



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**  
**NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA**

**TESE DE DOUTORADO**

**SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE CENÁRIOS DE RADIOLOGIA**  
**INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA NO CÓDIGO MCNPX**

**FERNANDA ROCHA CAVALCANTE**

**Universidade Federal de Sergipe**  
**Cidade Universitária “Prof. José Aloísio de Campos”**  
**São Cristóvão – SE – Brasil**

**Fevereiro de 2017**

**SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE CENÁRIOS DE RADIOLOGIA  
INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICA NO CÓDIGO MCNPX**

**FERNANDA ROCHA CAVALCANTE**

Tese de Doutorado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito para a obtenção do título de Doutor em Física.

Orientador: Dr. Albérico Blohem de Carvalho Júnior

**São Cristóvão – SE – Brasil**

**Fevereiro de 2017**

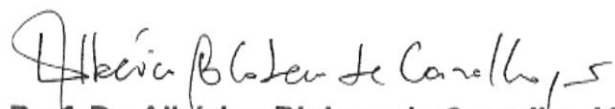
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**Núcleo de Pós-Graduação em Física**

**“Simulação Monte Carlo de cenários de radiologia intervencionista  
pediátrica no código MCNPX”**

**por**

**Fernanda Rocha Cavalcante**

**Tese de doutorado APROVADA em sessão pública no dia vinte e um de  
fevereiro do ano dois mil e dezessete perante a banca examinadora  
constituída pelos seguintes professores:**



**Prof. Dr. Alberico Blohem de Carvalho Júnior**  
**(DFI-UFS)**



**Prof. Dra. Divanizia do Nascimento Souza**  
**(DFI-UFS)**



**Profa. Dra. Ana Figuelredo Maia**  
**(DFI-UFS)**



**Prof. Dr. Francesco d'Errico**  
**(Università di Pisa)**



**Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas**  
**(IPEN-SP)**

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pela realização deste trabalho.

A meu orientador Albérico Blohem de Carvalho Júnior, por acreditar no projeto que resultou este doutorado.

À minha mãe Maria Cleide, por todo amor e incentivo infindáveis, meu pai Antônio Sálvio e meus irmãos, Stéphan e Daniel, por acreditarem em mim.

Aos meus amigos-irmãos, Danilo e Lílian, que participaram da minha vida acadêmica e pela amizade verdadeira que terei por muitos anos, mesmo à distância.

Aos professores do Departamento de Física da UFS, Ana Maia, Divanília, Susana, Diógenes, Luciara, e Ronaldo pelo aprendizado adquirido durante minha vida acadêmica e que foi fundamental para meu aprimoramento. Também queria agradecer aos professores de outras instituições que tive o prazer de conhecer e pude trocar conhecimentos, Linda, Maria da Penha, Maria do Socorro, Telma, Francesco D'Errico e William.

Aos amigos da física médica, Luiza e João, pelas discussões e experiências trocadas.

Aos colegas do grupo Gdcomp, Julyanne, Diego, Matheus e Felipe pela colaboração na pesquisa que contribuíram para a produtividade do grupo.

Agradeço a todos, embora não citados, que contribuíram direta ou indiretamente na conclusão deste trabalho.

À Universidade Federal de Sergipe, ao Departamento de Física, à CAPES e ao CNPq pelo suporte financeiro.

## RESUMO

A radiologia intervencionista consiste de procedimentos minimamente invasivos guiados por imagens de raios X em tempo real de uma região do paciente a ser diagnosticada ou tratada. Por ser uma prática que utiliza radiação ionizante, a realização destes procedimentos deve seguir os três princípios básicos de radioproteção, que são a justificacão, otimizacão (exposicão do paciente) e limitacão de dose (exposicão do médico). Os procedimentos intervencionistas em criançãs com cardiopatias congênitas sãõ justificáveis por substituírem outros procedimentos de alto risco. Entretanto, conforme estes procedimentos sãõ responsáveis por altas doses no paciente, além dos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), é importante avaliar as exposições médicas de indivíduos pediátricos devido uma maior susceptibilidade de ocorrência de danos provocados pela radiação nestes indivíduos, que apresentam metabolismo rápido e maior proximidade anatômica dos órgãos. Além disso, a maior expectativa de vida das criançãs induz uma maior probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos tardios como o cãncer. Devido à mediçãõ direta da dose dentro do corpo humano ser difícil ou impraticável, a simulacão Monte Carlo do transporte de radiação é uma ferramenta útil na estimativa de grandezas dosimétricas de proteçãõ ( $H_T$  e  $E$ ) em simuladores antropomórficos que representam a anatomia do corpo humano. Além disso, é possível calcular coeficientes de conversão que relacionam grandezas de proteçãõ com grandezas mensuráveis, como o produto kerma-área (PKA). Neste trabalho, modelamos cenários de cardiologia intervencionista pediátrica utilizando o código MCNPX e uma dupla de simuladores antropomórficos híbridos adulto e pediátrico (recém-nascido, de 1 e 5 anos) para avaliar as exposições médicas e ocupacionais. Os resultados obtidos neste trabalho mostram coeficientes de conversão  $H_T/PA$  e  $E/PA$  de 5 a 16 vezes maiores que os valores obtidos na literatura para procedimentos intervencionistas realizados em pacientes adultos. Além disso, estimamos a influência dos equipamentos de proteçãõ individual (aventãl, óculos plumbíferos e protetor de tireoide) nas exposições ocupacionais, que contribuem para reduçãõ das doses  $H_T$  no médico em até 98% (gônadas e tireoide), quando utilizados.

**Palavras-chave:** Simulacão Monte Carlo, coeficientes de conversão, procedimentos intervencionistas pediátricos.

## ABSTRACT

Interventional radiology consists of minimally invasive procedures guided by real-time X-ray imaging of a region of the patient to be diagnosed or treated. Since it is a practice that uses ionizing radiation, performing these procedures should follow the three basic principles of radioprotection, which are justification, optimization (medical exposure), and dose limitation (occupational exposure). Interventional procedures in children with congenital heart defects are justified by substituting other high-risk procedures. However, as these procedures are responsible for high doses in the patient and individuals occupationally exposed (IOE), it is important to evaluate the medical exposures of pediatric individuals due to a greater susceptibility to radiation damage in these individuals who present a rapid metabolism and closer proximity of the organs. In addition, the longer life expectancy in children allows more time for any harmful effects of radiation, such as cancer, to manifest. Because direct dose measurement within the human body is difficult or impractical, the Monte Carlo simulation of radiation transport is a useful tool in estimating dosimetric protection quantities ( $H_T$  and  $E$ ) in anthropomorphic phantoms representing the anatomy of the human body. In addition, it is possible to calculate conversion coefficients that relate protection quantities with measurable quantities, such as the kerma-area product (PKA). In this work, we modelled paediatric interventional cardiology scenarios using the MCNPX code and a pair of adult and paediatric hybrid anthropomorphic phantoms (newborn, 1 year and 5 year) to evaluate medical and occupational exposures. The results obtained in this work show conversion coefficients  $H_T/PKA$  and  $E/PKA$  of 5 to 16 times higher than the values obtained in the literature for interventional procedures performed in adult patients. In addition, we estimate the influence of personal protective equipment (lead apron, thyroid shield and lead glasses) on occupational exposures, which contribute to reduction of  $H_T$  doses in the physician up to 98% (gonads and thyroid), when used.

**Keywords:** Monte Carlo simulation, dose conversion coefficients, paediatric interventional procedures.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Total de procedimentos em Radiologia Intervencionista no Brasil (MS, 2004).....	2
<b>Figura 2.</b> Interação de elétrons via (a) excitação, (b) ionização e (c) perda radiativa (Adaptado de BUSHONG, 2013).....	6
<b>Figura 3.</b> Coeficientes mássicos de atenuação para espalhamentos Rayleigh e Compton, efeito fotoelétrico e total para tecido mole (BERGER <i>et al.</i> , 2010).....	7
<b>Figura 4.</b> (a) Esquematização de um tubo de raios X e (b) espectros energéticos gerados pelo Specgen (TUCKER <i>et al.</i> , 1991).....	9
<b>Figura 5.</b> Sistemas de fluoroscopia com (a) intensificador de imagem e (b) detector de painel plano (BUSHBERG, 2012; BUSHONG, 2013).....	10
<b>Figura 6.</b> Coeficientes $\mu/\rho$ e $\mu_{en}/\rho$ para o tecido mole (BERGER <i>et al.</i> , 2010) .....	13
<b>Figura 7.</b> Simuladores adultos (a) matemático, (b) voxel, (c) <i>mesh</i> e (d) híbridos (Adaptado de KRAMER <i>et al.</i> , 1982; ICRP, 2009; CASSOLA <i>et al.</i> , 2010; LEE <i>et al.</i> , 2010) .....	24
<b>Figura 8.</b> Simuladores híbridos masculino e feminino nas faixas etárias (a) recém-nascido, (b) 1 ano, (c) 5 anos, (d) 10 anos, (e) 15 anos e (f) adulta (Adaptado de LEE <i>et al.</i> , 2010).....	26
<b>Figura 9.</b> Simuladores <i>mesh</i> pediátricos de (a) 5 anos masculino, (b) 10 anos feminino, (c) adulto masculino e (d) adulto feminino (Adaptado de LIMA <i>et al.</i> , 2011).....	27
<b>Figura 10.</b> Espectros de raios X (a) sem normalização e (b) normalizados .....	29
<b>Figura 11.</b> Cenários de exposição com simulador UF00M (3 mm) .....	36
<b>Figura 12.</b> Cenários de exposição com dupla de simuladores UFADM (3mm) e UF00F (1mm).....	37
<b>Figura 13.</b> Valores de PKA para as projeções angiográficas, em função dos espectros energéticos.....	40
<b>Figura 14.</b> Interação do feixe de raios X com o simulador UF00M (3 mm) e com a mesa ....	44
<b>Figura 15.</b> Órgãos posicionados no lado esquerdo (L) e direito (R) do plano sagital do simulador recém-nascido.....	45
<b>Figura 16.</b> Coeficientes de conversão E/PKA calculados neste trabalho e por Schmidt <i>et al.</i> (2000). .....	46
<b>Figura 17.</b> $H_T$ /PKA dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm) ..	49
<b>Figura 18.</b> Coeficientes de conversão $H_T$ /PKA do paciente recém-nascido em função das projeções angiográficas .....	50

<b>Figura 19.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ do médico com e sem EPIs, em função das projeções.....	51
<b>Figura 20.</b> Interação do feixe de raios X no cenário com dupla de simuladores UFADM (3 mm)e UF00F (1 mm) para projeção PA.....	54
<b>Figura 21.</b> Fluxo de fótons no cenário com dupla de simuladores UFADM (3 mm) e UF00F (1 mm).....	55
<b>Figura 22.</b> $H_T/PKA$ dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF01M e UF01F (1 mm) ..	56
<b>Figura 23.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ do paciente de 1 ano em função das projeções angiográficas.....	58
<b>Figura 24.</b> $H_T/PKA$ do médico em função das projeções angiográficas, para o cenário com paciente de 1 ano .....	59
<b>Figura 25.</b> Tallies <i>mesh</i> no plano dos pacientes (a) recém-nascido e (b) de 1 ano .....	61
<b>Figura 26.</b> $H_T/PKA$ dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF05M e UF05F (1 mm) ..	63
<b>Figura 27.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ do paciente de 5 anos em função das projeções angiográficas.....	65
<b>Figura 28.</b> $H_T/PKA$ do médico em função das projeções angiográficas, para o cenário com paciente de 5 anos.....	66
<b>Figura 29.</b> Comparação dos cenários de exposição com pacientes recém-nascido, de 1 e 5 anos.....	68
<b>Figura 30.</b> Tallies <i>mesh</i> dos pacientes (a) recém-nascido, (b) de 1 ano e (c) 5 anos .....	69
<b>Figura B 1.</b> Posições das malhas no eixo Y da sala de RI para projeção PA.....	91
<b>Figura B 2.</b> Visão 3D da sala de RI para projeção PA com malha no plano do paciente .....	91
<b>Figura B 3.</b> Tallies <i>mesh1</i> para os cenários com paciente recém-nascido.....	92
<b>Figura B 4.</b> Tallies <i>mesh2</i> para os cenários com paciente recém-nascido.....	93
<b>Figura B 5.</b> Tallies <i>mesh3</i> para os cenários com paciente recém-nascido.....	94
<b>Figura B 6.</b> Tallies <i>mesh4</i> para os cenários com paciente recém-nascido.....	95
<b>Figura B 7.</b> Tallies <i>mesh5</i> para os cenários com paciente recém-nascido.....	96
<b>Figura B 8.</b> Tallies <i>mesh1</i> para os cenários com paciente de 1 ano .....	97
<b>Figura B 9.</b> Tallies <i>mesh2</i> para os cenários com paciente de 1 ano .....	98
<b>Figura B 10.</b> Tallies <i>mesh3</i> para os cenários com paciente de 1 ano .....	99
<b>Figura B 11.</b> Tallies <i>mesh4</i> para os cenários com paciente de 1 ano .....	100
<b>Figura B 12.</b> Tallies <i>mesh5</i> para os cenários com paciente de 1 ano .....	101
<b>Figura B 13.</b> Tallies <i>mesh1</i> para os cenários com paciente de 5 anos.....	102

<b>Figura B 14.</b> Tallies <i>mesh2</i> para os cenários com paciente de 5 anos.....	103
<b>Figura B 15.</b> Tallies <i>mesh3</i> para os cenários com paciente de 5 anos.....	104
<b>Figura B 16.</b> Tallies <i>mesh4</i> para os cenários com paciente de 5 anos.....	105
<b>Figura B 17.</b> Tallies <i>mesh5</i> para os cenários com paciente de 5 ano .....	106

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Valores de PKA ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) reportados na literatura. ....	3
<b>Tabela 2.</b> Fatores de ponderação para radiação <sup>1</sup> recomendados pela ICRP 103 (2007). ....	15
<b>Tabela 3.</b> Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 103 (2007). ....	16
<b>Tabela 4.</b> Limites de dose recomendados ICRP (2011). ....	17
<b>Tabela 5.</b> Distribuições discretas e contínuas e suas características (Adaptado de RUBINSTEIN e KROESE, 2008).....	19
<b>Tabela 6.</b> Estudos dosimétricos de cardiologia intervencionista utilizando Monte Carlo.....	28
<b>Tabela 7.</b> Descrição dos tallies e suas unidades. ....	31
<b>Tabela 8.</b> Densidades ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ), massas (g) e diferenças percentuais em relação aos valores de referência da ICRP 89 (2002) para os órgãos e tecidos dos simuladores híbridos.....	33
<b>Tabela 9.</b> Razão do PKA entre as projeções angiográficas para os espectros de 60, 70 e 80 kVp. ....	41
<b>Tabela 10.</b> Razão das doses $H_T$ e E do simulador UF00M (3 mm) para os espectros de 60, 70 e 80 kVp. ....	41
<b>Tabela 11.</b> Razão do PKA entre os espectros com e sem filtração de cobre, para as projeções PA, LAO45 e RAO45.....	47
<b>Tabela 12.</b> Razão das doses $H_T$ e E dos simuladores recém-nascidos para diferentes espectros energéticos.....	48
<b>Tabela 13.</b> Coeficientes de conversão $H_T/\text{PKA}$ e $E/\text{PKA}$ do médico com e sem EPIs em função das projeções angiográficas. ....	52
<b>Tabela 14.</b> Razão das doses $H_T$ e E dos simuladores híbridos pediátricos recém-nascido e de 1 ano. ....	57
<b>Tabela 15.</b> Razão das doses $H_T$ e E do médico entre os cenários com paciente recém-nascido e de 1 ano.....	60
<b>Tabela 16.</b> Razão das doses $H_T$ e E dos simuladores híbridos pediátricos recém-nascido, de 1 e 5 anos. ....	64
<b>Tabela 17.</b> Razão das doses $H_T$ e E do médico entre os cenários com paciente recém-nascido, de 1 e 5 anos. ....	67

<b>Tabela A 1.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 60 kVp e 6 projeções angiográficas.....	81
<b>Tabela A 2.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 70 kVp e 6 projeções angiográficas.....	82
<b>Tabela A 3.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 80 kVp e 6 projeções angiográficas.....	83
<b>Tabela A 4.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ dos simuladores UF00F (1 mm) e UF00M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas. ....	84
<b>Tabela A 5.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do médico para cenários com paciente recém-nascido, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.....	85
<b>Tabela A 6.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ dos simuladores UF01F (1 mm) e UF01M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas. ....	86
<b>Tabela A 7.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do médico para cenários com paciente de 1 ano, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.....	87
<b>Tabela A 8.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ dos simuladores UF05F (1 mm) e UF05M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas. ....	88
<b>Tabela A 9.</b> Coeficientes de conversão $H_T/PKA$ e $E/PKA$ do médico para cenários com paciente de 5 anos, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas. ....	89

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Projeção antero-posterior
ASD	Atrial Septal Defect (Defeito septal atrial)
BEIR	Biologic Effects of Ionizing Radiation (Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante)
CA	Coronary Angiography (Angiografia coronária)
CDF	Função de distribuição cumulativa
DAP	Produto dose-área
DRF	Dose-response functions (Funções de resposta da dose)
DRL	Diagnostic Reference Level (Níveis de Referência Diagnósticos)
EPI	Equipamentos de proteção individual
ESD	Dose de entrada na pele
FASH	Female Adult meSH (simulador mesh adulto feminino)
FAX	Female Adult voXel (simulador voxel adulto feminino)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Comissão Internacional em Proteção Radiológica)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements (Comissão Internacional em Unidades e Medidas da radiação)
IOE	Indivíduo ocupacionalmente exposto
kVp	Tensão de pico
LAO45	Projeção oblíqua esquerda 45°
LAO90	Projeção oblíqua esquerda 90°
MASH	Male Adult meSH (simulador mesh adulto masculino)
MAX	Male Adult voXel (simulador voxel adulto masculino)
MIRD-5	Simulador matemático adulto hermafrodito
NRC	National Research Council

NURBS	Nonuniform rational B-splines
PA	Projeção postero-anterior
PDA	Patent ductus arteriosus (Duto arterial persistente)
PDF	Função densidade de probabilidade
PKA	Produto kerma-área
PTCA	Angioplastia coronária transluminal percutânea
RAO45	Projeção oblíqua direita 45°
RAO90	Projeção oblíqua direita 90°
RBM	Red bone marrow (Medula óssea vermelha)
TFT	Detector de painel plano
UF00F	Simulador híbrido recém-nascido feminino
UF00M	Simulador híbrido recém-nascido masculino
UF01F	Simulador híbrido de 1 ano feminino
UF01M	Simulador híbrido de 1 ano masculino
UF05F	Simulador híbrido de 5 anos feminino
UF05M	Simulador híbrido de 5 anos masculino
UF10F	Simulador híbrido de 10 anos feminino
UF10M	Simulador híbrido de 10 anos masculino
UF15F	Simulador híbrido de 15 anos feminino
UF15M	Simulador híbrido de 15 anos masculino
UFADF	Simulador híbrido adulto feminino
UFADM	Simulador híbrido adulto masculino
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica)
VSD	Ventricular Septal Defect (Defeito septal ventricular)
WHO	World Health Organization (Organização Mundial da Saúde)

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1. Objetivos .....	5
1.1.1. Objetivos específicos.....	5
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	6
2.1. Interação de fótons e elétrons com a matéria.....	6
2.2. Raios X e radiologia intervencionista .....	9
2.2.1. Atenuação de raios X em um meio .....	11
2.3. Grandezas e unidades dosimétricas.....	13
2.4. Simulação do transporte de radiação através do método Monte Carlo.....	17
2.4.1. Princípios básicos do método Monte Carlo.....	18
2.4.2. Geradores de números aleatórios e técnicas de amostragem .....	22
2.4.3. Simuladores antropomórficos - <i>phantoms</i> .....	23
2.4.4. Dosimetria computacional: coeficientes de conversão .....	27
3. MATERIAIS E MÉTODOS .....	29
3.1. Modelagem da fonte de raios X .....	29
3.2. Código Monte Carlo N-Particle Extended – MCNPX.....	30
3.3. Simuladores antropomórficos híbridos .....	32
3.4. Cenários de exposição e cálculo dos coeficientes de conversão.....	35
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	39
4.1. Coeficientes de conversão do simulador UF00M (3 mm).....	40
4.2. Coeficientes de conversão dos simuladores UF00MF (1 mm) e UFADM (3 mm).....	47
4.3. Coeficientes de conversão dos simuladores UF01MF (1 mm) e UFADM (3 mm).....	55
4.4. Coeficientes de conversão dos simuladores UF05MF (1 mm) e UFADM (3 mm).....	62
5. CONCLUSÕES .....	70
TRABALHOS PUBLICADOS NO PERÍODO .....	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	73
APÊNDICE A .....	80
APÊNDICE B.....	90

## 1. INTRODUÇÃO

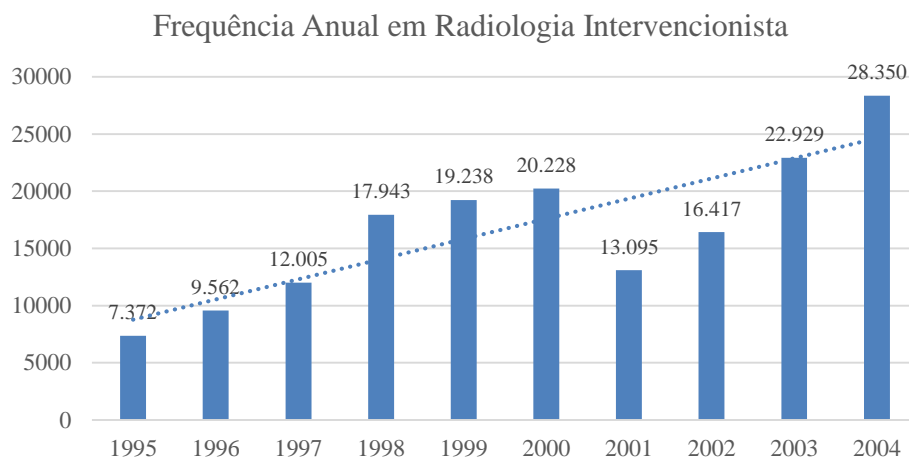
A fluoroscopia consiste numa contínua aquisição de imagens de raios X em tempo real, resultando num vídeo radiográfico de uma região do paciente a ser estudada ou tratada. Esta modalidade de imagem é utilizada em diversas aplicações médicas, dentre elas nos procedimentos intervencionistas em cardiologia para posicionamento de cateteres em artérias ou em procedimentos terapêuticos minimamente invasivos nos quais imagens em tempo real são necessárias (BUSHBERG, 2012). A realização destes procedimentos, por ser uma prática que utiliza radiação ionizante, deve seguir os três princípios recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), os quais são: justificação, otimização e aplicação de limites de dose. Os dois primeiros princípios são aplicados a qualquer situação de exposição à radiação e afirmam, respectivamente, que um procedimento deverá ser realizado apenas se os benefícios da exposição médica (do paciente) forem maiores que os malefícios e que a dose no paciente deve ser a mínima possível para uma qualidade de imagem aceitável. O terceiro princípio é aplicado, além do público, à equipe de profissionais (exposições ocupacionais), pois eles sofrem diversas exposições ao longo da carreira, sendo necessário não exceder os limites estabelecidos para se manter um nível de proteção apropriado (ICRP, 2007).

Com relação à otimização da proteção radiológica de indivíduos submetidos à exposição médica, a Comissão Europeia publicou um documento (EC, 1999) sobre os níveis de referência diagnósticos (DRL) que são utilizados para indicar se a dose no paciente está acima ou abaixo da dose esperada para um procedimento específico (ICRP, 2013). No Brasil, a portaria 453 (MS, 1998) estabelece que a taxa de kerma no ar em fluoroscopia seja inferior a 50 mGy/min na entrada da pele do paciente.

Os procedimentos intervencionistas na cardiologia, tanto no diagnóstico quanto na terapia, têm aumentado, dos quais a angiografia coronária (CA), a angioplastia coronária transluminal percutânea (PTCA) e o implante de *stent* coronário são os mais realizados. Esses representam 28% do total de procedimentos intervencionistas e 53% das exposições médicas (ICRP, 2013). Estima-se que 7% dos procedimentos de angiografia coronária são realizados em crianças de 0 a 15 anos de idade (UNSCEAR, 2000).

Estatísticas da radiologia intervencionista no Brasil mostram que a frequência anual destes procedimentos cresceu cerca de 4 vezes entre os anos de 1995 e 2004, sendo a região

sudeste responsável por 64% dos procedimentos realizados no país (MS, 2004). A Figura 1 apresenta o número total de procedimentos anuais no Brasil durante este período.



**Figura 1. Total de procedimentos em Radiologia Intervencionista no Brasil (MS, 2004).**

Os defeitos cardíacos estão entre as anomalias congênitas mais comuns, responsáveis pela mortalidade infantil mundialmente, com incidência que varia de 19 a 75 casos por mil recém-nascidos, de acordo com estatísticas da Organização Mundial da Saúde (WHO, 2011). Um estudo realizado no Instituto do Coração para Crianças e Adolescentes em Fortaleza (InCor Criança - CE) estima uma incidência de 25.757 casos por ano no Brasil (PINTO JR *et al.*, 2015). Neste mesmo estudo, os principais defeitos cardíacos com maior incidência são o defeito septal ventricular (VSD), defeito septal atrial (ASD) e duto arterial persistente (PDA). Os procedimentos minimamente invasivos na pediatria estão ganhando grande aceitação nos vários centros do Brasil, junto com o desenvolvimento dos equipamentos de imagens médicas e a oferta de novos materiais como cateteres, agulhas e guias disponibilizados por diversos fabricantes (OLIVEIRA *et al.*, 2012). Alguns dos procedimentos realizados na cardiologia pediátrica são a ablação por radiofrequência, o cateterismo cardíaco e a angioplastia coronária transluminal percutânea (PCTA) em pacientes na faixa etária de 0 a 15 anos (NAVARRO *et al.*, 2012).

Em virtude da maior frequência de procedimentos, do tempo de exposição, da proximidade do cardiologista em relação ao paciente e à fonte de raios X, diversos estudos em dosimetria têm sido realizados para avaliar as doses ocupacionais e médicas durante procedimentos intervencionistas. Além de ser responsável por exposições médicas com intervalo de dose efetiva de 10 a 300 mSv (NRC, 2006), a repetição de procedimentos,

inclusive em um curto intervalo de tempo, aumenta o risco de reações teciduais (lesões em tecidos cuja gravidade é caracterizada por um limiar de dose).

Os procedimentos intervencionistas em crianças com cardiopatias congênitas são, em geral, justificáveis por possivelmente substituírem outros procedimentos de alto risco. Entretanto, é importante avaliar as doses de pacientes pediátricos devido à maior susceptibilidade de ocorrência de danos provocados pela radiação nestes indivíduos que apresentam metabolismo rápido (divisão celular mais frequente) e maior proximidade anatômica dos órgãos. Além disso, a maior expectativa de vida das crianças induz uma maior probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos (que não possuem limiar de dose) tardios, como o câncer. De acordo com Hall (2002), as crianças são aproximadamente 10 vezes mais radiosensíveis comparadas com os adultos.

Diversas metodologias são utilizadas para avaliação da exposição dos pacientes e indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) em radiologia intervencionista, dentre elas: medições experimentais de grandezas como produto kerma-área (PKA ou DAP) em detectores, estimativa de doses absorvidas a partir de leitura de dosímetros posicionados em pontos de referência em IOEs ou em determinados órgãos de simuladores físicos. A partir de dados disponíveis na literatura para procedimentos cardíacos CA e PTCA, a dose efetiva do cardiologista varia de 0,2 a 18,8  $\mu\text{Sv}$  por procedimento (PADOVANI *et al.*, 2001). Martinez *et al.* (2007) estimaram, a partir de valores de PKA mensurados, doses efetivas em torno de 5 mSv por procedimento em pacientes na faixa etária de 1 a 5 anos. Ahmed *et al.* (2010) realizaram um estudo retrospectivo de 150 pacientes pediátricos submetidos a diversos procedimentos diagnósticos, incluindo fluoroscopia e procedimentos intervencionistas e apresentaram estimativas de doses por tempo de exposição (mSv/min) para faixas etárias específicas: 0,086 (recém-nascidos), 0,104 (1 ano), 0,126 (5 anos), 0,144 (10 anos) e 0,25 (15 anos). A Tabela 1 apresenta valores de PKA da literatura para procedimentos cardíacos em pacientes pediátricos.

**Tabela 1. Valores de PKA ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) reportados na literatura.**

Faixa etária (anos)	BOOTHROYD <i>et al.</i> (1997)	RASSOW <i>et al.</i> (2000)	BACHER <i>et al.</i> (2005)	MARTINEZ <i>et al.</i> (2007)	KEILLER e MARTIN (2015)
< 1	2,75 – 20,79	3		1,9	3,19
1 a < 5	1,26 – 67,25	5		2,9	5,7
5 a < 10	26,41 – 101,88	10	4,53	4,5	4,95
10 a < 16	8,44 – 202,39	18		15,4	10,64

Como a realização de medidas diretas da dose dentro do corpo humano é difícil ou impraticável, outra metodologia amplamente utilizada é a dosimetria computacional, a qual permite a estimativa de grandezas dosimétricas através da simulação computacional do transporte de radiação em cenários de exposição. A elaboração de um cenário de exposição consiste na implementação de simuladores antropomórficos em códigos computacionais que através do método Monte Carlo simulam as interações da radiação nos meios assim como a deposição energética nos órgãos e tecidos para diversos tipos de radiação. Os simuladores antropomórficos computacionais são modelos virtuais que representam tridimensionalmente um indivíduo com parâmetros anatômicos de referência (ICRP, 2002).

A dosimetria computacional tem seu desenvolvimento caracterizado pela evolução dos simuladores antropomórficos e aperfeiçoamento de códigos computacionais utilizados em transporte de radiação. Esta evolução se dá desde os anos de 1960, quando os simuladores computacionais começaram a ser elaborados, até os anos atuais com a disponibilidade de simuladores sofisticados e anatomicamente mais realísticos (LEE e LEE, 2006; XU e ECKERMAN, 2010). Alguns códigos de transporte de radiação que utilizam o método Monte Carlo no cálculo de dose são o MCNPX (PELOWITZ, 2011), o PHITS (SATO *et al.*, 2013), o EGSnrc (KAWRAKOW *et al.*, 2011) e o GEANT4 (GEANT4, 2015). Cada um destes códigos tem suas especificações quanto à faixa energética, tipo de partículas transportadas, aproximações e modelos utilizados para descrição de interações, podendo ser abertos (quando o usuário pode implementar rotinas ao código fonte) ou fechados (não é possível ter acesso ao código fonte). Diversos estudos dosimétricos comparando os valores calculados com valores experimentais são encontrados na literatura (BAPTISTA *et al.*, 2014; MEO *et al.*, 2014; VANO *et al.*, 2015; PRINCIPI *et al.*, 2016).

Neste trabalho, cenários de exposição típicos de procedimentos de radiologia intervencionista foram desenvolvidos para simulação no código de transporte de radiação que utiliza o método de Monte Carlo. Cada cenário é composto por uma sala com dimensões padrões que contém um equipamento de raios X do tipo arco C e o transporte acoplado de fótons e elétrons foi realizado para um feixe de raios X incidente no simulador antropomórfico pediátrico para diversas projeções angiográficas. As grandezas computadas foram o PKA na saída do tubo de raios X e a dose absorvida em 21 órgãos radiosensíveis para estimar coeficientes de conversão.

## 1.1. Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de cenários de cardiologia intervencionista pediátrica utilizando o código MCNPX e uma dupla de simuladores antropomórficos híbridos adulto e pediátrico (recém-nascido e 1 ano) representando o cardiologista e o paciente, respectivamente. Os cenários elaborados foram simulados utilizando 4 espectros energéticos (60, 70, 75 e 80 kVp) e 6 projeções angiográficas (AP, PA, LAO90, RAO90, LAO45 e RAO45). Nas simulações, as grandezas estimadas são a dose equivalente ( $H_T$ ), a dose efetiva (E) e o produto kerma-área (PKA) na saída do tubo de raios X, para obtenção dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$ .

### 1.1.1. Objetivos específicos

- Calcular os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  dos simuladores pediátricos recém-nascido e de 1 ano para avaliação da exposição médica;
- Avaliar os coeficientes de conversão em função das faixas etárias dos pacientes através da comparação com valores da literatura;
- Calcular os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do simulador adulto na posição do médico cardiologista e implementar equipamentos de proteção individual (EPIs) para avaliação da dose ocupacional;
- Utilizar tallies *mesh* para adquirir imagens do fluxo da fótons na sala para diversas geometrias de irradiação.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. Interação de fótons e elétrons com a matéria

Nesta seção, serão abordados os principais tipos de interação de fótons e elétrons, visto que a simulação acoplada de ambos é utilizada neste trabalho. Os elétrons interagem com a matéria através de forças coulombianas, via excitação, ionização ou perdas radiativas. Estes três processos são ilustrados na Figura 2.

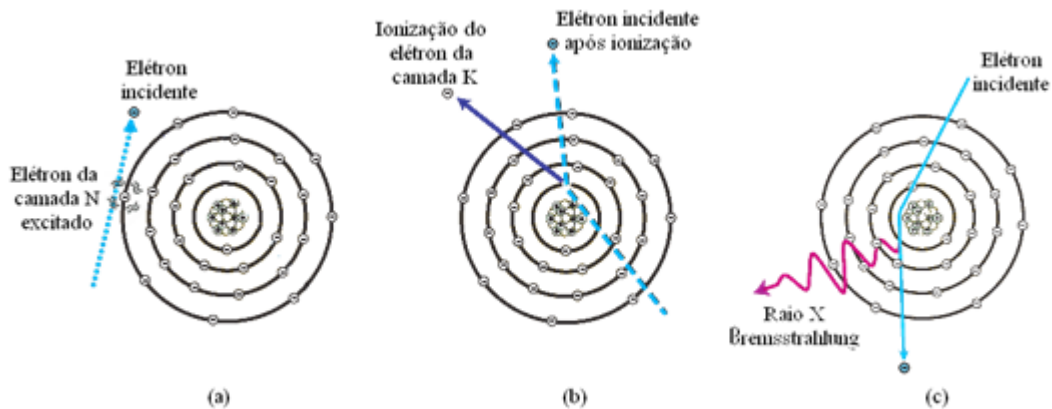


Figura 2. Interação de elétrons via (a) excitação, (b) ionização e (c) perda radiativa (Adaptado de BUSHONG, 2013).

A excitação ocorre quando há transferência parcial da energia do elétron incidente para um elétron do material, o que é transferido para um nível de maior energia e, em seguida, retorna para um nível de menor energia. Nesta desexcitação, há emissão de radiação eletromagnética ou ejeção de elétrons secundários (elétrons Auger). A ionização ocorre quando a energia do elétron incidente excede a energia de ligação do elétron orbital, que é ejetado do átomo (BUSHBERG, 2012). Quando um elétron mais interno (camada K) é ejetado do átomo e sua vacância preenchida por um elétron mais externo (camadas L, M, N, ...), ocorre emissão de raios X característicos, cuja energia será dada pela diferença das energias de ligações ( $E_b$ ) das camadas nas quais ocorreu a transição ( $K_\alpha$ :  $L \rightarrow K$ ,  $K_\beta$ :  $M \rightarrow K$ ).

Considerando que haja interação inelástica do elétron incidente com o núcleo, isto é, sua trajetória é defletida devido à carga positiva do núcleo, a perda de energia cinética do elétron ao ser desacelerado será instantaneamente emitida na forma de raios X (Bremstrahlung). Essa perda radiativa tem maior probabilidade de ocorrência para materiais com alto número

atômico ( $Z$ ) e elétrons incidentes com alta energia cinética ( $E_K$ ), ou seja, é diretamente proporcional ao produto  $E_K Z$  (BUSHBERG, 2012).

Na interação dos fótons com a matéria, existem quatro mecanismos principais, os quais são o espalhamento coerente (Rayleigh), espalhamento incoerente (Compton), efeito fotoelétrico e produção de pares. Na faixa energética da radiologia diagnóstica, há predominância apenas dos três primeiros mecanismos. A Figura 3 mostra um gráfico da probabilidade de ocorrência de cada processo de interação no tecido mole (coeficientes mássicos de atenuação) em função da energia do fóton (ICRU, 1989).

