em questão. A quimioembolização transarterial (do inglês *transcatheter arterial chemoembolization* - TACE) é um tipo de tratamento para CHC, em que são combinadas duas técnicas: embolização e quimioterapia. A TACE por empregar a técnica de embolização faz uso da Radiologia Intervencionista (RI), que requer uma incisão na região inguinal inferior a 2 milímetros, ou seja, é um procedimento minimamente invasivo, e, portanto, possibilita ao paciente um menor tempo de internação e de recuperação [KAWAI, 2024; ONCOGUIA, 2024].

A RI é a especialidade da radiologia que se destina à realização de procedimentos com finalidade diagnóstica e/ou terapêutica. No Brasil, a taxa do uso da radiação ionizante na medicina, aumenta cerca de 10% ao ano, o que mostra o crescente número de procedimentos realizados [BACCHIM NETO *et al.*, 2014].

Uma das principais preocupações no uso de RI está relacionada a quantidade de radiação recebida pelos profissionais envolvidos na realização de procedimentos, principalmente pelo número crescente desses procedimentos e pela carência de equipe médica capacitada disponível nos hospitais, o que permitiria rodízio funcional.

Doses altas de radiação durante o procedimento de TACE podem proporcionar diversos efeitos biológicos nocivos ao paciente e à equipe médica. No estudo dosimétrico apresentado por Khoury *et al.* (2015), foi relatado que mais de 30% dos pacientes receberam mais de 2 Gy de dose de entrada na pele, valor este que poderia causar algum efeito imediato, como o eritema [KHOURY *et al.*, 2015]. Em relação à exposição ocupacional durante o procedimento de TACE, observou-se valores de doses efetivas em torno de 80 μ Sv. Esses dados indicam que o limite de procedimentos de

quimioembolização que um médico poderia realizar é de quatro por semana, para que o limite anual de 20 mSv não seja ultrapassado [KHOURY *et al.*, 2015].

Há uma preocupação constante em relação ao uso das radiações em todas as áreas onde são aplicadas. Na medicina, em particular, existe uma preocupação significativa em relação às doses de radiação recebidas por pacientes e profissionais durante diagnósticos e terapias. A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) surgiu com o principal propósito de fazer recomendações para o controle da exposição às fontes de radiação [ICRP, 2007].

Dentre as recomendações, enfatiza-se a necessidade de otimizar a proteção e manter as doses tão baixas quanto razoavelmente possível. O objetivo das normas em proteção radiológica é estabelecer diretrizes para que o uso seguro da radiação promova uma conscientização mais ampla sobre proteção radiológica, visando minimizar os efeitos biológicos adversos nos seres humanos [ICRP, 2007; PEREIRA *et al.*, 2015].

Um meio de se proteger das radiações ionizantes é fazer uso de blindagens por meio do uso de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) e Equipamentos de Proteção Coletiva (EPCs), por exemplo. Nos últimos anos, estudiosos têm se dedicado à análise de materiais alternativos para a composição dos equipamentos de proteção, com o intuito de desenvolver EPIs mais leves e menos prejudiciais ao meio ambiente. Entre os materiais utilizados estão o tungstênio, o silício, entre outras combinações [KAZEMPOUR *et al.*, 2015; KIJIMA *et al.*, 2020]

Nota-se que muitos estudos dosimétricos referentes à quimioembolização hepática utilizam dosímetros e objetos simuladores físicos, que são ferramentas que possuem limitações ao realizarem medições das doses nos órgãos/tecidos do paciente e do profissional. Devido à limitação de mensurar as doses nos órgãos e tecidos, foram criados simuladores antropomórficos virtuais, que são mais eficientes por apresentarem semelhanças reais com as estruturas dos órgãos e tecidos presentes no corpo humano [CASSOLA *et al.*, 2011]. Por meio desses simuladores virtuais, é possível determinar de maneira eficiente as doses absorvidas em cada órgão/tecido, utilizando o Método Monte Carlo (MMC).

O MMC é um método estatístico que determina as interações da radiação com a matéria, a partir da distribuição de energia de diferentes partículas [YORIYAZ, 2009]. Assim, o objetivo do presente estudo foi investigar por meio de simulações de Monte Carlo a dose ocupacional durante o procedimento de quimioembolização hepática, e por meio

da avaliação da exposição à radiação por estes profissionais, responder aos seguintes questionamentos:

- i. Quais os valores de doses efetivas recebidas pelos profissionais durante o procedimento de quimioembolização hepática?
- ii. Quais tecidos e órgãos dos profissionais recebem maiores valores de doses equivalentes?
- iii. Qual a eficiência de blindagem de outros materiais além do chumbo na constituição de EPIs durante o procedimento de quimioembolização hepática?

Uma vez que o procedimento de quimioembolização hepática é um procedimento em que há doses altas de radiação envolvidas, a equipe médica é exposta durante todo o procedimento e corre o risco de ocorrência de efeitos biológicos. Há uma carência de pesquisas e estudos relacionados as doses recebidas pelos profissionais neste procedimento, portanto este trabalho teve como objetivo investigar as doses que Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) recebem durante o procedimento de quimioembolização hepática, por meio do Método Monte Carlo e objetos simuladores antropomórficos virtuais. Em seguida, foi realizada a análise das doses de radiação no contexto do procedimento em questão, levando em conta os diferenciais da aplicação da técnica, com o intuito de otimizar os mecanismos de radioproteção.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Tumores Hepáticos

Segundo Tortora e Derrickson (2016), o fígado desempenha um papel vital no corpo humano, sendo o segundo maior órgão, responsável por uma infinidade de funções, incluindo a regulamentação biliar, o ajuste da glicose no sangue, o metabolismo lipídico e proteico, o processamento de medicamentos e hormônios, bem como a excreção de bilirrubina, entre outras tarefas cruciais para manutenção da vida.

No Brasil, médicos como Oswaldo Cruz e Carlos Chagas fizeram contribuições significativas para a compreensão das doenças hepáticas, embora seus trabalhos não tenham sido especificamente focados apenas em tumores hepáticos [BENCHIMOL, 1995].

Os tumores hepáticos abrangem uma variedade extensa de neoplasias que diferem em histologia, etiologia e prognóstico. A classificação desses tumores é principalmente baseada em características histológicas e engloba o carcinoma hepatocelular (CHC), colangiocarcinoma, hemangioma hepático, adenoma hepático e carcinoma hepatocelular fibrolamelar (FHCC), entre outros (GOODMAN, 2007). A subclassificação do CHC em tipos bem diferenciado, moderadamente diferenciado e pouco diferenciado é essencial para determinar o manejo terapêutico e prognóstico (KROPF, 2009; FORNER *et al.*, 2018).

A terceira maior causa de morte por câncer no mundo é o carcinoma hepatocelular, uma forma agressiva de câncer hepático [KAWAI, 2024]. Além disso, é a principal neoplasia hepática em crianças nos países ocidentais, conforme levantamento conduzido por Stringer (2000).

O prognóstico dos pacientes com tumores hepáticos varia consideravelmente com base em fatores como estágio do tumor, grau de diferenciação, extensão da doença e resposta ao tratamento. O CHC é frequentemente associado a um prognóstico desfavorável devido à sua natureza agressiva e alta taxa de recorrência. A estratificação de risco baseada em características clínicas e moleculares tem sido proposta para melhor prever o prognóstico dos pacientes [VILLANUEVA, 2019]. O tratamento de tumores hepáticos envolve várias etapas que podem incluir:

2.1.1. Diagnóstico

O diagnóstico de tumores hepáticos envolve uma combinação de técnicas de imagem, como ultrassonografia, tomografia computadorizada

(TC) e ressonância magnética (RM), bem como biomarcadores séricos, como alfafetoproteína (AFP). Estudos recentes destacam a utilidade da ressonância magnética com contraste hepatobiliar (*Eovist ou Primovist*) na caracterização precisa de lesões hepáticas [CRUITE *et al.*, 2013].

2.1.2. *Tratamento*

As opções de tratamento para tumores hepáticos incluem cirurgia, ablação por radiofrequência, TACE, terapia alvo molecular e transplante hepático. A escolha do tratamento depende da natureza e do estágio do tumor, bem como da condição clínica do paciente. Avanços recentes na terapia alvo molecular, como o uso de inibidores de quinase, têm-se mostrado promissores no tratamento de CHC avançado [LLOVET *et al.*, 2008].

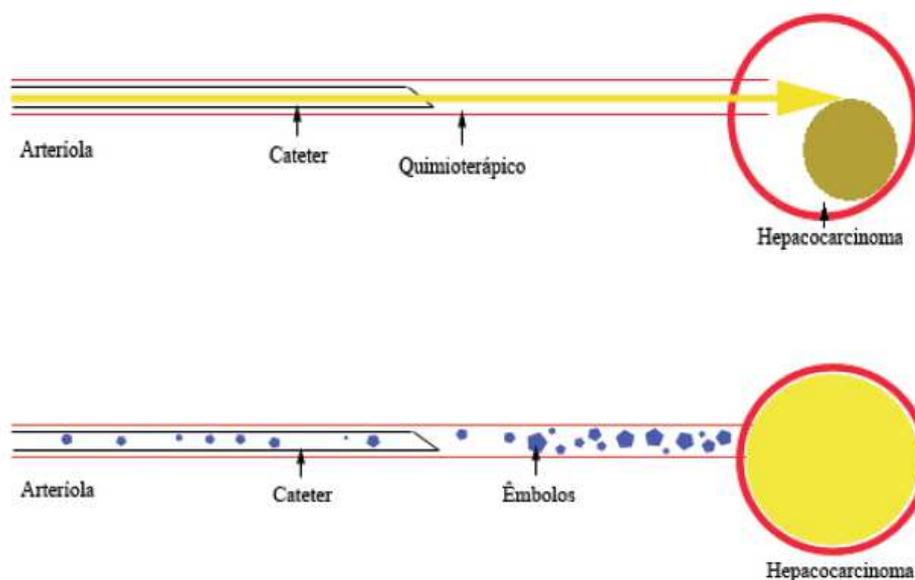
2.1.3. *Quimioembolização*

TACE é um tipo de tratamento onde são combinadas duas técnicas: embolização e quimioterapia [ONCOGUIA, 2024]. TACE é um procedimento da RI, em que requer uma incisão na região inguinal inferior a 2 milímetros, ou seja, é um procedimento minimamente invasivo, e, portanto, possibilita ao paciente um menor tempo de internação e de recuperação [KAWAI, 2024; ONCOGUIA, 2024].

Normalmente, os pacientes que são indicados ao tratamento TACE são aqueles que apresentam vários tumores ou um único tumor com tamanho superior a 5 cm [FRANÇA *et al.*, 2004]. O procedimento é realizado em uma sala de RI, com a utilização da fluoroscopia (imagem gerada a partir de raios X) como guia do catéter até a artéria nutridora do tumor.

O esquema do procedimento de TACE é mostrado na Figura 2.1.1 [ARABELA *et al.*, 2010].

Figura 2.1.1: Esquema ilustrativo do procedimento de TACE.



Fonte: Modificada de [ARABELA *et al.*, 2010].

De forma resumida, durante o procedimento de TACE, insere-se um cateter na artéria femoral sob anestesia local e, guiado por raios-X, o cateter é conduzido até a artéria hepática, responsável pela irrigação do tumor, sendo posicionado o mais próximo possível da lesão. Por meio do cateter, injeta-se um agente quimioterápico, que é distribuído na área abastecida por essa artéria [ARABELA *et al.*, 2010].

Após a injeção do quimioterápico, realiza-se o procedimento de embolização. Com o uso de um cateter, uma substância (microesferas, gelatina ou espuma) é injetada, obstruindo a arterióla, e, assim, interrompendo o fluxo de sangue para a área irrigada pelo vaso [ARABELA *et al.*, 2010]. Devido à interrupção do fluxo sanguíneo e ao efeito tóxico do quimioterápico, ocorre necrose em toda a área previamente irrigada pelo vaso cateterizado [ARABELA *et al.*, 2010].

2.2. Radiologia Intervencionista

A RI é uma área da medicina dedicada a utilização de técnicas minimamente invasivas, a partir do uso de raios X e de meios de contraste, para obtenção de imagens em tempo real dos órgãos e tecidos, com finalidade tanto diagnóstica como terapêutica [SANTOS *et al.*, 2014]. As principais vantagens das técnicas de RI são o menor tempo de

internação dos pacientes e uma maior rapidez do processo de recuperação, por se tratar de procedimentos minimamente invasivos.

Comparando os valores das doses efetivas para pacientes entre a radiologia e a medicina nuclear, Mettler *et al.* (2008) observaram variações significativas dependendo do tipo de procedimento. Na radiologia convencional, a dose varia entre 0,01 e 10 mSv, enquanto na tomografia computadorizada (TC) varia de 2 a 20 mSv. Na medicina nuclear, as doses vão de 0,3 a 20 mSv, enquanto os valores médios de dose efetiva para procedimentos intervencionistas variam entre 5 e 70 mSv [Mettler *et al.*, 2008].

Apesar do estudo das doses recebidas pelos pacientes ser importante, a maior preocupação é com os IOEs, pois esses profissionais normalmente se expõem à radiação ionizante durante muitos anos devido às suas funções laborais. Os profissionais que atuam na área de RI, sejam eles médicos, enfermeiros ou técnicos, são considerados os indivíduos mais sujeitos aos riscos ocupacionais decorrentes do uso da radiação ionizante [KO, *et al.*, 2018]. A exposição ocupacional ocorre devido a necessidade da presença desses profissionais durante todo o tempo de realização dos procedimentos, como a equipe normalmente realizará várias intervenções ao longo de sua jornada profissional, há uma preocupação em relação aos níveis de dose que essa população está exposta.

