



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

ALINE FERREIRA DA SILVA

Determinação da blindagem de um novo laboratório de pesquisa contendo um equipamento de Radiologia Intervencionista usando o método Monte Carlo

Uberlândia

2020

ALINE FERREIRA DA SILVA

Determinação da blindagem de um novo laboratório de pesquisa contendo um equipamento de Radiologia Intervencionista usando o método Monte Carlo

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

Área de concentração: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

Uberlândia

2020

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

5586 2020	<p>Silva, Aline Ferreira da, 1990- Determinação da blindagem de um novo laboratório de pesquisa contendo um equipamento de Radiologia Intervencionista usando o método Monte Carlo [recurso eletrônico] / Aline Ferreira da Silva. - 2020.</p> <p>Orientador: Lucio Pereira Neves. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.557 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira, 1982- (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.</p>
--------------	--

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppgemb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica			
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 063, PPGEB			
Data:	trinta e um de julho de dois mil e vinte	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:
Matrícula do Discente:	11822EBI001			
Nome do Discente:	Aline Ferreira da Silva			
Título do Trabalho:	Determinação da blindagem de um novo laboratório de pesquisa contendo um equipamento de Radiologia Intervencionista usando o método Monte Carlo			
Área de concentração:	Engenharia Biomédica			
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde			
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria para exames de radiodiagnóstico convencional e tomossíntese mamária			

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN; William de Souza Santos - INFIS/UFU; Lucio Pereira Neves - INFIS/UFU orientador da candidata.

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

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

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

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do

Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

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



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2020, às 10:23, 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 **William de Souza Santos, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2020, às 10:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 31/07/2020, às 10:27, 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 **2167727** e o código CRC **1E41AF64**.

Dedico este trabalho aos colegas e professores que
usufruirão do novo laboratório.

AGRADECIMENTOS

A DEUS. Sei que é pelas tuas forças, e não pelas minhas, que consigo realizar minhas coisas.

Aos meus pais, Jair e Regina, com amor, admiração e gratidão por seu carinho, dedicação, presença e incansável apoio.

À minha filha Samira, pela compreensão e força de sempre. Você é o meu foco para a construção do nosso futuro.

Aos amigos, Luriane, Matheus, Maria Clara, Jeff, Luanne, Alixandre e Antoine, agradeço a amizade e companheirismo, sobretudo ao Matheus, pela parceria no mestrado.

Aos colegas de laboratório Ana Clara, Amanda Rosa, Amanda Medeiros, Amanda Spirandeli, Andrey, Éber, Erik, Vinícius, Bruno, Pedro Moisés e Pedro Carneiro agradeço os ensinamentos, lições e a boa disposição em ajudar sempre que precisei.

Aos companheiros de trabalho Monique, Lucas e Otávio pela mão estendida em prol de ajudar e contribuir com o trabalho.

Ao orientador, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, pela atenção dedicada ao longo de todo este projeto.

À Profa. Dra. Ana Paula Perini e ao Prof. Dr. Mauricio Foschini agradeço a amizade, o carinho e a atenção nos momentos em que precisei.

À Profa. Dra. Linda V. E. Caldas e Prof. Dr. William S. Santos, por aceitarem o convite para participar da banca e pelas contribuições oferecidas a este trabalho.

Aos Prof. Dr. Diego M. Cunha e Prof. Dr. Walmir Belinato por aceitarem o convite para serem membros suplentes da banca examinadora.

À Universidade Federal de Uberlândia pela oportunidade de realização deste mestrado.

Ao Dr. Richard Kramer por gentilmente fornecer os objetos simuladores antropomórficos virtuais usados neste trabalho.

Às agências de fomento Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Projetos Demanda Univeresal FAPEMIG nº APQ-03049-15 e nº APQ-02934-15), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (Projetos Demanda Universal CNPq nº 421603/2016-0 e nº 420699/2016-3), e à Universidade Federal de Uberlândia, que foram essenciais para a montagem e manutenção do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa).

“Foi o tempo que dedicastes à tua rosa que a fez tão importante.”

Antoine de Saint-Exupéry

RESUMO

SILVA, A. F. Determinação da blindagem de um novo laboratório de pesquisa contendo um equipamento de Radiologia Intervencionista usando o método Monte Carlo. 2020. 106 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, 2020.

O presente trabalho apresenta um estudo da blindagem de um laboratório, localizado no Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, que irá conter um equipamento de Radiologia Intervencionista, que não serve mais para a realização de exames, e que foi doado pelo Hospital das Clínicas da UFU. Este novo laboratório deverá se adaptar à nova Resolução da Diretoria Colegiada nº 330 que substituiu a Portaria 453/98, à Instrução Normativa 53, que especifica e regulamenta os serviços de radiologia intervencionista, e ao documento 147 do *National Council on Radiation Protection and Measurements*. Para estimar a blindagem oferecida pelo laboratório, simulações Monte Carlo foram empregadas. Os cenários de exposição à radiação foram modelados para diferentes composições de paredes contendo tijolos, cimento, barita, ar e um tubo de raio X de um equipamento intervencionista. Os indivíduos do público foram representados por objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos e femininos voxelizados denominados MASH3 e FASH3, respectivamente. Eles foram posicionados nos arredores do laboratório a fim de estudar e comparar os coeficientes de conversão das doses equivalente e efetiva recebidas por eles. Os resultados foram avaliados em função dos coeficientes de conversão para as doses equivalentes e efetivas, do fator de transmissão, da localização e gênero dos objetos simuladores antropomórficos virtuais.

ABSTRACT

SILVA, A. F. **Shielding determination of a new research laboratory containing an Interventional Radiology equipment using Monte Carlo method.** 2020. 106 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, 2020.

This work presents a study of the shielding for a laboratory, located at the Physics Institute of the Federal University of Uberlândia (UFU), that will contain an Interventional Radiology equipment which is no longer used for exams, and was donated by the Hospital das Clínicas/UFU. This new laboratory must be adapted to the new *Resolução da Diretoria Colegiada No. 330* that replaced *Portaria 453/98*, Normative Instruction 53, which specifies and regulates the interventional radiology services, and document 147 of the National Council on Radiation Protection and Measures. To estimate the shielding offered by the laboratory, Monte Carlo simulations were used. The radiation exposure scenarios were modeled for different wall compositions containing bricks, cement, barite, air and an X-ray tube of an interventionist equipment. The public individuals were represented by voxelized male and female virtual anthropomorphic phantoms of MESH surface called MASH3 and FASH3, respectively. They were positioned in the vicinity of the laboratory in order to study and compare the conversion coefficients of the equivalent and effective doses received by them. The results were evaluated according to the conversion coefficients for the equivalent and effective doses, the transmission factor, the location and gender of the phantoms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Atenuação de um feixe de fótons monoenergético, ao atravessar um meio de espessura x , onde I e I_0 são respectivamente, as intensidades final e inicial da fonte radioativa, depois e antes de atravessar uma barreira à radiação de espessura x . Adaptado de OKUNO e YOSHIMURA (2010)	10
Figura 5.1 - Especificações do equipamento intervencionista utilizado no trabalho: a) Marca; b) modelo; c) arco em C contendo o tubo de raios X e o detector de radiação; d) mesa Angix 80	30
Figura 5.2 - Especificações do tubo de raios X representados por a) e b); c) mostra a abertura do campo e d) mostra uma visão lateral do tubo.	30
Figura 5.3 - a) Dimensões do tubo; b) tamanho de campo na saída do tubo.....	31
Figura 5.4 - A figura a) apresenta a distância da fonte à parede e o ponto laranja representa a fonte radioativa; b) mostra o feixe incidindo no reboco e na parede de tijolos.....	32
Figura 6.1 - A figura a) ilustra o laboratório simulado e b) a entrada do laboratório que conterá a fonte radioativa.....	33
Figura 6.2 - A figura a) mostra a distribuição do ambiente da sala e o reboco destacado em laranja; b) ilustra o espaço externo em 3D; c) mostra o lado interno da sala ilustrado em a), porém sem o reboco das paredes de tijolos; enquanto d) traz a mesma visão da sala, porém com o reboco dessas paredes	34
Figura 6.3 - Especificações da sala simulada	35
Figura 6.4 - A figura a) ilustra os furos dos tijolos; b) mostra as distâncias usadas entre os furos; c) mostra as dimensões usadas no tijolo simulado e d) mostra a parede de tijolos real.	36
Figura 6.5 - A figura ilustra a distribuição das paredes da sala, onde os retângulos pretos representam as paredes de tijolos localizados nas paredes em frente e à esquerda da sala. A caixa semi aberta representa o tubo de raios X	37
Figura 6.6 - A figura a) representa a parede de tijolos e as paredes de cimento ao redor; b) ilustra o cimento, os tijolos e os furos dos tijolos (cilindros)	37
Figura 6.7 - a) A figura mostra o reboco de 3 cm de concreto de barita; b) 2 cm e c) 1,5 cm ..	38
Figura 6.8 - Espessuras das paredes e da porta simuladas onde a figura a) ilustra a porta sem a blindagem e a figura b) mostra a porta blindada	39
Figura 6.9 - Câmara de ionização posicionada em frente ao vão da porta	40
Figura 6.10 - Ambiente de estudo representado por a) uma visão do topo da sala mostrando a distância de 2 m das paredes da sala e b) uma visão lateral da sala. Os retângulos pretos apresentados nas figuras representam as paredes de tijolos simuladas	41
Figura 6.11 - Simuladores antropomórficos virtuais adultos: a) feminino e b) masculino. Figura reproduzida de CASSOLA et al. (2011)	42
Figura 6.12 - a) Vista de cima da sala mostrando a posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais onde o círculo preto representa suas cabeças e a seta preta representa a direção para onde eles estão olhando e b) a figura verde representa o objeto simulador antropomórfico virtual posicionado no andar de cima do laboratório. As palavras destacadas em vermelho correspondem à posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais. O	

retângulo preto localizado em frente aos objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados em frente ao tubo e à esquerda da sala representam as paredes de tijolos.....	42
Figura 6.13 - A figura apresenta o meio espalhador representado pela esfera vermelha; o boneco verde é o objeto simulador antropomórfico virtual em frente à sala; a caixa roxa é o tubo de raios X; os retângulos laranjas são os tijolos e em amarelo estão representados o reboco e o cimento entre os tijolos	44
Figura 6.14 – A figura apresenta a parede de tijolos, o tubo de raios X e o medidor de PKA, representado pelo quadrado azul em frente ao tubo de raios X, conforme indica a seta laranja	44
Figura 7.1 – Objeto simulador localizado na frente da sala.....	48
Figura 7.2 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado dentro da sala	49
Figura 7.3 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado à esquerda da sala (atrás da parede de tijolos)	49
Figura 7.4 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado à direita da sala (atrás da parede de concreto).....	49
Figura 7.5 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado acima do laboratório (Sala de docentes)	49
Figura 7.6 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado atrás do laboratório.....	50
Figura 7.7 - A figura apresenta uma vista superior do laboratório simulado com o tubo de raios X posicionado a 100 cm da parede da frente da sala. Como indicado pela figura, o quadrado roxo representa o tubo de raios X. O triângulo laranja representa a direção de incidência do feixe simulado. Os círculos pretos representam as cabeças dos objetos simuladores antropomórficos virtuais e as setas pretas representam a direção para onde eles estão olhando. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala	53
Figura 7.8 - A figura apresenta uma vista superior do laboratório simulado com o tubo de raios X posicionado no meio da sala (3 m de distância da parede da frente da sala). Novamente, como indicado pela figura, o quadrado roxo representa o tubo de raios X. O triângulo laranja representa a direção de incidência do feixe simulado. Os círculos pretos representam as cabeças dos objetos simuladores antropomórficos virtuais e as setas pretas representam a direção para onde eles estão olhando. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala	54
Figura 7.9 – A figura apresenta uma vista lateral da sala, onde o quadrado roxo representa o tubo de raios X, posicionado a 110 cm do chão e a 188 cm do teto. O boneco verde representa o simulador antropomórfico virtual posicionado acima do laboratório simulado, representando a sala dos professores. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Fatores de ponderação, w_R , para diferentes tipos de radiação estabelecidos pela posição regulatória CNEN 3.01/002 (2018). Tabela reproduzida da posição regulatória CNEN 3.01/002 (2018)	13
Tabela 4.2 - Fatores de ponderação no tecido ou órgão, w_T , estabelecidos pela ICRP 103 (2007). Tabela reproduzida (tradução da autora) da ICRP 103 (2007)	14
Tabela 4.3 - Limites de dose ocupacional e para o público recomendados pela CNEN NN-3.01 (2014). Tabela reproduzida da CNEN 3.01 (2014)	15
Tabela A.1 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2,5 cm de concreto.....	68
Tabela A.2 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2,5 cm de concreto	69
Tabela A.3 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2,5 cm de concreto	70
Tabela A.4 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2,5 cm de concreto	71
Tabela A.5 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição da parede de concreto.....	72
Tabela A.6 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição da parede de concreto.....	73
Tabela A.7 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 3 cm de barita.....	74
Tabela A.8 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 3 cm de barita.....	75
Tabela A.9 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 3 cm de barita.....	76
Tabela A.10 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 3 cm de barita	77
Tabela A.11 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2 cm de barita.....	78
Tabela A.12 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2 cm de barita.....	79

Tabela A.13 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2 cm de barita.....	80
Tabela A.14 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2 cm de barita.....	81
Tabela A.15 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 1,5 cm de barita.....	82
Tabela A.16 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 1,5 cm de barita.....	83
Tabela A.17 - CC[H _T] e CC[E] _{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 1,5 cm de barita.....	84
Tabela A.18 - CC[H _T] e CC[E] _{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 1,5 cm de barita.....	85
Tabela A.19 - CC[H _T] e CC[E] _{feminino e masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos posicionados na frente da sala para a composição da parede de ar	86
Tabela A.20 - CC[E] ponderada para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos. Os traços representam ausência de medições	87
Tabela A.21 - Dose efetiva (E) ponderada para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos. Os traços (-) representam ausência de medições	88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Ântero-posterior
CC	Coeficiente de conversão
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
FASH	<i>Female Adult meSH</i> (Simulador antropomórfico masculino adulto modelado com superfície MESH)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IN	Instrução Normativa
INFIS	Instituto de Física
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LInDa	Laboratório de Instrumentação e Dosimetria
MASH	<i>Male Adult meSH</i> (Simulador antropomórfico feminino adulto modelado com superfície MESH)
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle eXtended</i>
MIRD	<i>Medical Internal Radiation Dosimetry</i>
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
NR	Norma Regulamentadora
PA	Póstero-Anterior
PKA	Produto Kerma-Área
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
RI	Radiologia Intervencionista
UFU	Universidade Federal de Uberlândia

LISTA DE SÍMBOLOS

CC[E]	Coeficiente de conversão da dose efetiva
CC[H _T]	Coeficiente de conversão da dose equivalente
D	Dose absorvida
D _{T,R}	Dose absorvida em um determinado tecido (T) para uma determinada radiação (R)
E	Dose efetiva
Gy	Gray
H _T	Dose equivalente
I	Intensidade final
I ₀	Intensidade inicial
kV	Quilovolt
keV	Quilo elétron-volt
$\sigma_{CC[E]}$	Incerteza associada ao coeficiente de conversão da dose efetiva
$\sigma_{CC[H_T]}$	Incerteza associada ao coeficiente de conversão da dose equivalente
Sv	Sievert

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	OBJETIVOS.....	6
2.1.	Objetivo Geral	6
2.2.	Objetivos Específicos	6
3.	JUSTIFICATIVA.....	7
4.	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
4.1.	Interação da radiação X com a matéria	8
4.2.	Atenuação da radiação X.....	9
4.3.	Grandezas dosimétricas e de proteção radiológica básicas	10
4.3.1.	Grandezas Físicas	11
4.3.1.1.	Dose absorvida	11
4.3.1.2.	Kerma	11
4.3.1.2.1.	Relação entre Kerma e Dose absorvida.....	12
4.3.2.	Grandezas de Proteção Radiológica	12
4.3.2.1.	Dose equivalente	12
4.3.2.2.	Dose efetiva.....	13
4.3.3.	Grandezas Operacionais	14
4.4.	Proteção radiológica	15
4.4.1.	Princípios de proteção radiológica.....	16
4.4.1.1.	Princípio da Justificação.....	17
4.4.1.2.	Princípio da otimização da proteção	17
4.4.1.3.	Princípio da aplicação dos limites de dose.....	17
4.5.	As recomendações da NCRP 147	20
4.6.	Simulação Monte Carlo	22
4.7.	Objetos simuladores antropomórficos virtuais	22
4.8.	Estudos aplicados à blindagem e Monte Carlo.....	23
5.	MATERIAIS E MÉTODOS	29
5.1.	Equipamento simulado	29
5.2.	Tubo de raios X	30
5.3.	Fonte e espectro	31
6.	RESULTADOS	33
6.1.	Simulação do Laboratório	33
6.2.	Representação computacional dos tijolos.....	35
6.3.	Representação computacional da parede de tijolos	36

6.4. Representação computacional da parede de barita e demais composições da parede da frente da sala.....	38
6.5. Representação computacional da porta, teto, piso e câmara de ionização	39
6.6. Representação computacional do ambiente de estudo	40
6.7. Objetos simuladores antropomórficos virtuais	41
6.8. Cálculos dos coeficientes de conversão e incertezas.....	44
7. RESULTADOS: ANÁLISE E DISCUSSÃO	47
8. CONCLUSÕES.....	57
REFERÊNCIAS	58
APÊNDICE A	68

1. INTRODUÇÃO

O uso dos raios X revolucionou a história da medicina e o avanço da tecnologia, da ciência e o aprimoramento das técnicas que utilizam radiação (HOFMAN, 2010; LEUENBERGER et al., 2018) tornaram o seu uso mais seguro e eficiente tanto para o paciente quanto para o público e os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) (SORDI, 2009). Dessa maneira, o uso das radiações ionizantes na prática médica modernizou a forma de diagnóstico e de obtenção de imagens por meio da visualização das estruturas internas do corpo, detecção e rastreio de doenças, anormalidades, fraturas ósseas, entre outros, sem a necessidade de cortes e/ou cirurgias (LIMA et al., 2009).

A presença de pelo menos um equipamento de raios X em um hospital é essencial hoje em dia (HAIDER et al., 2014), pois se trata de um exame rápido e não invasivo, facilitando o diagnóstico médico e o tratamento de doenças (BERCOVICH e JAVITT, 2018). Para cada estudo e planejamento clínico do paciente a equipe multiprofissional pode obter as imagens em diferentes equipamentos e procedimentos de diagnóstico por radiação ionizante, como Raios X convencional, Mamografia, Tomografia Computadorizada e Radiologia Intervencionista (BUSHBERG et al., 2002; IAEA, 2014; RUSSO, 2018). Assim, a radiação foi rapidamente incorporada à prática médica por oferecer rápido diagnóstico ao paciente e o melhor tratamento possível.

Dessa maneira, as imagens médicas e a otimização do tratamento de doenças diagnosticadas/tratadas com radiações hoje estão presentes em todas as especialidades médicas (BERCOVICH e JAVITT, 2018), incluindo a radiologia intervencionista (RI). Embora a evolução e a modernização dos equipamentos e técnicas utilizadas nessas práticas, blindagens incorretas (SCHICK et al., 1999) e a falta de treinamento e segurança nas operações (PEREIRA et al., 2015) pode levar os IOE e os pacientes a altas exposições. Altos níveis de exposição podem levar à indução de alguns efeitos, como câncer e reações teciduais (MOONEY et al., 2000; CHIDA et al, 2010). Portanto, somente um projeto de blindagem adequado dessas salas (HAIDER et al., 2014), um rígido controle de qualidade dos equipamentos (COSTA e CALDAS, 2003) e a obediência às boas práticas de radioproteção (ICRP, 2010) podem garantir a proteção da saúde humana.

O uso das radiações ionizantes em radiologia diagnóstica ou intervencionista no Brasil é regulamentado pela RDC 330 de 2019, do Ministério da Saúde. Essa nova resolução revogou a Portaria SVS/MS nº 453 de 1º de junho de 1998 e a resolução Anvisa/RE nº 1016,

de 3 de abril de 2006 (ANVISA, 2019a). Todas as informações referentes à proteção radiológica destes setores, como blindagem, capacitação, treinamentos, instalações, equipamentos e exposições dos profissionais e pacientes são referidas nessa norma. Além disso, o Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) também inspeciona essas instalações médicas, por meio da Norma Regulamentadora 32 (NR-32), com o objetivo de promover a saúde e segurança do trabalhador e controlar as exposições ocupacionais (MTE, 2005, item 32.1.1; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Para especificar os serviços, como estabelecer controle de qualidade e segurança das diversas técnicas que utilizam radiação na medicina, foram criadas as Instruções Normativas (IN). A IN que regulamenta os serviços de fluoroscopia e radiologia intervencionista é a IN 53 (ANVISA, 2019b). Essas novas atualizações, aplicam-se também às atividades:

“de pesquisa e de ensino em saúde humana” para “pessoas jurídicas ou físicas, de direito privado ou público, civis ou militares” (ANVISA, 2019a, Art. 2º, Parág. III).

Radiologia Intervencionista refere-se a procedimentos médicos de diagnóstico e/ou tratamento de algumas doenças, principalmente vasculares. Esta técnica utiliza uma modalidade de imagem para guiar o procedimento, sendo a fluoroscopia a mais utilizada (CANEVARO, 2009). Em geral, os procedimentos intervencionistas são longos se comparados a outros exames radiológicos, pois envolvem procedimentos complexos e o tempo do exame depende da experiência médica e de outros fatores, como região anatômica e natureza da lesão (TSAPAKI et al, 2004). Ademais, diversos profissionais estão presentes quando estes exames são solicitados, aumentando o número de pessoas expostas (SILVA, 2004) e as doses ocupacionais.

Esses indivíduos não só estão sujeitos à alta exposição, como também o número de procedimentos intervencionistas vem crescendo nas últimas décadas (SILVA, A. et al., 2019; SILVA, M. et al., 2019; DATASUS, 2020), sendo que nos países desenvolvidos esse número é maior ainda (UNSCEAR, 2000), pois outras áreas, além da cardiologia, estão empregando esta técnica. A grande vantagem do uso de procedimentos de RI é que ela pode substituir cirurgias (CANEVARO, 2009). Dessa maneira, limitar os níveis de doses é muito importante para a proteção radiológica, tanto dos IOE, como do público. Assim, um projeto de instalações radiológicas, que é obrigatório, deve considerar a blindagem estrutural da sala. Essas barreiras devem ser devidamente calculadas para que os níveis de radiação entregues ao público e aos IOE estejam dentro dos limites estabelecidos pelas normas (ANVISA, 2019a).

O objetivo da proteção radiológica é reduzir a exposição à radiação de IOE e indivíduos do público ao menor nível possível, garantindo a integridade física da população, porém respeitando o propósito da exposição (NCRP, 2004; ICRP, 2007; OKUNO e YOSHIMURA, 2010; ANVISA, 2019a). Dessa forma, a *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), um comitê estado-unidense, criado em 1929 devido à preocupação com a segurança dos procedimentos que usam radiações ionizantes, conduz estudos e propõe ações para a segurança do público, IOE e pacientes.

Em seu relatório número 147, denominado, “*Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities*”, traz recomendações e informações técnicas referentes a projetos de blindagens para instalações que utilizam radiação. Esse documento substitui o relatório 49, *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical use of x rays and gamma rays of energies up to 10 MeV* (NCRP, 1976). Esta substituição trouxe fatores mais práticos para blindagem, como seleção de materiais apropriados para atenuar essas radiações e cálculo de espessura de barreiras sem sobrecarregar as estruturas (NCRP, 2004).

Todo o interior da sala deve ser ponderado em função do fator de ocupação e da carga de trabalho das salas vizinhas. As paredes, portas, teto, chão e janelas devem ser devidamente calculadas de acordo com o material escolhido para blindagem e deve-se realizar um levantamento radiométrico periódico dessas barreiras. O equipamento também deve receber um bom controle de qualidade e devem ser respeitadas as condições técnicas para sua conservação (NCRP, 2004; OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Um material muito utilizado para blindagens de instalações radiológicas no Brasil é a argamassa baritada (uma mistura de areia, cimento e barita) (ALMEIDA JR, 2014). Esse material foi desenvolvido para substituir o lençol de chumbo (SHARIFI et al., 2013; SHIRMARDI et al., 2013), pois foi identificado que a umidade, alterações de temperatura e a ventilação podem reagir com esta blindagem e originar uma reação de corrosão das paredes, comprometendo a proteção radiológica (SCHICK et al., 1999). Além disso, é um material de fácil aplicação, não tóxico, leve e barato (SHIRMARDI et al., 2013).

Atualmente, o método Monte Carlo se transformou em um instrumento muito importante, senão fundamental, para cálculos de grandezas de interesse no âmbito do diagnóstico e terapia, de práticas que envolvam o uso de radiações ionizantes na medicina (YORIYAZ, 2009); na indústria (MARTIN-BRAGADO et al., 2018), engenharia (LAL et al., 2019), finanças (KIJIMA, 2016), estatística (TODOROV et al., 2020), meio ambiente (EWERTOWSKA et al., 2017), ciências radiológicas (MORIN, 2019), entre outros.

Em Física Médica essas simulações são muito interessantes para estudar blindagem de paredes (TEKIN e MANICI, 2017), doses ocupacionais (SIISKONEN et al., 2008; SANTOS, 2014; SANTOS et al., 2016), detectores de radiação (PERINI et al., 2013), terapia com radionuclídeos (MARIA, A. e MARIA, L, 2019), modelos ajustáveis de mama usando informações de mamografia para medicina nuclear (NI et al., 2017), aceleradores lineares (KIM et al., 2018), protonterapia (VERBURG et al., 2016), nanoblindagem (MOHARRAM et al., 2020), nanopartículas (TRAN et al., 2016) e muitos outros. Dessa maneira, essas ferramentas matemáticas se tornaram as melhores soluções para estudar o transporte das radiações ionizantes na matéria, uma vez que em muitas situações o custo para as avaliações experimentais seria muito alto, e as avaliações analíticas trazem aproximações que podem impossibilitar seu uso.

Uma destas situações é a avaliação das doses absorvidas por seres humanos. Para estimar essas doses, aproximações analíticas são muito simples, e levam a resultados pouco confiáveis. Os experimentos, por sua vez, são muito complicados, e muitas vezes impossíveis de serem realizados. Desta forma, a solução é o emprego de simulações computacionais. Para tanto, é necessário simular a anatomia do corpo humano por meio da utilização de objetos simuladores antropomórficos virtuais, acoplados ao código Monte Carlo; tornando possível estipular as doses que esses indivíduos receberiam em cada órgão ou tecido em um cenário de exposição à radiação. Já foram desenvolvidos objetos simuladores antropomórficos virtuais com alturas e massas corporais diferentes, representando adultos, masculinos e femininos (LEE et al., 2007; CASSOLA et al., 2009; CASSOLA et al., 2010; CASSOLA et al., 2011) que retratam uma determinada população. Devido a sua alta precisão, pode-se determinar as doses em diversos órgãos e tecidos de forma mais fidedigna.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi estudar diferentes modelagens computacionais de paredes de tijolos de um laboratório que irá conter o tubo de raios X de um equipamento de RI, constituídas por tijolos, cimento e ar. Para determinar a blindagem dessa sala, foram simulados cenários contendo barita, por se tratar de um material eficiente para atenuar feixes de fótons da energia do radiodiagnóstico (SILVA, A. et al., 2019). Nos cenários de exposição à radiação foram utilizados objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos de superfície MESH que simularam os indivíduos do público. Os resultados foram analisados em função dos coeficientes de conversão da dose equivalente $CC[H_T]$ e efetiva $CC[E]$, do fator de transmissão e intensidade de atenuação dos fótons e serviram de base para

propor adequações à sala conforme as normas da RDC 330, IN 53 e NCRP 147 (NCRP, 2005; ANVISA, 2019a; ANVISA, 2019b).

