

EDUARDO BATISTA DE CARVALHO

**Dosimetria em procedimentos de radiologia intervencionista cerebral
empregando simuladores antropomórficos virtuais**

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

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

Orientador:

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

Co-orientador:

Prof. Dr. William de Souza Santos

UBERLÂNDIA
2018

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

C331 2019	Carvalho, Eduardo Batista de, 1980- DOSIMETRIA EM PROCEDIMENTOS DE RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA CEREBRAL EMPREGANDO SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS VIRTUAIS [recurso eletrônico] : Dosimetria em simuladores / Eduardo Batista de Carvalho. - 2019.
	Orientador: Lucio Pereira Neves. Coorientador: William de Souza Santos. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2019.2112
	Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.
	1. Engenharia biomédica. I. Pereira Neves, Lucio , 1982-, (Orient.). II. de Souza Santos, William , 1979-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título. CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

EDUARDO BATISTA DE CARVALHO

**Dosimetria em procedimentos de radiologia intervencionista cerebral
empregando simuladores antropomórficos virtuais**

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

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves - UFU
Orientador

Prof. Dr. Edgard A. Lamounier Júnior - UFU
Coordenador

Uberlândia, 06 de Dezembro de 2018

EDUARDO BATISTA DE CARVALHO

**Dosimetria em procedimentos de radiologia intervencionista cerebral
empregando simuladores antropomórficos virtuais**

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

Banca de Avaliação:

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves - UFU
Orientador

Prof. Dr. Túlio Macedo - UFU
Membro

Prof. Dr. Walmir Belinato - IFBA
Membro

Prof. Dr. Ricardo Kagimura - UFU
Membro

Uberlândia, 06 de Dezembro de 2018



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico 041 /PPGEB
Data: 06 de Dezembro de 2018

Discente: Matrícula 1162263004 Nome Eduardo Batista de Carvalho

Título do Trabalho: Dosimetria em procedimentos de radiologia intervencionista cerebral empregando simuladores entropomórficos virtuais

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Linha de pesquisa: Sistemas Computacionais e Dispositivos aplicados à saúde

Projeto de Pesquisa de vinculação: Dosimetria para exames de radiodíagnostico convencional e Tomografia mamária.

CNPq n. 421603/2016-0

As 10 horas do dia 06 de Dezembro do ano de 2018 no Anfiteatro 1E - Campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, assim composta pelos Professores Doutores:

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves INSTITUIÇÃO: UFU
Prof. Dr. Walmir Belinato INSTITUIÇÃO: IFBA
Prof. Dr. Túlio Augusto Alves Macedo INSTITUIÇÃO: UFU
Prof. Dr. Ricardo Kagimura INSTITUIÇÃO: UFU

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Lucio Pereira Neves apresentou a Comissão Examinadora e o(a) 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 argüição e resposta foram conforme as normas do Programa. A seguir o(a) senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(as) examinadore(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a argüição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais. Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) Aprovado(a)

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é 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 às 11 horas e 44 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Walmir Belinato
Prof. Dr. Walmir Belinato (IFBA)
Alguém

Prof. Dr. Túlio Augusto Alves Macedo (UFU)

Ricardo Kagimura
Prof. Dr. Ricardo Kagimura (UFU)
Ricardo

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves (UFU)
Orientador(a)

*Dedico este trabalho à minha família,
meus professores Lucio Neves e Ana
Perini e ao Complexo Hospital Santa
Genoveva.*

AGRADECIMENTOS

Muito resumidamente agradeço a Deus por tudo, minhas conquistas desde as mais simples à mais árduas.

Agradeço aos meus pais, meu irmão e minha irmã pelo amor, amizade e a força que diariamente recebo deles, em todos esses anos de vida. Minha amada esposa Rochele que diariamente me encoraja e me apoia em todos os sentidos.

Meus filhos Gabriel e Maria Eduarda por me encorajar a ser melhor todos os dias e me dar a oportunidade de aprender a ser pai. À essa minha família de forma simples agradeço com imenso amor que me é dado, isso me motiva em qualquer trabalho da vida.

Ao Professor Lucio Neves, sou eternamente grato, agradecer tamanha paciência ao longo deste anos, suas palavras e atitudes comigo e com todos que o cercam me fez ampliar meu mapa de vida. Amigo e Leal professor.

À professora Ana Paula, agradeço a oportunidade de ouvir curtas frases com muita razão e coerência. Uma pessoa iluminada.

Aos Professores Dr. Walmir Belinato e Dr. Ricardo Kagimura, muito obrigado por aceitar o convite para compor a banca avaliadora, muita gratidão.

Ao Professor William Santos, muito obrigado pelas orientações e conselhos, muita gratidão.

Ao Professor Túlio Macedo, eternamente grato por você acreditar que eu poderia trabalhar com imagem, durante toda minha trajetória de trabalho e estudos você uma pessoa a ser seguida, obrigado por ter aceito o convite e sempre me motivar alçar vôos mais altos.

Aos meus colegas de laboratório, Lucas e Monique que propiciaram um clima muito bom e favorável, boas pessoas que muito me ajudaram, obrigado.

Aos Professor Alcimar e Professor Dhainner obrigado pelo apoio e amizade.

Aos demais professores que fizeram parte da jornada cumprida e funcionários do Instituto de Física e da Faculdade de Engenharia Elétrica, sempre muito solícitos.

À Universidade Federal de Uberlândia pela imensa oportunidade, muitos frutos sairão daqui.

Gratidão a todos citados e a todos os amigos que embora possam não estar no papel, no coração se fazem sempre presente.

Os autores desta dissertação também agradecem ao Dr. Richard Kramer por ceder, sem nenhum custo, o objeto simulador antropomórfico MASH3 empregado neste trabalho.

O orientador desta dissertação, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, agradece o apoio financeiro das agências de fomento: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG, Projeto No. APQ-02934-15) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, Projeto No. 421603/2016-0).

EPÍGRAFE

“A grande matéria-prima de nossa identidade são as referências a que recorremos para tomar decisões.”

- *Mario Sergio Cortella (filósofo, escritor, educador, palestrante e professor universitário brasileiro).)*

**DOSIMETRIA EM PROCEDIMENTOS DE RADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA CEREBRAL EMPREGANDO
SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS VIRTUAIS**

EDUARDO BATISTA DE CARVALHO

RESUMO

Devido à disseminação da tecnologia em Radiologia Intervencionista (RI), há um crescimento diário dos procedimentos que utilizam equipamentos de fluoroscopia que fazem emissão de radiação ionizante, para acompanhar a navegação de catéteres e fios guia no lúmen das artérias e veias. Concomitantemente a este avanço nos tratamentos médicos, que muito beneficiam os pacientes, deve-se ter atenção aos riscos devido ao emprego das radiações ionizantes. Este risco é mais acentuado na equipe médica, que irá realizar estes procedimentos durante toda a sua vida profissional. Visando avaliar as doses envolvidas neste procedimentos foi realizado um estudo de dosimetria computacional das doses de radiação à que os profissionais e pacientes estão expostos durante um procedimento de angiografia cerebral. Também foram comparadas as respostas de dois objetos simuladores antropomórficos virtuais diferentes (matemático e baseado em superfície mesh – MASH3). A determinação das doses de radiação foi realizada empregando o software de Monte Carlo MCNP5, no Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia. Os resultados mostraram uma grande diferença entre os objetos simuladores virtuais ADAM e MASH3. Além disso, foi possível determinar diversos coeficientes de conversão que podem ser empregados pelos profissionais da saúde, visando estimar as doses de radiação nos órgãos e tecidos.

**DOSIMETRY IN CEREBRAL INTERVENTIONAL RADIOLOGY
PROCEDURES USING VIRTUAL ANTHROPOMORPHIC
PHANTOMS**

EDUARDO BATISTA DE CARVALHO

ABSTRACT

Due to the spread of technology in Interventional Radiology (IR), there is a daily growth of procedures that use fluoroscopy equipment that uses emission of ionizing radiation to accompany the navigation of catheters and guides them in the lumen of the arteries and veins. Concomitantly with this advance in medical treatments that bring great benefits to the patients, attention should be paid to the use of ionizing radiation. This risk is more accentuated in the medical team, who will perform these procedures throughout their professional life. Aiming to evaluate the doses involved in these procedures was performed a computational dosimetry study of radiation doses of radiation to which the professionals and patients are exposed during a cerebral angiography procedure. Also were compared the responses of two different virtual anthropomorphic simulator objects (mathematical and surface-based mesh - MASH3). The determination of radiation doses was made using the software of Monte Claro MCNP5, in the Instrumentation and Dosimetry (LInDa) of Federal University of Uberlândia. The results show a massive difference between the objects mathematical virtual simulators and MASH3. Besides, that was possible to determine many conversion coefficients that could be used by the health professionals, aiming to estimate the radiation doses in organs and tissues.

Sumário

Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	xii
1 Introdução	1
2 Objetivos	5
3 Fundamentos Teóricos	7
3.1 Radiologia Intervencionista	7
3.2 Materiais Biomédicos	11
3.3 Dosimetria computacional	11
4 Materiais e Métodos	15
4.1 Sala Híbrida	15
4.2 Radioproteção	16
4.3 Cenário de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo	18
4.4 Simulação de Monte Carlo	26
5 Resultados e Discussões	31
5.1 Simulação do cenário de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo	31
5.2 Avaliação Dosimétrica do Médico Durante o Procedimento de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo	39
5.3 Avaliação Dosimétrica do Paciente Durante o Procedimento de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo	48
6 Conclusões	54
Referências Bibliográficas	56

Lista de Figuras

1.1	Principais componentes do equipamento de fluoroscopia utilizado em radiologia intervencionista. Figura reproduzida de [Canevaro (2018)].	2
1.2	Posicionamento do médico em relação ao paciente e localização dos dosímetros pessoais. Figura reproduzida de [Leyton <i>et al.</i> (2014)].	3
3.1	Figura 3: Evolução dos simuladores antropomórficos (a) matemático (Figura reproduzida de [Kramer <i>et al.</i> (2003)]), (b) voxalizado (Figura reproduzida de [Cassola <i>et al.</i> (2010a)]) e (c) mesh (Figura reproduzida de [Cassola <i>et al.</i> (2010a)]).	13
4.1	Vista lateral da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Óculos plumbíferos, (4) Base da mesa móvel, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Suporte da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento de hemodinâmica, (12) Detector de imagens (flat pannel).	20
4.2	Vista posterior da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (4) Tampo da mesa móvel, radiotransparente, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Base da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Detector de imagens (flat pannel), (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento.	21

4.3	Vista anterior da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Colar cervical plumbífero, (4) Base da mesa móvel, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Suporte da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Protetor plumbífero suspenso, (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento, (12) Detector de imagens (flat pannel), (13) Óculos plumbífero.	22
4.4	Sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat pannel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Simulador matemático, (10) Avental plumbífero do médico, (11) Protetor plumbífero suspenso, (12) médico e (13) Mesa de materiais cirúrgicos.	24
4.5	Sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Paciente, (3) Tampo da mesa móvel, (4) Mesa de materiais cirúrgicos, (5) Base da mesa móvel, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Médico, (8) Ampola de raios X, (9) Base fixa no piso do equipamento, (10) Detector de imagens (flat pannel), (11) Protetor plumbífero suspenso, (12) Avental plumbífero do médico.	25
4.6	Objeto simulador antropomórfico matemático hermafrodita [Han <i>et al.</i> (2006)], em (A) vista coronal e (B) vista sagital.	27
4.7	objeto simulador antropomórfico virtual masculino MASH3 [Cassola <i>et al.</i> (2010a,b)], em (A) vista coronal e (B) vista sagital.	28
5.1	Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico matemático, em vista posterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat pannel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Paciente, (10) Avental plumbífero do Médico, (11) Protetor plumbífero suspenso.	32

5.2	Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico matemático, em vista superior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat pannel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Paciente, (10) Médico, (11) Avental plumbífero do médico, (12) Mesa de instrumentos cirúrgicos.	33
5.3	Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico MASH3, em vista posterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Médico, (4) Avental plumbífero do Médico, (5) Protetor plumbífero suspenso, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Base fixa no piso do equipamento, (8) Tubo de raios X, (9) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (10) Base da mesa móvel, (11) Mesa de materiais cirúrgicos, (12) Tampo da mesa móvel, (13) Paciente.	34
5.4	Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico MASH3, em vista superior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Paciente, (4) Mesa de materiais cirúrgicos, (5) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (6) Operador do equipamento, (7) Avental plumbífero do médico, (8) Protetor plumbífero suspenso, (9) Tampo da mesa móvel, (10) Base fixa no piso do equipamento, (11) Detector de imagens (flat pannel).	35
5.5	Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista anterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitores de imagens, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Base fixa da mesa móvel, (4) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (5) Tubo de raios X, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Protetor plumbífero suspenso, (8) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.	36
5.6	Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista anterior oblíqua, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitores de imagens, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Base fixa da mesa móvel, (4) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (5) Tubo de raios X, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Protetor plumbífero suspenso, (8) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.	37

5.7	Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista lateral, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Mesa de materiais cirúrgicos, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Tubo de raios X, (4) Detector de imagens (flat pannel), (5) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (6) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.	38
5.8	Simulação do procedimento de angiografia cerebral, com feixe na posição PA. Em vermelho, são mostrados os caminhos percorridos por alguns fótons.	40
5.9	Simulação do procedimento de angiografia cerebral, com feixe na posição LAO90. Em vermelho, são mostrados os caminhos percorridos por alguns fótons.	41

Lista de Tabelas

4.1 Fatores de ponderação tecidual recomendados pela ICRP 103 [ICRP 103 (2007)].	30
5.1 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 60 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	43
5.2 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 70 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado	44
5.3 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 80 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	45
5.4 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 90 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	46
5.5 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 60 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	49

5.6 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 70 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	50
5.7 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 80 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	51
5.8 Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em Sv/Gy.cm ²) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MAESH3, para uma tensão do tubo de 90 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como VD – Valor Descartado.	52

Capítulo 1

Introdução

Desde a sua descoberta por Röntgen em 1895, os raios X tem desempenhado um papel fundamental na formação de imagens médicas [Martins (1998)]. Ao interagir com o corpo humano, os raios X (na faixa de diagnóstico médico) sofrem diferentes tipos de interações como efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e atenuação pelos tecidos. O último efeito provoca uma distribuição de fótons não homogênea que segue o padrão de densidade dos tecidos, essa diferença pode ser captada por um filme fotográfico ou detector digital formando uma imagem do corpo [Okuno e Yoshimura (2010)]. Várias técnicas como tomografia computadorizada (TC), mamografia convencional (MC) e digital (MD), densitometria óssea (DEXA), dentre outras utilizam-se de raios X para a formação de imagens diagnósticas. Os raios X também são empregados em técnicas de Radiologia Intervencionista (RI) terapêutica ou diagnóstica como a angiografia.

A angiografia é uma técnica de imageamento diagnóstico na qual várias exposições são realizadas com intuito de produzir imagens em tempo real do procedimento [Canevaro (2009)]. As imagens são obtidas por fluoroscopia, que consiste na formação de imagens em uma tela fluorescente ao ser incidida por raios X. Atualmente, a angiografia é utilizada em procedimentos no sistema circulatório, nervoso central e abdômen. A angiografia cerebral é aplicada no diagnóstico de

aneurismas, AVCs e tumores.

Na Figura 1.1 são detalhados os principais componentes do equipamento utilizado para produzir as imagens. Os raios X emitidos pelo tubo passam pela filtração e colimação antes de incidir no paciente que está deitado sobre a mesa. Os raios transmitidos são coletados por um intensificador de imagens que amplia o sinal de uma tela fluorescente que converte os raios X em luz visível. Essa luz é captada por uma câmera de vídeo. As imagens são então transferidas para monitores de vídeo onde são analisadas pelo profissional [Canevaro (2018)].

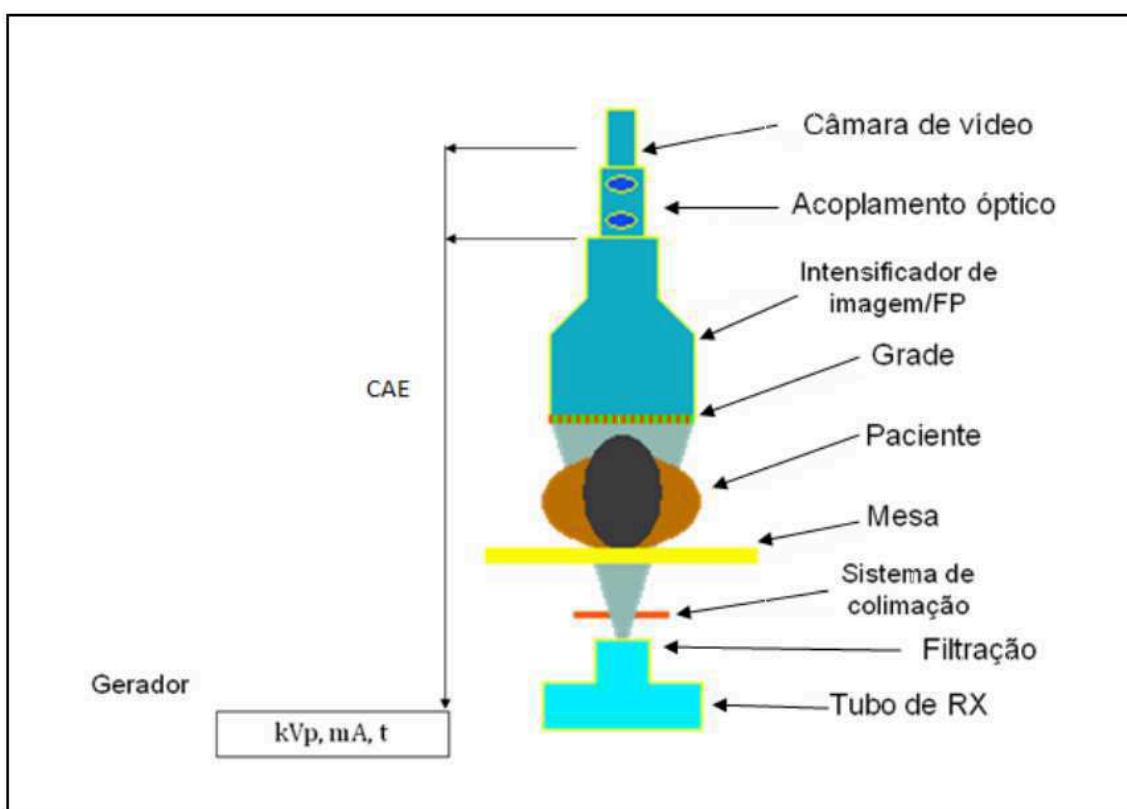


Figura 1.1: Principais componentes do equipamento de fluoroscopia utilizado em radiologia intervencionista. Figura reproduzida de [Canevaro (2018)].