2.3. Interação da radiação com a matéria

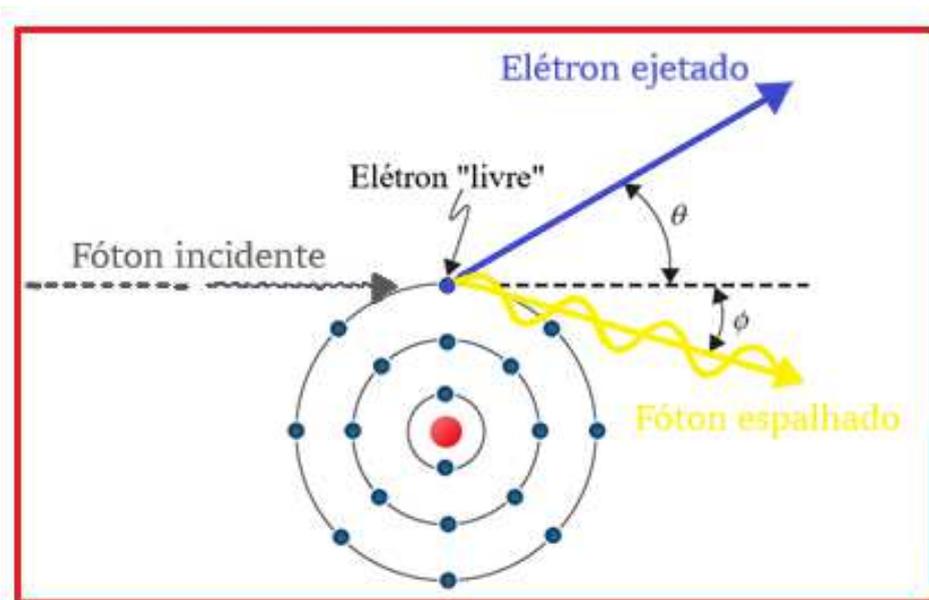
A Física das Radiações é a área da Física que se dedica ao estudo das interações das radiações ionizantes com a matéria [YOSHIMURA, 2009]. O tipo de interação vai depender das características do meio, da energia e do tipo de radiação. Na faixa de energia do radiodiagnóstico, as principais interações são:

2.3.1. Espalhamento Compton

No efeito Compton ou espalhamento inelástico, a colisão de um fóton com um elétron livre ou fracamente ligado, resulta na dispersão do fóton com menor energia (espalhado com ângulo φ) e na ejeção do elétron (ejetado com ângulo θ), conforme Figura 2.3.1.1 [KHAN & GIBBONS, 2014].

A ocorrência desse efeito é predominantemente para fótons com energias intermediárias. Esse efeito é responsável por prejudicar a qualidade da imagem e aumentar a dose de pacientes e da equipe médica que atua em procedimentos de radiodiagnóstico [KHAN & GIBBONS, 2014].

Figura 2.3.1.1: Representação do espalhamento Compton.



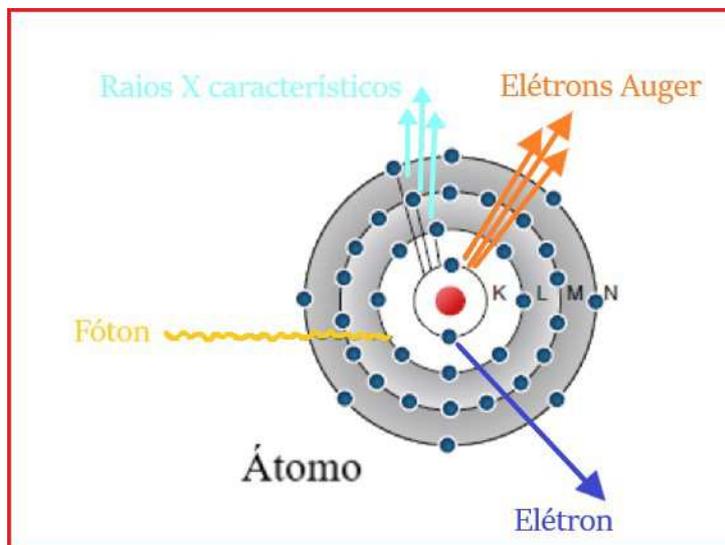
Fonte: Modificada de [KHAN & GIBBONS, 2014].

2.3.2. Efeito fotoelétrico

Nesse tipo de interação, há transferência total da energia de um fóton para um elétron, resultando na ejeção desse elétron da matéria após a absorção da energia pelo átomo [KHAN & GIBBONS, 2014]. Ao ser ejetado, o elétron deixa uma vacância na camada, que é rapidamente ocupada por um elétron de uma camada mais externa. Essa transição pode causar a emissão de raios X característicos ou de outro elétron, conhecido como elétron Auger.

Esse efeito é importante no processo de formação de imagens na radiologia, e é mais provável de ocorrer para energias mais baixas e para materiais de alto número atômico [KHAN & GIBBONS, 2014]. A Figura 2.3.2.1. apresenta o esquema do efeito fotoelétrico.

Figura 2.3.2.1: Representação do efeito fotoelétrico.



Fonte: Modificado de [KHAN & GIBBONS, 2014].

2.4. Proteção Radiológica

A proteção radiológica é um campo crucial para garantir a segurança de profissionais e de pacientes expostos à radiação ionizante. Os princípios básicos da proteção radiológica incluem:

- **Justificação:** garante que qualquer exposição à radiação seja benéfica, superando os riscos. Fica proibido expor um indivíduo à radiação ionizante sem justificativa [ANVISA/MS, 2022], portanto um paciente só executará um exame ou procedimento radiológico com a solicitação de um médico, que deve ser acompanhada da justificativa que comprove a necessidade de tal realização.
- **Otimização:** após confirmada a necessidade da realização do exame ou procedimento radiológico acompanhado de sua justificativa, a preocupação é em relação a dose de radiação. O princípio de otimização, frequentemente referida como ALARA "*tão baixas quanto razoavelmente exequíveis*", busca minimizar as doses de radiação sem comprometer a qualidade do diagnóstico ou tratamento [LEYTON *et al.*, 2014].

- Limitação: para trabalhadores expostos à radiação ionizante, fica estabelecido um valor limite de dose efetiva anual de 20 mSv e, para indivíduos do público este limite é de 1 mSv [ANVISA/MS, 2022; ICRP, 2007]. Na Tabela 1 são apresentados os valores de limite de dose de acordo com a Norma CNEN NN 3.01 [CNEN, 2024].

Tabela 1 – Limites de doses para os IOEs e indivíduos do público, estabelecidos pela ICRP nº 103 [ICRP, 2007; CNEN, 2024].

Limites de dose anual ¹			
Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv ²	1 mSv ³
	Lente dos olhos	20 mSv ²	15 mSv
Dose Equivalente	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

FONTE: CNEN, 2024

¹O termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, no período de janeiro a dezembro de cada ano.

²Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

³Em circunstâncias especiais, pode ser autorizado um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.

As normas de segurança da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) e as publicações da ICRP são referências primordiais na área de proteção radiológica. No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é a responsável pela elaboração das normas e das diretrizes relacionadas ao uso de radiação ionizante, bem como pelo controle das doses recebidas pelos profissionais e pelo público.

A publicação nº 103 da ICRP [ICRP, 2007], por exemplo, estabelece os princípios de proteção radiológica, enquanto a publicação ICRP nº 105 [ICRP, 2008] aborda especificamente a radioproteção em medicina. Estas diretrizes são amplamente adotadas por países para desenvolver suas regulamentações nacionais [LEYTON *et al.*, 2014; MOURA, 2015; ICRP, 2007]. A Norma 3.01 da CNEN é responsável por estabelecer os requisitos básicos de proteção radiológica em relação à exposição à radiação ionizante, abrangendo todas as atividades que envolvam exposição à radiação [CNEN, 2024].

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) deliberou em março de 2022, a Resolução da Diretoria Colegiada nº 611 (RDC 611) que estabelece os requisitos sanitários para organização e funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica e

intervencionista, além de regulamentar o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de técnicas radiológicas. Essa normativa exige a implementação de um programa de garantia de qualidade, programa de educação permanente e um programa de proteção radiológica sempre que o serviço utilizar radiação ionizante para fins diagnósticos ou intervencionistas, detalhando inclusive, os equipamentos de proteção que devem ser utilizados [ANVISA/MS, 2022].

A proteção radiológica envolve o uso de diversos equipamentos de proteção, como aventais de chumbo, protetores de tireoide e óculos de proteção. Além disso, dispositivos móveis, como biombos de plástico transparente com chumbo, e protetores anexados ao teto são eficazes na redução das doses de radiação para a cabeça e tronco dos profissionais durante procedimentos de longa duração, como procedimentos de RI [MOURA, 2015].

A educação e o treinamento contínuo em proteção radiológica são fundamentais para a segurança dos pacientes e dos IOEs. Guias como o "*Radiation Protection 116*" da Comissão Europeia enfatizam a importância de programas de formação acreditados para profissionais de saúde, assegurando que eles estejam atualizados com as melhores práticas e regulamentações vigentes [LEYTON *et al.*, 2014].

Estudos destacam a importância de monitorar as doses recebidas pelos profissionais em RI e implementar medidas de proteção adicionais, como dosímetros para medir doses nas mãos e cristalino. A otimização da dose durante procedimentos de RI é crucial para minimizar os efeitos maléficos advindos do uso da radiação [MOURA, 2015].

Portanto, a proteção radiológica é uma disciplina dinâmica que requer a constante atualização de práticas e a adoção de novas tecnologias e diretrizes. A literatura científica e as regulamentações nacionais e internacionais fornecem uma base sólida para garantir a segurança de todos os envolvidos em práticas que envolvem radiação ionizante.

2.5. Grandezas Dosimétricas

Foram criadas as grandezas dosimétricas a fim de auxiliar na quantificação das doses de radiação e determinação dos limites de dose, para que o uso da radiação seja realizado de forma controlada e responsável, garantindo a proteção radiológica.

2.5.1. Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é definida como a energia média ($d\varepsilon$) depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm [OKUNO & YOSHIMURA, 2010]. A dose absorvida pode ser obtida a partir da equação 2.5.1.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.5.1)$$

em que:

$d\varepsilon$: energia média depositada pela radiação em um ponto P ;

dm : massa de um determinado meio.

A unidade de medida utilizada no Sistema Internacional de Unidades (SI) para a dose absorvida, é o *Gray* (Gy), sendo que 1 Gy equivale a 1 Joule por quilograma (J/kg) [ICRP-89, 2002].

2.5.2. Produto kerma-área

O produto kerma-área (PKA) é definido como a integral do produto do kerma no ar (K_{ar}) em uma área, $dx dy$, do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela área do feixe no mesmo plano, conforme descrito pela equação 2.5.2 [CANEVARO, 2009].

$$PKA = \int_A K(x, y) dx dy \quad (2.5.2)$$

A unidade de medida utilizada no SI, para o PKA é o Gy.m².

2.5.3. Dose Equivalente

A dose equivalente (H_T) é considerada a principal grandeza para a proteção radiológica porque leva em consideração o dano no órgão/tecido de acordo com o tipo de radiação, já que os efeitos biológicos da radiação ionizante podem ser diferentes de acordo com o tipo de radiação que interage com o corpo humano [TAUHATA *et al.*, 2014]. A dose equivalente pode ser determinada pela equação 2.5.3.

$$H_T = w_R \times D_T \quad (2.5.3)$$

em que:

w_R : fator de ponderação da radiação, disposto na Tabela 2 [ICRP, 2007];

D_T : dose absorvida média no tecido ou órgão T .

A unidade de medida da dose equivalente no SI é o *Sievert* (Sv), que equivale a 1 J/kg [ICRP, 2002].

Tabela 2 – Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP n° 103 [ICRP, 2007].

Tipo de radiação	Fator de peso da radiação (w_R)
Raios X, raios γ e elétrons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20
Nêutrons	Função contínua de energia

2.5.4. Dose Efetiva

A dose efetiva (E) leva em consideração a diferença de radiosensibilidade entre os diversos órgãos e tecidos do corpo humano. Ela é definida como a soma do produto das doses equivalentes (H_T) pelos fatores de ponderação tecidual (w_T). Portanto, a dose efetiva analisa a dose recebida pelo corpo inteiro após a interação com a radiação ionizante [TAUHATA *et al.*, 2014]. A partir da equação 2.5.4 é possível determinar a dose efetiva.

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (2.5.4)$$

em que:

H_T : dose equivalente;

w_T : fator de ponderação tecidual para cada órgão/tecido, disposto na Tabela 3 [ICRP, 2007].

A unidade de medida da dose equivalente no SI é o *Sievert* (Sv), que equivale a 1 J/kg [ICRP, 2002].

Tabela 3 – Fatores de ponderação teciduais para os diferentes órgãos/tecido baseados na publicação 103 da ICRP [ICRP, 2007].

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

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

2.6. Método Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MMC) é uma técnica de simulação baseada em amostragens aleatórias massivas para obter resultados numéricos e simular processos probabilísticos. Esta abordagem é amplamente utilizada para resolver problemas complexos em física, matemática, finanças, entre outras áreas, onde soluções analíticas ou determinísticas são inviáveis [YORIYAZ, 2009]. O MMC é muito utilizado para simular o transporte de radiação nas três áreas da física médica, radiodiagnóstico, radioterapia e medicina nuclear [YORIYAZ, 2009].

A origem do nome "Monte Carlo" está associada ao projeto Manhattan durante a Segunda Guerra Mundial, quando cientistas como Stanislaw Ulam, John von Neumann e Enrico Fermi exploraram o uso de simulações probabilísticas para desenvolvimento da bomba atômica [ANGELOTTI *et al.*, 2008]. Embora, o método tenha ganhado destaque nessa época, suas bases podem ser encontradas em trabalhos anteriores, como os de Lord Kelvin e no problema da agulha de Buffon no século XVIII [ANGELOTTI *et al.*, 2008; LIMA *et al.*, 2007].

No início da década de 1960, Martin Berger criou o código ETRAN. Com o passar dos anos, novos códigos foram sendo desenvolvidos, permitindo atualmente a simulação do transporte de radiação com energia na ordem de GeV, utilizando o código *Monte Carlo N-Particle* (MCNP), por exemplo [BERGER, 1963; FONSECA *et al.*, 2015].

2.7. Objetos Simuladores Antropomórficos Virtuais

Para medir as doses absorvidas durante a exposição à radiação, são realizadas simulações do transporte de radiação que, além do código de Monte Carlo, utilizam os chamados objetos simuladores antropomórficos virtuais. O objetivo desses simuladores é simular as estruturas do corpo humano, levando em conta as diferentes composições dos órgãos e tecidos biológicos.