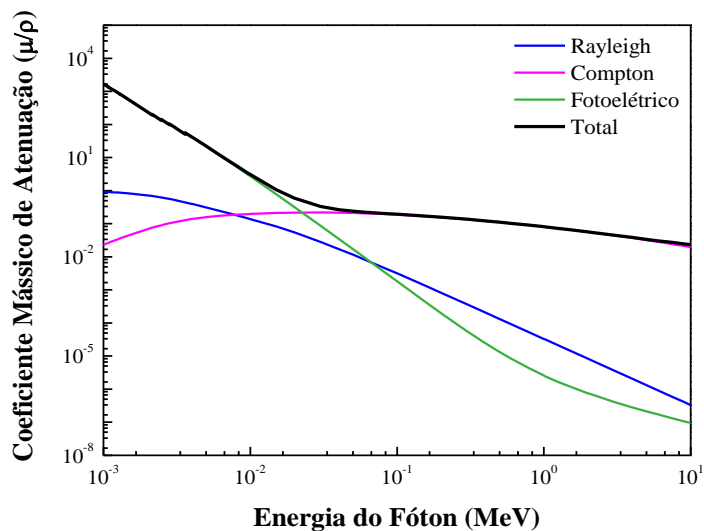


Figura 3. Coeficientes mássicos de atenuação para espalhamentos Rayleigh e Compton, efeito fotoelétrico e total para tecido mole (BERGER *et al.*, 2010).

No espalhamento coerente (Rayleigh), o campo elétrico do fóton incidente interage e excita o átomo que emite um fóton com mesma energia, porém com uma direção diferente (BUSHONG, 2013). Este mecanismo ocorre com mais frequência na faixa de baixas energias ( $15 \text{ keV} < h\nu < 30 \text{ keV}$ ) e em materiais com alto  $Z$ , e os ângulos de espalhamento são maiores para energias mais baixas. A probabilidade de ocorrência (seção de choque) do espalhamento Rayleigh é proporcional à razão  $(Z/h\nu)^2$  (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente interage com um elétron orbital fortemente ligado do meio atenuador e deposita totalmente sua energia, ejetando o elétron do átomo com energia cinética  $E_K$  dada pela Equação 1.

$$E_K = h\nu - E_B \quad (1)$$

Na Equação 1,  $h\nu$  é a energia do fóton incidente,  $E_B$  é a energia de ligação do elétron e a energia cinética de recuo do átomo ( $E_a$ ) é desprezível, porque sua massa é muito maior que a massa do elétron (PODGORSK, 2005). O efeito fotoelétrico é predominante para fótons com energia pouco maior que a energia de ligação do elétron do material e alto Z, sendo sua seção de choque proporcional à razão  $(Z/h\nu)^4$  para fótons com energias abaixo de 100 keV (ATTIX, 2004).

O espalhamento incoerente (Compton), também conhecido como espalhamento inelástico, ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron da camada de valência. Na cinemática deste processo, o elétron é ejetado a um ângulo  $\theta$  com energia cinética  $E_K$  e momento  $p$  e o fóton espalhado a um ângulo  $\varphi$  com energia  $h\nu'$  e momento  $h\nu'/c$ . Pelo princípio de conservação da energia e do momento, a energia cinética do elétron ejetado ( $E_K$ ) é dada pela Equação 2, a energia do fóton espalhado ( $h\nu'$ ) pela Equação 3 e o ângulo de espalhamento do elétron ( $\theta$ ) pela Equação 4.

$$E_K = h\nu - h\nu' \quad (2)$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos \varphi)} \quad (3)$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan \left(\frac{\varphi}{2}\right) \quad (4)$$

Nas Equações 2, 3 e 4,  $m_0c^2$  é a energia de repouso do elétron, igual a 0,511 MeV (ATTIX, 2004). A probabilidade de ocorrência do efeito Compton é dada pelo produto  $Z \sigma_e$ , em que  $\sigma_e$  é a seção de choque de Klein-Nishina, descrita pela Equação 5.

$$\sigma_e = 2\pi \int_0^\pi \left(\frac{r_0^2}{2}\right) \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2 \varphi\right) \sin \varphi d\varphi \quad (5)$$

Na Equação 5,  $r_0$  é o raio do elétron (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

## 2.2. Raios X e radiologia intervencionista

As fontes de radiação mais comuns em imagens médicas são os equipamentos emissores de raios X. A Figura 4a ilustra simplificada os componentes de um tubo de raios X e a sua produção. Os eletrodos do tubo são o cátodo, que consiste de um filamento de tungstênio no qual uma corrente elétrica é aplicada para produção de elétrons (emissão termiônica), e o anodo, que é um material alvo que possui alto número atômico e elevada temperatura de fusão (geralmente tungstênio, com  $Z = 74$  e  $T = 3695\text{ K}$ ). A produção de raios X ocorre quando uma alta diferença de potencial é aplicada entre os eletrodos, fazendo com que os elétrons sejam acelerados em direção ao anodo, emitindo raios X. Conforme a interação do feixe de elétrons com o material alvo do anodo podem ser do tipo elétron-núcleo ou elétron-elétron, o espectro energético dos raios X na saída do tubo é caracterizado por uma combinação de radiação *Bremsstrahlung* (contínuo) e característica (discreto), ilustrado na Figura 4b. Como a maior parte da energia dos elétrons (99%) é convertida em calor, a rotação do anodo do tubo de raios X é realizada para que haja uma transferência de calor numa maior área, evitando desgaste prematuro do anodo (BUSHBERG, 2012).

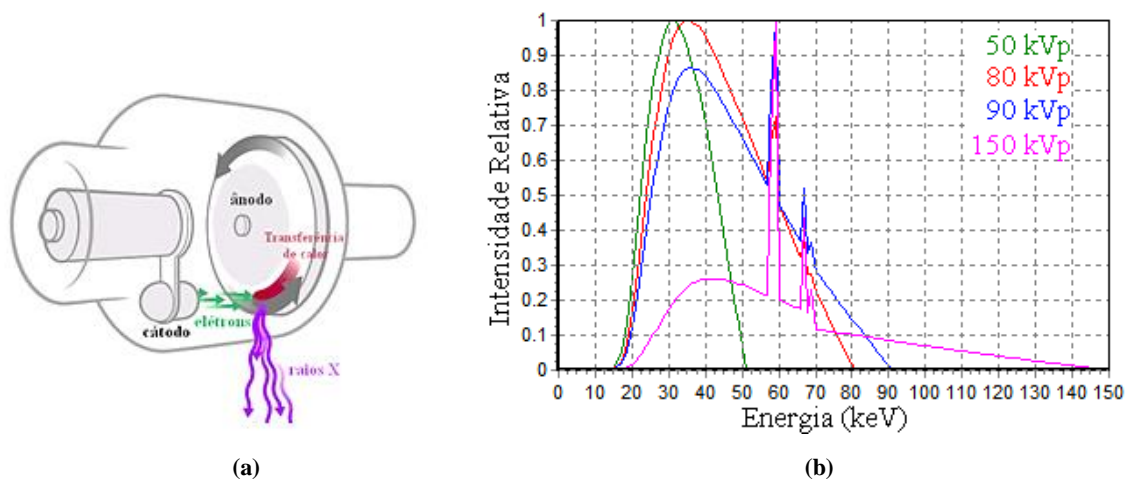
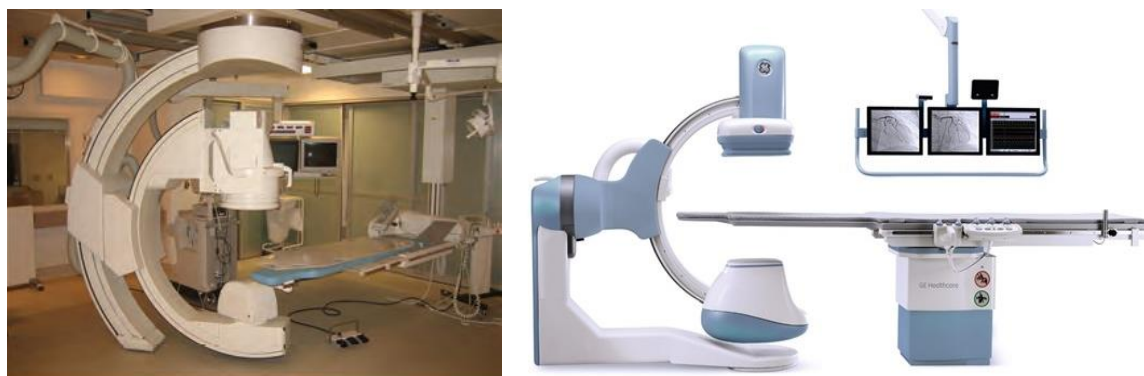


Figura 4. (a) Esquematização de um tubo de raios X e (b) espectros energéticos gerados pelo Specgen (TUCKER *et al.*, 1991).

Em 1898, Thomas Edison desenvolveu o primeiro fluoroscópio, formado por platinocianeto de bário, e investigou as propriedades de outros materiais fluorescentes como o sulfeto de zinco e cádmio (ZnCdS). O fluoroscópio de Edison gerava imagem a partir da luminescência do platinocianeto de bário devido à interação do feixe de raios X que atravessa a parte do corpo observada. Em meados dos anos 1950, surgiram os intensificadores de

imagem. Estes detectores têm a função de converter os fótons de raios X em fótons de luz (fósforo da tela de entrada: CsI), posteriormente convertidos em sinal elétrico (fotocátodo), que é amplificado (lentes eletrônicas) e convertido em sinal luminoso (fósforo da tela de saída: ZnCdS). Este sinal luminoso é captado por um sistema periférico de vídeo acoplado ao intensificador para formação da imagens que podem ser visualizadas em monitores de TV (BUSHBERG, 2012). Sistemas modernos de fluoroscopia digital com detectores de painel plano (TFT) estão substituindo os sistemas com intensificadores de imagem devido à sua maior eficiência de detecção quântica, resolução temporal e faixa de contraste (BUSHONG, 2013). Equipamentos com detector TFT possuem um material cintilador (iodeto de cério – CsI), para conversão dos raios X em sinal luminoso, e um arranjo de transistores com fotodiodos (elemento detector) que convertem o sinal luminoso do CsI em sinal eletrônico. As imagens são armazenadas diretamente sem a necessidade de um sistema periférico.

A Figura 5 ilustra os dois tipos de detectores em equipamentos de raios X do tipo arco C. Outros componentes presentes numa sala de radiologia intervencionista são: a mesa do paciente, os monitores de TV e o painel de controle, pelo qual o médico seleciona os modos de operação e ajustes necessários durante o exame.



**Figura 5. Sistemas de fluoroscopia com (a) intensificador de imagem e (b) detector de painel plano (BUSHBERG, 2012; BUSHONG, 2013).**

Durante a aquisição de imagens em fluoroscopia, é possível selecionar a produção contínua de raios X (modo contínuo) ou a produção de pulsos de raios X (modo pulsado). No modo contínuo, a corrente do tubo é contínua, em torno de 0,5 a 4 mA (dependendo do tamanho do paciente) e as imagens são adquiridas a uma taxa de 30 quadros/s. No modo pulsado, vários pulsos de radiação são produzidos em um curto intervalo de tempo (~10 ms) e

é possível obter diferentes taxas (30, 15, 7,5 quadros/s) que podem reduzir a dose no paciente (BUSHBERG, 2012). No modo pulsado, a taxa de dose depende da dose por pulso e da quantidade de pulsos por segundo. A altura, largura e frequência dos pulsos podem ser controladas pelo gerador de raios X e nem sempre a dose no paciente será menor, pois há possibilidade de produzir pulsos mais longos cuja intensidade é maior que a utilizada no modo contínuo (BOGAERT, 2009; CANEVARO, 2009). Devido à dinâmica do procedimento intervencionista, o conjunto tubo-detector pode ser posicionado em diversas projeções angiográficas. Na Figura 5 (a), é ilustrada a projeção postero-anterior (PA), na qual o tubo de raios X está posicionado abaixo da mesa do paciente.

Os procedimentos cirúrgicos realizados em radiologia intervencionista, tanto diagnósticos quanto terapêuticos, são minimamente invasivos, sendo guiados por imagens fluoroscópicas, com utilização de meios de contraste no paciente para visualização da região a ser diagnosticada ou tratada. A realização destes procedimentos começou em 1927, quando Egas Moniz realizou uma angiografia. Esta técnica consiste na aquisição de imagens de raios X para visualização de veias a partir da injeção de um meio de contraste no paciente. Em 1929, Werner Forssman realizou o primeiro procedimento de cateterismo cardíaco ao introduzir um cateter em sua veia do braço, conduzindo-o até o átrio direito, observando o percurso do cateter em um equipamento de raios X. Em 1953, Sven Ivar Seldinger descreveu um acesso percutâneo pela artéria femoral utilizando um cateter e um fio-guia, no qual, a partir de imagens fluoroscópicas, era possível visualizar o percurso do cateter até a região de estudo (BUSHONG, 2013). Na cardiologia intervencionista, além de procedimentos diagnósticos como a angiografia coronária (CA) existem procedimentos que permitem o tratamento de cardiopatias, como a angioplastia (desobstrução do vaso sanguíneo) e o implante por *stent*, dispositivo constituído por uma malha metálica flexível posicionado dentro do vaso sanguíneo para impedir o estreitamento do vaso desobstruído (estenose).

### 2.2.1. Atenuação de raios X em um meio

A atenuação é definida pela redução do número de fótons ou intensidade de um feixe de radiação quando este atravessa uma espessura  $x$  de um material, sendo descrita pela Equação 6.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (6)$$

Na Equação 6,  $I_0$  e  $I$  representam, respectivamente, a intensidade do feixe antes e depois de atravessar a espessura  $x$  do material e  $\mu$  representa o coeficiente de atenuação linear (BUSHBERG, 2012).

Os mecanismos de interação discutidos na seção 2.1 contribuem para a atenuação do feixe num meio. A probabilidade de interação do feixe depende do número de átomos por unidade de distância, ou seja,  $\mu$  está relacionado ao caminho livre médio ( $\lambda$ ) e à seção de choque atômica ( $\sigma_a$ ) através da Equação 7.

$$\mu = \frac{1}{\lambda} = n\sigma_a \quad (7)$$

Para remover a dependência do valor de  $\mu$  com relação ao estado físico de material, é feita a razão entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade do material ( $\mu/\rho$ ), denominado coeficiente de atenuação mássico (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Os valores de  $\mu/\rho$  são tabelados, dependem fortemente da energia e de valores teóricos para  $\sigma_a$ , cuja relação é descrita pela Equação 8.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A\sigma_a}{A} = \frac{nZ\sigma_e}{\rho} \quad (8)$$

Na Equação 8,  $\sigma_a = Z\sigma_e$ , em que  $\sigma_e$  é a seção de choque por elétron e  $nZ$  é a densidade eletrônica (HUBBELL e SELTZER, 2004).

No intervalo energético dos raios X diagnósticos, de 30 a 150 keV (BUSHONG, 2013), a seção de choque total é dada pela soma das contribuições das principais interações dos fótons com a matéria, isto é, as seções de choque para efeito fotoelétrico ( $\sigma_{ph}$ ), espalhamento coerente – Rayleigh ( $\sigma_{coh}$ ) e espalhamento incoerente – Compton ( $\sigma_{incoh}$ ), conforme a Equação 9.

$$\sigma_a = \sigma_{ph} + \sigma_{coh} + \sigma_{incoh} \quad (9)$$

O feixe de fótons atravessa um material produzindo partículas carregadas, as quais podem depositar ou não a energia no material. Neste caso, existem dois tipos de coeficientes mássicos: o de transferência de energia ( $\mu_{tr}/\rho$ ) e o de absorção de energia ( $\mu_{en}/\rho$ ).

Dependendo da fração média da energia de elétrons secundários perdida através de processos radiativos,  $\mu_{en}/\rho$  é menor ou igual a  $\mu_{tr}/\rho$  (ATTIX, 2004). A Figura 6 mostra os valores dos coeficientes de atenuação mássico ( $\mu/\rho$ ) e de absorção de energia ( $\mu_{en}/\rho$ ) em função da energia dos fótons para o tecido mole (ICRU, 1989).

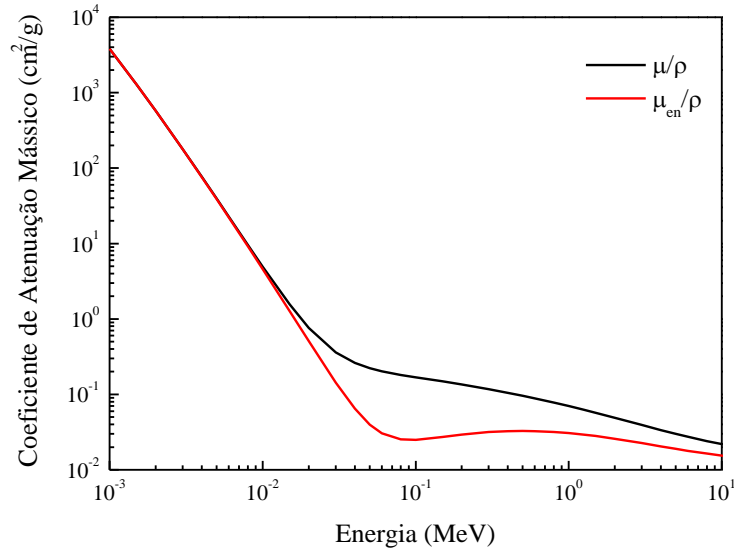


Figura 6. Coeficientes  $\mu/\rho$  e  $\mu_{en}/\rho$  para o tecido mole (BERGER *et al.*, 2010).

### 2.3. Grandezas e unidades dosimétricas

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU) definiu grandezas a serem utilizadas na dosimetria das radiações, as quais são também implementadas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). Existem três principais categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Um feixe de radiação é caracterizado por grandezas físicas, tais como o fluxo ( $\phi$ ), a fluência energética ( $\psi$ ), o kerma ( $K$ ) e a dose absorvida ( $D$ ).

A fluxo de partículas ( $\phi$ ) é definido pela razão do número de partículas ( $dN$ ) que atravessam uma seção de área ( $dA$ ), descrita pela Equação 10 em unidades de  $m^{-2}$  ou *barn* ( $b$ ), em que  $1 b = 10^{-28}m^2$  (ICRP, 2010).

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (10)$$

No caso de um feixe monoenergético de fótons com energia  $E$ , a fluência energética que representa o fluxo de energia por seção de área é expressa por  $\psi = \phi \cdot E$ . No caso de um feixe de fótons polienergético (raios X), a fluência energética é descrita pela Equação 11.

$$\psi = \Phi_E \cdot E \quad (11)$$

Na Equação 11,  $\Phi_E$  é o espectro de fluência. A unidade de  $\psi$  no Sistema Internacional (SI) é o  $J/m^2$ .

O kerma está relacionado à energia cinética de todas partículas liberadas pela radiação indiretamente ionizante. Esta grandeza, expressa pela Equação 12, é definida pela razão da soma das energias cinéticas iniciais das partículas ( $dE_{tr}$ ) pela massa ( $dm$ ) do material.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (12)$$

A unidade de kerma no SI é o *gray*,  $1Gy = 1 J/kg$  (ICRU, 2005). Para feixes de fótons polienergéticos, o kerma é definido em função do espectro da fluência energética ( $\Phi_E$ ) e do coeficiente mássico de transferência de energia ( $\mu_{tr}/\rho$ ) pela Equação 13.

$$K = \int_0^{E_{máx}} \Phi_E \cdot \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \cdot E dE \quad (13)$$

Em fluoroscopia, o kerma no ar é medido em um ponto específico (ponto de referência), podendo ser denominado kerma no ar incidente ( $K_i$ ), quando não considera o fator de retroespalhamento do paciente (ou *phantom*), ou kerma no ar na superfície de entrada ( $K_e$ ), quando há contribuição da radiação espalhada (IAEA, 2007). O ponto de referência é aproximadamente localizado na superfície de entrada do paciente e definido como 15 cm do isocentro do equipamento em direção ao tubo de raios X (IEC, 2008; FDA 2009), entretanto o fabricante do equipamento pode especificar um ponto diferente (SCHUELER, 2010).

A grandeza física fundamental em dosimetria é a dose absorvida ( $D$ ), definida pela razão da energia absorvida ( $dE$ ) por um volume de massa ( $dm$ ), conforme a Equação 14. A dose absorvida em um órgão ( $D_T$ ) é dada pela razão da energia média absorvida ( $\bar{E}$ ) pela massa do órgão ( $m_T$ ), conforme mostra a Equação 15. A dose absorvida ( $D$ ) e a dose em um órgão ou tecido ( $D_T$ ) são expressas em unidades de Gy (ICRU, 2005).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (14)$$

$$D_T = \frac{\bar{E}}{m_T} \quad (15)$$

As grandezas de proteção relacionadas ao risco de efeitos estocásticos devido à exposição à radiação são a dose equivalente ( $H_T$ ) e a dose efetiva ( $E$ ). A primeira é a ponderação da dose absorvida num tecido ( $D_T$ ) devido ao tipo de radiação, expressa pela Equação 16.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_T \quad (16)$$

Na Equação 16,  $w_R$  representa os fatores de ponderação da radiação definidos pela ICRP (2007), ilustrados na Tabela 2. Portanto, a dose equivalente é dada pela soma da contribuição de um tipo de radiação  $R$  na dose absorvida no tecido ( $D_T$ ). Embora o valor de  $w_R$  seja adimensional, a unidade de dose equivalente no S.I. recebe um nome especial, o *sievert*,  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ .

**Tabela 2. Fatores de ponderação para radiação<sup>1</sup> recomendados pela ICRP 103 (2007).**

<b>Tipo de radiação</b>	<b><math>w_R</math></b>
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fissão, íons pesados	20
Nêutrons	Curva contínua em função da energia do nêutron

<sup>1</sup> Valores relacionados com a radiação incidente no corpo ou emitida por fontes internas

A dose efetiva ( $E$ ) é definida como a soma das doses equivalentes multiplicadas pelo respectivo fator de ponderação tecidual ( $w_T$ ), conforme mostra a Equação 17.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (17)$$

Os valores de  $w_T$ , definidos pela ICRP (2007) para os órgãos e tecidos radiosensíveis, são mostrados na Tabela 3. Estes valores são escolhidos devido à contribuição de cada órgão ou tecido na indução de efeitos estocásticos.

**Tabela 3. Fatores de ponderação teciduais recomendados pela ICRP 103 (2007).**

Órgão/Tecido	$w_T$	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmões, estômago, mamas, tecidos residuais*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04	0,16
Tecido endosteal (ossos), cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total		1,00

\* Tecidos residuais: adrenais, vias respiratórias, vesícula biliar, coração, rins, nodos linfáticos, músculo esquelético, mucosa bucal, pâncreas, próstata, intestino delgado, timo e útero.

Para determinar a dose efetiva  $E$ , deve-se primeiro determinar separadamente as doses equivalentes específicas dos simuladores masculino ( $H_T^M$ ) e feminino ( $H_T^F$ ), obter a dose equivalente média e então aplicar os fatores de ponderação  $w_T$ , conforme mostra a Equação 18.

$$E = \sum_T w_T \cdot \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (18)$$

A unidade de dose efetiva no S.I. é o *sievert*,  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$  (ICRP, 2010).

A ICRP emitiu novas recomendações em proteção radiológica em 2007 (ICRP, 2007), que formalmente substituíram as recomendações de 1990 (ICRP, 1991). As recomendações revistas incluem considerações do detrimento de efeitos não cancerígenos da radiação para saúde (reações teciduais) anteriormente denominados efeitos determinísticos. A ICRP também sugeriu um limiar de dose absorvida de 0,5 Gy para o cristalino dos olhos. Este mesmo limiar é adotado para o coração e o cérebro em casos de doenças circulatórias, nas quais as doses dos pacientes submetidos a procedimentos intervencionistas complexos podem alcançar esta magnitude (ICRP, 2011). Para exposições ocupacionais e públicas, os limites de dose equivalente e efetiva revisados da publicação 103 (ICRP, 2007) são dados na Tabela 4.

**Tabela 4. Limites de dose recomendados ICRP (2011).**

<b>Tipo de Limite</b>	<b>Ocupacional</b>	<b>Pública</b>
<b>Dose efetiva</b>	20 mSv <sup>a</sup>	1 mSv
<b>Dose equivalente</b>		
Cristalino	20 mSv <sup>a</sup>	15 mSv
Pele <sup>b</sup>	500 mSv	50 mSv
Mãos e pés	500 mSv	—

<sup>a</sup> Valor médio durante período de 5 anos, não excedendo 50 mSv em um único ano

<sup>b</sup> Valor médio sobre 1 cm<sup>2</sup> de área da pele, independentemente da área exposta.

Durante procedimentos que utilizam raios X para formação de imagens, a dose média absorvida nos órgãos e tecidos de pacientes não pode ser medida diretamente. Na prática, a medição de grandezas que caracterizam o feixe externo é feita no intuito de auxiliar o gerenciamento da dose do paciente. Na radiologia intervencionista, o produto kerma-área (PKA) é uma grandeza específica determinada com uma câmara de transmissão geralmente acoplada na saída do cabeçote do tubo de raios X. O detector de PKA consiste de placas paralelas de PMMA revestido com material condutor transparente à radiação (índio ou estanho) cuja área sensível é preenchida com ar (IAEA, 2007). O PKA é definido como a integral do kerma no ar ( $K_a$ ) pela área irradiada do feixe de raios X no plano perpendicular ao eixo do feixe (ICRU, 2005), descrito pela Equação 19 em unidades de Gy.m<sup>2</sup> no SI.

$$PKA = \int_A K_a(x, y) dx dy \quad (19)$$

#### **2.4. Simulação do transporte de radiação através do método Monte Carlo**

O método Monte Carlo tem sua essência associada a jogos de azar, e foi primeiramente utilizado no transporte de radiação por cientistas que trabalharam no desenvolvimento de armas nucleares nos anos 1940, como Enrico Fermi, John von Neumann, Stan Ulam, Nicholas Metropolis e Robert Richtmyer (ECKHARDT, 1987). Durante a segunda guerra mundial, em Los Alamos, Stan Ulam percebeu que as técnicas de amostragem estatísticas consideradas impraticáveis por serem longas e tediosas, poderiam se tornar práticas com o uso dos

computadores. Ao estudar a moderação de nêutrons, Fermi desenvolveu em 1947 um dispositivo denominado FERMIAC que rastreava o movimento dos nêutrons em materiais fissionáveis através do método Monte Carlo (LEES, 1966). Além de ser utilizado com sucesso em problemas relacionados à fissão, desde os anos de 1950 existem artigos que descrevem o método Monte Carlo e sua aplicação em transporte de radiação, estatística e economia, entre outras áreas (METROPOLIS e ULAM, 1949). No início de 1960, o desenvolvimento de computadores e a padronização de linguagens de programação como o FORTRAN permitiram o surgimento de códigos de propósitos gerais como o MCS. Este código passou por diversos aprimoramentos até que em 1977 passou a ser chamado MCNP (Monte Carlo N-Particle) e desde então existem diversas versões deste código, dentre elas o MCNPX (MCNP eXtended) (PELOWITZ, 2011).

O transporte da radiação é um processo estocástico natural que pode ser modelado pelo método Monte Carlo a partir da simulação de uma sequência de variáveis aleatórias uniformemente distribuídas no intervalo de 0 a 1 (ROSS, 2010). Diferentemente dos métodos determinísticos que visam resolver a equação de transporte de Boltzmann, na simulação computacional primeiramente se estuda o sistema real para então se construir um modelo que o represente e que possibilite obter resultados a partir do comportamento médio do sistema (RUBINSTEIN e KROESE, 2008). Para simular o transporte e as interações da radiação em um meio através do método Monte Carlo, uma sequência de eventos é simulada para um número de histórias de partículas muito grande. A história da partícula indica o caminho percorrido por ela desde o início, no local onde é gerada, até seu fim, após sofrer interações com o meio e depositar sua energia totalmente ou quando sair do volume de importância, interagindo ou não com o meio. Em princípio, o método Monte Carlo é baseado em dois teoremas matemáticos: a lei dos grandes números e o teorema do limite central. Para melhor compreensão de ambos, alguns conceitos estatísticos serão abordados na seção seguinte.

#### **2.4.1. Princípios básicos do método Monte Carlo**

Quando um experimento é realizado, as grandezas numéricas de interesse que são determinadas pelos resultados do experimento são denominadas variáveis aleatórias. Ou seja, uma variável aleatória, também denominada estocástica, não tem valores previsíveis mas possui função densidade de probabilidade (PDF), função de distribuição cumulativa (CDF), média, variância, entre outras medidas estatísticas (DUNN e SHULTIS, 2012). A variável

aleatória associada a um evento pode ter distribuição discreta, se assumir valores distintos (contáveis), ou ter uma distribuição contínua, ao assumir qualquer valor (incontável), ambas dentro de um intervalo finito  $[a, b]$  ou infinito  $(-\infty, \infty)$ . A Tabela 5 apresenta algumas distribuições contínuas e discretas e suas respectivas características.

**Tabela 5. Distribuições discretas e contínuas e suas características (Adaptado de RUBINSTEIN e KROESE, 2008)**

Nome	Tipo	Notação	$f(x)$	$x \in$	Parâmetros
Uniforme	Contínua	$U[\alpha, \beta]$	$\frac{1}{\beta - \alpha}$	$[\alpha, \beta]$	$\alpha < \beta$
Exponencial	Contínua	$\text{Exp}(\lambda)$	$\lambda e^{-\lambda x}$	$\mathbb{R}_+$	$\lambda > 0$
Uniforme	Discreta	$\text{DU}\{1, \dots, n\}$	$\frac{1}{n}$	$\{1, \dots, n\}$	$n \in \{1, 2, \dots\}$
Poisson	Discreta	$\text{Poi}(\lambda)$	$\frac{\lambda^x}{x!} e^{-\lambda}$	$\mathbb{N}$	$\lambda > 0$

A PDF de uma variável aleatória  $x$ , definida por  $f(x)$ , é uma medida de probabilidade de se observar  $x$  e possui as seguintes propriedades: (1) é definida num intervalo de  $[a, b]$ , em que  $a < b$ , (2)  $f(x) \geq 0$  para  $x \in [a, b]$  e (3) é normalizada, ou seja,  $\int_a^b f(x) dx = 1$ . A quantidade  $f(x) dx$  é a probabilidade de uma amostragem randômica  $x_i$  assumir um valor dentro do intervalo de  $x$  a  $x + dx$ , representada pela Equação 20.

$$f(x) dx = \mathbb{P}\{x \leq x_i \leq x + dx\} \quad (20)$$

Sendo  $f(x)$  válida no intervalo  $[a, b]$ , a CDF descrita por  $F(x)$ , associada a variáveis aleatórias uniformemente distribuídas em um intervalo de  $[0, 1]$ , possui as seguintes propriedades: (1)  $F(a) = 0$ , (2)  $F(b) = 1$  e (3) é sempre crescente visto que a PDF é sempre não-negativa. A CDF é uma medida direta da probabilidade de uma amostragem randômica da variável aleatória  $x$  assumir um valor dentro do intervalo  $[a, b]$ , sendo expressa de forma geral pela Equação 21.

$$F(x) = \int_a^x f(x') dx' \quad (21)$$

No caso da amostragem randômica  $x_i$ , a probabilidade da variável aleatória  $x$  assumir um valor no intervalo de  $a$  e  $x_i$ , será dada pela CDF  $F(x_i)$ , encontrada substituindo o intervalo na Equação 22.

$$\mathbb{P}\{a \leq x \leq x_i\} = \int_a^{x_i} f(x')dx' = F(x_i) - F(a) \quad (22)$$

Na Equação 22,  $\mathbb{P}\{a \leq x \leq x_i\} = F(x_i)$  visto que  $F(a) = 0$ .

Outros conceitos estatísticos são medidas relacionadas a qualquer PDF  $f(x)$ , tais como: a média  $\langle x \rangle$ , a variância  $\sigma^2$  e o desvio padrão  $\sigma$ . A média  $\langle x \rangle$  é definida pela Equação 23 como um valor esperado ou valor médio da variável aleatória  $x$ .

$$\langle x \rangle = \int_a^b xf(x)dx \quad (23)$$

A variância  $\sigma^2$  definida pela Equação 24 é uma medida da dispersão da variável aleatória  $x$  com relação ao valor médio.

$$\sigma^2(x) \equiv \langle [x - \langle x \rangle]^2 \rangle = \langle x^2 \rangle - \langle x \rangle^2 \quad (24)$$

O desvio padrão é definido como a raiz quadrada da variância, obtido por  $\sigma(x) = \sqrt{\sigma^2(x)}$ .

Considerando uma função  $z(x)$ , em que a variável aleatória  $x$  seja descrita por uma PDF  $f(x)$ , o valor esperado dessa função, conhecido como média populacional  $\langle z \rangle$ , é definido pela Equação 25.

$$\langle z \rangle = \int_a^b z(x)f(x)dx \quad (25)$$

De forma análoga, a variância dessa função  $z(x)$  será dada pela Equação 26.

$$\sigma^2(z) = \langle z^2 \rangle - \langle z \rangle^2 \quad (26)$$

O desvio padrão populacional é definido por  $\sigma(z) = \sqrt{\sigma^2(z)}$ .

A partir da função  $z(x)$ , uma média amostral  $\bar{z}$ , descrita pela Equação 27, é definida como uma estimativa da média populacional  $\langle z \rangle$  obtida a partir de um número finito  $N$  de amostras. Na simulação do transporte de radiação,  $N$  representa o número total de histórias das partículas, isto é, amostras da PDF  $f(x)$ .

$$\bar{z} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z(x_i) \quad (27)$$

A variância da função  $z(x)$ , conhecida como variância amostral  $s^2(z)$ , é definida pela Equação 28.

$$s^2(z) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [z(x_i) - \bar{z}]^2 \quad (28)$$

Resolvendo a Equação 28, é possível estimar o desvio padrão amostral dado pela Equação 29.

$$s(z) = \left[ \frac{N}{N-1} (\overline{z^2} - \bar{z}^2) \right]^{1/2} \quad (29)$$

O ponto chave da análise através do método Monte Carlo é obter uma estimativa de  $\langle z \rangle$  a partir de  $\bar{z}$  através da lei dos grandes números e obter também a incerteza associada a essa estimativa através do teorema do limite central.

A lei dos grandes números afirma que, para um número muito grande de histórias ( $N \gg 1$ ), a soma normalizada de  $\bar{z}$  se aproxima do valor esperado  $\langle z \rangle$ , ou seja a Equação 30 é válida.

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \bar{z} = \langle z \rangle \quad (30)$$

O teorema do limite central afirma que a incerteza na estimativa do valor esperado é proporcional à  $1/\sqrt{N}$ . Este teorema garante que o desvio padrão da média amostral  $\bar{z}$  em relação ao valor real se aproxima de zero para  $N \rightarrow \infty$ . O desvio padrão de  $\bar{z}$  é dado pela Equação 31 e a estimativa do desvio padrão de  $\bar{z}$ , pela Equação 32.

$$\sigma(\bar{z}) = \frac{\sigma(z)}{\sqrt{N}} \quad (31)$$

$$s(\bar{z}) = \frac{s(z)}{\sqrt{N}} \quad (32)$$

A incerteza da estimativa do valor médio real determinado pelo método Monte Carlo pode ser obtida através da aproximação do desvio padrão populacional  $\sigma(z)$  pelo desvio padrão amostral  $s(z)$  calculado. Para  $N \gg 1$ , a estimativa de  $\langle z \rangle$  é relacionada a um intervalo de confiança descrito pela Equação 33.

$$\bar{z} - k \frac{s(z)}{\sqrt{N}} \leq \langle z \rangle \leq \bar{z} + k \frac{s(z)}{\sqrt{N}} \quad (33)$$

Na Equação 33, o valor de  $k$  é definido entre 0,25 e 4 para o nível de confiança desejado (DUNN e SHULTIS, 2012). O grau de confiabilidade dos cálculos de transporte de radiação pelo método Monte Carlo é descrito pelo erro relativo ( $R$ ), conforme a Equação 34.

$$R = \frac{s(\bar{z})}{\bar{z}} \quad (34)$$

#### 2.4.2. Geradores de números aleatórios e técnicas de amostragem

Na simulação Monte Carlo, as PDF e CDF caracterizam os eventos que compreendem um processo físico em estudo e são relacionadas com números aleatórios através de técnicas de amostragem estatística. Para isso, são necessários um gerador de números aleatórios e técnicas de amostragem. Um algoritmo matemático gera números aleatórios (pseudoaleatórios)  $\xi$  uniformemente distribuídos no intervalo  $[0,1]$ , que serão utilizados na escolha de um processo físico.