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho foi a determinação da blindagem de um laboratório do Instituto de Física (INFIS) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), que irá empregar um equipamento de radiologia intervencionista. Para isso, foi utilizado o método Monte Carlo para avaliar diferentes composições de paredes. Para alcançar este objetivo, vários objetivos específicos foram estabelecidos.

2.2. Objetivos Específicos

- Descrever, utilizando simulação Monte Carlo, um feixe de fótons associado ao funcionamento de um equipamento de radiologia intervencionista e a distribuição espacial de energia, considerando colimadores, filtros e energia do espectro, empregando o software SRS 78 (CRANLEY et al., 1997); distância da fonte à parede e materiais distintos usados para compor cada cenário;
- Modelar cenários computacionais de exposição compostos por um tubo de raios X de um equipamento de radiologia intervencionista empregando diferentes composições de paredes e objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos para representar os indivíduos do público;
- Determinar a blindagem do laboratório que irá conter o equipamento de radiologia intervencionista analisando a blindagem oferecida pelos tijolos e variando os materiais que compõem a parede por meio da determinação do CC[H_T] e CC[E];
- Validar os cenários de simulação Monte Carlo pela comparação com resultados publicadas na literatura.

3. JUSTIFICATIVA

O Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) do INFIS/UFU pretende montar um laboratório de ensino e pesquisa contendo um equipamento de RI para que os profissionais possam receber melhor treinamento, devido às altas doses de radiação envolvidas nestes procedimentos. Dessa maneira, foi empregada a técnica Monte Carlo para avaliar a blindagem oferecida pelas paredes da sala. Foram analisadas diferentes configurações de materiais para, assim, analisar e melhorar a blindagem a ser empregada. Não existe na literatura uma referência das diferentes configurações de materiais usados em construção civil.

4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

4.1. Interação da radiação X com a matéria

Segundo TAUHATA et al. (2013), a interação da radiação X com a matéria diz respeito à alteração da energia ou da direção da radiação incidente. Por terem um caráter ondulatório e não possuírem carga e massa de repouso, podem atravessar grandes profundidades de um material sem interagir. Dessa forma, a penetrabilidade das radiações X e gama são maiores que as das partículas carregadas. A IAEA (2014) descreve que a probabilidade de interação dessas radiações depende da seção de choque e do tipo de interação.

A faixa energética que compreende a utilização dos raios X para fins de diagnóstico e terapia aplicados em medicina, variam de alguns keV até algumas dezenas de MeV. YOSHIMURA (2009) relata que, dentro dessa faixa, existe a probabilidade de ocorrência de várias interações com o núcleo atômico, com elétrons livres ou da eletrosfera, com o átomo como um todo, ou, simplesmente, de não interagir. Assim, a probabilidade de interação (ou não interação) dessa radiação com o meio depende, principalmente, da energia da radiação e das características do meio. Segundo ATTIX (2004), a importância desses efeitos depende da energia do fóton incidente e do número atômico (Z) do material absorvedor. Assim, as interações mais importantes em radiodiagnóstico são:

- Efeito Fotoelétrico: Segundo TAUHATA et al. (2013, p. 79), este efeito “é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou gama (...)” para o átomo. Como resultado desse processo, um elétron da camada mais interna é ejetado com uma energia bem definida (diferença de energia entre o fóton incidente e sua energia de ligação). Predomina para fótons de baixa energia e para elementos de alto número atômico (TAUHATA et al., 2013).
- Efeito Compton: Segundo TAUHATA et al. (2013), trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron livre ou fracamente ligado ao material. Parte da energia desse fóton é transferida ao elétron, que é emitido pelo átomo. “Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo” (TAUHATA et al., 2013, p. 81). Este efeito ocorre em todas as faixas

de energia e para todos os tipos de materiais, contribuindo com uma parte da dose tanto para o paciente quanto para os IOE.

4.2. Atenuação da radiação X

A blindagem da radiação X é baseada no princípio de atenuação dos fótons (LING et al., 2013; SAGON e SURUJPAUL, 2020). Esse princípio diz que, ao atravessar a matéria, a radiação pode interagir com o meio que atravessa, ionizando-o e perdendo sua intensidade (McKETTY, 1998). A deposição de energia pode ser total ou parcial e pode ocorrer no paciente ou nos trabalhadores, resultando em uma contribuição de dose para ambos. A radiação é atenuada exponencialmente e depende da espessura do material absorvedor, como mostra a Equação 4.1, conforme apresentado por (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

$$I = I_0 e^{-\mu(E,Z)x} \quad (4.1)$$

onde I e I_0 são respectivamente, as intensidades final e inicial da fonte radioativa, depois e antes de atravessar uma barreira à radiação de espessura x , μ é o coeficiente de atenuação linear do meio, que depende de Z , que é o material que constitui o meio, e da energia E da radiação (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Quanto maior a energia da radiação incidente, maior será a capacidade de penetração dos fótons. Assim, para manter os limites de doses dentro do estabelecido pelas normas, é necessário construir barreiras de espessura adequada para blindar essas radiações. Estas barreiras fazem o papel de atenuadores (Figura 4.1), fazendo com que a radiação sofra muitas interações, perdendo boa parte de sua energia ao atravessar o material (se o atravessar). Portanto, a parte restante de radiação, que atravessa essas paredes, tem sua energia reduzida, garantindo a proteção do público, conforme preconizado pela legislação (McKETTY, 1998; ANVISA, 2019a).

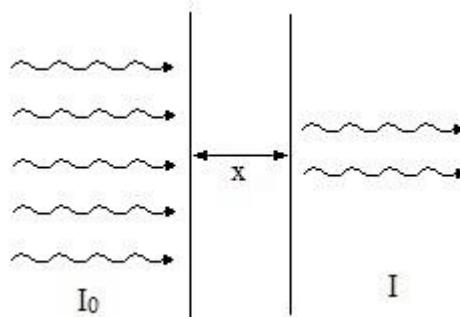


Figura 4.1 - Atenuação de um feixe de fótons monoenergético, ao atravessar um meio de espessura x , onde I e I_0 são respectivamente, as intensidades final e inicial da fonte radioativa, depois e antes de atravessar uma barreira à radiação de espessura x . Adaptado de OKUNO e YOSHIMURA (2010).

Para salas de radiodiagnóstico, são utilizados materiais com alto número atômico e alta densidade, por serem os mais adequados para atenuar os raios X (LING et al., 2013; SHARIFI et al., 2013). As características de atenuação destes materiais são essenciais para a construção das paredes (SHIRMARDI et al., 2013). Dessa maneira, em instalações que contêm equipamentos que emitem radiações, as portas, as paredes, as janelas, o piso e o teto devem conter espessuras cuidadosamente calculadas, a fim de garantir a radioproteção do público e dos IOE contra exposição desnecessária à radiação (NCRP, 2004; ALMEIDA JR et al., 2017).

4.3. Grandezas dosimétricas e de proteção radiológica básicas

Em seu livro, OKUNO e YOSHIMURA (2010) relatam que dois órgãos internacionais, a *Comissão Internacional de Proteção Radiológica* (ICRP) e a *Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação* (ICRU), se destacaram na tarefa de padronizar as grandezas referentes à dosimetria e à proteção radiológica. Estes órgãos são ligados à *Sociedade Internacional de Radiologia* (SIR) e trabalham com a *Organização Mundial da Saúde* (OMS), a *Organização Internacional do Trabalho* (OIT), a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos das Radiações Atômicas (UNSCEAR) e com o Programa Ambiental das Nações Unidas (UNEP). Portanto, por intermédio dos dois primeiros órgãos, foi definido que as grandezas físicas de radiações ionizantes são separadas em três grupos: grandezas físicas, grandezas de proteção radiológica e grandezas operacionais.

4.3.1. Grandezas Físicas

Nesta dissertação serão abordados apenas as grandezas físicas mais importantes para os cálculos de blindagem de uma sala de radiologia intervencionista: Dose absorvida e Kerma. As unidades dessas grandezas foram apresentadas entre parênteses.

4.3.1.1. Dose absorvida

ATTIX (2004) afirma que a dose absorvida (D) é uma grandeza física fundamental, válida para todos os tipos de radiações, cuja unidade no Sistema Internacional de Unidades é o gray (Gy). É definida como a quantidade média de energia da radiação absorvida ($d\bar{E}$) pelo material em uma determinada massa de interesse (dm) (Equação 4.2) (TAUHATA et al., 2013).

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (4.2)$$

Segundo OKUNO e YOSHIMIRA (2010, p. 186), “essa grandeza vale para qualquer meio, para qualquer tipo de radiação e qualquer geometria de irradiação” e está relacionada aos danos biológicos.

4.3.1.2. Kerma

Kerma “é a energia transferida ao meio (dE_{tr}), que equivale à soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas sem carga (fótons ou nêutrons) em um elemento de volume de massa dm” (Equação 4.3) (OKUNO e YOSHIMIRA, 2010, p. 192). Sua unidade no Sistema Internacional de Unidades é o gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4.3)$$

4.3.1.2.1. Relação entre Kerma e Dose absorvida

Kerma e dose absorvida podem ser confundidos por possuírem a mesma unidade (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). No entanto, segundo TAUHATA et al. (2013, p. 155), “a diferença entre kerma e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma depende da energia total transferida ao material”. Além disso, a grandeza dose absorvida é válida para todos os tipos de radiações, enquanto kerma refere-se apenas à radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons).

Para que a dose absorvida se iguale ao kerma é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas, ou seja, para cada partícula carregada que deixa um elemento de volume, outra partícula carregada de igual tipo e energia entra nele (ATTIX, 2004; TAUHATA et al., 2013).

4.3.1.2.2. Produto Kerma-Área

Para determinar a dosimetria de pacientes ou as doses absorvidas relacionadas com a proteção radiológica, são realizadas medidas do produto kerma-área (PKA). Essa grandeza determina a dose no tecido irradiado e ajuda a controlar as exposições ocupacionais. Sua unidade é dada em Gy.cm². Para monitorar essas doses, dosímetros são acoplados aos equipamentos, na saída do tubo de raios X. Geralmente, o dosímetro utilizado é a câmara de ionização de placas paralelas. O PKA considera a possibilidade de efeitos estocásticos após o tecido ou órgão ser irradiado (IAEA, 2014).

4.3.2. Grandezas de Proteção Radiológica

Este grupo comprehende as grandezas que estabelecem limites de exposição à radiação no tecido ou órgão ou no corpo todo. Se as condições de irradiações forem conhecidas, pode-se avaliar os danos biológicos por meio de cálculos (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

4.3.2.1. Dose equivalente

Segundo TAUHATA et al. (2013, p. 151), o conceito de dose equivalente “foi de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico”. “A dose equivalente no tecido ou órgão (H_T), é definida para qualquer tipo de radiação, e o meio

é o tecido ou órgão, sendo sua unidade no Sistema Internacional de Unidades o sievert (Sv). É obtida a partir da dose absorvida média $D_{T,R}$ no tecido ou órgão T, exposto à radiação de tipo R” (OKUNO e YOSHIMURA, 2010, p. 193), como mostra a Equação 4.4.

$$H_T = w_R \cdot D_{T,R} \quad (4.4)$$

onde w_R é o fator de ponderação da radiação. Este fator é tabelado para o tipo e energia da radiação incidente no corpo e é uma grandeza adimensional (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A Tabela 4.1 traz os valores de w_R para cada radiação, baseados na CNEN 3.01/002 (2018).

Tabela 4.1 - Fatores de ponderação, w_R , para diferentes tipos de radiação estabelecidos pela posição regulatória CNEN 3.01/002 (2018). Tabela reproduzida da posição regulatória CNEN 3.01/002 (2018)

Tipos de Radiação	Valor de w_R
Fótons de todas as energias	1
Elétrons de todas as energias	1
Nêutrons, $E < 10$ keV	5
Nêutrons, $10 \text{ keV} < E < 100 \text{ keV}$	10
Nêutrons, $100 \text{ keV} < E < 2 \text{ MeV}$	20
Nêutrons, $2 \text{ MeV} < E < 20 \text{ MeV}$	10
Nêutrons, $E > 20 \text{ MeV}$	5
Prótons, menos de recuo, $E > 2 \text{ MeV}$	5
Partículas α , fragmentos de fissão, núcleos pesados	20

4.3.2.2. Dose efetiva

A dose efetiva “serve para estabelecer limites de exposição do corpo todo à radiação, a fim de limitar a ocorrência de efeitos cancerígenos e hereditários. É a soma de doses equivalentes nos tecidos ou órgãos H_T multiplicados pelo fator de ponderação de tecido ou órgão w_T (...)” (Equação 4.5), cuja unidade no Sistema Internacional de Unidades é o sievert (Sv) (OKUNO e YOSHIMURA, 2010, p. 194).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (4.5)$$

A Tabela 4.2 apresenta os fatores de ponderação no tecido ou órgão (w_T) conforme a ICRP 103 (2007).

Tabela 4.2 - Fatores de ponderação no tecido ou órgão, w_T , estabelecidos pela ICRP 103 (2007). Tabela reproduzida (tradução da autora) da ICRP 103 (2007)

Tecido ou Órgão	Fator de Ponderação w_T
Gônadas	0,08
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago e mama	0,12 cada órgão
Bexiga, fígado, esôfago e tireoide	0,05 cada órgão
Pele, superfície do osso, cérebro e glândulas salivares	0,01 cada órgão
Demais Tecidos e Órgãos*	0,12
Total	1

*Glândula suprarrenal, tecido extratorácico, vesícula biliar, paredes do coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (homens) ou útero/colo do útero (mulheres), intestino delgado, baço, timo.

4.3.3. Grandezas Operacionais

O grupo das grandezas operacionais compreende as grandezas relacionadas à proteção operacional, tanto pessoais quanto ambientais. Está relacionado com a monitoração pessoal por meio de dosímetros pessoais e com a monitoração do ambiente, por meio de dosímetros ambientais (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; TAUHATA et al., 2013). A Tabela 4.3 ilustra a quantidade de dose efetiva e equivalente máxima que cada indivíduo, trabalhador ou indivíduo do público pode receber anualmente, de acordo com o estabelecido pela CNEN 3.01 (2014).

Tabela 4.3 - Limites de dose ocupacional e para o público recomendados pela CNEN NN-3.01 (2014). Tabela reproduzida da CNEN 3.01 (2014)

Grandezas	Limite de dose ocupacional	Limite de dose para o público**
Dose efetiva (no corpo todo)	20 mSv/ano (média de 5 anos) *	1 mSv/ano
Dose equivalente anual		
Cristalino do olho	20 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Mãos e pés	500 mSv	—

* Equivale à medida ponderada de 100mSv em 5 anos consecutivos, sem nunca ultrapassar 50mSv/ano.

** No caso da CNEN, o público em geral é denominado *indivíduo do público* e é definido como qualquer membro da população quando não submetido à exposição ocupacional ou exposição médica.

Para garantir a segurança no laboratório, os alunos e os professores deverão ser monitorados por meio do uso de dosímetros pessoais.

4.4. Proteção radiológica

O uso das radiações ionizantes para tratamento médico e diagnóstico de pacientes na área da saúde representa um grande avanço na medicina e trouxe muitos benefícios para seus usuários. Porém, constitui a maior fonte de exposição humana a fontes artificiais de radiação (cerca de 98%) (UNSCEAR, 2010; UNEP, 2016). As exposições radiológicas a altas doses estão associadas a riscos de saúde para os pacientes e IOE (NORBASH et al., 1996). Portanto, essas práticas devem ser realizadas em condições otimizadas de proteção, que devem garantir a qualidade dos serviços prestados à população e ao mesmo tempo assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica aos pacientes, aos profissionais e ao público em geral (ANVISA, 2019a).

Desde a descoberta dos raios X até hoje o conceito de proteção radiológica e os equipamentos sofreram modificações. As novas tecnologias dos equipamentos de radiação diminuíram o tempo de exposição dos pacientes, mas foram compensadas pela entrega de maiores doses para eles, a fim de preservar a qualidade da imagem (LAI et al., 2014). Dessa

forma, o objetivo atual da proteção radiológica é promover um nível apropriado de proteção sem prejudicar o objetivo associado a essa exposição (MILLER, 2018).

Um bom sistema de proteção radiológica garante todos os benefícios do uso das radiações ionizantes, minimizando ou prevenindo os riscos associados a ela ao impedir a ocorrência de reações teciduais, como radiodermite (NORBASH et al., 1996), e a probabilidade de efeitos estocásticos (MOONEY et al., 2000), como o câncer, a um nível de exposição considerado aceitável (HALL e BRENNER, 2008; IAEA, 2014). Em instalações radiológicas considerações quanto à dose devem ser adotadas em relação ao paciente submetido ao procedimento e seu acompanhante (quando for necessário), aos IOE e indivíduos do público (MTE, 2005; ANISA, 2019a).

Apesar de muito se falar em proteção radiológica, estudos mostraram que existe um desconhecimento das normas (PEREIRA et al., 2015), dos programas de controle de qualidade (MACEDO et al., 2009), dos princípios básicos e das novas tecnologias (PEREIRA e VERGARA, 2015) por parte de técnicos, residentes e outros profissionais de saúde que trabalham com radiação ionizante.

Isso representa um despreparo e evidencia a necessidade de treinamentos e cursos de capacitação a estes IOE ou até mesmo inserir estas disciplinas na ementa dos cursos de formação destes profissionais (ZANZI, 2019). A ANVISA (2019a) e a CNEN (2014) recomendam que sejam realizados treinamentos periódicos para capacitação desses IOE que contemplem as normas, rotinas, segurança do paciente, protocolos e procedimentos operacionais, programas de proteção radiológica, entre outros.

4.4.1. Princípios de proteção radiológica

Segundo OKUNO e YOSHIMURA (2010) e TAUHATA et al. (2013), a proteção radiológica se baseia em três princípios básicos e quatro meios de proteção à radiação, estabelecidos pela CNEN 3.01 (CNEN, 2014) e RCD 330 (ANVISA, 2019a) a partir de regulamentações pré-estabelecidas internacionalmente. São eles: limitação, otimização e justificação das práticas e tempo, distância, sinalização e blindagem.

4.4.1.1. Princípio da Justificação

As normas (ICRP, 2007; CNEN, 2014; ANVISA, 2019a) e OKUNO e YOSHIMURA (2010), ponderam que qualquer exposição à radiação deve ser justificada, e somente será permitida se o benefício da exposição à radiação for maior que o malefício que ela produz, e se não houverem outros métodos (que não utilizem radiação) de se produzir o mesmo resultado. O princípio da justificação se aplica a todas as pessoas expostas (pacientes e IOE) e para a sociedade (público em geral).

4.4.1.2. Princípio da otimização da proteção

As exposições médicas e ocupacionais devem ser otimizadas de forma que a relevância das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta as condições socioeconômicas de cada região (ICRP, 2007; CNEN, 2014; ANVISA, 2019a). Ainda, segundo a CNEN 3.01 (2014, p. 14), “a otimização médica da proteção radiológica deve ser entendida como a aplicação da dose de radiação necessária e suficiente para atingir aos propósitos a que se destina”.

4.4.1.3. Princípio da aplicação dos limites de dose

O princípio da limitação de dose deve obedecer à norma CNEN-NN 3.01 “Diretrizes básicas de proteção radiológica”. Os valores da tabela 5.4.2.1 (CNEN, 2014, p. 13) desta norma representam a soma das doses efetivas das exposições interna e externa, e não estão incluídas as doses recebidas em exposições médicas, odontológicas e radiação ambiental (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; CNEN, 2014). Além disso, “para mulheres grávidas ocupacionalmente expostas, suas tarefas devem ser controladas de maneira que seja improvável que, a partir da notificação da gravidez, o feto receba doses efetiva superior a 1 mSv durante o resto do período de gestação” (CNEN, 2014, p. 13)

4.4.2. Meios de proteção à radiação

Os meios de proteção à radiação são adotados para reduzir a exposição (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; TAUHATA et al., 2013). Os principais meios de proteção à radiação são: tempo, distância, sinalização e blindagem, e são descritos a seguir.

4.4.2.1. Tempo

TAUHATA et al. (2013) relatam que reduzir o tempo de exposição ao essencial para realização de um procedimento reduz a exposição à radiação ionizante diretamente. A melhor maneira de diminuir o tempo de execução de uma tarefa do IOE é oferecer-lhe treinamento, ou seja, impulsionar sua habilidade (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; TAUHATA et al., 2013).

4.4.2.2. Distância

Segundo TAUHATA et al. (2013), a intensidade de uma fonte puntiforme é inversamente proporcional ao quadrado da distância (Equação 4.6). Portanto, quanto mais afastado da fonte, menor será a dose.

$$D_1 r_1^2 = D_2 r_2^2 \quad (4.6)$$

onde, D_1 é a dose da fonte puntiforme a uma distância r_1 da fonte e D_2 é a dose da fonte puntiforme a uma distância r_2 da fonte.

4.4.2.3. Sinalização

As áreas controladas ou supervisionadas devem ser sinalizadas por meio de sinalização vermelha e placas contendo o símbolo internacional de radiação, a fim de demonstrar perigo e presença de radiação ionizante (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; CNEN, 2014; ANVISA, 2019a). O novo laboratório deverá conter essas sinalizações para se adequar às normas.

4.4.2.4. Blindagem

A blindagem das salas de um laboratório que emprega equipamentos que emitem radiação ionizante constitui tanto a blindagem das paredes da sala, quanto as barreiras físicas entre a equipe médica que estará envolvida durante os procedimentos de RI e o paciente (CNEN, 2014; ANVISA, 2019a), e dependem do tipo e da energia de radiação.

Essa blindagem garante a proteção radiológica ao restringir a dose entregue aos indivíduos do público e IOE (ANVISA, 2019a). Essas doses devem ser limitadas tanto dentro do laboratório quanto nas suas vizinhanças, levando em consideração diversos fatores, e devendo ser fiscalizada e garantida pelos órgãos responsáveis (NCRP, 2004; ANVISA, 2019a). Dentre os fatores, tem-se:

- Distância das paredes até a fonte de radiação;
- Tipo de radiação (Primária ou secundária);
- Atividade da fonte;
- Taxa de dose ou dose fora da blindagem;
- Direção de incidência do feixe;
- As vizinhanças da sala;
- Fator de ocupação;
- Carga de trabalho;
- Materiais utilizados na blindagem;
- Tipo de instalação radiológica.

Em todas as instalações radioativas é necessária a implementação de um plano de proteção radiológica. Esse documento é um registro de “todo o sistema de proteção e segurança adotado pela instalação” (OKUNO e YOSHIMURA, 2010, p. 275). Por meio desse documento, “a instalação deve demonstrar ao órgão regulador sua capacidade para gerenciamento adequado do uso das fontes e dos controles que se originam pela presença delas” (OKUNO e YOSHIMURA, 2010, p. 275). A quantidade e o detalhe de informações que este documento precisa conter depende dos riscos oferecidos pelas fontes radioativas e das normas que regem cada instalação (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Quando estão adequadas, as barreiras de proteção à radiação podem contribuir significativamente com a diminuição da dose (MILLER, 2018) e, consequentemente, com a diminuição dos riscos, como câncer (ROGUIN e BARTAL, 2016). Em práticas

intervencionistas, o uso correto dessas barreiras é extremamente importante, uma vez que as doses desses procedimentos são muito altas (METTLER JR. et al, 2008; BOR et al., 2009; TSAPAKI et al., 2009).

Além disso, a evolução dos padrões de proteção radiológica possibilitou a criação de novos critérios de exposição à radiação, como monitoramento pessoal, níveis de referência e restrição de dose, que auxiliam o acompanhamento dessas doses, bem como a verificação correta da estrutura da sala (SORDI, 2009). Desta forma, o novo laboratório deverá fazer uma readequação da blindagem para se adequar às normas.

4.5. As recomendações da NCRP 147

O documento da NCRP 147 (NCRP, 2004) traz recomendações e informações técnicas relacionadas à blindagem de instalações que utilizam radiação ionizante para fins médicos. Dessa maneira, pondera diversos fatores que são levados em conta durante a elaboração e a execução de um projeto estrutural, como materiais, distância da fonte radioativa até as paredes (d), carga de trabalho (w), fator de uso (U), objetivo da blindagem (P), custos, entre outros. Esses fatores são ponderados tanto para as vizinhanças da sala (áreas não controladas) quanto para a instalação que contém o equipamento radioativo (área controlada).

Assim, considera que (NCRP, 2004):

- Os cálculos para determinação das espessuras das paredes devem ser baseados na incidência perpendicular da radiação. Caso contrário, os cálculos poderão estar subestimados;
- A atenuação da radiação primária pelo paciente é desconsiderada;
- Ignora outras barreiras físicas, como cortina, visores e coletes de chumbo;
- O valor da radiação de fuga é máximo (taxa de kerma no ar de $0,876 \text{ mGy.h}^{-1}$ e taxa de exposição de $2,58 \times 10^{-5} \text{ C.kG}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$);
- O tamanho do campo e o objeto simulador usados para simular radiação espalhada resultam em valores altos de radiação espalhada;
- O fator de ocupação para áreas não controladas deve ser considerado alto;
- A folha de chumbo usada para blindar a radiação é fabricada com espessuras padrões;

- A distância mínima de segurança de uma área ocupada até uma parede blindada deve ser tomada como de 0,3 m, pois a intensidade da radiação diminui com o aumento da distância

O documento traz ainda algumas especificações para instalações intervencionistas, reconhecendo que os estudos realizados nessas salas oferecem longos tempos de exposição, o que aumenta a carga de trabalho. Além disso, a orientação do tubo é variável e depende do procedimento realizado. Assim, o tamanho dessas instalações deve ser maior, a fim de acomodar o equipamento intervencionista e os trabalhadores.

Dessa forma, para instalações intervencionistas, todas as paredes da sala devem ser blindadas. Os cálculos utilizados nessas instalações levam em consideração apenas a radiação secundária, uma vez que o intensificador de imagem absorve a radiação primária (NCRP, 2004). Assim, os fatores levados em consideração para essas instalações e tipo de barreira são mostrados nas Equações 4.7 e 4.8:

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1 N}{d_{sec}^2} \quad (4.7)$$

onde $K_{sec}(0)$ é o kerma no ar para a radiação secundária (em $\text{mGy} \times \text{semana}$), d_{sec} é a distância até a fonte radioativa (em metros), N é o número de pacientes por semana para 40 h semanais e K_{sec}^1 é o kerma no ar total para radiação secundária (em $\text{mGy} \times \text{paciente}^{-1}$), que leva em consideração a carga de trabalho.

Essa relação permite calcular a espessura da blindagem por meio do fator de transmissão para radiação secundária (B_{sec}), após analisar a referência desse valor com as tabelas fornecidas pela NCRP 147 (NCRP, 2004):

$$B_{sec}(x_{barreira}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d_{sec}^2}{K_{sec}^1 N} \quad (4.8)$$

onde $x_{barreira}$ é a espessura da barreira, P é o objetivo da blindagem, que avalia a quantidade de kerma no ar e está relacionado com o tipo de área ($P = 0,01 \text{ mGy} \times \text{semana}^{-1}$ para áreas controladas ou $P = 0,02 \text{ mGy} \times \text{semana}^{-1}$ para áreas não controladas), T é o fator de ocupação, que para instalações intervencionistas pode ser tomado como máximo ($T=1$), dada a alta carga de trabalho.

Pode-se também encontrar a espessura da barreira usando os parâmetros do fator de atenuação (α , β , γ) relacionados com o material da blindagem:

$$x_{barreira} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{NTK_{sec}^1}{Pd_{sec}^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (4.9)$$

A espessura adequada para a blindagem considera que o kerma no ar, transmitido da área ocupada pela barreira, não exceda a razão (P/T). Nenhuma blindagem garante 100% de proteção, mas deve-se garantir que estes níveis estejam dentro dos limites aceitáveis ao público, como estabelecido pelas normas. A IN 53 (ANVISA, 2019b), que regulamenta a segurança dos serviços de radiologia intervencionista, estabelece que os níveis de restrição de dose para o levantamento radiométrico sejam inferiores a 1,0 mSv/ano para áreas livres ou inferiores a 10,0 mSv/ano para áreas controladas.