Os simuladores antropomórficos virtuais, assim como os códigos de Monte Carlo e os sistemas computacionais, evoluíram ao longo dos anos devido aos avanços tecnológicos alcançados. O primeiro estudo realizado com um objeto simulador foi no ano de 1950, onde Snyder calculou as doses de radiação na região do tronco [SNYDER, 1950]. Baseados em formas geométricas, em 1969 surgiram os objetos simuladores MIRD (do inglês *Medical Internal Radiation Dosimetry*), um pouco mais tarde, em 1982, Kramer *et al.* (1982) criaram os modelos ADAM (homem) e EVA (mulher) baseados em modelos matemáticos [CRISTY *et al.*, 1987; KRAMER *et al.*, 1982].

Com a evolução no processamento de imagens médicas, foram criados os modelos a partir de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética, baseados em *voxel*, sendo o primeiro modelo masculino, desenvolvido por Zubal *et al.* (1994). Anos depois os modelos MAX (*Male Adult Voxel*) e FAX (*Female Adult Voxel*) foram desenvolvidos e, posteriormente, atualizados por MAX06 e FAX06 com as características de composição óssea [ZUBAL *et al.*, 1994; KRAMER *et al.*, 2003; KRAMER *et al.*, 2004; KRAMER *et al.*, 2006].

Os simuladores AF (*Female Adult*) e AM (*Male Adult*) foram desenvolvidos de acordo com a publicação nº 110 da ICRP [ICRP, 2009]. Em 2010, o Grupo de Dosimetria Computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco desenvolveu os modelos FASH (*Female Adult meSH*) e MASH (*Male Adult meSH*), baseados na publicação nº 89 da ICRP [ICRP, 2002; CASSOLA *et al.*, 2009].

Os simuladores virtuais desenvolvidos por Cassola *et al.* (2009) passaram por diversas correções após a identificação de problemas, como "buracos" nas paredes dos órgãos gastrointestinais. Os modelos MASH3 e FASH3 representam a terceira versão dos modelos iniciais MASH e FASH (Cassola *et al.*, 2011). Neste trabalho, o simulador virtual MASH3 (Figura 2.7.1) foi utilizado para simular o médico, o assistente e o paciente, apresentando as seguintes características antropométricas: massa de 73 kg e 176 cm de altura (Cassola *et al.*, 2011).

Figura 2.7.1: Representação do objeto antropomórfico virtual masculino MASH3, utilizado neste trabalho.



Fonte: Retirada de [CASSOLA *et al.*, 2011].

3. METODOLOGIA

Neste trabalho, foram simulados cenários típicos do procedimento de quimioembolização transarterial para tratamento de tumores hepáticos. As simulações foram realizadas por meio do código MCNP (versão 6.2) [WERNER *et al.*, 2018], utilizando o objeto simulador antropomórfico virtual masculino MASH3 [CASSOLA *et al.*, 2011].

O trabalho publicado por Garzón *et al.* (2015) foi utilizado como referência por fornecer os parâmetros mais comuns nesse tipo de procedimento, como valores de tensão, tamanho de campo, projeções e o valor experimental do PKA (usado para o cálculo da dose equivalente e efetiva dos profissionais). As projeções simuladas foram: póstero-anterior (PA) e oblíqua anterior direita, 26° (RAO26). O campo de irradiação foi de 35×35 cm², e os valores de tensão utilizados foram 70 kV e 80 kV.

Foram modelados oito cenários de RI com o intuito de avaliar as doses de radiação recebidas pelos profissionais expostos. Para calcular os valores das doses equivalentes e efetivas, utilizou-se o *tally* F6 (MeV/g/source-particle) do código MCNP6.2. Os espectros de energia foram gerados pelo software *SpekCalc* (POLUDNIOWSKI *et al.*, 2009) com valores de tensões de 70 kV e 80 kV (GARZÓN *et al.*, 2015), filtração de 2,1 mmAl, ângulo anódico de 12° e alvo de tungstênio. Foram simuladas 1E9 histórias de partículas a fim de diminuir as incertezas estatísticas.

3.1. Geometria da Sala do Procedimento

As composições dos materiais utilizados nas simulações foram obtidas do '*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*' [MCCONN *et al.*, 2011]. As dimensões bem como os materiais utilizados nas simulações, são apresentados na Tabela 4.

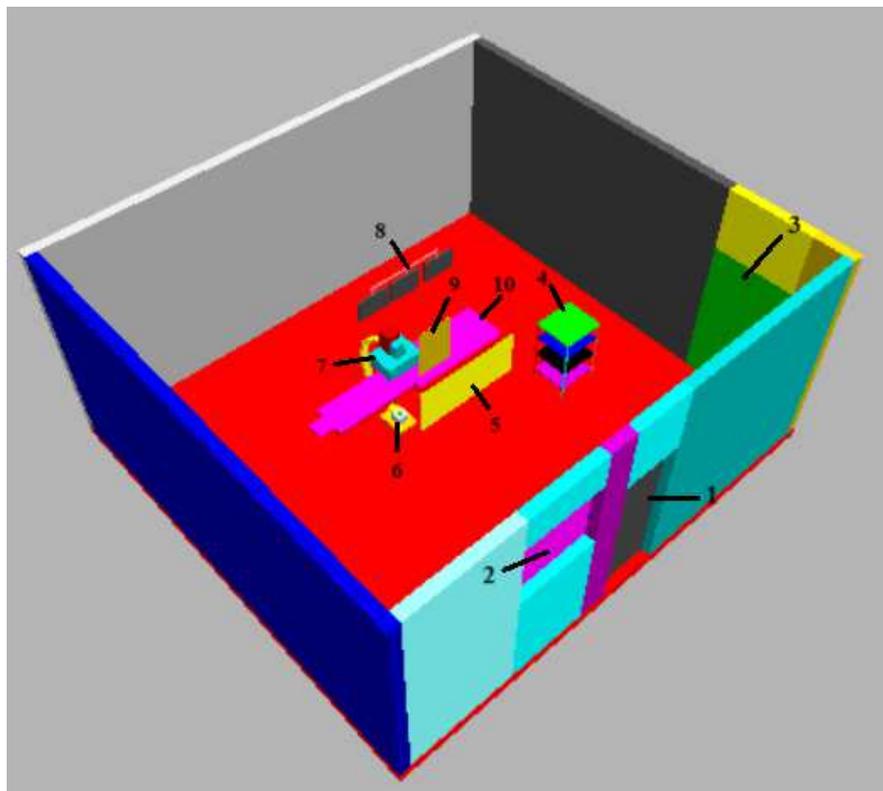
Tabela 4 – Descrição dos itens usados no cenário computacional de TACE.

Item	Descrição
Sala do procedimento	646 cm de comprimento, 590 cm de largura e 300 cm de altura, preenchida com ar atmosférico.
Paredes da sala	As foram construídas por paralelepípedos de 15 cm de espessura, preenchidas por “ <i>concrete, barite (type BA)</i> ”, cuja densidade é $\rho=3,35$ g/cm ³ e composto por hidrogênio (0,3585%), oxigênio (31,1622%), magnésio (0,1193%), alumínio (0,4189%), silício (1,045%), enxofre

	(10,7858%), cálcio (5,0194%), ferro (4,7505%) e bário (46,34%).
Vidro plumbífero	Painel de vidro medindo 108 cm de comprimento, 97 cm de largura, 1.3 cm de espessura, densidade $\rho = 6.22 \text{ g/cm}^3$, composto por oxigênio (15.645%), silicone (8.086%), titânio (0.809%), arsênio (0.2651%), e chumbo (75.193%).
Mesa cirúrgica (Base)	Feita pelo material " <i>Steel HT9 Stainless</i> ", paralelepípedo de 52 cm (comprimento) x 77 cm (altura) x 2 cm (espessura), com densidade de $\rho=7,874 \text{ g/cm}^3$.
Mesa cirúrgica (Tampo)	Três paralelepípedos ($70 \times 164 \text{ cm}^2$, $46 \times 117 \text{ cm}^2$, $22 \times 22 \text{ cm}^2$), com 1 cm de espessura, feito de "bakelite", com densidade $\rho = 1.25 \text{ g/cm}^3$.
Colchão	Três paralelepípedos ($62 \times 140 \text{ cm}^2$, $46 \times 117 \text{ cm}^2$, $22 \times 22 \text{ cm}^2$), com 4 cm de espessura, feito de "polystyrene", com densidade $\rho = 1.06 \text{ g/cm}^3$.
Equipamento de Fluoroscopia (Arco C)	Três paralelepípedos com dimensões $18 \times 120 \times 10 \text{ cm}^3$, $18 \times 10 \times 180 \text{ cm}^3$, e $18 \times 80 \times 10 \text{ cm}^3$, preenchido com polyvinyl toluene (PVT), com densidade 1.032 g/cm^3 e é composto por hidrogênio (8.5%) e carbono (91.5%).
Tubo de raios X	Two paralelepípedos com dimensões $30 \times 40 \times 15 \text{ cm}^3$ e $30 \times 25 \times 20 \text{ cm}^3$, 1 cm de espessura, preenchido com "HT9 Stainless Steel", densidade $\rho = 7.874 \text{ g/cm}^3$.
Intensificador de imagens	Paralelepípedo medindo $40 \text{ cm} \times 50 \text{ cm} \times 18 \text{ cm}$, preenchido com "HT9 Stainless Steel", densidade $\rho = 7.874 \text{ g/cm}^3$.
Monitores	Dois paralelepípedos, com medidas $45 \times 30 \text{ cm}^2$ e 3 cm de espessura, preenchido por "E-glass fiber", densidade $\rho = 2.565 \text{ g/cm}^3$, preenchido com fiberglass type E, com a densidade de 2.565 g/cm^3 . A composição inclui boro (2.28%), oxigênio (47.195%), flúor (0.4895%), sódio (0.726%), magnésio (1.4759%), alumínio (7.2536%), silicone (24.7102%), potássio (0.8127%), carbono (14.3428%), titânio (0.44%), e ferro (0.2739%).
Carrinho auxiliar	Paralelepípedos medindo $57 \text{ cm} \times 62 \text{ cm} \times 90 \text{ cm}$, preenchidos por "HT9 Stainless Steel", densidade $\rho = 7.874 \text{ g/cm}^3$.

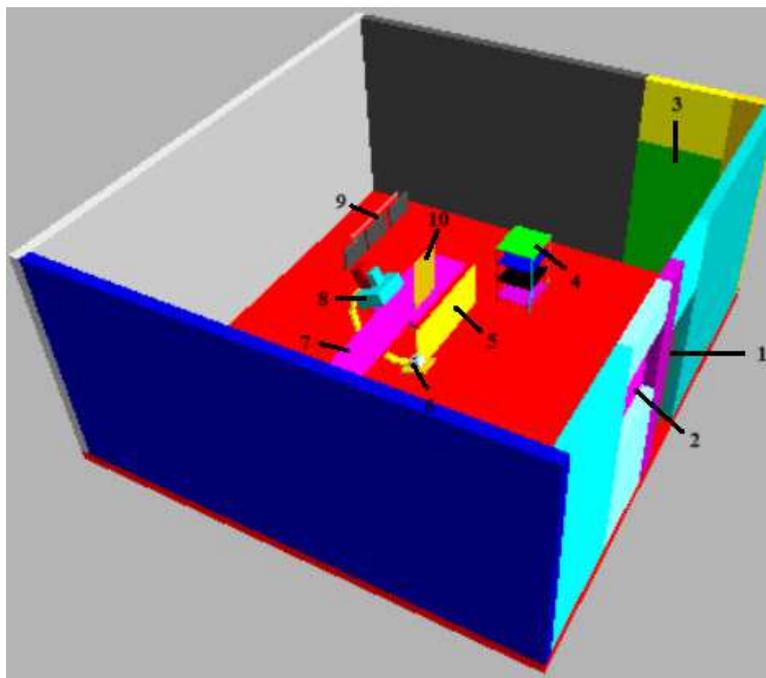
A sala modelada no MCNP para este estudo, é representada nas Figuras 3.1.1 e 3.1.2, com o equipamento de fluoroscopia posicionado nas projeções PA e RAO26, respectivamente.

Figura 3.1.1: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, mostrando: 1) porta de entrada dos funcionários; 2) vidro plumbífero; 3) porta de entrada de pacientes; 4) carrinho auxiliar; 5) cortina de chumbo; 6) tubo de raios X; 7) intensificador de imagens; 8) monitores; 9) vidro plumbífero suspenso e 10) mesa cirúrgica.



Fonte: a autora (2024).

Figura 3.1.2: Sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, mostrando: 1) porta de entrada dos funcionários; 2) vidro plumbífero; 3) porta de entrada de pacientes; 4) carrinho auxiliar; 5) cortina de chumbo; 6) tubo de raios X; 7) mesa cirúrgica; 8) intensificador de imagens; 9) monitores e 10) vidro plumbífero suspenso.



Fonte: a autora (2024).

3.2. Objetos Simuladores Virtuais

Nas simulações foi utilizado o objeto simulador antropomórfico virtual masculino, para representar o médico principal, o assistente e o paciente, com as seguintes características:

- MASH3: 113 órgãos, 176 cm de altura e massa de 73 kg.

3.3. Cenários Modelados

O cenário típico de uma sala de RI foi construído de maneira simplificada contendo um equipamento de fluoroscopia (arco C, tubo de raios X e intensificador de imagens), uma mesa cirúrgica, um carrinho auxiliar e três monitores. Os EPCs considerados nesta simulação foram: vidro plumbífero suspenso (em frente ao médico principal na altura do tórax) e cortina de chumbo (abaixo da mesa cirúrgica, em frente ao médico principal). Em outro cenário, buscando avaliar a redução de dose nos IOEs foram inseridos os EPIs: aventais de proteção, protetores

de cérebro, protetores de tireoide e óculos plumbíferos. Todos os EPIs e EPCs foram modeladas com o material chumbo de densidade igual a $11,35 \text{ g/cm}^3$.