Uma das técnicas de amostragem utilizadas é a do método da inversão, na qual a CDF pode ser mapeada a partir dos valores de  $\xi$  obtidos pelo gerador de números aleatórios, de modo que a expressão (35) seja válida.

$$F(x) = \xi \quad \rightarrow \quad F^{-1}(\xi) = x \quad (35)$$

Uma aplicação dessa técnica é feita no transporte de fótons em um meio, para determinação da distância de interação  $x$  entre dois eventos no meio, isto é, o caminho livre médio de um fóton entre dois eventos. Neste caso, a PDF que governa o evento é dada em função do coeficiente de atenuação linear  $\mu$  através da Equação 36.

$$f(x)dx = \mu e^{-\mu x} dx \quad (36)$$

Para uma variável aleatória  $\xi$  uniformemente distribuída no intervalo  $[0,1]$ , a CDF correspondente é dada pela Equação 37.

$$F(x) = \int_0^x f(x)dx = 1 - e^{-\mu x} \quad (37)$$

Utilizando a Equação 35 na Equação 37, obtém-se a Equação 38.

$$x = -\frac{\ln(1 - \xi)}{\mu} \quad (38)$$

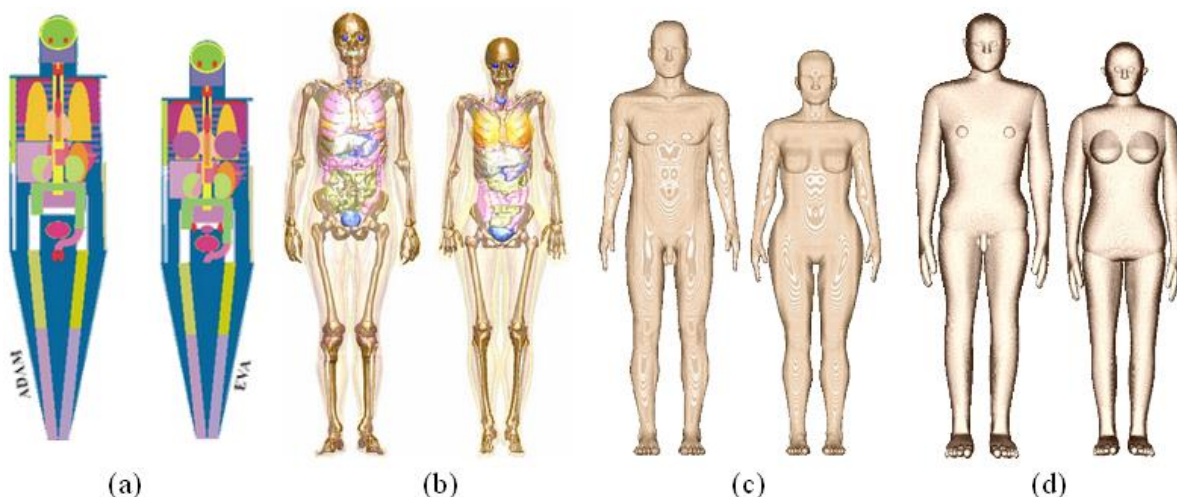
Como  $(1 - \xi)$  também é uniformemente distribuído no intervalo  $[0,1]$ , pode ser substituído por  $\xi$ , de modo que o caminho médio entre duas interações será dado pela Equação 39.

$$x = -\lambda \ln(\xi) \quad (39)$$

Na Equação 39,  $\lambda = \mu^{-1}$ .

### 2.4.3. Simuladores antropomórficos - *phantoms*

Os simuladores antropomórficos (*phantoms*) representam física ou computacionalmente um indivíduo irradiado externa ou internamente por uma fonte. A elaboração de um simulador com propósito de dosimetria requer que as características anatômicas de referência como altura, peso, massa dos órgãos e tecidos definidas pela publicação 89 (ICRP, 2002) sejam consideradas. Na simulação computacional, os simuladores se classificam em (a) matemáticos, (b) voxel, (c) de superfície mesh e (d) híbridos, conforme ilustra a Figura 7.



**Figura 7. Simuladores adultos (a) matemático, (b) voxel, (c) mesh e (d) híbridos (Adaptado de KRAMER *et al.*, 1982; ICRP, 2009; CASSOLA *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2010).**

Os simuladores matemáticos representam as superfícies e órgãos do corpo humano através de geometrias simples – planos, superfícies cônicas, cilíndricas, esféricas e elípticas – e têm como vantagem a flexibilidade no ajuste do volume dos órgãos. Dentre os mais utilizados em dosimetria externa estão os simuladores adultos masculino ADAM e feminino EVA (KRAMER *et al.*, 1982), derivados do simulador hermafrodito matemático MIRD-5 (*Medical Internal Radiation Dosimetry*) utilizado em medicina nuclear (XU e ECKERMAN, 2010). Uma família de simuladores matemáticos masculinos e femininos pediátricos (recém-nascido e de 1, 5, 10, e 15 anos) foram desenvolvidos pelos pesquisadores do ORNL (*Oak Ridge National Laboratory*), cujas diferentes idades são versões em escala reduzida dos simuladores adultos (CRISTY e ECKERMAN, 1987). Estes simuladores heterogêneos eram compostos por três simplificadas estruturas anatômicas (osso, tecido mole e pulmões). A partir de um estudo dos parâmetros anatômicos populacionais europeu e norte-americano, a ICRP definiu o primeiro homem de referência caucasiano, com idade entre 20 a 30 anos, peso de 70 kg e 170 cm de altura (XU e ECKERMAN, 2010).

Os simuladores voxel (*volume pixel*) são obtidos a partir de um conjunto de imagens tomográficas ou fotografias (CT ou ressonância magnética) de indivíduos ou cadáveres e apresentam maior realismo anatômico das estruturas do corpo humano, comparado aos simuladores matemáticos. A elaboração desse tipo de simulador necessita dos seguintes passos após a aquisição das imagens tomográficas: (1) segmentação dos órgãos e tecidos de interesse admitindo-se um número identificador (ID) a cada um, (2) especificação da

densidade e composição dos órgãos, e (3) gerar um arquivo 3D com as fatias de imagem. O primeiro simulador voxel de cabeça e tronco foi construído a partir de imagens de CT de um cadáver feminino (GIBBS *et al.*, 1984). Na mesma época, os primeiros simuladores voxel pediátricos femininos BABY e CHILD foram elaborados a partir de imagens de CT de um cadáver de um bebê de 8 semanas e de uma paciente de 7 anos, respectivamente. Estes simuladores fazem parte da família de 12 simuladores adultos e pediátricos desenvolvidos pelo grupo GSF da Alemanha (PETOUSSI-HENSS *et al.*, 2002). Destes simuladores, dois adultos (GOLAN e a LAURA) foram revisados e ajustados anatomicamente para obtenção do REX e da REGINA, que são o homem e a mulher de referência da publicação 110 (ICRP, 2009). No Brasil, dois simuladores adultos voxel com valores de referência da ICRP 89 foram desenvolvidos pelo grupo de pesquisadores do Departamento de Energia Nuclear da UFPE: o MAX – *Male Adult voXel* (KRAMER *et al.*, 2003) e a FAX – *Female Adult voXel* (KRAMER *et al.*, 2004), a partir de uma versão revisada do simulador VOXTISS8 (ZUBAL *et al.*, 1994).

Embora o realismo anatômico seja característica dos simuladores voxel, a implementação destes simuladores em posturas diferentes da vertical ou com parâmetros anatômicos modificados é um processo trabalhoso. Cavalcante *et al.* (2014) e Galeano *et al.* (2014) modificaram a postura do simulador FAX e VOXTISS8, respectivamente, e apresentaram uma comparação de coeficientes de conversão  $H_T/K_a$  e  $E/PKA$  calculados para este simulador nas posturas vertical e sentada irradiado por uma fonte de fótons monoenergéticos de 10 keV a 2 MeV.

Com o advento de softwares de computação gráfica, a elaboração de simuladores antropomórficos mais sofisticados e realistas tem sido extensivamente realizada. Baseados no método de modelagem geométrica BREP (*boundary representation*), os simuladores híbridos NURBS (*nonuniform rational B-splines*) e *mesh* possuem características anatômicas complexas, com possibilidade de alteração dos parâmetros morfométricos do corpo humano. A primeira série de simuladores híbridos foi desenvolvida pelos pesquisadores da Universidade da Flórida desde 2006 a 2010 (LEE *et al.*, 2010) e representam as faixas etárias de referência da ICRP 89: recém-nascido (UF00M e UF00F), 1 ano (UF01M e UF01F), 5 anos (UF05M e UF05F), 10 anos (UF10M e UF10F), 15 anos (UF15M e UF15F) e adulta (UFADM e UFADF) dos sexos masculinos (M) e feminino (F). A Figura 8 ilustra a família de simuladores híbridos.

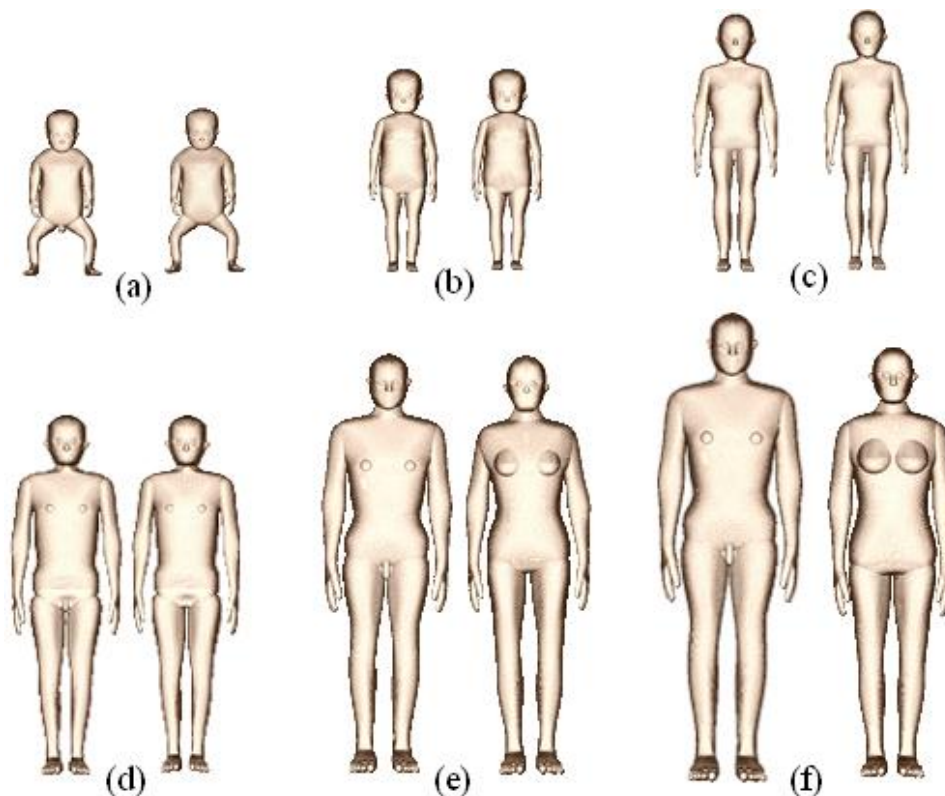


Figura 8. Simuladores híbridos masculino e feminino nas faixas etárias (a) recém-nascido, (b) 1 ano, (c) 5 anos, (d) 10 anos, (e) 15 anos e (f) adulta (Adaptado de LEE *et al.*, 2010).

Cassola *et al.* (2010) desenvolveram dois simuladores adultos do tipo *mesh*, um masculino MASH – *Male Adult meSH* e um feminino FASH – *Female Adult meSH* a partir de dados anatômicos contidos em atlas de anatomia. A metodologia para elaboração desses simuladores consiste na utilização dos seguintes softwares: (1) MakeHuman, para criar a malha de polígonos *mesh* com as características anatômicas superficiais (idade/sexo, massa, formato do corpo), (2) Blender, para inserir e ajustar órgãos e tecidos na malha, (3) Bivox, para voxelizar o simulador e (4) ImageJ, para ajustes do volume do voxel. O mesmo grupo desenvolveu simuladores antropomórficos com as faixas etárias de 5 e 10 anos, a partir da mesma metodologia empregada nos simuladores FASH e MASH (LIMA *et al.*, 2011). A Figura 9 apresenta uma representação tridimensional dos simuladores *mesh* masculino e feminino pediátricos de 5 anos (M05 e F05), de 10 anos (M10 e F10) e adultos (MASH e FASH).

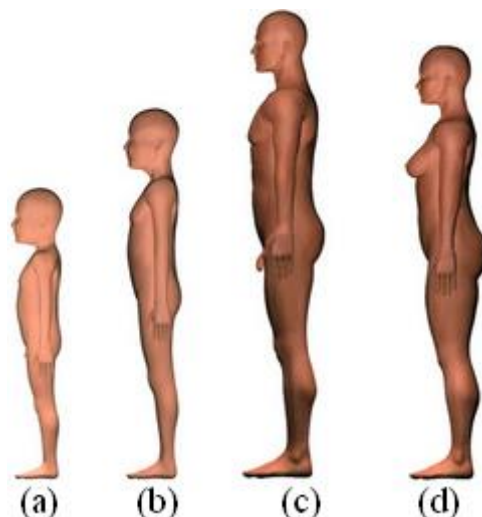


Figura 9. Simuladores *mesh* pediátricos de (a) 5 anos masculino, (b) 10 anos feminino, (c) adulto masculino e (d) adulto feminino (Adaptado de LIMA *et al.*, 2011).

Um grupo de pesquisadores do Centro de Pesquisas Nucleares da Bélgica (SCK-CEN) elaborou uma série de simuladores adultos do tipo *mesh* masculinos (MaMP) e femininos (FeMP), variando parâmetros antropométricos (forma e tamanhos) e também modificando a postura dos simuladores (de vertical para sentada) para utilização em cenário de exposição que simula a eficiência de um contador de corpo inteiro, localizado no laboratório da central nuclear em Doel - Bélgica (FONSECA *et al.*, 2014).

#### 2.4.4. Dosimetria computacional: coeficientes de conversão

Os coeficientes de conversão das publicações 74 e 116 da ICRP (ICRP, 1996; ICRP, 2010) são calculados para partículas monoenergéticas e geometrias de irradiação idealizadas, que não se enquadram em um cenário de exposição de um feixe de raios X diagnóstico. Na radiologia intervencionista, os coeficientes de conversão são dados pela razão das doses equivalente ( $H_T$ ) ou efetiva (E) pelo produto kerma-área (PKA), geralmente expressos em unidades de  $mSv/Gy.cm^2$ .

Alguns valores da literatura obtidos por estudos dosimétricos relacionados ao cálculo de coeficientes de conversão em cenários de radiologia intervencionista estão apresentados na Tabela 6. Os estudos são referentes à exposição médica de pacientes adultos, pediátricos e/ou da exposição ocupacional de IOEs. Os cenários típicos destes estudos utilizam simuladores

matemáticos (HART *et al.*, 1994; SCHMIDT *et al.*, 2000; SCHULTZ *et al.*, 2003) ou voxel (BOZKURT e BOR, 2007), acoplados em códigos de transporte de radiação que utilizam o método Monte Carlo.

Johnson *et al.* (2009) realizaram um estudo sobre a influência dos parâmetros antropométricos nas doses de pacientes adultos submetidos a procedimento de cateterismo cardíaco, através do cálculo dos coeficientes de conversão  $H_T/DAP$  e  $E/DAP$  para simuladores híbridos adultos com percentuais mássicos de 10%, 50% e 90%.

Santos *et al.* (2014) elaboraram dois tipos de cenários de exposição com três simuladores antropomórficos *mesh* representando um paciente, um médico e uma assistente de enfermagem, e estimaram coeficientes de conversão dos IOEs para as projeções angiográficas antero-posterior (AP) e postero-anterior (PA). O mesmo grupo de pesquisadores estimaram a dose de entrada na pele (ESD) do paciente e calcularam coeficientes de conversão para avaliação da exposição médica e ocupacional em cenários de radiologia intervencionista, considerando 7 projeções angiográficas (SANTOS *et al.*, 2015).

Um estudo da dose no coração de pacientes pediátricos submetidos a procedimentos de cardiologia intervencionista foi realizado a partir de medições experimentais, realizadas no hospital de Glasgow no período de 2012 a 2013, que foram utilizadas para simulação Monte Carlo (KEILLER e MARTIN, 2015).

**Tabela 6. Estudos dosimétricos de cardiologia intervencionista utilizando Monte Carlo.**

	<b>Exposição</b>	<b>Faixa etária</b>	<b>Código</b>	<b>Coefficientes calculados</b>
HART <i>et al.</i> (1994)	Médica	Pediátrica (P)	PCXMC	$E/PKA$
SCHMIDT <i>et al.</i> (2000)	Médica	Pediátrica (P)	PCXMC	$E/PKA$
SCHULTZ <i>et al.</i> (2003)	Ocupacional	Adulta (M)	PCXMC e MCNP	$E/PKA$
BOZKURT e BOR (2007)	Médica e Ocupacional	Adulta (P e M)	MCNP	$H_T/DAP$ e $E/DAP$
JOHNSON <i>et al.</i> (2009)	Médica	Adulta (P)	MCNPX	$H_T/DAP$ e $E/DAP$
SANTOS <i>et al.</i> (2014)	Ocupacional	Adulta (M e A)	MCNPX	$E/PKA$
SANTOS <i>et al.</i> (2015)	Médica e Ocupacional	Adulta (P, M)	MCNPX	$E/PKA$ e $ESD/PKA$
KEILLER e MARTIN (2015)	Médica	Pediátrica (P)	PCXMC	$H_T/K_i$

(P) Paciente, (M) médico, (A) assistente

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. Modelagem da fonte de raios X

Neste trabalho, um feixe de raios X foi modelado como uma fonte pontual que emite fótons isotropicamente em um ângulo sólido definido pelo tamanho do campo e pela distância focal. Inicialmente, utilizamos três espectros energéticos (60, 70 e 80 kVp) obtidos a partir do programa Specgen (TUCKER *et al.*, 1991) utilizando parâmetros radiográficos de exames coronários: ângulo anódico de 12°, distância foco-detector de 75 cm e filtração inerente de 3,5 mm Al. O specgen possui dois modelos de espectro referente ao tipo de alvo (W: tungstênio ou W + Re: liga de tungstênio e rênio) e gera espectros energéticos no intervalo de 10 a 150 kVp ao passo de 1 keV, com valor mínimo de energia de 10 keV.

Outro espectro de raios X típico de procedimento cardíaco pediátrico foi gerado no programa SRS-78 (CRANLEY *et al.*, 1997). Os parâmetros obtidos da literatura foram: ângulo anódico de 12°, distância foco-detector de 75 cm, filtração inerente de 3,5 mm Al e filtração adicional de 0,4 mm Cu. O programa SRS-78 tem como base o modelo de Birch e Marshall (1979), gera espectros energéticos de 30 a 150 kVp em intervalos de 0,5 keV, para 3 tipos de alvo (W: tungstênio, Mo: molibdênio e Rh: ródio). A Figura 10a mostra os espectros energéticos não normalizados e a Figura 10b, os espectros normalizados utilizados neste trabalho. Os espectros são exportados em formato de texto contendo em uma coluna os valores de energia e em outra as intensidades relativas.

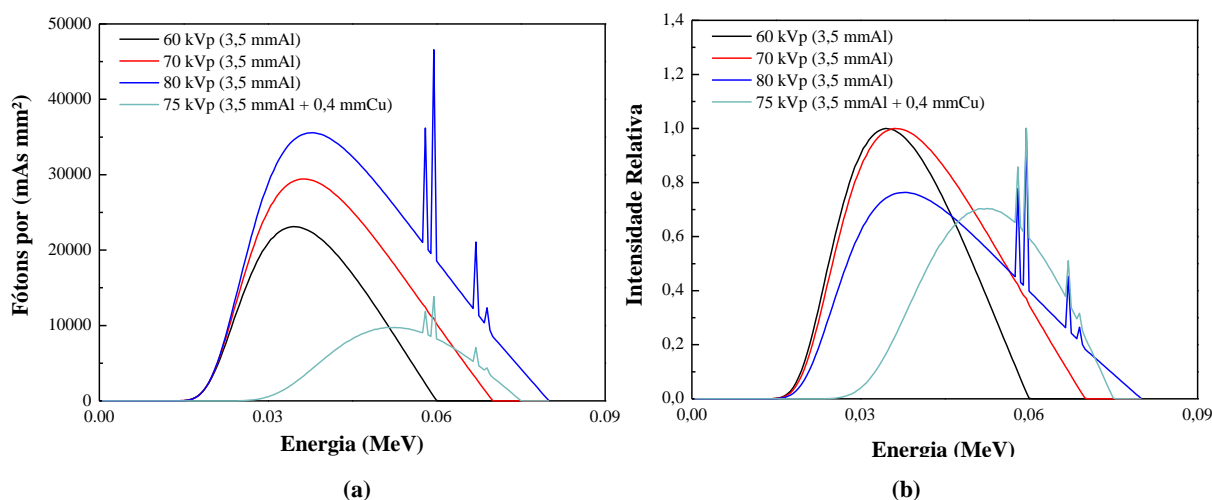


Figura 10. Espectros de raios X (a) sem normalização e (b) normalizados.

### 3.2. Código Monte Carlo N-Particle Extended – MCNPX

O código MCNPX é mundialmente utilizado para propósitos gerais e permite a simulação do transporte e interação de diversas partículas em geometrias complexas para uma ampla faixa energética (PELOWITZ, 2011). Ele pode ser utilizado em diversos modos de transporte: apenas nêutrons (mode n), apenas fótons (mode p), apenas elétrons (mode e), combinação de fótons e elétrons (mode p,e) entre outros. O intervalo de energias para fótons é de 1 keV a 100 GeV e para elétrons é de 1 keV a 1 GeV. As seções de choque dos espalhamentos coerente e incoerente, efeito fotoelétrico e produção de pares para cada elemento com  $Z = 1$  a  $Z = 100$  são dadas em tabelas contidas em bibliotecas. Estas tabelas são em formato logaritmo (facilitando interpolação log-log) e são utilizadas pelo MCNPX para realizar o transporte de radiação. A depender do tipo de partícula transportada, a biblioteca padrão utilizada pelo código ou definida pelo usuário será diferente. As bibliotecas padrão para o transporte de fótons e elétrons são, respectivamente, *mcplib04* e *el03*.

Devido o MCNPX ser um código fechado, o usuário cria um arquivo de entrada (*inp*) no formato que contém a descrição do cenário de exposição a ser simulado. O *inp* consiste em três blocos principais nos quais são definidos: células (*Cell Card*), superfícies (*Surface Card*), parâmetros da fonte, composição dos materiais e tipo de registro de resposta denominado *tally* (*Data Card*).

Dentro do bloco de células (*Cell Card*), o simulador antropomórfico é descrito na forma de estrutura repetida, que simplifica a representação dos números identificadores (IDs) dos órgãos e tecidos em uma sequência, reduzindo o tamanho do *inp* e o tempo de leitura do mesmo. As células que representam o simulador e os equipamentos do cenário são definidas por união (:), interseção (<espaço>) e complemento (#) de superfícies. Cada célula possui um número referente a ela ( $1 \leq j \leq 99999$ ), outro referente ao material do qual é composta ( $m = 0$  para vácuo ou  $m > 0$  para um material definido no bloco de dados) além de outros parâmetros como a importância  $\text{imp:}<\text{pl}>$ , na qual <pl> designa o tipo de partícula ou combinação delas. A importância de uma célula indica se o volume que ela ocupa é de interesse ( $\text{imp:}<\text{pl}> = 1$ ) ou se a história da partícula terminará ( $\text{imp:}<\text{pl}> = 0$ ).

No bloco de superfícies (*Surface Card*), são definidos os parâmetros das superfícies que podem ser descritas por pontos (superfície assimétrica), por equações de primeiro e segundo graus (planos, esferas, cilindros, elipses), ou por *macro bodies*. Neste último, algumas das

geometrias disponíveis são o paralelepípedo retangular (RPP), o cilindro circular (RCC), o cilindro elíptico (REC) e cone truncado (TRC).

No bloco de dados (*Data Card*), são definidos o modo de transporte, as especificações da fonte (SDEF), dos *tallies*, da composição dos materiais (ZAID) e de outros parâmetros físicos (NPS, PRDMP, PRINT). Para definir a fonte, o usuário deve especificar algumas variáveis, tais como: tipo de partícula (PAR), superfície de origem (SUR), posição da fonte (POS), vetor normal à superfície de origem (VEC), o cosseno (DIR) do ângulo entre o vetor e a direção de voo da partícula (UUU,VVV,WWW), informação da distribuição da fonte (SIn) e densidade de probabilidade (SPn) para a distribuição definida em SI. Para especificar a distribuição energética da fonte, os valores de energia do espectro gerado são inseridos no cartão SIn L (valores discretos da variável) e os valores das intensidades relativas inseridos no cartão SPn D (probabilidades para a distribuição L em SI). As grandezas calculadas pelo MCNPX são especificadas pelos *tallies*, com respectivas unidades (Fn ou \*Fn), descritos na Tabela 7. Algumas variáveis também definidas no bloco de dados são o número total de histórias das partículas (NPS), a energia de corte das partículas (CUT:<pl>) e o intervalo específico de histórias no qual os *tallies* são escritos (PRDMP).

**Tabela 7. Descrição dos tallies e suas unidades.**

Tallies	Descrição	Unidades	
		Fn	*Fn
F1:<pl> ou *F1:<pl>	Corrente numa superfície	Partículas	MeV
F2:<pl> ou *F2:<pl>	Fluxo médio numa superfície	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F4:<pl> ou *F4:<pl>	Fluxo médio numa célula	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F5:<pl> ou *F5:<pl>	Fluxo num detector pontual	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F6:<pl> ou *F6:<pl>	Energia média depositada numa célula	MeV/g	jerks <sup>a</sup> /g
F8:<pl> ou *F8:<pl>	Distribuição energética de pulsos criados num detector	Pulsos	MeV

<pl> designa o tipo de partícula ou combinação delas

n designa o número do tally

<sup>a</sup> 1 jerk =  $1 \times 10^9$  J

Além das grandezas especificadas pelos *tallies* da Tabela 7, existe o *tally mesh*, que é um método de exibição gráfica do fluxo de partículas, dose ou outra grandeza em uma malha retangular, cilíndrica ou esférica sobreposta no cenário de exposição modelado. O *tally mesh* é descrito por vários blocos periféricos entre dois que indicam seu início (TMESH) e seu fim

(ENDMD). Os blocos que especificam o tipo da malha são: RMESH (retangular), CMESH (cilíndrica) e SMESH (esférica). Para especificar a dimensão da malha, o usuário define os blocos CORAn, CORBn e CORCn, que descrevem as três direções de coordenadas da malha. No caso da malha retangular, esses blocos representam planos perpendiculares aos eixos x, y e z, respectivamente. Existem 4 tipos de *tally mesh*: tipo 1 (fluxo, dose ou corrente), tipo 2 (fonte pontual), tipo 3 (energia) e tipo 4 (trajetória). Após o término da simulação, um arquivo de saída (*outp*) é gerado, contendo todos os resultados e especificações da simulação. Os valores dos *tallies* (Tabela 7) acompanhados pelos erros relativos (*R*) são disponibilizados no arquivo dos resultados (*mctal*) e os dados do *tally mesh* são escritos num arquivo específico (*mdata*), além do *mctal*.

O código MCNPX também permite o acompanhamento das partículas simuladas durante o transporte, quando o usuário define o bloco periférico PTRAC (*Particle Track*). Este bloco pode ser escrito através de palavras chaves de controle (FILTER, EVENT, TYPE, CELL), para filtrar os eventos das partículas de interesse, que reduz o tamanho do *outp*. O arquivo *ptrac* gerado pode ser importado por programas de visualização dos cenários de exposição, permitindo a animação das trajetórias das partículas de interesse em 2D ou 3D, com possibilidade de diferenciá-las de acordo com energia, tipo de partícula, número de interações, entre outras opções.

### 3.3. Simuladores antropomórficos híbridos

Os simuladores híbridos pediátricos com faixas etárias de 0, 1 e 5 anos, masculino e feminino, e adulto masculino (LEE *et al.*, 2010) foram utilizados neste trabalho. Originalmente, os simuladores possuem voxels cúbicos com resolução de 1 mm ( $0,1 \times 0,1 \times 0,1 \text{ cm}^3$ ). Neste trabalho, também utilizamos simuladores com resolução 3 mm ( $0,3 \times 0,3 \times 0,3 \text{ cm}^3$ ) para redução do processamento gráfico dos cenários e do tempo computacional das simulações. A Tabela 8 apresenta os valores de densidade e massa de 26 órgãos dos simuladores híbridos comparados com os valores de referência da ICRP 89 (2002).

**Tabela 8. Densidades (g/cm<sup>3</sup>), massas (g) e diferenças percentuais em relação aos valores de referência da ICRP 89 (2002) para os órgãos e tecidos dos simuladores híbridos.**

Órgão / Tecido	UF00M (3 mm)			UF00MF (1 mm)			UF01MF (1 mm)			UF05MF (1 mm)			UFADM (3 mm)		
	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %
Adrenais†	1,03	6,06	1,0	1,03	5,96	0,7	1,03	3,99	0,3	1,03	5,00	0,1	1,03	13,71	2,1
Baço†	1,04	9,55	0,5	1,04	9,47	0,3	1,06	28,94	0,2	1,06	49,00	0,2	1,06	148,25	1,2
Bexiga	1,04	3,88	3,1	1,04	3,98	0,5	1,04	8,97	0,3	1,04	15,92	0,5	1,04	47,85	4,3
Cérebro	1,03	316,28	16,8	1,03	321,13	15,5	1,03	949,81	0	1,04	1244,72	0	1,04	1442	0,6
Cólon (parede)	1,03	16,77	1,4	1,03	16,95	0,8	1,03	49,74	0,7	1,03	119,46	0,5	1,03	366,9	0,8
Coração (parede)†	1,04	19,60	2,0	1,04	19,91	0,5	1,04	50,12	0,2	1,04	80,61	0,5	1,05	329,37	0,2
Esôfago	1,03	2,11	5,7	1,03	2,00	0,1	1,03	4,96	0,9	1,03	9,99	0,1	1,03	39,6	1
Estômago (parede)	1,03	6,95	0,7	1,03	6,97	0,5	1,03	19,83	0,8	1,03	49,85	0,3	1,03	147,56	1,6
ET <sub>1</sub> †	1,03	1,92	6,6	1,03	1,78	0	1,03	3,46	0	1,03	11,20	0	1,03	11,24	1,9
Fígado	1,04	129,65	0,3	1,04	129,68	0,2	1,05	329,47	0,2	1,05	564,82	0,2	1,06	1787	0,7
Glândulas Salivares <sup>2</sup>	1,03	5,73	5,0	1,03	5,97	0,5	1,03	23,96	0,1	1,03	23,96	0,1	1,03	82,23	3,3
Gônadas															
Ovários	-	-	-	1,05	0,30	0,6	1,05	0,8	0,1	1,05	2,00	0,2	-	-	-
Testículos	1,04	0,34	60,4	1,04	0,85	0,4	1,04	1,49	0,8	1,04	1,68	0,9	1,04	34,65	1
Intestino delgado (parede)†	1,03	29,51	1,6	1,03	29,43	1,9	1,03	83,14	2,2	1,03	213,66	2,9	1,03	629,31	3,2
Mamas	-	-	-	0,99	0,04	-	0,96	0,44	-	0,96	0,94	-	0,94	27	3,8
Ossos-nc <sup>3</sup>	1,1	95,31	-											-	-
Olhos (Cristalino)	1,07	0,06	55,6	1,07	0,13	0	1,07	0,21	0,4	1,07	0,33	0,1	1,07	0,45	0,8
Olhos	1,03	5,98	0,3	1,03	5,96	0,6	1,03	6,97	0,4	1,03	10,95	0,5	1,03	15,04	0,3
Pancreas	1,03	5,70	5,0	1,03	5,99	0,2	1,03	19,93	0,4	1,03	34,95	0,2	1,03	139,26	0,5
Pele	1,1	510,42	191,7	1,1	159,13	9,1	1,1	343,69	1,8	1,1	610,13	1,8	1,1	5153	56,2
Próstata†	1,03	0,81	0,8	1,03	0,80	0,2	1,03	1,00	0,3	1,03	1,20	0	1,03	16,91	0,5
Pulmões	0,61	58,96	1,7	0,61	59,73	0,4	0,4	149,76	0,2	0,39	298,63	0,5	0,33	1132,00	5,7

**Tabela 8. (Cont.)**

Órgão / Tecido	UF00M (3 mm)			UF00MF (1 mm)			UF01MF (1 mm)			UF05MF (1 mm)			UFADM (3 mm)		
	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %	Densidade	Massa	Dif %
RBM	-	49,90	0,2	-	50,1	0,2	-	146,85	2,1	-	330,61	2,8	-	1117	4,5
Rins	1,03	25,89	3,6	1,03	26,24	0,2	1,04	73,36	0,4	1,04	115,06	0,5	1,05	321,91	3,8
Timo†	1,07	13,29	2,2	1,07	12,93	0,5	1,03	16,02	46,6	1,03	29,95	0,2	1,03	24,81	0,8
Tireoide	1,05	1,25	4,0	1,05	1,29	0,8	1,05	1,79	0,3	1,05	3,40	0,1	1,05	19,45	2,8
Útero†	-	-	-	1,05	3,99	0,2	1,05	1,5	0,1	1,05	3,00	0,2	-	-	-
Vesícula biliar (parede)†	1,03	0,42	16,6	1,03	0,5	0,6	1,03	1,39	0,8	1,03	2,58	0,8	1,03	10,22	2,2
Massa total		3326	0,4		3340	0,0		9790	0,8		17840	0,6		74437	73000

† Órgãos/tecidos que estão incluídos em tecidos residuais.

<sup>1</sup> Cavidade nasal posterior, cavidade oral e faringe.

<sup>2</sup> Parótida, submaxilar e sublingual.

<sup>3</sup> Tecido ósseo em formação (recém-nascido).

$$\text{Dif \%} = \left( \frac{m_{UF} - m_{ref}}{m_{ref}} \right) \cdot 100\%$$

$m_{UF}$  é a massa dos órgãos/tecidos dos simuladores UF.

$m_{ref}$  é a massa de referência da ICRP 89.

### 3.4. Cenários de exposição e cálculo dos coeficientes de conversão

O desenvolvimento de cenários de exposição foi feito através da elaboração de arquivos de entrada que são simulados pelo código MCNPX, modelando uma sala com equipamentos de radiologia intervencionista conforme dimensões e distâncias típicas de procedimentos pediátricos. As composições dos materiais foram obtidas a partir de banco de dados contidos num compêndio para simulação do transporte de radiação (McCONN Jr *et al.*, 2011) e o *layout* da sala foi obtido a partir de especificações contidas em um manual de um fabricante de equipamento arco-C (GE, 2008). A sala, preenchida com ar atmosférico ( $\rho = 0,00125 \text{ g/cm}^3$ ), tem dimensões (comprimento, largura e altura) de  $(6 \times 6 \times 3) \text{ m}^3$  e paredes de concreto ( $\rho = 2,3 \text{ g/cm}^3$ ) com 22 cm de espessura. O equipamento de raios X modelado tem como principais componentes: (1) um tubo de raios X, composto por uma blindagem de chumbo ( $\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$ ), (2) um arco C ( $\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$ ) e (3) um detector painel plano de 21 cm, composto por: cristais de CsI ( $\rho = 4,51 \text{ g/cm}^3$ ), substrato de  $\text{AlO}_3$  ( $\rho = 3,97 \text{ g/cm}^3$ ) e um arranjo de fotodiodos ( $\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$ ). Além do equipamento de raios X, foram modelados dentro da sala a mesa do paciente, composta por fibra de carbono ( $\rho = 1,15 \text{ g/cm}^3$ ), um colchão ( $\rho = 0,021 \text{ g/cm}^3$ ) e base metálica ( $\rho = 7,87 \text{ g/cm}^3$ ). As dimensões da mesa do paciente foram modeladas com 50 cm de largura, 5,5 cm de espessura, 225 cm de comprimento, posicionada a uma altura de 95 cm do chão da sala. Um medidor de PKA foi modelado com dimensão externa de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , espessura de 1 cm e volume sensível de ar dependente do tamanho de campo utilizado (de acordo com a faixa etária do paciente).