4.6. Simulação Monte Carlo

Atualmente, uma ferramenta matemática versátil muito utilizada para simular o transporte das radiações ionizantes na medicina e as doses absorvidas em seres humanos, é o método Monte Carlo (YORIYAZ, 2009). O código, por exemplo, MCNP 6.2 (WERNER et al., 2018) simula a trajetória de diversas partículas e fótons através das geometrias que compõem o cenário de exposição à radiação, como um cenário de avaliação a exposição à radiação em humanos, tornando este método útil para cálculos de dosimetria interna (VILLOING et al., 2017), uma vez que o custo para avaliações experimentais seria muito alto e avaliações analíticas trazem aproximações que podem impossibilitar o seu uso. Estes resultados podem ser empregados tanto em aplicações clínicas (SILVA et al., 2020) quanto em pesquisas (BESEMER et al., 2018).

4.7. Objetos simuladores antropomórficos virtuais

Estudar a interação da radiação no corpo humano e medir as doses resultantes dessas interações nos órgãos e tecidos por meio da blindagem de um laboratório de ensino e pesquisa

da UFU pode ser realizado por meio de simulações computacionais envolvendo o método Monte Carlo. Assim, é possível representar, computacionalmente, por meio do uso de objetos simuladores antropomórficos virtuais as estruturas anatômicas que se assemelham às formas, tamanhos, densidades e materiais dos diversos tecidos humanos (ICRP, 2002; SANTOS, 2014), acoplando-os ao código Monte Carlo MCNP 6.2 (WERNER et al., 2018). Essas aproximações tornam os resultados mais precisos e confiáveis.

No Brasil, foram desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), por meio de computação gráfica, simuladores com superfície MESH para criar órgãos, tecidos, ossos e corpo humano de mulheres e homens adultos de tamanho médio, caucasianos, de 35 anos, denominados FASH (*Female adult meSH*) e MASH (*Male adult meSH*), respectivamente (CASSOLA et al, 2011). Estes modelos possuem estrutura de voxel e foram baseados em imagens de tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética nuclear (RMN), fotografias coloridas, atlas anatômicos e programas computacionais de modelos de anatomia humana (CASSOLA et al., 2009), seguindo as recomendações da ICRP 89 (ICRP, 2002).

Esses objetos simuladores antropomórficos virtuais, acoplados ao código Monte Carlo, tornam possível a determinação das doses que cada órgão ou tecido recebe após exposição à radiação ionizante (SANTOS, 2014).

4.8. Estudos aplicados à blindagem e Monte Carlo

Ao percorrer a base de dados Google Acadêmico utilizando o descritor “*radiological protection*” – proteção radiológica – foram encontrados 709 mil resultados. Porém, ao adicionar os descritores “*structural shielding*” – blindagem estrutural – AND “*bricks*” – tijolos – AND “Monte Carlo” AND “*interventional radiology*” – radiologia – este número decresce para 146 estudos. Desses resultados, encontramos muitos trabalhos relacionados com medicina nuclear e blindagens relacionadas ao uso de EPI e EPC. Além disso, são poucos os trabalhos que diferenciam as instalações intervencionistas das demais instalações da radiologia diagnóstica. Assim, foram selecionados e abordados os estudos mais relevantes para este trabalho. Nem todos os estudos envolveram o método Monte Carlo.

Dentre os estudos selecionados, foi observado que os mesmos utilizam diferentes materiais da engenharia civil para a construção de blindagem contra a radiação, com o objetivo de determinar o comportamento do fator de transmissão e o coeficiente de atenuação

desses materiais (METZGER et al., 1993; SHARIF et al., 2013; SHIRMARD et al., 2013; ALMEIDA JR, 2014; ALMEIDA JR et al., 2014; DICKSON e HAMBY, 2014; ALMEIDA JR et al., 2016, ALMEIDA JR et al., 2017; SAYYED et al., 2017). Esses fatores são importantes para conhecer as propriedades do material e como a radiação interage com ele, para determinar as espessuras necessárias para construção das barreiras.

Há poucos estudos na literatura que fornecem informações técnicas quanto à espessura adequada para blindar as instalações radiológicas, frente à variedade de energias e materiais utilizadas no radiodiagnóstico. No entanto, o trabalho de SILVA (2016) determinou a equivalência da espessura das paredes usando concreto de barita e argamassa de barita para blindar a radiação X com energia de 150 kV. Ela se baseou nas recomendações feitas pela NCRP 49 (NCRP, 1976). Todavia, foram realizados estudos (PESIANIAN et al., 2009; HAIDER et al., 2014) que mostraram que os custos com blindagem usando a NCRP 49 (NCRP, 1976) foram maiores do que os recomendados pela NCRP 147 (NCRP, 2004), pois a primeira superestima os fatores de blindagem associados aos cálculos, sobrecarregando a barreira. Por isso, o desenvolvimento de estudos aplicados às normas vigentes atualizadas é importante para melhor adequação destas barreiras.

O estudo de COSTA e CALDAS (2002), utilizou um modelo de equação de onda generalizado para avaliar a proteção oferecida pelas blindagens de salas radiográficas em relação à radiação primária e secundária. Os espectros foram gerados para energias de até 140 kV a 1 m do ponto focal. Os resultados foram aplicados a situações reais e mostraram uma redução de 50% dos custos em relação às recomendações da NCRP 49 (NCRP, 1976), pois a quantidade de chumbo necessário para blindar essas instalações também foi menor do que o recomendado por esta norma.

Em alternativa ao chumbo, diversos materiais são utilizados para construção de blindagens estruturais de salas radiológicas. Entre eles, há diversos estudos (MESBAHI et al., 2011; LING et al, 2013; MASLEHUDDIN et al., 2013; SHARIFI, 2013) que tratam da aplicação do concreto como barreira à radiação, por se tratar de um material resistente, durável, fácil de produzir e aplicar, e relativamente barato. Já o trabalho de SILVA (2016) sugere a aplicação do material gesso como blindagem de instalações radiológicas, pois é um material resistente à pressão, bom isolante térmico e acústico, não tóxico, barato e adequado para blindar salas de raios X. A escolha de materiais apropriados para atenuar raios X é importante para reduzir os custos, não sobrecarregar a barreira e a instalação e limitar a exposição (ALMEIDA JR, 2014).

Assim, ALMEIDA JR et al. (2014; 2016; 2017), realizaram alguns estudos que apresentam a eficiência das argamassas de barita produzidas no Brasil. Um dos espectros utilizados na pesquisa foi de 150 kV, posicionado a 340 cm do ponto focal. Concluiu que a barita creme (a mais abundante em bário), produzida no estado de São Paulo, foi a mais eficiente para blindar a radiação X. Esses resultados mostraram que a quantidade de barita presente na amostra e suas características de atenuação são fatores importantes a serem considerados no projeto de blindagem para determinar a espessura das paredes. Esses fatores auxiliam na redução dos custos e dos materiais e, consequentemente, não sobrecarregam as instalações.

LING et al. (2013) confeccionaram diferentes argamassas usando diferentes materiais aplicados à proteção radiológica de barreiras estruturais. Essas argamassas foram posicionadas a 70 cm do anodo. Os autores utilizaram uma câmara de ionização abaixo das amostras para registrar as doses recebidas. Todas as amostras continham o mesmo volume de agregados. Entretanto, os resultados mostraram que as argamassas preparadas com barita (de densidade 4,10 kg/m³) e vidro plumbífero reciclado possuem melhores propriedades de blindagem que os outros compostos estudados (argamassa com areia natural, pedras naturais trituradas e garrafas de vidro triturado). Isso mostra que o material adicionado ao cimento e suas propriedades de interação com os raios X são relevantes para a blindagem.

Para auxiliar os cálculos de espessuras em projetos de blindagem, SANTOS et al. (2013) desenvolveram um programa para cálculo de barreiras estruturais em radiodiagnóstico que se basearam na NCRP 147 (NCRP, 2004) e Portaria SVS-MS 453/98 (ANVISA, 1998). Outro trabalho encontrado, foi o de TANIGUTI (2010) que desenvolveu o mesmo tipo de programa, porém em plataforma online. Estes programas contêm um banco de dados com informações extraídas dessas normas. Assim, necessitam que o operador forneça dados de entrada, referentes ao tipo de instalação, equipamento, tipo de área (controlada ou não controlada), fator de ocupação, distância da fonte até as barreiras, número de pacientes por semana, fator de uso, tipo de radiação (primária ou secundária) e material utilizado.

Dos trabalhos que utilizaram simulações Monte Carlo, foi encontrado o trabalho de SALINAS (2006) que usou o código MCNP para modelar tijolos furados com e sem argamassa, portas e janelas usados para construção de residências. Esses materiais foram avaliados quanto à blindagem em casos onde possivelmente houvesse uma contaminação por acidente nuclear. A fonte de ¹³⁷Cs foi posicionada a 1 m do detector. Com os resultados, foi

possível avaliar que os tijolos que não eram revestidos por argamassa reduziram aproximadamente 50% da proteção radiológica.

O trabalho de DICKSON e HAMBY (2014) realizou comparações experimentais e computacionais usando o código Monte Carlo MCNP5 (LANL, 2005) para caracterizar os fatores de blindagens (coeficiente de atenuação mássico e linear total) oferecidos por materiais usados para construir barreiras climáticas sobre uma parede de tijolos de barro em construções de residências nos Estados Unidos. Foram utilizadas fontes de ^{241}Am , ^{134}Cs , ^{60}Co e ^{24}Na , variando a energia dos fótons de 60 keV até 2,8 MeV. Os resultados experimentais e computacionais mostraram uma significativa redução na atenuação do feixe quando a blindagem foi acrescentada às paredes. Isso mostra a precisão do método Monte Carlo para simular cenários de exposição à radiação.

O trabalho de METZGER et al. (1993) usou o código Monte Carlo MCNP para comparar a blindagem oferecida por uma instalação de radiodiagnóstico utilizando um objeto simulador MIRD (SNYDER et al., 1978). Foram acoplados dosímetros na cabeça e no peito desse objeto simulador e ao redor das paredes da sala. Os resultados das simulações foram comparados com a NCRP 49 (NCRP, 1976) e mostraram que as medições geradas pelo código MCNP foram menos conservadoras que as da NCRP 49 (NCRP, 1976).

SHARIFI et al. (2013) usaram o método Monte Carlo MCNP-4C (BRIESMEISTER, 2000) para comparar o coeficiente de atenuação linear e o fator de transmissão de 4 diferentes tipos de concretos (barita, concreto comum, serpentina e magnetita de aço) usados para blindagem de salas radiológicas. Esses materiais foram incididos com fótons gama de 511 keV (aniquilação), 662 keV (^{137}Cs) e 1332 keV (^{60}Co) de energia. Os resultados foram comparados com procedimentos experimentais e mostraram que os materiais barita e magnetita de aço são eficazes para a proteção radiológica de instalações nucleares.

SHIRMARDI et al. (2013) realizaram um estudo semelhante avaliando a eficiência de 3 diferentes composições de concreto de barita (0%, 50% e 100%) e chumbo para as energias 662 keV (^{137}Cs), 1173 keV e 1332 keV (^{60}Co) usando o código MCNP-4C (BRIESMEISTER, 2000). Os resultados foram comparados com o programa XCOM (BERGER et al., 2010) e dados experimentais e mostraram que o concreto de barita pura (100%) e o chumbo tiveram os melhores coeficientes de atenuação linear e menor fator de transmissão.

ALMEIDA JR (2014), em sua tese, apresenta uma discussão de que a barita tende a se tornar um mineral raro, pois é muito explorado para blindagens. Portanto, recomenda-se realizar testes de novos materiais para essa finalidade. Em alternativa a esse processo, são

estudadas a eficiência de materiais usados em construção como barreira à radiação (MANN et al., 2016; SAYYED et al., 2017; SAGON e SURUJPAUL, 2020;) e nanopartículas (MESBAHI e GHIASI, 2018).

Assim, o trabalho de SAYYED et al. (2017) foi estudar, usando simulação Monte Carlo MCNPX (PELOWITZ, 2011), o coeficiente de atenuação mássico e o fator de exposição de diferentes tipos de tijolos (argila preta, tijolo verde, tijolo de aço inoxidável, entre outros) para blindagem de radiação gama. Os resultados foram comparados com o programa WinXcom (GERWARD et al., 2001, 2004) e analisados em termos da incidência energética do fóton e profundidade de penetração. Dessa maneira, foi demonstrado que o tijolo contendo escória de aço oferece uma blindagem mais eficiente do que os outros tijolos avaliados e é ecologicamente correto.

MANN et al. (2016) avaliaram a blindagem de tijolos argila cinza produzidos com diferentes agregados de argila cinza para radiação gama usando fontes de ^{241}Am (59,4 keV), ^{137}Cs (661,6 keV) e ^{60}Co (1173,2 keV e 1332,5 keV). Eles observaram que as diferentes concentrações de argila cinza levam a diferentes fatores de atenuação da blindagem. Portanto, as paredes que foram construídas usando muitas camadas desses tijolos podem atenuar a radiação gama.

A pesquisa de SAGON e SURUJPAUL (2020) foi estudar a capacidade de materiais disponíveis para construção na Guiana em atenuar a radiação X. Esses materiais eram solo argiloso, solo laterítico e areia branca combinados com cimento calcário *Portland*. Nesse estudo, o detector foi posicionado a 60 cm do ponto focal do tubo de raios X. Os resultados mostraram que o bloco de cimento e argila apresentaram propriedades de atenuação mais estáveis.

Nos diversos trabalhos selecionados, os cálculos foram determinados seguindo as recomendações da NCRP (NCRP, 1976; NCRP, 2004) e estudos relacionados à blindagem. Estes cálculos seguiram a definição de alguma grandeza que limitasse a exposição, como dose ambiental (COSTA e CALDAS, 2002; ALMEIDA JR. et al., 2014), dose efetiva (SANTOS et al., 2009), kerma no ar (NCRP, 2004) ou a resposta do detector (DICKSON e HAMBY, 2014). Contudo, alguns estudos (SANTOS et al., 2009; ALMEIDA JR, 2014; ALMEIDA JR et al., 2014) mostraram que a grandeza kerma (K) superestima a espessura das barreiras e a grandeza mais adequada para estimar os riscos associados à exposição à radiação é a grandeza dose efetiva (E) (SANTOS et al., 2009). Isso sugere que a NCRP 147 (NCRP, 2004) adota uma postura mais conservadora ao considerar a grandeza kerma nos cálculos de blindagem.

Não foram encontrados trabalhos usando simulações Monte Carlo associados aos objetos simuladores antropomórficos virtuais, com diferentes composições de tijolos de barro e que determinaram o fator de transmissão com base na dose efetiva recebida pelos fótons dentro e fora da sala.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento deste trabalho foram disponibilizados, na Universidade Federal de Uberlândia, os objetos simuladores antropomórficos virtuais gentilmente disponibilizados pelo Dr. Richard Kramer, o código computacional Monte Carlo MCNP 6.2, licenciado pelo orientador deste projeto, e um cluster (pertencente à Profa. Dra. Ana Paula Perini), com computadores de alto desempenho, para tornar as simulações Monte Carlo mais rápidas.

As simulações Monte Carlo realizadas nesta pesquisa para estimativa de doses absorvidas nos órgãos/tecidos dos IOE foram feitas mediante o código de transporte de radiação MCNP 6.2 (WERNER et al., 2018). Neste código é possível simular o transporte de radiação de um conjunto de partículas, tais como fótons e elétrons para uma ampla faixa de energias.

Cada cenário foi simulado com 1E9 histórias de partículas, o que manteve as incertezas baixas. As simulações servirão como base para a adaptação do novo laboratório, que irá abranger um equipamento intervencionista para ser empregado em pesquisa e treinamento dos profissionais que trabalham com radiações ionizantes. As composições químicas e as densidades dos materiais simulados foram extraídas de WILLIAMS et al. (2006).

5.1. Equipamento simulado

O tubo de raios X que será instalado no laboratório é de um equipamento intervencionista CGR Arcomax SF, mesa Angix 80 (Figura 5.1) e tubo de raios X IAE Milano Italy, modelo XD 52, que opera até 150 kV (Figura 5.2). O manual desse modelo de tubo de raios X, entretanto, não foi encontrado na literatura, sendo substituído pelo modelo IAE Milano Italy RTC-1000 (IAE, 2010). Este modelo foi escolhido por ser fabricado para equipamentos intervencionistas GCR e possuir as especificações mais semelhantes às do tubo contido no equipamento.



Figura 5.1 - Especificações do equipamento intervencionista utilizado no trabalho: a) Marca; b) modelo; c) arco em C contendo o tubo de raios X e o detector de radiação; d) mesa Angix 80.



Figura 5.2 - Especificações do tubo de raios X representados por a) e b); c) mostra a abertura do campo e d) mostra uma visão lateral do tubo.

5.2.Tubo de raios X

O tubo de raios X foi modelado como uma caixa, composta por 5 paralelepípedos de chumbo de 0,5 cm de espessura e dimensão total de $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$, equivalente ao tamanho do equipamento real. Os colimadores foram simulados como 4 paralelepípedos de

chumbo de 5,5 cm de comprimento e espessura de 0,5 cm, resultando em uma abertura de campo de $9,5 \times 9,5 \text{ cm}^2$. A Figura 5.3 ilustra o tubo de raios X.

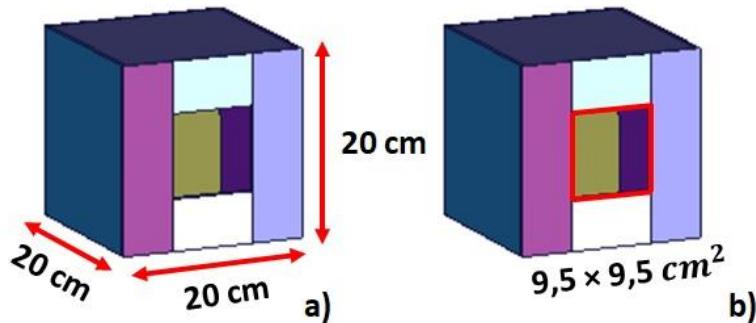


Figura 5.3 - a) Dimensões do tubo; b) tamanho de campo na saída do tubo

5.3.Fonte e espectro

A fonte de radiação, que emite os fótons, foi representada como uma fonte puntiforme. Para melhor representar o funcionamento de um tubo de raios X, os fótons foram emitidos em um feixe cônico. A fonte foi posicionada a 100 cm da parede (Figura 5.4) e a 110 cm do chão. Nesta distância, o tamanho de campo é de $45 \times 45 \text{ cm}^2$ (IAE, 2010). O ângulo anódico e a filtração do tubo foram modelados seguindo as especificações do *datasheet*: 12,5° e 0,7 mmAl, respectivamente (IAE, 2010).

Para gerar os espectros de raios X foi utilizado o software SRS 78 (CRANLEY et al., 1997), pois este software permite uma ampla combinação de filtros, inclusive os existentes no equipamento modelo IAE Milano Italy RTC-1000 (IAE, 2010). Neste estudo, os espectros foram gerados para uma energia de 150 keV, que corresponde à máxima tensão de operação do equipamento simulado (IAE, 2010).

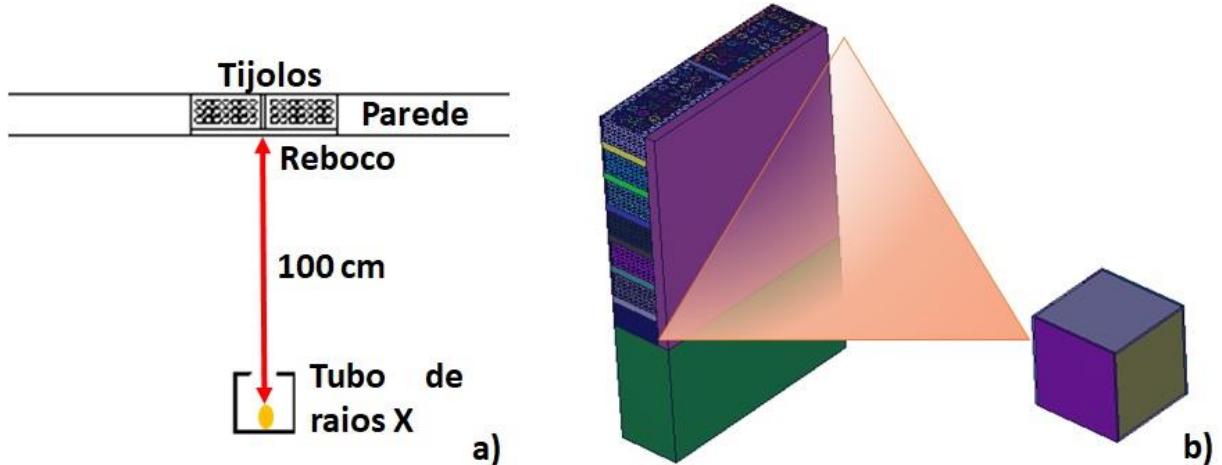


Figura 5.4 - A figura a) apresenta a distância da fonte à parede e o ponto laranja representa a fonte radioativa; b) mostra o feixe incidindo no reboco e na parede de tijolos

6. RESULTADOS

6.1. Simulação do Laboratório

Com o código MCNP 6.2 (WERNER et al., 2018) foi modelado o cenário computacional de exposição. Este cenário simulou um laboratório do INFIS, atualmente sob cuidados do grupo LInDa (Figura 6.1), que irá conter um tubo de raios X de um equipamento intervencionista. O tubo foi simulado voltado para a parede apresentada na Figura 6.1 (b). Um esquema da sala, juntamente com a geometria empregada no MCNP 6.2 é apresentado na Figura 6.2.

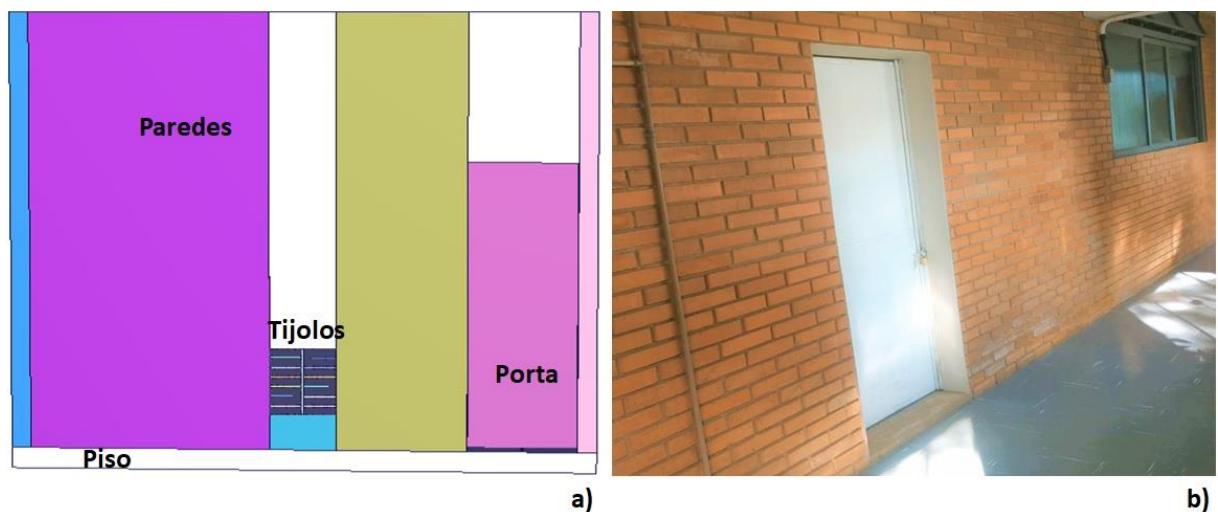


Figura 6.1 - A figura a) ilustra o laboratório simulado e b) a entrada do laboratório que conterá a fonte radioativa

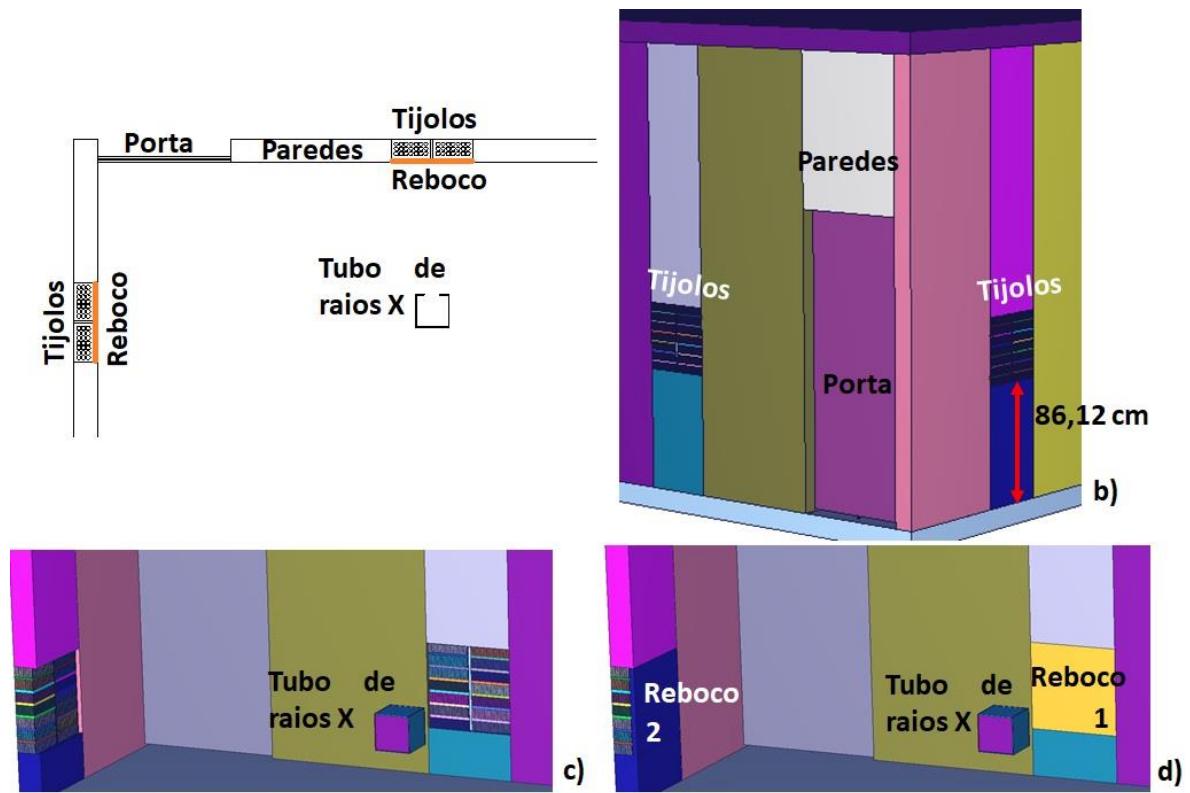


Figura 6.2 - A figura a) mostra a distribuição do ambiente da sala e o reboco destacado em laranja; b) ilustra o espaço externo em 3D; c) mostra o lado interno da sala ilustrado em a), porém sem o reboco das paredes de tijolos; enquanto d) traz a mesma visão da sala, porém com o reboco dessas paredes

Para simular o laboratório, foram coletados dados técnicos específicos dos cenários de exposição, tais como altura (318 cm) e área (24 m^2) da sala além da altura da porta (210 cm), com a finalidade de construir um banco de dados para os processos de simulação da sala. A espessura do piso e do teto foi estimada em 15 cm (Figura 6.3).