A depender da complexidade do procedimento, o tempo de exposição à radiação ionizante, os procedimentos de RI induzem altas doses no paciente e nos profissionais. O paciente recebe a maior dose, pois é diretamente exposto ao feixe de raios X. Os profissionais recebem a radiação espalhada pelo paciente, mesa cirúrgica e de outras estruturas presentes no interior da sala [Koukorava *et al.* (2011); Silva *et al.*

(2008)]. Tanto o paciente quanto os profissionais podem desenvolver problema de saúde devido a esta exposição. O paciente está mais propenso a sofrer efeitos determinísticos devido à alta dose, como eritemas e queimaduras. Os profissionais, por sua vez, estão mais propensos a desenvolver os efeitos estocásticos decorrentes da intensidade mais baixa da radiação espalhada. Estes efeitos podem levar ao desenvolvimento de tumores.

A maior preocupação com as doses de radiação ionizante se dá em relação aos profissionais, devido a constante realização dos procedimentos de RI. A correta utilização dos equipamentos médicos e equipamentos de proteção individual (EPI) reduzem as doses nos profissionais a níveis seguros. Os principais EPIs são aventais de chumbo, protetor de tireoide, óculos plumbífero e luva plumbífera. Além disso, as doses no profissional são medidas por dosímetros localizados na altura dos olhos, do tórax, na mão e sob o avental como mostrado na Figura 1.2 [Leyton *et al.* (2014)]. Caso as doses ultrapassem os limites estabelecidos, o profissional deve ser afastado para uma outra atividade que não envolva radiações ionizantes.

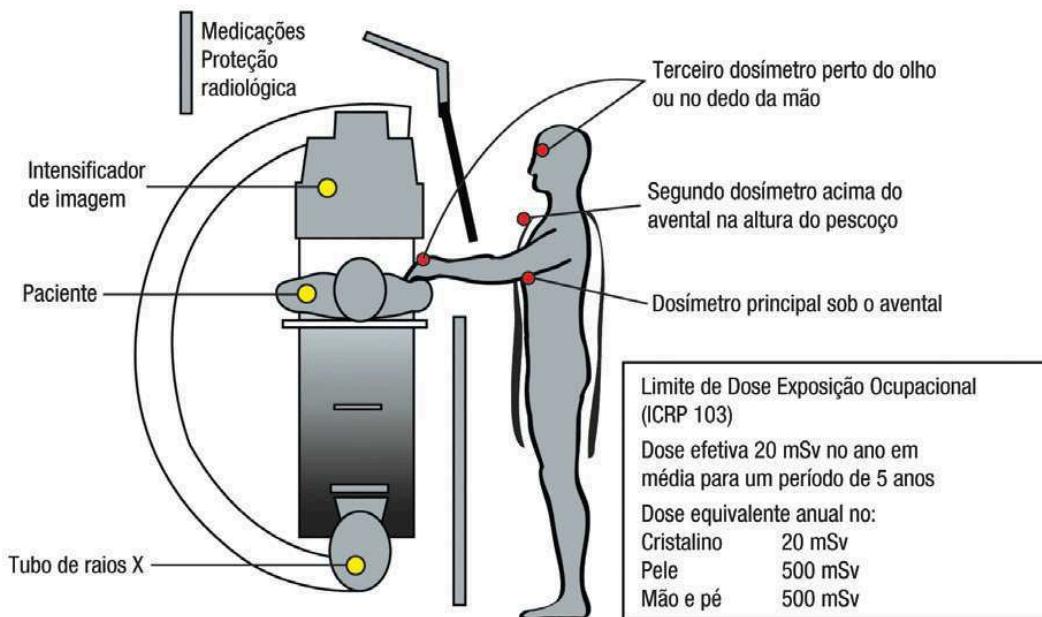


Figura 1.2: Posicionamento do médico em relação ao paciente e localização dos dosímetros pessoais. Figura reproduzida de [Leyton *et al.* (2014)].

A proteção radiológica de pacientes e profissionais durante procedimentos com radiação ionizante é um dos cuidados fundamentais para a não ocorrência de efeitos danosos à saúde desses indivíduos. A utilização de medidores de doses de radiação calibrados, EPI's, equipamentos de proteção suspensos, operação correta dos equipamentos e levantamento dosimétrico do ambiente são fatores que sustentam a proteção nesses ambientes. No tocante a dosimetria, a utilização dos dosímetros pessoais é fundamental para o controle das doses ocupacionais. Todavia, um cenário completo da interação da radiação com o corpo humano não é experimentalmente atingível pela impossibilidade de se instalar dosímetros nos órgãos e tecidos. Assim, não é possível ter uma noção dos efeitos da radiação nessas estruturas internas. Essa situação pode ser contornada pela adoção de métodos computacionais baseados no método de Monte Carlo.

Neste trabalho foram modelados, computacionalmente, cenários de exposição típicos de angiografia cerebral utilizando o código de transporte de radiação MCNP5 [Pelowitz (2011)] e simuladores antropomórficos. A geometria modelada é composta por uma sala com as dimensões e equipamentos padrões. O médico e o paciente foram representados por simuladores com base em voxel (MASH3) [Cassola et al. \(2010a,b\)](#) e matemáticos [Han et al. \(2006\)](#). Em todas as situações, foram avaliados as duas projeções de feixe mais comuns em AC, uma postero-anteior (PA) e outra lateral esquerda (LAO90). Foram simuladas a exposição ao feixe de raios X na exposição crânio caudal e médio lateral. Em todas as situações foram calculados os Coeficientes de Conversão (CC) para o paciente e o médico assim como a influência do tipo de simulador nos valores encontrados.

Capítulo 2

Objetivos

Este trabalho tem como objetivo geral a comparação das exposições à radiação, provenientes de um exame de angiografia cerebral, utilizando duplas de simuladores antropomórficos virtuais representando paciente e médico. Uma dupla é representada por dois objetos simuladores antropomórficos virtuais matemáticos ADAM [[Han *et al.* \(2006\)](#)], a outra dupla é representada por dois simuladores antropomórficos virtuais baseados em superfície mesh MASH3 [[Cassola *et al.* \(2010a,b\)](#)].

Os objetivos específicos deste trabalho são:

1. Modelagem computacional do equipamento de raios X empregado para o procedimento de angiografia cerebral;
2. Inserção do objeto simulador antropomórfico virtual na sala de procedimentos;
3. Simulação do espectro de radiação do tubo de raios X do equipamento;
4. Avaliação dosimétrica das doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos do paciente, empregando o objeto simulador antropomórfico virtual ADAM;
5. Avaliação dosimétrica das doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos do médico, empregando o objeto simulador antropomórfico virtual ADAM;

6. Avaliação dosimétrica das doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos do paciente, empregando o objeto simulador antropomórfico virtual MASH3;
7. Avaliação dosimétrica das doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos do médico, empregando o objeto simulador antropomórfico virtual MASH3;
8. Comparação dos resultados encontrados com os diferentes objetos simuladores.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos

3.1 Radiologia Intervencionista

Radiologia Intervencionista é um método de diagnóstico e tratamento que utiliza equipamentos emissores de radiação ionizante (raios X), juntamente com materiais biotecnológicos avançados (cateteres e fios guia), operando de forma invasiva e pouco traumática.

O procedimento de neurorradiologia intensivista mais comum é a arteriografia digital. Este é um exame de estudo das artérias da base de cabeça e pescoço, em especial o Polígono de Willis (Círculo de Willis e demais artérias cerebrais), que é um complexo de artérias cerebrais responsáveis por suprir todo encéfalo de sangue, manter e controlar a perfusão sanguínea cerebral e o fluxo liquórico LCR (Líquor Encefalorraquidiano). De forma invasiva, controlada pelo médico intervencionista e equipe multiprofissional, em ambiente próprio para o procedimento (sala cirúrgica), os pacientes passam pelo rigoroso estudo clínico, avaliação por equipe de anestesia e estudo de caso em conjunto para solicitação de materiais e reserva de sala Híbrida, equipamentos e materiais cirúrgicos.

A intervenção se torna possível pelo médico, com residência em Radiologia Intervencionista, e equipe multiprofissional, que pode ser formada por Biomédicos

especialistas em Imaginologia (Radiologia, Hemodinâmica e Cardiologia) e Enfermeiros especialistas em Imaginologia (Hemodinâmica e Cardiologia) [Canevaro (2000)].

A orientação verbal ao paciente é feita durante todo o procedimento, alertando para que este não faça nenhum movimento, ou informando sobre as etapas do procedimento. Pode haver a solicitação de manobras de respiração e até mesmo de movimentos de membros ou cabeça para a direção solicitada pelo médico intervencionista. O médico anestesista deve acompanhar o procedimento o tempo todo, mesmo que na maioria das vezes a anestesia seja feita no local da punção. A atenção e comunicação da equipe é fundamental, para que o paciente entenda o que está sendo realizado, evitando que se machuque devido a uma atitude desesperadora de querer levantar, ou de agir involuntariamente para impedir o procedimento, além de manter todos da equipe na mesma sintonia de informações durante o procedimento.

A angiografia cerebral é feita de forma seletiva na punção arterial, artéria ilíaca ou artéria radial para que seja colocado um introdutor, que é um dispositivo que permite troca de cateteres e guias sem precisar puncionar várias outras vezes, e sem permitir extravasamento de sangue. Em seguida, o médico coloca o fio guia dentro do cateter e o introduz na artéria, através do introdutor e com imagens fluoroscópicas, o médico acompanha o caminho do fio guia navegando pelas artérias ilíaca, abdominal ou radial, indo em direção o arco aórtico para cateterizar a carótida comum e seletivando a carótida interna e externa e chegar até as artérias cerebrais, foco do estudo.

Para navegar com o cateter, é preciso que o fio guia seja introduzido no interior do cateter, ambos sendo manipulados pelo médico, para alcançar a artéria estudada. A habilidade do médico no manejo dos materiais tem que ser refinada. Além do suporte dos materiais e habilidade médica durante todo o percurso, é preciso que o cateter seja observado por meio da fluoroscopia, desde a sua introdução até a artéria

de estudo, sendo todo o trajeto de navegação estudado por imagens com injeções de contraste iodado.

O cérebro é documentado nos hemisférios cerebrais direito e esquerdo, sendo que a ordem mais comum de estudo é iniciar pelo lado que apresenta alguma patologia, mas caso não seja possível, deve-se cateterizar o lado mais acessível. A quantidade de imagens é feita pela escolha do protocolo e tempo de exposição. O equipamento após 5 segundos de fluoroscopia reduz a velocidade de exposição, ou seja, imagens mais rápidas na fase arterial e mais lentas na fase venosa.

Acima do bulbo cartídeo a carótida interna, acima dos sifões carotídeos direito e esquerdo, forma-se o Polígono de Willis onde são visualizadas as artérias cerebrais anteriores, comunicantes anteriores, comunicantes posteriores, segmentos posteriores e horizontais e topo da basilar.

Seletivando a carótida interna, o médico retira o fio guia, e certifica o posicionamento do aparelho com produção de imagens fluoroscópicas. A avaliação do posicionamento dos cateteres nem sempre faz o uso de contraste iodado. Sendo que o uso dos cateteres radiopacos, possibilita a navegação observando somente o material. Caso seja necessário, também é possível injetar pequenas doses de contraste de forma manual, ou por meio da injetora de contraste.

Para preparar a aquisição das imagens deve-se ter cuidado com o giro do equipamento em torno do paciente. Na imagem PA (Postero Anterior), a ampola de raios X deve estar na parte de baixo da mesa, e o detector na parte superior da mesa, frente à face do paciente. Com esta configuração, deve-se certificar que o crânio está dentro do campo de visão (FOV), enquadramento da parte estudada, para fazer a captação de imagens. Ajustes para adequar a imagem são realizados com movimentos da mesa para as laterais, e ajuste da altura da mesa em direção ao detector (FLAT). Para a imagem LAT (Lateral ou Perfil) o tubo de raios X fica do lado esquerdo, ou direito, do paciente dependendo do lado a ser estudado. O detector (FLAT) fica sempre do lado oposto ao tubo, sendo que a altura da mesa

influencia no posicionamento do crânio do paciente, e o enquadramento uso do FOV é importante para reduzir a radiação espalhada e ajustar a imagem.

Após a calibração do posicionamento, o médico faz o comando de produção de imagens pisando em um disparador de raios X, um pedal para imagens de visualização e outro pedal para imagens de registro (Documentação).

O médico injeta contraste iodado manualmente no interior das artérias, de forma que fiquem com densidade acima do tecido cerebral e demais estruturas. A imagem será avaliada pelo médico no momento da aquisição, e após o procedimento, fora da sala cirúrgica. A pressão interna nos vasos é um fator importante para que a injeção não seja prejudicada, levando a um baixo contraste do interior do vaso e, consequentemente, aumentando a exposição do paciente à radiação ionizante.

Em seguida é necessário categorizar o lado oposto a ser estudado, para que a anatomia e fisiopatologia sejam comparadas, fazendo o estudo angiográfico para evitar dúvidas no momento de processamento das imagens e na avaliação médica. A aquisição da imagem depende de fatores simples como não encostar na mesa para evitar a produção de artefatos, segurança do paciente e controle dos níveis de radiação.

Abaixo dos campos estéreis não há nenhuma proteção plumbífera para o paciente, pois pode haver algum imprevisto, sendo necessário navegar por todo o corpo do paciente. Também pode ser necessária a realização de uma punção em outra parte, ou estudar segmentos diferentes do solicitado inicialmente.

Após o registro das imagens, a retirada do cateter é minuciosa, pois o risco de destacar uma placa de ateroma para o interior da artéria é muito alto, além de causar problemas vasculares, comprometimento de futuros acessos, quebra de material médico e no caso de punções venosas, déficit na circulação venosa de membro inferior.

3.2 Materiais Biomédicos

Os materiais para fazer a arteriografia cerebral digital obedecem ao padrão básico de materiais: fio guia Hidrofílico de 5F (Frenche), cateteres hidrofílicos de 5F, introdutor de 5F ou 6F. Os cateteres variam conforme anatomia do paciente, sendo comum o uso dos seguintes cateteres Pigtail, Vertebral, Siamons e Cobra. Os cateteres têm os nomes devido às pontas, conforme suas angulações de extremidades. Também são empregados contraste iodado, de preferência não iônico, seringas, injetora de contraste de alta pressão, campos cirúrgicos e produtos de assepsia corporal.

3.3 Dosimetria computacional

O método de Monte Carlo surgiu da necessidade de se solucionar eventos por meio de simulações matemáticas. Neste método várias simulações são realizadas utilizando-se uma sequência de números aleatórios, para representar os resultados do experimento matemático. Técnicas de amostragem conectam os números aleatórios com as funções de densidade de probabilidade que caracterizam o fenômeno físico estudado. À medida que várias simulações são realizadas, o resultado do processo se aproxima do valor real da solução do problema. Nas simulações de transporte de radiação, os eventos ocorridos desde a emissão da partícula pela fonte até o momento que ela é absorvida pelo meio é chamado de história. O aumento do número de histórias reduz a incerteza da simulação, contudo o custo computacional é aumentado. Os avanços de poder computacional têm levado a um aumento nas pesquisas de dosimetria computacional, ao permitir simulações mais realísticas e com mais histórias [Yoriyaz (2009)].

Uma simulação Monte Carlo para dosimetria em Física Médica é, geralmente, composta pela implementação da geometria do ambiente e de um ou mais simuladores antropomórficos virtuais, que representam o ser humano ou animal

a ser irradiado. Esses simuladores carregam informações de volume, densidade, composição, dentre outros fatores, que afetam a dose de radiação ionizante recebida por diferentes estruturas.

Os primeiros simuladores surgiram na década de 1960, e são denominados simuladores matemáticos por utilizarem funções para reproduzir a geometria aproximada de órgãos e tecidos [Xu (2014)]. A grande desvantagem desses simuladores é a limitação de funções geométricas na representação das estruturas corporais com fidelidade. Por exemplo, braços são representados por cilindros, as mamas por semiesferas, pernas por cones e essas aproximações limitam as estimativas de cálculo de dose. Apesar dessas limitações, Han *et al.* (2006) realizaram uma revisão no simulador ADAM, e concluíram que sua flexibilidade de manipulação e maior precisão de suas estruturas o fazem uma boa opção para dosimetria computacional.

Com a adoção da Tomografia Computadorizada (TC) para a aquisição tridimensional de imagens médicas tornou-se possível o desenvolvimento de simuladores antropomórficos mais realísticos. Esses simuladores são construídos com base em imagens tomográficas que são convertidas em estruturas virtuais baseadas em *voxel*. Cada *voxel* representa uma parte do tecido ou órgão e para a simulação Monte Carlo desempenha um papel de dosímetro [Xu (2014)]. Assim, as estimativas de dose se tornam mais confiáveis do que as obtidas com modelos matemáticos. Apesar dessa vantagem, os simuladores baseadas em *voxel* demandam maior poder computacional. Além disso, não representam corretamente a superfície dos órgãos, pois cada *voxel* é um cubo e assim, a superfície dos órgãos fica irregular. Por fim, estes simuladores carregam distorções de anatomia causadas pela posição da tomada de imagens na qual o paciente fica deitado em posição supino. Nesta posição ocorre o deslocamento de órgãos na caixa torácica, redução do diâmetro sagital, dentre outras alterações anatômicas, que podem influenciar nas estimativas de dose [Cassola *et al.* (2010a)].

Os problemas dos simuladores baseados em *voxel* têm sido resolvidos por meio de técnicas de animação cinematográficas com softwares de animação 3D. Softwares como *Make Human Blender 3D* [Blender Foundation (2017)], *Binvox* [Min (2004 - 2017); Nooruddin e Turk (2003)] e *ImageJ* [Ferreira e Rasband (2012)] permitem o desenvolvimento de simuladores realísticos através de superfícies de polígonos mesh. Estas superfícies são formadas por vértices, arestas e faces que determinam o objeto poliédrico em computação gráfica [Cassola *et al.* (2010a)]. A estrutura virtual formada pode ser facilmente manipulada com o intuito de representar o corpo humano, ou animal, de forma realística. Assim, são obtidas representações de órgãos com superfícies lisas, melhor definição de fronteiras entre órgãos e diferentes posicionamentos do simulador antropomórfico. Todas essas melhorias aumentam a confiabilidade das estimativas de dose e reduzem o esforço de manipulação do simulador durante a implementação da simulação. Na Figura 3.1 pode se observar as diferenças de detalhamento de cada tipo de simulador antropomórfico citado.