Para implementação da dupla de simuladores nos cenários de exposição, foi necessário modificar os IDs de modo a diferenciar os órgãos e tecidos do médico e do paciente. Para isso, foram elaboradas sub-rotinas em um programa com linguagem Visual Basic e só foi possível realizar a modificação dos IDs dos simuladores pediátricos (1 mm) recém-nascidos (UF00m e UF00f), de 1 ano (UF01m e UF01f) e de 5 anos (UF05m e UF05f), pois as matrizes dos simuladores de 10 anos (UF10m e UF10f) e 15 anos (UF15m e UF15f) nesta resolução são pesadas e não puderam ser processadas. Após a modificação dos IDs, os simuladores, na forma de estrutura repetida, são implementados no bloco de célula do *inp*. Utilizando o comando de transformadas (TR CARD) no *inp*, foi realizada a rotação e a translação da matriz dos simulador pediátrico para posicionamento dele em decúbito dorsal (supino) sobre o colchão.

Nos cenários contendo apenas o paciente recém-nascido masculino – UF00M (3mm), um feixe cônico de raios X, com campo de  $7 \times 7 \text{ cm}^2$  centrado no coração do paciente foi simulado, variando-se o espectro de energia dos fótons (60, 70 e 80 kVp) e considerando-se as projeções angiográficas antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), laterais (LAO90, RAO90) e oblíquas (LAO45 e RAO45). A modelagem das projeções laterais e oblíquas foi realizada através da rotação dos componentes do arco C (tubo de raios X e detector) da projeção PA em torno do eixo central do paciente (eixo Z), cujo ângulo das projeções se refere ao ângulo de rotação do plano XY em torno de Z. Considerou-se uma distância foco-ple não inferior a 38 cm. Para cada combinação de espectro energético e projeção angiográfica, foi elaborado um arquivo de entrada (*inp*).

A Figura 11 ilustra os primeiros cenários de exposição contendo apenas o paciente, elaborados com a implementação do simulador UF00M (3mm) irradiado em 6 projeções angiográficas. As simulações destes cenários foram realizadas utilizando  $10^8$  histórias das partículas (NPS).

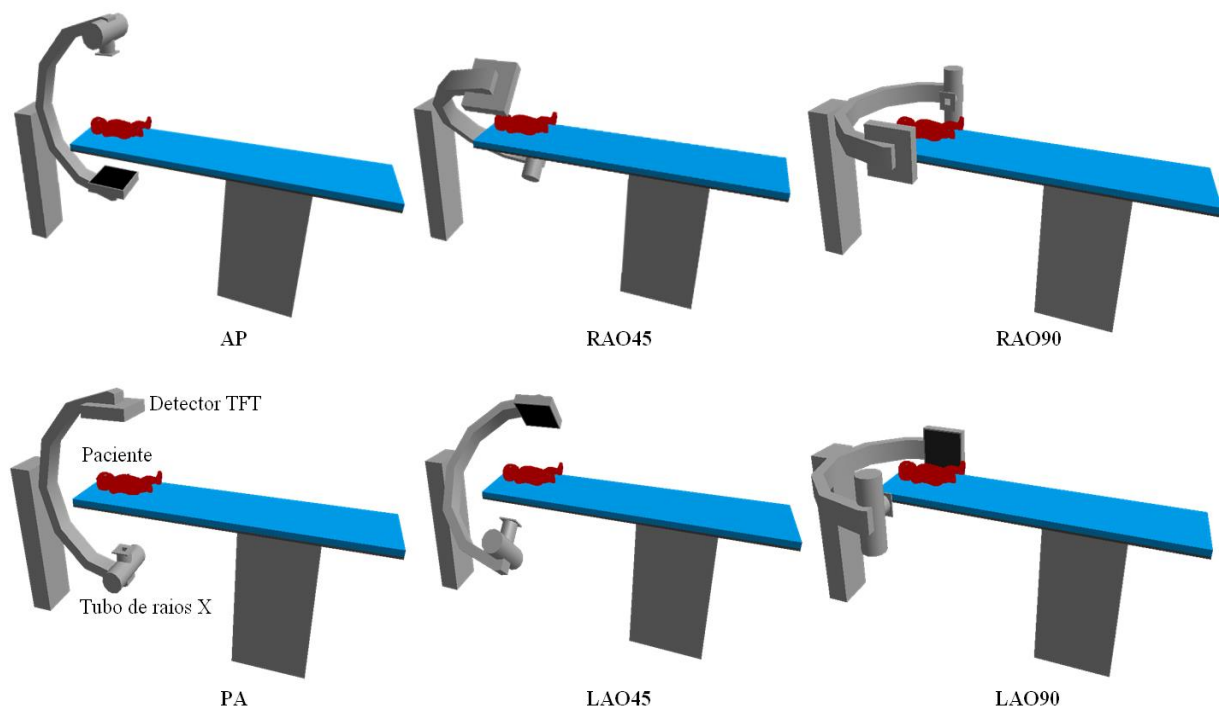


Figura 11. Cenários de exposição com simulador UF00M (3 mm).

Os cenários de exposição com duplas de simuladores, paciente e médico, foram elaborados implementando os simuladores pediátricos (masculino e feminino) na posição supina sobre o colchão e o simulador adulto – UFADM (3 mm) – na posição vertical, posicionado a 15 cm de distância do lado direito do simulador, com a mesa do paciente na altura da cintura do médico. Três equipamentos de proteção individual (EPIs) foram adicionados ao médico: um avental de chumbo com espessura de 0,5 mmPb, um protetor de tireoide de 0,5 mmPb e óculos plumbíferos de 0,75 mmPb. Em cada cenário com dupla de simuladores, um feixe cônico de raios X, com campo de  $7 \times 7 \text{ cm}^2$  (recém-nascido),  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  (1 ano) ou  $9,5 \times 9,5 \text{ cm}^2$  (5 anos), centrado no coração do paciente, foi simulado para um espectro de energia dos fótons de 75 kVp e três projeções angiográficas (PA, LAO45 e RAO45). A Figura 12 ilustra cenários de exposição com dupla de simuladores UF00F (1 mm) e UFADM (3 mm), representando o paciente recém-nascido feminino e o médico, respectivamente, . As simulações dos cenários de duplas foram realizadas com NPS igual a  $10^9$ , para manter o erro relativo das estimativas dentro de 10%.

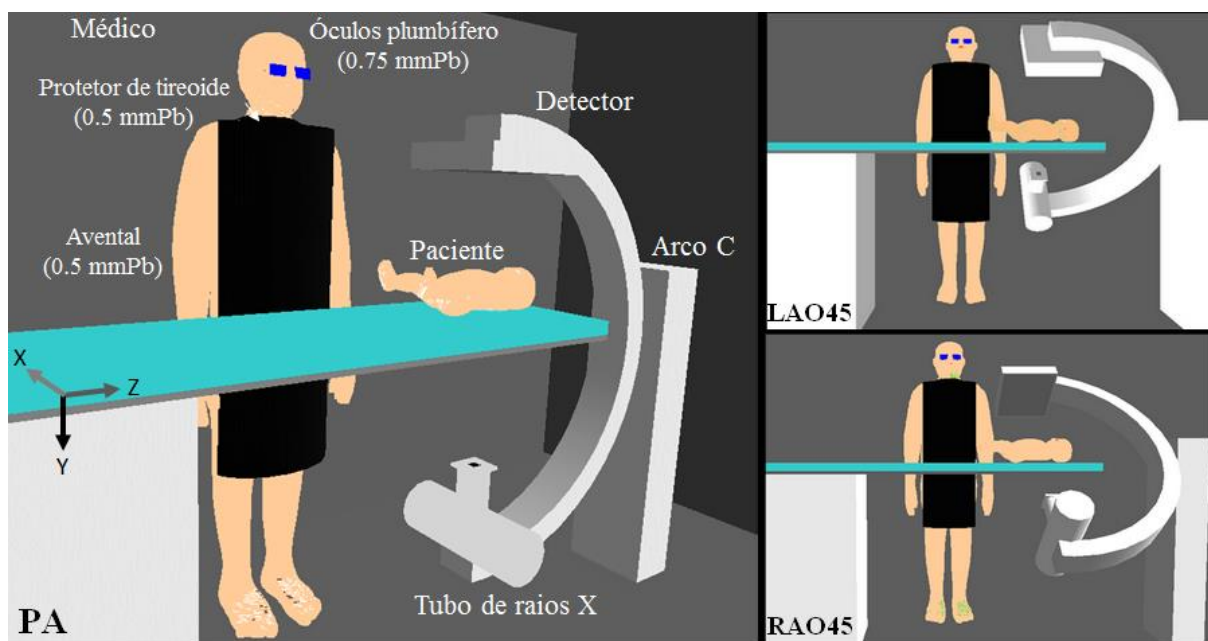


Figura 12. Cenários de exposição com dupla de simuladores UFADM (3mm) e UF00F (1mm).

As energias depositadas em cada órgão e tecido do paciente e do médico foram registradas através do *tally* \*F8 (MeV). As doses absorvidas foram obtidas através da razão entre a energia depositada pela massa dos órgãos e tecidos do simulador, multiplicado a um

fator de conversão de MeV/g para Gy (J/kg) igual a  $1,6 \times 10^{-10}$ . As doses equivalentes ( $H_T$ ) são iguais às doses absorvidas, visto que o coeficiente de ponderação da radiação ( $w_R$ ) para fótons e elétrons é 1. Conforme as microestruturas da medula óssea vermelha (RBM) e do endóstio (TM-50) não são explicitamente segmentadas nos simuladores híbridos, algumas considerações foram feitas para estimativa de dose nestes tecidos. O *tally* F4 foi utilizado para calcular o fluxo de fótons nas regiões ósseas e aplicando funções de conversão de fluxo em dose (DRFs), as doses absorvidas para cada sítio ósseo (regiões esponjosas e cavidades medulares) foram estimadas. As doses equivalentes da RBM e TM-50 foram computadas através da ponderação das doses absorvidas de cada sítio ósseo pelas respectivas frações mássicas destes tecidos em cada região esponjosa (RBM, TM-50) e cavidade medular (TM-50). Nos cenários contendo apenas o paciente, a dose efetiva (E) foi estimada a partir da Equação 17. Nos cenários com duplas de simuladores, as doses efetivas do médico e dos pacientes foram estimadas a partir das Equações 17 e 18, respectivamente.

O kerma no ar foi computado pelo *tally* F6 (MeV/g) da célula referente ao volume sensível do medidor de PKA. O produto kerma-área ( $Gy.cm^2$ ) na saída do tubo de raios X foi obtido multiplicando o valor do *tally* F6, convertido em unidades de Gy, pela respectiva área do detector. A partir das grandezas estimadas, foram calculados os coeficientes de conversão das doses equivalentes e efetiva por produto kerma-área ( $H_T/PKA$  e  $E/PKA$ ) dos pacientes pediátricos e médico. Os valores de  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  para os cenários contendo apenas o paciente foram obtidos para três espectros energéticos (60, 70 e 80 kVp) e seis projeções angiográficas (AP, PA, LAO90, RAO90, LAO 45 e RAO45). Nos cenários com dupla de simuladores, os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do médico e dos pacientes foram calculados para o espectro de 75 kVp e três projeções angiográficas (PA, LAO45 e RAO45).

Em todos os cenários, foram acompanhadas as trajetórias de todas as partículas transportadas nas simulações (fótons e elétrons). Em cada cenário de exposição, foi definido o PTRAC considerando o NPS igual a  $10^5$  histórias. Nos cenários de duplas, foi utilizado o *tally mesh* para ilustrar o fluxo de fótons (tipo 1) dentro da sala de radiologia intervencionista para as diferentes projeções angiográficas. Nos arquivos de entrada, foram definidos 5 blocos RMESH para especificar 5 malhas retangulares, com dimensões de  $260 \times 350 cm^2$  no plano XZ (CORAn e CORCn) e posições no eixo Y (CORBn): na fonte (*mesh 1*), no plano do paciente (*mesh 2*), no plano do pescoço do médico (*mesh 3*), no plano dos olhos do médico (*mesh 4*) e no teto da sala (*mesh 5*).

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados discutidos nesta seção são divididos em 4 tópicos, de acordo com os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  calculados para: cenário de exposição com simulador UF00M (3 mm) representando o paciente recém-nascido masculino; cenário de exposição com duplas de simuladores UF00M ou UF00F (1 mm) com UFADM (3 mm), representando paciente recém nascido e médico; cenário de exposição com duplas de simuladores UF01M ou UF01F (1 mm) com UFADM (3 mm), representando paciente de 1 ano e médico; e cenário de exposição com duplas de simuladores UF05M ou UF05F (1 mm) com UFADM (3 mm), representando paciente de 5 anos e médico. No Apêndice A estão contidos os valores de  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$ , com respectivas incertezas relativas, calculados para todos os cenários de exposição simulados neste trabalho.

Todas as simulações foram realizadas em computadores com processador Intel core i7 e memória RAM de 12Gb. Os tempos computacionais das simulações variaram de acordo com os espectros energéticos, as projeções angiográficas, o número de histórias e dumps, além da utilização dos tallies *mesh*. Para os cenários com  $10^8$  histórias, o tempo computacional variou entre 14h (60 kVp, PA) a 142h (80 kVp, AP). Para os cenários com  $10^9$  histórias, o tempo computacional variou entre 165h (60 kVp, PA, paciente recém-nascido) a 826h (75 kVp, LAO45, paciente de 5 anos).

Os resultados obtidos para exposição médica foram comparados com valores da literatura que abordam o cálculo de coeficientes de conversão  $E/PKA$  para simuladores matemáticos pediátricos (SCHMIDT, 2000) e simuladores híbridos adultos (JOHNSON *et al.*, 2009). Os resultados obtidos para exposição ocupacional foram comparados com os valores de  $E/PKA$  obtidos de estudos da literatura com cenários de exposição de duplas de simuladores adultos voxel (BOZKURT e BOR, 2007) e *mesh* (SANTOS *et al.*, 2015).

A visualização gráfica do fluxo de fótons nos cenários simulados, a partir dos tallies *mesh*, foram utilizadas para elucidar as diferentes exposições entre as geometrias de irradiação utilizadas neste trabalho. O Apêndice B contém as visualizações 2D (Figura B1) e 3D (Figura B2) das malhas na sala de RI, além dos tallies *mesh* obtidos nos cenários de exposição simulados neste trabalho (Figuras B3-B17).

#### 4.1. Coeficientes de conversão do simulador UF00M (3 mm)

Pequenas diferenças percentuais nos valores do PKA ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) foram observadas quando varia-se os espectros energéticos e as projeções angiográficas. A Figura 13 ilustra os valores de PKA calculados para as seis projeções angiográficas (AP, PA, LAO90, RAO90, LAO45 e RAO45), em função dos três espectros energéticos (60, 70 e 80 kVp). Nota-se que com o aumento da energia do espectro, a grandeza kerma, e conseqüentemente o produto PKA, diminui devido à maior penetrabilidade do feixe que interage menos com meio sensível do medidor de PKA. Para todas projeções angiográficas, os valores do PKA ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) calculados neste trabalho mostraram diferenças relativas de 10% quando o espectro muda de 60 para 70 kVp, e de 8% quando muda de 70 para 80 kVp.

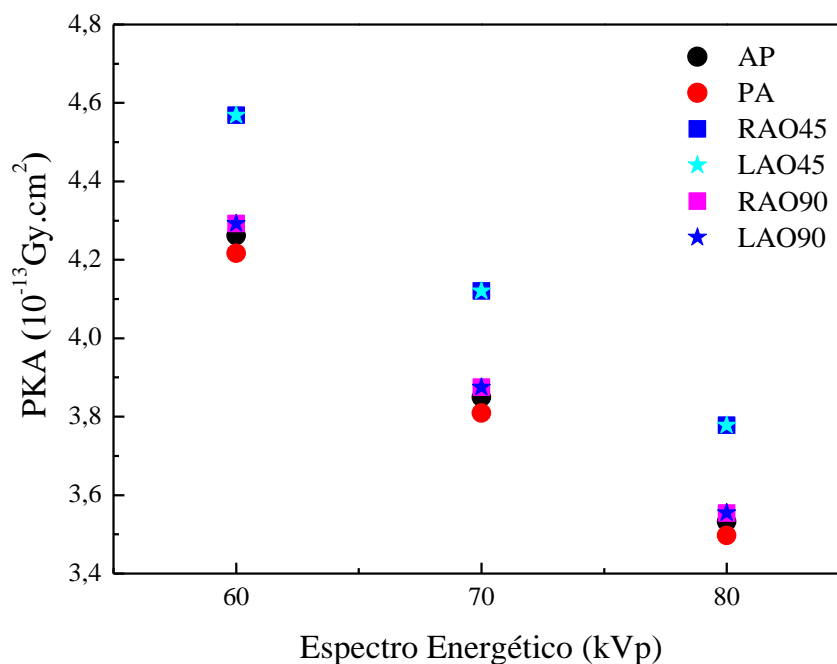


Figura 13. Valores de PKA para as projeções angiográficas, em função dos espectros energéticos.

A Tabela 9 mostra a razão do PKA entre as projeções angiográficas, para os três espectros energéticos. Devido a pequenas diferenças do ângulo sólido na modelagem das diferentes projeções angiográficas, os valores de PKA apresentaram diferenças relativas de até 6% (entre as projeções oblíquas 45° e 90°).

**Tabela 9. Razão do PKA entre as projeções angiográficas para os espectros de 60, 70 e 80 kVp.**

<b>Espectro Energético</b>	<b>AP/PA</b>	<b>RAO/PA</b>	<b>LAO/PA</b>	<b>RAO/LAO</b>	<b>RAO45/RAO90</b>	<b>LAO45/LAO90</b>
<b>60 kVp</b>	1,01	1,05	1,05	1,00	1,06	1,06
<b>70 kVp</b>	1,01	1,05	1,05	1,00	1,06	1,06
<b>80 kVp</b>	1,01	1,05	1,05	1,00	1,06	1,06

As doses equivalentes ( $H_T$ ) no coração e órgãos circunvizinhos a ele, dentro do campo de raios X selecionado, foram estimadas considerando a energia depositada por partículas primárias (fótons) e secundárias (elétrons) do feixe. A Tabela 10 mostra a razão dos valores de  $H_T$  e E para os três espectros energéticos simulados. O aumento no kVp torna o feixe mais energético e penetrante, gerando maior deposição de energia na maioria dos órgãos e tecidos do simulador. Para as projeções PA, LAO45 e RAO45, os valores de  $H_T$  são maiores para espectros mais energéticos e conseqüentemente os valores de dose efetiva (E) apresentaram diferenças relativas de até 98% (RAO45), quando o kVp aumenta (60 para 80 kVp).

**Tabela 10. Razão das doses  $H_T$  e E do simulador UF00M (3 mm) para os espectros de 60, 70 e 80 kVp.**

<b>Órgão / tecido</b>	<b>AP</b>	<b>PA</b>	<b>LAO90</b>	<b>RAO90</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b><math>(H_T/H_T)_{70/60}</math> kVp</b>							
Bexiga	1,25	1,51	1,39	1,31	2,04	2,05	<b>1,59</b>
Cérebro	1,25	1,51	1,23	1,22	1,62	1,64	<b>1,41</b>
Cólon	1,11	1,45	1,14	1,13	1,52	1,58	<b>1,32</b>
Coração	0,98	1,35	1,02	1,03	1,49	1,48	<b>1,22</b>
Endósteo	0,60	1,31	1,02	1,02	1,45	1,45	<b>1,14</b>
Esôfago	1,03	1,35	0,88	1,10	1,49	1,48	<b>1,22</b>
Estômago	1,06	1,35	1,15	1,08	1,51	1,47	<b>1,27</b>
ET <sub>1</sub>	1,07	1,44	1,10	1,11	1,59	1,98	<b>1,38</b>
Fígado	1,00	1,36	1,03	1,05	1,46	1,52	<b>1,24</b>
Glândulas salivares	1,05	1,48	1,08	1,09	1,62	1,46	<b>1,30</b>
Gônadas	1,06	2,09	1,64	1,12	1,65	2,31	<b>1,64</b>
Intestino delgado	1,17	1,49	1,19	1,18	1,58	1,59	<b>1,37</b>
Pele	0,95	1,32	0,95	0,95	1,43	1,44	<b>1,17</b>
Pulmões	0,99	1,30	1,04	1,04	1,46	1,46	<b>1,22</b>
RBM	1,04	1,30	1,03	1,03	1,44	1,45	<b>1,21</b>
Tecidos residuais	0,99	1,34	0,99	1,00	1,45	1,46	<b>1,20</b>
Timo	0,96	1,36	1,04	1,04	1,52	1,54	<b>1,24</b>
Tireoide	1,06	1,47	1,12	1,12	1,54	1,664	<b>1,33</b>
<b><math>(E/E)_{70/60}</math> kVp</b>	1,01	1,33	1,04	1,04	1,47	1,48	<b>1,23</b>

Tabela 10. (Cont.)

<b>Órgão / tecido</b>	<b>AP</b>	<b>PA</b>	<b>LAO90</b>	<b>RAO90</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b><math>(H_T / H_T)_{80/70 \text{ kVp}}</math></b>							
Bexiga	1,22	1,32	1,21	1,18	1,30	1,55	<b>1,30</b>
Cérebro	1,18	1,36	1,17	1,17	1,42	1,42	<b>1,28</b>
Cólon	1,09	1,32	1,10	1,10	1,36	1,40	<b>1,23</b>
Coração	0,98	1,24	1,01	1,02	1,34	1,33	<b>1,15</b>
Endóstio	1,03	1,21	1,02	1,02	1,29	1,30	<b>1,14</b>
Esôfago	1,03	1,24	1,18	1,08	1,32	1,35	<b>1,20</b>
Estômago	1,05	1,27	1,09	1,05	1,39	1,38	<b>1,20</b>
ET <sub>1</sub>	1,05	1,34	1,09	1,08	1,41	1,35	<b>1,22</b>
Fígado	1,00	1,25	1,02	1,04	1,31	1,35	<b>1,16</b>
Glândulas salivares	1,03	1,35	1,07	1,06	1,31	1,37	<b>1,20</b>
Gônadas	1,28	2,10	1,03	1,16	1,36	1,01	<b>1,32</b>
Intestino delgado	1,12	1,34	1,13	1,13	1,40	1,38	<b>1,25</b>
Pele	0,96	1,23	0,96	0,96	1,31	1,30	<b>1,12</b>
Pulmões	0,99	1,21	1,03	1,03	1,31	1,32	<b>1,15</b>
RBM	1,03	1,21	1,02	1,02	1,29	1,30	<b>1,14</b>
Tecidos residuais	0,99	1,24	1,00	1,00	1,32	1,31	<b>1,14</b>
Timo	0,97	1,26	1,03	1,03	1,36	1,34	<b>1,17</b>
Tireoide	1,05	1,27	1,10	1,09	1,35	1,36	<b>1,20</b>
<b><math>(E/E)_{80/70 \text{ kVp}}</math></b>	<b>1,00</b>	<b>1,23</b>	<b>1,03</b>	<b>1,03</b>	<b>1,32</b>	<b>1,33</b>	<b>1,16</b>
<b><math>(H_T / H_T)_{80/60 \text{ kVp}}</math></b>							
Bexiga	1,53	2,01	1,69	1,55	2,66	3,19	<b>2,11</b>
Cérebro	1,49	2,06	1,44	1,43	2,31	2,33	<b>1,84</b>
Cólon	1,21	1,93	1,26	1,25	2,09	2,23	<b>1,66</b>
Coração	0,96	1,68	1,04	1,05	2,00	1,98	<b>1,45</b>
Endóstio	0,62	1,59	1,05	1,05	1,88	1,89	<b>1,34</b>
Esôfago	1,06	1,68	1,05	1,19	1,98	2,00	<b>1,49</b>
Estômago	1,11	1,72	1,27	1,14	2,10	2,03	<b>1,56</b>
ET <sub>1</sub>	1,12	1,94	1,21	1,21	2,26	2,68	<b>1,74</b>
Fígado	1,00	1,70	1,06	1,10	1,93	2,05	<b>1,47</b>
Glândulas salivares	1,09	2,00	1,16	1,16	2,12	2,01	<b>1,59</b>
Gônadas	1,36	4,39	1,69	1,30	2,25	2,36	<b>2,23</b>
Intestino delgado	1,32	2,00	1,35	1,35	2,23	2,21	<b>1,74</b>
Pele	0,92	1,63	0,91	0,91	1,88	1,88	<b>1,36</b>
Pulmões	0,99	1,59	1,07	1,08	1,91	1,93	<b>1,43</b>
RBM	1,07	1,58	1,05	1,05	1,87	1,88	<b>1,42</b>
Tecidos residuais	0,99	1,66	1,00	1,00	1,93	1,92	<b>1,42</b>
Timo	0,94	1,71	1,08	1,08	2,08	2,08	<b>1,49</b>
Tireoide	1,12	1,87	1,24	1,23	2,10	2,27	<b>1,64</b>
<b><math>(E/E)_{80/60 \text{ kVp}}</math></b>	<b>1,02</b>	<b>1,64</b>	<b>1,07</b>	<b>1,08</b>	<b>1,95</b>	<b>1,97</b>	<b>1,46</b>

Para as projeções AP e laterais (LAO90 e RAO90), o aumento do kVp ocasionou pequena redução na dose  $H_T$  da pele, cujas diferenças relativas são de até 8%, quando o espectro varia de 60 para 80 kVp. Esta pequena redução da dose na pele ocorre porque este órgão é superficial e o aumento da energia do feixe ocasiona uma maior deposição energética em regiões mais profundas do simulador.

No Apêndice A, as Tabelas A1-A3 apresentam os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do coração e órgãos radiosensíveis, do simulador UF00M (3 mm), calculados para 3 espectros (60, 70 e 80 kVp) e 6 projeções angiográficas (AP, PA, LAO90, RAO90, LAO45 e RAO45). Na última coluna das Tabelas A1- A3, são apresentadas as médias de todas as projeções e as respectivas incertezas.

Como esperado, os órgãos dentro ou próximo do campo de radiação (coração, pulmões, estômago, fígado, esôfago, baço, timo) receberam as maiores doses e conseqüentemente apresentam maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$ . Também há um aumento nos coeficientes  $E/PKA$ , visto que os fatores de ponderação teciduais ( $w_T$ ) desses órgãos são relevantes. O aumento do kVp reduz o PKA (Figura 13) e aumenta as doses  $H_T$  e  $E$  (Tabela 10), resultando no aumento dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do simulador. Em média, os valores de  $H_T/PKA$  do coração foram:  $(3,581 \pm 0,002)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (60 kVp),  $(4,047 \pm 0,003)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (70 kVp) e  $(4,493 \pm 0,003)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (80 kVp). Para os valores médios de  $E/PKA$ , as diferenças relativas são de 17% (60 para 70 kVp), 14% (70 para 80 kVp) e 31% (60 para 80 kVp).

Os maiores valores de  $E/PKA$  ocorreram na projeção AP devido à exposição direta do campo de radiação no paciente, resultando em doses relativamente altas no coração e órgãos circunvizinhos. Isto não ocorre nas projeções PA, LAO45 e RAO45 visto que o feixe é atenuado pela mesa além dos órgãos sofrerem uma blindagem dos ossos da coluna e região torácica do paciente. A Figura 14 ilustra o PTRAC do feixe de raios X incidindo no paciente para as projeções AP e LAO45. Nesta figura, o feixe primário (em vermelho) interage diretamente com o paciente na projeção AP produzindo radiação espalhada (demais cores), enquanto que na projeção oblíqua parte do feixe é retroespalhado pela mesa do paciente.

Os valores de  $H_T/PKA$  do coração e órgãos circunvizinhos para as projeções laterais (LAO90 e RAO90) também foram maiores que os valores das projeções PA e oblíquas devido à incidência direta do feixe no simulador. Para o espectro de 60 kVp, os ossos, os tecidos

residuais e a pele apresentaram valores de  $H_T/PKA$  maiores para as geometrias laterais que para geometria AP, com diferenças relativas de 8%, 12% e 29% respectivamente. Uma possível explicação para isso é a maior deposição energética do feixe de baixa energia nos braços do simulador quando ele é irradiado nas projeções RAO90 e LAO90. Considerando o espectro de 60 kVp, os valores de E/PKA na projeção AP foram de 3 a 9 vezes maiores que os valores das projeções oblíquas (LAO e RAO) e PA, respectivamente.

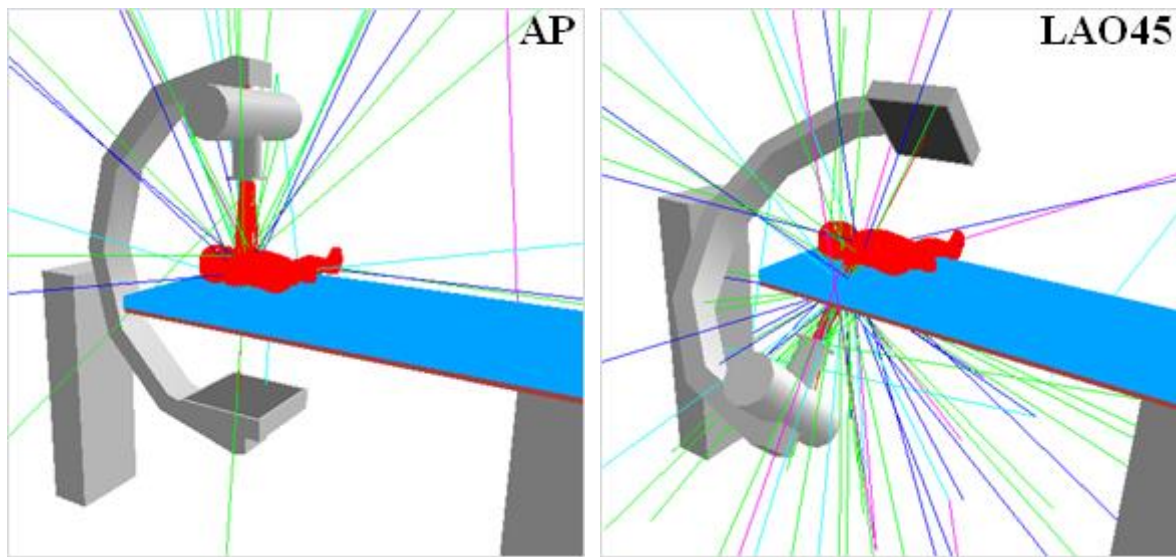


Figura 14. Interação do feixe de raios X com o simulador UF00M (3 mm) e com a mesa.

A geometria tubo-paciente também desempenha um papel importante na distribuição de dose nos órgãos preferencialmente localizados no lado esquerdo ou direito do plano sagital do paciente (Figura 15), como o coração, estômago e baço (posicionados no lado esquerdo). Estes órgãos apresentam maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  para as projeções RAO90 e RAO45, da ordem de 2 a 4 vezes maiores que os valores das projeções LAO90 e LAO45. O comportamento contrário ocorre para o fígado, o qual tem maior porção localizada no lado direito do plano sagital do paciente e apresenta maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  para as projeções LAO90 e LAO45, da ordem de 2 vezes maiores que os valores das projeções RAO90 e RAO45. Os coeficientes de conversão E/PKA do simulador UF00M (3mm), calculados neste trabalho, para os espectros de 60, 70 e 80 kVp foram:  $(0,591 \pm 0,007)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup>,  $(0,692 \pm 0,007)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> e  $(0,791 \pm 0,008)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup>, respectivamente.

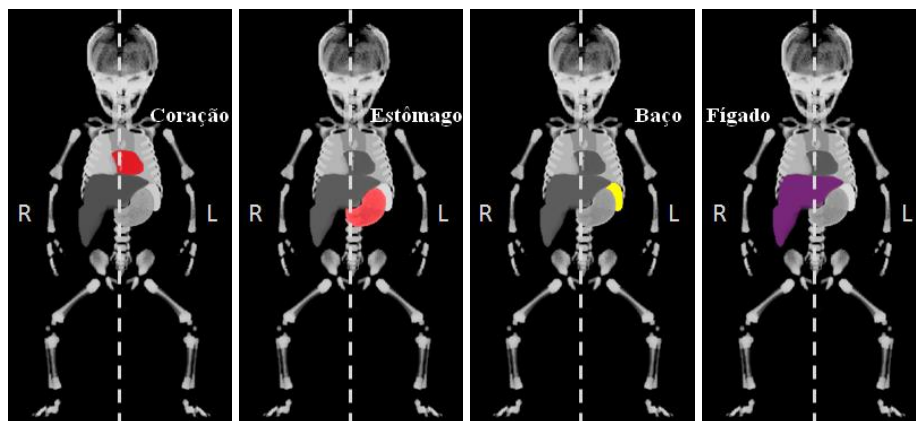
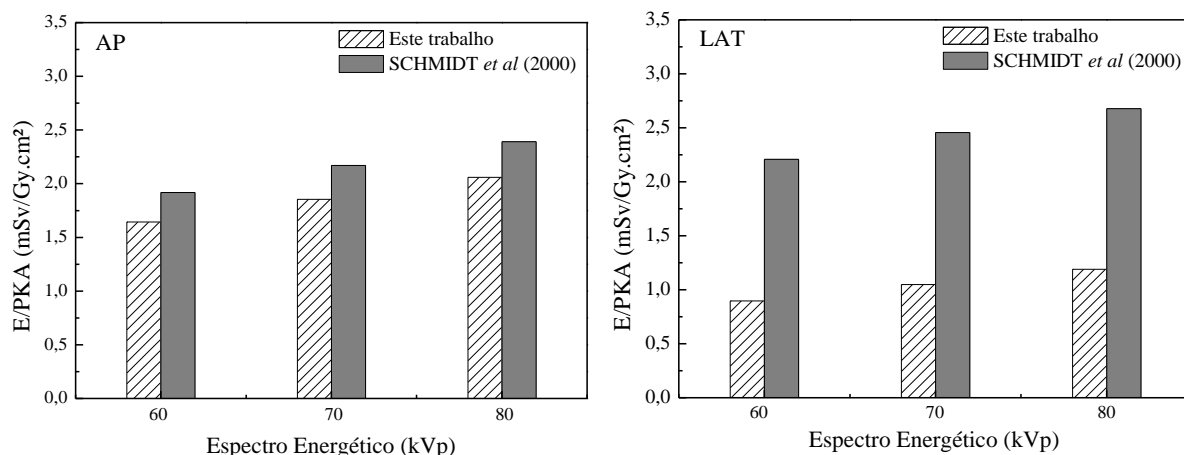


Figura 15. Órgãos posicionados no lado esquerdo (L) e direito (R) do plano sagital do simulador recém-nascido.