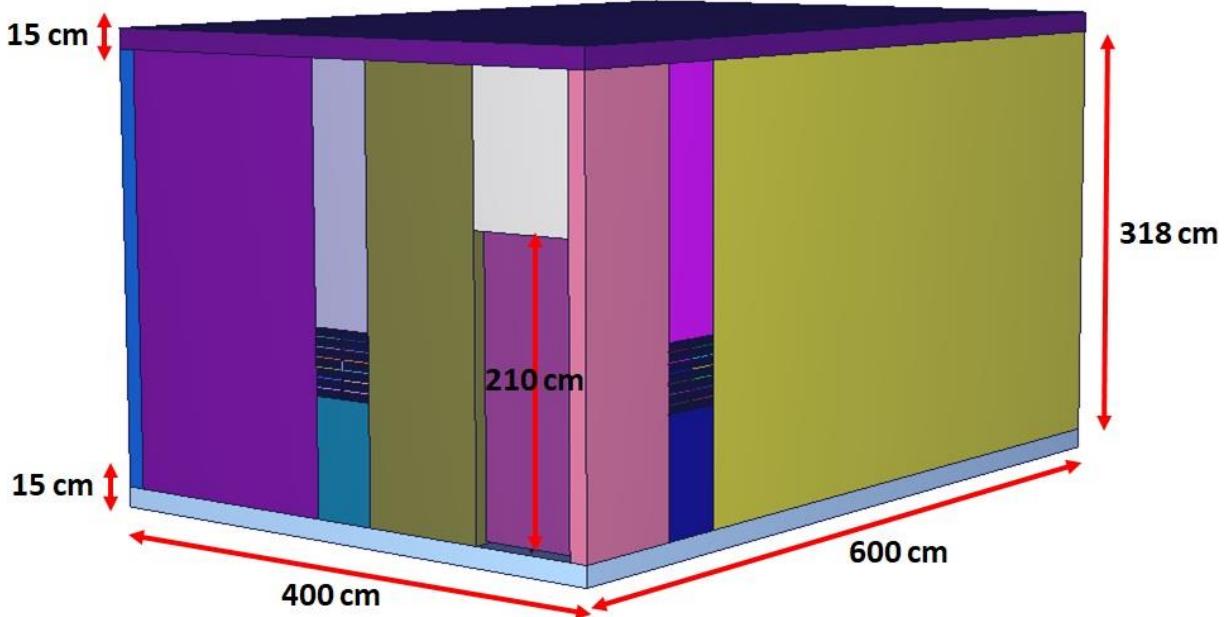


Figura 6.3 - Especificações da sala simulada

6.2. Representação computacional dos tijolos

Os tijolos foram moldados como paralelepípedos de barro e foram seguidas as especificações dos tijolos reais (Figura 6.4). Cada furo do tijolo foi construído como um cilindro de 1,25 cm de raio e 5,4 cm de altura (altura do tijolo), ora completamente preenchido com ar e ora completamente preenchido com concreto. Para ficarem equidistantes na simulação, as distâncias dos cilindros foram espaçadas em 2,96 cm (no comprimento) e 2,85 cm (na largura). Essas distâncias correspondem ao comprimento (23,7 cm) e largura (11,4 cm) dos tijolos dividido pelo número de furos. A composição química e a densidade dos tijolos foram extraídas de WILLIAMS et al. (2006).

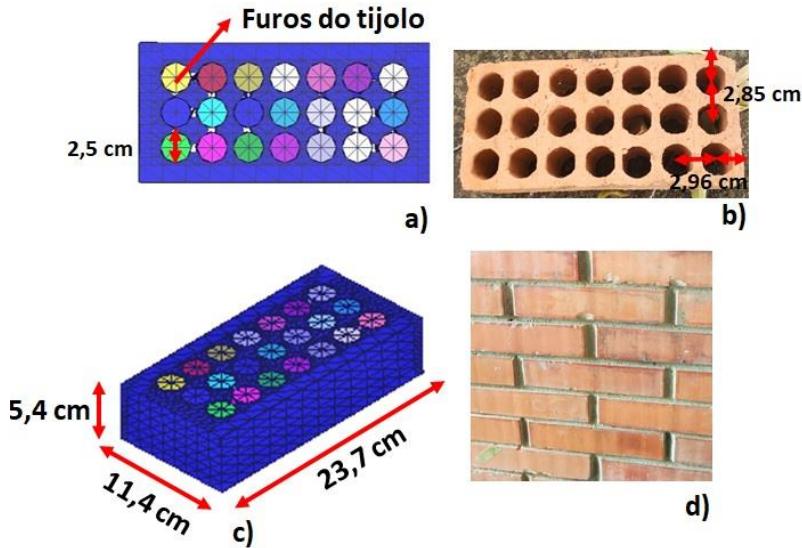


Figura 6.4 - A figura a) ilustra os furos dos tijolos; b) mostra as distâncias usadas entre os furos; c) mostra as dimensões usadas no tijolo simulado e d) mostra a parede de tijolos real

6.3. Representação computacional da parede de tijolos

Foram modeladas duas paredes de tijolos, localizadas na parede da frente da sala e na parede à esquerda da sala (Figura 6.5). Essas paredes foram construídas para se adequarem ao tamanho de campo a 100 cm da fonte ($45 \times 45 \text{ cm}^2$). Assim, em cada parede de tijolos, foram modelados 14 tijolos, o cimento entre eles e o reboco (Figura 6.6). O cimento entre os tijolos e o reboco foram modelados como concreto. As paredes de concreto ao redor da parede de tijolos foram simuladas para simplificar o cenário, e assim, reduzir o tempo computacional. A espessura do reboco modelado foi de 2,5 cm. A altura do cimento horizontal foi de 1,66 cm e cobriram toda a base (largura e comprimento) dos tijolos. O cimento vertical foi construído com comprimento de 1,39 cm e sua altura se estendeu desde a altura do primeiro tijolo até o último, como mostram as Figuras 5.10 (a) e (b). A área total formada pela parede de tijolos e o reboco foi de $48,51 \times 47,75 \text{ cm}^2$.

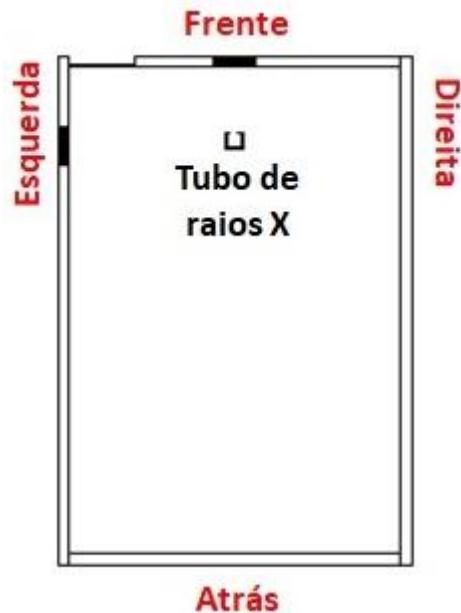


Figura 6.5 - A figura ilustra a distribuição das paredes da sala, onde os retângulos pretos representam as paredes de tijolos localizados nas paredes em frente e à esquerda da sala. A caixa semi aberta representa o tubo de raios X

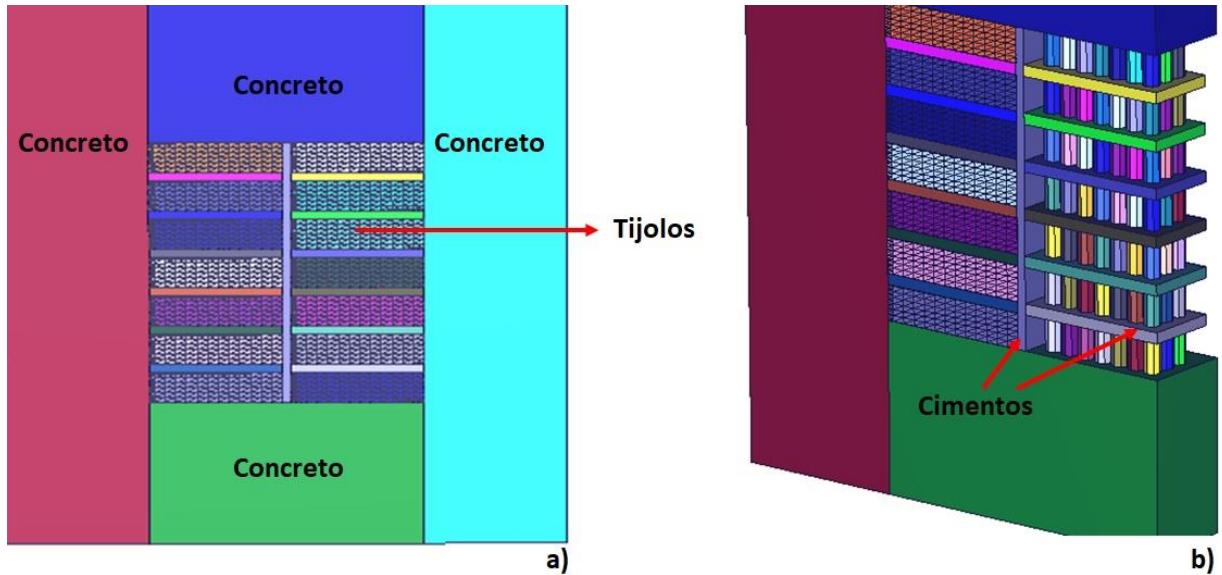


Figura 6.6 - A figura a) representa a parede de tijolos e as paredes de cimento ao redor; b) ilustra o cimento, os tijolos e os furos dos tijolos (cilindros)

6.4. Representação computacional da parede de barita e demais composições da parede da frente da sala

Além do reboco de concreto também foram modelados cenários usando três diferentes espessuras de concreto de barita: 3 cm, 2 cm e 1,5 cm. Esse tipo especial de concreto foi usado para simular a blindagem do laboratório por oferecer uma ótima atenuação de fótons na faixa de energia empregada em radiodiagnóstico (SILVA et al., A., 2019), por ser um material denso e de alto número atômico (LING et al., 2013; SHARIFI et al., 2013; SHIRMARDI et al., 2013, ALMEIDA JR, 2014). A Figura 6.7 mostra as espessuras usadas.

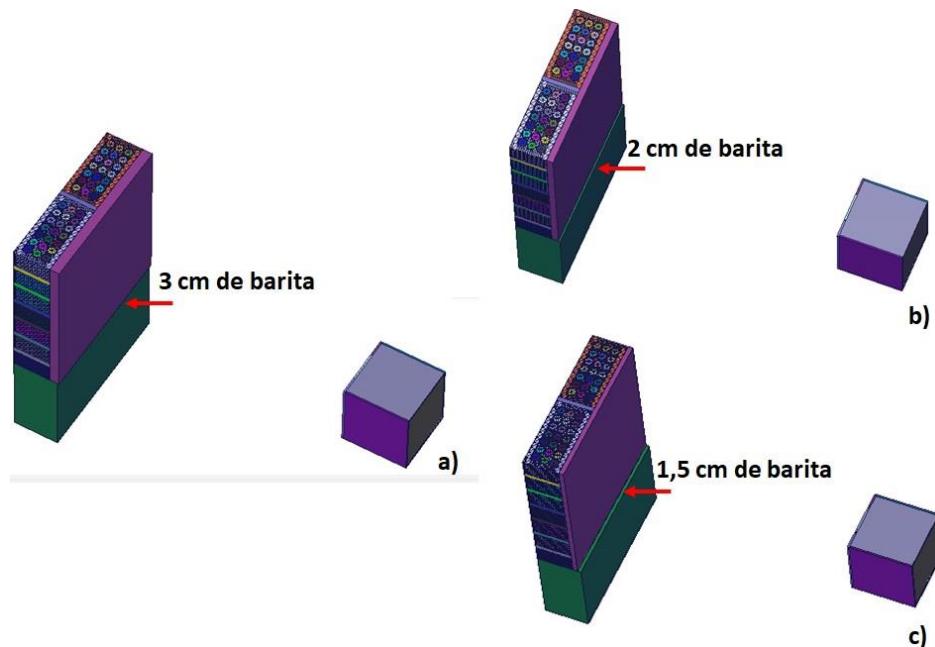


Figura 6.7 - a) A figura mostra o reboco de 3 cm de concreto de barita; b) 2 cm e c) 1,5 cm

No projeto estrutural das instalações clínicas que trabalham com radiação ionizante, a barita é adicionada ao cimento usado no reboco ou pode ser aplicada diretamente nas paredes (SHIRMARDI et al., 2013). As diferentes espessuras foram usadas para analisar a blindagem mais adequada para a sala quando o tubo operava com tensão máxima (150 kV), seguindo as recomendações das normas NCRP 147 (NCRP, 2004), RDC 330 (ANVISA, 2019a) e IN 53 (ANVISA, 2019b).

Assim, foram simulados diferentes cenários com diferentes composições, alterando as paredes da frente da sala ou apenas a composição da parede de tijolos, totalizando 10 diferentes cenários de paredes:

- i) Tijolos de barro com furos preenchidos por ar e reboco de concreto;
- ii) Tijolos de barro com furos preenchidos por concreto e reboco de concreto (paredes da UFU);
- iii) Paredes de concreto;
- iv) Tijolos de barro com furos preenchidos por ar e reboco de barita (3 cm);
- v) Tijolos de barro com furos preenchidos por concreto e reboco de barita (3 cm);
- vi) Tijolos de barro com furos preenchidos por ar e reboco de barita (2 cm);
- vii) Tijolos de barro com furos preenchidos por concreto e reboco de barita (2 cm);
- viii) Tijolos de barro com furos preenchidos por ar e reboco de barita (1,5 cm);
- ix) Tijolos de barro com furos preenchidos por concreto e reboco de barita (1,5 cm);
- x) Paredes de ar.

6.5. Representação computacional da porta, teto, piso e câmara de ionização

A porta foi simulada como um paralelepípedo de ferro de 210 cm de altura e 80 cm de largura e 3,6 cm de espessura (Figura 6.8-a). Nas simulações que continham o reboco de barita, foi simulado um paralelepípedo de chumbo de 0,1 cm de espessura entre os dois paralelepípedos de ferro, representando a blindagem da porta (Figura 6.8-b). As paredes de concreto tiveram espessuras de 13,9 cm. Essa espessura foi escolhida somando-se a espessura dos tijolos (11,4 cm) com a do reboco (2,5 cm).

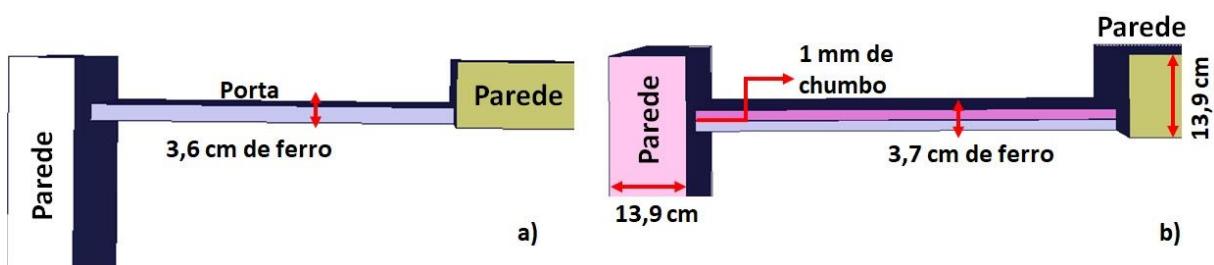


Figura 6.8 - Espessuras das paredes e da porta simuladas onde a figura a) ilustra a porta sem a blindagem e a figura b) mostra a porta blindada

A porta também apresentava um vão de 1,6 cm, e em frente a ele foi posicionado uma câmara de ionização cujo centro está a 0,8 cm do chão (Figura 6.9). Esse dosímetro tem a

finalidade de medir radiação de fuga que atravessava o vão da porta. O piso e o teto da sala também foram modelados como paralelepípedos de concreto. Suas espessuras foram estimadas em 15 cm. A câmara de ionização foi modelada como uma esfera de 1 cm³ de ar.



Figura 6.9 - Câmara de ionização posicionada em frente ao vão da porta

6.6. Representação computacional do ambiente de estudo

O ambiente de estudo foi delimitado como um cilindro que abrangeu toda a sala (Figura 6.10). Ele limitou a quantidade de interações, diminuindo o tempo de simulação. Todo o espaço de interação, tirando as geometrias da simulação, foram modelados como ar e o ambiente fora do cilindro foi definido como vácuo.

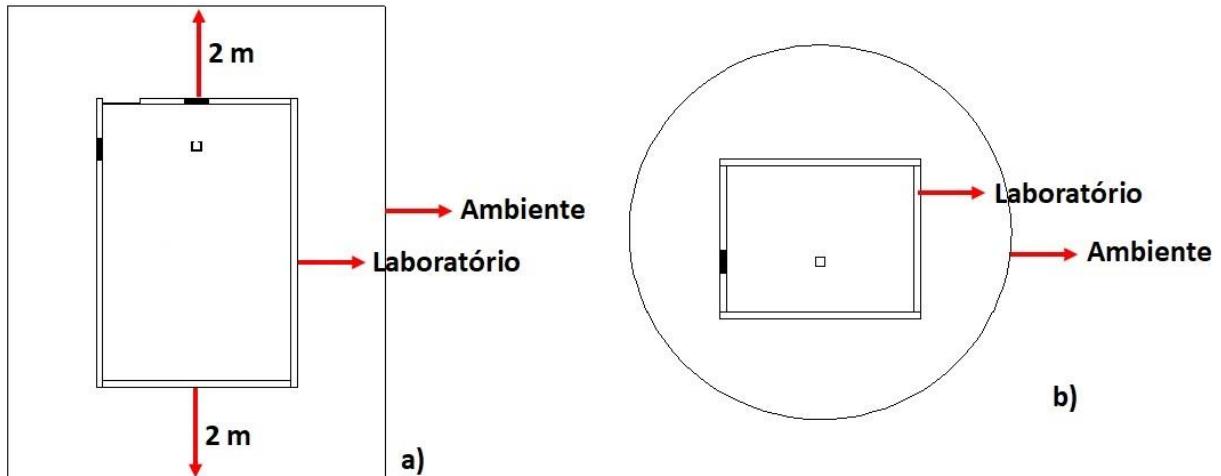


Figura 6.10 - Ambiente de estudo representado por a) uma visão do topo da sala mostrando a distância de 2 m das paredes da sala e b) uma visão lateral da sala. Os retângulos pretos apresentados nas figuras representam as paredes de tijolos simuladas

6.7. Objetos simuladores antropomórficos virtuais

Para simular os indivíduos expostos à radiação ionizante, foram utilizados objetos simuladores antropomórficos virtuais adultos voxelizados, feminino (65 kg e 163,8 cm de altura) e masculino (79 kg e 176,4 cm de altura), caucasianos, 35 anos, chamados de objetos simuladores antropomórficos virtuais padrão, devido à sua altura, massa e índice de massa corporal (CASSOLA et al., 2011). Nos cenários de exposição à radiação, eles representaram os indivíduos do público (Figura 6.11) e foram posicionados em diferentes distâncias do tubo, dentro e fora do laboratório, a fim de comparar as doses absorvidas que possivelmente seriam recebidas por eles (Figura 6.12).



Figura 6.11 - Simuladores antropomórficos virtuais adultos: a) feminino e b) masculino. Figura reproduzida de CASSOLA et al. (2011)

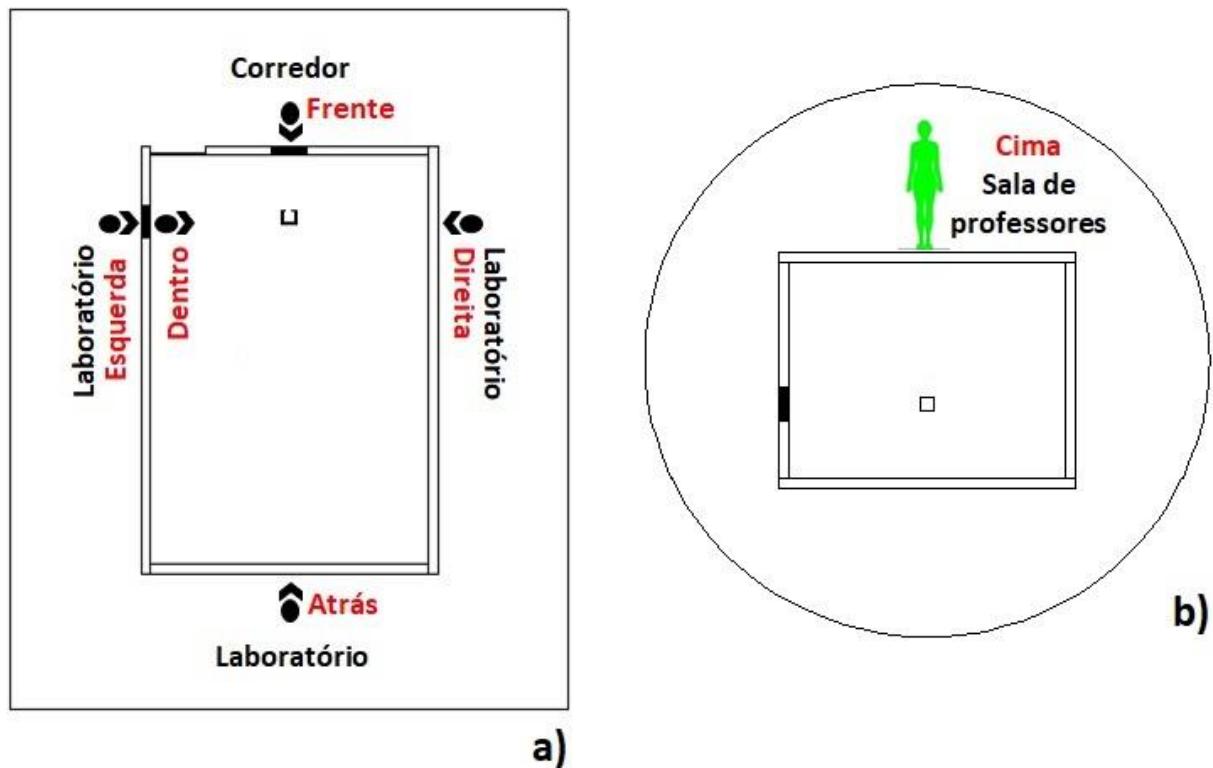


Figura 6.12 - a) Vista de cima da sala mostrando a posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais onde o círculo preto representa suas cabeças e a seta preta representa a direção para onde eles estão olhando e b) a figura verde representa o objeto simulador antropomórfico virtual posicionado no andar de cima do laboratório. As palavras destacadas em vermelho correspondem à posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais. O retângulo preto localizado em frente aos objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados em frente ao tubo e à esquerda da sala representam as paredes de tijolos

Nas vizinhanças do laboratório simulado, estão localizados outros laboratórios de ensino e salas de professores, que ocupam estes locais nos três turnos de trabalho. A posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais representa esses indivíduos trabalhando em seus cômodos e foi escolhida para comparação das doses, pois o objeto simulador à direita da sala estava atrás da parede de concreto e o objeto localizado à esquerda da sala estava atrás da parede de tijolos. Para investigar a blindagem da sala, eles foram posicionados bem próximos às paredes.

Conforme se pode observar pela Figura 6.12-a, os objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados à esquerda e em frente à sala estavam localizados atrás das paredes de tijolos. Como já informado, todo o restante das paredes da sala foi moldado como concreto, portanto, os objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados à direita e atrás do laboratório estavam localizados atrás das paredes de concretos. Essas posições dos objetos simuladores antropomórficos virtuais permitiram avaliar como a distância e a composição das paredes influencia a atenuação do feixe de radiação.

Cada cenário simulado apresentado (item 5.7) conteve um objeto simulador antropomórfico virtual (feminino ou masculino) localizado em cada uma das 6 posições apresentadas na Figura 6.12-a (atrás, cima, dentro, direita, esquerda e frente) e uma esfera de água (Figura 6.13), localizado a 15 cm da saída do tubo, para ser o meio espalhador do feixe de radiação primário. Exceto a composição das paredes (ii) (seção 6.4) tijolos de barro com furos preenchidos por concreto e reboco de concreto (paredes da UFU) e (x) (seção 6.4) paredes de ar. Dessa forma, (ii) (seção 6.4), simulou os objetos em todas as posições, incluindo o objeto simulador acima do laboratório (Figura 6.12-b), enquanto (x) (seção 6.4) simulou apenas o objeto simulador localizado à frente da sala. Além disso, também foi simulado um medidor de PKA (Figura 6.14), totalizando 95 cenários simulados.

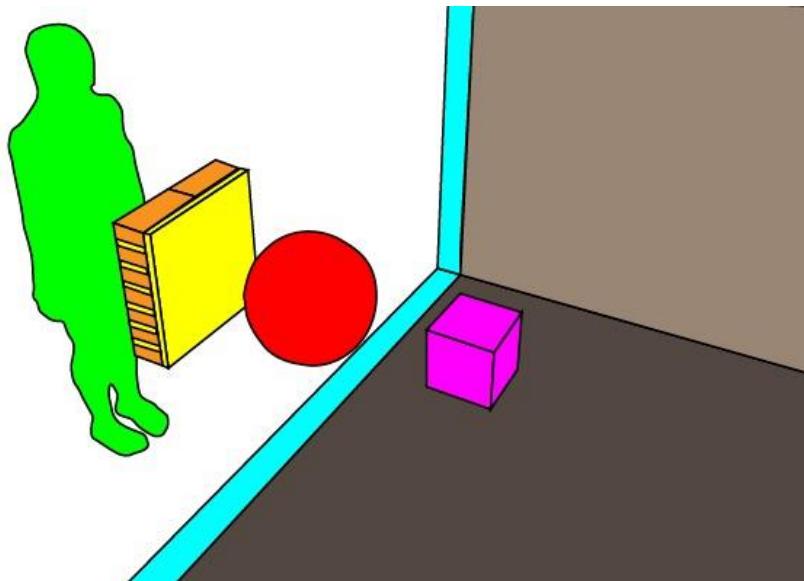


Figura 6.13 - A figura apresenta o meio espalhador representado pela esfera vermelha; o boneco verde é o objeto simulador antropomórfico virtual em frente à sala; a caixa roxa é o tubo de raios X; os retângulos laranjas são os tijolos e em amarelo estão representados o reboco e o cimento entre os tijolos

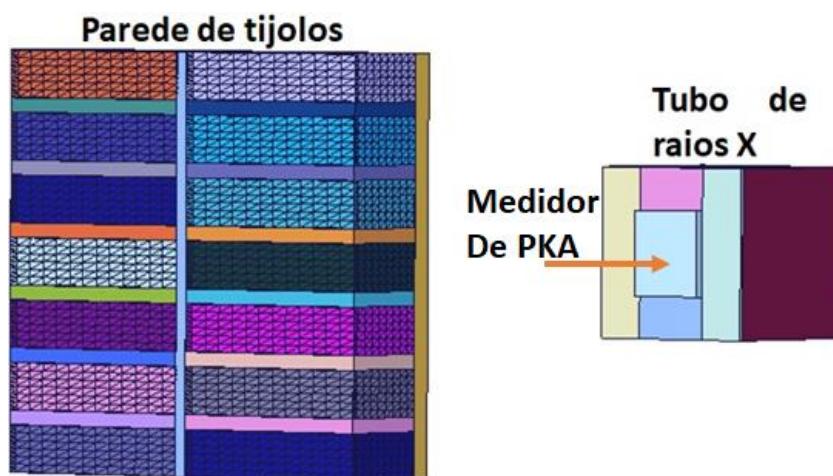


Figura 6.14 – A figura apresenta a parede de tijolos, o tubo de raios X e o medidor de PKA, representado pelo quadrado azul em frente ao tubo de raios X, conforme indica a seta laranja

6.8. Cálculos dos coeficientes de conversão e incertezas

Para se proteger contra os danos da radiação, a avaliação das doses é essencial. A grandeza dosimétrica que origina as demais grandezas de interesse no âmbito da proteção radiológica é a dose absorvida (D), que foi obtida na simulação por meio do *Tally F6* (REED, 2007), devido às contribuições dos feixes de radiação primária e espalhada. O *Tally F6* fornece um valor em função da energia depositada em cada órgão/tecido do objeto simulador pela massa desse órgão/tecido pelas partículas originalmente simuladas (MeV/g/partícula),

que, experimentalmente, representa um número que deverá ser convertido para um coeficiente de conversão de dose (CC).