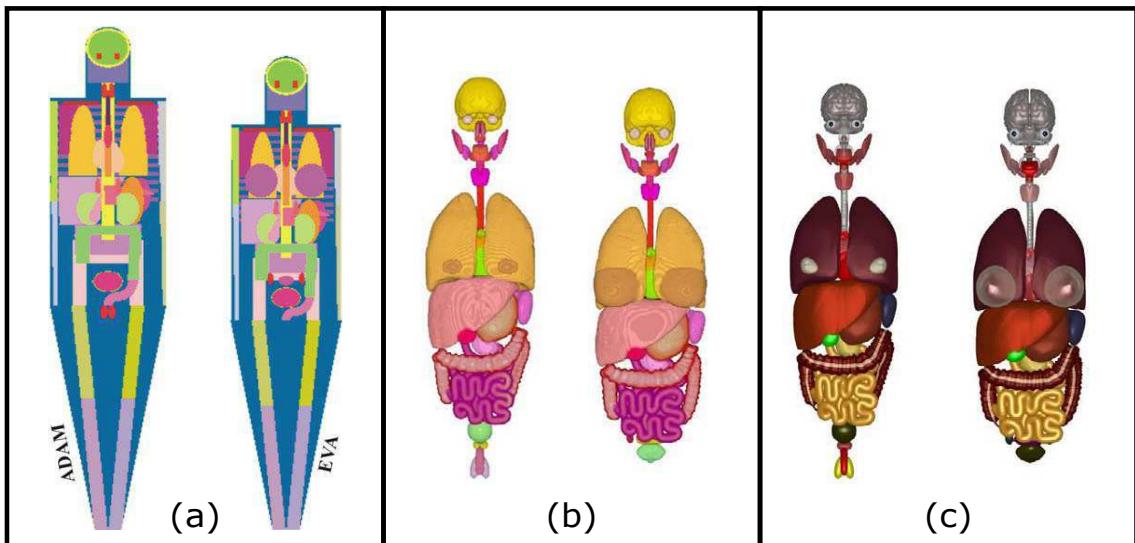


Figura 3.1: Figura 3: Evolução dos simuladores antropomórficos (a) matemático (Figura reproduzida de [Kramer *et al.* (2003)]), (b) voxelizado (Figura reproduzida de [Cassola *et al.* (2010a)]) e (c) mesh (Figura reproduzida de [Cassola *et al.* (2010a)]).

As simulações de Monte Carlo em Física Médica têm crescido exponencialmente nas últimas décadas devido ao aumento do poder de processamento computacional, desenvolvimento de simuladores mais realísticos e desenvolvimento de softwares

de implementação da simulação [Xu (2014)]. Dentre os principais softwares utilizados estão *EGS* [Kawrakow *et al.* (2011)], *Geant4* [Agostinelli *et al.* (2003)], *Penelope* [Baro *et al.* (1995); Salvat *et al.* (2011)] e *MCNP* [Pelowitz (2011)].

Neste trabalho foi utilizado o código Monte Carlo N-Particle (MCNP5). Este código possibilita a construção de geometrias tridimensionais complexas e lida com o transporte e interação de radiação com a matéria de um grande número de partículas, para várias energias. Este código surgiu no final da década de 1940 a partir dos esforços do desenvolvimento nuclear durante a Segunda Guerra Mundial. Desde então o código passou por várias atualizações e fusões com outros softwares, com o intuito de ser aplicado no estudo de diferentes aplicações. Atualmente, o MCNP é utilizado em estudos de criticalidade, proteção radiológica, radiografia industrial, estimativas de doses em Física Médica, dentre outras aplicações. Seu desenvolvimento e distribuição são, atualmente, realizados pelo *Los Alamos National Laboratory* (LANL, EUA) [Giesler (2001)].

O código MCNP se utiliza de amostragem aleatória, ou seja, o Método Monte Carlo, para simular os fenômenos de transporte e interação da radiação com a matéria. Essa metodologia é válida uma vez que os efeitos da interação da radiação com a matéria também são aleatórios. Muitas interações podem acontecer dependendo do tipo de partícula, sua energia e seção de choque. A seção de choque é a probabilidade de ocorrência de uma interação. Uma simulação inicia pela emissão de uma partícula da fonte implementada. Um número aleatório é usado para determinar onde e que tipo de interação ocorreu de acordo com bases de dados de seções de choque. Se partículas são produzidas em alguma colisão seus dados são armazenados para o próximo passo. As interações da partícula inicial são acompanhadas até o desaparecimento da partícula, ao ser absorvida pelo meio, ou eliminada por determinação inicial do usuário. O processo é repetido de acordo com as necessidades de limitação de incerteza ou capacidade computacional [Giesler (2001)].

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 Sala Híbrida

A medicina trabalha com tecnologia diagnóstica e cirúrgica pensando em unir diversos recursos tecnológicos para oferecer aos pacientes e aos profissionais da área, agilidade, precisão, tecnologia de engenharia e biotecnologia de materiais cirúrgicos, cirurgias minimamente invasivas e segurança. Desta união, surge o conceito das salas híbridas, que são salas com configurações tecnológicas específicas para diversas modalidades de atuação, tais como cirurgias cardíacas, neurocirúrgicas, oncológicas e pediátricas. A realização de diagnósticos e tratamentos dentro de um só ambiente traz muita segurança, economia e praticidade por fazer conexões remotas com outras salas e profissionais no mundo, com a capacidade de acompanhar procedimentos em tempo real por imagens médicas e outros exames, além da flexibilidade de fazer dois ou mais procedimentos ao mesmo tempo.

Além do equipamento de imagem, angiografo, e mesa de procedimento, é necessário para monitorar o paciente, carrinho de anestesia com monitores de dados do paciente, respirador e demais exigências que os órgãos competentes como a Agência Nacional de Vigilância Sanitária [[ANVISA \(1998\)](#)], Comissão Nacional de Energia Nuclear [[CNEA \(2018\)](#)] e Colégio Brasileiro de Radiologia [[CBR \(2018\)](#)]

solicitam para o funcionamento adequado da sala cirúrgica.

É indispensável a calibração diária. Tirar o angiógrafo da posição de parking para posição central da sala alinhado com a mesa de exames. A mesa possui superfície de fibra de carbono, com base automatizada comandada por controle remoto manual e controle junto ao comando do angiógrafo. É necessário aquecer o tubo de raios X e limpar o detector de imagem (FLAT), fazendo disparos sequenciais com diferentes energias, conforme determinado por cada fabricante.

Após alinhar e aquecer o equipamento o próximo passo é a calibração conjunta do angiógrafo com a mesa. O angiógrafo no centro da sala é alinhado com a mesa, porém afastada do eixo de rotação do angiógrafo para evitar colisão, sete disparos consecutivos para pré aquecimento, e seis giros de 270° em torno do próprio eixo, empregando giros para o lado direito e esquerdo com diferentes valores de energia.

4.2 Radioproteção

A exposição aos raios X dentro de sala de procedimentos, por aplicarem repetidas séries de imagens, torna necessário o cumprimento de regras de radioproteção individual e coletivas no ambiente. Todas as pessoas que permaneçam dentro da sala no momento da emissão da radiação ionizante fazem o uso obrigatório de dosímetros pessoais, e EPI (Equipamentos de Proteção Individual), tais como: óculos pumblífero (0,50 mmPb), protetor de tireoide pumblífero (0,50 mmPb), avental plumblífero de corpo inteiro (0,50 mmPb) e touca pumblífera (0,50 mmPb), além das vestimentas estéreis para adentrar em sala. Além de EPI's, a sala é equipada com materiais plumblíferos que fazem a proteção dos operadores como suporte plumblífero de mesa (Saiote), protetor plumblífero suspenso móvel e detector (Flat) móvel para permitir a aproximação do paciente.

Para a segurança de todos em sala o princípio de radioproteção ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) “*tão baixo quanto razoavelmente exequível*” deve ser seguido diariamente, como princípio básico para adentrar em sala.

A calibração diária é necessária para registrar e certificar o funcionamento do equipamento, para que os comandos sejam alinhados aos protocolos, emissão de radiação dentro dos parâmetros estabelecidos nos protocolos, assegurando a segurança radiológica para todos em sala. As conexões dos equipamentos para processamento de imagem são feitas em sequência com a calibração, qualidade de imagem relacionada a baixa emissão de radiação. Os valores são acompanhados por acesso remoto pelo fabricante, para manter a vigilância na qualidade e segurança ao usar o equipamento. Todas as recomendações da Portaria 453 da Agência Nacional Vigilância Sanitária [[ANVISA \(1998\)](#)], junto as normas regulamentadoras do Comissão Nacional de Energia Nuclear [[CNEN \(2018\)](#)] são seguidas.

A comunicação visual dentro e fora de sala é feita por meio de luzes que acendem quando acionados os raios X. A luz verde indica que o equipamento de raios X está pronto para ser acionado, e a luz vermelha indica raios X em produção dentro de sala. Placas dentro e fora da sala informam que a sala é um ambiente que contém radiação ionizante, e para permanecer em sala somente com vestimenta adequada; mulheres grávidas, ou com suspeita de gravidez, devem informar a equipe médica; acompanhantes somente em caso de extrema necessidade, caso tenham saúde integral para estar no ambiente.

A comunicação de voz dentro e fora da sala é feita pelo sistema de alto falante e microfone, instalados na sala de comando e sala cirúrgica, que possibilitam orientar a equipe sobre as condições do aparelho e caso alguma pessoa esteja dentro da sala sem a devida proteção.

É indispensável que a equipe tenha condições física e psicológica para participar dos procedimentos de arteriografia. A avaliação de integralidade de saúde da equipe envolvida no procedimento é de responsabilidade do SESMT (Serviço Especializado em Engenharia de Segurança e em Medicina do Trabalho), presente nos hospitais por força de lei [[ANVISA \(1998\)](#)].

4.3 Cenário de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo

Neste trabalho, foram avaliados 16 cenários de exposição, sendo divididos em 8 cenários com o objeto simulador antropomórfico virtual masculino, baseado em superfície mesh, denominado MASH3 [[Cassola *et al.* \(2010a,b\)](#)] e 8 com o objeto simulador antropomórfico ADAM [[Han *et al.* \(2006\)](#)]. Para cada cenário de exposição, foram simulados feixes de raios X gerados com tensões de 60, 70, 80 e 90 kV.

Para cada exame, foram consideradas duas exposições diferentes, Postero-Anterior (PA) e Lateral Obliqua com inclinação de 90° (LAO90), com um campo de 8 cm × 8 cm, utilizando a distância foco superfície de 1 m, para cada projeção. Estas são as exposições mais comuns em procedimentos de angiografia cerebral.

A geometria de simulação foi desenvolvida no código de Monte Carlo MCNP5 [[Pelowitz \(2011\)](#)]. Na geometria, foram adicionados os equipamentos de proteção normalmente presentes em uma sala de angiografia cerebral:

1. Monitor de imagens de referência;
2. Monitor de imagens dinâmicas (principal);
3. Colar cervical plumbífero;
4. Mesa móvel;
5. Mesa de materiais cirúrgicos;
6. Suporte da mesa móvel;
7. Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote);
8. Avental plumbífero do médico;

9. Óculos plumbífero;
10. Protetor plumbífero suspenso;
11. Tubo de raios X;
12. Base fixa no piso do equipamento de hemodinâmica;
13. Detector de imagens (flat pannel).

Estes equipamentos são mostrados nas Figuras [4.1](#) (vista anterior), [4.2](#) (vista posterior) e [4.3](#) (vista posterior com as paredes).

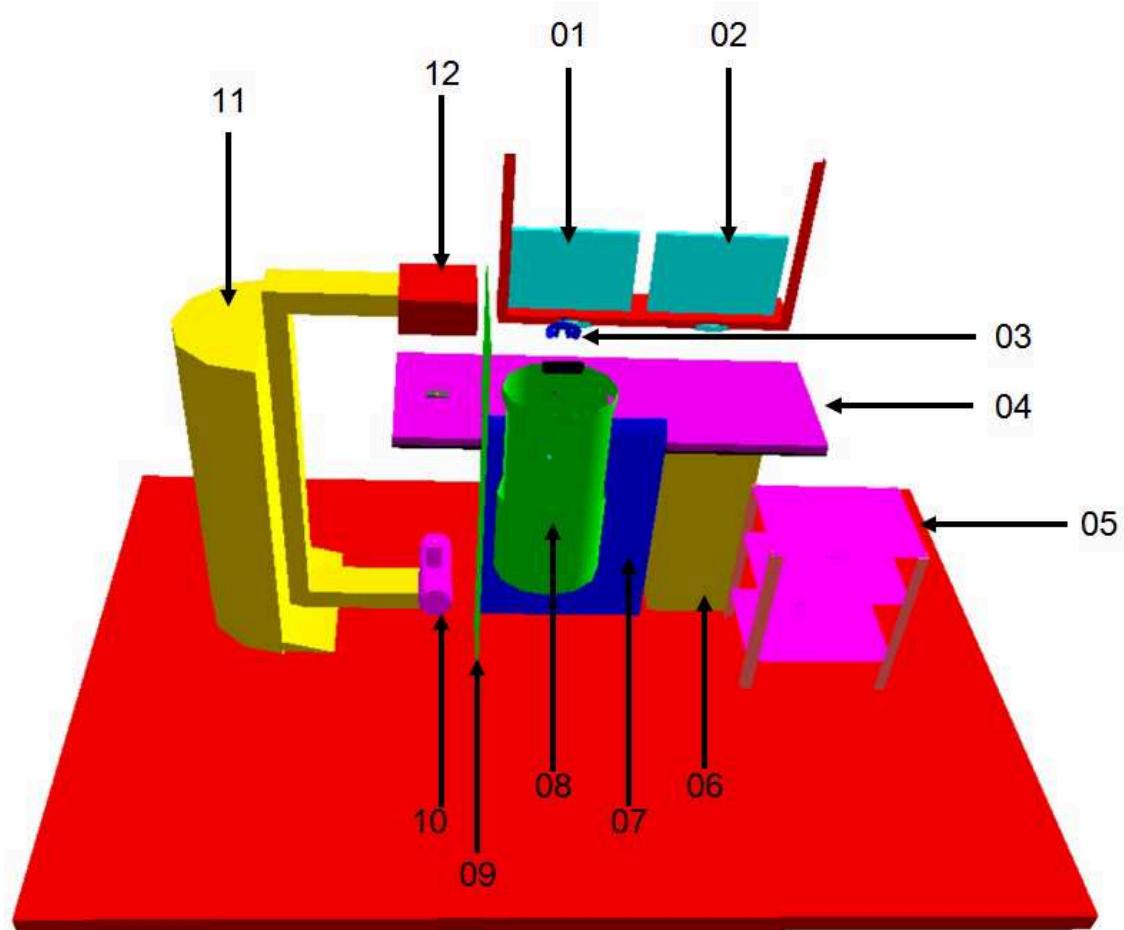


Figura 4.1: Vista lateral da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Óculos plumbíferos, (4) Base da mesa móvel, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Suporte da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento de hemodinâmica, (12) Detector de imagens (flat pannel).

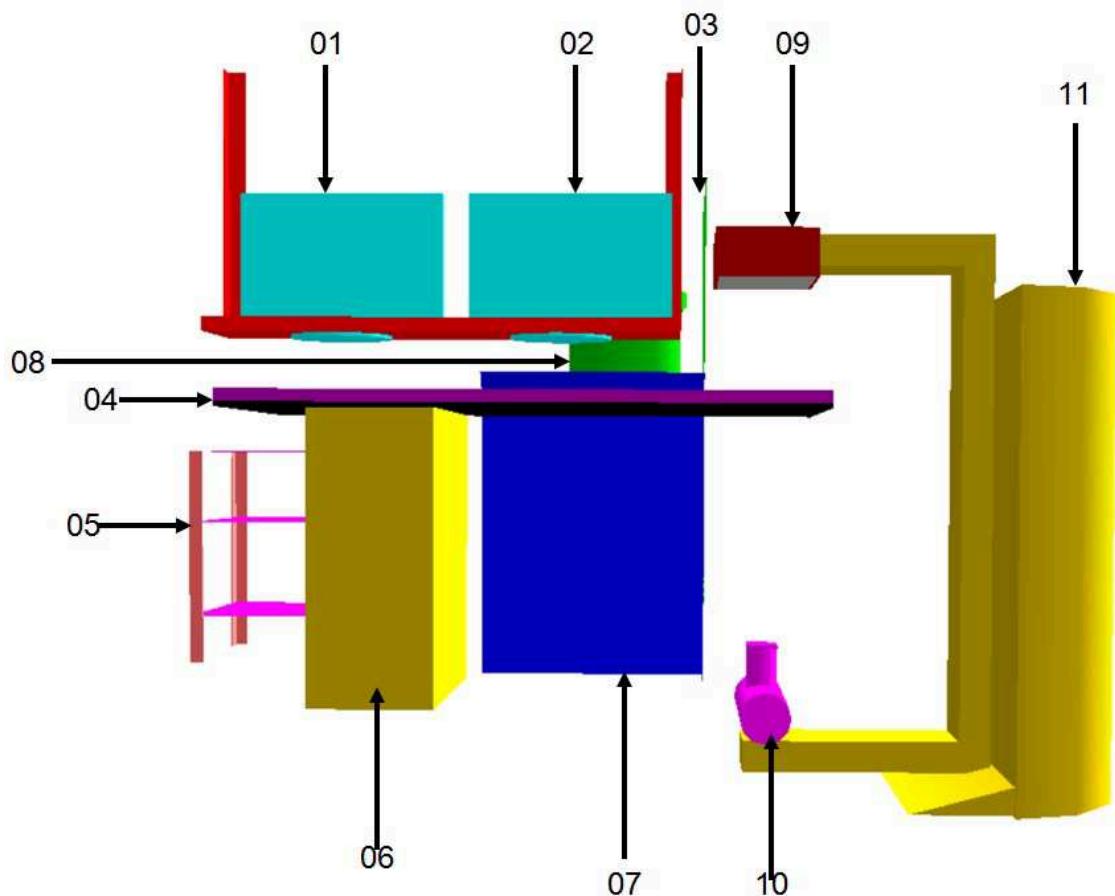


Figura 4.2: Vista posterior da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (4) Tampo da mesa móvel, radiotransparente, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Base da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Detector de imagens (flat pannel), (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento.