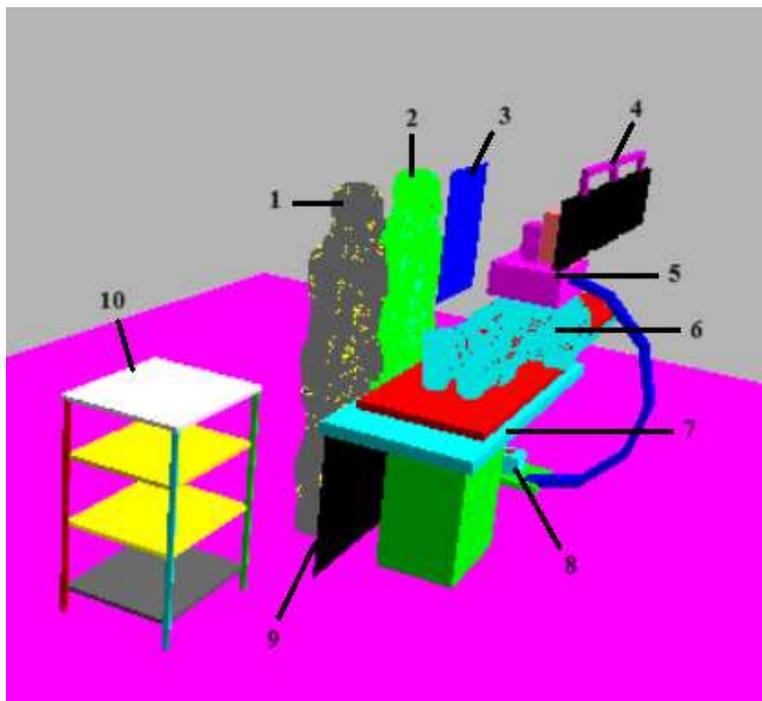
Foram utilizados três objetos simuladores antropomórficos virtuais MASH3 [CASSOLA *et al.*, 2011] para representar um médico principal, um assistente e um paciente. Para comprovar a eficácia dos EPIs e EPCs em um procedimento de quimioembolização hepática, foram simulados os seguintes cenários:

- i. Sem nenhum EPI, apenas com os EPCs, conforme Figuras 3.3.1 e 3.3.2;
- ii. Com todos os EPIs e EPCs compostos por chumbo (Pb), conforme Figuras 3.3.3 e 3.3.4.

A fim de investigar a diferença de blindagem de acordo com o material do avental de proteção, foram realizadas as simulações do cenário em que os IOEs faziam o uso de todos EPIs e EPCs, adotando as seguintes variações no material do avental de proteção:

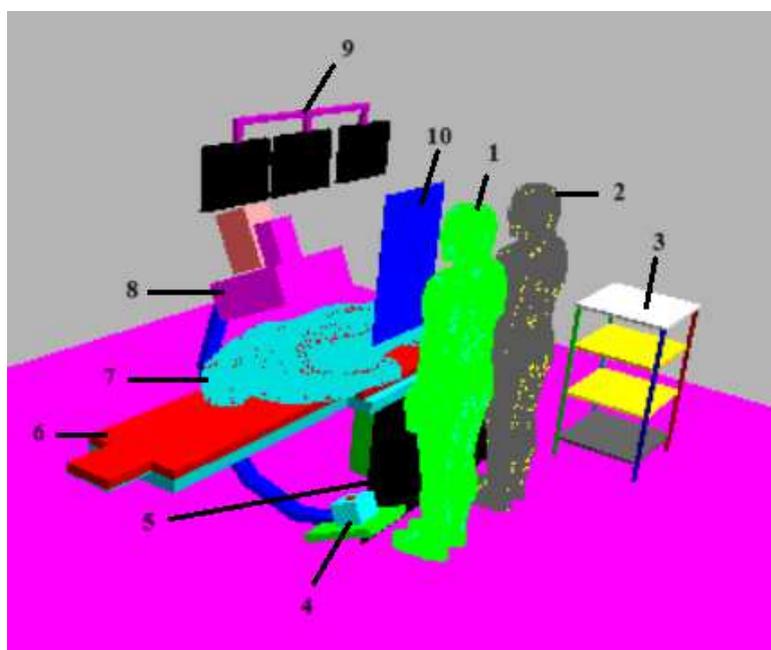
- i. EPIs e EPCs compostos por chumbo, com exceção do avental de proteção, composto pelo material I (WSi: 67% W + 33% Si) [KAZEMPOUR *et al.*, 2015];
- ii. Todos EPIs e EPCs compostos por chumbo, com exceção do avental de proteção, composto pelo material II (borracha de tungstênio: 90% W + 10% *Rubber silicon*) baseado no material de KIJIMA *et al.*, (2020), mas com uma composição diferente.

Figura 3.3.1: Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, com os EPCs e sem os EPIs, mostrando: 1) médico principal; 2) assistente; 3) vidro plumbífero suspenso; 4) monitores; 5) intensificador de imagens; 6) paciente; 7) mesa cirúrgica; 8) tubo de raios X; 9) cortina de chumbo e 10) carrinho auxiliar.



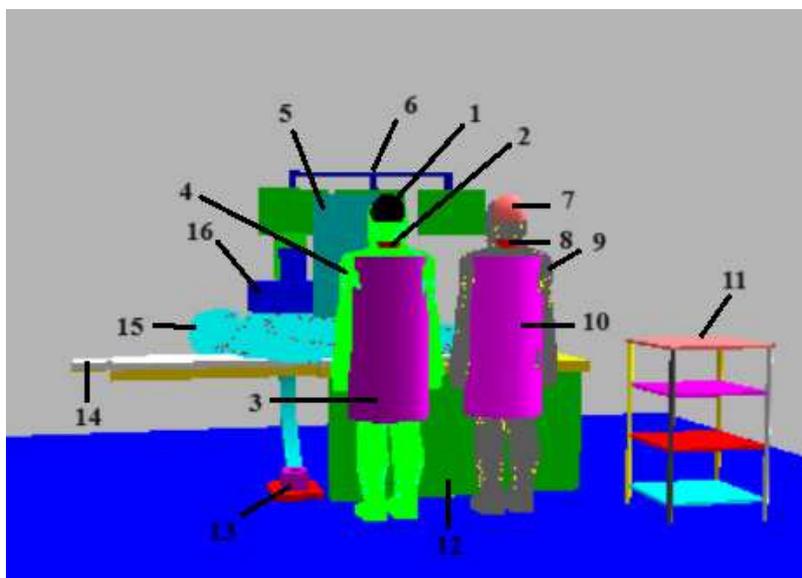
Fonte: a autora (2024).

Figura 3.3.2: Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, com os EPCs e sem os EPIs, mostrando: 1) médico principal; 2) assistente; 3) carrinho auxiliar; 4) tubo de raios X; 5) cortina de chumbo; 6) mesa cirúrgica; 7) paciente; 8) intensificador de imagens; 9) monitores e 10) vidro plumbífero suspenso.



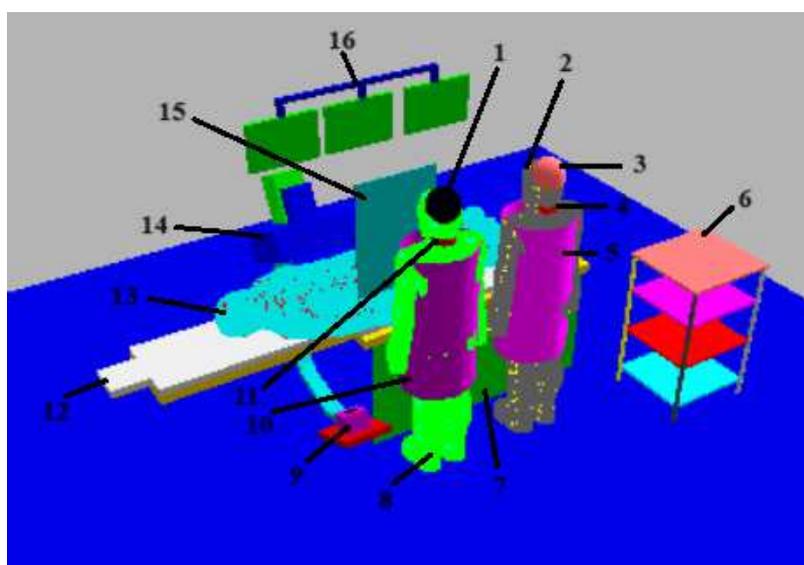
Fonte: a autora (2024).

Figura 3.3.3: Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção PA, com os EPCs e os EPIs (independente do material), mostrando: 1) protetor de cérebro; 2) protetor de tireoide; 3) avental de proteção; 4) médico principal; 5) vidro plumbífero suspenso; 6) monitores; 7) protetor de cérebro; 8) protetor de tireoide; 9) assistente; 10) avental de proteção; 11) carrinho auxiliar; 12) cortina de chumbo; 13) tubo de raios X; 14) mesa cirúrgica; 15) paciente e 16) intensificador de imagens.



Fonte: a autora (2024).

Figura 3.3.4: Esquema da sala de RI modelada no MCNP, com a projeção RAO26, com os EPCs e os EPIs (independente do material), mostrando: 1) protetor de cérebro; 2) assistente; 3) protetor de cérebro; 4) protetor de tireoide; 5) avental de proteção; 6) carrinho auxiliar; 7) cortina de chumbo; 8) médico principal; 9) tubo de raios X; 10) avental de proteção; 11) protetor de tireoide; 12) mesa cirúrgica; 13) paciente; 14) intensificador de imagens; 15) vidro plumbífero suspenso e 16) monitores.



Fonte: a autora (2024).

3.4. Cálculos Dosimétricos

A partir dos resultados advindos das simulações foi possível realizar os cálculos para a obtenção dos valores de dose equivalente e dose efetiva. Os coeficientes de conversão (CC) relacionam os valores encontrados computacionalmente com os valores experimentais, a partir da razão entre uma grandeza de interesse e uma grandeza obtida experimentalmente.

Com as Equações 3.4.1 e 3.4.2 foram obtidos os valores de coeficiente de conversão para a dose equivalente $CC[H_T]$ e dose efetiva $CC[E]$, respectivamente.

$$CC[H_T] = \frac{D_{T,R} \times w_R}{Pka_{simulado}} \quad (3.4.1)$$

em que:

$D_{T,R}$: valor obtido pelo *tally* F6 (Mev/g/source-particle) do código MCNP nos órgãos e tecidos de interesse;

w_R : fator de ponderação da radiação, igual a 1 para raios X;

$Pka_{simulado}$: valor obtido pelo *tally* F6 (Mev/g/source-particle) do código MCNP, calculado a partir de um medidor de PKA (paralelepípedo de ar com área de 36 cm², posicionado perpendicularmente ao feixe de raios X).

$$CC[E] = \sum_T w_T \times CC[H_T] \quad (3.4.2)$$

em que:

w_T : fator de ponderação tecidual [ICRP, 2007].

Garzón *et al.* (2015) publicaram um estudo sobre a avaliação de doses em pacientes submetidos ao procedimento de quimioembolização hepática, no qual foi calculado o valor experimental do PKA, utilizando os parâmetros radiográficos adotados neste trabalho (tensão: 70 kV e 80 kV; tamanho do campo: 35×35 cm²; e projeções: PA e RAO26). Nessas condições, o valor médio do PKA encontrado para pacientes do gênero masculino foi de 297 Gy.cm². Para obter os valores absolutos das

doses equivalentes e efetivas, os valores de $CC[H_T]$ e $CC[E]$ foram multiplicados pelo PKA experimental obtido no estudo de GARZÓN *et al.* (2015).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste trabalho, foram calculadas as doses equivalentes e efetivas recebidas pelos profissionais, incluindo um médico principal e o assistente, durante procedimentos de quimioembolização hepática. Foram analisados o impacto de algumas características típicas do procedimento, como o valor da tensão aplicada ao tubo de raios X, diferentes projeções e a variação da composição do avental de proteção, um dos EPIs que deve ser utilizado pelos profissionais.

Os valores das doses equivalentes e efetivas, juntamente com suas respectivas incertezas, considerando os dois valores de tensões e as duas projeções utilizadas neste trabalho, para o médico principal e o assistente, estão dispostos nos apêndices A e B, respectivamente. Esses valores referem-se tanto às doses recebidas sem o uso de EPIs, apenas com o uso de EPCs, quanto às doses recebidas nos cenários em que os profissionais utilizaram todos os EPIs e EPCs.

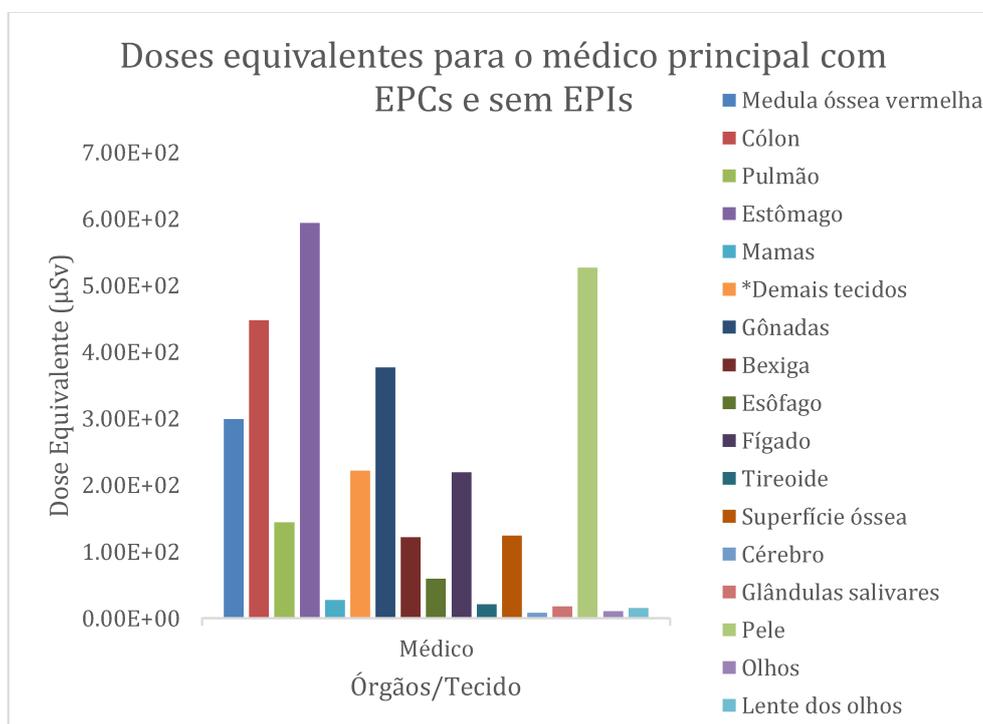
4.1. Exposição ocupacional com o uso de EPCs e sem o uso de EPIs

Observou-se que a projeção RAO26 acarretou maiores valores de doses para os profissionais, e à medida que a tensão aumentou, as doses também aumentaram, portanto o cenário mais crítico foi para a projeção RAO26 utilizando a tensão de 80 kV. Os valores de doses equivalentes e efetivas para o médico principal e o assistente, no cenário sem o uso dos EPIs, apenas com os EPCs foram apresentadas nas Tabelas A.1 e B.1, apresentadas nos apêndices A e B.