Schmidt *et al.* (2000) obtiveram coeficientes de conversão E/PKA para vários espectros energéticos (60 a 80 kVp) e diversas projeções angiográficas utilizando o código PCXMC (TAPIOVAARA *et al.*, 1997). No trabalho deles, o paciente pediátrico recém-nascido é representado por um simulador matemático com 3,5 kg, 51,5 cm de altura, sem braços e o coração é tratado como uma esfera. A Figura 16 mostra os coeficientes de conversão E/PKA obtidos a partir das tabelas 3, 9 e 10 de Schmidt *et al.* (2000) comparados com os valores deste trabalho para duas projeções (AP e LAT). Os valores de E/PKA para a projeção LAT deste trabalho foram obtidos a partir de uma média dos coeficientes para as projeções LAO90 e RAO90. Para a projeção AP, diferenças relativas de 14% (70 kVp) foram encontradas enquanto que na projeção LAT, diferenças relativas de até 60% (60 kVp) ocorreram. A elevada diferença relativa para projeção LAT possivelmente ocorre devido a diferenças anatômicas do simulador matemático em relação ao simulador híbrido. As estruturas anatômicas do simulador matemático são simplificadas e com pouco realismo anatômico, por exemplo, o coração é tratado como uma esfera, enquanto no simulador híbrido as estruturas cardíacas (átrios, ventrículos, artérias e veias) são bem definidas. A ausência dos braços do simulador matemático provoca maiores doses no coração e órgãos circunvizinhos com fatores  $w_T$  relevantes, conseqüentemente resultando em maiores coeficientes de conversão E/PKA que os valores obtidos por este trabalho.



**Figura 16. Coeficientes de conversão E/PKA calculados neste trabalho e por Schmidt *et al.* (2000).**

Johnson *et al.* (2009) estimaram coeficientes de conversão E/DAP para cenários de exposição de cateterização cardíaca utilizando simuladores híbridos adultos masculinos com diferentes parâmetros antropométricos, representando pacientes com peso normal (UFHADM<sub>50-50</sub>), baixo peso (UFHADM<sub>50-10</sub>) e sobrepeso (UFHADM<sub>50-90</sub>). Os resultados de Johnson *et al.* (2009) obtidos para o espectro de 60 kVp com filtração de 3.5 mmAl foram selecionados para comparação com os resultados calculados por este trabalho para as projeções AP, PA, LAO e RAO. Os valores de E/DAP calculados por Johnson *et al.* (2009) foram:  $(0,37 \pm 0,02)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (AP),  $(0,13 \pm 0,04)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (PA),  $(0,14 \pm 0,02)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (LAO) e  $(0,15 \pm 0,03)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (RAO). Observa-se que os valores de E/PKA calculados com simulador UF00M (3 mm) são maiores que os obtidos por Johnson *et al.* (2009), da ordem de 5 vezes (AP). Diversos fatores influenciam estas diferenças. As doses nos órgãos do simulador pediátrico são maiores devido à menor quantidade de tecido adiposo e à proximidade anatômica dos órgãos. Em contrapartida, os coeficientes de conversão de Johnson *et al.* (2009) são calculados para os tamanhos de campo de procedimentos adultos,  $12 \times 12$  cm<sup>2</sup> (AP e PA) e  $14 \times 14$  cm<sup>2</sup> (LAO e RAO), o que ocasiona valores de DAP maiores que os valores de PKA calculados para o campo utilizado neste trabalho, de  $7 \times 7$  cm<sup>2</sup>. A diferença nos valores de DAP e PKA, em conjunto com diferentes valores de H<sub>T</sub> calculados, resultam em coeficientes de conversão do simulador pediátrico maiores que os coeficientes do simulador adulto.

#### 4.2. Coeficientes de conversão dos simuladores UF00MF (1 mm) e UFADM (3 mm)

Os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm) foram idênticos (Tabela A4), com exceção das gônadas, que apresentaram diferenças relativas menores que 3% para todas as projeções, considerando o espectro de 75 kVp, filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu). A Figura 17 apresenta uma comparação entre os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm), para as três projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45). Como esperado, os maiores valores de  $H_T/PKA$  foram do coração e órgãos circunvizinhos (pulmões, esôfago, fígado, mamas).

A partir dos resultados do simulador UF00M (3 mm), nota-se que o aumento da energia do feixe de raios X (60, 70 e 80 kVp) ocasiona no aumento dos coeficientes de conversão dos órgãos (Tabelas A1-A3). Nos resultados dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm), cujo espectro utilizado foi o de 75 kVp, a filtração adicional de cobre (0,4 mmCu) do feixe também ocasionou um aumento dos coeficientes de conversão (Tabela A4). A Tabela 11 apresenta a razão entre os valores de PKA obtidos para o espectro de 75 kVp, com filtração adicional de cobre (3,5 mmAl + 0,4 mmCu) e os espectros de 60, 70 e 80 kVp, sem filtração adicional de cobre (3,5 mmAl), em função das projeções PA, LAO45 e RAO45. Diferenças relativas na razão do PKA variam de 28% (80 kVp) a 41% (60 kVp). A razão entre as doses  $H_T$  e E dos simulador UF00M (1 mm) para espectro de 75 kVp, com filtração adicional de cobre (3,5 mmAl + 0,4 mmCu) e os espectros de 60, 70 e 80 kVp, sem filtração adicional de cobre (3,5 mmAl), é dada na Tabela 12. Embora a utilização da filtração de cobre reduziu as doses  $H_T$  da pele do paciente de 5% a 12%, os demais órgãos apresentaram um aumento na dose de até 100% (gônadas). O aumento de coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  devido à filtração adicional de cobre, observado entre as Tabelas A1-A3 e a Tabela A4, também é reportada na literatura (SANTOS *et al.*, 2015).

Tabela 11. Razão do PKA entre os espectros com e sem filtração de cobre, para as projeções PA, LAO45 e RAO45.

Projeção	60 kVp <sup>a</sup>	70 kVp <sup>a</sup>	75 kVp <sup>b</sup>	80 kVp <sup>a</sup>
PA	0,59	0,66	1,00	0,72
LAO45	0,59	0,66	1,00	0,72
RAO45	0,59	0,66	1,00	0,72

<sup>a</sup> Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl)

<sup>b</sup> Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu)

Tabela 12. Razão das doses  $H_T$  e  $E$  dos simuladores recém-nascidos para diferentes espectros energéticos.

Órgão / tecido	PA				LAO45				RAO45			
	60 kVp <sup>a</sup>	70 kVp <sup>a</sup>	75 kVp <sup>b</sup>	80 kVp <sup>a</sup>	60 kVp <sup>a</sup>	70 kVp <sup>a</sup>	75 kVp <sup>b</sup>	80 kVp <sup>a</sup>	60 kVp <sup>a</sup>	70 kVp <sup>a</sup>	75 kVp <sup>b</sup>	80 kVp <sup>a</sup>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)</b>												
Bexiga	1,90	1,55	1,00	1,35	1,87	1,54	1,00	1,34	1,91	1,55	1,00	1,35
Cérebro	1,59	1,39	1,00	1,25	1,59	1,39	1,00	1,25	1,60	1,39	1,00	1,25
Cólon	1,66	1,43	1,00	1,28	1,66	1,42	1,00	1,27	1,72	1,46	1,00	1,29
Coração	1,26	1,18	1,00	1,13	1,23	1,16	1,00	1,11	1,27	1,19	1,00	1,13
Endósteo	1,08	1,06	1,00	1,05	1,16	1,11	1,00	1,09	1,16	1,11	1,00	1,09
Esôfago	1,22	1,16	1,00	1,11	1,18	1,13	1,00	1,09	1,28	1,19	1,00	1,13
Estômago	1,24	1,17	1,00	1,12	1,26	1,18	1,00	1,13	1,55	1,36	1,00	1,24
Fígado	1,19	1,13	1,00	1,10	1,34	1,23	1,00	1,16	1,16	1,11	1,00	1,08
Glândulas salivares	1,45	1,31	1,00	1,21	1,56	1,37	1,00	1,24	1,55	1,37	1,00	1,23
Gônadas	2,00	1,56	1,00	1,33	1,97	1,63	1,00	1,33	1,88	1,60	1,00	1,38
Mamas	1,42	1,30	1,00	1,20	1,56	1,41	1,00	1,25	1,58	1,38	1,00	1,26
Pele	0,88	0,91	1,00	0,93	0,92	0,94	1,00	0,95	0,92	0,94	1,00	0,95
Pulmões	1,03	1,02	1,00	1,02	1,12	1,09	1,00	1,06	1,14	1,10	1,00	1,07
RBM	1,17	1,12	1,00	1,08	1,26	1,18	1,00	1,12	1,26	1,19	1,00	1,12
Tecidos residuais	1,06	1,04	1,00	1,03	1,10	1,08	1,00	1,05	1,11	1,08	1,00	1,06
Tireoide	1,40	1,27	1,00	1,19	1,61	1,40	1,00	1,26	1,60	1,39	1,00	1,25
<b>(<math>E/E</math>)</b>	1,15	1,11	1,00	1,08	1,20	1,15	1,00	1,10	1,23	1,16	1,00	1,11

<sup>a</sup> Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl)

<sup>b</sup> Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu)

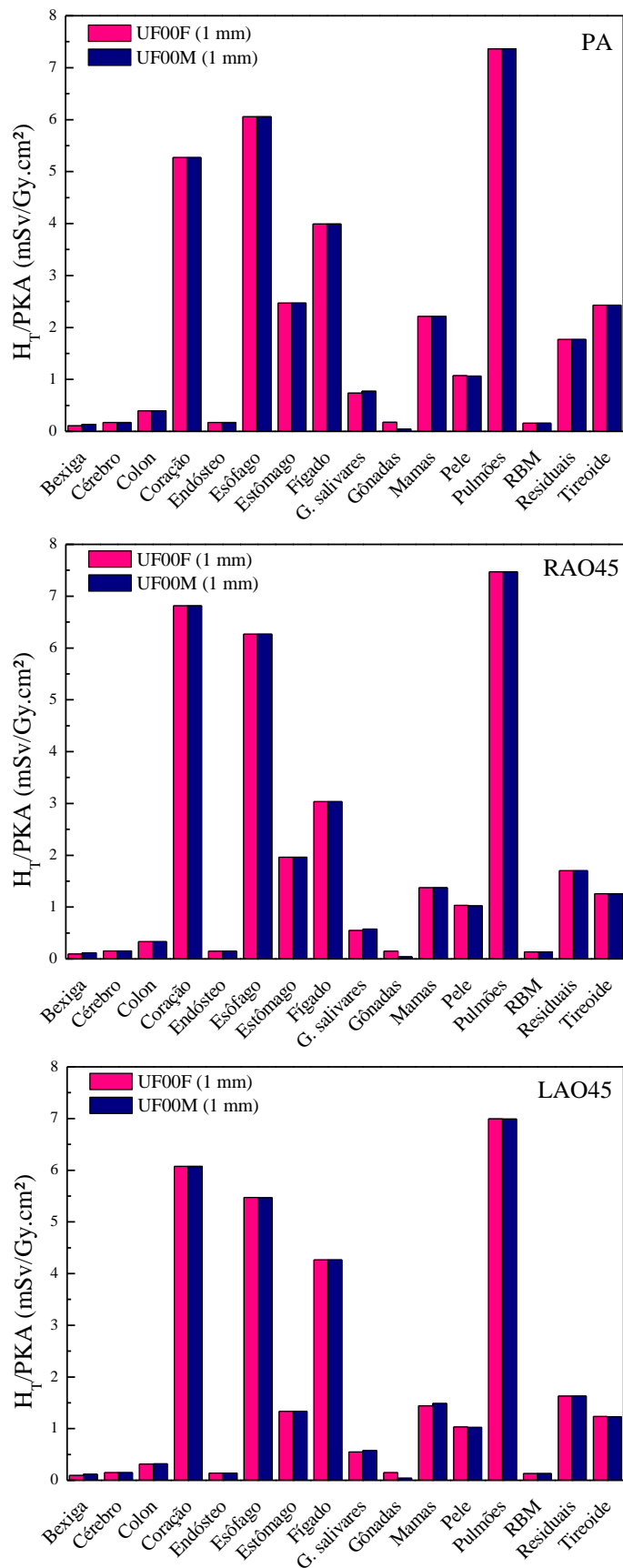


Figura 17. H<sub>T</sub>/PKA dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm).

A Figura 18 apresenta os valores dos coeficientes  $H_T/PKA$  do paciente recém-nascido (Tabela A4), em função das projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45). Os valores de  $H_T/PKA$  do paciente recém-nascido foram calculados a partir da média dos coeficientes de conversão dos simuladores UF00M e UF00F (1 mm), para o espectro de 75 kVp com filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu). Comparando com os valores médios de  $H_T/PKA$  do simulador UF00M (3mm) para essas 3 projeções (Tabelas A1-A3), foram observadas diferenças relativas de 63% para os pulmões, 65% para o coração, 69% para a pele e 85% para as gônadas. Essas diferenças refletem também a influência do tamanho do voxel dos simuladores na estimativa de dose nos órgãos e a consideração da dose absorvida pelos ovários no cálculo de  $H_T$  das gônadas do paciente recém-nascido.

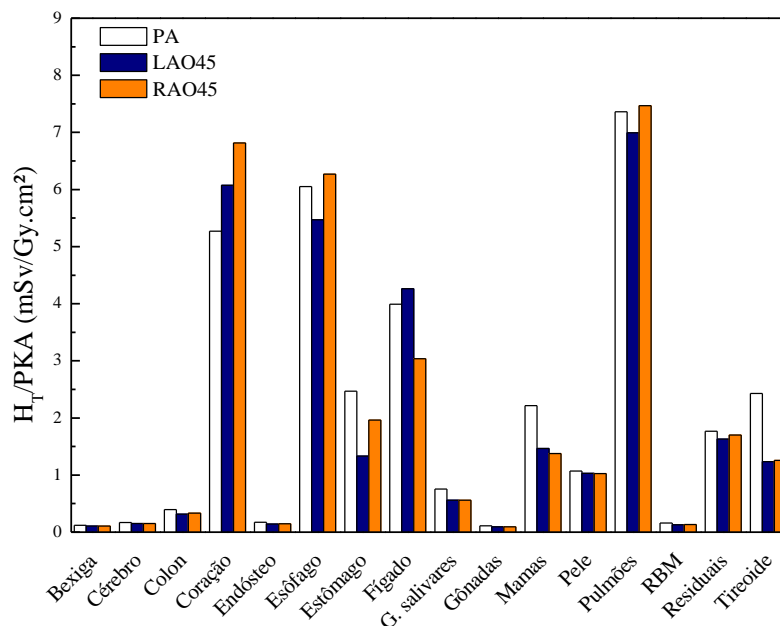
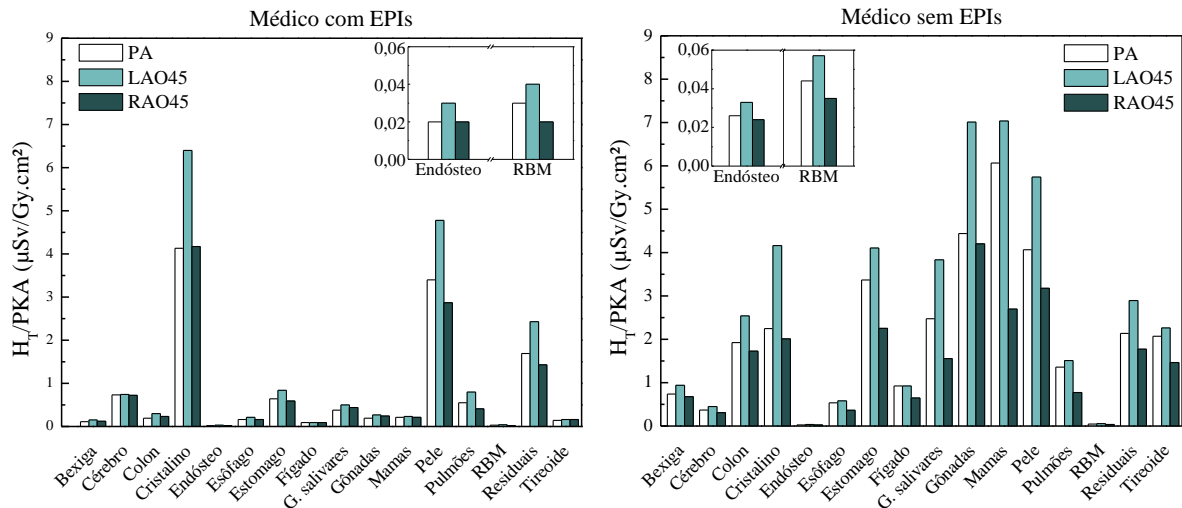


Figura 18. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do paciente recém-nascido em função das projeções angiográficas.

A partir da Tabela A4, os valores de  $E/PKA$  do paciente recém-nascido foram:  $(2,258 \pm 0,007)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (PA),  $(1,893 \pm 0,006)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (LAO45) e  $(2,010 \pm 0,007)$  mSv/Gy.cm<sup>2</sup> (RAO45). Estes resultados são de 9 (PA) a 20 vezes (LAO45) maiores que os valores de  $E/PKA$  obtidos para os cenários com simulador UF00M (3 mm), ilustrados nas Tabelas A1-A3. Os órgãos do paciente de recém-nascido que mais contribuíram para a dose efetiva foram: pulmões (43%), esôfago (12%), estômago (11%), mamas (10%) e tecidos residuais (10%).

A Figura 19 apresenta os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do médico representado pelo simulador UFADM (3 mm), em função das projeções PA, RAO45 e LAO45, com e sem o uso dos EPIs (Tabela 13). Nos cenários com médico sem utilizar os EPIs, os maiores valores de  $H_T/PKA$  ocorreram na projeção LAO45:  $(7,033 \pm 0,055) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para as mamas,  $(7,011 \pm 0,050) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para as gônadas,  $(5,740 \pm 0,003) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para pele,  $(4,163 \pm 0,329) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para cristalino. Neste mesmo cenário, os valores de E/PKA do médico foram:  $(2,383 \pm 0,008) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (PA),  $(3,026 \pm 0,010) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (LAO45) e  $(1,624 \pm 0,006) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (RAO45). Os órgãos que tiveram uma maior contribuição nos valores dos coeficientes de conversão E/PKA do médico sem utilizar os EPIs foram as mamas (27%), as gônadas (18%), o estômago (16%) e os tecidos residuais (12%).



**Figura 19. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do médico com e sem EPIs, em função das projeções.**

A partir dos resultados obtidos para o cenário referente ao médico utilizando os EPIs (Tabela A5), nota-se uma redução significativa nos coeficientes  $H_T/PKA$  do médico, devido à blindagem de chumbo que reduz a exposição do médico à radiação. Para as gônadas, mamas e tireoide, o uso do avental de chumbo é importante na proteção do médico, reduzindo as doses  $H_T$  em 93% a 97%. Para o médico com EPIs, os valores de  $H_T$  para a pele e tecidos residuais reduziram em 40% a 47%. Como consequência, os valores dos coeficientes E/PKA para o médico utilizando EPIs foram de 74% a 80% menores que os valores para o médico sem EPIs.

Tabela 13. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do médico com e sem EPIs em função das projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão ( $\mu Sv/Gy.cm^2$ )					
	Com EPIs *			Sem EPIs **		
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45
<b><math>H_T/PKA</math></b>						
Bexiga (parede)	0,109 ± 0,007	0,147 ± 0,008	0,123 ± 0,007	0,735 ± 0,014	0,938 ± 0,016	0,675 ± 0,013
Cérebro	0,726 ± 0,004	0,742 ± 0,003	0,718 ± 0,004	0,367 ± 0,002	0,447 ± 0,002	0,308 ± 0,002
Cólon	0,194 ± 0,002	0,305 ± 0,003	0,225 ± 0,003	1,924 ± 0,006	2,538 ± 0,007	1,728 ± 0,006
Cristalino	4,125 ± 0,395	6,405 ± 0,515	4,142 ± 0,425	2,246 ± 0,239	4,163 ± 0,329	2,009 ± 0,231
Endósteo	0,022 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,021 ± 0,001	0,026 ± 0,001	0,033 ± 0,001	0,024 ± 0,001
Esôfago	0,163 ± 0,009	0,209 ± 0,010	0,166 ± 0,009	0,537 ± 0,013	0,583 ± 0,013	0,365 ± 0,011
Estômago (parede)	0,643 ± 0,009	0,841 ± 0,011	0,596 ± 0,009	3,367 ± 0,017	4,104 ± 0,018	2,251 ± 0,014
Fígado	0,086 ± 0,001	0,094 ± 0,001	0,092 ± 0,001	0,924 ± 0,003	0,922 ± 0,003	0,646 ± 0,002
Glândulas salivares	0,377 ± 0,010	0,496 ± 0,011	0,439 ± 0,010	2,474 ± 0,020	3,832 ± 0,024	1,554 ± 0,016
Gônadas	0,187 ± 0,010	0,267 ± 0,012	0,240 ± 0,012	4,440 ± 0,040	7,011 ± 0,050	4,203 ± 0,039
Mamas	0,214 ± 0,012	0,225 ± 0,013	0,228 ± 0,013	6,067 ± 0,051	7,033 ± 0,055	2,698 ± 0,035
Pele	3,401 ± 0,004	4,776 ± 0,004	2,867 ± 0,003	4,068 ± 0,003	5,740 ± 0,003	3,175 ± 0,003
Pulmões	0,547 ± 0,003	0,804 ± 0,004	0,407 ± 0,003	1,361 ± 0,004	1,510 ± 0,004	0,773 ± 0,003
RBM	0,026 ± 0,001	0,038 ± 0,002	0,023 ± 0,001	0,044 ± 0,001	0,057 ± 0,001	0,035 ± 0,001
Tecidos residuais	1,694 ± 0,001	2,427 ± 0,001	1,426 ± 0,001	2,138 ± 0,001	2,895 ± 0,001	1,773 ± 0,001
Tireoide	0,143 ± 0,012	0,157 ± 0,013	0,150 ± 0,012	2,073 ± 0,037	2,263 ± 0,038	1,467 ± 0,031
<b><math>E/PKA</math></b>	<b>0,478 ± 0,005</b>	<b>0,663 ± 0,007</b>	<b>0,430 ± 0,005</b>	<b>2,383 ± 0,008</b>	<b>3,026 ± 0,010</b>	<b>1,624 ± 0,006</b>

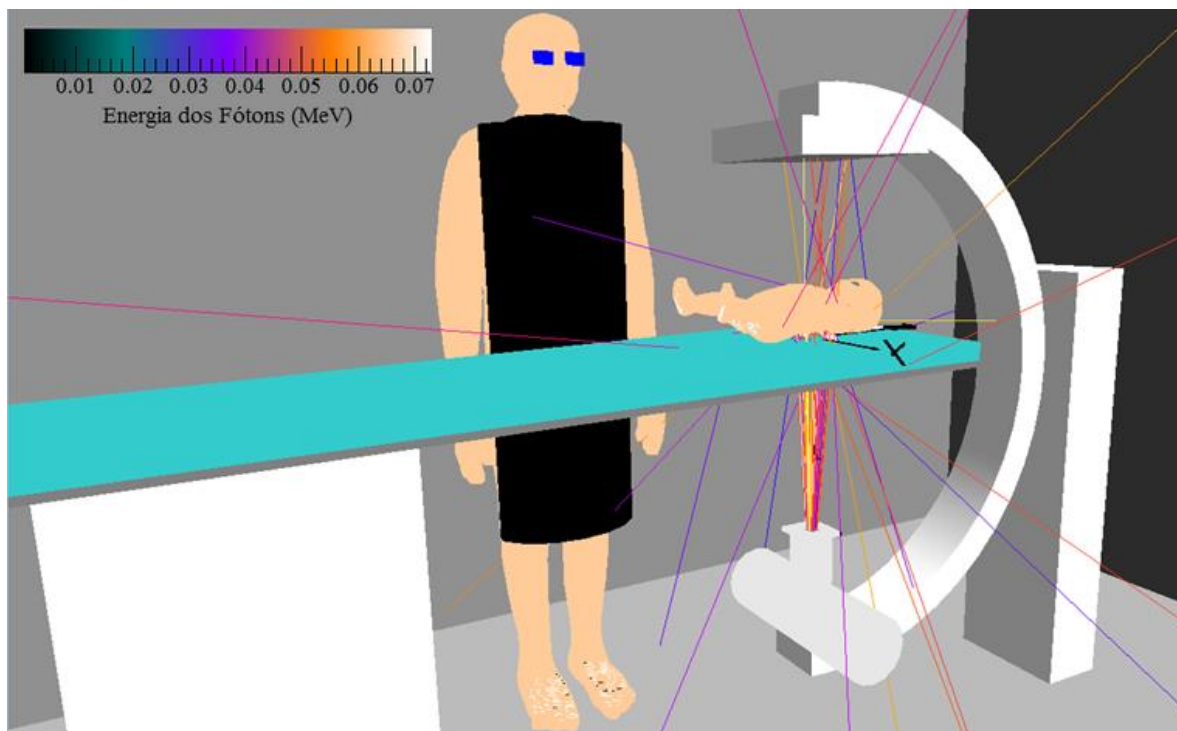
\* Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu)

\*\* Espectro com filtração de alumínio (3,5 mmAl)

A partir da Tabela A5, o cristalino, a pele e os tecidos residuais do médico com EPIs apresentaram maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$ :  $(6,405 \pm 0,515) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ,  $(4,776 \pm 0,004) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  e  $(2,427 \pm 0,001) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ , respectivamente. A projeção LAO45 apresentou os maiores valores de  $H_T/PKA$  devido à proximidade do médico ao tubo de raios X nesta projeção. Esta proximidade gera uma maior exposição do médico à radiação espalhada em direção à cabeça, braços e pernas do simulador. Os órgãos com maiores contribuições para as doses efetivas do médico foram: tecidos residuais (42%), estômago (16%), pulmões (13%), e pele (7%). Os valores de  $E/PKA$  do médico com o uso de EPIs, para o espectro de 75 kVp, foram:  $(0,478 \pm 0,006) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (PA),  $(0,663 \pm 0,007) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (LAO45) e  $(0,427 \pm 0,005) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (RAO45).

Santos *et al.* (2015) elaboraram dois tipos de cenários de exposição (com e sem cortina e vidro suspenso plumbíferos) para investigar as exposições médicas e ocupacionais durante procedimentos intervencionistas cardíacos utilizando dupla de simuladores *mesh* adultos masculinos. Neste estudo, os coeficientes de conversão  $E/PKA$  do paciente adulto no cenário sem cortina e vidro suspenso plumbíferos foram:  $(0,160 \pm 0,003) \text{mSv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3,5 mmAl),  $(0,250 \pm 0,001) \text{mSv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3,5 mmAl + 0,2 mmCu) e  $(0,290 \pm 0,001) \text{mSv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3,5 mmAl + 0,5 mmCu). Para esse mesmo cenário, os coeficientes de conversão  $E/PKA$  do médico foram:  $(0,024 \pm 0,015) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3.5 mmAl),  $(0,110 \pm 0,014) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3.5 mmAl + 0,2 mmCu) e  $(0,140 \pm 0,016) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (3.5 mmAl + 0,5 mmCu).

Os valores  $E/PKA$  do médico com EPIs, obtidos neste estudo, são em média 16 vezes maiores que os valores do estudo de Santos *et al.* (2015), devido a diferenças morfológicas dos simuladores híbridos e *mesh*, diferentes parâmetros radiográficos (tensão de pico, espessura da filtração adicional), além da maior proximidade do médico ao paciente nos procedimentos pediátricos. A Figura 20 ilustra o arquivo PTRAC do feixe de raios X, com distribuição de energia dos fótons em escala de cores, na qual os fótons mais energéticos possuem trajetórias claras e os fótons menos energéticos possuem trajetória escura. É possível visualizar as trajetórias dos fótons da saída do tubo de raios X (radiação primária) até a interação com o paciente, detector do equipamento (radiação transmitida) e o médico (radiação espalhada).



**Figura 20.** Interação do feixe de raios X no cenário com dupla de simuladores UFADM (3 mm) e UF00F (1 mm) para projeção PA.

Na Figura 21, é possível visualizar o *tally mesh* do fluxo de fótons no cenário de duplas, para a projeção LAO45, com a malha no plano do paciente (*mesh2*), representado pelo simulador UF00F (1 mm). O fluxo de fótons é ilustrado em regiões numa escala de cores, quanto maior o fluxo de fótons mais clara é a região, e quanto menor o fluxo, mais escura a região. Conforme era esperado, o paciente pediátrico está situado na região de maior fluxo de fótons, decorrente ao feixe de radiação primária e, conseqüentemente, esta região corresponde aos maiores coeficientes de conversão (em unidades de  $\text{mSv/Gy.cm}^2$ ). O médico está localizado na região onde o fluxo de fótons é menor e decorrente do espalhamento da radiação pelo paciente e equipamentos presentes na sala. Devido ao uso dos EPIs (óculos plumbíferos de 0,75 mmPb, avental de chumbo de 0,5 mmPb e protetor de tireoide de 0,5 mmPb), o fluxo de fótons reduz cerca de 5 vezes. Esta região do médico corresponde aos menores valores de coeficientes de conversão (em unidades de  $\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$ ) pois a radiação espalhada sofre uma atenuação devido ao uso dos EPIs.

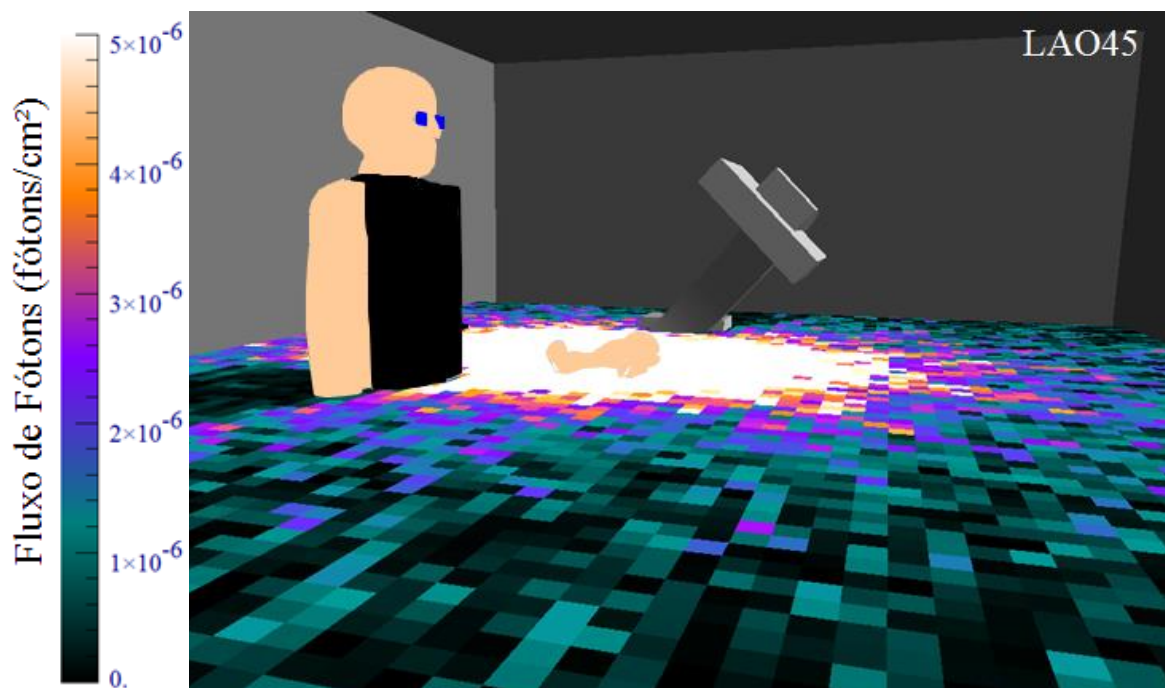


Figura 21. Fluxo de fótons no cenário com dupla de simuladores UFADM (3 mm) e UF00F (1 mm).

#### 4.3. Coeficientes de conversão dos simuladores UF01MF (1 mm) e UFADM (3 mm)

Os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos simuladores UF01M e UF01F (1 mm) também não apresentaram diferenças relativas significantes, sendo menores que 4% (gônadas) para todas as projeções, considerando o espectro de 75 kVp, filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu). A Figura 22 apresenta uma comparação entre os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF01M e UF01F (1 mm), para as três projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45). Como esperado, os maiores valores de  $H_T/PKA$  foram do coração e órgãos circunvizinhos.

Os coeficientes  $H_T/PKA$  do paciente de 1 ano (Figura 23) foram calculados através da média dos coeficientes de conversão dos simuladores UF01M e UF01F (1 mm), em função das projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45), referentes ao espectro de 75 kVp com filtração adicional de cobre. Comparando com os valores do paciente recém-nascido (Tabela A4), os coeficientes  $H_T/PKA$  do paciente de 1 ano (Tabela A6) foram menores, com diferenças relativas de 70% para a pele, 65% para as gônadas, 36% para os pulmões e 31% para o coração. Isto se deve a uma combinação da redução das doses equivalentes  $H_T$  dos órgãos e tecidos do simulador e do aumento no valor do PKA para o paciente de 1 ano.

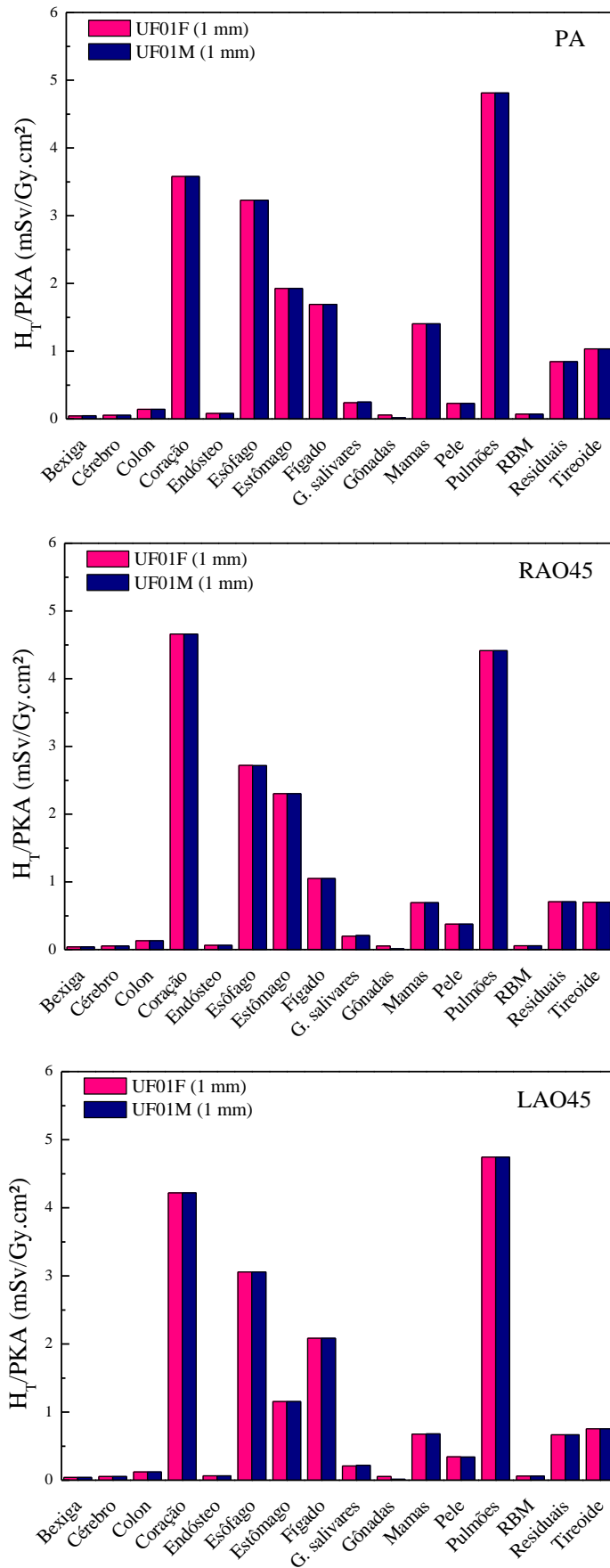


Figura 22.  $H_T/PKA$  dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF01M e UF01F (1 mm).

A Tabela 14 apresenta a razão das doses equivalente ( $H_T$ ) e efetiva (E) do paciente de 1 ano em relação as do paciente recém-nascido,  $(H_T/ H_T)_{1/0 \text{ ano}}$  e  $(E/E)_{1/0 \text{ ano}}$ , para as três projeções angiográficas (PA, LAO45 e RAO45).