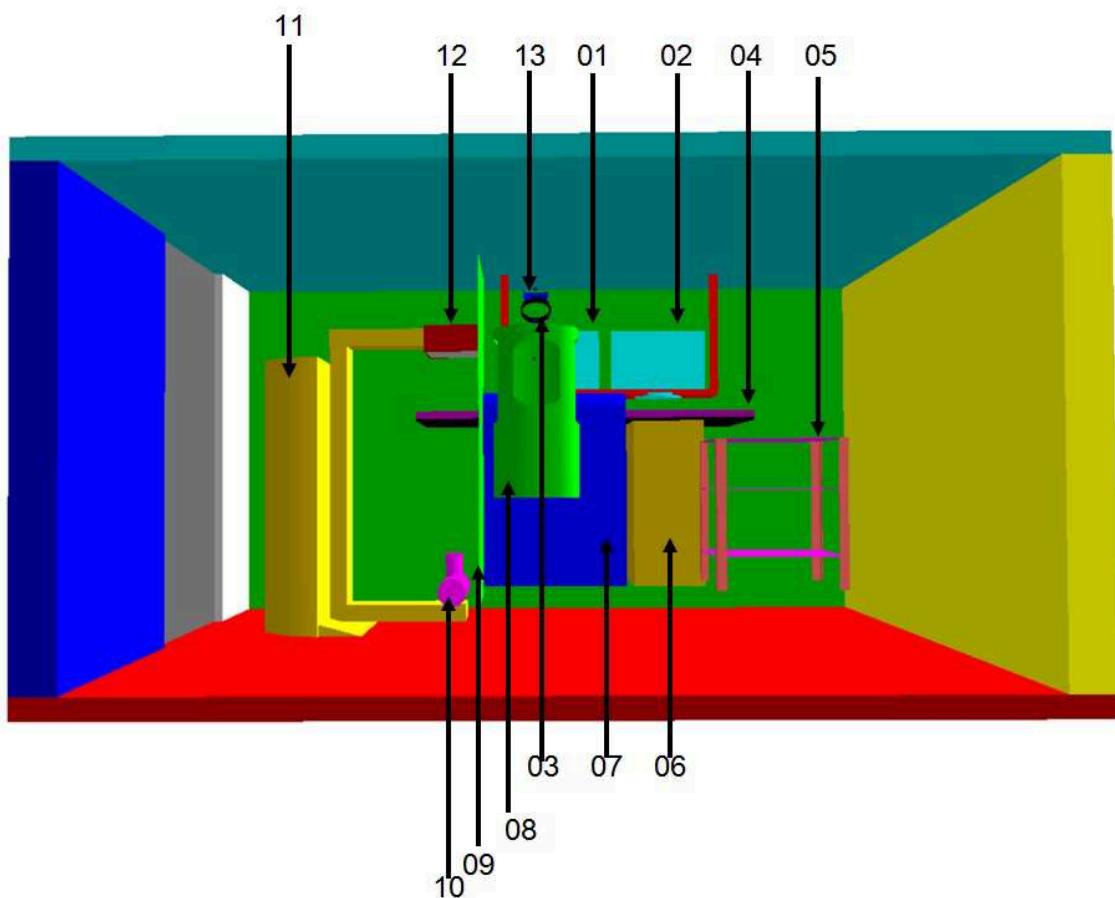


Figura 4.3: Vista anterior da sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura, as paredes podem ser observadas, além dos equipamentos que empregados nos procedimentos: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Colar cervical plumbífero, (4) Base da mesa móvel, (5) Mesa de materiais cirúrgicos, (6) Suporte da mesa móvel, (7) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (8) Avental plumbífero do operador, (9) Protetor plumbífero suspenso, (10) Tubo de raios X, (11) Base fixa no piso do equipamento, (12) Detector de imagens (flat pannel), (13) Óculos plumbífero.

Após a inserção dos diversos componentes da sala de radiologia intervencionista, foram adicionados os objeto simuladores antropomórficos virtuais matemático [Han *et al.* (2006)] e o baseado em superfície mesh [Cassola *et al.* (2010a,b)].

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais foram empregados para representar o médico e o paciente. O objeto simulador MASH3 foi desenvolvido pelo Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) [Cassola *et al.* (2010a,b)]. O profissional que acompanha o procedimento foi denominado médico, mas pode representar qualquer outro profissional que esteja na mesma posição.

Os objetos simuladores foram adicionados na posição do paciente, em decúbito dorsal, e do médico, em pé, à 20 cm do paciente, como mostrado na Figura 4.4, para o objeto simulador ADAM e a Figura 4.5, com o objeto simulador MASH3.

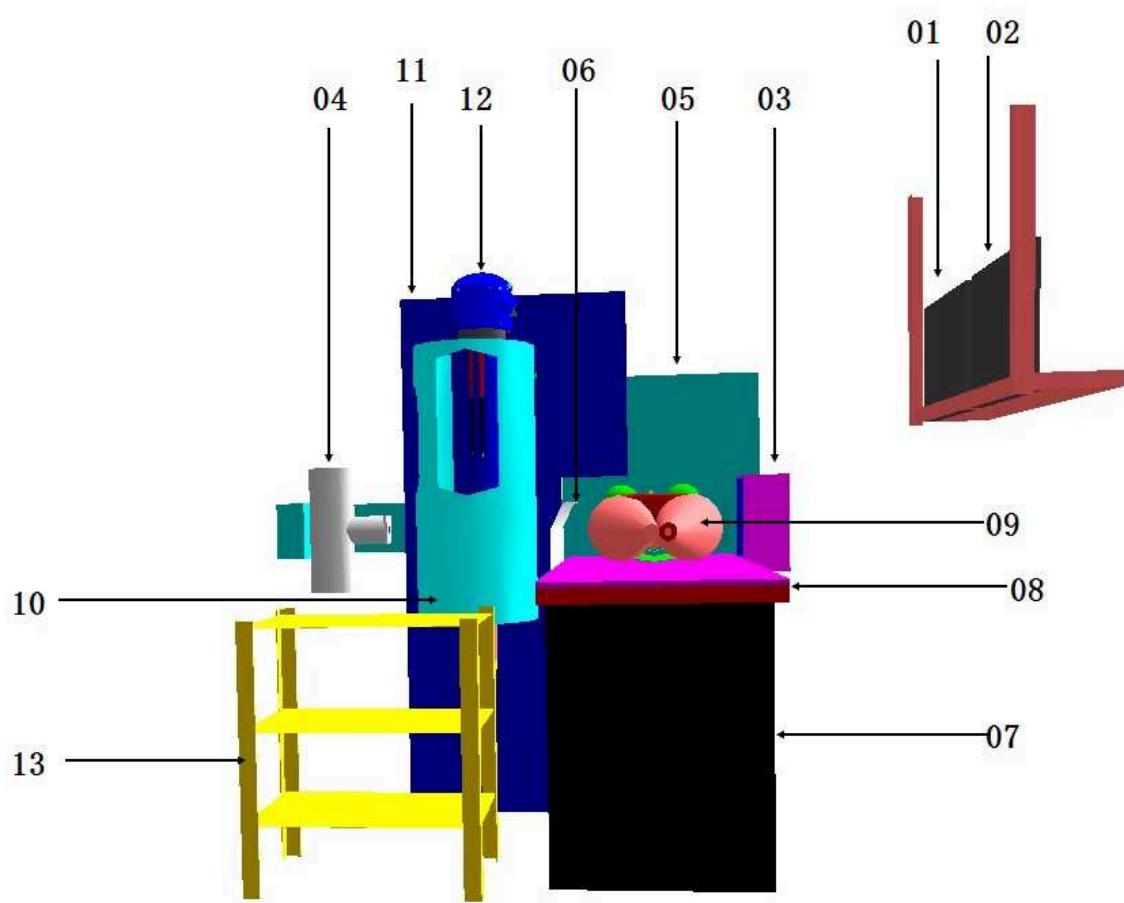


Figura 4.4: Sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat panel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Simulador matemático, (10) Avental plumbífero do médico, (11) Protetor plumbífero suspenso, (12) médico e (13) Mesa de materiais cirúrgicos.

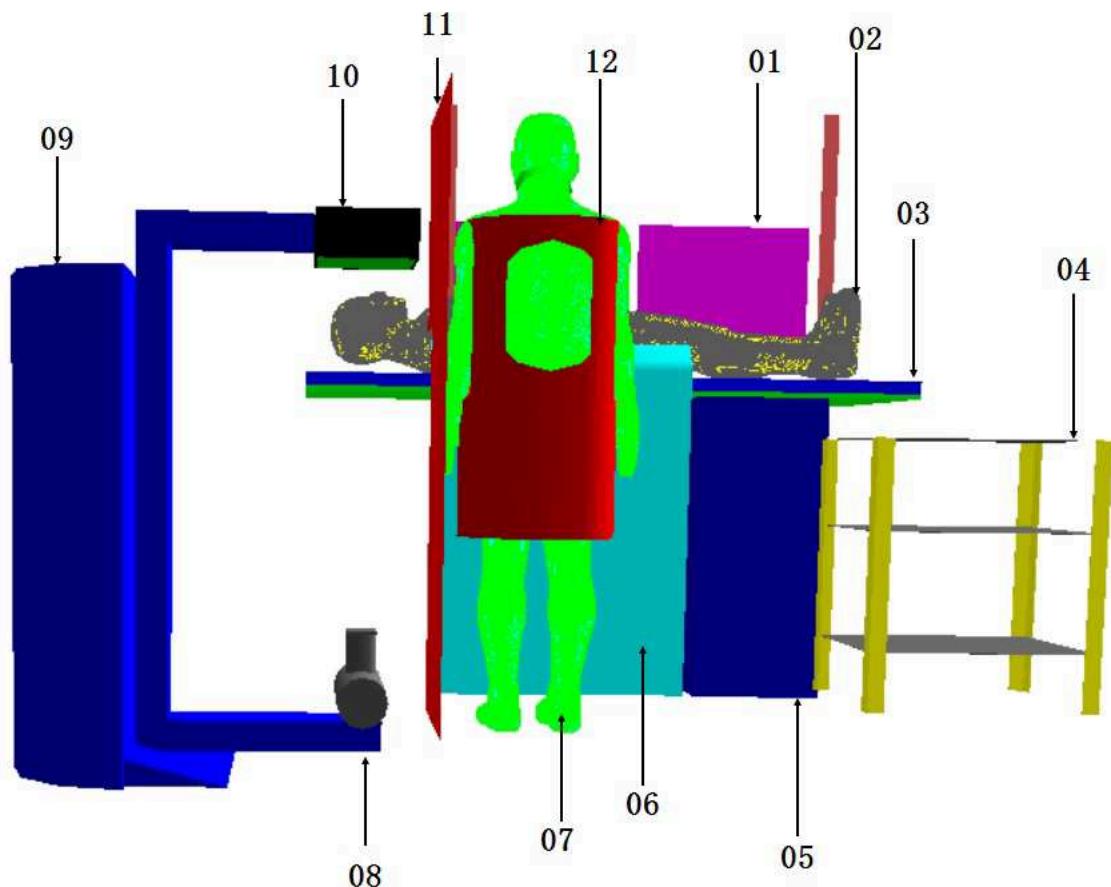


Figura 4.5: Sala de Radiologia Intervencionista modelada neste trabalho, empregando a simulação de Monte Carlo. Na figura pode-se observar: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Paciente, (3) Tampo da mesa móvel, (4) Mesa de materiais cirúrgicos, (5) Base da mesa móvel, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Médico, (8) Ampola de raios X, (9) Base fixa no piso do equipamento, (10) Detector de imagens (flat pannel), (11) Protetor plumbífero suspenso, (12) Avental plumbífero do médico.

4.4 Simulação de Monte Carlo

Os objetos simuladores antropomórficos virtuais foram incorporados ao código de transporte MCNP5 [Pelowitz (2011)], pelo grupo de pesquisa *Ionizing Radiation Dosimetry in Medicine*, cadastrado na plataforma de grupos de pesquisa do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq). Para evitar problemas computacionais por falta de memória, a aresta dos voxels foi redimencionada de 1,2 para 2,4 mm. Vários artigos científicos já publicados [Belinato *et al.* (2018); Perini *et al.* (2018); Santos *et al.* (2015, 2018)] demonstram que estes objetos simuladores redimensionados podem ser empregados em estudos de estimativa de dose sem alteração importante dos resultados.

A estrutura do objeto simulador matemático é mostrado na Figura 4.6, e a estrutura do objeto simulador MASH3 na Figura 4.7.

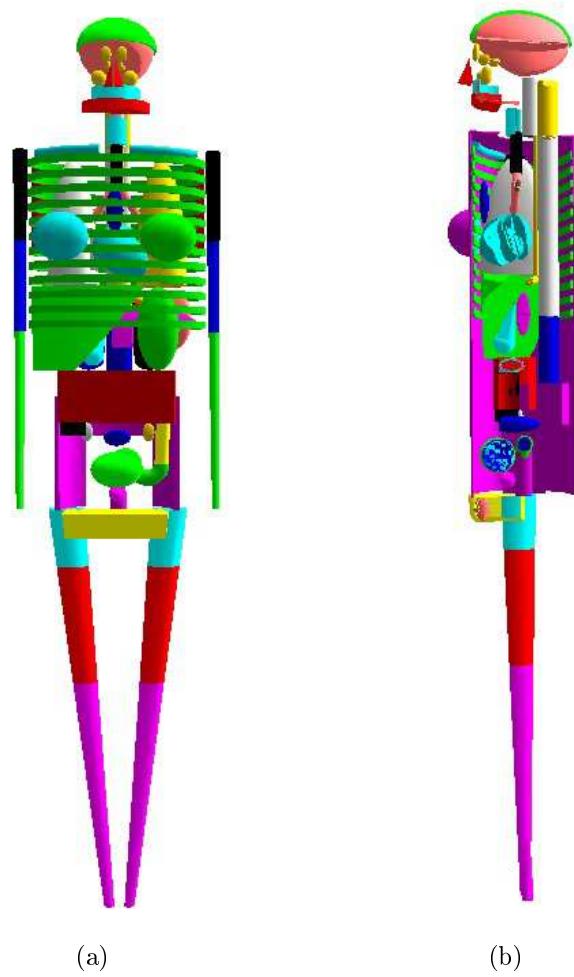


Figura 4.6: Objeto simulador antropomórfico matemático hermafrodita [Han et al. (2006)], em (A) vista coronal e (B) vista sagital.

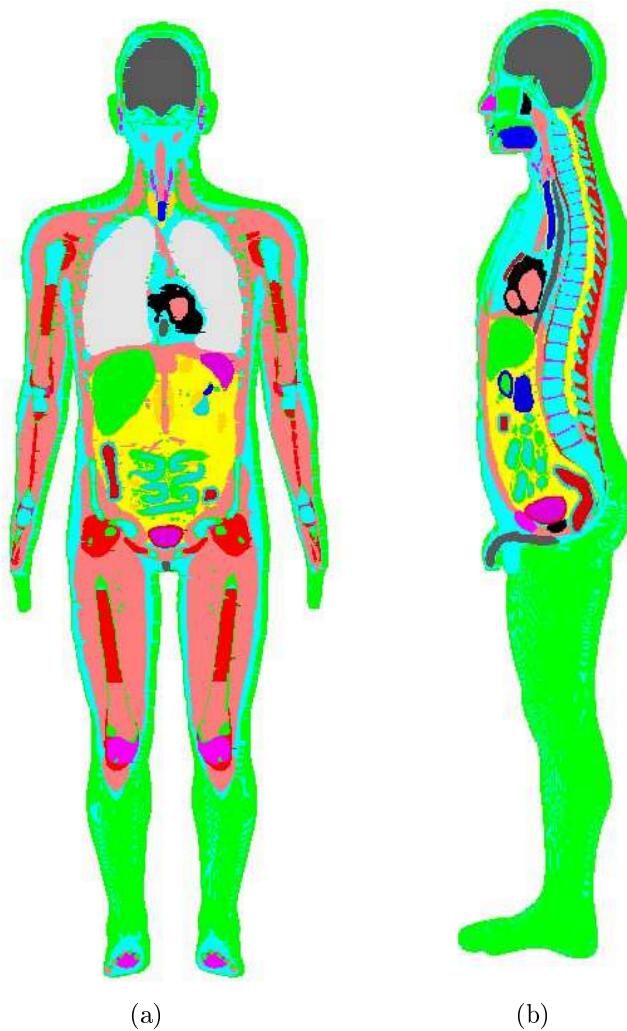


Figura 4.7: objeto simulador antropomórfico virtual masculino MASH3 [Cassola et al. (2010a,b)], em (A) vista coronal e (B) vista sagital.

Nos objetos simuladores, foram avaliadas as contribuições das doses de radiação, nos vários órgãos e tecidos, que compõe cada um. De forma a obter resultados que podem ser comparados em diferentes taxas de dose, dependendo do equipamento, os resultados serão mostrados em função de valores de Coeficientes de Conversão (CC). Estes valores de CC foram calculados para as duas projeções, PA e LAO90, com as tensões de tubo de 60, 70, 80 e 90 kVp.

A fonte do tubo de raios X foi simplificada para uma fonte puntiforme, emitindo radiação em uma direção preferencial, direcionada para o paciente, em um ângulo sólido determinado em função do FOV e da distância focal. O espectro de raios X foi gerado empregando a metodologia descrita no “*Catalogue of diagnostic X-ray data and other data*” [Cranley *et al.* (1997)]. As especificações empregadas foram: tensões de 60, 70, 80 e 90 kV, alvo sólido de tungstênio e ângulo anódico de 12° e campo de 8 cm × 8 cm.

Os resultados apresentados por este estudo estão no formato de coeficiente de conversão (CC) para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)). Estes fatores de conversão são obtidos pela razão entre o kerma medido e o kerma simulado como mostrado na Equação 4.1. Os CCs para dose efetiva foram calculados utilizando os fatores de ponderação tecidual w_T da ICRP 103 [ICRP 103 (2007)], listados na Tabela 4.1.

$$CC = \frac{K_{medido}}{K_{simulado}} \quad (4.1)$$

O CC para dose efetiva (CC(E)) foi determinada com base nos órgãos listados na Tabela 4.1, empregando a Equação 4.2 ICRP 116 (2010).

$$CC(E) = \sum w_T \left[\frac{CC(H_T^M) + CC(H_T^F)}{2} \right] \quad (4.2)$$

sendo CC(E) o coeficiente de conversão para a dose efetiva, w_T o fator de ponderação tecidual e $CC(H_T^M)$ e $CC(H_T^F)$ são os coeficientes de conversão para dose equivalente,

Tabela 4.1: Fatores de ponderação tecidual recomendados pela ICRP 103 [ICRP 103 (2007)].

Tecido	w_T	$\sum w_T$
Medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago, mamas	0,12	0,60
Demais tecidos	0,12	0,12
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total	1,00	

Adrenais, Região Extratorácica, Vesícula Biliar, Coração, Rins, Nódulos Linfáticos, Músculo, Mucosa Oral, Pâncreas, Próstata (σ), Ovários (φ), Intestino delgado, Baço, Timo, Útero (φ).

no tecido T para o objeto simulador masculino (M) e feminino (F). Neste trabalho, não foram considerados os objetos simuladores femininos, e desta forma, a equação empregada reduziu-se a forma

$$CC(E) = \sum w_T [CC(H_T)] \quad (4.3)$$

sendo $CC(H)$ os coeficientes de conversão para dose equivalente em cada tecido.

Estes valores foram calculados empregando o *tally F6* (MeV/g/partícula) no MCNP5. Para todos os cálculos computacionais, 10^9 histórias de partículas foram simuladas.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

5.1 Simulação do cenário de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo

A modelagem da sala onde são realizados procedimentos de angiografia cerebral foi realizada com os objetos simuladores antropomórficos virtuais ADAM [[Han *et al.* \(2006\)](#)] e MASH3 [[Cassola *et al.* \(2010a,b\)](#)]. A configuração da sala foi baseada em cenários reais destes procedimentos.

A sala de procedimentos, com o simulador matemático, é mostrada nas Figuras 5.1 (vista posterior) e 5.2 (vista superior).