Em relação à dose efetiva, considerando o cenário mais crítico (projeção RAO26, tensão de 80 kV e apenas com o uso de EPCs), o médico principal recebeu 266,82 μSv , enquanto a dose para o assistente foi de 30,27 μSv , ou seja, o assistente recebeu aproximadamente 89% a menos de dose em relação ao médico principal. A explicação do médico ter recebido uma dose mais elevada em comparação ao assistente, é devido à sua localização ser mais próxima ao paciente em comparação a posição do assistente, que em procedimentos de RI, é considerado a maior fonte espalhadora de radiação.

As doses equivalentes para os órgãos/tecidos também foram analisadas, na Figura 4.1.1 são apresentados esses valores para médico principal sem EPIs, apenas com o uso dos EPCs.

Figura 4.1.1: Valores de doses equivalentes para o médico principal com EPCs e sem EPIs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.



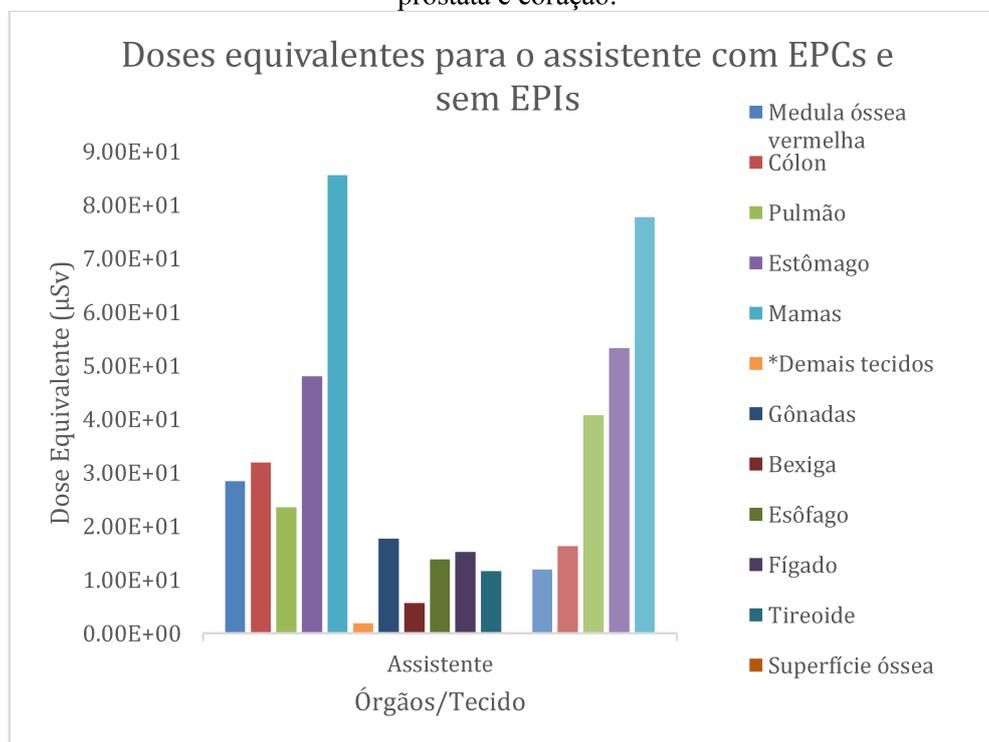
Fonte: a autora (2024).

Nota-se na Figura 4.1.1 que os cinco órgãos que tiveram maiores valores de dose equivalente foram: medula óssea vermelha ($2,99E+02 \mu\text{Sv}$) cólon ($4,48E+02 \mu\text{Sv}$), estômago ($5,94E+02 \mu\text{Sv}$), gônadas ($3,76E+02 \mu\text{Sv}$) e a pele ($5,27E+02 \mu\text{Sv}$).

Khoury *et al.* (2015) realizaram um estudo experimental no qual foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD) para avaliar as doses equivalentes recebidas pelo médico principal durante a realização de quimioembolização hepática. Nos olhos, foram registradas doses de $85 \mu\text{Sv}$ e $497 \mu\text{Sv}$ nos lados direito e esquerdo, respectivamente. Comparando esses valores com o obtido neste trabalho ($10,3 \mu\text{Sv}$), percebe-se que este valor está cerca de 88% abaixo do menor valor de dose encontrado experimentalmente por Khoury *et al.* (2015). Importante ressaltar que na instituição onde o estudo foi realizado por Khoury *et al.* (2015), havia a ausência do vidro plumbífero suspenso, além de a tensão média utilizada ser de $96,4 \text{ kV}$, fatores que influenciaram para maiores valores de dose recebida nos olhos do médico [KHOURY *et al.*, 2015].

Para o assistente, os valores das doses equivalentes para os órgãos/tecidos analisados são apresentados na Figura 4.1.2.

Figura 4.1.2: Valores de doses equivalentes para o médico assistente com EPCs e sem EPIs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.



Fonte: a autora (2024).

Observando a Figura 4.1.2, nota-se que para o médico assistente os cinco órgãos que tiveram maiores valores de dose equivalente foram: estômago ($4,80E+01 \mu\text{Sv}$), mamas ($8,56E+01 \mu\text{Sv}$), pele ($4,07E+01 \mu\text{Sv}$), olhos ($5,33E+01 \mu\text{Sv}$) e lente dos olhos ($7,78E+01 \mu\text{Sv}$). Comparando os órgãos que mais receberam doses nos dois profissionais, pode-se notar que os olhos do médico principal receberam cerca de 81% a menos de dose em relação ao médico assistente. Essa maior exposição pode ser atribuída ao tamanho do vidro plumbífero suspenso, que foi capaz de proteger apenas o médico principal.

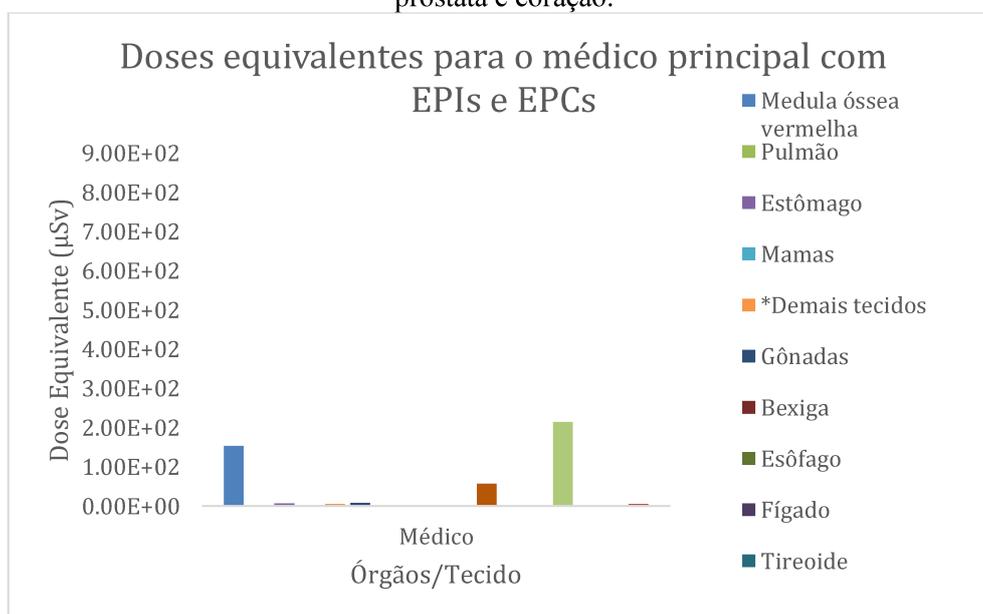
Percebe-se, também que tanto o médico principal quanto o assistente, obtiveram doses elevadas no estômago, mamas e pele, mostrando a importância do uso de protetores principalmente nessa região do corpo, que tende a ser mais afetada para o procedimento de quimioembolização hepática.

4.2. Exposição ocupacional com o uso de EPIs e EPCs

Para comprovar a proteção dos EPIs no procedimento de quimioembolização hepática, foram avaliadas as doses equivalentes e efetivas para os profissionais utilizando EPIs (óculos plumbíferos, protetor de cérebro, avental e protetor de tireoide) e EPCs (cortina de chumbo e vidro plumbífero suspenso). Neste cenário a situação mais crítica, em que foram observadas as maiores doses, também foi para a projeção RAO26 utilizando a tensão de 80 kV.

O gráfico da Figura 4.2.1 mostra os valores de doses equivalentes que o médico principal recebeu durante um procedimento de quimioembolização hepática fazendo uso o uso de todos os EPIs e EPCs.

Figura 4.2.1: Valores de doses equivalentes para o médico principal com EPIs e EPCs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.



Fonte: a autora (2024).

Os órgãos que tiveram maiores valores de dose equivalente, de acordo com a Figura 4.2.1, foram: medula óssea vermelha ($1,52E+02 \mu\text{Sv}$), estômago ($5,93E+00 \mu\text{Sv}$), gônadas ($7,36E+00 \mu\text{Sv}$), superfície óssea ($5,69E+01 \mu\text{Sv}$) e pele ($2,14E+02 \mu\text{Sv}$).

A dose efetiva para o médico principal, considerando o cenário em que o profissional utilizou todos EPIs e EPCs, foi de $24,12 \mu\text{Sv}$ na situação mais crítica, utilizando a projeção RAO26 e a tensão de 80 kV. Este resultado está alinhado com os achados da literatura, onde foram realizadas análises da dose efetiva em médicos que realizaram procedimentos de

quimioembolização hepática [DEGIORGIO *et al.*, 2018; KHOURY *et al.*, 2015; KIM *et al.*, 2022].

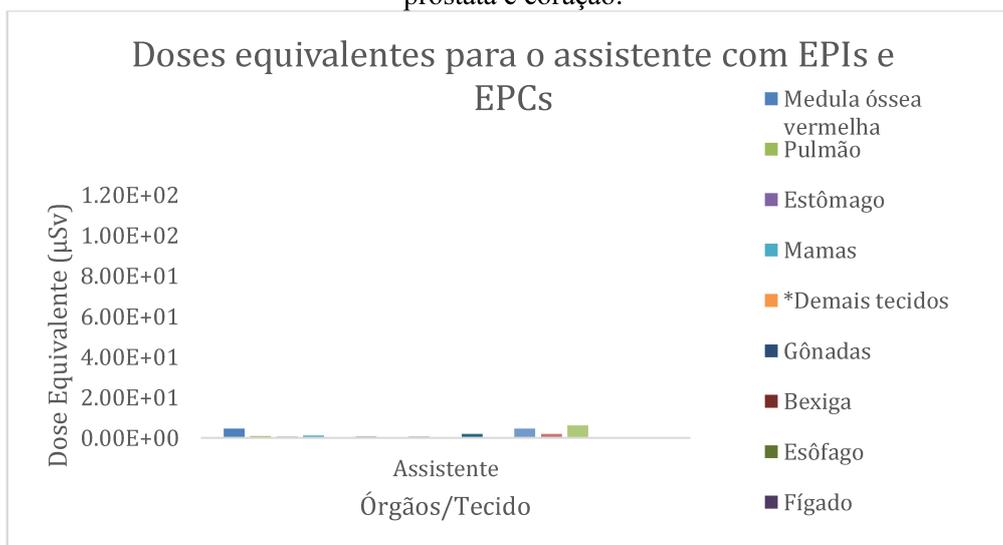
Kim *et al.* (2022) encontraram um valor de dose efetiva 24,8 μSv por meio do uso de dosímetros pessoais, portanto, este valor é aproximadamente 3% menor em relação ao valor de dose efetiva (24,12 μSv) encontrado no presente trabalho. A variação nos valores encontrados pode ser atribuída às diferenças nos equipamentos de proteção utilizados em cada estudo, nas projeções empregadas, dentre outros parâmetros que não foram mencionados no trabalho, impossibilitando uma comparação mais precisa [KIM *et al.*, 2022].

Degiorgio *et al.* (2018) também utilizaram dosímetros pessoais para mensurar a dose efetiva ocupacional que variou de 0 a 9,96 μSv para o médico usando os seguintes equipamentos de proteção: aventais, protetor de tireoide (0,5 mmPb), óculos (0,75 mmPb), cortina de chumbo e vidro plumbífero suspenso. O valor de tensão variou entre 60 e 120 kV e, a maioria dos procedimentos foram realizados na projeção PA. Ao comparar o maior valor de dose efetiva obtido por Degiorgio *et al.* (2018), com o valor encontrado neste trabalho de 9,01 μSv (projeção PA e tensão 70 kV), observa-se que o valor deste trabalho é aproximadamente 10% menor em relação ao obtido por Degiorgio *et al.* (2018).

Na pesquisa de Khoury *et al.* (2015) detalhes como o tamanho campo e a projeção mais utilizada durante os procedimentos não foram informados, mas a equipe utilizou avental plumbífero, protetor de tireoide (0,5 mmPb ou 0,25 mmPb) e cortina de chumbo como equipamentos de proteção. A dose efetiva para o médico foi de 17 μSv , valor aproximadamente 30% menor em relação ao encontrado no presente estudo para a projeção RAO26 e tensão de 80 kV. O valor mais próximo ao obtido neste estudo em relação à avaliação realizada por Khoury *et al.* (2015) foi para a projeção RAO26 e tensão de 70 kV, utilizando todos os EPIs e EPCs (18,7 μSv), em que se observa que o valor deste trabalho é aproximadamente 9% menor em relação ao valor de dose efetiva obtido por Khoury *et al.* (2015).