Assim, o coeficiente de conversão da dose equivalente ($CC[H_T]$) em cada voxel foi calculado dividindo a energia total depositada em um tecido ou órgão do objeto simulador pelo PKA gerado na simulação. O coeficiente de conversão da dose em cada órgão/tecido de interesse pode ser calculado por meio da Equação 5.1:

$$CC[H_T] = \frac{MCNP_{tally}}{PKA_{simulado}} \quad (5.1)$$

onde $CC[H_T]$ é o coeficiente de conversão da dose equivalente, MCNP Tally é o Tally F6 gerado pelo código Monte Carlo e $PKA_{simulado}$ é o produto kerma área obtido pela simulação.

Outra grandeza dosimétrica importante em termos de proteção radiológica é a dose efetiva, pois limita o risco de efeitos estocásticos. Uma vez calculado $CC[H_T]$ é possível obter o CC para a dose efetiva ($CC[E]$) dos objetos simuladores antropomórficos virtuais feminino e masculino, multiplicando $CC[H_T]$ pelo fator de ponderação do tecido ou órgão correspondente (w_T), pelo fator de ponderação da radiação ($w_R = 1$ para fótons):

$$CC[E]_{Feminino} = \sum_T w_T \times CC[H_T]_{Feminino} \quad (5.2)$$

$$CC[E]_{Masculino} = \sum_T w_T \times CC[H_T]_{Masculino} \quad (5.3)$$

Onde:

$$CC[E] = \frac{CC(E)_{Masculino} + CC(E)_{Feminino}}{2} \quad (5.4)$$

Todas as conversões de unidades necessárias foram feitas. As incertezas associadas ao CC das doses equivalente ($\sigma_{CC_{H_T}}$) e efetiva (σ_E) foram calculadas conforme mostram as Equações 5.5 e 5.6:

$$\sigma_{CC_{H_T}} = \sqrt{(\sigma_{Tally})^2 + (\sigma_{PKA})^2} \quad (5.5)$$

$$\sigma_E = \sqrt{\sum_{i=1}^N (CC_{H_{T(i)}} \times w_{T(i)})^2} \quad (5.6)$$

Os resultados foram comparados com as medições experimentais descritas na literatura e foram descritos na seção de análise e discussão dos resultados.

7. RESULTADOS: ANÁLISE E DISCUSSÃO

Nos diversos cenários, a fonte de raios X foi simulada com tensão de 150 kV e posicionada a 100 cm da parede e a 110 cm do piso (irradiando muito a região do tórax e abdômen dos objetos simuladores antropomórficos virtuais). Foram calculados os valores de CC[H_T], CC[E] e E recebidos pelos objetos simuladores antropomórficos virtuais. Os resultados foram comparados com os valores de CC, as posições dos objetos simuladores antropomórficos virtuais nos diversos cenários, as diferentes composições de paredes, gênero e os resultados descritos na literatura. As incertezas do tipo A foram apresentadas em porcentagem.

As Tabela A.1 – A.19, organizadas quanto à composição das paredes e posição e gênero dos objetos simuladores antropomórficos virtuais, encontradas no apêndice A, apresentam o registro dos CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} e CC[E]_{Masculino} e suas respectivas incertezas, em porcentagem. Os valores dos CC[E]_{Feminino} e CC[E]_{Masculino} dos objetos simuladores posicionados na frente do laboratório foram multiplicados pelo fator de ocupação do corredor ($T = 1/5$) (NCRP, 2004). Por essas tabelas, observa-se que os órgãos que receberam os maiores CC[H_T] foram mama, tireoide, olhos, pele, gônadas, estômago, fígado e lentes dos olhos. Os menores CC[H_T] foram da medula óssea, demais tecidos e órgãos (glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo e útero ou próstata), superfície óssea, glândulas salivares e cérebro. Isso pode ser explicado pela altura da fonte (110 cm), que irradiou mais os órgãos da região torácica e abdominal. Os altos valores nos olhos são devido à radiação espalhada.

No entanto, as lentes dos olhos dos objetos simuladores posicionados acima da sala não apresentaram valores de CC[H_T] nas lentes dos olhos. Isso ocorre devido à distância desse órgão ao feixe de fôtons, além da atenuação da radiação pelo teto da sala (15 cm de concreto) e pelo próprio objeto simulador. Nas simulações em que foi posicionado um objeto simulador antropomórfico virtual feminino ou masculino estavam na frente da sala, as lentes dos olhos apresentaram baixos valores de CC[H_T].

As Tabela A.20 – 21 apresentam uma comparação da posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais com a composição das paredes modeladas. Os valores dos CC[E] e E dos objetos simuladores posicionados na frente do laboratório foram multiplicados pelo fator

de ocupação do corredor ($T = 1/5$) (NCRP, 2004). Em todas as simulações, os objetos simuladores antropomórficos virtuais que estavam na frente da sala (corredor) (Figura 7.1) receberam os maiores CC[E], pois absorveram parte da radiação primária que não foi atenuada pelas paredes. As incertezas relacionadas a estes objetos, porém, foram as menores em todas as simulações.

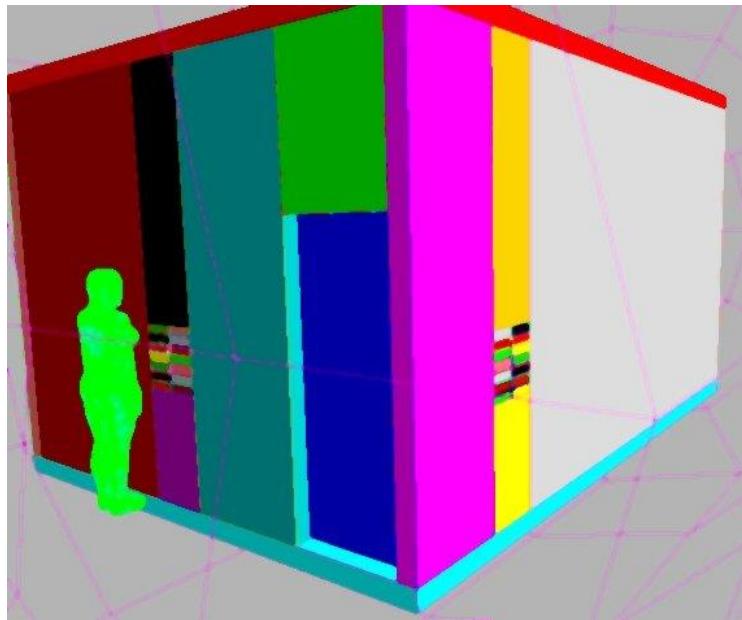


Figura 7.1 – Objeto simulador localizado na frente da sala

Pelas Tabela A.20 – A.21 pode-se observar que os objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados à esquerda (atrás da parede de tijolos) da sala receberam doses maiores do que os objetos simuladores antropomórficos virtuais que estavam à direita do laboratório (atrás da parede de concreto). A distância deles em relação à fonte radioativa era a mesma, portanto a composição das paredes foi relevante para a atenuação do feixe de fótons.

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais dentro da sala (Figura 7.2) receberam uma dose cerca de 3 vezes maior do que os objetos simuladores antropomórficos virtuais localizados à esquerda (Figura 7.3) e à direita (Figura 7.4) da sala. Os objetos simuladores antropomórficos virtuais que receberam as menores doses foram os que estavam acima (Figura 7.5) e atrás (Figura 7.6) do laboratório, pois estavam muito distantes do tubo. O teto e as paredes da sala atenuaram parte do feixe.

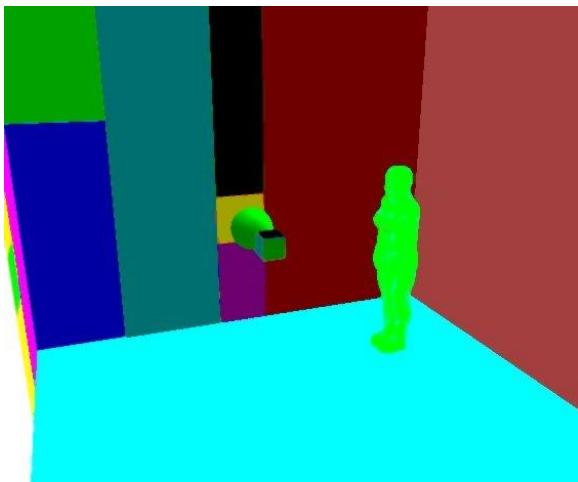


Figura 7.2 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado dentro da sala

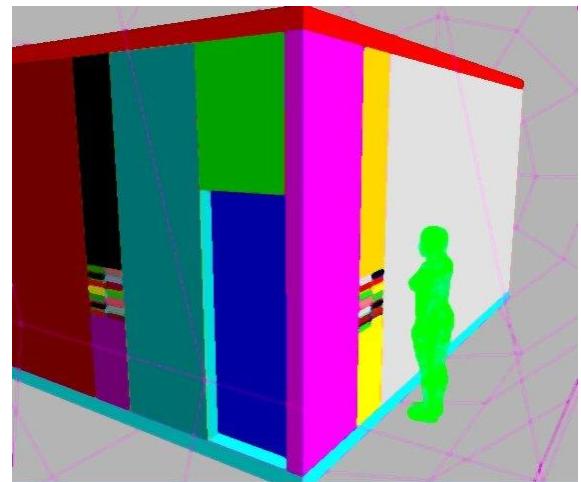


Figura 7.3 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado à esquerda da sala (atrás da parede de tijolos)

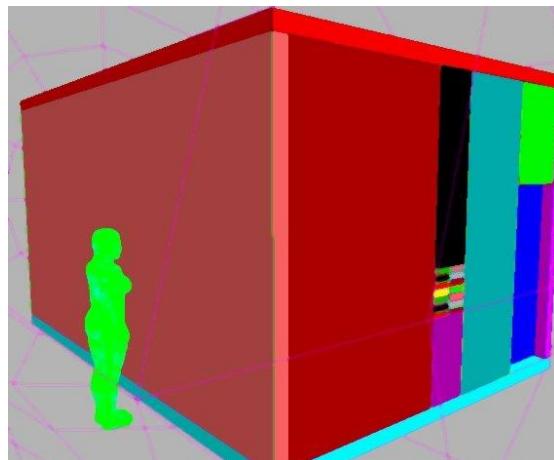


Figura 7.4 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado à direita da sala (atrás da parede de concreto)

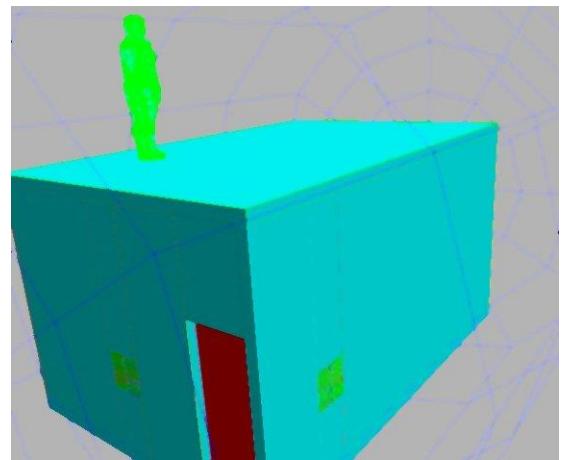


Figura 7.5 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado acima do laboratório (Sala de docentes)

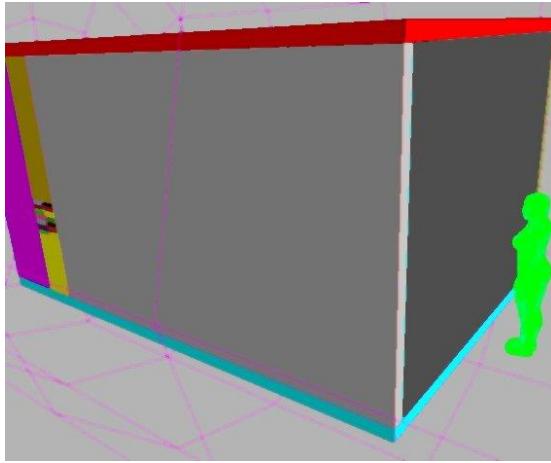


Figura 7.6 - Objeto simulador antropomórfico virtual localizado atrás do laboratório

A Tabela A.21 foi obtida multiplicando os valores da Tabela A.20 por um PKA experimental de $12,06 \text{ Gy.cm}^2$ (MESBAHI et al., 2008) medido em procedimentos de angiografia coronariana (um dos procedimentos intervencionistas mais comuns), para adquirir os valores de dose efetiva que seriam entregues aos objetos simuladores antropomórficos virtuais nas diversas posições em que se encontravam. Ademais, o equipamento intervencionista simulado é antigo, não está em condições de operar neste momento, não foi possível encontrar seu *datasheet* e seu painel de controle é analógico. Por essa tabela, observa-se que as doses entregues aos objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados à direita, esquerda, atrás, dentro e em cima da sala foram baixas, não representando risco para os indivíduos do público localizados nos arredores da sala.

Os valores de doses mais preocupantes foram entregues aos objetos simuladores antropomórficos virtuais posicionados na frente da sala (área não controlada). Conforme se pode observar por essa tabela, esses valores foram maiores que 1 mSv em todas as composições de paredes, para um único procedimento. Porém, essas doses somente seriam entregues se estes indivíduos estivessem parados durante todo o tempo do procedimento intervencionista no mesmo local, o que é pouco provável. Além disso, essas doses foram avaliadas para o pior cenário possível, onde o tubo de raios X estivesse a 100 cm da parede.

Dessa forma, pode-se realizar uma estimativa da dose efetiva semanal para os indivíduos posicionados nos arredores do laboratório, após a estrutura do laboratório ser adaptada para receber o equipamento intervencionista, supondo que sejam realizados 25 exames por semana, em 5 dias de trabalho, e que durante os procedimentos estes indivíduos ficassem parados na mesma posição. Para os indivíduos localizados atrás, em cima, dentro, à direita, à esquerda e na frente do laboratório, a média dessas doses seriam, respectivamente,

11,25 μ Sv, 6,25 μ Sv, 149,9 μ Sv, 39,30 μ Sv, 43,20 μ Sv e 0,32 Sv. Este último valor ressalta a importância da proteção radiológica por meio da construção de blindagens adequadas.

Pelas simulações, foi possível observar que as composições i) tijolos de barro, furos dos tijolos de ar e reboco de 2,5 cm de concreto e ii) tijolos de barro, furos dos tijolos de concreto e reboco de 2,5 cm de concreto, que constituíram modelagens mais próximas das paredes do laboratório atual, atenuaram mais a radiação do que a composição x) paredes de ar. Isso já era esperado, pois a densidade do ar ($0,001205 \text{ g/cm}^3$) é menor do que a densidade da composição tijolo ($2,2 \text{ g/cm}^3$) + ar ($0,001205 \text{ g/cm}^3$) + concreto ($3,2 \text{ g/cm}^3$) e tijolo ($2,2 \text{ g/cm}^3$) + concreto ($3,2 \text{ g/cm}^3$), atenuando mais o feixe. Assim, as composições de tijolos com furos de concreto reduziram a exposição à radiação em até 8%. Isso significa que para a composição das paredes de furos dos tijolos com ar, seria necessário aumentar a espessura da barita para que a atenuação do feixe fosse a mesma da composição dos furos de concreto.

Mesmo que essas composições tenham atenuado parte da radiação, a blindagem desse laboratório é importante para garantir que os profissionais e ambientes vizinhos estejam seguros e protegidos da exposição à radiação (NCRP, 2004; OKUNO e YOSIMURA, 2010; CNEN, 2014) e de efeitos indesejáveis (MOONEY et al., 2000; DENDY, 2008; CHIDA et al., 2010;). Além disso, a construção de barreiras físicas nas portas, janelas e parede das instalações radiológicas é obrigatório (NCRP, 2004; AKKURT et al., 2010; OKUNO e YOSIMURA, 2010; CNEN, 2014; ANVISA, 2019a).

A parede de concreto atenuou mais a radiação do que o reboco de barita, pois a primeira foi modelada com uma espessura (13,9 cm) muito maior do que as espessuras (1,5 cm, 2,0 cm e 3 cm) da segunda. Ademais, pode-se usar a Equação 4.1 para estimar a atenuação do feixe de radiação para a espessura do reboco de concreto (2,5 cm) e para a espessura da parede de concreto (13,9 cm), multiplicando esses valores pelo coeficiente mássico do concreto (μ/ρ) ($1,436\text{E-}01 \text{ cm}^2/\text{g}$) (NIST, 2004b) e pela densidade do concreto usado na simulação ($3,2 \text{ g/cm}^3$), foram obtidos 68% e 99,8% de atenuação do feixe de radiação, respectivamente. Também pode-se afirmar a composição de paredes de ar também atenua parte da radiação, pois existe uma distância de um pouco mais de 1 m entre a fonte e o objeto simulador antropomórfico virtual posicionado em frente da sala.

Em relação à blindagem oferecida pela barita, foi possível observar que a composição de parede de furos dos tijolos preenchidos por concreto e aplicação de 1,5 cm de barita foi tão eficiente em blindar a radiação quanto as composições com furos dos tijolos de concreto e aplicação de 2 cm e 3 cm de barita, para uma distância de 100 cm da parede. Além disso, a

NCRP (2004) não recomenda que sejam realizados projetos de blindagem onde os buracos dos tijolos sejam preenchidos por ar, pois considera que eles representam espaços vazios e que podem comprometer a blindagem. Ao invés disso, eles devem ser preenchidos por cimento ou concreto.

A eficiência da blindagem da argamassa da barita depende da quantidade de barita usada nessa mistura (ALMEIDA JR, 2014) e da sua espessura (SILVA, 2016), e esses dois fatores alteram o coeficiente de atenuação (SHIRMARDI, 2013). A densidade da barita usada na simulação foi de 3,35 g/cm³, composta por 0,36% de hidrogênio, 31,16% de oxigênio, 0,12% de magnésio, 0,42% de alumínio, 1,05% de silício, 10,79% de enxofre, 5% de cálcio, 4,75% de ferro e 46,35% de bário (WILLIAMS et al., 2006). Como a composição do concreto de barita usado na simulação era próxima de 50% e de alta densidade, pode-se comparar esses resultados com os estudos de SHIRMARDI et al. (2013) e LING et al. (2013). O trabalho de SHIRMARDI et al. (2013) mostrou bons resultados de atenuação para o concreto de barita composto por 50% de barita e o trabalho de LING et al. (2013) mostrou que a alta densidade do concreto de barita reduz a quantidade de material usado na construção de barreiras estruturais das salas. Isso reduz os custos e não sobrecarrega a instalação (ALMEIDA JR, 2014).

Pode-se estimar o quanto de radiação é atenuado para essas espessuras de barita (1, 5, 2 e 3 cm) substituindo os valores do coeficiente mássico (μ/ρ) (4,423E-1 cm²/g) (NIST, 2004a) e da densidade do concreto de barita usado na simulação (3,35 g/cm³), na Equação 4.1. Dessa maneira, encontra-se uma atenuação de 90%, 95% e 99% da radiação transmitida, respectivamente, somente para estas espessuras de barita. Contudo, não é possível garantir a uniformidade e a espessura da aplicação da argamassa de barita em todas as paredes (GONDIM, 2009; ALMEIDA JR, 2014). Por isso, geralmente aumenta-se a espessura de material aplicado (GONDIM, 2009).

O tubo de raio X não será posicionado a 100 cm da parede, e sim no meio da sala (3 m da parede da frente da sala). Além disso, a direção do feixe do tubo não será direcionada para a parede, mas nas diversas projeções dos procedimentos intervencionistas (póstero-anterior (PA), ântero-posterior (AP), laterais, oblíquas, craniais e caudais). Utilizando a Equação 4.9, pode-se fazer uma estimativa da espessura da barreira a uma determinada distância feixe do feixe à parede. Para salas intervencionistas, é considerado o alto tempo de exposição dos IOE à radiação secundária (pois o detector absorve parte do feixe primário que atravessou o paciente). Assim, pode-se fazer uma estimativa da espessura das barreiras da sala avaliando o

pior cenário possível, analisando os cenários das maiores doses (objetos simuladores posicionados na frente da sala: corredor).

Considerando que durante todo o tempo de funcionamento da universidade estejam passando pessoas no corredor do laboratório ($P = 0,02 \text{ mGy/semana}$ e $T = \frac{1}{5}$) (NCRP, 2004), considerando que sejam realizados em média 25 incidências do feixe por semana; adotando uma distância de 1 m da parede (distância simulada), empregando o valor de kerma no ar da radiação secundária para procedimentos angiográficos de 3,8 mGy/paciente (valor adotado pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para procedimentos de angiografia) e substituindo os valores dos parâmetros de atenuação (α , β e γ) para uma determinada amostra de argamassa baritada (diferente da argamassa de barita simulada) para salas de angiografia cardíaca (SANTOS et al., 2015), obtém-se uma aplicação de 1,87 cm de barita para a parede do corredor (Figura 7.7).

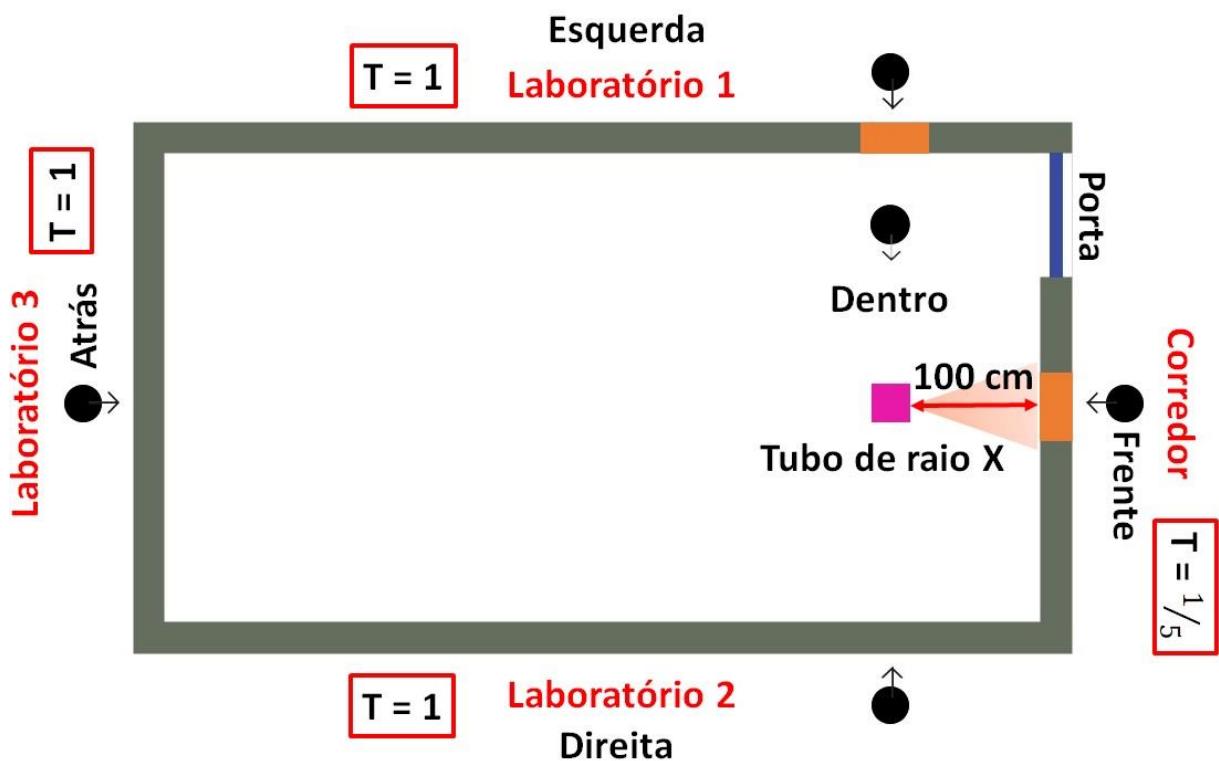


Figura 7.7 - A figura apresenta uma vista superior do laboratório simulado com o tubo de raios X posicionado a 100 cm da parede da frente da sala. Como indicado pela figura, o quadrado roxo representa o tubo de raios X. O triângulo laranja representa a direção de incidência do feixe simulado. Os círculos pretos representam as cabeças dos objetos simuladores antropomórficos virtuais e as setas pretas representam a direção para onde eles estão olhando. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala

Para a distância de 2 m da parede (distância da fonte até as paredes direita e esquerda; $T = 1$), seriam necessários 1,97 cm para atenuar corretamente o feixe e manter o nível de exposição baixo. Ainda usando a Equação 4.9 e os mesmos parâmetros para a distância de 3 m, seria necessária uma aplicação de 0,96 cm para a parede do corredor e 1,6 cm para a parede atrás do laboratório simulado ($T=1$) (Figura 7.8).

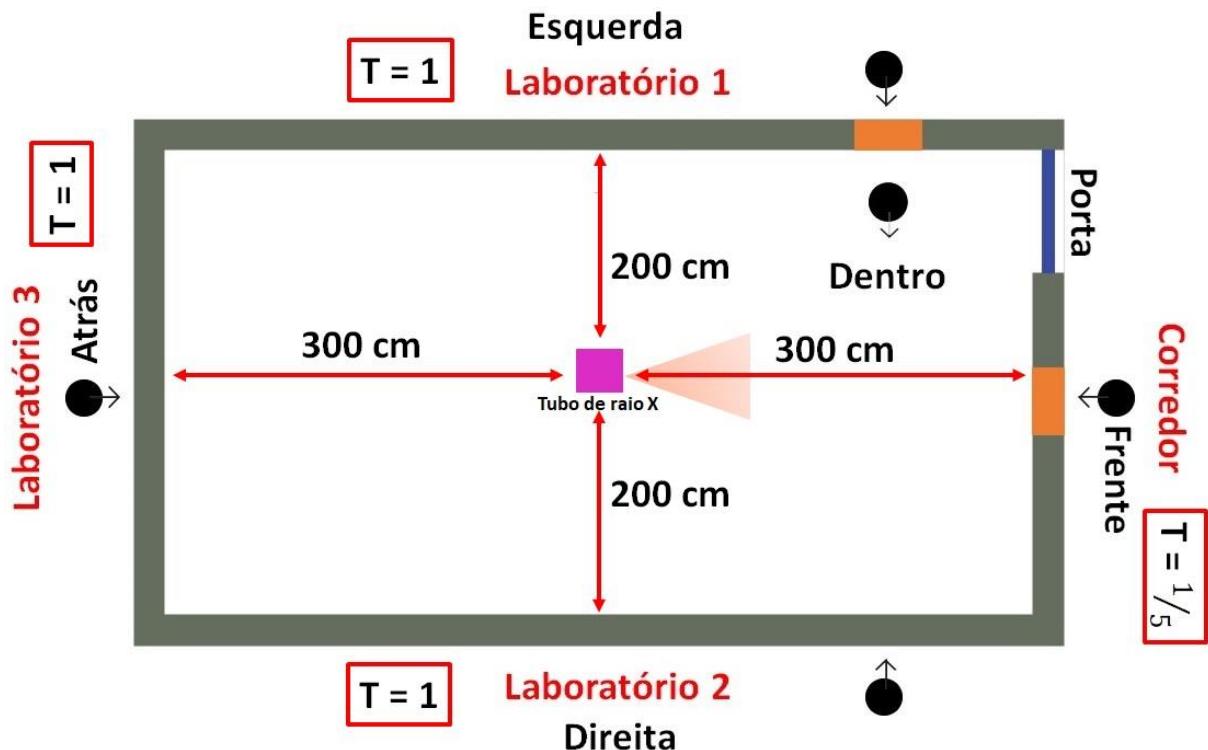


Figura 7.8 - A figura apresenta uma vista superior do laboratório simulado com o tubo de raios X posicionado no meio da sala (3 m de distância da parede da frente da sala). Novamente, como indicado pela figura, o quadrado roxo representa o tubo de raios X. O triângulo laranja representa a direção de incidência do feixe simulado. Os círculos pretos representam as cabeças dos objetos simuladores antropomórficos virtuais e as setas pretas representam a direção para onde eles estão olhando. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala

Pelas distâncias fornecidas na Figura 7.9, podemos estimar a espessura da barreira do teto da sala. Usando a equação 4.9 para o concreto (material comumente utilizado para construir o chão e o teto da sala), e substituindo todos os parâmetros necessários sugeridos pela NCRP 147 (NCRP, 2004), encontra-se uma aplicação de 9,6 cm de concreto para atenuar corretamente os feixes e diminuir a exposição dos indivíduos que ocupam esta sala. Não há exposição de seres humanos abaixo dessa sala, por isso a espessura da barreira para o chão da sala não foi estimada.