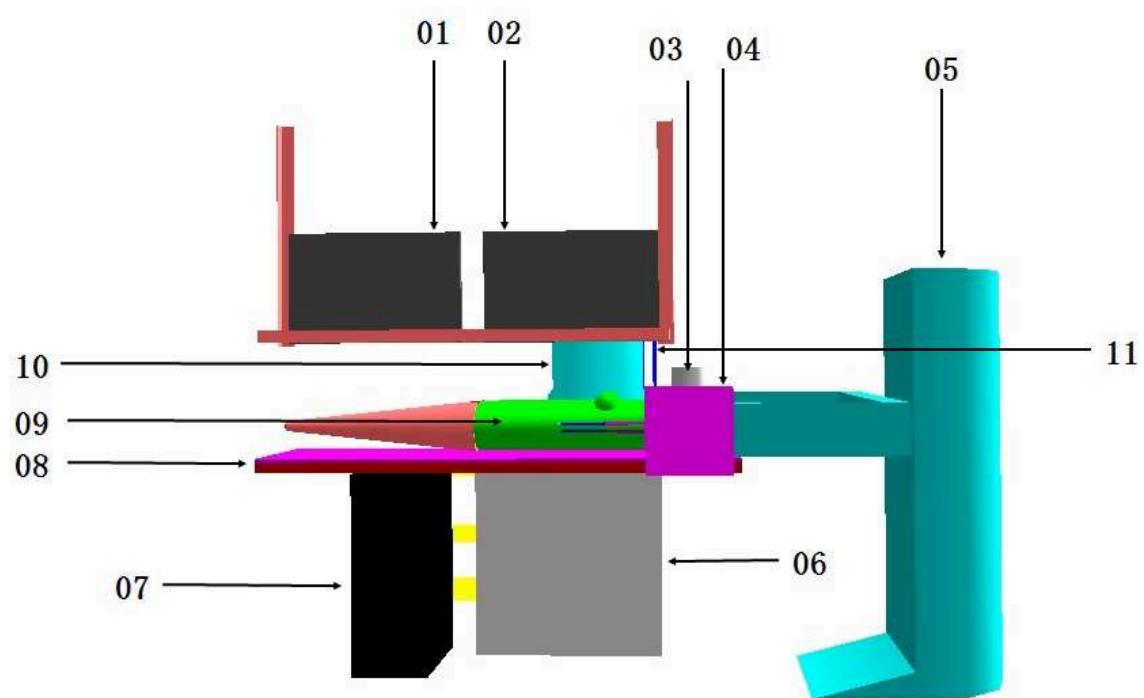


Figura 5.1: Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico matemático, em vista posterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat pannel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Paciente, (10) Avental plumbífero do Médico, (11) Protetor plumbífero suspenso.

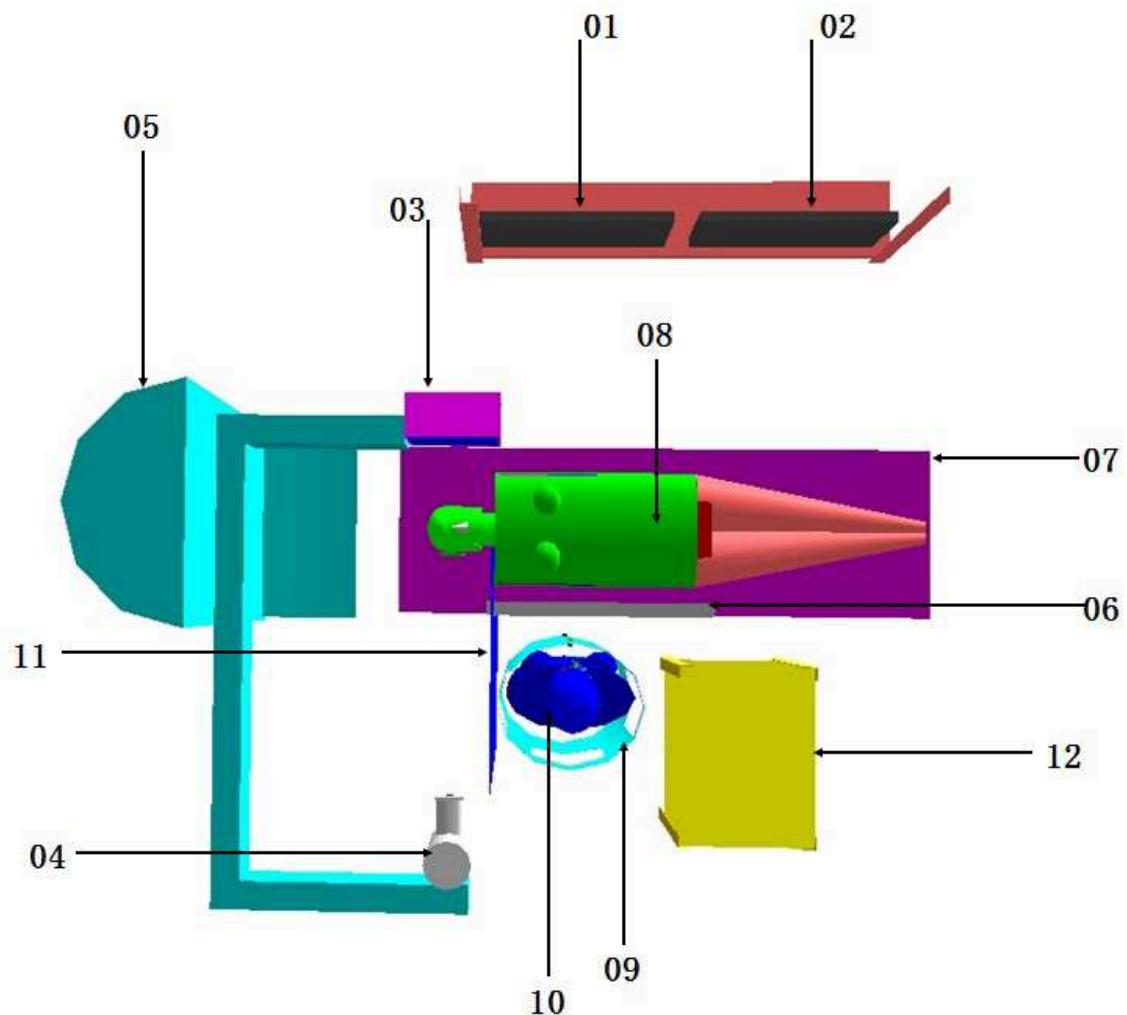


Figura 5.2: Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico matemático, em vista superior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (2) Monitor de imagens de referência, (3) Detector de imagens (flat pannel), (4) Tubo de raios X, (5) Base fixa no piso do equipamento, (6) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (7) Base da mesa móvel, (8) Tampo da mesa móvel, (9) Paciente, (10) Médico, (11) Avental plumbífero do médico, (12) Mesa de instrumentos cirúrgicos.

A sala com o objeto simulador mesh é mostrada nas Figuras 5.3 (vista posterior) e 5.4 (vista superior).

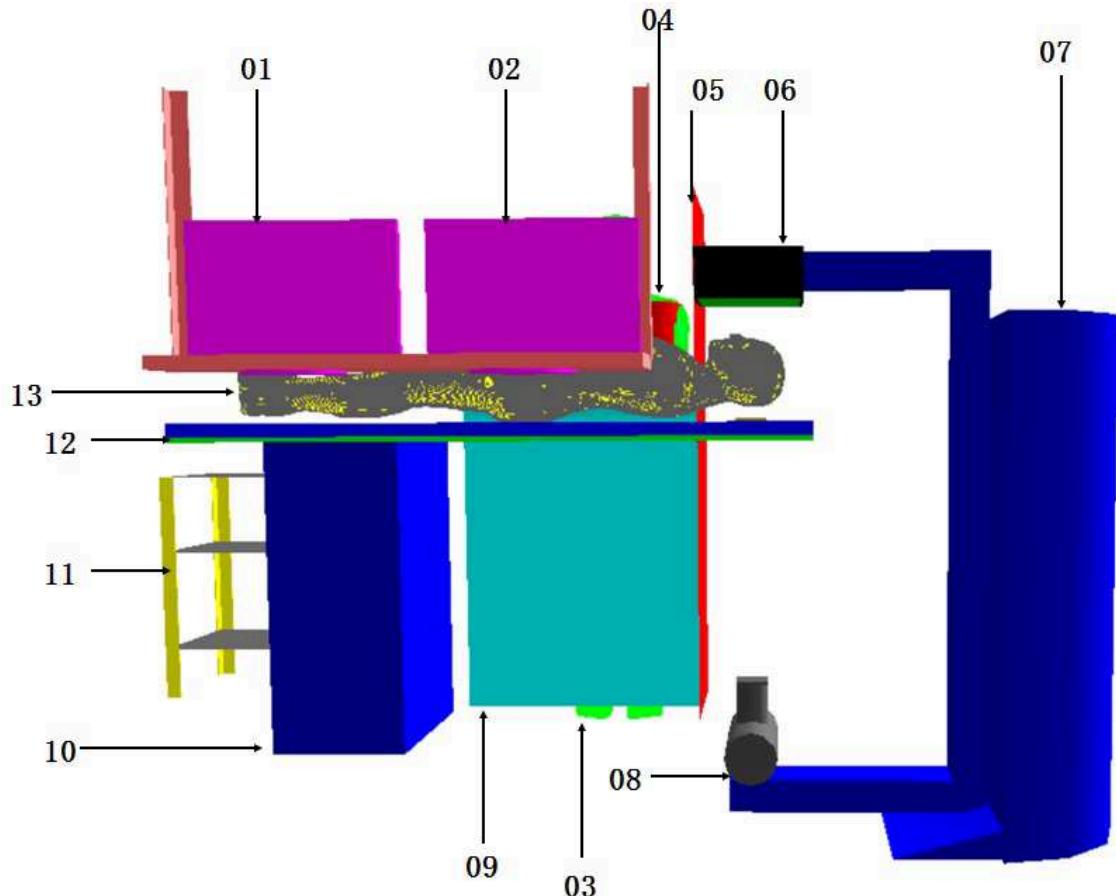


Figura 5.3: Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico MASH3, em vista posterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Médico, (4) Avental plumbífero do Médico, (5) Protetor plumbífero suspenso, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Base fixa no piso do equipamento, (8) Tubo de raios X, (9) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (10) Base da mesa móvel, (11) Mesa de materiais cirúrgicos, (12) Tampo da mesa móvel, (13) Paciente.

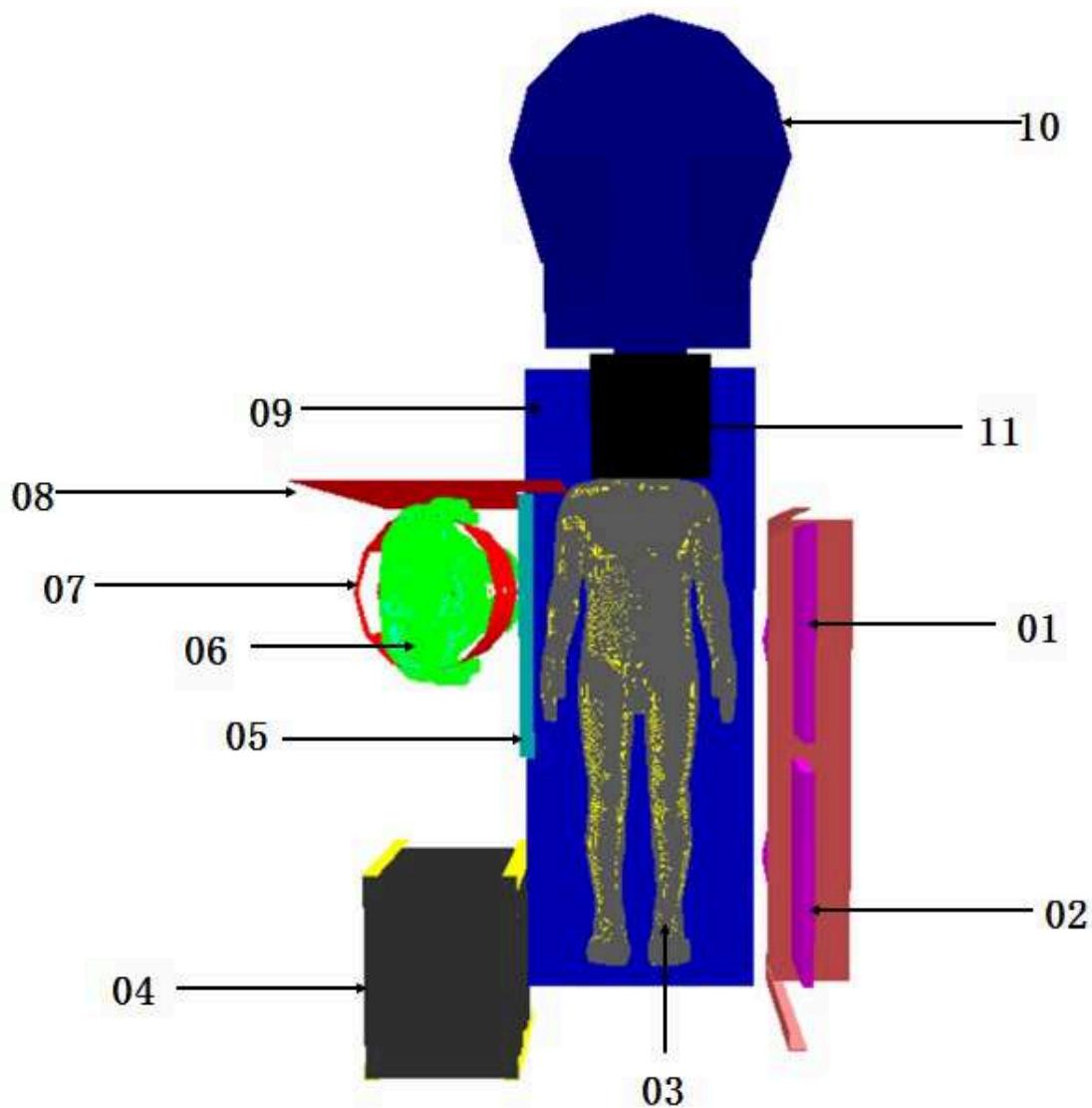


Figura 5.4: Simulação do exame de angiografia cerebral com o objeto simulador virtual antropomórfico MASH3, em vista superior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitor de imagens de referência, (2) Monitor de imagens dinâmicas (principal), (3) Paciente, (4) Mesa de materiais cirúrgicos, (5) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (6) Operador do equipamento, (7) Avental plumbífero do médico, (8) Protetor plumbífero suspenso, (9) Tampo da mesa móvel, (10) Base fixa no piso do equipamento, (11) Detector de imagens (flat pannel).

Uma sala de procedimentos, com o equipamento Arco em C Philips FD20/20 com Xpert/CT, Alura Clarity [Philips Healthcare Nederland B. V. (2013)], é mostrada nas Figuras 5.5 (vista anterior), 5.6 (vista anterior oblíqua) e 5.7 (vista lateral).

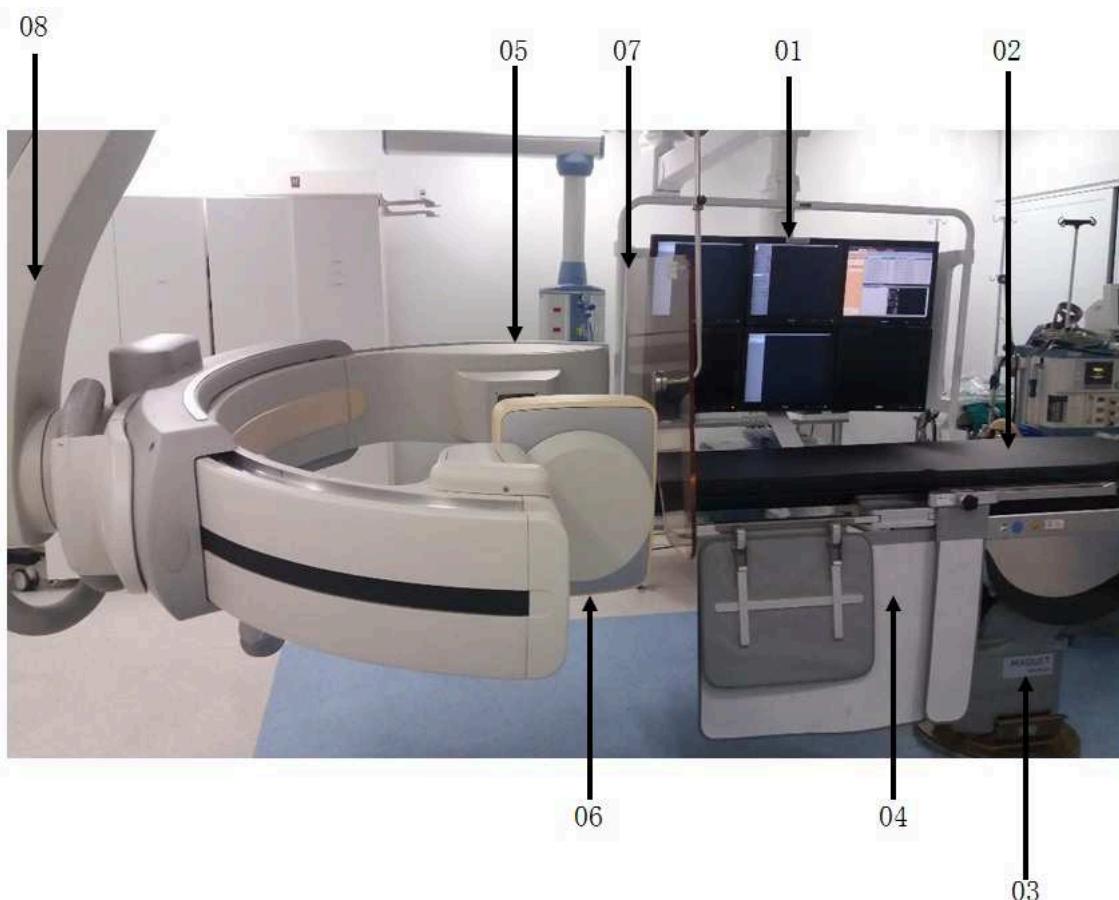


Figura 5.5: Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista anterior, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitores de imagens, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Base fixa da mesa móvel, (4) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (5) Tubo de raios X, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Protetor plumbífero suspenso, (8) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.