É importante destacar que as diferenças nos valores das doses efetivas apresentadas neste trabalho, em comparação com os dados fornecidos na literatura, se devem a vários fatores, tais como a posição do médico na sala, o uso de controle automático de exposição, o uso de EPIs e EPCs, e os parâmetros radiográficos (tensão, tamanho de campo, projeção).

Figura 4.2.2: Valores de doses equivalentes para o médico assistente com EPIs e EPCs durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.



Fonte: a autora (2024).

Analisando a Figura 4.2.2, observa-se que utilizando-se os EPIs e EPCs, o assistente recebeu maiores valores de dose equivalente nos seguintes órgãos: medula óssea vermelha ($4,42E+00 \mu\text{Sv}$), mamas ($1,10E+00 \mu\text{Sv}$), tireoide ($1,76E+00 \mu\text{Sv}$), cérebro ($4,55E+01 \mu\text{Sv}$) e pele ($6,11E+00 \mu\text{Sv}$). Para este profissional, o maior valor de dose efetiva encontrado foi de $1,16 \mu\text{Sv}$ para projeção RAO26 com tensão de 80 kV. Comparando a dose efetiva entre os dois profissionais presentes durante o procedimento, nota-se que o médico assistente recebeu um valor de dose efetiva 95% menor em comparação com o médico principal. O principal motivo para isso é que o médico principal está posicionado mais próximo do paciente (espalhador de radiação).

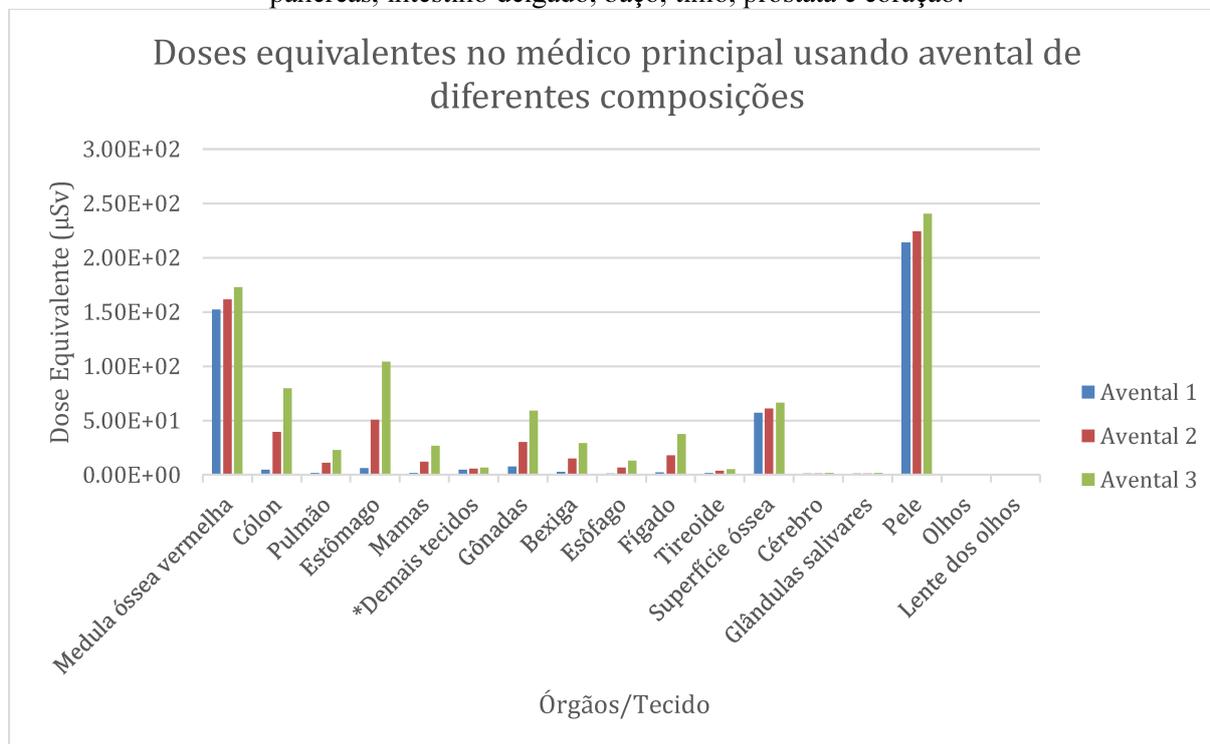
4.3. Avaliação das diferentes composições do avental de proteção

A fim de investigar a diferença no nível de proteção de acordo com o material do avental de proteção, foram analisadas duas outras composições além do material convencional, o chumbo (Pb):

- I. **Avental 1** - 100% Pb, densidade de $11,35 \text{ g/cm}^3$;
- II. **Avental 2** - 90% W + 10% *Rubber silicon*, densidade $6,90 \text{ g/cm}^3$;
- III. **Avental 3** - 67% W + 33% Si, densidade $5,70 \text{ g/cm}^3$.

Os valores de doses equivalentes para o médico principal utilizando os aventais de proteção 1, 2 e 3 são apresentados na Figura 4.3.1.

Figura 4.3.1: Valores de doses equivalentes para o médico principal utilizando avental de proteção de diferentes materiais durante a realização do procedimento de quimioembolização hepática, considerando a projeção RAO26 e valor de tensão de 80 kV. *Demais tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.



Fonte: a autora (2024).

Observa-se a partir da Figura 4.3.1 que o material mais eficaz para o avental de proteção é o chumbo, pois para todos os órgãos/tecidos analisados, o médico principal recebeu doses equivalentes menores ao usar o avental composto por chumbo (avental 1). Ao considerar a pele, que é o tecido que obteve o maior valor de dose equivalente, verifica-se que a diferença percentual entre os valores de doses equivalentes ao usar os aventais 2 e 3 em relação ao avental 1 é de 4,5% e 10,8%, respectivamente.

Portanto, o avental 3 foi o que apresentou menor eficácia entre os aventais analisados, oferecendo menor proteção (para os cenários computacionais avaliados) e, conseqüentemente, possibilitando maiores doses de radiação aos seus usuários. O melhor avental, em termos de eficiência, para os cenários analisados neste trabalho, foi o avental composto por 100% de chumbo, apesar de suas desvantagens em relação ao peso, o que causa maior desconforto em procedimentos de longa duração.

5. CONCLUSÃO

Neste trabalho foram analisadas as doses de radiação (equivalentes e efetivas) para profissionais em RI, um médico intervencionista e o assistente, durante a realização de procedimentos de quimioembolização hepática. Para isso, foi utilizada simulação de Monte Carlo com o código MCNP, versão 6.2, em que foi modelada uma sala típica de RI com três objetos simuladores antropomórficos masculinos (MASH3), para representar o médico principal, o assistente e o paciente. Foram analisados dois cenários: com e sem o uso de EPIs, sendo que em ambos os cenários os EPCs foram utilizados. As projeções estudadas foram PA e RAO26, com tensões de 70 kV e 80 kV, mantendo o tamanho de campo fixo em 35×35 cm².

A projeção PA resultou em menores valores de doses para os dois profissionais, independentemente do uso ou não dos equipamentos de proteção contra a radiação e do valor de tensão utilizado. Em contrapartida, os maiores valores de doses efetivas foram associados à projeção RAO26 para ambos os profissionais. O maior valor de dose efetiva encontrado foi de 266,82 μ Sv para o médico principal sem o uso de EPIs, mas com o uso de EPCs, enquanto o assistente recebeu 30,27 μ Sv na mesma situação.

No cenário em que os profissionais fizeram o uso de todos EPIs e EPCs, as doses efetivas para o médico principal e o assistente foram de 24,12 μ Sv e 1,16 μ Sv, respectivamente. Pode-se perceber que em todos os cenários, o médico principal foi mais exposto à radiação que o assistente. O motivo do médico receber maiores doses de radiação é devido a sua proximidade ao paciente, que é a principal fonte de radiação espalhada em RI. A utilização dos equipamentos de proteção proporcionou uma redução no valor de dose efetiva de cerca de 91% para o médico principal e 96% para o assistente, deixando assim nítida a necessidade do uso não só dos EPCs, mas também dos EPIs.

Ao considerar os três materiais estudados neste trabalho para a composição dos aventais de proteção, ficou evidente que o chumbo foi o material mais eficaz. Observou-se que à medida que a densidade do material diminui, a eficácia da proteção também diminuiu. Portanto, o avental menos recomendado entre os analisados, para os cenários simulados neste trabalho, foi o avental 3, composto por tungstênio e silício.

Como perspectiva futura, pretende-se calcular as doses equivalentes e efetivas do procedimento de quimioembolização hepática utilizando uma equipe composta por objetos simuladores virtuais femininos. Além disso, planeja-se alterar as posições do profissional

assistente com o objetivo de encontrar uma posição que resulte na menor dose possível, sem comprometer a função desempenhada durante o procedimento.

REFERÊNCIAS

ANGELOTTI, W. F. D.; FONSECA, A. L. da; TORRES, G. B.; CUSTODIO, R. Uma abordagem simplificada do método Monte Carlo Quântico: da solução de integrais ao problema da distribuição eletrônica. **Química Nova**, [S.L.], v. 31, n. 2, p. 433-444, 2008. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0100-40422008000200044>.

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

ARABELA, J. P.; MORALES, C.; dos SANTOS, T. A.; AYRTON, C. F. Quimioembolização transarterial como tratamento do carcinoma hepatocelular. **Perspectivas Médicas**, [S.L.], v. 1, n. 21, p. 37-31, 2010. ISSN: 0100-2929. Disponível em: <<https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=243216396006>>. Acesso em: 12 maio 2024.

BACCHIM NETO, F. A.; ALVES, A. F. F.; ROSA, M. E.; MOURA, R.; de PINA, D. R.; MIRANDA, J. R. de A. Avaliação da dose na equipe médica durante procedimentos diagnósticos de radiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, [S. L.], v. 2, n. 8, p. 10-13, 2014. Disponível em: <<https://rbfm.emnuvens.com.br/rbfm/article/view/301/v8n2p10>>. Acesso em: 20 junho 2024.

BENCHIMOL, J. L. **Oswaldo Cruz: o médico do Brasil**. Rio de Janeiro: Fiocruz, 1995.

BERGER, J. M. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. **Methods In Computational Physics**, New York, v. 1, p. 135-215, 1963.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, [S. L.], v. 3, n. 1, p. 101–115, 2015. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p101-115>. Disponível em: <<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/50/v3n1p101>>. Acesso em: 19 jun. 2024.

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J. de M.; 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**, [S.L.], v. 55, n. 1, p. 133-162, 2009. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>.

CASSOLA, V. F.; MILIÁN, F. M.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. de O.; KHOURY, H. J. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. **Physics In Medicine and Biology**, [S.L.], v. 56, n. 13, p. 3749-3772, 31 maio 2011. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/56/13/002>.

CNEN. Norma NN 3.01: **Requisitos Básicos de Radioproteção e Segurança Radiológica de Fontes de Radiação**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Resolução CNEN 323/24, publicada no Diário Oficial da União, 18 abril 2024. Disponível em: <<https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-3/NormaCNENNN3.01.pdf>> Acesso em: 16 maio 2024.

CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. **Scsc**, [S.L.], 1 abr. 1987. Office of Scientific and Technical Information (OSTI). <http://dx.doi.org/10.2172/6233638>.

CRUITE, I.; TANG, A.; SIRLIN, C. B. Imaging-Based Diagnostic Systems for Hepatocellular Carcinoma. **American Journal of Roentgenology**, [S.L.], v. 201, n. 1, p. 41-55, jul. 2013. American Roentgen Ray Society. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.13.10570>.

DEGIORGIO, S.; GERASIA, R.; LIOTTA, F.; MARUZZELLI, L.; CORTIS, K.; MIRAGLIA, R.; LUCA, A. Radiation Doses to Operators in Hepatobiliary Interventional Procedures. **Cardiovascular And Interventional Radiology**, [S.L.], v. 41, n. 5, p. 772-780, 17 jan. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00270-017-1870-3>.

FONSECA, T. C. F.; BASTOS, F. M.; FIGUEIREDO, M. T. T.; SOUZA, L. S. de; GUIMARÃES, M. C.; SILVA, C. R. E.; A MELLO, O.; SILVA, L. A. C.; REIS, L. P.; CASTILLO, J. A. B. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional Interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, [S.L.], v. 3, n. 1, 23 jun. 2015. Sociedade Brasileira de Protecáo Radiologica - SBPR. <http://dx.doi.org/10.15392/bjrs.v3i1.89>.

FORNER, A.; REIG, M.; BRUIX, J. Hepatocellular carcinoma. **The Lancet**, [S.L.], v. 391, n. 10127, p. 1301-1314, mar. 2018. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736\(18\)30010-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736(18)30010-2).

FRANÇA, A.V.C.; ELIAS JUNIOR, J.; LIMA, B.L.G.; MARTINELLI, A.L.C.; CARRILHO, F.J. Diagnosis, staging and treatment of hepatocellular carcinoma. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, [S.L.], v. 37, n. 11, p. 1689-1705, nov. 2004. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0100-879x2004001100015>.

GARZÓN, W J; KRAMER, R; KHOURY, H J; BARROS, V.M de; ANDRADE, G. Estimation of organ doses to patients undergoing hepatic chemoembolization procedures. **Journal Of Radiological Protection**, [S.L.], v. 35, n. 3, p. 629-647, 13 ago. 2015. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0952-4746/35/3/629>.

GOODMAN, Z. D. Neoplasms of the liver. **Modern Pathology**, [S.L.], v. 20, p. 49-60, fev. 2007. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1038/modpathol.3800682>.

ICRP. Adult Reference Computacional Phantoms. Publication n° 110. **Annals of the ICRP**, 2009.

ICRP. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. Publication n° 89. **Annals of the ICRP**, [S.L.], v. 32, n. 3-4, p. 1-277, set. 2002. Elsevier [http://dx.doi.org/10.1016/s0146-6453\(03\)00002-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0146-6453(03)00002-2).

ICRP. Radiological Protection in Medicine. Publication n° 105. **Annals of the ICRP**, [S.L.], v. 37, n. 6, p. 1-63, 2008. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2008.08.001>.

ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication n° 103. **Annals of the ICRP**, [S.L.], v. 37, n. 2-4, p. 1-332, abr. 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2007.10.003>. PMID: 18082557.