**Tabela 14. Razão das doses  $H_T$  e E dos simuladores híbridos pediátricos recém-nascido e de 1 ano.**

<b>Órgão / tecido</b>	<b>PA</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b><math>(H_T/ H_T)_{1/0 \text{ ano}}</math></b>				
Bexiga	0,44	0,47	0,47	<b>0,46</b>
Cérebro	0,39	0,43	0,42	<b>0,41</b>
Cólon	0,42	0,43	0,49	<b>0,45</b>
Coração	0,81	0,74	0,91	<b>0,82</b>
Endósteo	0,55	0,53	0,53	<b>0,54</b>
Esôfago	0,63	0,58	0,59	<b>0,60</b>
Estômago	0,93	0,70	2,06	<b>1,23</b>
Fígado	0,51	0,82	0,29	<b>0,54</b>
Glândulas salivares	0,38	0,46	0,43	<b>0,42</b>
Gônadas	0,40	0,43	0,42	<b>0,42</b>
Mamas	0,76	0,59	0,56	<b>0,64</b>
Pele	0,25	0,39	0,44	<b>0,36</b>
Pulmões	0,78	0,76	0,75	<b>0,76</b>
RBM	0,54	0,53	0,53	<b>0,53</b>
Tecidos residuais	0,57	0,47	0,52	<b>0,52</b>
Tireoide	0,51	0,71	0,67	<b>0,63</b>
<b><math>(E/E)_{1/0 \text{ ano}}</math></b>	<b>0,71</b>	<b>0,67</b>	<b>0,75</b>	<b>0,71</b>

Para todos os órgãos, as doses equivalentes ( $H_T$ ) do simulador de 1 ano foram menores que as do simulador recém-nascido, com exceção do estômago (RAO45). Conforme os órgãos do simulador recém-nascido estão mais próximos uns dos outros que no simulador de 1 ano, há uma maior exposição dos órgãos próximos do coração e do campo de radiação, e conseqüentemente os valores de  $H_T$  são maiores para o recém-nascido. Para o coração do simulador de 1 ano, a dose  $H_T$  tem uma redução de até 26% (LAO45), comparada com a do simulador recém-nascido. No caso da medula óssea ativa (RBM), as doses equivalentes do paciente de 1 ano são até 47% menores que as do paciente recém-nascido (LAO45 e RAO45). Isto reflete a distribuição de RBM de acordo com a faixa etária do paciente e o fator de celularidade de ambos. Enquanto que no paciente recém-nascido o fator de celularidade é igual a 1, ou seja, 100% da medula óssea é ativa, no paciente de 1 ano parte da medula ativa é convertida em medula inativa (YBM). Além disso, a distribuição da RBM do paciente de

1 ano é maior na região pélvica e membros inferiores, cerca de 17% a mais que o paciente recém-nascido, no qual a distribuição de RBM é maior na região torácica (mais irradiada). A redução nas doses equivalentes ( $H_T$ ) dos órgãos radiosensíveis do simulador de 1 ano provoca uma redução de 29% na dose efetiva (E).

O tamanho do campo utilizado no cenário com simulador de 1 ano ( $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ) é maior que o do cenário com simulador recém-nascido ( $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ), de modo que há um aumento de aproximadamente 19% nos valores de PKA.

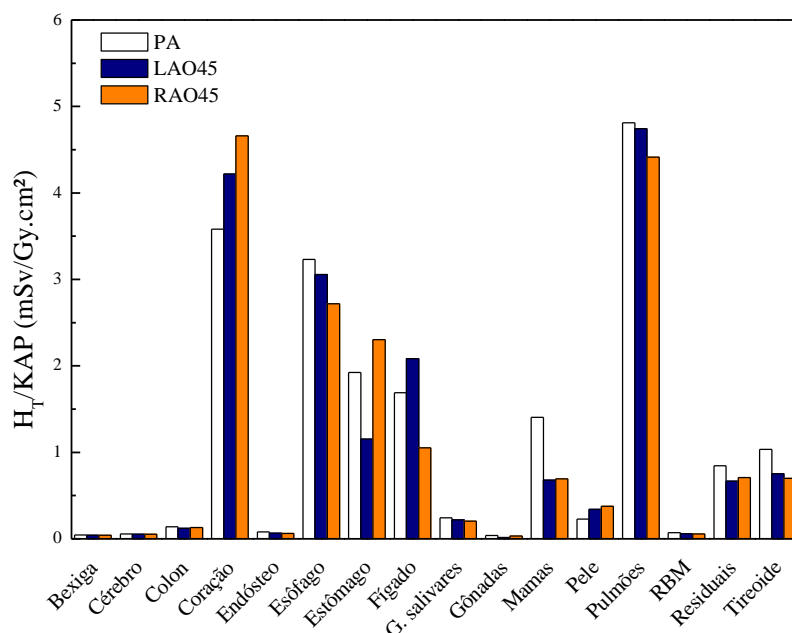


Figura 23. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do paciente de 1 ano em função das projeções angiográficas.

A partir da Tabela A6, os valores de  $E/PKA$  do paciente de 1 ano foram:  $(1,353 \pm 0,005) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (PA),  $(1,138 \pm 0,004) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (LAO45) e  $(1,187 \pm 0,005) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (RAO45). Estes valores apresentaram uma diferença de 40% em relação aos coeficientes  $E/PKA$  do simulador recém-nascido. A redução dos coeficientes de conversão também é observada na literatura, onde valores de  $E/PKA$  para faixa etária de 1 ano são de até 60% inferiores aos valores obtidos para pacientes recém-nascidos (RASSOW *et al.*, 2000; SCHMIDT *et al.*, 2000). Os órgãos do paciente de 1 ano que mais contribuíram para a dose efetiva foram: pulmões (46%), estômago (18%), esôfago (10%), mamas (9%) e tecidos residuais (7%).

Os coeficientes  $H_T/PKA$  do médico para o cenário com paciente de 1 ano (Tabela A7) são mostrados na Figura 24. O comportamento dos coeficientes da Figura 24 é similar ao dos

valores apresentados para o cenário com paciente recém-nascido. Os órgãos que apresentaram maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  foram o cristalino ( $3,871 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ), a pele ( $3,723 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ), e os tecidos residuais ( $1,856 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ). A projeção LAO45 apresentou os maiores valores de  $H_T/PKA$  ( $5,207 \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para a pele) devido à maior exposição do médico à radiação espalhada em direção à cabeça, braços e pernas do simulador causada pela proximidade do médico ao tubo de raios X. Nesta projeção, as doses  $H_T$  em todos os órgãos radiosensíveis do médico, exceto no cristalino, foram maiores no cenário com paciente de 1 ano comparados aos valores obtidos para o cenário com paciente recém-nascido (Tabela 15). Órgãos da região pélvica do médico como as gônadas e bexiga, além da pele e tecidos residuais apresentaram diferenças relativas em torno de 20% nos valores de  $H_T$ . Uma das possíveis causas para este comportamento é a maior contribuição da radiação retroespalhada pelas pernas do paciente de 1 ano nas doses  $H_T$  do médico, comparado ao cenário com paciente recém-nascido (Figuras B4 e B9).

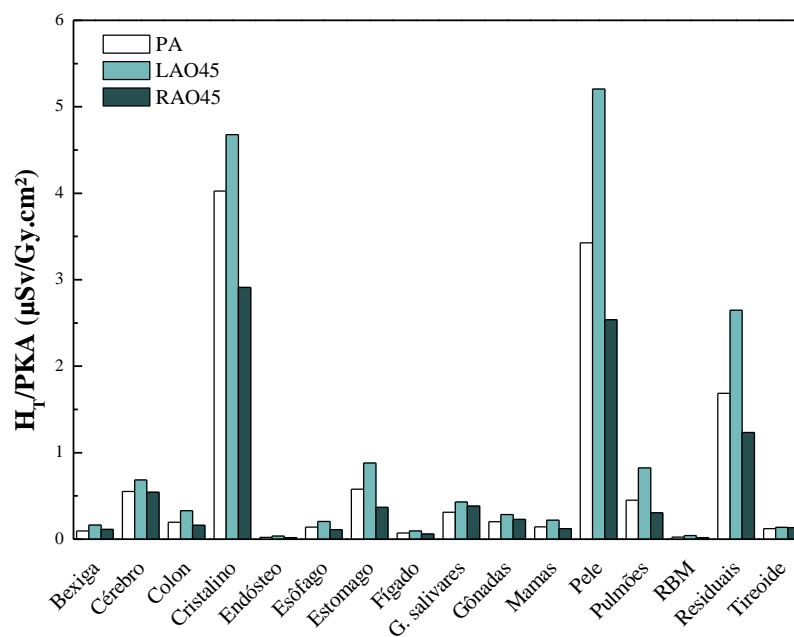


Figura 24.  $H_T/PKA$  do médico em função das projeções angiográficas, para o cenário com paciente de 1 ano.

Os órgãos com maiores contribuições para as doses efetivas do médico foram: tecidos residuais (45%), estômago (15%), pulmões (13%), e pele (8%). Os valores de  $E/PKA$  do médico no cenário com paciente de 1 ano foram:  $(0,446 \pm 0,006) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (PA),  $(0,703 \pm 0,007) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (LAO45) e  $(0,334 \pm 0,004) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (RAO45). Para as projeções PA e RAO45, estes valores apresentam uma redução de 7% e 22% comparados com

os valores de E/PKA calculados para o cenário com paciente recém-nascido. Para projeção LAO45, os valores de E/PKA aumentaram 6% comparados com o cenário com paciente recém-nascido, devido ao aumento nos coeficientes  $H_T/PKA$  da bexiga (11%), pele (9%), tecidos residuais (9%) e gônadas (6%).

**Tabela 15. Razão das doses  $H_T$  e E do médico entre os cenários com paciente recém-nascido e de 1 ano.**

<b>Órgão / tecido</b>	<b>PA</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)<sub>1/0 ano</sub></b>				
Bexiga	1,04	1,32	1,10	<b>1,17</b>
Cérebro	0,90	1,10	0,90	<b>0,97</b>
Cólon	1,20	1,29	0,84	<b>1,12</b>
Cristalino	1,16	0,87	0,83	<b>0,94</b>
Endósteeo	1,20	1,29	1,04	<b>1,19</b>
Esôfago	1,03	1,16	0,81	<b>1,02</b>
Estômago	1,07	1,25	0,74	<b>1,05</b>
Fígado	0,99	1,20	0,76	<b>0,99</b>
Glândulas salivares	0,98	1,04	1,04	<b>1,02</b>
Gônadas	1,27	1,26	1,13	<b>1,22</b>
Mamas	0,79	1,16	0,69	<b>0,89</b>
Pele	1,20	1,30	1,05	<b>1,20</b>
Pulmões	0,98	1,22	0,89	<b>1,07</b>
RBM	1,06	1,27	0,93	<b>1,12</b>
Tecidos residuais	1,19	1,30	1,03	<b>1,20</b>
Tireoide	1,00	1,03	0,99	<b>1,01</b>
<b>(E/E)<sub>1/0 ano</sub></b>	<b>1,11</b>	<b>1,26</b>	<b>0,93</b>	<b>1,13</b>

Na Figura 25, estão ilustrados os *tallies mesh* do fluxo de fótons no cenário de duplas com paciente recém-nascido (Figura 25a) e de 1 ano (Figura 25b), para as projeções PA, LAO45 e RAO45. Cada imagem mostra as diferentes distribuições do fluxo de fótons no plano XZ, com a posição Y da malha no plano do paciente (*mesh2* na Figura B1). As regiões com menor fluxo de fótons (regiões escuras), em virtude da maior atenuação do feixe, são as do equipamento de raios X (tubo de raios X, arco C, detector, base da mesa do paciente) e dos EPIs (avental de chumbo, protetor de tireoide e óculos). A presença do avental reduz as doses nos órgãos da região pélvica do médico, especialmente nas gônadas, porém devido à modelagem do avental ser uma casca cilíndrica, os braços do médico ficam expostos e consequentemente há uma maior contribuição de dose na pele e tecidos residuais no cenário de exposição com paciente de 1 ano (Figura 25b). Analisando os fluxos de fótons para ambos

os cenários, nota-se que a projeção LAO45 apresenta maior exposição do médico, consequentemente apresentando os maiores valores de coeficientes  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$ .

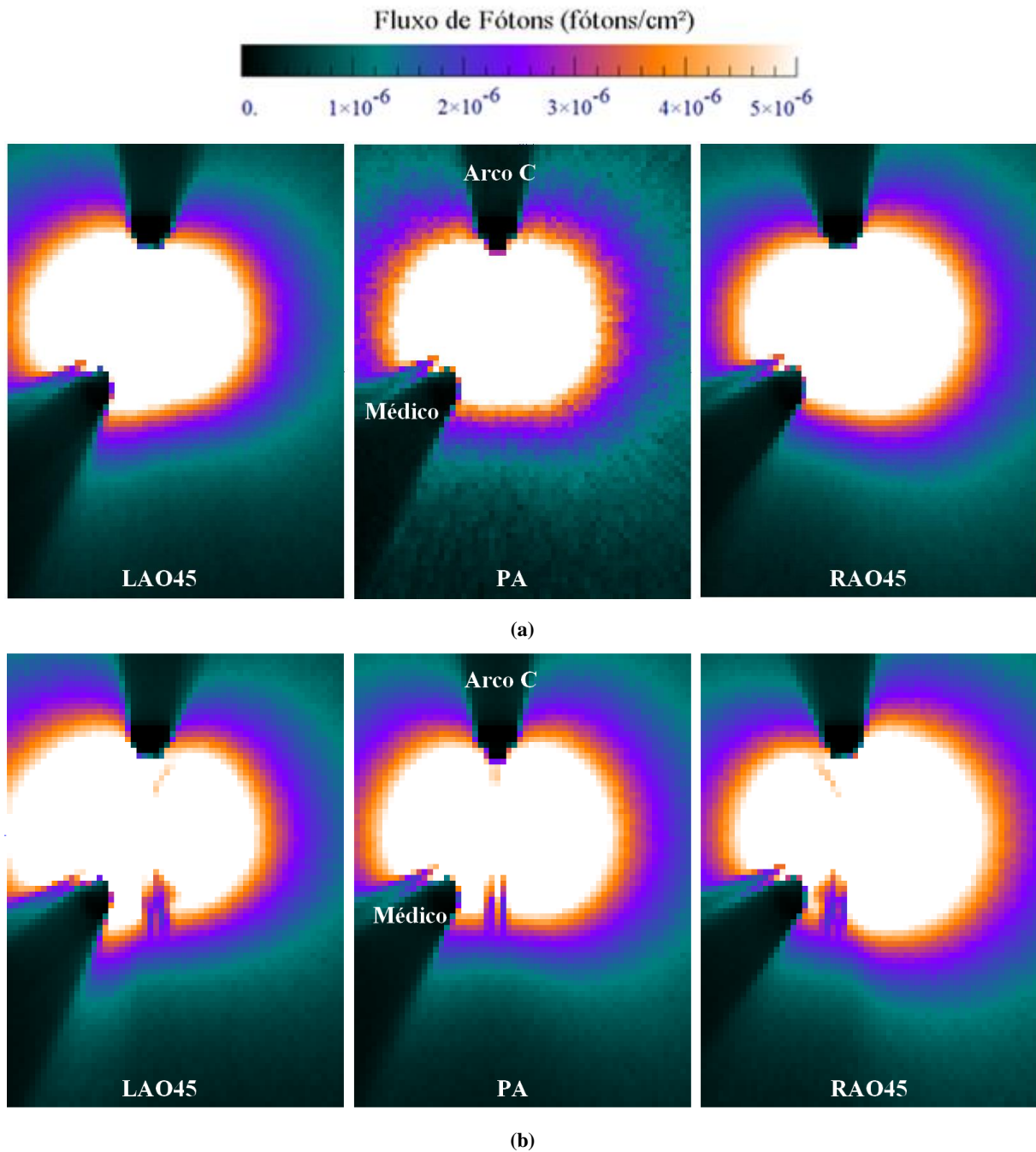


Figura 25. Tallies *mesh* no plano dos pacientes (a) recém-nascido e (b) de 1 ano.

#### 4.4. Coeficientes de conversão dos simuladores UF05MF (1 mm) e UFADM (3 mm)

Os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos simuladores UF05M e UF05F (1 mm) foram semelhantes, com diferenças relativas abaixo de 2% (gônadas), para todas as projeções, considerando o espectro de 75 kVp e filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu). A Figura 26 apresenta uma comparação entre os coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF05M e UF05F (1 mm), para as três projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45). Como esperado, os maiores valores de  $H_T/PKA$  foram dos órgãos dentro ou próximo do campo de raios X.

Os coeficientes  $H_T/PKA$  do paciente de 5 anos, calculados através da média dos coeficientes de conversão dos simuladores UF05M e UF05F (1 mm), estão contidos na Tabela A8, em função das projeções angiográficas (PA, RAO45 e LAO45), referentes ao espectro de 75 kVp com filtração adicional de cobre. Comparando com os valores do paciente recém-nascido (Tabela A4), os coeficientes  $H_T/PKA$  do paciente de 5 anos foram menores, com diferenças relativas de 89% para a pele, 88% para as gônadas, 49% para os pulmões e 47% para o coração. Em relação aos valores do paciente de 1 ano (Tabela A6), apenas o esôfago apresentou valores de  $H_T/PKA$  maiores (8%) para o paciente de 5 anos.

A redução dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  é o resultado de uma combinação da redução das doses equivalentes  $H_T$  dos órgãos e tecidos do simulador com o aumento no valor do PKA para o paciente de 5 anos. A Tabela 16 apresenta a razão das doses equivalente ( $H_T$ ) e efetiva (E) do paciente de 5 anos em relação às faixas etárias de 0 (recém-nascido) e 1 ano.

As doses equivalentes ( $H_T$ ) para a maioria dos órgãos do simulador de 5 anos foram menores que as do simulador recém-nascido e de 1 ano. Esta diferença nos valores de  $H_T$  ocorre devido à maior proximidade anatômica dos órgãos do simulador recém-nascido e de 1 ano comparados com de 5 anos, que ocasiona exposição de órgãos próximos ao coração e consequentemente maiores doses  $H_T$ . Para o coração do simulador de 5 anos, a dose  $H_T$  tem uma redução de até 42% (LAO45), comparado com o simulador recém-nascido. No caso da medula óssea ativa (RBM), as doses  $H_T$  do paciente de 5 anos, para todas projeções, são 64% e 30% menores que as do paciente recém-nascido e de 1 ano, respectivamente. Isto reflete a distribuição de RBM de acordo com a faixa etária do paciente.

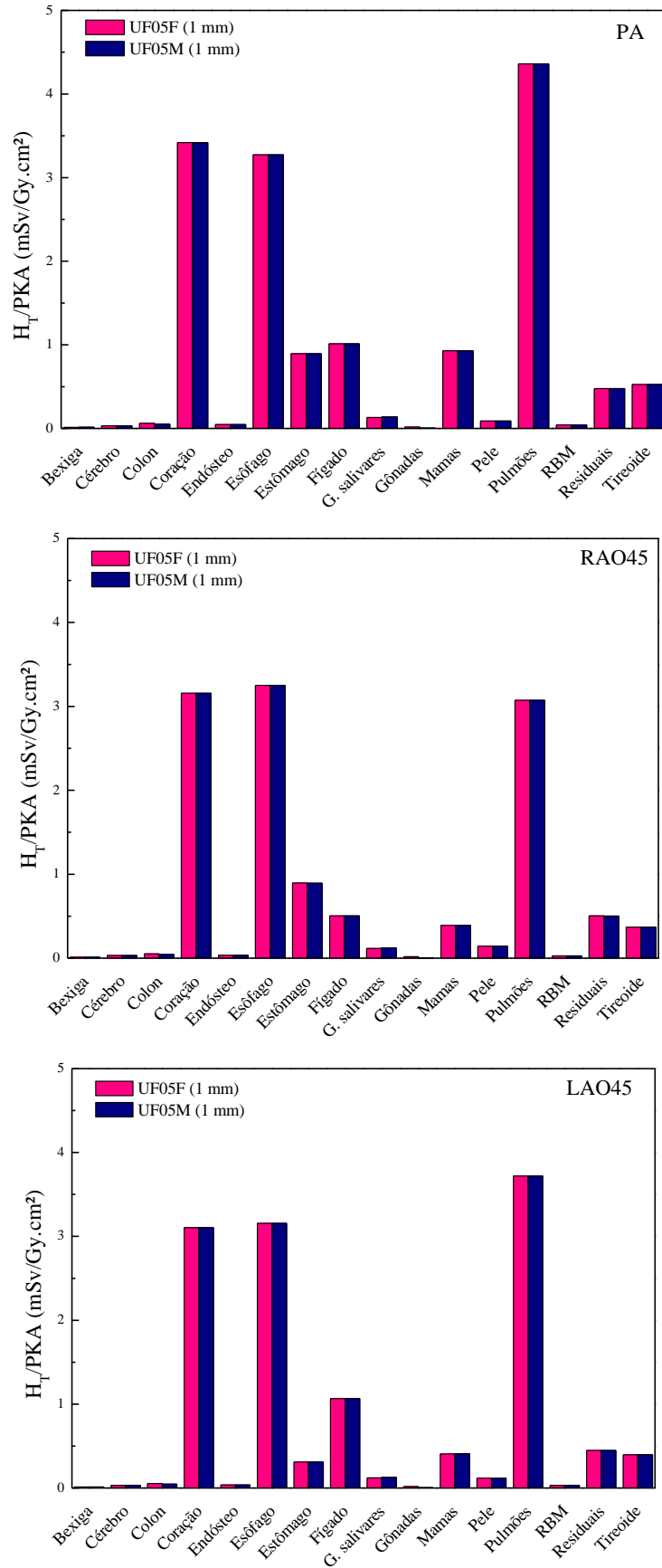


Figura 26.  $H_T/PKA$  dos órgãos radiosensíveis dos simuladores UF05M e UF05F (1 mm).

Tabela 16. Razão das doses  $H_T$  e  $E$  dos simuladores híbridos pediátricos recém-nascido, de 1 e 5 anos.

<b>Órgão / tecido</b>	<b>PA</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)<sub>5/0</sub> ano</b>				
Bexiga	0,14	0,15	0,15	<b>0,15</b>
Cérebro	0,24	0,28	0,28	<b>0,26</b>
Cólon	0,18	0,20	0,19	<b>0,19</b>
Cristalino	0,82	0,58	0,66	<b>0,69</b>
Endósteeo	0,34	0,33	0,30	<b>0,32</b>
Esôfago	0,69	0,64	0,76	<b>0,70</b>
Estômago	0,46	0,20	0,86	<b>0,51</b>
Fígado	0,32	0,45	0,15	<b>0,31</b>
Glândulas salivares	0,23	0,28	0,27	<b>0,26</b>
Gônadas	0,14	0,15	0,16	<b>0,15</b>
Mamas	0,53	0,38	0,34	<b>0,42</b>
Pele	0,11	0,15	0,18	<b>0,14</b>
Pulmões	0,75	0,64	0,56	<b>0,65</b>
RBM	0,34	0,31	0,28	<b>0,31</b>
Tecidos residuais	0,35	0,34	0,39	<b>0,36</b>
Tireoide	0,28	0,40	0,38	<b>0,35</b>
<b>(<math>E/E</math>)<sub>5/0</sub> ano</b>	<b>0,57</b>	<b>0,50</b>	<b>0,51</b>	<b>0,53</b>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)<sub>5/1</sub> ano</b>				
Bexiga	0,32	0,32	0,32	<b>0,32</b>
Cérebro	0,61	0,66	0,65	<b>0,64</b>
Cólon	0,43	0,45	0,39	<b>0,43</b>
Cristalino	1,02	0,79	0,72	<b>0,84</b>
Endósteeo	0,61	0,62	0,58	<b>0,60</b>
Esôfago	1,09	1,10	1,29	<b>1,16</b>
Estômago	0,50	0,29	0,42	<b>0,40</b>
Fígado	0,64	0,55	0,51	<b>0,57</b>
Glândulas salivares	0,59	0,62	0,62	<b>0,61</b>
Gônadas	0,35	0,36	0,37	<b>0,36</b>
Mamas	0,71	0,65	0,60	<b>0,65</b>
Pele	0,42	0,37	0,40	<b>0,40</b>
Pulmões	0,97	0,84	0,74	<b>0,85</b>
RBM	0,63	0,58	0,52	<b>0,58</b>
Tecidos residuais	0,61	0,72	0,76	<b>0,70</b>
Tireoide	0,54	0,56	0,56	<b>0,56</b>
<b>(<math>E/E</math>)<sub>5/1</sub> ano</b>	<b>0,80</b>	<b>0,74</b>	<b>0,69</b>	<b>0,74</b>

A diferença do campo utilizado no cenário com simulador de 5 anos ( $9,5 \times 9,5 \text{ cm}^2$ ) é maior que o campo utilizado para os cenários com simuladores recém-nascido ( $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ) e de 1 ano ( $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ), de modo que há um aumento de 27% e 7% nos valores de PKA, respectivamente.

A partir da Tabela A8, os valores de E/PKA do paciente de 5 anos foram:  $(1,009 \pm 0,004) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (PA),  $(0,786 \pm 0,003) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (LAO45) e  $(0,762 \pm 0,004) \text{ mSv/Gy.cm}^2$  (RAO45). Estes valores apresentaram uma diferença de 59% em relação aos coeficientes E/PKA do simulador recém-nascido e de 30% em relação aos coeficientes E/PKA do simulador de 1 ano. A redução dos coeficientes de conversão com o aumento da faixa etária é observada na literatura, onde valores de E/PKA para faixa etária de 5 anos são de até 80% inferiores aos valores obtidos para pacientes recém-nascidos e de até 50% inferiores aos valores para pacientes de 1 ano (RASSOW *et al.*, 2000; SCHMIDT *et al.*, 2000). Os órgãos do paciente de 5 anos que mais contribuíram para a dose efetiva foram: pulmões (52%), esôfago (15%), estômago (10%), mamas (8%) e tecidos residuais (7%).

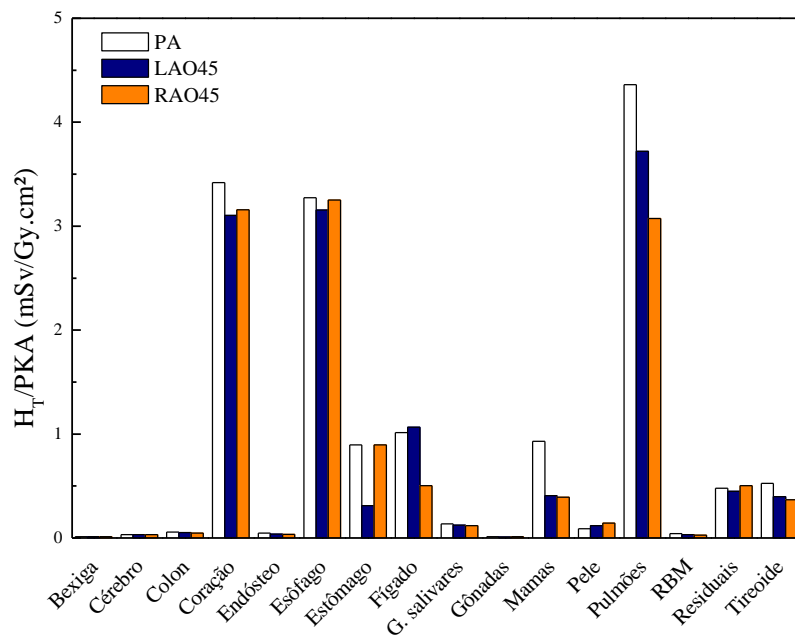


Figura 27. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  do paciente de 5 anos em função das projeções angiográficas.

Os coeficientes  $H_T/PKA$  do médico para o cenário com paciente de 5 anos (Tabela A9) são mostrados na Figura 28, cujo comportamento é similar ao dos valores apresentados para os cenários com pacientes recém-nascido e de 1 ano. Os órgãos que apresentaram maiores coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  foram a pele ( $3,518 \mu\text{Sv/Gy.cm}^2$ ), o cristalino

(3,516  $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ), e os tecidos residuais (1,731  $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ). Os maiores valores de  $H_T/\text{PKA}$  (5,143  $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para a pele) ocorreram na projeção LAO45, devido à maior exposição do médico à radiação espalhada em direção à cabeça, braços e pernas do simulador causada pela proximidade do médico ao tubo de raios X. Na Tabela 17 são fornecidas as razões das doses  $H_T$  e E do médico entre os cenários com paciente recém-nascido, de 1 e 5 anos. Órgãos da região pélvica do médico, como as gônadas e bexiga, apresentaram um aumento de 47% e 43% (LAO45), respectivamente, nos valores de  $H_T$  para o cenário com paciente de 5 anos em relação ao cenário com paciente recém-nascido. Além disso, a dose  $H_T$  para pele e os tecidos residuais do médico apresentaram diferenças relativas de 37% (LAO45). Na projeção LAO45, a dose E do médico aumentou 32% com a mudança de faixa etária do paciente de recém-nascido para 5 anos, e 5% entre as faixas etárias de 1 e 5 anos. Este comportamento é devido ao maior retroespalhamento da radiação pelas pernas do paciente de 5 anos comparado com o recém-nascido e de 1 ano (Figuras B4, B9 e B14). Em contra partida, para os cenários com as projeções PA e RAO45, há uma redução nas doses  $H_T$  e E do médico (Tabela 17) devido à maior atenuação da radiação pelo paciente de 5 anos comparado com os pacientes recém-nascido e de 1 ano.

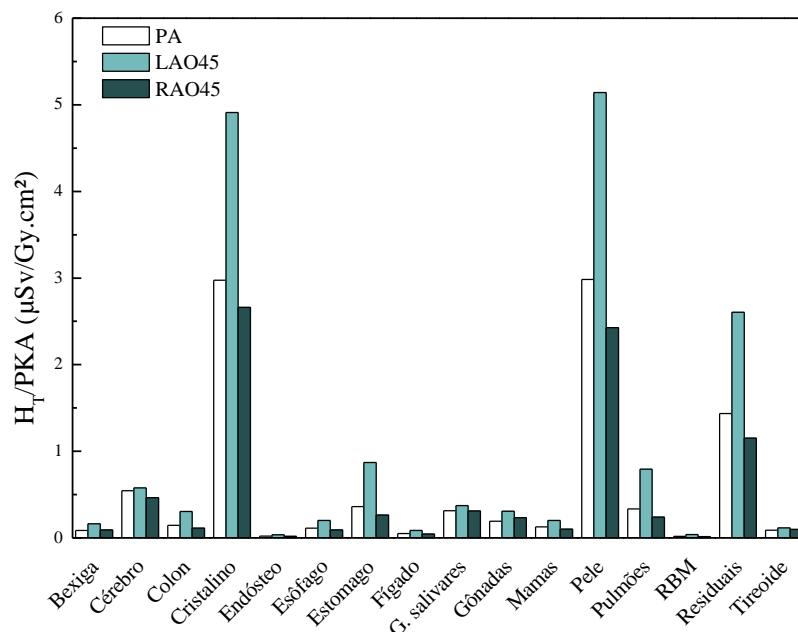


Figura 28.  $H_T/\text{PKA}$  do médico em função das projeções angiográficas, para o cenário com paciente de 5 anos.

Tabela 17. Razão das doses  $H_T$  e E do médico entre os cenários com paciente recém-nascido, de 1 e 5 anos.

<b>Órgão / tecido</b>	<b>PA</b>	<b>LAO45</b>	<b>RAO45</b>	<b>MÉDIA</b>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)<sub>5/0</sub> ano</b>				
Bexiga	1,00	1,43	0,96	<b>1,15</b>
Cérebro	0,95	0,99	0,83	<b>0,93</b>
Cólon	0,94	1,27	0,64	<b>0,99</b>
Cristalino	0,92	0,98	0,81	<b>0,92</b>
Endósteo	1,15	1,39	1,06	<b>1,23</b>
Esôfago	0,89	1,23	0,75	<b>0,98</b>
Estômago	0,72	1,32	0,56	<b>0,92</b>
Fígado	0,75	1,17	0,63	<b>0,86</b>
Glândulas salivares	1,06	0,96	0,90	<b>0,97</b>
Gônadas	1,30	1,47	1,24	<b>1,34</b>
Mamas	0,75	1,15	0,61	<b>0,84</b>
Pele	1,12	1,37	1,08	<b>1,22</b>
Pulmões	0,78	1,26	0,75	<b>0,99</b>
RBM	0,92	1,29	0,83	<b>1,06</b>
Tecidos residuais	1,08	1,37	1,03	<b>1,19</b>
Tireoide	0,79	0,94	0,77	<b>0,83</b>
<b>(E/E)<sub>5/0</sub> ano</b>	<b>0,95</b>	<b>1,32</b>	<b>0,87</b>	<b>1,08</b>
<b>(<math>H_T/H_T</math>)<sub>5/1</sub> ano</b>				
Bexiga	0,96	1,08	0,87	<b>0,99</b>
Cérebro	1,06	0,90	0,92	<b>0,96</b>
Cólon	0,79	0,98	0,76	<b>0,88</b>
Cristalino	0,79	1,12	0,98	<b>0,97</b>
Endósteo	0,96	1,08	1,02	<b>1,03</b>
Esôfago	0,86	1,06	0,92	<b>0,96</b>
Estômago	0,67	1,06	0,76	<b>0,87</b>
Fígado	0,76	0,98	0,83	<b>0,87</b>
Glândulas salivares	1,09	0,92	0,87	<b>0,95</b>
Gônadas	1,02	1,16	1,10	<b>1,10</b>
Mamas	0,94	0,99	0,89	<b>0,95</b>
Pele	0,93	1,06	1,03	<b>1,01</b>
Pulmões	0,79	1,03	0,84	<b>0,93</b>
RBM	0,86	1,02	0,89	<b>0,95</b>
Tecidos residuais	0,91	1,05	1,00	<b>1,00</b>
Tireoide	0,79	0,91	0,78	<b>0,83</b>
<b>(E/E)<sub>5/1</sub> ano</b>	<b>0,86</b>	<b>1,05</b>	<b>0,93</b>	<b>0,96</b>

Os órgãos com maiores contribuições para as doses efetivas do médico foram: tecidos residuais (47%), estômago (13%), pulmões (12%), e pele (8%). Os valores de E/PKA do médico no cenário com paciente de 5 anos foram:  $(0,358 \pm 0,005) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (PA),

( $0,686 \pm 0,007$ )  $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (LAO45) e ( $0,290 \pm 0,004$ )  $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (RAO45). Em média, os valores de E/PKA do médico reduz 15% e 10% com a mudança de faixa etária do paciente recém-nascido para 5 anos, e de 1 para 5 anos, respectivamente. Mesmo com o aumento da dose efetiva do médico entre os cenários com paciente recém-nascido e de 5 anos (8%), o aumento nos valores de PKA foi mais significativo (27%), o que ocasionou a redução dos coeficientes E/PKA do médico com o aumento da faixa etária do paciente (Tabelas A5, A7 e A9).

A Figura 29 apresenta uma comparação dos cenários de dupla com pacientes recém-nascido, de 1 e 5 anos. Na Figura 30, estão ilustrados os *tallies mesh* do fluxo de fótons no cenário de duplas com paciente recém-nascido (Figura 30a), de 1 ano (Figura 30b) e de 5 anos (Figura 30c), para as projeções PA, LAO45 e RAO45. Analisando a distribuição do fluxo de fótons no plano do paciente (*mesh2*) para todos os cenários, nota-se que a projeção LAO45 apresenta maior exposição do médico, consequentemente apresentando os maiores valores de coeficientes  $H_T/\text{PKA}$  e E/PKA (Tabelas A5, A7 e A9). Para esta projeção, o cenário com paciente de 5 anos apresenta maior fluxo de fótons no lado direito do médico, referente ao retroespalhamento da radiação pela região das pernas do paciente. Em contrapartida, para as projeções PA e RAO45, principalmente, as pernas do paciente de 5 anos reduz o fluxo de fótons em direção ao médico, comparado com o paciente recém-nascido e de 1 ano.