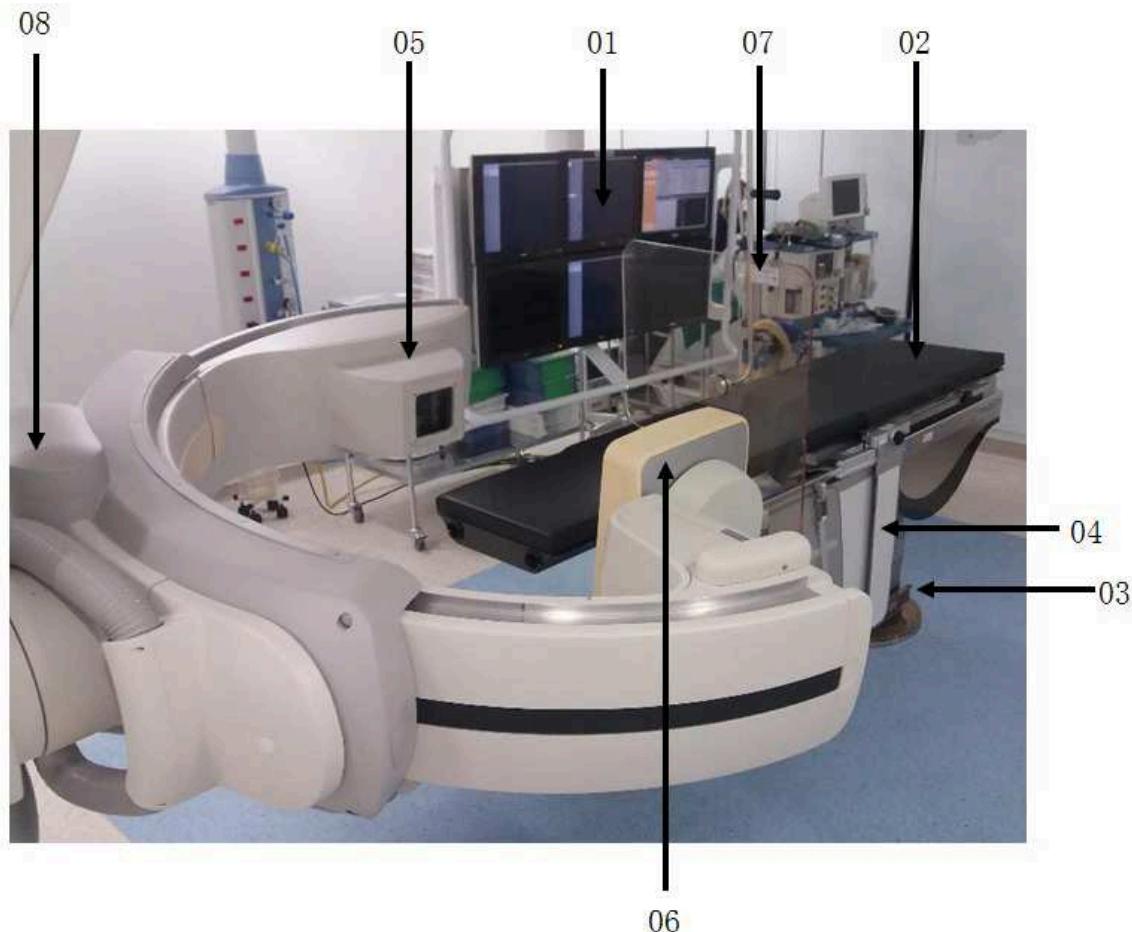


Figura 5.6: Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista anterior oblíqua, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Monitores de imagens, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Base fixa da mesa móvel, (4) Protetor plumbífero na base inferior da mesa (saiote), (5) Tubo de raios X, (6) Detector de imagens (flat pannel), (7) Protetor plumbífero suspenso, (8) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.

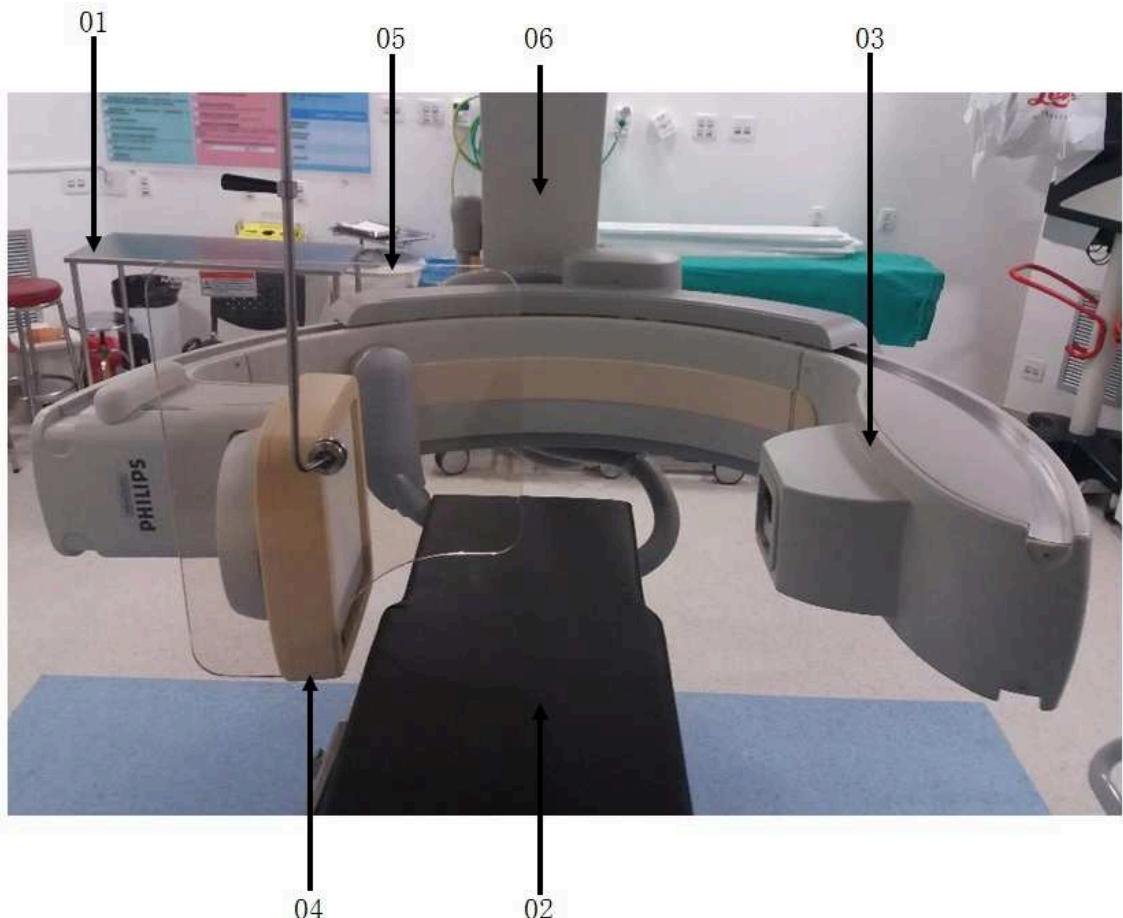


Figura 5.7: Sala de exames Radiologia Intercencionista, que pode ser empregada para exames de angiografia cerebral, em vista lateral, sendo possível observar os seguintes componentes: (1) Mesa de materiais cirúrgicos, (2) Tampo da mesa móvel, (3) Tubo de raios X, (4) Detector de imagens (flat pannel), (5) Protetor plumbífero suspenso (escudo), (6) Base suspensa do equipamento. Imagem cedida pela direção do Complexo Hospitalar Santa Genoveva, setor cirúrgico Sala Híbrida, aparelho FD20/20 altura Clarity Philips.

Comparando as imagens das simulações com as imagens da sala, pode-se observar que os componentes das simulações são representações fiéis dos procedimentos. Todos os principais componentes foram cuidadosamente inseridos nas simulações, tomando-se o cuidado, inclusive, de inserir a mesa de instrumentos cirúrgicos e os monitores, que podem contribuir para o espalhamento da radiação, ou até mesmo para a formação de partículas secundárias e, por isso, foram acrescentados nos cenários de exposição.

5.2 Avaliação Dosimétrica do Médico Durante o Procedimento de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo

O posicionamento do tubo de raios X foi avaliado em duas posições durante o procedimento: PA (Figura 5.8) e LAO90 (Figura 5.9). Apesar da imagem mostrar o objeto simulador antropomórfico virtual MASH3, o mesmo cenário foi empregado para o objeto simulador ADAM.

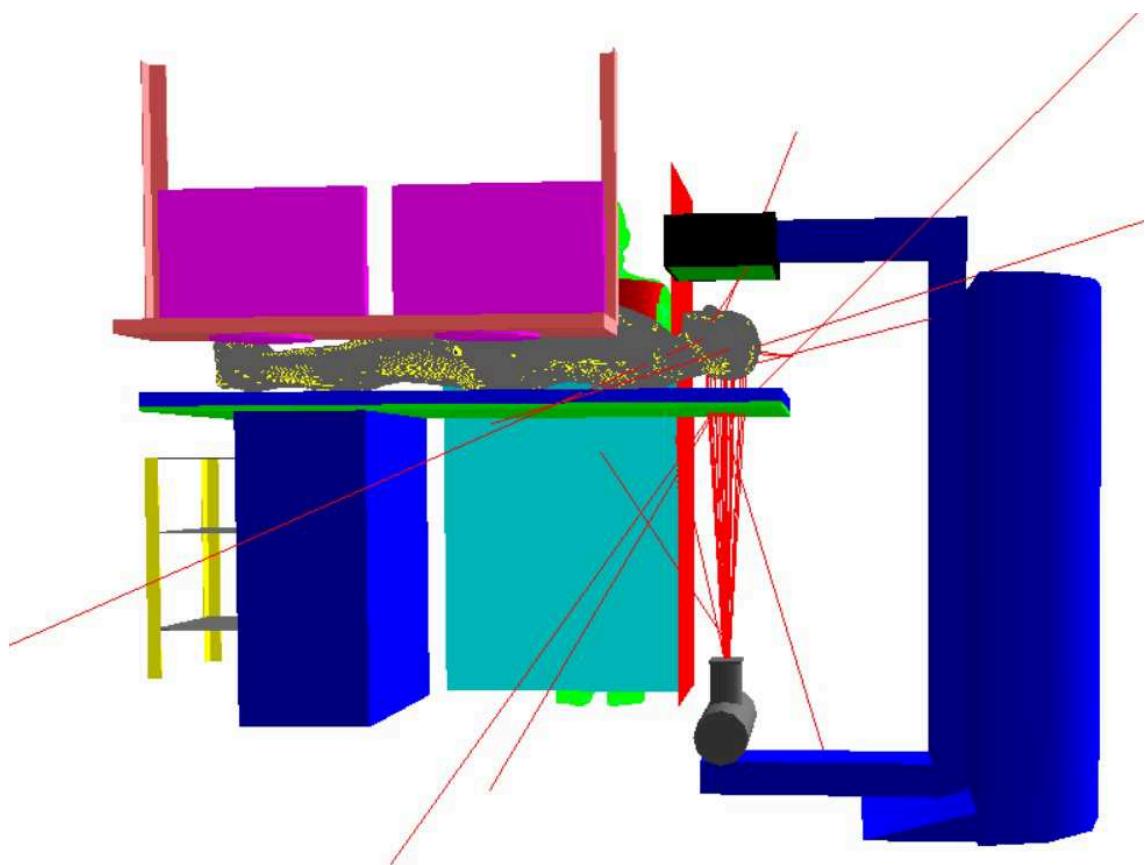


Figura 5.8: Simulação do procedimento de angiografia cerebral, com feixe na posição PA. Em vermelho, são mostrados os caminhos percorridos por alguns fótons.

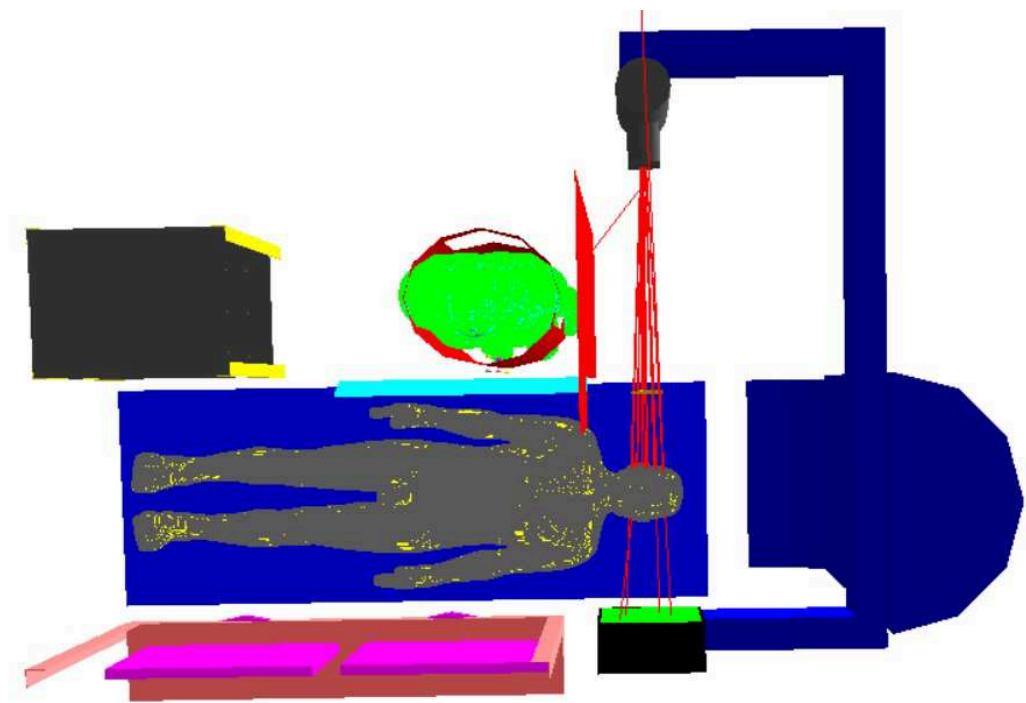


Figura 5.9: Simulação do procedimento de angiografia cerebral, com feixe na posição LAO90. Em vermelho, são mostrados os caminhos percorridos por alguns fótons.

Observando as Figuras 5.8 e 5.9, pode-se observar que o feixe está colimado na região de interesse (crânio). Parte da radiação foi absorvida pelo paciente, e parte foi espalhada. Estas imagens foram formadas com poucos fótons, e por isso, servem apenas para uma análise qualitativa da simulação. As análises quantitativas foram realizadas para simulações com 1E9 partículas.

Os resultados dos CC(E) e CC(H) determinados para o médico, com o tubo de raios X empregando tensões de 60, 70, 80 e 90 kV, são mostradas nas Tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4, respectivamente.

Tabela 5.1: Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 60 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	60 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	4.7E-08 (1.5)	5.6E-09 (0.2)	8.3E-08 (1.0)	1.0E-08 (0.1)	4.0E-08 (3)	4.8E-09 (0.4)	5E-09 (3)	6E-10 (0.4)
Côlon	VD	VD	4.7E-09 (13)	5.7E-10 (1.5)	VD	VD	VD	VD
Pulmão	6.2E-09 (9)	7.4E-10 (1.1)	1.4E-08 (6)	1.7E-09 (0.7)	VD	VD	3E-09 (15)	3E-10 (1.8)
Estômago	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Mamas	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Demais tecidos	1.6E-09 (1.2)	1.9E-10 (0.1)	3.4E-09 (0.8)	4.1E-10 (0.1)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Esôfago	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Fígado	7.9E-09 (11)	3.1E-10 (0.5)	1.6E-08 (7)	6.6E-10d (0.3)	VD	VD	VD	VD
Tireóide	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Superfície Óssea	1.8E-08 (1.4)	1.8E-10 (0.02)	3.4E-08 (1.0)	3.4E-10 (0.02)	1.3E-07 (3)	1.3E-09 (0.04)	2E-08 (3)	2E-10 (0.03)
Cérebro	1.2E-08 (9)	1.2E-10 (0.1)	3.2E-08 (5)	3.2E-10 (0.1)	1.6E-07 (7)	1.6E-09 (0.07)	2E-08 (7)	2E-10 (0.1)
Glândulas Salivares	VD	VD	9.1E-09 (12)	9.1E-11 (0.1)	VD	VD	VD	VD
Pele	9.5E-08 (1.0)	9.5E-10 (0.02)	1.4E-07 (0.7)	1.4E-09 (0.02)	9.8E-08 (2)	9.8E-10 (0.04)	1E-08 (2)	1E-10 (0.02)
E/PKA		8.1E-09 (1.2)		1.5E-08 (1.7)		3.7E-09 (0.4)		1.5E-9 (1.8)

Tabela 5.2: Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o médico, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 70 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado

Órgão	70 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	6.8E-08 (1.3)	8.1E-09 (0.2)	1.2E-07 (<0.01)	1.4E-08 (0.03)	9.4E-09 (3)	1.1E-09 (0.3)	8E-09 (2)	1E-09 (0.3)
Côlon	7.5E-09 (12)	9.0E-10 (1.4)	1.3E-08 (0.08)	1.6E-09 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Pulmão	1.2E-08 (7)	1.4E-09 (0.8)	2.8E-08 (0.04)	3.3E-09 (0.03)	6.9E-09 (10)	8.3E-10 (1.2)	6E-09 (11)	7E-10 (1.3)
Estômago	VD	VD	VD	VD	9.9E-09 (15)	1.2E-09 (2)	VD	VD
Mamas	VD	VD	VD	VD	VD	VD	4E-09 (15)	5E-10 (2)
Demais tecidos	2.3E-09 (1.1)	2.8E-10 (0.1)	4.5E-09 (<0.01)	5.4E-10 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Esôfago	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Fígado	1.9E-08 (7)	7.4E-10 (0.3)	3.4E-08 (0.05)	1.3E-09 (0.03)	3.5E-09 (16)	1.4E-10 (0.6)	VD	VD
Tireoíde	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Superfície Óssea	2.7E-08 (1.3)	2.7E-10 (0.03)	4.6E-08 (<0.01)	4.6E-10 (0.03)	3.1E-08 (3)	3.1E-10 (0.04)	3E-08 (2)	3E-10 (0.02)
Cérebro	2.4E-08 (7)	2.4E-10 (0.08)	5.5E-08 (0.04)	5.5E-10 (0.03)	4.1E-08 (5)	4.1E-10 (0.06)	3E-08 (6)	3E-10 (0.06)
Glândulas Salivares	1.1E-08 (13)	1.1E-10 (0.1)	1.6E-08 (0.09)	1.6E-10 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Pele	1.2E-07 (0.9)	1.2E-09 (0.03)	1.7E-07 (<0.01)	1.7E-09 (0.03)	2.1E-08 (2)	2.1E-10 (0.04)	2E-08 (2)	2E-10 (0.02)
E/PKA		1.3E-08 (1.7)		2.4E-08 (0.1)		4.2E-09 (2)		3.0E-09 (2)

Tabela 5.3: Valores CC para dose equivalente ($CC(H)$) e efetiva ($CC(E)$) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o médico, empregando objetos simuladores *ADAM* e *MASH3*, para uma tensão do tubo de 80 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	80 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	9.9E-08 (1.1)	1.2E-08 (0.1)	1.6E-07 (0.8)	1.9E-08 (0.1)	1.5E-08 (2)	1.8E-09 (0.2)	1E-08 (2)	1E-09 (0.3)
Côlon	2.4E-08 (7)	2.9E-09 (0.8)	3.6E-08 (5)	4.4E-09 (0.6)	8.0E-09 (12)	9.6E-10 (1.5)	VD	VD
Pulmão	1.9E-08 (5)	2.3E-09 (0.7)	4.2E-08 (3)	5.1E-09 (0.4)	1.2E-08 (9)	1.5E-09 (1.0)	9E-09 (8)	1E-09 (1.0)
Estômago	1.0E-08 (14)	1.2E-09 (1.7)	3.0E-08 (10)	3.6E-09 (1)	2.8E-08 (11)	3.4E-09 (1.3)	1E-08 (13)	1E-09 (1.6)
Mamas	VD	VD	4.0E-08 (15)	4.8E-09 (1.7)	8.9E-09 (15)	1.1E-09 (1.8)	1E-08 (10)	1E-09 (1.2)
Demais tecidos	3.5E-09 (1.0)	4.2E-10 (0.1)	6.1E-09 (0.7)	7.3E-10 (0.1)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	3.2E-08 (16)	2.5E-09 (1.3)	3.9E-08 (16)	3.2E-09 (1.3)	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	2.6E-08 (14)	1.0E-09 (0.6)	VD	VD	VD	VD
Esôfago	VD	VD	2.3E-08 (16)	9.1E-10 (0.6)	VD	VD	VD	VD
Fígado	4.1E-08 (5)	1.7E-09 (0.2)	7.2E-08 (4)	2.9E-09 (0.1)	7.6E-09 (12)	3.0E-10 (0.5)	4E-09 (13)	2E-10 (0.5)
Tireóide	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Superfície Óssea	3.8E-08 (1.1)	3.8E-10 (0.03)	6.1E-08 (0.8)	6.1E-10 (0.03)	4.8E-08 (2)	4.8E-10 (0.02)	3E-08 (2)	3E-10 (0.02)
Cérebro	3.5E-08 (6)	3.5E-10 (0.1)	7.6E-08 (4)	7.6E-10 (0.05)	6.0E-08 (5)	6.0E-10 (0.05)	4E-08 (5)	4E-10 (0.1)
Glândulas Salivares	1.2E-08 (13)	1.2E-10 (0.1)	1.9E-08 (9)	1.9E-10 (0.1)	VD	VD	VD	VD
Pele	1.5E-07 (0.8)	1.5E-09 (0.03)	2.1E-07 (0.6)	2.1E-09 (0.03)	3.1E-08 (2)	3.1E-10 (0.02)	2E-08 (1.7)	2E-10 (0.02)
E/PKA		2.5E-08 (2)		4.9E-08 (3)		1.0E-08 (3)		6.2E-09 (2)