KAWAI, Dr. A. K. **Tratamento minimamente invasivo para câncer de fígado: quimioembolização transarterial.** Disponível em: <<https://www.revistasaudenews.com.br/post/198/tratamento-minimamente-invasivo-para-cancer-de-figado:-quimioembolizacao-transarterial>>. Acesso em: 12 abr. 2024.

KAZEMPOUR, M.; SAEEDIMOGHADAM, M.; SHOOLI, F. S.; SHOKRPOUR, N.. Assessment of the Radiation Attenuation Properties of Several Lead-Free Composites by Monte Carlo Simulation. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, [S.L.], v. 5, n. 2, p. 67-76, jun. 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4479388/pdf/jbpe-5-67.pdf>>. Acesso em: 20 junho 2024.

KHAN, F. M. & GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2014.

KHOURY, H. J.; GARZON, W. J.; ANDRADE, G.; LUNELLI, N.; KRAMER, R.; BARROS, V. S. M. de; HUDA, A.. Radiation exposure to patients and medical staff in hepatic chemoembolisation interventional procedures in Recife, Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, [S.L.], v. 165, n. 1-4, p. 263-267, 12 abr. 2015. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncv075>.

KIJIMA, K.; KRISANACHINDA, A.; TAMURA, M.; MONZEN, H.; NISHIMURA, Y.. Reduction of Occupational Exposure Using a Novel Tungsten-Containing Rubber Shield in Interventional Radiology. **Health Physics**, [S.L.], v. 118, n. 6, p. 609-614, jun. 2020. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/hp.0000000000001177>.

KIM, H. O.; LEE, B. C.; PARK, C.; KIM, J. K.; PARK, W.; LEE, J. E.; LIM, H. Soon; JEONG, W. G. Occupational dose and associated factors during transarterial chemoembolization of hepatocellular carcinoma using real-time dosimetry. **Medicine**, [S.L.], v. 101, n. 4, p. 28744, 28 jan. 2022. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/md.00000000000028744>.

KO, S.; KANG, S.; HA, Mina; KIM, J.; JUN, J. K.; KONG, K. A.; LEE, W. J. Health Effects from Occupational Radiation Exposure among Fluoroscopy-Guided Interventional Medical Workers: a systematic review. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, [S.L.], v. 29, n. 3, p. 353-366, mar. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jvir.2017.10.008>.

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G e DREXLER, G.O. Calculation of dose from external photon exposure using reference human phantom and Monte Carlo methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885, GSF- **National Research for Environment and Health**. Neuherberg, Germany, 1982. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/31/4/010>

KRAMER, R; KHOURY, H J; VIEIRA, J W; LIMA, V J M. MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. **Physics In Medicine and**

Biology, [S.L.], v. 51, n. 14, p. 3331-3346, 26 jun. 2006. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/51/14/003>.

KRAMER, R; KHOURY, H J; VIEIRA, J W; LOUREIRO, E C M; LIMA, V J M; A LIMA, F R; HOFF, G. All about FAX: a female adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Physics In Medicine and Biology**, [S.L.], v. 49, n. 23, p. 5203-5216, 11 nov. 2004. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/49/23/001>.

KRAMER, R; VIEIRA, J W; KHOURY, H J; A LIMA, F R; FUELLE, D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Physics In Medicine and Biology**, [S.L.], v. 48, n. 10, p. 1239-1262, 7 maio 2003. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/48/10/301>.

KROPF, S. P. **Carlos Chagas: um cientista do Brasil**. Rio de Janeiro: Fiocruz, 2009. ISBN: 978-85-7541-188-9.

LEYTON, F.; CANEVARO, L.; DOURADO, A.; CASTELLO, H.; BACELAR, A.; NAVARRO, M. T.; VAÑÓ, E.; NOGUEIRA, M. do S.; BATISTA, W. O.; FURQUIM, T. A. C. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, [S.L.], v. 22, n. 1, p. 87-98, mar. 2014. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1590/0104-1843000000015>.

LIMA, M. L.; PEIXOTO, G. J.; CARDOSO, V. S.; QUARESMA, D. S.; LEONARDO, L. A HISTÓRIA DO MONTE CARLO. **International Nuclear Atlantic Conference - INAC**, Santos, 2007.

LLOVET, J. M.; RICCI, S.; MAZZAFERRO, V.; HILGARD, P.; GANE, E.; BLANC, J. F.; OLIVEIRA, A. C. de; SANTORO, A.; RAOUL, J. L.; FORNER, A. Sorafenib in Advanced Hepatocellular Carcinoma. **New England Journal of Medicine**, [S.L.], v. 359, n. 4, p. 378-390, 24 jul. 2008. Massachusetts Medical Society. <http://dx.doi.org/10.1056/nejmoa0708857>.

MCCONN, R. J.; GESH, C. J.; PAGH, R. T.; RUCKER, R. A.; III, R. W. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. **Pacific Northwest National Laboratory**, Richland, Washington. 4 mar. 2011. Office of Scientific and Technical Information (OSTI). <http://dx.doi.org/10.2172/1023125>.

METTLER, F. A.; HUDA, W.; YOSHIKUMI, T. T.; MAHESH, M. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: a catalog. **Radiology**, [S.L.], v. 248, n. 1, p. 254-263, jul. 2008. Radiological Society of North America (RSNA). <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2481071451>.

MOURA, R.; BACCHIM NETO, F. A. Proteção radiológica aplicada à radiologia intervencionista. **Jornal Vascular Brasileiro**, [S.L.], v. 14, n. 3, p. 197-199, set. 2015. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/1677-5449.1403>.

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

ONCOGUIA, Equipe. **Embolização para câncer de fígado**. Disponível em: <<https://www.oncoguia.org.br/conteudo/embolizacao-para-cancer-de-figado/2039/209/>>. Acesso em: 15 abr. 2024.

PEREIRA, W. de Souza; KELECOM, A.; PEREIRA, J. R. de S. Comparação entre a norma brasileira de radioproteção e a recomendação da International Commission on Radiological Protection publicadas em 2007. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, [S.L.], v. 3, n. 2, 25 jun. 2015. Sociedade Brasileira de Protecção Radiologica - SBPR. <http://dx.doi.org/10.15392/bjrs.v3i1.3>.

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**, [S.L.], v. 54, n. 19, p. 433-438, 1 set. 2009. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/n01>.

SANTOS, W.S.; CARVALHO JUNIOR, A.B.; HUNT, J.G.; MAIA, A.F. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. **Radiation Physics and Chemistry**, [S.L.], v. 95, p. 177-180, fev. 2014. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.01.036>.

SNYDER, W. S. Calculations for Maximum Permissible Exposure to Thermal Neutrons. **Nucleonics (U.S.) Ceased Publication**, S.L., v. 6, p. 46-50, 1950. <http://dx.doi.org/10.1097/00004032-198006000-00012>

STRINGER, M. D. Liver Tumors. **Seminars In Pediatric Surgery**, [S.L.], v. 9, n. 4, p. 196-208, nov. 2000. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1053/spsu.2000.18844>.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014.

TORTORA, G. J. & DERRICKSON, B. H. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 14. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan Ltda, 2016.

VILLANUEVA, A. Hepatocellular Carcinoma. **New England Journal of Medicine**, [S.L.], v. 380, n. 15, p. 1450-1462, 11 abr. 2019. Massachusetts Medical Society. <http://dx.doi.org/10.1056/nejmra1713263>.

WERNER, C.; BULL, J.; SOLOMON, C.; BROWN, F.; MCKINNEY, G.; RISING, M.; DIXON, D.; MARTZ, R.; HUGHES, H.; COX, L. MCNP Version 6.2 Release Notes. **Release Notes**, [S.L.], 5 fev. 2018. Office of Scientific and Technical Information (OSTI). <http://dx.doi.org/10.2172/1419730>.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, S.L., v. 1, n. 3, p. 141-149, 2009. Disponível em: <<https://rbfm.org.br/rbfm/article/view/52/v3n1p141>>. Acesso em: 21 junho 2024.

YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 3, n. 1, p. 57-67, 2009. Disponível em: <<https://rbfm.org.br/rbfm/article/view/35/v3n1p57>>. Acesso em: 21 junho 2024.

ZUBAL, G. I.; HARRELL, C.; R., SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, Paulo B. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. **Medicine and Physics**, 21, p. 299-302, 1994. <https://doi.org/10.1118/1.597290>

APÊNDICE A – VALORES DE DOSES EQUIVALENTES E EFETIVAS PARA O MÉDICO PRINCIPAL

*Considerar para as tabelas A.1-A.4, que os demais tecidos compreendem: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.

Tabela A.1 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico principal com EPCs e sem EPIs. Considerando um valor de PKA de $297 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	1,07E+02 (0,13)	2,35E+02 (0,09)	1,41E+02 (0,11)	2,99E+02 (0,09)
Cólon	1,70E+02 (0,33)	3,45E+02 (0,23)	2,32E+02 (0,28)	4,48E+02 (0,21)
Pulmão	6,09E+01 (0,36)	1,06E+02 (0,28)	8,42E+01 (0,32)	1,44E+02 (0,24)
Estômago	2,65E+02 (0,42)	4,49E+02 (0,32)	3,61E+02 (0,37)	5,94E+02 (0,29)
Mamas	8,93E+01 (1,53)	2,18E+02 (0,99)	1,16E+02 (1,33)	2,69E+02 (0,91)
*Demais tecidos	8,15E+00 (0,09)	1,78E+01 (0,06)	1,06E+01 (0,08)	2,21E+01 (0,06)
Gônadas	1,17E+02 (1,44)	2,99E+02 (0,91)	1,57E+02 (1,25)	3,76E+02 (0,83)
Bexiga	3,79E+01 (1,67)	8,23E+01 (1,12)	5,89E+01 (1,33)	1,21E+02 (0,94)
Esôfago	2,42E+01 (2,11)	4,03E+01 (1,66)	3,61E+01 (1,79)	5,91E+01 (1,39)
Fígado	1,06E+02 (0,37)	1,60E+02 (0,30)	1,47E+02 (0,32)	2,19E+02 (0,27)
Tireoide	6,75E+00 (6,41)	1,43E+01 (4,64)	9,80E+00 (5,44)	2,05E+01 (3,88)
Superfície óssea	4,46E+01 (0,12)	9,79E+01 (0,09)	5,88E+01 (0,11)	1,24E+02 (0,09)
Cérebro	2,07E+00 (2,97)	5,68E+00 (1,78)	3,10E+00 (2,49)	8,15E+00 (1,54)
Glândulas salivares	3,42E+00 (2,50)	1,36E+01 (1,26)	4,64E+00 (2,20)	1,70E+01 (1,15)
Pele	2,01E+02 (0,08)	4,57E+02 (0,06)	2,44E+02 (0,07)	5,27E+02 (0,05)
Olhos	3,01E+00 (10,99)	8,00E+00 (7,26)	4,89E+00 (9,21)	1,03E+01 (6,02)
Lente dos olhos	5,26E+00 (26,77)	1,18E+01 (14,53)	7,11E+00 (20,47)	1,53E+01 (14,24)
Dose Efetiva	1,03E+02 (0,36)	2,06E+02 (0,25)	1,39E+02 (0,31)	2,67E+02 (0,22)

Tabela A.2 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico principal com EPIs (avental feito de Pb) e EPCs. Considerando um valor de PKA de $297 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	5,62E+01 (0,18)	1,25E+02 (0,12)	7,16E+01 (0,16)	1,52E+02 (0,11)
Cólon	1,12E+00 (3,73)	1,62E+00 (3,14)	3,05E+00 (2,31)	4,69E+00 (1,83)
Pulmão	4,12E-01 (4,30)	6,49E-01 (3,59)	1,13E+00 (2,57)	1,65E+00 (2,24)
Estômago	1,43E+00 (5,13)	1,91E+00 (4,86)	4,34E+00 (2,94)	5,93E+00 (2,58)
Mamas	9,25E-01 (17,06)	1,13E+00 (14,85)	1,62E+00 (12,70)	1,81E+00 (9,61)
*Demais tecidos	1,82E+00 (0,15)	3,80E+00 (0,10)	2,27E+00 (0,14)	4,51E+00 (0,10)
Gônadas	5,15E+00 (7,61)	9,01E-01 (15,27)	8,06E+00 (6,34)	7,36E+00 (6,18)
Bexiga	7,46E-01 (11,80)	9,65E-01 (10,74)	1,67E+00 (7,82)	2,43E+00 (6,42)
Esôfago	4,01E-01 (18,00)	6,44E-01 (14,36)	6,72E-01 (11,56)	1,06E+00 (10,91)
Fígado	4,74E-01 (5,16)	5,82E-01 (4,79)	1,74E+00 (2,89)	2,05E+00 (2,66)
Tireoide	6,99E-01 (20,66)	1,21E+00 (16,25)	8,67E-01 (19,19)	1,89E+00 (14,43)
Superfície óssea	2,15E+01 (0,18)	4,71E+01 (0,12)	2,71E+01 (0,16)	5,69E+01 (0,11)
Cérebro	5,90E-01 (4,98)	8,83E-01 (3,92)	8,69E-01 (4,11)	1,16E+00 (3,41)
Glândulas salivares	3,21E-01 (7,25)	8,18E-01 (4,91)	4,35E-01 (7,16)	1,06E+00 (4,55)
Pele	8,55E+01 (0,11)	1,90E+02 (0,08)	1,01E+02 (0,10)	2,14E+02 (0,08)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	9,01E+00 (2,62)	1,87E+01 (2,51)	1,22E+01 (1,95)	2,41E+01 (1,55)

Tabela A.3 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico principal com EPIs (avental feito do material WSi) e EPCs. Considerando um valor de PKA de $297 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	5,86E+01 (0,17)	1,35E+02 (0,11)	8,18E+01 (0,15)	1,73E+02 (0,10)
Cólon	1,16E+01 (1,16)	4,56E+01 (0,59)	4,40E+01 (0,61)	7,95E+01 (0,46)
Pulmão	3,62E+00 (1,38)	1,22E+01 (0,76)	1,42E+01 (0,72)	2,27E+01 (0,57)
Estômago	1,75E+01 (1,51)	5,82E+01 (0,84)	6,74E+01 (0,79)	1,04E+02 (0,64)
Mamas	3,75E+00 (6,78)	1,57E+01 (3,08)	1,36E+01 (3,55)	2,68E+01 (2,41)
*Demais tecidos	2,10E+00 (0,14)	5,12E+00 (0,09)	3,43E+00 (0,12)	6,81E+00 (0,09)
Gônadas	1,00E+01 (4,89)	3,54E+01 (2,38)	3,05E+01 (2,72)	5,93E+01 (1,85)
Bexiga	3,93E+00 (5,04)	1,53E+01 (2,45)	1,53E+01 (2,47)	2,91E+01 (1,85)
Esôfago	2,29E+00 (6,64)	6,90E+00 (3,88)	7,76E+00 (3,73)	1,31E+01 (2,94)
Fígado	6,68E+00 (1,43)	2,00E+01 (0,83)	2,69E+01 (0,75)	3,75E+01 (0,63)
Tireoide	1,01E+00 (16,07)	2,51E+00 (10,31)	3,20E+00 (10,43)	5,09E+00 (7,84)
Superfície óssea	2,26E+01 (0,17)	5,22E+01 (0,11)	3,18E+01 (0,15)	6,64E+01 (0,10)
Cérebro	6,14E-01 (4,85)	1,16E+00 (3,30)	1,01E+00 (3,82)	1,69E+00 (2,78)
Glândulas salivares	3,44E-01 (6,92)	1,15E+00 (3,96)	5,62E-01 (6,19)	1,55E+00 (3,50)
Pele	8,83E+01 (0,10)	2,05E+02 (0,08)	1,14E+02 (0,09)	2,40E+02 (0,07)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	1,41E+01 (1,20)	3,99E+01 (0,64)	3,30E+01 (0,68)	6,08E+01 (0,49)

Tabela A.4 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico principal com EPIs (avental feito do material 90% W + 10% *Rubber silicon*) e EPCs. Considerando um valor de PKA de 297 Gy.cm².