Figura 7.9 – A figura apresenta uma vista lateral da sala, onde o quadrado roxo representa o tubo de raios X, posicionado a 110 cm do chão e a 188 cm do teto. O boneco verde representa o simulador antropomórfico virtual posicionado acima do laboratório simulado, representando a sala dos professores. T é o fator de ocupação sugerido pela NCRP 147 (NCRP, 2004) para cada cômodo nas vizinhanças da sala

Como a espessura dos materiais usados em blindagem é medida pela equivalência da espessura do concreto ou chumbo (NCRP, 2004; ALMEIDA JR, 2014), em seu estudo, LING et al. (2013) encontraram uma equivalência de 14,11 mm de concreto de barita para 1 mm de chumbo, para a barita de densidade 4 kg/m^3 . De acordo com esse trabalho, para 1,5 mm de chumbo, seriam necessários 2,2 cm de barita para manter os níveis de exposição do público tão baixos quanto preconizam as normas.

Os resultados dos trabalhos de ALMEIDA JR (2014) e ALMEIDA JR et al. (2014) analisaram diferentes composições de argamassas de barita comercializadas no Brasil e mostraram que, para a tensão de 150 kV, seriam necessários 1,0 cm da barita branca (argamassa com menor teor de barita) para atenuar esse feixe de radiação para uma instalação radiológica. Todavia, esses trabalhos não diferenciaram as práticas intervencionistas e não consideraram fatores importantes para a blindagem como o tempo de exposição, número de pessoas expostas e carga de trabalho.

A câmara de ionização posicionada em frente ao vão da porta registrou dose apenas para os cenários cujos furos dos tijolos eram compostos por ar e reboco de concreto e para as

paredes de ar. Isso sugere que a blindagem de chumbo na porta, incluída nos cenários contendo barita, atenuou boa parte do feixe, e que a altura do feixe foi relevante para impedir o registro de doses em outras simulações. Considerando o PKA experimental ($12,06 \text{ Gy.cm}^2$), obtém-se doses de $3,7\text{E-}09 \text{ Gy}$ e $2,9\text{E-}08 \text{ Gy}$, para a composição de furos de tijolos de ar e 2,5 cm de reboco de concreto e paredes de ar, respectivamente. Isso mostra que a radiação de fuga que atravessa o vão da porta é desprezível e que a câmara de ionização modelada é pouco sensível a esta energia de radiação (150keV).

8. CONCLUSÕES

Foi possível observar que as paredes do laboratório (composição da parede de tijolos com furos de concreto e reboco de concreto) já atenuam parte da radiação primária e espalhada, como esperado. Além do mais, os arredores da parede de tijolos foram modelados como concreto para simplificar o cenário. Nos resultados da simulação foi mostrado que a espessura dessa parede (13,9 cm) atenuou quase 100% da radiação. Entretanto, para o novo laboratório será necessário adaptar essa blindagem, adequando-a conforme estabelecem as normas. Os resultados da simulação mostraram que a composição das paredes usando o reboco de 1,5 cm de barita e furos dos tijolos preenchidos por concreto é suficiente para atenuar o feixe de 150 kV.

Os resultados computacionais e experimentais foram superestimados (distância da fonte até a parede, orientação e tensão do tubo, maior valor de kerma no ar para radiação secundária, etc). Outros estudos com composições de baritas comercializadas no Brasil para a mesma tensão aplicada, mostraram que seria necessária uma espessura de barita menor ainda para blindar a sala. As doses recebidas pelos objetos simuladores antropomórficos virtuais nas diversas posições apresentadas demonstraram que a sala é segura e não oferece riscos para estes indivíduos.

O novo laboratório deverá ser sinalizado com o símbolo de radiações ionizantes e luz vermelha, indicando presença de radiação ionizante. Além disso, também deve-se manter distância da fonte radioativa, realizar rodízio de professores e estudantes no laboratório, fazer levantamento radiométrico periódico das portas e paredes, estabelecer um bom controle de qualidade do equipamento e providenciar EPIs e EPCs adequados para a prática: avental de chumbo de 0,5 mm, protetor de tireoide, óculos plumbífero, protetor de cabeça, cortina de chumbo, vidro plumbífero e dosímetros individuais, estabelecendo segurança na prática.

REFERÊNCIAS

AKKURT, I.; AKYILDIRIM, H.; MAVI, B.; KILINCARSLAN, S.; BASYIGIT, C. Photon attenuation coefficients of concrete includes barite in different rate. **Annals of Nuclear Energy**, v. 37, n. 7, p. 910-914, 2010. DOI: [10.1016/j.anucene.2010.04.001](https://doi.org/10.1016/j.anucene.2010.04.001)

ALMEIDA JR, A. T. **Caracterização de argamassas de barita como blindagens contra a radiação X e determinação experimental dos coeficientes de atenuação desses materiais**. 2014. Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais) – Rede Temática em Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Ouro Preto, 2014.

ALMEIDA JR, A. T.; ARAÚJO, F. G. S.; SANTOS, M. A. P.; NOGUEIRA, M. S.; CAMPOS, L. L. R. Determinação de fatores de atenuação para argamassa de barita em termos do equivalente de dose ambiental e dose efetiva. **International Joint Conference RADIO**, Gramado, RS, 2014.

ALMEIDA JR, A. T.; ARAÚJO, F. G. S.; NOGUEIRA, M. S.; SANTOS, M. A. P. Spectra transmitted by Mortar barite in x-ray qualities applied in diagnostic radiology as shielding. In: **Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing**, 2016. p. 012096. DOI: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/733/1/012096>

ALMEIDA JR, T. A.; NOGUEIRA, M. S; VIVOLO, V.; POTIENS, M. P. A.; CAMPOS, L. L. Mass attenuation coefficients of X-rays in different barite concrete used in radiation protection as shielding against ionizing radiation. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 349-354, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2017.02.054>

ANVISA. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução da diretoria colegiada – RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas. **Diário Oficial da União**, 20 dez 2019a. p. 92.

ANVISA. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Instrução Normativa nº 53, de 20 de dezembro de 2019. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista, e dá outras providências. **Diário Oficial da União**, 20 dez 2019b. p. 126.

ANVISA. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Portaria nº 453 de 01 de junho de 1998. Regulamento técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. 1998. Disponível em: <http://www.saude.mg.gov.br/images/documentos/Portaria_453.pdf>. Acesso em: 7 jul. 2019.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim. 2004. ISBN-13: [978-0-471-01146-0](https://doi.org/10.1002/3527607508)

BERCOVICH, E.; JAVITT, M. C. Medical Imaging: From Roentgen to the Digital Revolution, and Beyond. **Rambam Maimonides Medical Journal**, v. 9, n. 4, p. 1–11, 2018. DOI: [10.5041/RMMJ.10355](https://doi.org/10.5041/RMMJ.10355)

BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M.; CHANG, J.; COURSEY, J, S.; SUKUMAR, R.; ZUCKER, D. S; OLSEN, K. **NIST Standard Reference Database 8 (XGAM)**. NBSIR 87-3597. NIST, PML, Radiation Physics Division, 2010. Disponível em: <

<https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database> Acessado em: 13 de julho de 2020. DOI: <https://dx.doi.org/10.18434/T48G6X>

BESEMER, A. E.; YANG, Y. M.; GRUDZINSKI, J. J.; HALL, L. T.; BEDNARZ, B. P. Development and validation of RAPID: a patient-specific Monte Carlo three-dimensional internal dosimetry platform. **Cancer Biotherapy & Radiopharmaceuticals**, v. 33, n. 4, p. 155-165, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1089/cbr.2018.2451>

CNEN. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Norma CNEN NN 3.01 de março de 2014: Diretrizes básicas de proteção radiológica. Estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante. Mar, 2014.

CNEN. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Posição Regulatória 3.01/002 de setembro de 2018: Fatores de ponderação para as grandezas de proteção radiológica. 25 set 2018.

BOR, D.; OLGAR, T.; ONAL, E.; CAGLAN, A.; TOKLU, T. Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations. **Medical Physics**, v. 36, n. 8, p. 3730-3736, 2009. DOI: <https://doi.org/10.11118/1.3168971>

BRIESMEISTER, J. F. **MCNP™ – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 4C**. LA-13709-M. 2000.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. Lippincott Williams & Wilkins, Second Edition, 2002. ISBN: <978-0-7817-8057-5>

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 101-115, 2009. DOI: <http://dx.doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p101-115>

CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J. 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 & Biology**, v. 55, n. 1, p. 133, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>

CASSOLA, V. F.; DE LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. Part II. Dosimetric calculations. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, pp. 163-189, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/010>

CASSOLA, V. F.; MILIAM, F. M.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 56, n. 13, p. 3749, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/13/002>

CRANLEY, K.; GILMORE, B.J.; FOGARTY, G.W.; DESPONDS, L. **Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data**. Institute of Physics and Engineering in Medicine Report 78. (York: IPEM), 1997.

CHIDA, K.; KATO, M.; KAGAYA, Y.; ZUGUCHI, M.; SAITO, H.; ISHIBASHI, T.; TAKAHASHI, S.; YAMADA, S.; TAKAI, Y. Radiation dose and radiation protection for patients and physicians during interventional procedure. **Journal of Radiation Research**, v. 51, n. 2, p. 97-105, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1269/jrr.09112>

COSTA, A. M.; CALDAS, L V. E. A special ionisation chamber for quality control of diagnostic and mammography X ray equipment. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 104, n. 1, p. 41-45, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006161>

COSTA, P. R.; CALDAS, L. V. E. Evaluation of protective shielding thickness for diagnostic radiology rooms: Theory and computer simulation. **Medical physics**, v. 29, n. 1, p. 73-85, 2002. DOI: <https://doi.org/10.1111/1.1427309>

DATASUS. DEPARTAMENTO DE INFORMÁTICA DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE. Disponível em: <www.datasus.gov.br>. Acessado em: 2 de junho de 2020

DENDY, P. P. Radiation risks in interventional radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 81, n. 961, p. 1-7, 2008. DOI: [10.1259/bjr/15413265](https://doi.org/10.1259/bjr/15413265)

DICKSON, E. D.; HAMBY, D. M. Experimental shielding evaluation of the radiation protection provided by the structurally significant components of residential structures. **Journal of Radiological Protection**, v. 34, n. 1, p. 201, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1088/0952-4746/34/1/201>

EWERTOWSKA, A.; POZO, C.; GAVALDÀ, J.; JIMÉNEZ, L.; GUILLÉN-GOSÁLBEZ, G. Combined use of life cycle assessment, data envelopment analysis and Monte Carlo simulation for quantifying environmental efficiencies under uncertainty. **Journal of Cleaner Production**, v. 166, p. 771-783, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2017.07.215>

GERWARD, L.; GUILBERT, N.; JENSEN, K. B.; LEVRING, H. X-ray absorption in matter. Reengineering XCOM. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 60, n. 1-2, p. 23-24, 2001. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0969-806X\(00\)00324-8](https://doi.org/10.1016/S0969-806X(00)00324-8)

GERWARD, L.; GUILBERT, N.; JENSEN, K. B.; LEVING, H. WinXCom—a program for calculating X-ray attenuation coefficients. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 71, p. 653-654, 2004. DOI: [10.1016/j.radphyschem.2004.04.040](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2004.04.040)

GONDIM, P. C. A. **Desenvolvimento de bloco de vedação com barita na composição de partida para blindagem de radiação X**. 2009. Tese (Doutorado em Ciências e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2009.

HAIDER, M. M.; SHILL, S.; NIZAM, Q. M. R.; AKRAMUZZAMAN, M. Shielding calculation based on NCRP methodologies for some diagnostic x-ray facilities in Bangladesh. **Scientific Research Journal**, v. 2, p. 47-53, 2014. ISSN: [2201-2796](https://doi.org/10.1259/bjr/01948454)

HALL, E. J.; BRENNER, D. J. Cancer risks from diagnostic radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 81, n. 965, p. 362-378, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr/01948454>

HOFMAN, J. A. M. The art of medical imaging: Philips and the evolution of medical X-ray technology. Clinical applications, **Medicamundi**, v. 54, n. 1, p. 5-21, 2010.

IAE. **Tube documentation**. RTC 1000 HS 1.0/2.0 100SAK. Version B, 2010.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna, 2014. Disponível em: <<http://wwwpub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>>. Acesso em: 7 jul. 2019. ISSN: [978-92-131010-1](https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2017.07.215)

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values**.

ICRP Publication 89. Annals of the ICRP, Elsevier, v. 32, n. 3-4, p. 1-277, 2002. ISSN: [0146-6453](#). DOI: [https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(03\)00002-2](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(03)00002-2)

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Comission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**. Elsevier, v. 37, p. 1-332, 2007. ISSN: [0146-6453](#)

ICRP. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiological protection: education and training for healthcare staff and students**. Draft report for consultation. 2010. ISSN: [4811-3039-3350](#)

KIJIMA, M. Stochastic processes with applications to finance. **CRC Press**, 2016. ISBN-13: [978-1-4398-8482-9](#)

KIM, H.; KIM, B.; BAEK, J.; OH, Y.; YUN, S.; JANG, H. Investigation of the use of external aluminium targets for portal imaging in a medical accelerator using Geant4 Monte Carlo simulation. **The British Journal of Radiology**, v. 91, n. 1084, p. 20170376, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr.20170376>

LAI, P.; MCNEIL, S. M.; GORDON, C. L.; CONNOLLY, B. L. Effective doses in children: association with common complex imaging techniques used during interventional radiology procedures. **American Journal of Roentgenology**, v. 203, n. 6, p. 1336-1344, 2014. DOI: [10.2214/AJR.13.11445](https://doi.org/10.2214/AJR.13.11445)

LAL, N. S.; ATKINS, M. J.; WALMSLEY, T. G.; WALMSLEY, M. R. W.; NEALE, J. R. Flexibility analysis of heat exchanger network retrofit designs using Monte Carlo simulation. **Chemical Engineering Transactions**, v. 76, p. 463-468. 2019. DOI: [10.3303/CET1976078](#)

LANL. Los Alamos National Laboratory. MCNP: **A General Monte Carlo N-particle Transport Code, Version 5**. 2005.

LEE, C.; LODWICK, D.; BOLCH, W. E. NURBS-based 3-D anthropomorphic computational phantoms for radiation dosimetry applications. **Radiation Protection Dosimetry**, v.127, pp. 227-232, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncm277>

LEUENBERGER, R.; KOCAK, R.; JORDAN, D. W.; GEORGE, T. Medical physics: quality and safety in the cloud. **Health physics**, v. 115, n. 4, p. 512-522, 2018. DOI: [10.1097/HP.0000000000000894](https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000894)

LIMA, R. S.; AFONSO, J. C.; PIMENTEL, L. C. F. Raios-X: fascinação, medo e ciência. **Química Nova**, v. 32, n. 1, p. 263-270, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0100-40422009000100044>

LING, T. C.; POON, C. S.; LAM, W. S.; CHAN, T. P.; FUNG, K. K. L. X-ray radiation shielding properties of cement mortars prepared with different types of aggregates. **Materials and Structures**, v. 46, n. 7, p. 1133-1141, 2013. DOI: [10.1617/s11527-012-9959-2](https://doi.org/10.1617/s11527-012-9959-2)

MACEDO, H. A. S.; RODRIGUES, V. M. C. P. Programa de controle de qualidade: a visão do técnico de radiologia. **Radiologia Brasileira**, v. 42, n. 1, p. 37-41, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842009000100009>

MANN, H. S.; BRAR, G. S.; MUDAHAR, G. S. Gamma-ray shielding effectiveness of novel light-weight clay-flyash bricks. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 127, p. 97-101, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2016.06.013>

MARIA, A.; MARIA, L. Monte Carlo simulation in radionuclide therapy dosimetry. **Biomedical Journal of Scientific & Technical Research**, v. 15, n. 1, p. 11102-11107, 2019. DOI: [10.26717/BJSTR.2019.15.002647](https://doi.org/10.26717/BJSTR.2019.15.002647)

MARTIN-BRAGADO, I.; BORGES, R.; BALBUENA, J. P.; JARAIZ, M. Kinetic Monte Carlo simulation for semiconductor processing: A review. **Progress in Materials Science**, v. 92, p. 1-32, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.09.003>

MASLEHUDDIN, M.; NAQVI, A. A.; IBRAHIM, M.; KALAKADA, Z. Radiation shielding properties of concrete with electric arc furnace slag aggregates and steel shots. **Annals of Nuclear Energy**, v. 53, p. 192-196, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anucene.2012.09.006>

McKETTY, M. H. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. **Radiographics**, v. 18, n. 1, p. 151-163, 1998. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiographics.18.1.9460114>

MESBAHI, A.; ASLANABADI, N.; MEHNATI, P. A study on the impact of operator experience on the patient radiation exposure in coronary angiography examinations. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 132, n. 3, p. 319-323, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn300>

MESBAHI, A.; AZARPEYVAND, A. A.; SHIRAZI, A. Photoneutron production and backscattering in high density concretes used for radiation therapy shielding. **Annals of Nuclear Energy**, v. 38, n. 12, p. 2752-2756, 2011. DOI: [10.1016/j.anucene.2011.08.023](https://doi.org/10.1016/j.anucene.2011.08.023)

MESBAHI, A.; GHIASI, H. Shielding properties of the ordinary concrete loaded with micro- and nano-particles against neutron and gamma radiations. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 136, p. 27-31, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.02.004>

METTLER JR., F. A.; HUDA, W.; YOSHIZUMI, T. T.; MAHESH, M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. **Radiology**, v. 248, n. 1, p. 254-263, 2008. DOI: [10.1148/radiol.2481071451](https://doi.org/10.1148/radiol.2481071451)

METZGER, R.; RICHARDSON, R.; VAN, K. A. R. A Monte Carlo model for retrospective analysis of shield design in a diagnostic x-ray room. **Health Physics**, v. 65, n. 2, p. 164-171, 1993. DOI: [10.1097/00004032-199308000-00006](https://doi.org/10.1097/00004032-199308000-00006)

MILLER, D. L. Make radiation protection a habit. **Techniques in vascular and interventional radiology**, v. 21, n. 1, p. 37-42, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1053/j.tvir.2017.12.008>

MOHARRAM, B. M.; SULIMAN, M. N.; SHAAT, M. K.; EL SAYED, A. R.; FAYIZ, M.; DWIDAR, S. A., DORRAH, M. E. Performance of lead and iron oxides nanoparticle materials on shielding properties for γ -rays. **Radiation Physics and Chemistry**, p. 108880, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108880>

MOONEY, R. B.; MCKINSTRY, C. S.; KAMEL, H. A. Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. **The British Journal of Radiology**, v. 73, n. 871, p. 745-751, 2000. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr.73.871.11089467>

MORIN, R. L. Monte Carlo simulation in the radiological sciences. **CRC Press**, 2019.

MTE. MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO. Portaria nº 485, de 11 de novembro de 2005. NR 32: Segurança e saúde no trabalho em serviços de saúde. Tem por finalidade

estabelecer as diretrizes básicas para a implementação de medidas de proteção à segurança e à saúde dos trabalhadores dos serviços de saúde, bem como daqueles que exercem atividades de promoção e assistência à saúde em geral. 11 nov 2005.

NCRP. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Report nº 49. **Structural shielding and evaluation for medical use of x rays and gamma rays of energies up to 10 MeV**. 1976. ISBN: 0-913392-31-6

NCRP. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Report nº 147. **Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities**. 2004. ISBN: 0-929600-83-5

NI, Y. C.; LIN, H. H.; YANG, S. F.; LU, C. C.; JAN, M. L.; CHUANG, K. S.; DONG, S. L. Abstract ID: 225 Development of adjustable model breast using mammographic information for Monte Carlo simulation in nuclear medicine—Impact on dosimetry. **Physica Medica: European Journal of Medical Physics**, v. 42, p. 45-46, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.09.112>

NIST. NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **X-ray mass attenuation coefficients**. NIST Standard Reference Database 126. Table 4: Concrete Barite (Type BA). 2004a. Disponível em: <<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/concreteba.html>>. Acessado em: 15 de junho de 2020. DOI: <https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>

NIST. NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. **X-ray mass attenuation coefficients**. NIST Standard Reference Database 126. Table 4: Ordinary Concrete. 2004b. Disponível em: <<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/concrete.html>>. Acessado em: 15 de junho de 2020. DOI: <https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>

NORBASH, A. M.; BUSICK, D.; MARKS, M. P. Techniques for reducing interventional neuroradiologic skin dose: tube position rotation and supplemental beam filtration. **American Journal of Neuroradiology**, v. 17, n. 1, p. 41-49, 1996. ISSN: 1936-959X

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2010. ISBN: 978-85-7975-005-2

PELOWITZ, D. B. **MCNPX Users Manual Version 2.7.0**. LA-CP-11-00438. 2011.

PEREIRA, A. G.; CARDOSO, V. M. B; VERGARA, L. G. L. Radioproteção na perspectiva do residente em radiologia. **Fourth International Conference on Integration of Design, Engineering and Management for Innovation**. Florianópolis, SC. p. 1-12. 2015.

PEREIRA, A.G.; VERGARA, L.G.L. Ensino das novas tecnologias e proteção radiológica para profissionais de saúde. **X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica**. 2015.

PERINI, A. P.; NEVES, L.P.; FERNANDEZ, J. M.; BUERMANN, L.; CALDAS, L. V. E. Evaluation and simulation of a new ionization chamber design for use in computed tomography beams. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 60, pp. 768-773, 2013. DOI: [10.1109/TNS.2013.2283798](https://doi.org/10.1109/TNS.2013.2283798)

PESIANIAN, I.; MESBAHI, A.; SHAFAEI, A. Shielding evaluation of a typical radiography department: a comparison between NCRP reports No. 49 and 147. **Iranian Journal of Radiation Research**, vol. 6., p. 183–189, 2009.

REED, A. L. **Medical physics calculations with MCNP: a primer**. Boston, MA: Los Alamos National Laboratory, X-3 MCC, LA-UR-07-4133, 2007.

ROGUIN, A.; BARTAL, G. Radiation and your brain. **Endovascular Today**, v. 15, p. 63-65, 2016.

RUSSO, P. **Handbook of X-ray imaging: physics and technology**. CRC Press, 2018. ISBN-13: [978-1-4987-4152-1](https://www.crcpress.com/Handbook-of-X-ray-imaging-Physics-and-Technology/Russo/p/book/9781498741521)

SAGON, S.; SURUJPAUL, P. P. The Use of Local Alternative Materials as Structural Shielding for Diagnostic Radiological Facilities. **Journal of Global Radiology**, v. 6, n. 1, p. 1-8, 2020. DOI: [10.7191/jgr.2020.1050](https://doi.org/10.7191/jgr.2020.1050)

SALINAS, I. C. P. **Determinação dos fatores de blindagem para construções tipicamente brasileiras**. 2006. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.

SANTOS, F. A.; GALEANO, D. C.; SANTOS, W. S.; JÚNIOR, A. B. C. Evaluation of medical exposure and exposure by the public in a typical scenario of examinations using mobile X-ray equipment through the Monte Carlo simulation. **Radiation Measurements**, v. 89, p. 68-73, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2016.03.005>

SANTOS, J. C.; TOMAL, A.; MARIANO, L.; COSTA, P. R. Application of a semi-empirical model for the evaluation of transmission properties of barite mortar. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 100, p. 38-42, 2015. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.01.007>

SANTOS, L. A.; SILVA, A. X.; FROTA, M. A.; KELECOM, A. Attenuation factors in terms of air kerma to ambient dose equivalent and effective dose for diagnostic X rays rooms. **International Nuclear Atlantic Conference – INAC**, Rio de Janeiro, 2009. ISBN: [978-85-99141-03-8](https://www.crcpress.com/Handbook-of-X-ray-imaging-Physics-and-Technology/Russo/p/book/9788599141038)

SANTOS, R. R.; REAL, J. V.; FRIEDRICH, B. Q.; LUZ, R. M.; SILVA, A. M. M. SHIELD 1.0: desenvolvimento de um programa de cálculo de blindagem em radiodiagnóstico. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 7, n. 2, p. 75-78, 2013. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2013.v7.n2.p75-78>

SANTOS, W. S. **Avaliação das doses ocupacionais e médicas e do risco de câncer em procedimentos cardíacos de radiologia intervencionista utilizando método Monte Carlo**. 2014. Tese (Doutorado em Física) – Universidade Federal do Serjipe, 2014.

SAYYED, M. I.; ALZAATREH, M. Y.; DONG, M. G.; ZAID, M. H. M.; MATORI, K. A.; TEKIN, H. O. A comprehensive study of the energy absorption and exposure buildup factors of different bricks for gamma-rays shielding. **Results in Physics**, v. 7, p. 2528-2533, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2017.07.028>

SCHICK, D. K.; CASEY, R. N.; SIM, L. H.; SIDDLE, K. J. Corrosion of lead shielding in a radiology department. **Australasian Radiology**, v. 43, n. 1, p. 47-51, 1999. DOI: <https://doi.org/10.1046/j.1440-1673.1999.00611.x>

SHARIFI, S.; BAGHERI, R.; SHIRMARDI, S. P. Comparison of shielding properties for ordinary, barite, serpentine and steel-magnetite concretes using MCNP-4C code and available experimental results. **Annals of Nuclear Energy**, v. 53, p. 529-534, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anucene.2012.09.015>

SHIRMARDI, S. P.; SHAMSAEI, M.; NASERPOUR, M. Comparison of photon attenuation coefficients of various barite concretes and lead by MCNP code, XCOM and experimental data. **Annals of Nuclear Energy**, v. 55, p. 288-291, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anucene.2013.01.002>

SIISKONEN, T.; TAPIOVAARA, M.; KOSUNEN, A.; LEHTINEN, M.; VARTIAINEN, E. Occupational radiation doses in interventional radiology: simulations. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 129, n. 1-3, p. 36-38, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn017>

SILVA, A. F.; SOUZA, L. W. G.; SILVA, M. F.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Analysis of different shielding materials for a new Interventional Radiology: a Monte Carlo approach. **Anais do XXI Simpósio de Engenharia Biomédica e IX Simpósio de Instrumentações e Imagens Médicas**. Zenodo. 2019. DOI: [10.5281/zenodo.3461192](https://doi.org/10.5281/zenodo.3461192)

SILVA, C. C.; BERDEGUEZ, M. B.; BARBOZA, T.; SOUZA, S. A.; BRAZ, D.; SILVA, A. X.; SÁ, L. V. Preclinical radiation internal dosimetry in the development of new radiopharmaceuticals using GATE Monte Carlo simulation. **Radiation Physics and Chemistry**, p. 108879, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108879>

SILVA, I. R. M. **Determinação experimental de curvas de atenuação e camadas semi-redutoras do material gesso como blindagem aos raios x**. 2016. Dissertação (Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Universidade Federal de Pernambuco, 2016.

SILVA, L. P. **Avaliação da exposição à radiação dos profissionais que executam procedimentos intervencionistas em um serviço de hemodinâmica**. Dissertação (Mestrado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2004.