Tabela 5.4: Valores CC para dose equivalente ($CC(H)$) e efetiva ($CC(E)$) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o médico, empregando objetos simuladores *ADAM* e *MASH3*, para uma tensão do tubo de 90 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	90 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	1.4E-07 (1.0)	1.6E-08 (0.1)	1.9E-07 (0.8)	2.3E-08 (0.1)	2.2E-08 (1.8)	2.7E-09 (0.2)	2E-08 (1.7)	2E-09 (0.2)
Côlon	4.7E-08 (5)	5.7E-09 (0.6)	6.8E-08 (4)	8.2E-09 (0.4)	1.6E-08 (9)	1.9E-09 (1.1)	8E-09 (11)	9E-10 (1.3)
Pulmão	3.2E-08 (4)	3.9E-09 (0.5)	6.5E-08 (3)	7.8E-09 (0.3)	2.0E-08 (6)	2.5E-09 (0.8)	2E-08 (5)	3E-09 (0.6)
Estômago	2.5E-08 (11)	3.0E-09 (1.3)	5.2E-08 (7)	6.2E-09 (0.8)	6.4E-08 (6)	7.6E-09 (0.8)	5E-08 (7)	5E-09 (0.9)
Mamas	2.2E-08 (22)	2.6E-09 (3)	6.0E-08 (11)	7.2E-09 (1.3)	1.7E-08 (11)	2.1E-09 (1.3)	3E-08 (6)	3E-09 (0.8)
Demais tecidos	5.2E-09 (0.8)	6.2E-10 (0.1)	5.7E-07 (0.08)	6.9E-08 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	1.0E-07 (11)	8.2E-09 (0.8)	7.7E-08 (11)	6.1E-09 (0.9)	VD	VD	VD	VD
Bexiga	4.4E-08 (12)	1.7E-09 (0.5)	5.3E-08 (10)	2.1E-09 (0.4)	VD	VD	VD	VD
Esôfago	VD	VD	4.1E-08 (12)	1.6E-09 (0.5)	VD	VD	VD	VD
Fígado	7.0E-08 (4)	2.8E-09 (0.2)	1.3E-07 (3)	5.1E-09 (0.1)	1.7E-08 (8)	6.6E-10 (0.3)	1E-08 (8)	5E-10 (0.3)
Tireoíde	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Superfície Óssea	5.2E-08 (1.0)	5.2E-10 (0.03)	7.2E-08 (0.7)	7.2E-10 (0.03)	6.9E-08 (2)	6.9E-10 (0.02)	6E-08 (2)	6E-10 (0.02)
Cérebro	5.5E-08 (5)	5.5E-10 (0.06)	9.5E-08 (3)	9.5E-10 (0.04)	7.0E-08 (4)	7.0E-10 (0.04)	5E-08 (5)	5E-10 (0.05)
Glândulas Salivares	1.7E-08 (11)	1.7E-10 (0.1)	4.4E-05 (0.2)	4.4E-07 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Pele	1.8E-07 (0.7)	1.8E-09 (0.03)	2.3E-07 (0.5)	2.3E-09 (0.03)	4.4E-08 (1.4)	4.4E-10 (0.01)	4E-08 (1.3)	4E-10 (0.01)
E/PKA		4.8E-08 (3)		5.8E-07 (2)		1.9E-08 (2)		1.7E-08 (2)

Comparando os valores de CC(H) e CC(E), apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4, pode-se observar que vários valores apresentaram incertezas muito altas, não sendo, portanto, considerados neste trabalho valores com incerteza superior a 15% (estes valores foram destacados como **Valor Descartado – VD**).

O objeto simulador virtual antropomórfico baseado em superfície mesh (MASH3) é considerado o objeto simulador de referência neste trabalho. Isto deve-se ao fato deste ser um simulador mais avançado, e com a melhor representação das estruturas anatômicas, do que o simulador matemático.

Um fator muito importante a ser considerado, no caso da exposição do médico, é que este possui vários equipamentos de proteção, o que reduz e muito as doses sobre os órgãos e tecidos. Por este motivo, os valores de CC(E) e CC(H) são mais baixos em relação ao paciente, e em geral, possuem incertezas maiores. Outro motivo para estes baixos valores, é que o médico não está recebendo o feixe direto de radiação, mas apenas a radiação espalhada, que possui menor intensidade. Este fato também explica porque os valores de CC(E) e CC(H) para o feixe de 60 kVp (Tabela 5.1) apresenta muitos valores com incertezas acima de 15%. Visto que poucos fôtons foram espalhados, e conseguiram ultrapassar os EPI's, em relação aos feixes com maior energia. Para comparação, dos 15 órgãos avaliados neste trabalho, o objeto simulador MASH3 possui apenas 7 órgãos com valores de incertezas abaixo de 15%, quando empregado um feixe com 60 kVp (Tabela 5.1), enquanto que para o feixe de 90 kVp (Tabela 5.4), até 14 órgãos possuem valores adequados de incertezas. Para o objeto simulador matemático, apenas 4 valores estão dentro da margem de incertezas, para um feixe de 60 kVp (Tabela 5.1), e 9 para um feixe de 90 kVp (Tabela 5.4).

Avaliando as diferenças entre os dois objetos simuladores, a maior diferença nos valores de CC(E) e CC(H) foi para a medula óssea vermelha (94%), e a menor para a pele (3%). Diversos fatores apontados na literatura contribuem para as diferenças de dose na medula vermelha [Liu et al. \(2010\)](#). A anatomia dos ossos no simulador

matemático é significativamente diferente da anatomia dos ossos no simulador mesh. O formato dessas estruturas afeta a interação da radiação com a medula situada em seu interior. A estrutura interna dos ossos no simulador mesh é distinguida entre esponginosa e tecido ósseo cortical, diferentemente do simulador matemático no qual o osso é considerado uniforme. Por fim, a distribuição de medula no simulador mesh é individualizada por cada osso, enquanto no simulador matemático ela é agrupada em uma quantidade limitada de ossos.

5.3 Avaliação Dosimétrica do Paciente Durante o Procedimento de Angiografia Cerebral Empregando o Método de Monte Carlo

Os resultados das doses equivalentes efetivas, determinadas para o paciente, com o tubo de raios X empregando tensões de 60, 70, 80 e 90 kV, são mostradas nas Tabelas 5.5, 5.6, 5.7 e 5.8, respectivamente. Os valores foram determinados para os objetos simuladores antropomórficos virtuais MASH3 e ADAM.

Tabela 5.5: Valores CC para dose equivalente ($CC(H)$) e efetiva ($CC(E)$) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o paciente, empregando objetos simuladores *ADAM* e *MASH3*, para uma tensão do tubo de 60 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	60 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	2.4E-04 (0.03)	2.9E-05 (0.02)	8.8E-05 (<0.01)	1.1E-05 (0.02)	7.3E-04 (3)	8.8E-05 (0.4)	3E-05 (0.04)	4E-06 (<0.01)
Côlon	1.2E-08 (10)	1.4E-09 (1.2)	4.3E-08 (5)	5.1E-09 (1)	7.8E-08 (13)	9.4E-09 (2)	2E-08 (7)	3E-09 (0.8)
Pulmão	1.2E-06 (0.7)	1.4E-07 (0.09)	2.5E-06 (0.4)	3.0E-07 (0.06)	1.4E-05 (0.6)	1.6E-06 (0.08)	3E-06 (0.4)	4E-07 (0.05)
Estômago	4.3E-08 (9)	5.2E-09 (1)	1.3E-07 (4)	1.5E-08 (0.5)	2.6E-07 (9)	3.2E-08 (1.0)	1E-07 (5)	1E-08 (0.6)
Mamas	2.8E-07 (7)	3.3E-08 (1)	6.4E-07 (5)	7.7E-08 (0.5)	3.3E-06 (2)	4.0E-07 (0.2)	6E-07 (2)	7E-08 (0.2)
Demais tecidos	6.0E-07 (0.05)	7.2E-08 (0.02)	3.5E-07 (0.08)	4.2E-08 (0.02)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	VD	VD	VD	VD	2E-08 (14)	8E-10 (0.5)
Esôfago	1.2E-06 (3)	4.7E-08 (0.1)	2.3E-06 (2)	9.3E-08 (0.07)	1.8E-05 (2)	7.1E-07 (0.07)	2E-06 (1.4)	1E-07 (0.06)
Fígado	1.1E-07 (3)	4.4E-09 (0.1)	1.8E-07 (2)	7.3E-09 (0.08)	7.7E-07 (3)	3.1E-08 (0.1)	2E-07 (2)	6E-09 (0.08)
Tireoíde	6.3E-06 (2)	2.5E-07 (0.07)	8.2E-06 (1.4)	3.3E-07 (0.06)	7.8E-07 (14)	3.1E-08 (1)	6E-06 (1.3)	3E-07 (0.05)
Superfície Óssea	8.3E-05 (0.03)	8.3E-07 (0.02)	3.1E-05 (0.04)	3.1E-07 (0.02)	2.2E-03 (0.04)	2.2E-05 (0.03)	9E-05 (0.04)	9E-07 (<0.01)
Cérebro	6.6E-04 (0.04)	6.6E-06 (0.02)	2.4E-04 (0.06)	2.4E-06 (0.02)	7.3E-03 (0.04)	7.3E-05 (0.03)	3E-04 (0.06)	3E-06 (<0.01)
Glândulas Salivares	1.7E-04 (0.08)	1.7E-06 (0.02)	2.5E-05 (0.2)	2.5E-07 (0.02)	2.2E-03 (0.1)	2.2E-05 (0.03)	2E-05 (0.5)	2E-07 (<0.01)
Pele	7.1E-05 (0.04)	7.1E-07 (0.02)	3.3E-05 (0.04)	3.3E-07 (0.02)	6.6E-04 (0.04)	6.6E-06 (0.03)	4E-05 (0.03)	4E-07 (<0.01)
E/PKA		3.9E-05 (2)		1.5E-05 (1)		2.1E-04 (2)		9.1E-6 (1.1)

Tabela 5.6: Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 70 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	70 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	2.8E-04 (0.04)	3.4E-05 (0.03)	1.1E-04 (0.04)	1.3E-05 (0.03)	1.1E-04 (0.04)	1.3E-05 (0.03)	4E-05 (0.04)	5E-06 (<0.01)
Côlon	2.2E-08 (8)	2.6E-09 (0.9)	6.7E-08 (4)	8.0E-09 (0.5)	1.8E-08 (8)	2.1E-09 (1.0)	4E-08 (5)	5E-09 (0.6)
Pulmão	1.9E-06 (0.6)	2.3E-07 (0.07)	3.8E-06 (0.4)	4.5E-07 (0.05)	2.8E-06 (0.5)	3.3E-07 (0.07)	5E-06 (0.4)	6E-07 (0.04)
Estômago	9.3E-08 (6)	1.1E-08 (0.7)	2.3E-07 (3)	2.7E-08 (0.4)	6.6E-08 (7)	7.9E-09 (0.8)	2E-07 (4)	2E-08 (0.5)
Mamas	4.8E-07 (5)	5.7E-08 (0.6)	8.4E-07 (4)	1.0E-07 (0.5)	6.5E-07 (1.6)	7.8E-08 (0.2)	8E-07 (1.3)	1E-07 (0.2)
Demais tecidos	6.9E-07 (0.06)	8.3E-08 (0.03)	4.4E-07 (0.08)	5.3E-08 (0.03)	VD	VD	VD	VD
Gônadas	VD	VD	6.0E-08 (15)	4.8E-09 (1.2c)	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	2.5E-08 (16)	1.0E-09 (0.6c)	VD	VD	4E-08 (12)	1E-09 (0.5)
Esôfago	2.0E-06 (2)	8.0E-08 (0.09)	3.6E-06 (1.4)	1.4E-07 (0.06)	3.7E-06 (1.3)	1.5E-07 (0.06)	4E-06 (1.1)	2E-07 (0.04)
Fígado	2.1E-07 (2)	8.4E-09 (0.09)	3.2E-07 (1.6)	1.3E-08 (0.07)	1.8E-07 (2.2)	7.4E-09 (0.09)	3E-07 (1.7)	1E-08 (0.07)
Tireoíde	1.0E-05 (1.4)	4.0E-07 (0.06)	1.2E-05 (1.2)	5.0E-07 (0.06)	6.1E-07 (4)	2.4E-08 (0.2)	VD	VD
Superfície Óssea	9.5E-05 (0.04)	9.5E-07 (0.03)	3.8E-05 (0.04)	3.8E-07 (0.03)	1.1E-03 (0.04)	1.1E-05 (0.03)	1E-04 (0.04)	1E-06 (<0.01)
Cérebro	8.6E-04 (0.05)	8.6E-06 (0.03)	3.3E-04 (0.06)	3.3E-06 (0.03)	1.1E-03 (0.04)	1.1E-05 (0.03)	4E-04 (0.05)	4E-06 (<0.01)
Glândulas Salivares	1.9E-04 (0.09)	1.9E-06 (0.03)	3.2E-05 (0.2)	3.2E-07 (0.03)	9.0E-05 (0.04)	9.0E-07 (0.03)	3E-05 (0.4)	3E-07 (<0.01)
Pele	7.5E-05 (0.04)	7.5E-07 (0.03)	3.7E-05 (0.05)	3.7E-07 (0.03)	9.0E-05 (0.04)	9.0E-07 (0.03)	5E-05 (0.03)	5E-07 (<0.01)
E/PKA		5E-05 (1.3)		1.9E-05 (1.6)	3.8E-05 (1.3)		1.1E-05 (0.9)	

Tabela 5.7: Valores CC para dose equivalente (CC(H)) e efetiva (CC(E)) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o paciente, empregando objetos simuladores ADAM e MASH3, para uma tensão do tubo de 80 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	80 kVp							
	MASH3				ADAM			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	3.3E-04 (0.04)	3.9E-05 (0.03)	1.3E-04 (0.04)	1.6E-05 (0.03)	1.5E-08 (2)	1.8E-09 (0.2)	1E-08 (2)	1E-09 (0.3)
Côlon	3.6E-08 (6)	4.4E-09 (0.7)	1.1E-07 (3)	1.3E-08 (0.4)	2.7E-08 (7)	3.3E-09 (0.9)	6E-08 (5)	7E-09 (0.6)
Pulmão	2.9E-06 (0.5)	3.4E-07 (0.07)	5.2E-06 (0.3)	6.2E-07 (0.05)	4.0E-06 (0.4)	4.8E-07 (0.05)	5E-06 (0.4)	6E-07 (0.04)
Estômago	1.6E-07 (5)	1.9E-08 (0.6)	3.7E-07 (3)	4.4E-08 (0.3)	1.2E-07 (5)	1.5E-08 (0.6)	2E-07 (4)	3E-08 (0.4)
Mamas	7.0E-07 (5)	8.4E-08 (0.5)	1.2E-06 (3)	1.4E-07 (0.4)	9.2E-07 (1.4)	1.1E-07 (0.2)	1E-06 (1.2)	1E-07 (0.1)
Demais tecidos	3.7E-11 (0.06)	4.5E-12 (0.03)	5.3E-07 (0.08)	6.4E-08 (0.03)	VD	VD	3E-05 (14)	4E-06 (2)
Gônadas	VD	VD	9.1E-08 (12)	7.3E-09 (1.0)	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	2.8E-08 (15)	1.1E-09 (0.6)	3.6E-08 (16)	1.4E-09 (0.6)	4E-08 (13)	2E-09 (0.5)
Esôfago	3.0E-06 (2)	1.2E-07 (0.08)	5.3E-06 (1.2)	2.1E-07 (0.06)	5.4E-06 (1.1)	2.2E-07 (0.04)	4E-06 (1.1)	1E-07 (0.05)
Fígado	3.6E-07 (2)	1.4E-08 (0.08)	5.0E-07 (1.4)	2.0E-08 (0.06)	3.1E-07 (2)	1.2E-08 (0.07)	3E-07 (2)	1E-08 (0.06)
Tireoíde	1.5E-05 (1.2)	6.0E-07 (0.06)	1.8E-05 (1.0)	7.2E-07 (0.05)	3.9E-08 (19)	1.5E-09 (0.8)	3E-06 (2)	1E-07 (0.08)
Superfície Óssea	1.1E-04 (0.04)	1.1E-06 (0.03)	4.4E-05 (0.04)	4.4E-07 (0.03)	3.5E-04 (0.02)	3.5E-06 (<0.01)	6E-05 (0.05)	6E-07 (<0.01)
Cérebro	1.1E-03 (0.04)	1.1E-05 (0.03)	4.2E-04 (0.06)	4.2E-06 (0.03)	1.3E-03 (0.03)	1.3E-05 (<0.01)	3E-04 (0.06)	3E-06 (<0.01)
Glândulas Salivares	2.0E-04 (0.09)	2.0E-06 (0.03)	3.9E-05 (0.2)	3.9E-07 (0.03)	4.8E-04 (0.1)	4.8E-06 (<0.01)	1E-05 (0.7)	1E-07 (<0.01)
Pele	7.9E-05 (0.04)	7.9E-07 (0.03)	4.1E-05 (0.04)	4.1E-07 (0.03)	9.6E-05 (0.02)	9.6E-07 (<0.01)	5E-05 (0.03)	5E-07 (<0.01)
E/PKA		5.5E-05 (1.1)		2.3E-05 (1.3)		2.3E-05 (1.5)	8.7E-06 (2)	

Tabela 5.8: Valores CC para dose equivalente ($CC(H)$) e efetiva ($CC(E)$) (em $Sv/Gy.cm^2$) para o paciente, empregando objetos simuladores *ADAM* e *MAESH3*, para uma tensão do tubo de 90 kVp. Em parênteses, são apresentados os valores das incertezas (em %). Alguns valores foram descartados devido aos altos valores de incerteza, e são denominados como **VD** – Valor Descartado.