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	5,86E+01 (0,17)	1,29E+02 (0,12)	7,63E+01 (0,16)	1,61E+02 (0,11)
Cólon	1,16E+01 (1,16)	2,02E+01 (0,88)	2,23E+01 (0,85)	3,94E+01 (0,65)
Pulmão	3,62E+00 (1,38)	5,39E+00 (1,13)	7,02E+00 (1,01)	1,09E+01 (0,81)
Estômago	1,75E+01 (1,51)	2,61E+01 (1,25)	3,40E+01 (1,09)	5,09E+01 (0,91)
Mamas	3,75E+00 (6,78)	6,27E+00 (4,86)	6,65E+00 (5,10)	1,20E+01 (3,53)
*Demais tecidos	2,10E+00 (0,14)	4,33E+00 (0,10)	2,80E+00 (0,03)	5,53E+00 (0,09)
Gônadas	1,00E+01 (4,89)	1,81E+01 (3,46)	1,84E+01 (3,63)	3,00E+01 (2,60)
Bexiga	3,93E+00 (5,04)	7,62E+00 (3,57)	8,61E+00 (3,28)	1,50E+01 (0,03)
Esôfago	2,29E+00 (6,64)	3,31E+00 (5,71)	4,19E+00 (5,10)	6,35E+00 (4,14)
Fígado	6,68E+00 (1,43)	8,82E+00 (1,24)	1,33E+01 (1,05)	1,80E+01 (0,90)
Tireoide	1,01E+00 (16,07)	1,59E+00 (13,41)	1,78E+00 (12,46)	3,65E+00 (9,65)
Superfície óssea	2,26E+01 (0,17)	4,92E+01 (0,11)	2,92E+01 (0,16)	6,12E+01 (0,11)
Cérebro	6,14E-01 (4,85)	9,71E-01 (3,67)	9,23E-01 (3,99)	1,37E+00 (3,11)
Glândulas salivares	3,44E-01 (6,92)	9,22E-01 (4,55)	4,94E-01 (6,73)	1,28E+00 (3,98)
Pele	8,83E+01 (0,10)	1,955E+02 (0,08)	1,06E+02 (0,10)	2,24E+02 (0,08)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	1,41E+01 (1,20)	2,77E+01 (0,91)	2,19E+01 (0,90)	4,06E+01 (0,66)

APÊNDICE B – VALORES DE DOSES EQUIVALENTES E EFETIVA PARA O MÉDICO ASSISTENTE

*Considerar para as tabelas B.1-B.4, que os demais tecidos compreendem: glândulas adrenais, região extratorácica (laringe e faringe), vesícula biliar, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, intestino delgado, baço, timo, próstata e coração.

Tabela B.1 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico assistente com EPCs e sem EPIs. Considerando um valor de PKA de $297 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	1,34E+01 (0,36)	2,08E+01 (0,29)	1,87E+01 (0,32)	2,84E+01 (0,26)
Cólon	1,55E+01 (1,09)	2,28E+01 (0,90)	2,21E+01 (0,94)	3,19E+01 (0,78)
Pulmão	1,12E+01 (0,84)	1,69E+01 (0,68)	1,60E+01 (0,72)	2,36E+01 (0,59)
Estômago	2,43E+01 (1,41)	3,38E+01 (1,18)	3,47E+01 (1,21)	4,80E+01 (1,02)
Mamas	4,65E+01 (2,23)	6,57E+01 (1,92)	5,89E+01 (2,00)	8,56E+01 (1,70)
*Demais tecidos	9,16E-01 (0,24)	1,41E+00 (0,19)	1,25E+00 (0,21)	1,87E+00 (0,17)
Gônadas	8,66E+00 (5,31)	1,39E+01 (4,12)	1,34E+01 (4,43)	1,77E+01 (3,86)
Bexiga	2,60E+00 (6,64)	3,78E+00 (5,55)	4,44E+00 (4,91)	5,61E+00 (4,50)
Esôfago	5,82E+00 (4,43)	8,89E+00 (3,58)	9,39E+00 (3,74)	1,38E+01 (2,99)
Fígado	7,55E+00 (1,38)	1,04E+01 (1,17)	1,14E+01 (1,17)	1,52E+01 (1,00)
Tireoide	5,92E+00 (7,32)	7,40E+00 (6,62)	9,12E+00 (5,96)	1,16E+01 (5,21)
Superfície óssea	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Cérebro	5,44E+00 (1,82)	8,15E+00 (1,45)	8,00E+00 (1,54)	1,19E+01 (1,26)
Glândulas salivares	8,58E+00 (1,52)	1,27E+01 (1,25)	1,11E+01 (1,36)	1,63E+01 (1,12)
Pele	2,09E+01 (0,22)	3,23E+01 (0,17)	2,71E+01 (0,19)	4,07E+01 (0,16)
Olhos	2,99E+01 (3,56)	4,39E+01 (2,91)	3,70E+01 (3,21)	5,33E+01 (2,61)
Lente dos olhos	3,41E+01 (8,72)	6,40E+01 (6,42)	4,74E+01 (7,06)	7,78E+01 (6,02)
Dose Efetiva	1,53E+01 (0,71)	2,22E+01 (0,59)	2,11E+01 (0,59)	3,03E+01 (0,51)

Tabela B.2 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico assistente com EPIs (avental feito de Pb) e EPCs. Considerando um valor de PKA de 297 $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	2,62E+00 (0,81)	3,28E+00 (0,72)	3,62E+00 (0,71)	4,42E+00 (0,64)
Cólon	6,69E-02 (13,85)	9,68E-02 (12,75)	2,81E-01 (8,27)	2,73E-01 (7,63)
Pulmão	3,02E-01 (5,45)	2,16E-01 (1,92)	5,09E-01 (4,27)	8,30E-01 (3,39)
Estômago	1,23E-01 (19,98)	1,73E-01 (14,83)	4,02E-01 (9,32)	5,17E-01 (10,37)
Mamas	5,44E-01 (20,48)	1,02E+00 (15,75)	6,21E-01 (15,68)	1,10E+00 (14,13)
*Demais tecidos	9,02E-02 (0,71)	1,14E-01 (0,64)	1,26E-01 (0,63)	1,57E-01 (0,57)
Gônadas	4,50E-01 (25,32)	3,92E-01 (28,26)	4,38E-01 (22,87)	6,33E-01 (21,80)
Bexiga	8,83E-02 (50,19)	4,81E-02 (42,47)	9,81E-02 (26,87)	1,67E-01 (25,64)
Esôfago	3,50E-01 (19,53)	4,14E-01 (16,48)	4,02E-01 (17,78)	6,75E-01 (14,77)
Fígado	6,58E-02 (15,91)	7,56E-02 (13,39)	1,40E-01 (10,22)	2,19E-01 (8,51)
Tireoide	1,12E+00 (16,38)	1,11E+00 (17,28)	2,18E+00 (12,28)	1,76E+00 (13,21)
Superfície óssea	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Cérebro	2,96E+00 (2,04)	3,35E+00 (1,86)	3,94E+00 (1,80)	4,55E+00 (1,64)
Glândulas salivares	9,14E-01 (4,14)	1,55E+00 (3,29)	1,18E+00 (3,82)	1,84E+00 (3,08)
Pele	3,79E+00 (0,49)	4,72E+00 (0,44)	5,01E+00 (0,44)	6,11E+00 (0,40)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	6,27E-01 (4,96)	7,81E-01 (4,28)	9,16E-01 (3,39)	1,16E+00 (3,21)

Tabela B.3 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos da ICRP (2007), para o médico assistente com EPIs (avental feito do material WSi) e EPCs. Considerando um valor de PKA de $297 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	3,27E+00 (0,71)	4,08E+00 (0,64)	4,85E+00 (0,60)	6,00E+00 (0,54)
Cólon	2,00E+00 (2,86)	2,51E+00 (2,58)	3,72E+00 (2,19)	4,56E+00 (1,93)
Pulmão	1,68E+00 (2,08)	2,30E+00 (1,80)	3,03E+00 (1,59)	4,12E+00 (1,39)
Estômago	3,35E+00 (3,54)	4,47E+00 (3,14)	6,23E+00 (2,61)	8,04E+00 (2,34)
Mamas	4,04E+00 (6,69)	5,83E+00 (5,50)	6,28E+00 (5,09)	9,06E+00 (4,47)
*Demais tecidos	1,53E-01 (0,56)	1,96E-01 (0,50)	2,40E-01 (0,47)	3,05E-01 (0,42)
Gônadas	1,28E+00 (13,62)	1,39E+00 (12,41)	2,01E+00 (10,03)	3,42E+01 (2,34)
Bexiga	4,37E-01 (16,85)	5,64E-01 (14,44)	1,00E+00 (9,66)	1,21E+00 (8,90)
Esôfago	1,23E+00 (9,26)	1,56E+00 (7,91)	2,13E+00 (6,88)	2,85E+00 (5,99)
Fígado	1,15E+00 (3,50)	1,45E+00 (3,09)	2,08E+00 (2,62)	2,80E+00 (2,31)
Tireoide	1,77E+00 (12,56)	1,85E+00 (12,82)	3,01E+00 (10,22)	2,95E+00 (9,80)
Superfície óssea	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Cérebro	2,98E+00 (2,03)	3,32E+00 (1,87)	4,02E+00 (1,77)	4,66E+00 (1,62)
Glândulas salivares	1,14E+00 (3,64)	1,81E+00 (2,93)	1,54E+00 (3,23)	2,37E+00 (2,62)
Pele	4,54E+00 (0,44)	5,74E+00 (0,39)	6,39E+00 (0,38)	7,98E+00 (0,34)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	2,11E+00 (1,75)	2,76E+00 (1,56)	3,53E+00 (1,28)	7,13E+00 (0,91)

Tabela B.4 – Doses equivalente e efetiva (μSv) (incerteza%) para órgãos/tecidos ICRP (2007), para o assistente EPIs (avental feito do material 90% W + 10% *Rubber silicon*) e EPCs. Considerando um valor de PKA de 297 Gy.cm².

Órgão/Tecido	Tensão = 70 kV		Tensão = 80 kV	
	PA	RAO26	PA	RAO26
Medula óssea vermelha	2,91E+00 (0,76)	3,62E+00 (0,68)	4,19E+00 (0,65)	5,14E+00 (0,59)
Cólon	9,71E-01 (3,99)	1,15E+00 (3,81)	1,91E+00 (3,03)	2,28E+00 (2,75)
Pulmão	9,16E-01 (2,85)	1,29E+00 (2,43)	1,67E+00 (2,13)	2,36E+00 (1,86)
Estômago	1,51E+00 (5,09)	2,00E+00 (4,50)	3,16E+00 (3,60)	4,03E+00 (3,23)
Mamas	2,09E+00 (9,54)	2,93E+00 (7,91)	3,23E+00 (7,25)	4,43E+00 (6,60)
*Demais tecidos	1,17E-01 (0,63)	1,48E-01 (0,57)	1,78E-01 (0,54)	2,22E-01 (0,48)
Gônadas	7,64E-01 (17,02)	8,10E-01 (19,57)	1,10E+00 (13,96)	1,56E+00 (12,19)
Bexiga	2,91E-01 (20,77)	2,14E-01 (18,51)	4,52E-01 (13,96)	7,38E-01 (11,72)
Esôfago	7,34E-01 (12,20)	9,46E-01 (10,56)	1,26E+00 (9,04)	1,54E+00 (8,12)
Fígado	4,91E-01 (5,31)	6,62E-01 (4,53)	1,06E+00 (3,63)	1,45E+00 (3,17)
Tireoide	1,34E+00 (14,55)	1,42E+00 (14,63)	2,64E+00 (10,96)	2,25E+00 (11,50)
Superfície óssea	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Cérebro	2,99E+00 (2,03)	3,36E+00 (1,86)	3,97E+00 (1,79)	4,59E+00 (1,64)
Glândulas salivares	1,00E+00 (3,90)	1,67E+00 (3,12)	1,34E+00 (3,51)	2,06E+00 (2,86)
Pele	4,07E+00 (0,46)	5,08E+00 (0,42)	5,56E+00 (0,41)	6,86E+00 (0,37)
Olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Lente dos olhos	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)	0,00E+00 (0,03)
Dose Efetiva	1,28E+00 (2,28)	1,63E+00 (2,25)	2,13E+00 (1,75)	2,71E+00 (1,57)