SILVA, M. F.; SILVA, A. F.; FRANCO, A. B.; SOUZA, L. W. G.; SOUZA, S. P.; PERINI, A. P.; SANTOS, W. S.; NEVES, L. P. Panorama dos exames de Tomografia Computadorizada realizados no Brasil. **Anais do XXI Simpósio de Engenharia Biomédica e IX Simpósio de Instrumentações e Imagens Médicas**. Zenodo. 2019. DOI: [10.5281/zenodo.3460471](https://doi.org/10.5281/zenodo.3460471)

SNYDER, W.; FORD, M.; WARNER, G. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. Oak Ridge National Laboratory NM/MIRD Pamphlet, n. 5. New York: **Society of Nuclear Medicine**, 1978.

SORDI, G. M. A. A. Evolução dos paradigmas de proteção radiológica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 35-41, 2009. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p35-41>

TANIGUTI, L. T. **Cálculo estrutural de barreiras**: Desenvolvimento de um programa computacional de interface online. 2010. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Física Médica) – Instituto de Biociências, Universidade Júlio de Mesquita Filho, Botucatu, 2010.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. IRD/CNEN. 9ª revisão. Rio de Janeiro. 345p. 2013.

TEKIN, H. O.; MANICI, T. Simulations of mass attenuation coefficients for shielding materials using the MCNP-X code. **Nuclear Science and Techniques**, v. 28, n. 7, p. 95, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1007/s41365-017-0253-4>

TODOROV, H.; SEARLE-WHITE, E.; GERBER, S. Applying univariate vs. multivariate statistics to investigate therapeutic efficacy in (pre) clinical trials: A Monte Carlo simulation study on the example of a controlled preclinical neurotrauma trial. **PloS One**, v. 15, n. 3, p. e0230798, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230798>

TRAN, H. N.; KARAMITROS, M.; IVANCHENKO, V. N.; GUATELLI, S.; MCKINNON, S.; MURAKAMI, K.; SASAKI, T.; OKADA, S.; BORDAGE, M. C.; FRANCIS, Z.; EL BITAR, Z.; BERNAL, M. A.; SHIN, J. I.; LEE, S. B.; BARBERET, P.; TRAN, T. T.; BROWN, J. M. C.; NAHN HAO, T. V.; INCERTI, S. Geant4 Monte Carlo simulation of absorbed dose and radiolysis yields enhancement from a gold nanoparticle under MeV proton irradiation. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 373, p. 126-139, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2016.01.017>

TSAPAKI, V.; KOTTOU, S.; PATSILINAKOS, S.; VOUDRIS, V.; COKKINOS, D. V. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 112, n. 2, p. 245-249, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1093/rpd/nch394>

TSAPAKI, V.; AHMED, N. A.; ALSUWAIDI, J. S.; BEGANOVIC, A.; BENIDER, A.; BENOMRANE, L.; BORISOVA, R.; ECONOMIDES, S.; EL-NACHEF, L.; FAJ, D.; HOVHANNESYAN, A.; KHARITA, M. H.; KHELASSI-TOUTAOUI, N.; MANATRAKUL, N.; MIRSAIDOV, I.; SHAABAN, M.; URSULEAN, I.; WAMBANI, J. S.; ZAMAN, A.; ZILIUKAS, J.; ZONTAR, D.; REHANI, M. M. Radiation exposure to patients during interventional procedures in 20 countries: initial IAEA project results. **American Journal of Roentgenology**, v. 193, n. 2, p. 559-569, 2009. DOI: [10.2214/AJR.08.2115](https://doi.org/10.2214/AJR.08.2115)

UNSCEAR. UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **Sources and Effects of Ionising Radiation**. vol. 1 e 2, 2000. ISBN: [92-1-142238-8](https://doi.org/10.142238-8)

UNSCEAR. UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **Sources and Effects of Ionising Radiation**. Report, 2010. ISBN: [978-92-1-642010-9](https://doi.org/10.142010-9)

UNEP. UNITED NATIONS ENVIRONMENT PROGRAMME. **Radiation: Effects and Sources**. 2016. ISBN: [978-92-807-3517-8](https://doi.org/10.14207-8)

VERBURG, J. M.; GRASSBERGER, C.; DOWDELL, S.; SCHUEMANN, J.; SECO, J., PAGANETTI, H. Automated Monte Carlo simulation of proton therapy treatment plans. **Technology in Cancer Research & Treatment**, v. 15, n. 6, p. NP35-NP46, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1177/1533034615614139>

VILLOING, D.; MARCATILI, S.; GARCIA, M. P.; BARDIÈS, M. Internal dosimetry with the Monte Carlo code GATE: validation using the ICRP/ICRU female reference computational model. **Physics in Medicine & Biology**, v. 62, n. 5, p. 1885, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/62/5/1885>

WERNER, C. J.; BULL, J. S.; SOLOMON, C. J.; BROWN, F. B.; McKINNEY, G. W.; RISING, M. E.; DIXON, D. A.; MARTZ, R. L.; HUGHES, H. G.; COX, L. J.; ZUKAITIS, A. J.; ARMSTRONG, J. C.; FORSTER, R. A.; CASSWELL, L. **MCNP6.2 Release Notes**. Los Alamos National Laboratory, Report LA-UR-18-20808, 2018.

WILLIAMS, R. G.; GESH, C. J.; PAGH, R. T. **Compendium of material composition data for radiation transport modeling**. Pacific Northwest National Laboratory (PNNL-15870), Richland, WA (United States), 2006. DOI: <https://doi.org/10.2172/902408>

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149>

YOSHIMURA, E. M. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 57-67, 2009. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p57-67>

ZANZI, F. L. **Conhecimento dos profissionais da saúde em relação à proteção radiológica**. 2019. 82p. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso Superior de Tecnologia em Radiologia) - Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2019.

APÊNDICE A

A seguir são apresentadas as tabelas dos CC[H_T] e CC[E] para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos e femininos. Estes valores foram distribuídos em relação à composição das paredes, gênero e posição dos objetos simuladores antropomórficos virtuais (atrás, cima, dentro, direita, esquerda e frente). As incertezas do tipo A são apresentadas em %.

Tabela A.1 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2,5 cm de concreto

Órgão	CC[H _T] ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,37E-10	3,3%	5,67E-09	1,0%	1,61E-09	1,8%	1,90E-09	1,7%	4,17E-06	0,040%
Côlon	8,76E-09	3,5%	1,20E-07	1,0%	3,04E-08	1,9%	3,15E-08	1,8%	1,41E-04	0,030%
Pulmão	7,51E-09	2,6%	8,74E-08	0,8%	2,50E-08	1,4%	2,81E-08	1,3%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,03E-08	5,2%	1,56E-07	1,3%	3,67E-08	2,7%	3,29E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,48E-08	3,3%	2,22E-07	0,8%	5,16E-08	1,7%	6,01E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,93E-11	0,89%	4,80E-10	0,25%	1,31E-10	0,48%	1,49E-10	0,46%	4,31E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,36E-08	5,5%	1,85E-08	11,9%	2,52E-08	10,4%	1,03E-04	0,14%
Bexiga	5,66E-09	11,7%	7,16E-08	3,6%	1,78E-08	6,8%	2,24E-08	6,2%	9,04E-05	0,10%
Esôfago	5,58E-09	10,6%	6,16E-08	3,3%	1,87E-08	5,5%	2,14E-08	5,4%	8,96E-05	0,080%
Fígado	9,51E-09	3,3%	9,08E-08	1,1%	2,70E-08	2,0%	4,00E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	2,01E-08	10,7%	2,20E-07	3,0%	6,86E-08	5,5%	7,39E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,83E-09	1,2%	4,82E-08	0,3%	1,34E-08	0,6%	1,52E-08	0,58%	2,95E-05	0,010%
Cérebro	3,31E-09	5,8%	5,21E-08	1,5%	1,30E-08	2,9%	1,52E-08	2,8%	2,56E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,38E-09	8,2%	4,23E-08	1,8%	1,00E-08	4,1%	1,10E-08	3,8%	2,05E-05	0,090%
Pele	1,28E-08	0,8%	1,64E-07	0,2%	4,29E-08	0,39%	4,87E-08	0,37%	1,03E-04	0,010%
Olhos	1,49E-08	11,8%	1,75E-07	3,6%	5,43E-08	6,4%	5,39E-08	6,7%	3,71E-06	0,67%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	1,00E-07	8,7%	3,28E-08	15,7%	2,32E-08	17,2%	1,74E-06	2,1%
CC[E] _{Feminino} ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)	0,0075	1,9%	0,10	0,57%	0,025	1,2%	0,028	1,1%	21,8	0,016%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.2 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2,5 cm de concreto

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,25E-10	3,1%	5,41E-09	0,91%	1,55E-09	1,7%	1,82E-09	1,6%	5,17E-06	0,040%
Côlon	7,71E-09	3,6%	1,09E-07	1,0%	2,80E-08	1,9%	2,85E-08	1,9%	1,24E-04	0,030%
Pulmão	6,97E-09	2,6%	7,65E-08	0,76%	2,18E-08	1,4%	2,64E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,42E-09	5,3%	1,52E-07	1,3%	3,66E-08	2,7%	3,51E-08	2,7%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,83E-08	7,6%	2,46E-07	2,2%	5,94E-08	4,1%	6,64E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,40E-11	0,75%	5,41E-10	0,22%	1,50E-10	0,41%	1,72E-10	0,38%	4,59E-07	0,010%
Gônadas	1,30E-08	9,1%	2,07E-07	2,6%	5,82E-08	4,8%	6,46E-08	4,5%	5,86E-05	0,14%
Bexiga	3,65E-09	11,1%	4,83E-08	3,2%	1,54E-08	5,8%	2,04E-08	5,1%	3,67E-05	0,12%
Esôfago	5,38E-09	10,6%	5,01E-08	3,4%	1,61E-08	5,6%	1,75E-08	5,6%	8,04E-05	0,080%
Fígado	9,45E-09	3,1%	8,82E-08	1,0%	2,66E-08	1,8%	4,04E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,70E-08	10,1%	1,70E-07	3,3%	5,46E-08	6,0%	5,91E-08	5,2%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,49E-09	1,1%	4,34E-08	0,31%	1,21E-08	0,58%	1,39E-08	0,54%	2,52E-05	0,010%
Cérebro	2,95E-09	5,9%	4,88E-08	1,5%	1,16E-08	2,9%	1,40E-08	2,8%	2,77E-06	0,19%
Glândulas salivares	2,73E-09	7,2%	4,27E-08	1,7%	1,01E-08	3,7%	1,12E-08	3,4%	2,53E-05	0,070%
Pele	1,11E-08	0,73%	1,44E-07	0,19%	3,82E-08	0,4%	4,38E-08	0,35%	8,41E-05	0,010%
Olhos	1,59E-08	12,6%	1,57E-07	3,7%	4,97E-08	6,7%	5,80E-08	6,1%	3,64E-06	0,67%
Lentes dos olhos	1,46E-08	27,7%	1,90E-07	8,2%	5,86E-08	15,1%	6,79E-08	15,6%	3,62E-06	1,7%
CC[E] _{Masculino} (μ Sv/Gy.cm ²)	0,0078	1,7%	0,10	0,48%	0,028	0,89%	0,030	0,85%	20,8	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.3 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2,5 cm de concreto

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)											
	Atrás	Incerteza	Cima	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,64E-10	3,3%	6,21E-10	3,1%	5,96E-09	1,0%	1,59E-09	1,8%	1,88E-09	1,7%	3,84E-06	0,050%
Côlon	8,51E-09	3,5%	4,55E-09	4,8%	1,24E-07	0,93%	3,00E-08	1,9%	3,13E-08	1,8%	1,40E-04	0,030%
Pulmão	7,50E-09	2,7%	6,34E-09	2,9%	9,02E-08	0,75%	2,47E-08	1,4%	2,77E-08	1,3%	1,05E-04	0,020%
Estômago	9,60E-09	5,2%	1,69E-09	13,7%	1,62E-07	1,3%	3,64E-08	2,8%	3,25E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,47E-08	3,2%	4,33E-09	6,4%	2,28E-07	0,82%	5,12E-08	1,7%	5,97E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,83E-11	0,89%	5,57E-11	0,81%	4,99E-10	0,25%	1,30E-10	0,48%	1,48E-10	0,46%	4,20E-07	0,010%
Gônadas	5,99E-09	19,9%	3,83E-09	24,7%	7,59E-08	5,4%	1,81E-08	12,1%	2,42E-08	10,6%	1,01E-04	0,15%
Bexiga	6,25E-09	12,3%	1,31E-08	8,8%	7,46E-08	3,5%	1,75E-08	6,9%	2,22E-08	6,3%	8,58E-05	0,10%
Esôfago	5,67E-09	10,5%	2,82E-09	14,9%	6,31E-08	3,3%	1,86E-08	5,5%	2,10E-08	5,5%	8,95E-05	0,080%
Fígado	9,47E-09	3,3%	2,05E-09	7,2%	9,43E-08	1,1%	2,67E-08	2,0%	3,97E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	1,81E-08	10,9%	2,24E-09	23,3%	2,23E-07	3,0%	6,73E-08	5,6%	7,35E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,81E-09	1,2%	5,89E-09	1,0%	5,00E-08	0,32%	1,33E-08	0,63%	1,50E-08	0,58%	2,90E-05	0,010%
Cérebro	3,00E-09	6,2%	2,91E-09	6,4%	5,40E-08	1,5%	1,28E-08	3,0%	1,50E-08	2,8%	2,54E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,51E-09	8,3%	5,58E-10	14,2%	4,35E-08	1,8%	9,85E-09	4,1%	1,09E-08	3,8%	2,05E-05	0,090%
Pele	1,27E-08	0,77%	2,44E-08	0,59%	1,69E-07	0,20%	4,26E-08	0,39%	4,83E-08	0,38%	1,01E-04	0,010%
Olhos	1,48E-08	12,7%	5,32E-10	49,1%	1,81E-07	3,5%	5,34E-08	6,5%	5,29E-08	6,8%	3,65E-06	0,67%
Lentes dos olhos	5,25E-09	28,2%	0,00E+00	0,00%	1,02E-07	8,6%	3,23E-08	15,9%	2,27E-08	17,5%	1,70E-06	2,07%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0072	2,0%	0,0036	3,0%	0,10	0,55%	0,025	1,2%	0,027	1,1%	21,6	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.4 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2,5 cm de concreto

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)											
	Atrás	Incerteza	Cima	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,20E-10	3,1%	6,27E-10	2,9%	5,72E-09	0,9%	1,53E-09	1,7%	1,79E-09	1,6%	5,05E-06	0,040%
Côlon	7,64E-09	3,6%	4,93E-09	4,5%	1,14E-07	1,0%	2,78E-08	2,0%	2,83E-08	1,9%	1,22E-04	0,030%
Pulmão	6,91E-09	2,6%	4,22E-09	3,3%	7,92E-08	0,75%	2,15E-08	1,4%	2,61E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,23E-09	5,3%	1,79E-09	12,1%	1,58E-07	1,3%	3,59E-08	2,7%	3,49E-08	2,7%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,82E-08	7,6%	2,05E-09	21,4%	2,51E-07	2,2%	5,90E-08	4,1%	6,60E-08	4,1%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,35E-11	0,75%	6,92E-11	0,65%	5,62E-10	0,21%	1,48E-10	0,41%	1,70E-10	0,39%	4,49E-07	0,010%
Gônadas	1,30E-08	9,1%	2,27E-08	7,7%	2,16E-07	2,5%	5,81E-08	4,9%	6,41E-08	4,5%	4,48E-05	0,17%
Bexiga	3,67E-09	11,1%	1,31E-08	6,7%	5,07E-08	3,1%	1,53E-08	5,8%	2,01E-08	5,2%	2,89E-05	0,13%
Esôfago	5,35E-09	10,6%	2,95E-09	14,9%	5,23E-08	3,4%	1,59E-08	5,6%	1,74E-08	5,6%	8,03E-05	0,080%
Fígado	9,35E-09	3,1%	1,85E-09	7,0%	9,17E-08	1,0%	2,63E-08	1,8%	4,00E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,69E-08	10,2%	1,47E-09	32,3%	1,74E-07	3,3%	5,42E-08	6,0%	5,87E-08	5,2%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,46E-09	1,1%	5,52E-09	0,88%	4,50E-08	0,30%	1,20E-08	0,58%	1,38E-08	0,55%	2,47E-05	0,010%
Cérebro	2,92E-09	5,9%	2,26E-09	6,6%	5,03E-08	1,4%	1,14E-08	2,9%	1,38E-08	2,8%	2,75E-06	0,19%
Glândulas salivares	2,74E-09	7,2%	3,58E-10	17,4%	4,40E-08	1,7%	9,99E-09	3,7%	1,11E-08	3,4%	2,52E-05	0,070%
Pele	1,10E-08	0,73%	2,76E-08	0,51%	1,48E-07	0,19%	3,79E-08	0,37%	4,35E-08	0,35%	8,24E-05	0,010%
Olhos	1,57E-08	12,7%	1,44E-09	39,0%	1,61E-07	3,6%	4,85E-08	6,8%	5,80E-08	6,1%	3,58E-06	0,67%
Lentes dos olhos	1,40E-08	28,5%	5,16E-11	100,0%	1,96E-07	8,0%	5,77E-08	15,3%	6,79E-08	15,6%	3,53E-06	1,7%
CC[E] _{Masculino} (μ Sv/Gy.cm ²)	0,0077	1,7%	0,0046	3,4%	0,11	0,47%	0,027	0,89%	0,030	0,85%	20,4	0,019%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.5 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição da parede de concreto

Órgão	CC[H_T] (μSv/Gy.cm²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,36E-10	3,3%	5,97E-09	1,0%	1,60E-09	1,8%	1,86E-09	1,7%	3,86E-06	0,050%
Côlon	8,67E-09	3,6%	1,23E-07	0,94%	3,06E-08	1,9%	3,15E-08	1,8%	1,40E-04	0,030%
Pulmão	7,45E-09	2,6%	8,97E-08	0,75%	2,44E-08	1,4%	2,74E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,02E-08	5,2%	1,61E-07	1,3%	3,67E-08	2,7%	3,26E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,47E-08	3,3%	2,28E-07	0,83%	5,20E-08	1,7%	5,94E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,89E-11	0,90%	4,99E-10	0,25%	1,30E-10	0,49%	1,48E-10	0,46%	4,20E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,75E-08	5,3%	2,10E-08	10,8%	2,08E-08	10,6%	1,00E-04	0,15%
Bexiga	5,52E-09	11,8%	7,20E-08	3,6%	2,11E-08	6,6%	2,19E-08	6,4%	8,31E-05	0,10%
Esôfago	5,57E-09	10,7%	6,33E-08	3,3%	1,91E-08	5,5%	2,27E-08	5,4%	8,98E-05	0,080%
Fígado	9,42E-09	3,3%	9,35E-08	1,1%	2,63E-08	2,0%	3,94E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	1,99E-08	10,8%	2,27E-07	3,1%	6,05E-08	5,5%	7,30E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,80E-09	1,2%	5,00E-08	0,32%	1,32E-08	0,62%	1,51E-08	0,59%	2,89E-05	0,010%
Cérebro	3,27E-09	5,8%	5,26E-08	1,5%	1,24E-08	2,9%	1,52E-08	2,8%	2,63E-06	0,200%
Glândulas salivares	2,37E-09	8,2%	4,28E-08	1,8%	9,79E-09	4,1%	1,10E-08	3,8%	2,16E-05	0,090%
Pele	1,27E-08	0,78%	1,68E-07	0,20%	4,27E-08	0,40%	4,85E-08	0,38%	1,00E-04	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,0%	1,83E-07	3,5%	5,28E-08	6,6%	5,00E-08	6,8%	3,78E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,91E-08	9,5%	3,26E-08	16,0%	2,17E-08	18,0%	1,77E-06	2,1%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0074	1,9%	0,10	0,55%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,6	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.6 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição da parede de concreto

Órgão	CC[H _T] ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,35E-10	3,1%	5,66E-09	0,89%	1,54E-09	1,7%	1,76E-09	1,6%	5,05E-06	0,040%
Côlon	7,74E-09	3,6%	1,14E-07	1,0%	2,78E-08	2,0%	2,76E-08	1,9%	1,22E-04	0,030%
Pulmão	6,99E-09	2,6%	7,84E-08	0,74%	2,17E-08	1,4%	2,60E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,24E-09	5,2%	1,57E-07	1,3%	3,49E-08	2,7%	3,45E-08	2,8%	1,70E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,5%	2,54E-07	2,2%	5,84E-08	4,2%	6,55E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,41E-11	0,76%	5,62E-10	0,21%	1,49E-10	0,41%	1,69E-10	0,39%	4,48E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,18E-07	2,5%	5,80E-08	4,9%	6,11E-08	4,4%	4,46E-05	0,17%
Bexiga	3,56E-09	12,1%	4,95E-08	3,3%	1,39E-08	6,0%	1,90E-08	5,5%	2,84E-05	0,13%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	5,23E-08	3,3%	1,68E-08	6,3%	1,92E-08	5,1%	8,04E-05	0,080%
Fígado	9,15E-09	3,0%	9,16E-08	1,0%	2,69E-08	1,8%	4,01E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,72E-08	9,9%	1,66E-07	3,2%	5,26E-08	6,1%	5,89E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,44E-09	1,1%	4,48E-08	0,30%	1,20E-08	0,58%	1,37E-08	0,55%	2,46E-05	0,010%
Cérebro	2,78E-09	6,0%	4,92E-08	1,4%	1,20E-08	2,9%	1,41E-08	2,8%	2,84E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,67E-09	7,2%	4,45E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,11E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,10E-08	0,73%	1,47E-07	0,19%	3,79E-08	0,37%	4,34E-08	0,35%	8,22E-05	0,010%
Olhos	1,43E-08	12,6%	1,56E-07	3,6%	4,91E-08	6,4%	5,94E-08	6,3%	3,67E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,03E-08	26,5%	1,96E-07	8,6%	5,09E-08	13,1%	6,00E-08	14,5%	3,53E-06	1,7%
CC[E]_{Masculino} ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)	0,0078	1,7%	0,11	0,47%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,4	0,019%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.7 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 3 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,41E-10	3,3%	5,40E-09	1,0%	1,63E-09	1,8%	1,91E-09	1,7%	4,31E-06	0,040%
Côlon	8,83E-09	3,5%	1,15E-07	1,0%	3,13E-08	1,9%	3,22E-08	1,8%	1,42E-04	0,030%
Pulmão	7,66E-09	2,6%	8,43E-08	0,77%	2,50E-08	1,4%	2,81E-08	1,3%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,05E-08	5,2%	1,50E-07	1,3%	3,75E-08	2,7%	3,34E-08	2,8%	1,69E-04	0,040%
Mamas	1,50E-08	3,3%	2,17E-07	0,85%	5,32E-08	1,7%	6,10E-08	1,6%	2,17E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,97E-11	0,89%	4,68E-10	0,26%	1,33E-10	0,48%	1,51E-10	0,45%	4,40E-07	0,010%
Gônadas	7,71E-09	17,9%	7,21E-08	5,5%	2,11E-08	10,8%	2,10E-08	10,6%	1,05E-04	0,14%
Bexiga	5,71E-09	11,6%	6,56E-08	3,8%	2,18E-08	6,5%	2,23E-08	6,3%	9,19E-05	0,10%
Esôfago	5,71E-09	10,5%	6,01E-08	3,4%	1,95E-08	5,5%	2,33E-08	5,3%	9,00E-05	0,080%
Fígado	9,62E-09	3,3%	8,70E-08	1,1%	2,70E-08	2,0%	4,03E-08	1,6%	1,50E-04	0,030%
Tireoide	2,03E-08	10,6%	2,19E-07	3,2%	6,12E-08	5,4%	7,45E-08	5,0%	2,41E-04	0,090%
Superfície óssea	3,88E-09	1,2%	4,71E-08	0,33%	1,36E-08	0,62%	1,55E-08	0,58%	2,99E-05	0,010%
Cérebro	3,29E-09	5,8%	4,93E-08	1,5%	1,28E-08	2,9%	1,57E-08	2,7%	2,69E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,38E-09	8,2%	4,10E-08	1,9%	1,01E-08	4,1%	1,13E-08	3,7%	2,18E-05	0,090%
Pele	1,29E-08	0,77%	1,62E-07	0,21%	4,37E-08	0,39%	4,96E-08	0,37%	1,05E-04	0,010%
Olhos	1,52E-08	11,7%	1,77E-07	3,6%	5,36E-08	6,5%	5,08E-08	6,7%	4,02E-06	0,64%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,55E-08	9,8%	3,29E-08	15,9%	2,29E-08	17,3%	1,92E-06	2,0%
CC[E] _{Feminino} (μ Sv/Gy.cm ²)	0,0076	1,9%	0,095	0,57%	0,026	1,1%	0,028	1,1%	21,9	0,016%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.8 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 3 cm de barita