Órgão	90 kVp							
	MASH3				MATEMÁTICO			
	LAO90		PA		LAO90		PA	
	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)	CC(H)	CC(E)
Medula Óssea vermelha	3.7E-04 (0.04)	4.4E-05 (0.03)	1.4E-04 (0.04)	1.7E-05 (0.03)	2.2E-08d (1.8)	2.7E-09 (0.2)	2E-08 (1.7)	2E-09 (0.2)
Côlon	5.7E-08 (5)	6.8E-09 (0.6)	1.2E-07 (3)	1.4E-08 (0.4)	3.9E-08d (6)	4.6E-09 (0.8)	9E-08 (4)	1E-08 (0.4)
Pulmão	3.8E-06 (0.4)	4.6E-07 (0.1)	6.2E-06 (0.3)	7.4E-07 (0.05)	5.3E-06d (0.4)	6.3E-07 (0.05)	8E-06 (0.3)	9E-07 (0.03)
Estômago	2.2E-07 (4)	2.7E-08 (0.5)	4.6E-07 (2)	5.5E-08 (0.3)	1.7E-07d (4)	2.0E-08 (0.5)	4E-07 (3)	5E-08 (0.3)
Mamas	9.7E-07 (4)	1.2E-07 (0.5)	1.4E-06 (3)	1.7E-07 (0.4)	1.2E-06d (1.2)	1.4E-07 (0.1)	1E-06 (1.0)	2E-07 (0.1)
Demais tecidos	6.0E-07 (0.1)	7.2E-08 (0.03)	5.7E-07 (0.1)	6.9E-08 (0.03)	VD	VD	2E-04 (10)	3E-05 (1)
Gônadas	VD	VD	7.7E-08 (11)	6.2E-09 (0.9)	VD	VD	VD	VD
Bexiga	VD	VD	5.4E-08 (10)	2.1E-09 (0.4)	4.3E-08d (12)	1.7E-09 (0.5)	7E-08 (9)	3E-09 (0.4)
Esôfago	4.3E-06 (1.5)	1.7E-07 (0.1)	4.0E-08 (12)	1.6E-09 (0.5)	7.3E-06 (1.0)	2.9E-07 (0.04)	7E-06 (0.8)	3E-07 (0.03)
Fígado	5.0E-07 (1.5)	2.0E-08 (0.1)	1.3E-07 (3)	5.1E-09 (0.1)	4.3E-07 (1.6)	1.7E-08 (0.1)	6E-07 (1.3)	2E-08 (0.1)
Tireóide	2.0E-05 (1.1)	7.9E-07 (0.1)	2.2E-05 (0.9)	8.6E-07 (0.05)	6.2E-08 (15)	2.5E-09 (0.6)	2E-07 (9)	8E-09 (0.4)
Superfície Óssea	1.2E-04 (0.04)	1.2E-06 (0.03)	4.6E-05 (0.04)	4.6E-07 (0.03)	3.8E-04 (0.02)	3.8E-06 (<0.01)	1E-04 (0.03)	1E-06 (<0.01)
Cérebro	1.2E-03 (0.04)	1.2E-05 (0.03)	4.7E-04 (0.1)	4.7E-06 (0.03)	1.5E-03 (0.03)	1.5E-05 (<0.01)	5E-04 (0.1)	5E-06 (<0.01)
Glândulas Salivares	2.1E-04 (0.1)	2.1E-06 (0.03)	4.4E-05 (0.2)	4.4E-07 (0.03)	5.7E-04 (0.1)	5.7E-06 (<0.01)	5E-05 (0.3)	5E-07 (<0.01)
Pele	8.2E-05 (0.04)	8.2E-07 (0.03)	4.1E-05 (0.04)	4.1E-07 (0.03)	1.0E-04 (0.02)	1.0E-06 (<0.01)	6E-05 (0.03)	6E-07 (<0.01)
E/PKA		6.2E-05 (0.9)		2.5E-05 (1.2)		2.7E-05 (1.2)		3.7E-05 (1.4)

Comparando os valores de CC(H) e CC(E), apresentados nas Tabelas 5.5, 5.6, 5.7 e 5.8, pode-se observar que, no mesmo caso do médico, vários valores apresentaram incertezas muito altas, não sendo, portanto, considerados neste trabalho (estes valores foram destacados como **Valor Descartado – VD**).

Nota-se que no caso do paciente, que está exposto ao feixe direto, as incertezas foram, no geral, todas mais baixas. Para o objeto simulador baseado em superfície mesh, os únicos órgãos com incertezas muito altas foram a bexiga e as gônadas. Como estes órgãos estão muito distantes do feixe primário (aplicado ao cérebro), a intensidade da radiação espalhada que interage com estas estruturas é menor. Além disso, as estruturas internas como tecido muscular e adiposo, absorvem a radiação espalhada, o que diminui a dose absorvida nos órgãos mais distantes do feixe primário.

Comparando os valores de CC(E) e CC(H) entre os dois objetos simuladores, a maior diferença foi para a tireoide (100%), e a menor foi para o esôfago (4%). A grande diferença de dose para a tireoide entre ADAM e MASH3 pode ser justificada pela anatomia de cada simulador. No simulador ADAM a tireoide está localizada mais superficialmente do que no MASH3. Assim, a atenuação da radiação pelos tecidos tem menor impacto no ADAM, o que aumenta a dose absorvida pela tireoide [Kramer et al. \(2005\)](#); [Liu et al. \(2010\)](#).

O principal motivo destas diferenças está no tamanho dos órgãos que compõem os objetos simuladores, e a sua forma geométrica. Esta diferença no detalhamento do corpo humano é que levou aos valores díspares entre os dois objetos simuladores. Os nodos linfáticos e mucosa oral, empregados para a determinação da dose efetiva como demais tecidos, não estão presentes no objeto simulador matemático.

Capítulo 6

Conclusões

Neste trabalho, fez-se a comparação das exposições à radiação, provenientes de um exame de angiografia cerebral, utilizando duplas de simuladores diferentes, com dois objetos simuladores antropomórficos virtuais diferentes. Uma dupla foi apresentada por um objeto simulador antropomórfico virtual matemático e o outro baseado em superfície mesh MASH3. A configuração da sala foi baseada em salas empregadas nestes procedimentos. Comparando os valores de CC(H) e CC(E) para o médico, pôde-se observar que vários valores apresentaram incertezas muito altas, não sendo, portanto, considerados neste trabalho. Este fato deve-se, principalmente, devido ao uso dos equipamentos de proteção, o que reduz e muito as doses sobre os órgãos e tecidos, em relação ao paciente. Outro motivo é que o médico não está recebendo o feixe direto de radiação, mas apenas a radiação espalhada, que possui menor intensidade. Avaliando as diferenças entre os dois objetos simuladores, a maior diferença nos valores de CC(E) e CC(H) foi para a medula óssea vermelha (94%), e a menor para a pele (3%). Considerando o objeto simulador MASH3 como o objeto simulador de referência, o simulador matemático apresenta diferenças muito grandes, não sendo adequado para este tipo de estudo. Para o paciente, vários valores apresentaram incertezas muito altas, sendo também descartadas. Devido ao fato de o paciente estar exposto ao feixe direto, as incertezas foram, no geral, todas mais

baixas. Para o objeto simulador MASH3, os únicos órgãos com incertezas muito altas foram a bexiga e as gônadas. Como estes órgãos estão muito distantes do feixe primário (aplicado ao cérebro), a intensidade da radiação espalhada que interage com estas estruturas é menor, principalmente devido à absorção e espalhamento devido aos tecidos muscular e adiposo. Comparando os valores de CC(E) e CC(H) entre os dois objetos simuladores, a maior diferença foi para a tireoide (100%), e a menor foi para o esôfago (4%). O principal motivo destas diferenças está nos órgãos que compõem os objetos simuladores e a sua forma geométrica. Esta diferença no detalhamento do corpo humano é que levou aos valores díspares entre os dois objetos simuladores. Os nodos linfáticos e mucosa oral, empregados para a determinação da dose efetiva como demais tecidos, não estão presentes no objeto simulador matemático.

Referências Bibliográficas

Agostinelli *et al.* (2003) S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce, M. Asai, D. Axen, S. Banerjee, G. Barrand, F. Behner, L. Bellagamba, J. Boudreau, L. Broglia, A. Brunengo, H. Burkhardt, S. Chauvie, J. Chuma, R. Chytracek, G. Cooperman, G. Cosmo, P. Degtyarenko, A. Dell'Acqua, G. Depaola, D. Dietrich, R. Enami, A. Feliciello, C. Ferguson, H. Fesefeldt, G. Folger, F. Foppiano, A. Forti, S. Garelli, S. Giani, R. Giannitrapani, D. Gibin, J.J. Gómez Cadenas, I. González, G. Gracia Abril, G. Greeniaus, W. Greiner, V. Grichine, A. Grossheim, S. Guatelli, P. Gumplinger, R. Hamatsu, K. Hashimoto, H. Hasui, A. Heikkinen, A. Howard, V. Ivanchenko, A. Johnson, F.W. Jones, J. Kallenbach, N. Kanaya, M. Kawabata, Y. Kawabata, M. Kawaguti, S. Kelner, P. Kent, A. Kimura, T. Kodama, R. Kokoulin, M. Kossov, H. Kurashige, E. Lamanna, T. Lampén, V. Lara, V. Lefebure, F. Lei, M. Liendl, W. Lockman, F. Longo, S. Magni, M. Maire, E. Medernach, K. Minamimoto, P. Mora de Freitas, Y. Morita, K. Murakami, M. Nagamatu, R. Nartallo, P. Nieminen, T. Nishimura, K. Ohtsubo, M. Okamura, S. O'Neale, Y. Oohata, K. Paech, J. Perl, A. Pfeiffer, M. G. Pia, F. Ranjard, A. Rybin, S. Sadilov, E. Di Salvo, G. Santin, T. Sasaki, N. Savvas, Y. Sawada, S. Scherer, S. Sei, V. Sirotenko, D. Smith, N. Starkov, H. Stoecker, J. Sulkimo, M. Takahata, S. Tanaka, E. Tcherniaev, E. Safai Tehrani, M. Tropeano, P. Truscott, H. Uno, L. Urban, P. Urban, M. Verderi, A. Walkden, W. Wander, H. Weber, J.P. Wellisch, T. Wenaus, D.C. Williams, D. Wright, T. Yamada, H. Yoshida e D. Zschiesche. Geant4—a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506(3):250 – 303. ISSN 0168-9002. doi: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8. Citado na pág. [14](#)

ANVISA (1998) ANVISA. *Agência Nacional de Vigilância Sanitária, Portaria 453/98 - Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. DOU 1/6/1998.* Citado na pág. [15](#), [17](#)

Baro *et al.* (1995) J. Baro, J. Sempau, J.M. Fernández-Varea e F. Salvat. PENELOPE: an algorithm for monte carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 100(1):31 – 46. doi: 10.1016/0168-583X(95)00349-5. Citado na pág. [14](#)

Belinato *et al.* (2018) W. Belinato, R. M. V. Silva, A. P. Perini, L. P. Neves, C. J. Santos, D. N. Souza e W. S. Santos. Monte Carlo dosimetric evaluation in

PET exams for patients with different BMI and heights. *Radiation Physics and Chemistry*, 151:36 – 41. ISSN 0969-806X. doi: 10.1016/j.radphyschem.2018.05.011. Citado na pág. 26

Blender Foundation (2017) Blender Foundation. Blender free and open source 3D creation suite, 2017. URL <https://www.blender.org>. Citado na pág. 13

Canevaro (2009) L. Canevaro. Physical and technical aspects in interventional radiology. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):101 – 15. URL <http://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/50/v3n1p101>. Citado na pág. 1

Canevaro (2000) L. Canevaro. *Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia: Níveis de referência de diagnóstico*. Tese de Doutorado, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. Tese de Doutorado. Citado na pág. 8

Canevaro (2018) L. Canevaro. Radiologia intervencionista, 2018. URL http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Radiologia_intervencionista.pdf. Citado na pág. viii, 2

Cassola et al. (2010a) V. F. Cassola, V. J. De Lima, R. Kramer e H. J. Khouri. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. development of the anatomy. *Physics in Medicine and Biology*, 55(1):133 – 62. doi: 10.1088/0031-9155/55/1/009. Citado na pág. viii, ix, 4, 5, 12, 13, 18, 23, 28, 31

Cassola et al. (2010b) V. F. Cassola, V. J. De Lima, R. Kramer e H. J. Khouri. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. part II. dosimetric calculations. *Physics in Medicine and Biology*, 55(1):163 – 89. doi: 10.1088/0031-9155/55/1/010. Citado na pág. ix, 4, 5, 18, 23, 28, 31

CBR (2018) CBR. Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem. <https://cbr.org.br/publicacoes-digitais/>, 2018. 2018 - 11 - 06. Citado na pág. 15

CNEN (2018) CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Normas Técnicas. <http://www.cnen.gov.br/normas-tecnicas>, 2018. 2018 - 11 - 06. Citado na pág. 15, 17

Cranley et al. (1997) K. Cranley, B. Gilmore, G. Fogarty e L. Despond. *Catalogue of diagnostic X-ray data and other data*. Tech. Rep. 78. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM). Citado na pág. 29

Ferreira e Rasband (2012) T. Ferreira e W. Rasband. ImageJ user guide. Relatório Técnico ImageJ/Fiji 1.46, <http://imagej.nih.gov/ij/docs/guide>. Citado na pág. 13

Giesler (2001) G. C. Giesler. MCNP software quality: then and now. URL https://laws.lanl.gov/vhosts/mcnp.lanl.gov/pdf_files/la-ur-00-2532.pdf. Citado na pág. 14

Han et al. (2006) E. Y. Han, W. E. Bolch e K. F. Eckerman. Revisions to the ORNL series of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD

schema. *Health Physics*, 90(4):337 – 56. doi: 10.1097/01.HP.0000192318.13190.c4. Citado na pág. ix, 4, 5, 12, 18, 23, 27, 31

ICRP 103 (2007) ICRP 103. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003. Citado na pág. xii, 29, 30

ICRP 116 (2010) ICRP 116. *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. doi: 10.1016/j.icrp.2011.10.001. Citado na pág. 29

Kawrakow et al. (2011) I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W.O. Rogers, F. Tessier e B.R.B. Walters. The EGSnrc code system: Monte carlo simulation of electron and photon transport. Relatório Técnico NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. 14

Koukorava et al. (2011) C. Koukorava, E. Carinou, G. Simantirakis, T. G. Vrachliotis, E. Archontakis, C. Tierris e P. Dimitriou. Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 144(1-4):482 – 6. doi: 10.1093/rpd/ncq328. URL <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncq328>. Citado na pág. 2

Kramer et al. (2003) R. Kramer, J. W. Vieira, H. J. Khoury, F. R. A. Lima e D. Fuelle. All about MAX: a male adult voxel phantom for monte carlo calculations in radiation protection dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 48(10):1239. URL <http://stacks.iop.org/0031-9155/48/i=10/a=301>. Citado na pág. viii, 13

Kramer et al. (2005) R Kramer, HJ Khoury e JW Vieira. Comparison between effective doses for voxel-based and stylized exposure models from photon and electron irradiation. *Physics in Medicine & Biology*, 50(21):5105. Citado na pág. 53

Leyton et al. (2014) F. Leyton, L. Canevaro, A. Dourado, H. Castello, A. Bacelar, M. T. Navarro, E. Va n o, M. S. Nogueira, W. O. Batista, T. A. C. Furquim, R. Lykawka, C. S. Melo, F. Borges e B. Rodrigues. Riscos da radiação x e a importância da proteção radiológica na cardiologia intervencionista: Uma revisão sistemática. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva*, 22(1):87 – 98. doi: 10.1590/0104-184300000015. Citado na pág. viii, 3

Liu et al. (2010) Haikuan Liu, Jianwei Gu, Peter F Caracappa e X George Xu. Comparison of two types of adult phantoms in terms of organ doses from diagnostic ct procedures. *Physics in Medicine & Biology*, 55(5):1441. Citado na pág. 47, 53

Martins (1998) R. A. Martins. A descoberta dos raios X: O primeiro comunicado de Röntgen. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, 20(4):373 – 91. URL http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/v20_373.pdf. Citado na pág. 1

- Min (2004 - 2017)** Patrick Min. binvox. <http://www.patrickmin.com/binvox> or <https://www.google.com/search?q=binvox>, 2004 - 2017. Accessed: 2018-11-05. Citado na pág. 13
- Nooruddin e Turk (2003)** F. S. Nooruddin e G. Turk. Simplification and repair of polygonal models using volumetric techniques. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 9(2):191 – 205. doi: 10.1109/TVCG.2003.1196006. Citado na pág. 13
- Okuno e Yoshimura (2010)** E. Okuno e E. M. Yoshimura. *Física das radiações*. Oficina de Textos, São Paulo, 1 ed. ISBN 9788579750052. Citado na pág. 1
- Pelowitz (2011)** D. B. Pelowitz. *MCNPX User's Manual, Version 2.7.0*. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory. Citado na pág. 4, 14, 18, 26
- Perini et al. (2018)** A. P. Perini, W. S. Santos, L. P. Neves, W. Belinato e L. V.E. Caldas. Estimative of conversion coefficients for absorbed and effective doses for pediatric CT examinations in two different PET/CT scanners. *Radiation Physics and Chemistry*. ISSN 0969-806X. doi: 10.1016/j.radphyschem.2018.07.009. Citado na pág. 26
- Philips Healthcare Nederland B. V. (2013)** Philips Healthcare Nederland B. V. AlluraClarity family e Allura Xper série FD – Atualização do Manual. Relatório Técnico 8.1, Philips Healthcare Nederland B. V., Veenpluis, Holanda. Citado na pág. 36
- Salvat et al. (2011)** F. Salvat, J. M. Fernández-Varea e J. Sempau. PENELOPE-2011: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Em *Workshop Proceedings*, páginas 1 – 385. NUCLEAR ENERGY AGENCY. URL <https://www.oecd-nea.org/science/docs/2011/nsc-doc2011-5.pdf>. Citado na pág. 14
- Santos et al. (2015)** W. S. Santos, L. P. Neves, A. P. Perini, W. Belinato, L. V. E. Caldas, A. B. Carvalho e A. F. Maia. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. *Physica Medica*, 31(8):929 – 33. doi: 10.1016/j.ejmp.2015.06.011. Citado na pág. 26
- Santos et al. (2018)** W. S. Santos, W. Belinato, A. P. Perini, L. V. E. Caldas, D. C. Galeano, C. J. Santos e L. P. Neves. Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes – a Monte Carlo approach. *Physica Medica*, 45:35 – 43. ISSN 1120-1797. doi: 10.1016/j.ejmp.2017.11.016. Citado na pág. 26
- Silva et al. (2008)** L. P. Silva, C. L. P. Maurício, L. V. Canevaro e P. S. Oliveira. Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. *Radiologia Brasileira*, 41(5):319 – 23. doi: 10.1590/S0100-39842008000500010. Citado na pág. 2

Xu (2014) X. G. Xu. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Physics in Medicine & Biology*, 59(18):R233 – 302. doi: 10.1088/0031-9155/59/18/R233. Citado na pág. [12](#), [14](#)

Yoriyaz (2009) H. Yoriyaz. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):141 – 9. doi: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149. Citado na pág. [11](#)