Órgão	CC[H _T] ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,44E-10	3,1%	5,10E-09	0,94%	1,57E-09	1,7%	1,81E-09	1,6%	5,21E-06	0,040%
Côlon	7,90E-09	3,5%	1,06E-07	1,0%	2,84E-08	2,0%	2,82E-08	1,9%	1,25E-04	0,030%
Pulmão	7,16E-09	2,6%	7,31E-08	0,77%	2,23E-08	1,4%	2,66E-08	1,3%	1,08E-04	0,020%
Estômago	9,39E-09	5,1%	1,47E-07	1,3%	3,57E-08	2,6%	3,54E-08	2,7%	1,73E-04	0,040%
Mamas	1,80E-08	7,4%	2,42E-07	2,3%	5,95E-08	4,2%	6,67E-08	4,0%	2,45E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,50E-11	0,75%	5,27E-10	0,22%	1,52E-10	0,41%	1,73E-10	0,38%	4,67E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,04E-07	2,6%	5,90E-08	4,9%	6,29E-08	4,4%	7,16E-05	0,13%
Bexiga	3,86E-09	12,7%	4,47E-08	3,5%	1,42E-08	5,9%	1,92E-08	5,4%	4,11E-05	0,11%
Esôfago	4,90E-09	10,5%	4,85E-08	3,4%	1,70E-08	6,2%	1,96E-08	5,0%	8,06E-05	0,080%
Fígado	9,34E-09	3,0%	8,53E-08	1,0%	2,75E-08	1,8%	4,12E-08	1,4%	1,55E-04	0,020%
Tireoide	1,74E-08	9,8%	1,60E-07	3,3%	5,28E-08	6,1%	6,05E-08	5,3%	2,16E-04	0,090%
Superfície óssea	3,51E-09	1,1%	4,21E-08	0,31%	1,23E-08	0,58%	1,41E-08	0,54%	2,57E-05	0,010%
Cérebro	2,83E-09	6,0%	4,60E-08	1,5%	1,22E-08	2,9%	1,45E-08	2,8%	2,89E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,70E-09	7,2%	4,24E-08	1,7%	1,08E-08	3,6%	1,13E-08	3,4%	2,65E-05	0,070%
Pele	1,12E-08	0,72%	1,41E-07	0,20%	3,88E-08	0,37%	4,44E-08	0,34%	8,59E-05	0,010%
Olhos	1,44E-08	12,5%	1,51E-07	3,7%	5,10E-08	6,3%	5,95E-08	6,3%	3,87E-06	0,65%
Lentes dos olhos	1,08E-08	25,7%	1,88E-07	8,9%	5,44E-08	12,7%	6,00E-08	14,5%	3,83E-06	1,6%
CC[E]_{Masculino} ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)	0,0080	1,7%	0,10	0,48%	0,028	0,90%	0,031	0,84%	21,1	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.9 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 3 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,3%	5,32E-09	1,0%	1,60E-09	1,8%	1,86E-09	1,7%	3,86E-06	0,050%
Côlon	8,66E-09	3,6%	1,13E-07	1,0%	3,06E-08	1,9%	3,15E-08	1,8%	1,40E-04	0,030%
Pulmão	7,45E-09	2,6%	8,34E-08	0,78%	2,44E-08	1,4%	2,74E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,02E-08	5,2%	1,48E-07	1,4%	3,67E-08	2,7%	3,26E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,47E-08	3,3%	2,15E-07	0,9%	5,20E-08	1,7%	5,94E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,89E-11	0,90%	4,62E-10	0,26%	1,30E-10	0,49%	1,48E-10	0,46%	4,20E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,11E-08	5,6%	2,10E-08	10,8%	2,08E-08	10,6%	1,00E-04	0,15%
Bexiga	5,52E-09	11,8%	6,52E-08	3,8%	2,11E-08	6,6%	2,19E-08	6,3%	8,32E-05	0,10%
Esôfago	5,57E-09	10,7%	5,91E-08	3,4%	1,93E-08	5,5%	2,27E-08	5,4%	8,98E-05	0,080%
Fígado	9,41E-09	3,3%	8,62E-08	1,1%	2,63E-08	2,0%	3,94E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	1,99E-08	10,8%	2,17E-07	3,2%	6,05E-08	5,5%	7,30E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,80E-09	1,2%	4,64E-08	0,33%	1,32E-08	0,62%	1,51E-08	0,59%	2,89E-05	0,010%
Cérebro	3,27E-09	5,8%	4,86E-08	1,5%	1,24E-08	2,9%	1,52E-08	2,8%	2,63E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,37E-09	8,2%	4,05E-08	1,9%	9,80E-09	4,1%	1,10E-08	3,8%	2,16E-05	0,090%
Pele	1,27E-08	0,78%	1,60E-07	0,21%	4,27E-08	0,40%	4,85E-08	0,38%	1,00E-04	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,0%	1,76E-07	3,6%	5,29E-08	6,6%	5,02E-08	6,8%	3,79E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,55E-08	9,8%	3,26E-08	16,0%	2,23E-08	17,7%	1,77E-06	2,06%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0074	1,9%	0,094	0,58%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,6	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.10 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 3 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,1%	5,02E-09	0,94%	1,53E-09	1,7%	1,76E-09	1,6%	5,05E-06	0,040%
Côlon	7,72E-09	3,6%	1,05E-07	1,0%	2,78E-08	2,0%	2,76E-08	1,9%	1,22E-04	0,030%
Pulmão	6,98E-09	2,6%	7,22E-08	0,78%	2,18E-08	1,4%	2,60E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,23E-09	5,2%	1,45E-07	1,3%	3,50E-08	2,7%	3,45E-08	2,8%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,5%	2,40E-07	2,3%	5,85E-08	4,2%	6,56E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,41E-11	0,76%	5,19E-10	0,22%	1,49E-10	0,41%	1,69E-10	0,39%	4,48E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,02E-07	2,6%	5,79E-08	4,9%	6,11E-08	4,4%	4,49E-05	0,17%
Bexiga	3,56E-09	12,1%	4,42E-08	3,5%	1,39E-08	6,0%	1,90E-08	5,5%	2,86E-05	0,13%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	4,79E-08	3,4%	1,68E-08	6,3%	1,92E-08	5,1%	8,04E-05	0,080%
Fígado	9,14E-09	3,0%	8,45E-08	1,0%	2,69E-08	1,8%	4,01E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,72E-08	9,9%	1,59E-07	3,3%	5,27E-08	6,1%	5,91E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,44E-09	1,1%	4,15E-08	0,31%	1,20E-08	0,58%	1,37E-08	0,55%	2,46E-05	0,010%
Cérebro	2,78E-09	6,0%	4,51E-08	1,5%	1,20E-08	2,9%	1,41E-08	2,8%	2,84E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,67E-09	7,2%	4,19E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,11E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,10E-08	0,73%	1,40E-07	0,20%	3,80E-08	0,37%	4,34E-08	0,35%	8,23E-05	0,010%
Olhos	1,43E-08	12,6%	1,50E-07	3,8%	4,91E-08	6,4%	5,93E-08	6,3%	3,67E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,03E-08	26,5%	1,86E-07	9,0%	5,09E-08	13,1%	6,00E-08	14,5%	3,53E-06	1,7%
CC[E]_{Masculino} (μSv/Gy.cm²)	0,0078	1,7%	0,10	0,49%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,4	0,019%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.11 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,37E-10	3,3%	5,34E-09	1,0%	1,61E-09	1,8%	1,89E-09	1,7%	4,19E-06	0,040%
Côlon	8,76E-09	3,5%	1,14E-07	1,0%	3,09E-08	1,9%	3,17E-08	1,8%	1,41E-04	0,030%
Pulmão	7,51E-09	2,6%	8,37E-08	0,78%	2,47E-08	1,4%	2,78E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,03E-08	5,2%	1,49E-07	1,4%	3,71E-08	2,7%	3,30E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,48E-08	3,3%	2,16E-07	0,86%	5,24E-08	1,7%	5,99E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,93E-11	0,89%	4,63E-10	0,26%	1,31E-10	0,48%	1,49E-10	0,46%	4,31E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,25E-08	5,5%	2,12E-08	10,7%	2,09E-08	10,6%	1,03E-04	0,14%
Bexiga	5,66E-09	11,7%	6,53E-08	3,8%	2,15E-08	6,5%	2,21E-08	6,3%	8,83E-05	0,100%
Esôfago	5,58E-09	10,6%	5,99E-08	3,4%	1,94E-08	5,5%	2,30E-08	5,4%	8,99E-05	0,080%
Fígado	9,51E-09	3,3%	8,65E-08	1,1%	2,66E-08	2,0%	3,98E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	2,01E-08	10,7%	2,18E-07	3,2%	6,15E-08	5,4%	7,32E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,83E-09	1,2%	4,66E-08	0,33%	1,34E-08	0,62%	1,53E-08	0,58%	2,94E-05	0,010%
Cérebro	3,31E-09	5,8%	4,89E-08	1,5%	1,26E-08	2,9%	1,55E-08	2,8%	2,66E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,38E-09	8,2%	4,06E-08	1,9%	9,96E-09	4,1%	1,12E-08	3,8%	2,17E-05	0,090%
Pele	1,28E-08	0,77%	1,60E-07	0,21%	4,31E-08	0,39%	4,89E-08	0,37%	1,03E-04	0,010%
Olhos	1,49E-08	11,8%	1,76E-07	3,6%	5,40E-08	6,5%	5,09E-08	6,7%	3,85E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,56E-08	9,8%	3,29E-08	15,9%	2,23E-08	17,7%	1,81E-06	2,0%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0075	1,9%	0,094	0,57%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,7	0,016%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.12 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 2 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,39E-10	3,1%	5,04E-09	0,94%	1,55E-09	1,7%	1,78E-09	1,6%	5,16E-06	0,040%
Côlon	7,81E-09	3,5%	1,05E-07	1,0%	2,81E-08	2,0%	2,79E-08	1,9%	1,24E-04	0,030%
Pulmão	7,04E-09	2,6%	7,26E-08	0,78%	2,20E-08	1,4%	2,62E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,37E-09	5,2%	1,46E-07	1,3%	3,54E-08	2,7%	3,49E-08	2,8%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,4%	2,41E-07	2,3%	5,88E-08	4,2%	6,58E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,45E-11	0,76%	5,21E-10	0,22%	1,50E-10	0,41%	1,71E-10	0,38%	4,58E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,02E-07	2,6%	5,81E-08	4,9%	6,18E-08	4,4%	5,86E-05	0,14%
Bexiga	3,68E-09	11,9%	4,48E-08	3,5%	1,42E-08	5,9%	1,91E-08	5,4%	3,63E-05	0,12%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	4,84E-08	3,4%	1,71E-08	6,2%	1,93E-08	5,1%	8,05E-05	0,080%
Fígado	9,25E-09	3,0%	8,47E-08	1,0%	2,72E-08	1,8%	4,06E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,73E-08	9,8%	1,59E-07	3,3%	5,29E-08	6,1%	5,94E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,47E-09	1,1%	4,16E-08	0,31%	1,21E-08	0,58%	1,38E-08	0,54%	2,52E-05	0,010%
Cérebro	2,82E-09	5,9%	4,54E-08	1,5%	1,21E-08	2,9%	1,44E-08	2,8%	2,86E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,68E-09	7,2%	4,21E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,12E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,11E-08	0,73%	1,40E-07	0,20%	3,82E-08	0,37%	4,38E-08	0,35%	8,40E-05	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,4%	1,50E-07	3,8%	5,03E-08	6,3%	5,94E-08	6,3%	3,74E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,12E-08	25,7%	1,88E-07	8,9%	5,18E-08	12,9%	6,00E-08	14,5%	3,62E-06	1,65%
CC[E]_{Masculino} (μSv/Gy.cm²)	0,0079	1,7%	0,10	0,49%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,8	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.13 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2 cm de barita

Órgão	CC[H _T] ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,3%	5,33E-09	1,0%	1,60E-09	1,8%	1,87E-09	1,7%	3,86E-06	0,050%
Côlon	8,66E-09	3,6%	1,13E-07	1,0%	3,06E-08	1,9%	3,15E-08	1,8%	1,40E-04	0,030%
Pulmão	7,45E-09	2,6%	8,34E-08	0,780%	2,44E-08	1,4%	2,75E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,02E-08	5,2%	1,48E-07	1,4%	3,67E-08	2,7%	3,26E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,47E-08	3,3%	2,15E-07	0,860%	5,21E-08	1,7%	5,95E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,89E-11	0,900%	4,62E-10	0,260%	1,30E-10	0,490%	1,48E-10	0,460%	4,20E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,11E-08	5,6%	2,10E-08	10,8%	2,08E-08	10,6%	1,00E-04	0,15%
Bexiga	5,52E-09	11,8%	6,52E-08	3,8%	2,11E-08	6,6%	2,19E-08	6,3%	8,32E-05	0,10%
Esôfago	5,57E-09	10,7%	5,91E-08	3,4%	1,93E-08	5,5%	2,27E-08	5,4%	8,98E-05	0,080%
Fígado	9,41E-09	3,3%	8,62E-08	1,1%	2,63E-08	2,0%	3,95E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	1,99E-08	10,8%	2,17E-07	3,2%	6,05E-08	5,5%	7,31E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,80E-09	1,2%	4,64E-08	0,330%	1,32E-08	0,620%	1,51E-08	0,590%	2,89E-05	0,010%
Cérebro	3,27E-09	5,8%	4,86E-08	1,5%	1,24E-08	2,9%	1,53E-08	2,8%	2,63E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,37E-09	8,2%	4,05E-08	1,9%	9,80E-09	4,1%	1,10E-08	3,8%	2,16E-05	0,090%
Pele	1,27E-08	0,780%	1,60E-07	0,210%	4,27E-08	0,400%	4,85E-08	0,380%	1,00E-04	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,0%	1,76E-07	3,6%	5,29E-08	6,6%	5,02E-08	6,8%	3,79E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,55E-08	9,8%	3,26E-08	16,0%	2,23E-08	17,7%	1,77E-06	2,1%
CC[E]_{Feminino} ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)	0,0074	1,9%	0,094	0,577%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,6	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.14 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 2 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,1%	5,02E-09	0,94%	1,53E-09	1,7%	1,76E-09	1,6%	5,05E-06	0,040%
Côlon	7,72E-09	3,6%	1,05E-07	1,0%	2,78E-08	2,0%	2,76E-08	1,9%	1,22E-04	0,030%
Pulmão	6,98E-09	2,6%	7,23E-08	0,78%	2,18E-08	1,4%	2,60E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,23E-09	5,2%	1,45E-07	1,3%	3,50E-08	2,7%	3,45E-08	2,8%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,5%	2,40E-07	2,3%	5,85E-08	4,2%	6,56E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,41E-11	0,76%	5,20E-10	0,22%	1,49E-10	0,41%	1,69E-10	0,39%	4,48E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,02E-07	2,6%	5,79E-08	4,9%	6,11E-08	4,4%	4,49E-05	0,17%
Bexiga	3,56E-09	12,1%	4,42E-08	3,5%	1,39E-08	6,0%	1,90E-08	5,5%	2,86E-05	0,13%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	4,79E-08	3,4%	1,68E-08	6,3%	1,92E-08	5,1%	8,04E-05	0,080%
Fígado	9,14E-09	3,0%	8,45E-08	1,0%	2,69E-08	1,8%	4,01E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,72E-08	9,9%	1,59E-07	3,3%	5,27E-08	6,1%	5,91E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,44E-09	1,1%	4,15E-08	0,31%	1,20E-08	0,58%	1,37E-08	0,55%	2,46E-05	0,010%
Cérebro	2,78E-09	6,0%	4,51E-08	1,5%	1,20E-08	2,9%	1,41E-08	2,8%	2,84E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,67E-09	7,2%	4,20E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,11E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,10E-08	0,73%	1,40E-07	0,20%	3,80E-08	0,37%	4,34E-08	0,35%	8,23E-05	0,010%
Olhos	1,43E-08	12,6%	1,50E-07	3,8%	4,91E-08	6,4%	5,93E-08	6,3%	3,67E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,03E-08	26,5%	1,86E-07	9,0%	5,09E-08	13,1%	6,00E-08	14,5%	3,53E-06	1,7%
CC[E]_{Masculino} (μSv/Gy.cm²)	0,0078	1,7%	0,10	0,49%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,4	0,019%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.15 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 1,5 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,37E-10	3,3%	5,34E-09	1,0%	1,61E-09	1,8%	1,89E-09	1,7%	4,19E-06	0,040%
Côlon	8,76E-09	3,5%	1,14E-07	1,0%	3,09E-08	1,9%	3,17E-08	1,8%	1,41E-04	0,030%
Pulmão	7,52E-09	2,6%	8,37E-08	0,78%	2,47E-08	1,4%	2,78E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,03E-08	5,2%	1,49E-07	1,4%	3,71E-08	2,7%	3,30E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,48E-08	3,3%	2,16E-07	0,86%	5,24E-08	1,7%	5,99E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,93E-11	0,89%	4,63E-10	0,26%	1,31E-10	0,48%	1,49E-10	0,46%	4,31E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,25E-08	5,5%	2,12E-08	10,7%	2,09E-08	10,6%	1,03E-04	0,14%
Bexiga	5,66E-09	11,7%	6,53E-08	3,8%	2,15E-08	6,5%	2,21E-08	6,3%	8,83E-05	0,10%
Esôfago	5,58E-09	10,6%	5,99E-08	3,4%	1,94E-08	5,5%	2,30E-08	5,4%	8,99E-05	0,080%
Fígado	9,51E-09	3,3%	8,65E-08	1,1%	2,66E-08	2,0%	3,98E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	2,01E-08	10,7%	2,18E-07	3,2%	6,15E-08	5,4%	7,33E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,83E-09	1,2%	4,66E-08	0,33%	1,34E-08	0,62%	1,53E-08	0,58%	2,94E-05	0,010%
Cérebro	3,31E-09	5,8%	4,89E-08	1,5%	1,26E-08	2,9%	1,55E-08	2,8%	2,66E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,38E-09	8,2%	4,07E-08	1,9%	9,96E-09	4,1%	1,12E-08	3,8%	2,17E-05	0,090%
Pele	1,28E-08	0,77%	1,60E-07	0,21%	4,31E-08	0,39%	4,89E-08	0,37%	1,03E-04	0,010%
Olhos	1,49E-08	11,8%	1,76E-07	3,6%	5,40E-08	6,5%	5,09E-08	6,7%	3,85E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,56E-08	9,8%	3,29E-08	15,9%	2,23E-08	17,7%	1,81E-06	2,0%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0075	1,9%	0,094	0,57%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,7	0,016%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.16 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de ar e reboco de 1,5 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,39E-10	3,1%	5,04E-09	0,94%	1,55E-09	1,7%	1,78E-09	1,6%	5,16E-06	0,040%
Côlon	7,81E-09	3,5%	1,05E-07	1,0%	2,81E-08	2,0%	2,79E-08	1,9%	1,24E-04	0,030%
Pulmão	7,05E-09	2,6%	7,26E-08	0,78%	2,20E-08	1,4%	2,63E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,37E-09	5,2%	1,46E-07	1,3%	3,54E-08	2,7%	3,49E-08	2,8%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,4%	2,42E-07	2,3%	5,88E-08	4,2%	6,58E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,45E-11	0,76%	5,21E-10	0,22%	1,50E-10	0,41%	1,71E-10	0,38%	4,58E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,02E-07	2,6%	5,81E-08	4,9%	6,18E-08	4,4%	5,86E-05	0,14%
Bexiga	3,68E-09	11,9%	4,48E-08	3,5%	1,42E-08	5,9%	1,91E-08	5,4%	3,63E-05	0,12%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	4,84E-08	3,4%	1,71E-08	6,2%	1,93E-08	5,1%	8,05E-05	0,080%
Fígado	9,25E-09	3,0%	8,47E-08	1,0%	2,72E-08	1,8%	4,06E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,73E-08	9,8%	1,59E-07	3,3%	5,29E-08	6,1%	5,94E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,47E-09	1,1%	4,16E-08	0,31%	1,21E-08	0,58%	1,39E-08	0,54%	2,52E-05	0,010%
Cérebro	2,82E-09	5,9%	4,55E-08	1,5%	1,21E-08	2,9%	1,44E-08	2,8%	2,86E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,68E-09	7,2%	4,21E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,12E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,11E-08	0,73%	1,40E-07	0,20%	3,82E-08	0,37%	4,38E-08	0,35%	8,40E-05	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,4%	1,50E-07	3,8%	5,03E-08	6,3%	5,94E-08	6,3%	3,74E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,12E-08	25,7%	1,88E-07	8,9%	5,18E-08	12,9%	6,00E-08	14,5%	3,62E-06	1,7%
CC[E] _{Masculino} (μ Sv/Gy.cm ²)	0,0079	1,7%	0,10	0,49%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,8	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.17 - CC[H_T] e CC[E]_{Feminino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 1,5 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,3%	5,33E-09	1,0%	1,60E-09	1,8%	1,87E-09	1,7%	3,86E-06	0,050%
Côlon	8,66E-09	3,6%	1,13E-07	1,0%	3,06E-08	1,9%	3,15E-08	1,8%	1,40E-04	0,030%
Pulmão	7,45E-09	2,6%	8,35E-08	0,8%	2,44E-08	1,4%	2,75E-08	1,4%	1,05E-04	0,020%
Estômago	1,02E-08	5,2%	1,48E-07	1,4%	3,67E-08	2,7%	3,26E-08	2,9%	1,68E-04	0,040%
Mamas	1,47E-08	3,3%	2,15E-07	0,86%	5,21E-08	1,7%	5,94E-08	1,6%	2,16E-04	0,020%
Demais tecidos e órgãos*	3,89E-11	0,90%	4,62E-10	0,26%	1,30E-10	0,49%	1,48E-10	0,46%	4,20E-07	0,010%
Gônadas	7,59E-09	18,1%	7,11E-08	5,6%	2,10E-08	10,8%	2,08E-08	10,6%	1,00E-04	0,15%
Bexiga	5,52E-09	11,8%	6,52E-08	3,8%	2,11E-08	6,6%	2,19E-08	6,3%	8,32E-05	0,10%
Esôfago	5,57E-09	10,7%	5,92E-08	3,4%	1,93E-08	5,5%	2,27E-08	5,4%	8,98E-05	0,080%
Fígado	9,41E-09	3,3%	8,63E-08	1,1%	2,63E-08	2,0%	3,95E-08	1,6%	1,49E-04	0,030%
Tireoide	1,99E-08	10,8%	2,17E-07	3,2%	6,05E-08	5,5%	7,32E-08	5,1%	2,40E-04	0,090%
Superfície óssea	3,80E-09	1,2%	4,64E-08	0,33%	1,32E-08	0,6%	1,51E-08	0,59%	2,89E-05	0,010%
Cérebro	3,27E-09	5,8%	4,87E-08	1,5%	1,24E-08	2,9%	1,52E-08	2,8%	2,63E-06	0,20%
Glândulas salivares	2,37E-09	8,2%	4,05E-08	1,9%	9,80E-09	4,1%	1,10E-08	3,8%	2,16E-05	0,090%
Pele	1,27E-08	0,78%	1,60E-07	0,21%	4,27E-08	0,40%	4,85E-08	0,38%	1,00E-04	0,010%
Olhos	1,46E-08	12,0%	1,76E-07	3,6%	5,29E-08	6,6%	5,02E-08	6,8%	3,79E-06	0,66%
Lentes dos olhos	6,27E-09	27,4%	9,55E-08	9,8%	3,26E-08	16,0%	2,23E-08	17,7%	1,77E-06	2,1%
CC[E]_{Feminino} (μSv/Gy.cm²)	0,0074	1,9%	0,094	0,58%	0,025	1,1%	0,027	1,1%	21,6	0,017%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, coração

Tabela A.18 - CC[H_T] e CC[E]_{Masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais masculinos em diversas posições da sala para a composição dos tijolos com furos de concreto e reboco de 1,5 cm de barita

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)									
	Atrás	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	4,34E-10	3,1%	5,02E-09	0,94%	1,53E-09	1,7%	1,76E-09	1,6%	5,05E-06	0,040%
Côlon	7,72E-09	3,6%	1,05E-07	1,0%	2,78E-08	2,0%	2,76E-08	1,9%	1,22E-04	0,030%
Pulmão	6,99E-09	2,6%	7,23E-08	0,78%	2,18E-08	1,4%	2,60E-08	1,3%	1,07E-04	0,020%
Estômago	9,23E-09	5,2%	1,45E-07	1,3%	3,50E-08	2,7%	3,45E-08	2,8%	1,71E-04	0,040%
Mamas	1,78E-08	7,5%	2,40E-07	2,3%	5,85E-08	4,2%	6,56E-08	4,0%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	4,41E-11	0,76%	5,20E-10	0,22%	1,49E-10	0,41%	1,69E-10	0,39%	4,48E-07	0,010%
Gônadas	1,47E-08	10,3%	2,02E-07	2,6%	5,79E-08	4,9%	6,11E-08	4,4%	4,49E-05	0,17%
Bexiga	3,56E-09	12,1%	4,42E-08	3,5%	1,39E-08	6,0%	1,90E-08	5,5%	2,86E-05	0,13%
Esôfago	4,75E-09	10,7%	4,80E-08	3,4%	1,68E-08	6,3%	1,92E-08	5,1%	8,04E-05	0,080%
Fígado	9,14E-09	3,0%	8,46E-08	1,0%	2,69E-08	1,8%	4,01E-08	1,5%	1,54E-04	0,020%
Tireoide	1,72E-08	9,9%	1,59E-07	3,3%	5,27E-08	6,1%	5,91E-08	5,4%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,44E-09	1,1%	4,15E-08	0,31%	1,20E-08	0,58%	1,37E-08	0,55%	2,46E-05	0,010%
Cérebro	2,78E-09	6,0%	4,52E-08	1,5%	1,20E-08	2,9%	1,41E-08	2,8%	2,84E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,67E-09	7,2%	4,20E-08	1,7%	1,06E-08	3,6%	1,11E-08	3,5%	2,64E-05	0,070%
Pele	1,10E-08	0,73%	1,40E-07	0,20%	3,80E-08	0,37%	4,34E-08	0,35%	8,23E-05	0,010%
Olhos	1,43E-08	12,6%	1,50E-07	3,8%	4,91E-08	6,4%	5,93E-08	6,3%	3,67E-06	0,66%
Lentes dos olhos	1,03E-08	26,5%	1,86E-07	9,0%	5,09E-08	13,1%	6,00E-08	14,5%	3,53E-06	1,7%
CC[E]_{Masculino} (μSv/Gy.cm²)	0,0078	1,7%	0,10	0,49%	0,027	0,91%	0,030	0,85%	20,4	0,019%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, próstata, coração

Tabela A.19 - CC[H_T] e CC[E]_{feminino e masculino} para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos posicionados na frente da sala para a composição da parede de ar

Órgão	CC[H _T] (μ Sv/Gy.cm ²)			
	Feminino		Masculino	
	Frente	Incerteza	Frente	Incerteza
Medula óssea	5,84E-06	0,040%	5,76E-06	0,040%
Côlon	1,42E-04	0,030%	1,28E-04	0,030%
Pulmão	1,05E-04	0,020%	1,07E-04	0,020%
Estômago	1,67E-04	0,040%	1,70E-04	0,040%
Mamas	2,16E-04	0,020%	2,44E-04	0,060%
Demais tecidos e órgãos*	5,02E-07	0,010%	5,26E-07	0,010%
Gônadas	1,11E-04	0,14%	2,05E-04	0,080%
Bexiga	1,13E-04	0,090%	8,52E-05	0,080%
Esôfago	8,97E-05	0,080%	8,03E-05	0,080%
Fígado	1,49E-04	0,030%	1,53E-04	0,020%
Tireoide	2,40E-04	0,090%	2,15E-04	0,090%
Superfície óssea	3,25E-05	0,010%	2,88E-05	0,010%
Cérebro	2,62E-06	0,20%	2,83E-06	0,18%
Glândulas salivares	2,16E-05	0,090%	2,63E-05	0,070%
Pele	1,23E-04	0,010%	1,00E-04	0,010%
Olhos	3,74E-06	0,67%	3,63E-06	0,67%
Lentes dos olhos	1,75E-06	2,1%	3,48E-06	1,7%
CC[E]_{feminino e masculino} (μSv/Gy.cm²)	22,1	0,015%	23,6	0,014%

*Glândulas adrenais, região extratorácica, parede da vesícula biliar, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, parede do intestino delgado, baço, timo, útero, próstata, coração

Tabela A.20 - CC[E] ponderada para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos. Os traços representam ausência de medições

Composição da parede	CC[E] ($\mu\text{Sv}/\text{Gy.cm}^2$)											
	Posições dos objetos simuladores antropomórficos virtuais											
	Atrás	Incerteza	Cima	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Furos de ar + 2,5 cm de concreto	0,0076	2,5%	-	-	0,10	0,7%	0,03	1,5%	0,03	1,4%	21,26	0,023%
Furos de concreto + 2,5 cm de concreto	0,0075	2,6%	0,00	4,6%	0,10	0,7%	0,03	1,5%	0,03	1,4%	21,01	0,025%
Parede de concreto	0,0076	2,6%	-	-	0,10	0,7%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	20,99	0,025%
Furos de ar + 3 cm de barita	0,0078	2,5%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,51	0,023%
Furos de concreto + 3 cm de barita	0,0076	2,6%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,00	0,025%
Furos de ar + 2 cm de barita	0,0077	2,6%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,25	0,023%
Furos de concreto + 2 cm de barita	0,0076	2,6%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,00	0,025%
Furos de ar + 1,5 cm de barita	0,0077	2,6%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,25	0,023%
Furos de concreto + 1,5 cm de barita	0,0076	2,6%	-	-	0,10	0,8%	0,03	1,4%	0,03	1,4%	21,00	0,025%
Parede de ar	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	22,87	0,021%

Tabela A.21 - Dose efetiva (E) ponderada para os objetos simuladores antropomórficos virtuais femininos e masculinos. Os traços (-) representam ausência de medições

Composição da parede	Dose efetiva (μSv)											
	Posições dos objetos simuladores antropomórficos virtuais											
	Atrás	Incerteza	Cima	Incerteza	Dentro	Incerteza	Direita	Incerteza	Esquerda	Incerteza	Frente	Incerteza
Furos de ar + 2,5 cm de concreto	0,092	2,5%	-	-	1,2	0,7%	0,3	1,5%	0,4	1,4%	51	0,023%
Furos de concreto + 2,5 cm de concreto	0,090	2,6%	0,05	4,6%	1,3	0,7%	0,3	1,5%	0,3	1,4%	51	0,025%
Parede de concreto	0,092	2,6%	-	-	1,3	0,7%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,025%
Furos de ar + 3 cm de barita	0,094	2,5%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,4	1,4%	52	0,023%
Furos de concreto + 3 cm de barita	0,092	2,6%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,025%
Furos de ar + 2 cm de barita	0,093	2,6%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,023%
Furos de concreto + 2 cm de barita	0,092	2,6%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,025%
Furos de ar + 1,5 cm de barita	0,093	2,6%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,023%
Furos de concreto + 1,5 cm de barita	0,092	2,6%	-	-	1,2	0,8%	0,3	1,4%	0,3	1,4%	51	0,025%
Sem parede	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	55	0,021%