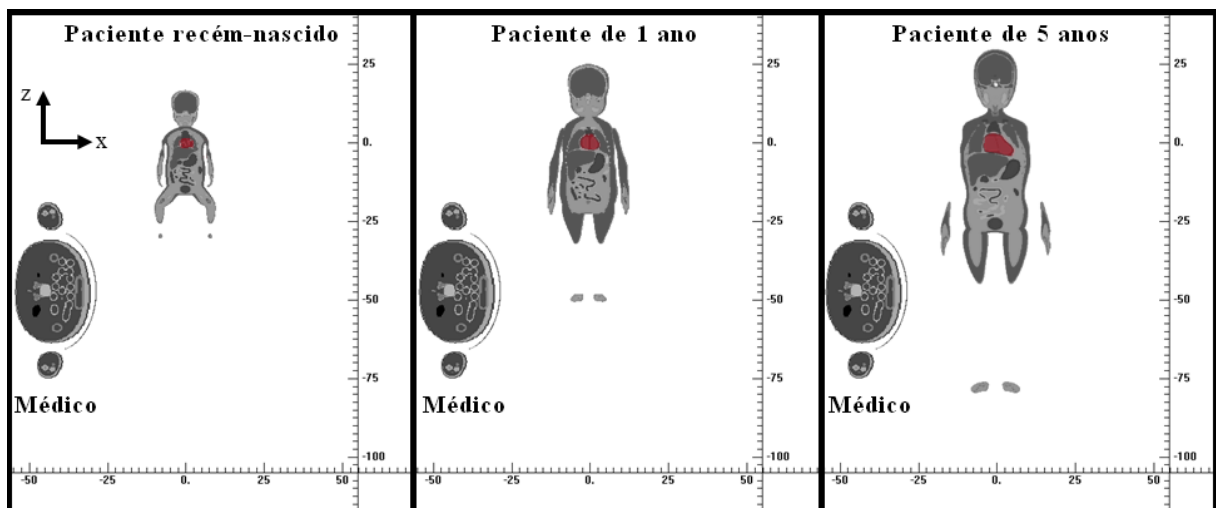


Figura 29. Comparação dos cenários de exposição com pacientes recém-nascido, de 1 e 5 anos.

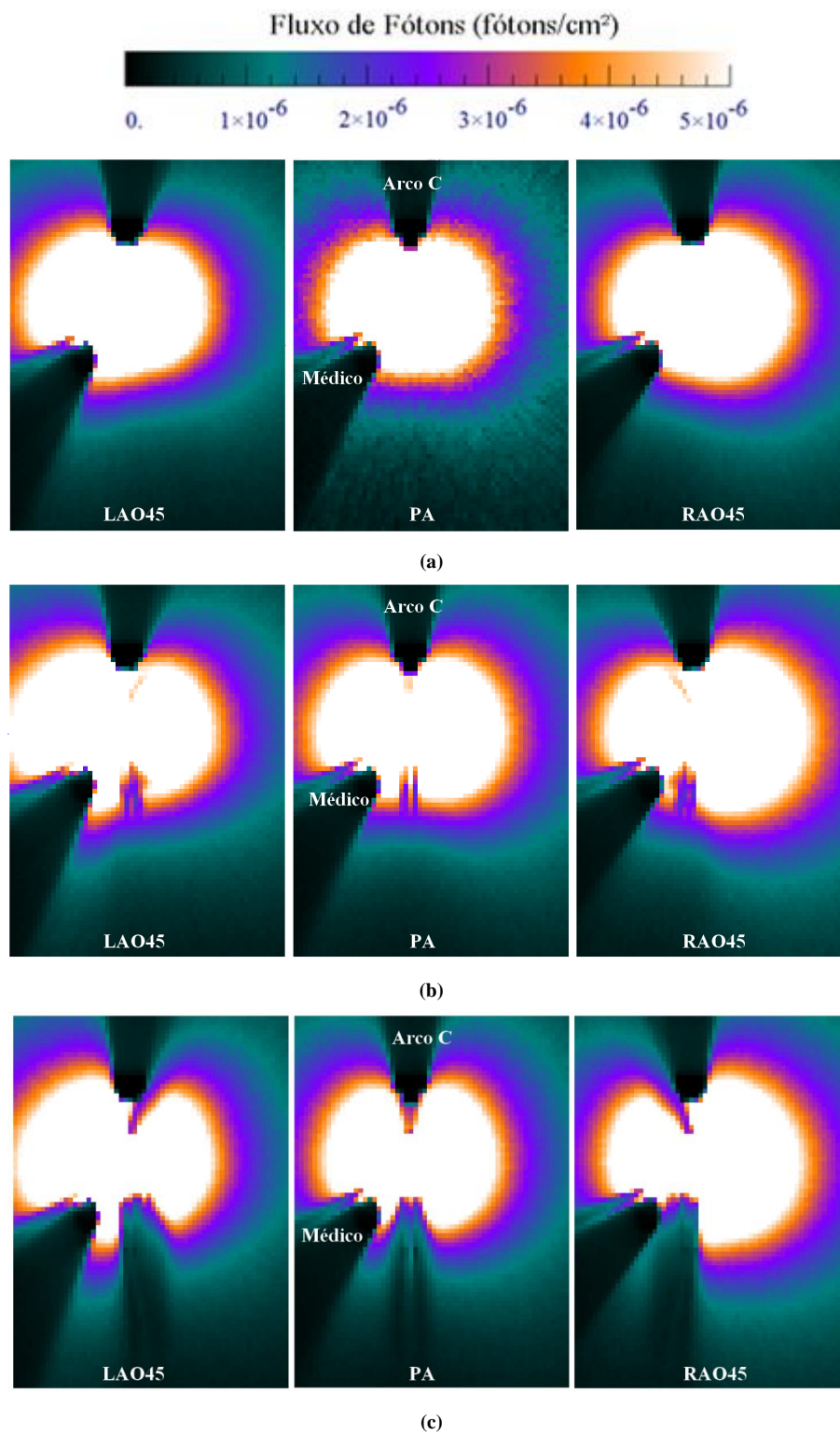


Figura 30. Tallies *mesh* dos pacientes (a) recém-nascido, (b) de 1 ano e (c) 5 anos.

## 5. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram elaborados, inicialmente, cenários de cardiologia intervencionista pediátrica considerando a exposição médica de um paciente recém-nascido masculino para 6 tipos de projeções angiográficas (AP, PA, RAO45, LAO45, RAO90, LAO90), 3 tipos de espectros energéticos (60, 70 e 80 kVp) e filtração de 3,5 mmAl. Os cenários com duplas de simuladores foram elaborados utilizando simuladores pediátricos recém-nascido, de 1 e 5 anos, de ambos os sexos (paciente), e o simulador adulto masculino (cardiologista) para avaliar as exposições médica e ocupacional, considerando três projeções angiográficas (PA, LAO45 e RAO45), espectro energético de 75 kVp com filtração de alumínio (3,5 mmAl) e cobre (0,4 mmCu). Para os cenários com paciente recém-nascido, de 1 e 5 anos foram utilizados campos de  $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  e  $9,5 \times 9,5 \text{ cm}^2$ , respectivamente. As grandezas estimadas em cada cenário de exposição para o cálculo dos coeficientes de conversão foram as doses equivalentes ( $H_T$ ), a dose efetiva ( $E$ ) e o produto kerma-área (PKA) na saída do tubo de raios X.

Os valores de  $H_T$ /PKA do simulador UF00M (3mm) calculados para projeção AP foram maiores (3 a 9 vezes) que os valores das demais projeções, devido à maior exposição dos órgãos ao feixe de raios X que incide diretamente no paciente. O aumento da energia do feixe de raios X (maior kVp), aumenta a dose nos órgãos e diminui o PKA resultando em maiores coeficientes de conversão  $H_T$ /PKA e  $E$ /PKA.

Diferenças relativas de até 85% (gônadas) foram observadas entre os valores de  $H_T$ /PKA do simulador UF00M (3mm) e da média  $H_T$ /PKA dos simuladores UF00F e UF00M (1mm). Essas diferenças refletem a influência do tamanho do voxel dos simuladores na estimativa de dose nos órgãos e a consideração da dose absorvida pelos ovários no cálculo de  $H_T$  das gônadas do paciente recém-nascido. Os maiores valores de  $H_T$ /PKA do médico sem utilização dos EPIs foram  $(7,033 \pm 0,055) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para as mamas,  $(7,011 \pm 0,050) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para as gônadas,  $(5,740 \pm 0,003) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para a pele,  $(4,163 \pm 0,329) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  para o cristalino. Os valores de  $E$ /PKA do médico neste cenário foram:  $(2,383 \pm 0,008) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (PA),  $(3,026 \pm 0,010) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (LAO45) e  $(1,624 \pm 0,006) \mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (RAO45).

Os órgãos do paciente pediátrico dentro e próximo ao campo de radiação (pulmões, coração, esôfago, e fígado) apresentaram maiores valores de  $H_T/PKA$  para todos os cenários. A utilização de filtração adicional de cobre (espectro de 75 kVp) ocasionou um aumento dos coeficientes de conversão  $E/PKA$ , devido à redução de 28% a 41% nos valores do  $PKA$  e ao aumento das doses efetivas em até 23% (RAO45). O aumento de coeficientes de conversão devido à filtração adicional de cobre também é reportada na literatura (SANTOS *et al.*, 2015).

Os valores de  $E/PKA$  da exposição médica dependem da faixa etária do simulador utilizado e foram maiores para o paciente recém-nascido, devido à proximidade dos órgãos (aumenta os valores de  $H_T$  e  $E$ ) e menor campo de radiação (reduz os valores de  $PKA$ ). Comparado com dados da literatura, os valores de  $E/PKA$  dos pacientes recém-nascidos apresentaram diferenças relativas de 60% em comparação aos simuladores matemáticos e são até 5 vezes maiores que os valores obtidos para pacientes adultos. Os valores de  $E/PKA$  do médico foram cerca de 16 vezes maiores que os valores referente aos simuladores voxel e mesh.

Os resultados deste trabalho mostram que a simulação Monte Carlo é uma técnica muito útil para avaliação de exposições médicas e ocupacionais durante procedimentos cardíacos intervencionistas. Os simuladores híbridos pediátricos (recém-nascido, de 1 e 5 anos) e adulto, representam com realismo anatômico o paciente e médico, além de permitir estimativa de coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  comparáveis com valores da literatura. Os valores obtidos neste trabalho reforçam a maior exposição do indivíduo ocupacionalmente exposto a um procedimento de cardiologia intervencionista, quando o paciente tem faixa etária pediátrica. Além disso, estimamos a influência dos equipamentos de proteção individual (avental, óculos plumbíferos e protetor de tireoide) na exposição de indivíduos ocupacionais, que contribuem para redução das doses  $H_T$  no médico em até 97% (gônadas e tireoide), quando utilizados.

## TRABALHOS PUBLICADOS NO PERÍODO

CAVALCANTE, F. R., GALEANO, D.C., CARVALHO JÚNIOR, A.B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to photons in antero-posterior irradiation geometry. **Radiat. Phys. Chem.**, v.95, p.158 - 160, 2014.

GALEANO, D. C., CAVALCANTE, F. R., CARVALHO, A.B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma for photons using a male adult voxel simulator in sitting and standing posture with geometry of irradiation antero-posterior. **Radiat. Phys. Chem.**, v.95, p.233 - 235, 2014.

CAVALCANTE, F. R., JÚNIOR, A. B. CARVALHO , SANTOS, W. S., LEE, CHOONSIK. Monte Carlo simulation of interventional cardiac scenarios using a newborn hybrid phantom and MCNPX code. IFMBE Proceedings. 1ed.: Springer International Publishing, v. 51, p. 173-176, 2015.

CUNHA, J. S., CAVALCANTE, F. R., SOUZA, S. O., SOUZA, D. N., SANTOS, W. S., CARVALHO JÚNIOR, A.B. Estimation of dose rates at the entrance surface for exposure scenarios of Total Body Irradiation using MCNPX code. **Radiat. Phys. Chem.** <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2017.02.012>

SANTOS, F. A., SANTOS, W. S., GALEANO, D. C., CAVALCANTE, F. R., SILVA, A. X., BOLCH, W. E., SOUZA, S. O., CARVALHO JÚNIOR, A. B. Cancer risk coefficient for patient undergoing kyphoplasty surgery using Monte Carlo Method. **Radiat. Phys. Chem.** <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2017.02.024>

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMED, B. A., CONNOLLY, B. L., SHROFF, P., CHONG, A. L., GORDON, C., GRANT, R., GREENBERG, M. L., THOMAS, K. E. Cumulative effective doses from radiologic procedures for pediatric oncology patients. *Pediatr.*, v.126, n. 4, p. 851-858, 2010.

ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological Dosimetry**. 2nd ed, New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 2004.

BACHER, K., BOGAERT, E., LAPERE, R., DE WOLF, D., THIERENS, H. Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization. **Circulation**, v. 111, p. 83–89, 2005.

BAPTISTA, M., TELES, P., CARDOSO, G., VAZ, P. Assessment of the dose distribution inside a cardiac cath lab using TLD measurements and Monte Carlo simulations. **Radiat. Phys. Chem.**, v. 104, p. 163–169, 2014

BERGER, M. J., HUBBELL, J. H., SELTZER, S. M., CHANG, J., COURSEY, J. S., SUKUMAR, R., ZUCKER, D. S., OLSEN, K. **XCOM: Photon Cross Sections Database**. NIST, PML, Radiation Physics Division, 2010. Disponível em <<https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>>. Acesso em: 03/03/2017.

BIRCH, R., MARSHALL, M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li)-detector. **Phys. Med. Biol.**, v. 24, p. 505–517, 1979.

BOGAERT, E., BACHER, K., LAPERE, R., THIERENS, H. Does digital flat detector technology tip the scale towards better image quality or reduced patient dose in interventional cardiology? **Eur. J. Radiol.**, v. 72, p. 348–353, 2009.

BOOTHROYD, A, MCDONALD, E, MOORES, B. M., SLUMING, V, CARTY, H. Radiation exposure to children during cardiac catheterization *Br. J. Radiol.* v. 70, p. 180–185, 1997.

BOZKURT, A, BOR, D. Simultaneous determination of equivalent dose to organs and tissues of the patient and the physician in interventional radiology using Monte Carlo method. **Phys. Med. Biol.**, v. 52, p. 317-330, 2007.

BUSHBERG, J.T. **The essential physics of medical imaging**. 3rd ed, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

BUSHONG, S.C. **Radiologic Science for technologists: physics, biology and protection**. 10th ed. Saint Louis, MO: Elsevier, 2013.

CANEVARO, L. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. **Rev. Br. Fis. Med.**, v. 3, p. 101-115, 2009.

CASSOLA, V. F., LIMA, V. J. M., KRAMER, R., KHOURY, H. FASH and MASH: Female and Male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Phys. Med. Biol.**, v.4, p. 1–5, 2010.

CAVALCANTE, F. R., GALEANO, D. C, CARVALHO JR., A. B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to photons in antero-posterior irradiation geometry. **Radiat. Phys. Chem.**, v. 95, p. 158-160, 2014.

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

CRISTY, M., ECKERMAN, K. F. **Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources**. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381/V, 1987.

DUNN, W. L., SHULTIS, J. K. **Exploring Monte Carlo Methods**. San Diego, CA: Elsevier, 2012.

ECKHARDT, R. Stan Ulam, John Von Neumann and the Monte Carlo Method. **Los Alamos Science Special** n. 15, p. 131-136, 1987.

EC, European Commission. **Radiation Protection 109 Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures**. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. European Commission, 1999.

FDA, Food and Drug Administration. **Performance standards for ionizing radiation emitting products. Fluoroscopy equipment**. DHHS, FDA, Rockville, MD, 21 CFR 1020.32, 2009.

FONSECA, T. C. F., LEBACQ, A. L., MIHAILESCU, L. C., VANHAVERE, F., BOGAERTS, R. Development of a 3D human body library based on polygonal mesh surface for whole body counter set-up calibration. **Progress. Nucl. Sci. Tech.**, v. 4, p. 614-618, 2014.

GALEANO, D. C., CAVALCANTE, F. R., CARVALHO, A.B., HUNT, J. Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma for photons using a male adult voxel simulator in sitting and standing posture with geometry of irradiation antero-posterior. **Radiat. Phys. Chem.**, v.95, p. 233-235, 2014.

GE, General Electric Company. **GE Healthcare Innova 2100-IQ, 3100/3100-IQ, 4100/4100-IQ Cardiovascular Imaging System Pre-Installation Manual**. GE Medical Systems, BUC, 2008.

GEANT4. **GEANT4: Physics Reference Manual**. 2015. Disponível em <<http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/userdocuments.shtml>>. Acesso em: 03/03/2017.

GIBBS, S.J., PUJOL, A., CHEN, T. S., MALCOLM, A. W. Computer-Simulation of Patient Dose from Dental Radiography. **J. Dental Research**, v. 63, p. 209, 1984.

HALL, E.J. Lessons we have learned from our children: cancer risks from diagnostic radiology. **Pediatr. Radiol.**, v. 32, p. 700-706, 2002.

HART, D., JONES, D. G, WALL, B. F. **Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements**. NRPB, Report. R262. 1994.

HUBBELL J. H., SELTZER, S. M. **Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients (version 1.4)**. Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology, 2004.

IAEA, International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Technical reports series 457, Vienna, 2007.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. **Ann. ICRP**, v. 42, n. 2, 2013.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Statement on Tissue Reactions. **ICRP ref 4825-3093-1464**, 2011.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116, **Ann. ICRP**, v. 40, n. 2–5, 2010.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110, **Ann. ICRP**, v. 39, n. 2, 2009.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, **Ann. ICRP**, v. 37, n. 2–4, 2007.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89, **Ann. ICRP**, v. 32, n. 3–4, 2002.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. **Ann. ICRP** v. 26, n. 3–4, 1996.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. **Ann. ICRP**, v. 21, n 1–3, 1991.

ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. ICRU Report 74. **J. ICRU** v. 5, p. 1–113, 2005.

ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement**. ICRU Report 44. International Commission on Radiation Units and Measurements Bethesda, MD, USA, 1989.

IEC, International Electrotechnical Commission. **Part 1-3: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance – Collateral Standard: Radiation Protection in Diagnostic X-Ray Equipment**, IEC 60601-1-3, 2008.

JOHNSON, P., LEE, C., JOHNSON, K., SIRAGUSA, D., BOLCH, W. E. The influence of patient size on dose conversion coefficients: a hybrid phantom study for adult cardiac catheterization. **Phys. Med. Biol.**, v. 54, p. 3613–3629, 2009.

KAWRAKOW, I., MAINEGRA-HING, E., ROGERS, D. W. O., TESSIER, F., WALTERS, B. R. B. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. NRCC Report PIRS-701: Canada, 2011.

KEILLER, D. A., MARTIN, C. J. Radiation dose to the heart in paediatric interventional cardiology. **J. Radiol. Prot.**, v. 35, 257–264, 2015.

KRAMER, R., VIEIRA, J. W., KHOURY, H. J., LIMA, F. R. A., FUELLE, D. All about MAX: A male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. **Phys Med Biol.**, v. 48, p. 1239-1262, 2003.

KRAMER, R., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W., LOUREIRO, E. C. M., LIMA, V. J. M., LIMA, F. R. A., HOFF, G. All about FAX: A female adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Phys Med Biol.**, v. 49, p. 5203-5216, 2004.

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G., DREXLER, G. O. **Calculation of Dose from External Photon Exposure Using Reference Human Phantom and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical phantoms**. GSF-Bericht S-885, GSF-National Research for Environment and Health. Neuherberg, Germany, 1982.

LEE, C., LEE, C., WILLIAMS, J. L., BOLCH, W. E. Whole-body voxel phantoms of paediatric patients—UF series B *Phys. Med. Biol.* v. 51, p 4649–4661, 2006.

- LEE, C., LEE, J.K. Computational anthropomorphic phantoms for radiation protection dosimetry: evolution and prospects. **Nucl. Eng. Tech.**, v. 38, n. 3, p. 239-250, 2006.
- LEE, C., LODWICK, D., HURTADO, J., PAFUNDI, D., L. WILLIAMS, J., BOLCH, W. E. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, v. 55, p. 339–363, 2010.
- LEES, V. S. **The Atom**. Los Alamos Scientific Laboratory, v. 5, n. 10, p. 7-11, 1966.
- LIMA, V. J., CASSOLA, V. F., KRAMER, R., OLIVEIRA LIRA, C. A. B., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. W. Development of 5- and 10-year-old pediatric phantoms based on polygon mesh surfaces. **Med. Phys.** 38 4723–36, 2011.
- MARTINEZ, L. C., VAÑO, E., GUTIERREZ, F. Patient doses from fluoroscopically guided cardiac procedures in pediatrics. **Phys. Med. Biol.** v. 52, p. 4749–4759, 2007.
- McCONN Jr, R. J., GESH, C. J., PAGH, R.T., RUCKER, R. A., WILLIAMS III, R. G. **Compendium of material composition data for radiation transport modeling**. Pacific Northwest National Laboratory, USA, 2011.
- MEO, S. L., CICORIA, G., CAMPANELLA, F., MATTOZZI, M., PANEBIANCO, A. S., MARENGO, M. Radiation dose around a PET scanner installation: Comparison of Monte Carlo simulations, analytical calculations and experimental results. **Phys. Med.**, v. 30, p. 448–453, 2014.
- METROPOLIS, N., ULAM, S. The Monte Carlo Method. **J. Amer. Stat. Assoc.**, v. 44, p. 335, 1949.
- MS, Ministério da Saúde, Brasil. **Assistência à saúde no SUS: média e alta complexidade 1995/2001**. 2 ed. Brasília, DF, 2004.
- MS, Ministério da Saúde, Brasil. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Portaria No. 453. 1/6/98. Brasil, 1998.
- NAVARRO, V. C. C, NAVARRO, M. V. T., MAIA, A. F., OLIVEIRA, A. D. D., OLIVEIRA, A. S. P. Avaliação de exposições médicas em procedimentos pediátricos de radiologia intervencionista. *Radiol. Bras.*, v. 45, n. 4, p. 210-214, 2012.
- NRC, National Research Council. **Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2. Board on Radiation Effects Research**. Washington, D.C.: National Research Council of the National Academies, 2006.
- OKUNO, E., YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. 1. ed. São Paulo, SP: Oficina de textos, 2010.

OLIVEIRA, L. A. N., SUZUKI, L., ROCHA, S. M. S., VALENTE, M. **Pediatria do Instituto da Criança Hospital das Clínicas**. Barueri, SP: Manole, 2012.

PADOVANI, R., MALISAN, M. R., BERNARDI, G., VAÑO, E., NEOFOTISTOU, V. Optimisation of patient and staff exposure in interventional cardiology. **IAEA-CN-85-147**, p. 354, 2001.

PELOWITZ, D. B. **MCNPX™ User's Manual, Version 2.7.0**. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-11-00438, 2011.

PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., FILL, U., REGULLA, D. The GSF family of voxel phantoms, **Phys. Med. Biol.**, v. 47, n. 89, 2002.

PINTO JR, V. C., BRANCO, K. M. P. C., CAVALCANTE, R. C., CARVALHO JR, W., LIMA, J. R. C., FREITAS, S. M., FRAGA, M. N. O., SOUZA, N. M. G. Epidemiology of congenital heart disease in Brazil. **Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.**, v. 30, n. 2, p. 219-224, 2015.

PODGORSAK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. IAEA, Vienna, 2005.

PRINCIPI, S., FARAH, J., FERRARI, P., CARINOU, E., CLAIRAND, I., GINJAUME, M. The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology and cardiology: Monte Carlo simulations versus realistic clinical measurements. **Phys. Med.**, v. 32, p. 1111-1117, 2016.

RASSOW, J., SHMALTZ, A. A., HENTRICH, F., STREFFER, C. Effective doses to patients from paediatric cardiac catheterization. **Br. J. Radiol.**, v. 73, p. 172–183, 2000.

ROSS, S. M. **Introduction to Probability Models**. 10th Ed., Berkeley, CA: Academic press, 2010.

RUBINSTEIN, R. Y., KROESE D. P. **Simulation and the Monte Carlo Method**. 2nd ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2008.

SANTOS, W. S., CARVALHO JR., A. B., HUNT, J. G., MAIA, A. F. Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. **Radiat. Phys. Chem.**, v. 95, p. 177-180, 2014.

SANTOS, W. S., NEVES, L. P., PERINI, A. P., BELINATO, W., CALDAS, L. V. E., CARVALHO JR, A. B., MAIA, A. F. Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. **Phys. Med.**, v. 31, n. 8, p. 929–933, 2015.

SATO, T., NIITA, K., MATSUDA, N., HASHIMOTO, S., IWAMOTO, Y., NODA, S., OGAWA, T., IWASE, H., NAKASHIMA, H., FUKAHORI, T., OKUMURA, K., KAI, T., CHIBA, S., FURUTA,

- T., SIHVER, L. Particle and Heavy Ion Transport Code System PHITS, Version 2.52. **J. Nucl. Sci. Technol.**, v. 50, n. 9, p. 913-923, 2013.
- SCHMIDT, P. W. E., DANCE, D. R., SKINNER, C. L., CASTELLANO SMITH, I. A., MCNEILL, J. G. Conversion factors for the estimation of effective dose in pediatric cardiac angiography. **Phys. Med. Biol.**, V. 45, p. 3095-3107, 2000.
- SCHUELER, B. Patient Dose and the Modern Angiographic System. **Med. Phys.**, v. 37, n. 6, p. 3335–3336, 2010.
- SCHULTZ, F. W., GELEIJNS, J., SPOELSTRA, F. M, ZOETELIEF, J. Monte Carlo Calculations for assessments of radiation dose to patients with congenital heart defects and to staff during cardiac catheterizations. **Brit. J. Radiol.**, v. 76, p. 638-647, 2003.
- TAPIOVAARA, M., LAKKISTO, M., SERVOMAA, A. **PCXMC – A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in Medical x-ray examinations**. Helsinki, FI: Finnish Centre for radiation and Nuclear Safety (STUK), 1997.
- TUCKER, D., BARNES, G., CHAKRABORTY, D. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. **Med. Phys.**, v. 18, n. 2, p. 211, 1991.
- UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **Sources and effects of atomic radiation, Report to the General Assembly**. 2000.
- VANO E., SANCHEZ, R. M., FERNANDEZ, J. M., BARTAL, G., CANEVARO, L., LYKAWKA, R., MELO, C. A set of patient and staff dose data for validation of monte carlo calculations in interventional cardiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 165, n. 1–4, p. 235–239, 2015.
- WHO, World Health Organization. **Global Atlas on cardiovascular disease prevention and control**. World Health Organization in collaboration with the World Heart Federation and the World Stroke Organization, 2011.
- XU, X. G., ECKERMAN, K. F. **Handbook of anatomical models for radiation dosimetry**. Boca Raton, FL: CRC Press, 2010.
- ZUBAL, I. G, HARRELL, C. R., SMITH, E. O., RATTNER, Z., GINDI, G., HOFFER, P. B. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. **Med. Phys.**, v. 21, p. 299-302. 1994.

## APÊNDICE A

Neste Apêndice, estão contidas as Tabelas com os valores dos coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$ , e respectivas incertezas relativas, calculados neste trabalho de acordo com os cenários de exposição simulados:

- **Tabelas A1-A3:** cenários de exposição com simulador UF00M (3 mm);
- **Tabelas A4-A5:** cenários de exposição com duplas de simuladores UF00M (1 mm) ou UF00F (1 mm) com UFADM (3 mm);
- **Tabelas A6-A7:** cenários de exposição com duplas de simuladores UF01M ou UF01F (1 mm) com UFADM (3 mm);
- **Tabelas A8-A9:** cenários de exposição com duplas de simuladores UF05M ou UF05F (1 mm) com UFADM (3mm).

Tabela A 1. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 60 kVp e 6 projeções angiográficas.

Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )							
Órgão / tecido	AP	PA	LAO90	RAO90	LAO45	RAO45	MÉDIA
Bexiga (parede)	0,025 ± 0,000	0,008 ± 0,001	0,020 ± 0,001	0,022 ± 0,000	0,004 ± 0,000	0,004 ± 0,000	<b>0,014 ± 0,000</b>
Cérebro	0,037 ± 0,000	0,013 ± 0,000	0,035 ± 0,000	0,035 ± 0,000	0,007 ± 0,000	0,007 ± 0,000	<b>0,022 ± 0,000</b>
Cólon	0,166 ± 0,000	0,024 ± 0,000	0,131 ± 0,001	0,142 ± 0,000	0,013 ± 0,000	0,013 ± 0,000	<b>0,081 ± 0,000</b>
Coração (parede)	11,088 ± 0,002	0,511 ± 0,002	3,942 ± 0,005	5,595 ± 0,003	0,170 ± 0,001	0,182 ± 0,001	<b>3,581 ± 0,002</b>
Endósteeo	0,030 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,019 ± 0,001	0,019 ± 0,000	0,001 ± 0,000	0,001 ± 0,000	<b>0,013 ± 0,000</b>
Esôfago	3,716 ± 0,004	0,518 ± 0,006	0,009 ± 0,001	1,790 ± 0,004	0,159 ± 0,003	0,157 ± 0,003	<b>1,058 ± 0,004</b>
Estômago (parede)	0,822 ± 0,001	0,100 ± 0,001	0,387 ± 0,003	0,666 ± 0,001	0,035 ± 0,001	0,058 ± 0,001	<b>0,345 ± 0,001</b>
ET <sub>1</sub>	0,335 ± 0,001	0,037 ± 0,002	0,233 ± 0,004	0,232 ± 0,002	0,017 ± 0,001	0,014 ± 0,001	<b>0,145 ± 0,002</b>
Fígado	3,145 ± 0,001	0,209 ± 0,000	2,368 ± 0,001	1,616 ± 0,000	0,126 ± 0,000	0,070 ± 0,000	<b>1,256 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,473 ± 0,001	0,050 ± 0,001	0,328 ± 0,003	0,329 ± 0,001	0,024 ± 0,001	0,024 ± 0,001	<b>0,205 ± 0,001</b>
Gônadas	0,010 ± 0,001	0,002 ± 0,001	0,006 ± 0,001	0,007 ± 0,001	0,002 ± 0,001	0,002 ± 0,001	<b>0,005 ± 0,001</b>
Intestino delgado (parede)	0,119 ± 0,000	0,024 ± 0,000	0,107 ± 0,001	0,101 ± 0,000	0,013 ± 0,000	0,013 ± 0,000	<b>0,063 ± 0,000</b>
Pele	0,853 ± 0,000	0,074 ± 0,000	1,154 ± 0,000	1,147 ± 0,000	0,035 ± 0,000	0,034 ± 0,000	<b>0,550 ± 0,000</b>
Pulmões	6,878 ± 0,001	0,685 ± 0,001	3,929 ± 0,003	3,703 ± 0,001	0,226 ± 0,001	0,199 ± 0,001	<b>2,603 ± 0,001</b>
RBM	0,420 ± 0,005	0,082 ± 0,006	0,393 ± 0,014	0,390 ± 0,006	0,032 ± 0,002	0,028 ± 0,002	<b>0,224 ± 0,006</b>
Tecidos residuais	1,276 ± 0,006	0,119 ± 0,004	1,327 ± 0,022	1,386 ± 0,011	0,054 ± 0,002	0,055 ± 0,003	<b>0,703 ± 0,008</b>
Timo	11,237 ± 0,003	0,414 ± 0,002	3,824 ± 0,006	3,849 ± 0,003	0,137 ± 0,001	0,124 ± 0,001	<b>3,264 ± 0,003</b>
Tireoide	0,936 ± 0,003	0,111 ± 0,003	0,534 ± 0,007	0,516 ± 0,003	0,046 ± 0,002	0,036 ± 0,002	<b>0,363 ± 0,003</b>
E/PKA	1,475 ± 0,007	0,157 ± 0,005	0,873 ± 0,017	0,928 ± 0,008	0,058 ± 0,002	0,054 ± 0,002	<b>0,591 ± 0,007</b>

Tabela A 2. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 70 kVp e 6 projeções angiográficas.

Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )							
Órgão / tecido	AP	PA	LAO90	RAO90	LAO45	RAO45	MÉDIA
Bexiga (parede)	0,035 ± 0,000	0,014 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,032 ± 0,000	0,010 ± 0,001	0,008 ± 0,001	<b>0,022 ± 0,001</b>
Cérebro	0,051 ± 0,000	0,022 ± 0,000	0,047 ± 0,000	0,048 ± 0,000	0,013 ± 0,000	0,013 ± 0,000	<b>0,032 ± 0,000</b>
Cólon	0,205 ± 0,000	0,038 ± 0,001	0,166 ± 0,001	0,179 ± 0,001	0,023 ± 0,000	0,023 ± 0,000	<b>0,106 ± 0,001</b>
Coração (parede)	12,058 ± 0,002	0,766 ± 0,002	4,481 ± 0,006	6,396 ± 0,003	0,283 ± 0,001	0,300 ± 0,001	<b>4,047 ± 0,003</b>
Endósteo	0,020 ± 0,000	0,005 ± 0,000	0,022 ± 0,001	0,022 ± 0,000	0,002 ± 0,000	0,002 ± 0,000	<b>0,012 ± 0,000</b>
Esôfago	4,261 ± 0,005	0,774 ± 0,007	0,008 ± 0,001	2,186 ± 0,005	0,265 ± 0,004	0,258 ± 0,004	<b>1,292 ± 0,004</b>
Estômago (parede)	0,969 ± 0,001	0,150 ± 0,002	0,497 ± 0,003	0,799 ± 0,002	0,059 ± 0,001	0,095 ± 0,001	<b>0,428 ± 0,002</b>
ET <sub>1</sub>	0,397 ± 0,002	0,059 ± 0,002	0,286 ± 0,005	0,286 ± 0,002	0,030 ± 0,001	0,030 ± 0,001	<b>0,182 ± 0,002</b>
Fígado	3,494 ± 0,001	0,316 ± 0,001	2,715 ± 0,002	1,895 ± 0,001	0,205 ± 0,000	0,119 ± 0,000	<b>1,457 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,554 ± 0,001	0,083 ± 0,001	0,395 ± 0,003	0,398 ± 0,001	0,044 ± 0,001	0,038 ± 0,001	<b>0,252 ± 0,001</b>
Gônadas	0,012 ± 0,001	0,004 ± 0,001	0,011 ± 0,002	0,009 ± 0,001	0,003 ± 0,001	0,005 ± 0,001	<b>0,007 ± 0,001</b>
Intestino delgado (parede)	0,154 ± 0,000	0,040 ± 0,000	0,143 ± 0,001	0,133 ± 0,000	0,023 ± 0,000	0,023 ± 0,000	<b>0,086 ± 0,000</b>
Pele	0,905 ± 0,000	0,109 ± 0,000	1,218 ± 0,000	1,211 ± 0,000	0,056 ± 0,000	0,054 ± 0,000	<b>0,592 ± 0,000</b>
Pulmões	7,582 ± 0,002	0,992 ± 0,002	4,537 ± 0,003	4,289 ± 0,001	0,367 ± 0,001	0,323 ± 0,001	<b>3,015 ± 0,002</b>
RBM	0,485 ± 0,006	0,118 ± 0,008	0,449 ± 0,015	0,445 ± 0,007	0,051 ± 0,003	0,046 ± 0,003	<b>0,266 ± 0,007</b>
Tecidos residuais	1,409 ± 0,006	0,177 ± 0,005	1,469 ± 0,023	1,535 ± 0,011	0,087 ± 0,003	0,090 ± 0,003	<b>0,795 ± 0,009</b>
Timo	12,051 ± 0,004	0,624 ± 0,003	4,426 ± 0,007	4,453 ± 0,003	0,232 ± 0,002	0,212 ± 0,001	<b>3,667 ± 0,003</b>
Tireoide	1,106 ± 0,003	0,182 ± 0,005	0,666 ± 0,008	0,645 ± 0,004	0,078 ± 0,003	0,067 ± 0,003	<b>0,457 ± 0,004</b>
E/PKA	1,650 ± 0,008	0,231 ± 0,006	1,009 ± 0,016	1,077 ± 0,009	0,094 ± 0,003	0,089 ± 0,002	<b>0,692 ± 0,007</b>

Tabela A 3. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do simulador UF00M (3 mm) para o espectro de 80 kVp e 6 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )						
	AP	PA	LAO90	RAO90	LAO45	RAO45	MÉDIA
Bexiga (parede)	0,047 ± 0,000	0,020 ± 0,001	0,042 ± 0,001	0,042 ± 0,001	0,014 ± 0,001	0,014 ± 0,001	<b>0,030 ± 0,001</b>
Cérebro	0,067 ± 0,000	0,033 ± 0,000	0,060 ± 0,000	0,061 ± 0,000	0,021 ± 0,000	0,019 ± 0,000	<b>0,043 ± 0,000</b>
Cólon	0,244 ± 0,000	0,055 ± 0,001	0,199 ± 0,001	0,215 ± 0,001	0,034 ± 0,001	0,035 ± 0,001	<b>0,130 ± 0,001</b>
Coração (parede)	12,950 ± 0,003	1,040 ± 0,003	4,957 ± 0,006	7,158 ± 0,004	0,414 ± 0,002	0,437 ± 0,002	<b>4,493 ± 0,003</b>
Endósteo	0,023 ± 0,001	0,007 ± 0,000	0,025 ± 0,001	0,024 ± 0,000	0,003 ± 0,000	0,003 ± 0,000	<b>0,014 ± 0,000</b>
Esôfago	4,781 ± 0,006	1,053 ± 0,009	0,011 ± 0,001	2,575 ± 0,006	0,382 ± 0,005	0,381 ± 0,005	<b>1,530 ± 0,005</b>
Estômago (parede)	1,109 ± 0,001	0,208 ± 0,002	0,594 ± 0,004	0,923 ± 0,002	0,090 ± 0,001	0,144 ± 0,002	<b>0,511 ± 0,002</b>
ET <sub>1</sub>	0,456 ± 0,002	0,087 ± 0,003	0,343 ± 0,005	0,339 ± 0,002	0,047 ± 0,002	0,044 ± 0,002	<b>0,219 ± 0,003</b>
Fígado	3,817 ± 0,001	0,431 ± 0,001	3,044 ± 0,002	2,164 ± 0,001	0,294 ± 0,001	0,174 ± 0,000	<b>1,654 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,626 ± 0,001	0,122 ± 0,002	0,461 ± 0,003	0,461 ± 0,002	0,062 ± 0,001	0,057 ± 0,001	<b>0,298 ± 0,002</b>
Gônadas	0,016 ± 0,001	0,008 ± 0,002	0,012 ± 0,002	0,011 ± 0,001	0,005 ± 0,001	0,005 ± 0,001	<b>0,010 ± 0,001</b>
Intestino delgado (parede)	0,190 ± 0,000	0,059 ± 0,001	0,176 ± 0,001	0,165 ± 0,000	0,035 ± 0,000	0,034 ± 0,000	<b>0,110 ± 0,001</b>
Pele	0,955 ± 0,000	0,147 ± 0,000	1,279 ± 0,001	1,273 ± 0,000	0,080 ± 0,000	0,077 ± 0,000	<b>0,635 ± 0,000</b>
Pulmões	8,237 ± 0,002	1,315 ± 0,002	5,115 ± 0,004	4,853 ± 0,001	0,525 ± 0,001	0,465 ± 0,001	<b>3,418 ± 0,002</b>
RBM	0,544 ± 0,013	0,156 ± 0,009	0,500 ± 0,016	0,496 ± 0,007	0,073 ± 0,004	0,065 ± 0,004	<b>0,306 ± 0,009</b>
Tecidos residuais	1,534 ± 0,006	0,240 ± 0,006	1,603 ± 0,024	1,676 ± 0,011	0,126 ± 0,004	0,129 ± 0,004	<b>0,884 ± 0,009</b>
Timo	12,793 ± 0,004	0,857 ± 0,003	5,011 ± 0,008	5,037 ± 0,004	0,345 ± 0,002	0,311 ± 0,002	<b>4,059 ± 0,004</b>
Tireoide	1,270 ± 0,004	0,251 ± 0,006	0,801 ± 0,010	0,767 ± 0,004	0,116 ± 0,004	0,099 ± 0,003	<b>0,551 ± 0,005</b>
E/PKA	1,815 ± 0,009	0,311 ± 0,007	1,136 ± 0,018	1,220 ± 0,009	0,136 ± 0,003	0,129 ± 0,003	<b>0,791 ± 0,008</b>

Tabela A 4. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  dos simuladores UF00F (1 mm) e UF00M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )						MÉDIA
	UF00F (1 mm)			UF00M (1 mm)			
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,109 ± 0,001	0,094 ± 0,001	0,094 ± 0,001	0,135 ± 0,001	0,116 ± 0,001	0,116 ± 0,001	<b>0,111 ± 0,001</b>
Cérebro	0,169 ± 0,000	0,150 ± 0,000	0,151 ± 0,000	0,169 ± 0,000	0,150 ± 0,000	0,151 ± 0,000	<b>0,156 ± 0,000</b>
Cólon	0,397 ± 0,001	0,316 ± 0,001	0,333 ± 0,001	0,397 ± 0,001	0,318 ± 0,001	0,333 ± 0,001	<b>0,349 ± 0,001</b>
Coração (parede)	5,271 ± 0,002	6,072 ± 0,002	6,815 ± 0,003	5,271 ± 0,002	6,074 ± 0,002	6,815 ± 0,003	<b>6,053 ± 0,002</b>
Endóstio	0,173 ± 0,000	0,141 ± 0,000	0,146 ± 0,000	0,173 ± 0,000	0,141 ± 0,000	0,146 ± 0,000	<b>0,153 ± 0,000</b>
Esôfago	6,054 ± 0,008	5,473 ± 0,007	6,268 ± 0,008	6,054 ± 0,008	5,469 ± 0,007	6,268 ± 0,008	<b>5,931 ± 0,008</b>
Estômago (parede)	2,468 ± 0,003	1,331 ± 0,002	1,961 ± 0,002	2,468 ± 0,003	1,333 ± 0,002	1,961 ± 0,002	<b>1,920 ± 0,002</b>
Fígado	3,991 ± 0,001	4,263 ± 0,001	3,035 ± 0,001	3,991 ± 0,001	4,264 ± 0,001	3,035 ± 0,001	<b>3,763 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,734 ± 0,002	0,546 ± 0,001	0,546 ± 0,001	0,774 ± 0,002	0,575 ± 0,001	0,575 ± 0,001	<b>0,625 ± 0,001</b>
Gônadas	0,175 ± 0,003	0,149 ± 0,003	0,148 ± 0,003	0,045 ± 0,001	0,039 ± 0,001	0,040 ± 0,001	<b>0,099 ± 0,002</b>
Mamas	2,215 ± 0,035	1,442 ± 0,028	1,374 ± 0,028	2,215 ± 0,035	1,485 ± 0,029	1,375 ± 0,028	<b>1,684 ± 0,031</b>
Pele	1,071 ± 0,000	1,031 ± 0,000	1,031 ± 0,000	1,065 ± 0,000	1,025 ± 0,000	1,025 ± 0,000	<b>1,041 ± 0,000</b>
Pulmões	7,361 ± 0,001	6,993 ± 0,001	7,470 ± 0,001	7,361 ± 0,001	6,992 ± 0,001	7,469 ± 0,001	<b>7,274 ± 0,001</b>
RBM	0,158 ± 0,002	0,129 ± 0,002	0,135 ± 0,002	0,158 ± 0,002	0,129 ± 0,002	0,135 ± 0,002	<b>0,141 ± 0,002</b>
Tecidos residuais	1,769 ± 0,000	1,629 ± 0,000	1,700 ± 0,000	1,768 ± 0,000	1,628 ± 0,000	1,699 ± 0,000	<b>1,699 ± 0,000</b>
Tireoide	2,428 ± 0,006	1,235 ± 0,004	1,255 ± 0,004	2,428 ± 0,006	1,232 ± 0,004	1,255 ± 0,004	<b>1,639 ± 0,005</b>
E/PKA	2,263 ± 0,007	1,894 ± 0,006	2,013 ± 0,007	2,254 ± 0,007	1,891 ± 0,006	2,006 ± 0,007	<b>2,054 ± 0,007</b>

Tabela A 5. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do médico para cenários com paciente recém-nascido, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Coeficientes de conversão ( $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ )

Órgão / tecido	Paciente: UF00F (1 mm)			Paciente: UF00M (1 mm)			MÉDIA
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,109 ± 0,007	0,147 ± 0,008	0,123 ± 0,007	0,109 ± 0,007	0,147 ± 0,008	0,123 ± 0,007	<b>0,126 ± 0,007</b>
Cérebro	0,726 ± 0,004	0,742 ± 0,003	0,716 ± 0,004	0,726 ± 0,004	0,742 ± 0,003	0,718 ± 0,004	<b>0,728 ± 0,004</b>
Cólon	0,194 ± 0,002	0,305 ± 0,003	0,228 ± 0,003	0,194 ± 0,002	0,305 ± 0,003	0,225 ± 0,003	<b>0,242 ± 0,003</b>
Cristalino	4,126 ± 0,395	6,405 ± 0,515	4,197 ± 0,425	4,125 ± 0,395	6,405 ± 0,515	4,142 ± 0,425	<b>4,900 ± 0,445</b>
Endósteeo	0,022 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,021 ± 0,001	0,022 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,021 ± 0,001	<b>0,025 ± 0,001</b>
Esôfago	0,163 ± 0,009	0,209 ± 0,010	0,154 ± 0,009	0,163 ± 0,009	0,209 ± 0,010	0,166 ± 0,009	<b>0,177 ± 0,009</b>
Estômago (parede)	0,643 ± 0,009	0,841 ± 0,011	0,586 ± 0,009	0,643 ± 0,009	0,841 ± 0,011	0,596 ± 0,009	<b>0,692 ± 0,010</b>
Fígado	0,086 ± 0,001	0,094 ± 0,001	0,091 ± 0,001	0,086 ± 0,001	0,094 ± 0,001	0,092 ± 0,001	<b>0,091 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,378 ± 0,010	0,495 ± 0,011	0,437 ± 0,010	0,377 ± 0,010	0,496 ± 0,011	0,439 ± 0,010	<b>0,437 ± 0,010</b>
Gônadas	0,187 ± 0,010	0,267 ± 0,012	0,241 ± 0,012	0,187 ± 0,010	0,267 ± 0,012	0,240 ± 0,012	<b>0,232 ± 0,012</b>
Mamas	0,214 ± 0,012	0,225 ± 0,013	0,195 ± 0,012	0,214 ± 0,012	0,225 ± 0,013	0,228 ± 0,013	<b>0,217 ± 0,012</b>
Pele	3,401 ± 0,004	4,776 ± 0,004	2,872 ± 0,003	3,401 ± 0,004	4,776 ± 0,004	2,867 ± 0,003	<b>3,682 ± 0,004</b>
Pulmões	0,547 ± 0,003	0,804 ± 0,004	0,405 ± 0,003	0,547 ± 0,003	0,804 ± 0,004	0,407 ± 0,003	<b>0,586 ± 0,003</b>
RBM	0,026 ± 0,002	0,038 ± 0,002	0,023 ± 0,001	0,026 ± 0,001	0,038 ± 0,002	0,023 ± 0,001	<b>0,029 ± 0,001</b>
Tecidos residuais	1,694 ± 0,001	2,427 ± 0,001	1,425 ± 0,001	1,694 ± 0,001	2,427 ± 0,001	1,426 ± 0,001	<b>1,849 ± 0,001</b>
Tireoide	0,143 ± 0,012	0,157 ± 0,013	0,172 ± 0,014	0,143 ± 0,012	0,157 ± 0,013	0,150 ± 0,012	<b>0,154 ± 0,013</b>
E/PKA	0,478 ± 0,006	0,663 ± 0,007	0,425 ± 0,005	0,478 ± 0,005	0,663 ± 0,007	0,430 ± 0,005	<b>0,523 ± 0,006</b>

Tabela A 6. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  dos simuladores UF01F (1 mm) e UF01M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )						MÉDIA
	UF01F (1 mm)			UF01M (1 mm)			
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,045 ± 0,000	0,041 ± 0,000	0,041 ± 0,000	0,046 ± 0,000	0,042 ± 0,000	0,042 ± 0,000	<b>0,043 ± 0,000</b>
Cérebro	0,055 ± 0,000	0,054 ± 0,000	0,053 ± 0,000	0,055 ± 0,000	0,054 ± 0,000	0,053 ± 0,000	<b>0,054 ± 0,000</b>
Cólon	0,141 ± 0,000	0,121 ± 0,000	0,130 ± 0,000	0,141 ± 0,000	0,121 ± 0,000	0,130 ± 0,000	<b>0,130 ± 0,000</b>
Coração (parede)	3,580 ± 0,001	4,220 ± 0,001	4,659 ± 0,001	3,580 ± 0,001	4,220 ± 0,001	4,659 ± 0,001	<b>4,153 ± 0,001</b>
Endósteeo	0,080 ± 0,000	0,066 ± 0,000	0,063 ± 0,000	0,080 ± 0,000	0,066 ± 0,000	0,063 ± 0,000	<b>0,069 ± 0,000</b>
Esôfago	3,230 ± 0,003	3,056 ± 0,003	2,719 ± 0,003	3,230 ± 0,003	3,056 ± 0,003	2,719 ± 0,003	<b>3,001 ± 0,003</b>
Estômago (parede)	1,925 ± 0,001	1,154 ± 0,001	2,304 ± 0,001	1,925 ± 0,001	1,154 ± 0,001	2,304 ± 0,001	<b>1,794 ± 0,001</b>
Fígado	1,691 ± 0,000	2,083 ± 0,000	1,052 ± 0,000	1,691 ± 0,000	2,083 ± 0,000	1,052 ± 0,000	<b>1,609 ± 0,000</b>
Glândulas salivares	0,238 ± 0,000	0,209 ± 0,000	0,199 ± 0,000	0,250 ± 0,000	0,221 ± 0,000	0,210 ± 0,000	<b>0,221 ± 0,000</b>
Gônadas	0,057 ± 0,001	0,052 ± 0,001	0,052 ± 0,001	0,017 ± 0,001	0,015 ± 0,000	0,014 ± 0,000	<b>0,035 ± 0,001</b>
Mamas	1,406 ± 0,012	0,678 ± 0,008	0,693 ± 0,008	1,406 ± 0,008	0,679 ± 0,008	0,693 ± 0,008	<b>0,926 ± 0,009</b>
Pele	0,229 ± 0,000	0,342 ± 0,000	0,377 ± 0,000	0,228 ± 0,000	0,341 ± 0,000	0,375 ± 0,000	<b>0,315 ± 0,000</b>
Pulmões	4,812 ± 0,001	4,744 ± 0,001	4,413 ± 0,001	4,812 ± 0,001	4,744 ± 0,001	4,413 ± 0,001	<b>4,656 ± 0,001</b>
RBM	0,072 ± 0,002	0,060 ± 0,001	0,058 ± 0,001	0,072 ± 0,001	0,060 ± 0,001	0,057 ± 0,001	<b>0,063 ± 0,001</b>
Tecidos residuais	0,844 ± 0,000	0,666 ± 0,000	0,707 ± 0,000	0,844 ± 0,000	0,666 ± 0,000	0,707 ± 0,000	<b>0,739 ± 0,000</b>
Tireoide	1,034 ± 0,003	0,753 ± 0,003	0,699 ± 0,003	1,034 ± 0,003	0,753 ± 0,003	0,699 ± 0,003	<b>0,829 ± 0,003</b>
E/PKA	1,355 ± 0,005	1,139 ± 0,004	1,188 ± 0,004	1,351 ± 0,004	1,136 ± 0,004	1,185 ± 0,005	<b>1,226 ± 0,004</b>

Tabela A 7. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do médico para cenários com paciente de 1 ano, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão ( $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ )						MÉDIA
	Paciente: UF01F (1 mm)			Paciente: UF01M (1 mm)			
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,095 ± 0,006	0,163 ± 0,008	0,113 ± 0,006	0,094 ± 0,006	0,163 ± 0,008	0,113 ± 0,006	<b>0,123 ± 0,007</b>
Cérebro	0,550 ± 0,003	0,684 ± 0,003	0,542 ± 0,003	0,550 ± 0,003	0,684 ± 0,003	0,542 ± 0,003	<b>0,592 ± 0,003</b>
Cólon	0,195 ± 0,002	0,330 ± 0,003	0,159 ± 0,002	0,195 ± 0,002	0,330 ± 0,003	0,159 ± 0,002	<b>0,228 ± 0,002</b>
Cristalino	4,027 ± 0,393	4,677 ± 0,377	2,916 ± 0,316	4,025 ± 0,393	4,677 ± 0,377	2,904 ± 0,315	<b>3,871 ± 0,362</b>
Endósteo	0,022 ± 0,001	0,035 ± 0,001	0,018 ± 0,001	0,022 ± 0,001	0,035 ± 0,001	0,018 ± 0,001	<b>0,025 ± 0,001</b>
Esôfago	0,141 ± 0,008	0,204 ± 0,009	0,109 ± 0,007	0,141 ± 0,008	0,204 ± 0,009	0,109 ± 0,007	<b>0,151 ± 0,008</b>
Estômago (parede)	0,578 ± 0,008	0,881 ± 0,010	0,368 ± 0,006	0,578 ± 0,008	0,881 ± 0,010	0,368 ± 0,006	<b>0,609 ± 0,008</b>
Fígado	0,071 ± 0,001	0,095 ± 0,001	0,059 ± 0,001	0,071 ± 0,001	0,095 ± 0,001	0,059 ± 0,001	<b>0,075 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,310 ± 0,008	0,431 ± 0,009	0,383 ± 0,009	0,310 ± 0,008	0,430 ± 0,009	0,383 ± 0,009	<b>0,374 ± 0,009</b>
Gônadas	0,200 ± 0,010	0,283 ± 0,012	0,229 ± 0,011	0,200 ± 0,010	0,283 ± 0,012	0,229 ± 0,011	<b>0,237 ± 0,011</b>
Mamas	0,143 ± 0,009	0,219 ± 0,011	0,122 ± 0,009	0,143 ± 0,009	0,219 ± 0,011	0,122 ± 0,009	<b>0,161 ± 0,010</b>
Pele	3,427 ± 0,003	5,207 ± 0,004	2,536 ± 0,003	3,427 ± 0,003	5,207 ± 0,004	2,536 ± 0,003	<b>3,723 ± 0,003</b>
Pulmões	0,452 ± 0,003	0,823 ± 0,004	0,304 ± 0,002	0,452 ± 0,003	0,823 ± 0,004	0,304 ± 0,002	<b>0,526 ± 0,003</b>
RBM	0,023 ± 0,002	0,041 ± 0,002	0,018 ± 0,001	0,023 ± 0,001	0,041 ± 0,002	0,018 ± 0,001	<b>0,027 ± 0,001</b>
Tecidos residuais	1,688 ± 0,001	2,646 ± 0,001	1,233 ± 0,001	1,688 ± 0,001	2,646 ± 0,001	1,233 ± 0,001	<b>1,856 ± 0,001</b>
Tireoide	0,120 ± 0,010	0,136 ± 0,011	0,134 ± 0,011	0,120 ± 0,010	0,136 ± 0,011	0,134 ± 0,011	<b>0,130 ± 0,011</b>
E/PKA	0,446 ± 0,006	0,703 ± 0,007	0,334 ± 0,004	0,446 ± 0,005	0,703 ± 0,007	0,334 ± 0,004	<b>0,494 ± 0,005</b>

Tabela A 8. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  dos simuladores UF05F (1 mm) e UF05M (1 mm) para o espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão (mSv/Gy.cm <sup>2</sup> )						
	UF05F (1 mm)			UF05M (1 mm)			MÉDIA
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,013 ± 0,000	0,012 ± 0,000	0,012 ± 0,000	0,014 ± 0,000	0,013 ± 0,000	0,013 ± 0,000	<b>0,013 ± 0,000</b>
Cérebro	0,031 ± 0,000	0,033 ± 0,000	0,032 ± 0,000	0,031 ± 0,000	0,033 ± 0,000	0,032 ± 0,000	<b>0,032 ± 0,000</b>
Cólon	0,061 ± 0,000	0,054 ± 0,000	0,051 ± 0,000	0,053 ± 0,000	0,048 ± 0,000	0,044 ± 0,000	<b>0,052 ± 0,000</b>
Coração (parede)	3,419 ± 0,001	3,104 ± 0,001	3,157 ± 0,001	3,419 ± 0,001	3,104 ± 0,001	3,157 ± 0,001	<b>3,227 ± 0,001</b>
Endóstio	0,046 ± 0,000	0,038 ± 0,000	0,034 ± 0,000	0,046 ± 0,000	0,038 ± 0,000	0,034 ± 0,000	<b>0,039 ± 0,000</b>
Esôfago	3,273 ± 0,002	3,155 ± 0,002	3,251 ± 0,002	3,272 ± 0,002	3,156 ± 0,002	3,251 ± 0,002	<b>3,226 ± 0,002</b>
Estômago (parede)	0,895 ± 0,001	0,310 ± 0,000	0,895 ± 0,001	0,895 ± 0,001	0,310 ± 0,000	0,894 ± 0,001	<b>0,700 ± 0,000</b>
Fígado	1,013 ± 0,000	1,065 ± 0,000	0,504 ± 0,000	1,013 ± 0,000	1,065 ± 0,000	0,504 ± 0,000	<b>0,861 ± 0,000</b>
Glândulas salivares	0,132 ± 0,000	0,121 ± 0,000	0,116 ± 0,000	0,139 ± 0,000	0,128 ± 0,000	0,122 ± 0,000	<b>0,126 ± 0,000</b>
Gônadas	0,018 ± 0,000	0,017 ± 0,000	0,018 ± 0,000	0,006 ± 0,000	0,006 ± 0,000	0,005 ± 0,000	<b>0,012 ± 0,000</b>
Mamas	0,929 ± 0,007	0,407 ± 0,004	0,391 ± 0,004	0,929 ± 0,007	0,409 ± 0,004	0,392 ± 0,004	<b>0,576 ± 0,005</b>
Pele	0,090 ± 0,000	0,118 ± 0,000	0,142 ± 0,000	0,090 ± 0,000	0,118 ± 0,000	0,142 ± 0,000	<b>0,117 ± 0,000</b>
Pulmões	4,361 ± 0,000	3,719 ± 0,000	3,073 ± 0,000	4,361 ± 0,000	3,720 ± 0,000	3,074 ± 0,000	<b>3,718 ± 0,000</b>
RBM	0,043 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,028 ± 0,001	0,043 ± 0,001	0,032 ± 0,001	0,028 ± 0,001	<b>0,034 ± 0,001</b>
Tecidos residuais	0,478 ± 0,000	0,449 ± 0,000	0,504 ± 0,000	0,478 ± 0,000	0,448 ± 0,000	0,503 ± 0,000	<b>0,477 ± 0,000</b>
Tireoide	0,5261 ± 0,0016	0,3959 ± 0,0013	0,3679 ± 0,0013	0,5258 ± 0,0016	0,3959 ± 0,0013	0,3681 ± 0,0013	<b>0,430 ± 0,001</b>
E/PKA	1,0094 ± 0,0037	0,7862 ± 0,003	0,763 ± 0,0028	1,0076 ± 0,0044	0,7849 ± 0,0036	0,7615 ± 0,0035	<b>0,852 ± 0,004</b>

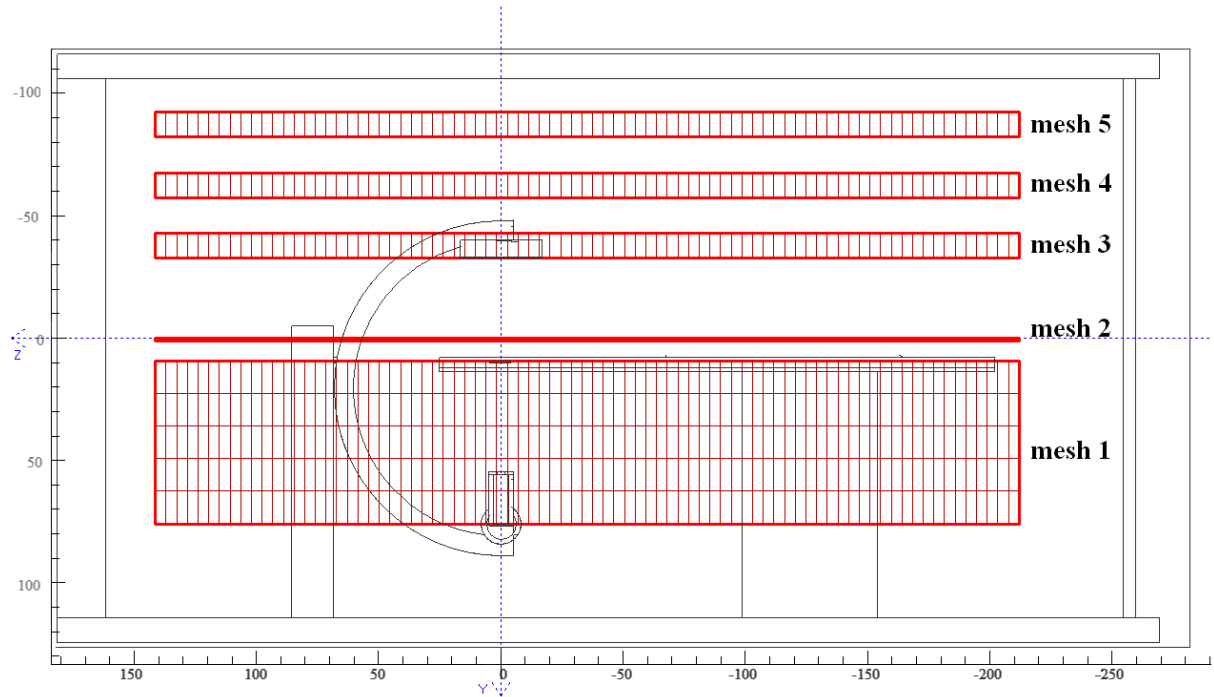
Tabela A 9. Coeficientes de conversão  $H_T/PKA$  e  $E/PKA$  do médico para cenários com paciente de 5 anos, espectro de 75 kVp e 3 projeções angiográficas.

Órgão / tecido	Coeficientes de conversão ( $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ )						MÉDIA
	Paciente: UF05F (1 mm)			Paciente: UF05M (1 mm)			
	PA	LAO45	RAO45	PA	LAO45	RAO45	
Bexiga (parede)	0,085 ± 0,005	0,166 ± 0,007	0,093 ± 0,005	0,085 ± 0,005	0,163 ± 0,007	0,091 ± 0,005	<b>0,114 ± 0,006</b>
Cérebro	0,544 ± 0,003	0,577 ± 0,003	0,464 ± 0,003	0,543 ± 0,003	0,576 ± 0,003	0,465 ± 0,003	<b>0,528 ± 0,003</b>
Cólon	0,144 ± 0,002	0,304 ± 0,003	0,113 ± 0,002	0,144 ± 0,002	0,304 ± 0,003	0,113 ± 0,002	<b>0,187 ± 0,002</b>
Cristalino	2,974 ± 0,307	4,937 ± 0,402	2,708 ± 0,279	2,974 ± 0,307	4,887 ± 0,399	2,616 ± 0,278	<b>3,516 ± 0,329</b>
Endósteo	0,020 ± 0,001	0,035 ± 0,001	0,017 ± 0,001	0,020 ± 0,001	0,035 ± 0,001	0,017 ± 0,001	<b>0,024 ± 0,001</b>
Esôfago	0,114 ± 0,007	0,200 ± 0,009	0,096 ± 0,006	0,113 ± 0,007	0,201 ± 0,009	0,091 ± 0,006	<b>0,136 ± 0,007</b>
Estômago (parede)	0,362 ± 0,006	0,868 ± 0,010	0,262 ± 0,005	0,361 ± 0,006	0,869 ± 0,010	0,261 ± 0,005	<b>0,497 ± 0,007</b>
Fígado	0,051 ± 0,001	0,087 ± 0,001	0,045 ± 0,001	0,051 ± 0,001	0,087 ± 0,001	0,046 ± 0,001	<b>0,061 ± 0,001</b>
Glândulas salivares	0,314 ± 0,008	0,371 ± 0,008	0,312 ± 0,008	0,315 ± 0,008	0,372 ± 0,008	0,308 ± 0,008	<b>0,332 ± 0,008</b>
Gônadas	0,191 ± 0,009	0,307 ± 0,012	0,235 ± 0,010	0,191 ± 0,009	0,307 ± 0,012	0,234 ± 0,010	<b>0,244 ± 0,011</b>
Mamas	0,125 ± 0,009	0,202 ± 0,011	0,099 ± 0,007	0,126 ± 0,009	0,203 ± 0,011	0,103 ± 0,007	<b>0,143 ± 0,009</b>
Pele	2,985 ± 0,003	5,143 ± 0,004	2,429 ± 0,003	2,982 ± 0,003	5,143 ± 0,004	2,427 ± 0,003	<b>3,518 ± 0,003</b>
Pulmões	0,335 ± 0,002	0,793 ± 0,003	0,239 ± 0,002	0,335 ± 0,002	0,792 ± 0,003	0,239 ± 0,002	<b>0,456 ± 0,002</b>
RBM	0,018 ± 0,001	0,039 ± 0,002	0,015 ± 0,001	0,018 ± 0,001	0,039 ± 0,002	0,015 ± 0,001	<b>0,024 ± 0,001</b>
Tecidos residuais	1,436 ± 0,001	2,605 ± 0,001	1,153 ± 0,001	1,434 ± 0,001	2,604 ± 0,001	1,152 ± 0,001	<b>1,731 ± 0,001</b>
Tireoide	0,089 ± 0,008	0,115 ± 0,010	0,096 ± 0,009	0,089 ± 0,008	0,116 ± 0,010	0,099 ± 0,009	<b>0,101 ± 0,009</b>
E/PKA	0,358 ± 0,005	0,686 ± 0,007	0,290 ± 0,004	0,358 ± 0,004	0,686 ± 0,007	0,290 ± 0,004	<b>0,444 ± 0,005</b>

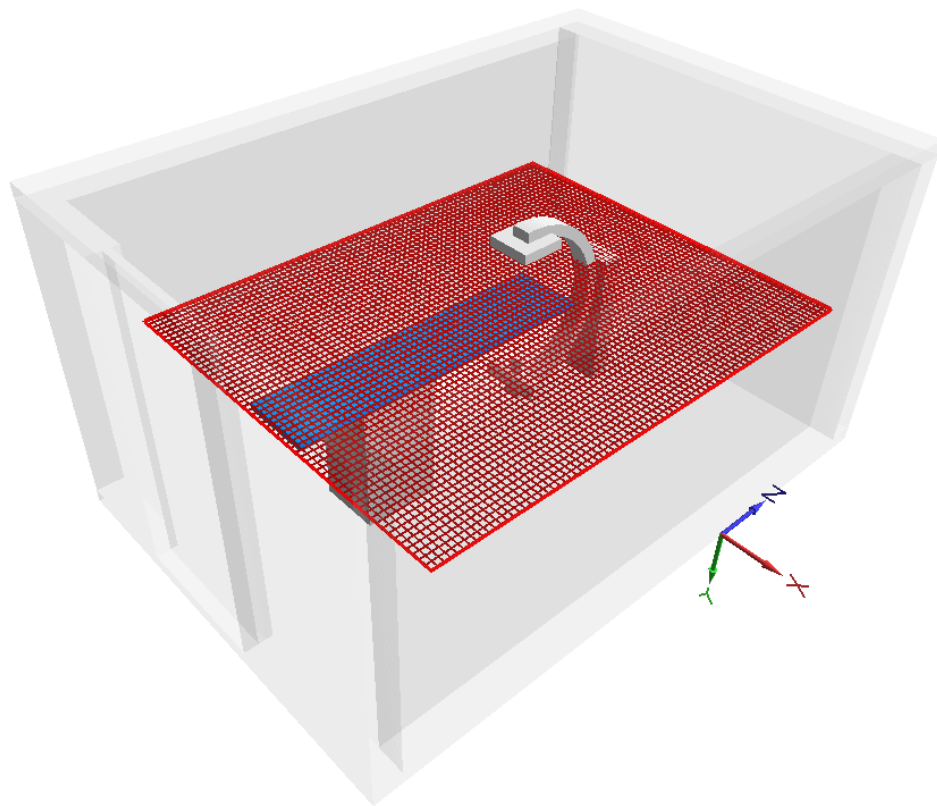
## APÊNDICE B

Neste Apêndice, estão contidas as figuras das malhas, e os *tallies mesh* obtidos nos cenários de exposição simulados neste trabalho. A Figura B1 mostra uma visão 2D das posições das malhas sobrepostas na sala de RI, para a projeção PA. Uma visão 3D da sala de RI contendo a malha no plano do paciente (*mesh2*) é ilustrada na Figura B2. Os *tallies mesh* obtidos em função das projeções angiográficas são ilustrados de acordo com os cenários de exposição simulados:

- **Figuras B3-B7:** cenários de exposição com dupla de simuladores UF00M (1 mm) ou UF00F (1 mm) com UFADM (3 mm);
- **Figuras B8-B12:** cenários de exposição com duplas de simuladores UF01M (1 mm) ou UF01F (1 mm) com UFADM (3 mm).
- **Figuras B13-B17:** cenários de exposição com duplas de simuladores UF05M (1 mm) ou UF05F (1 mm) com UFADM (3 mm).



**Figura B 1. Posições das malhas no eixo Y da sala de RI para projeção PA.**



**Figura B 2. Visão 3D da sala de RI para projeção PA com malha no plano do paciente.**

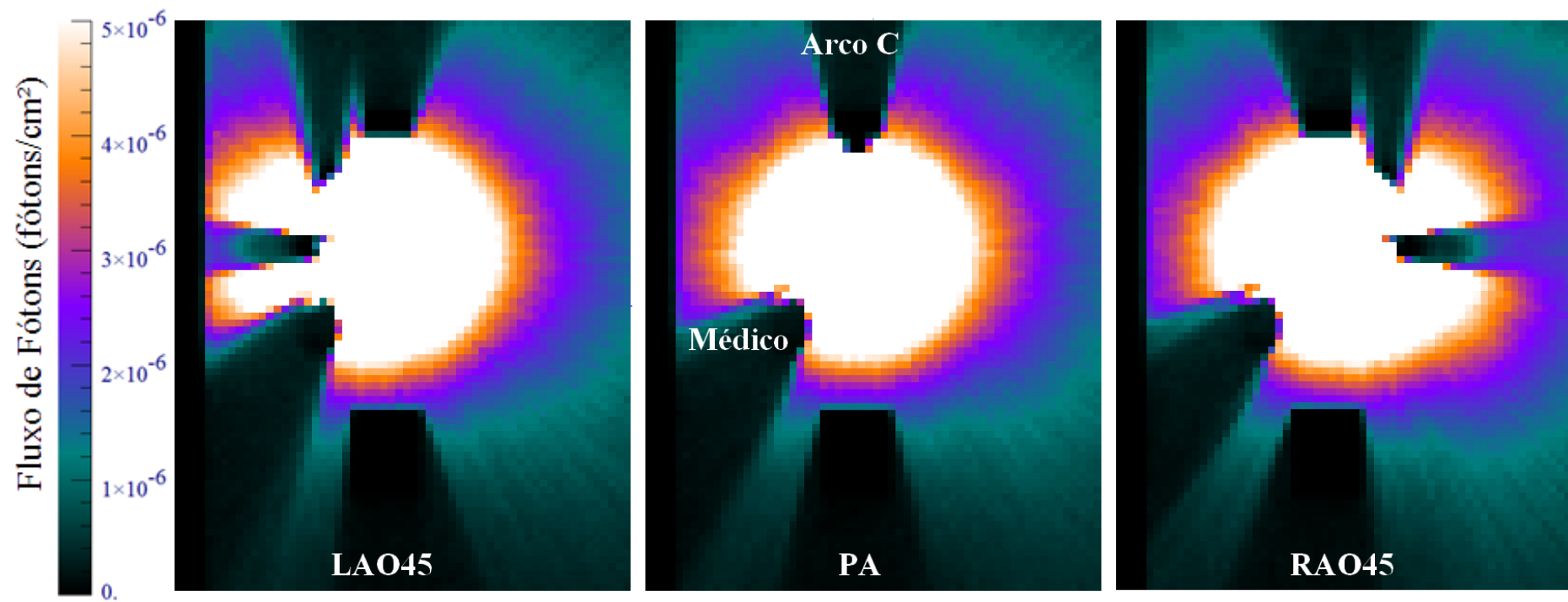


Figura B 3. Tallies *mesh1* para os cenários com paciente recém-nascido.

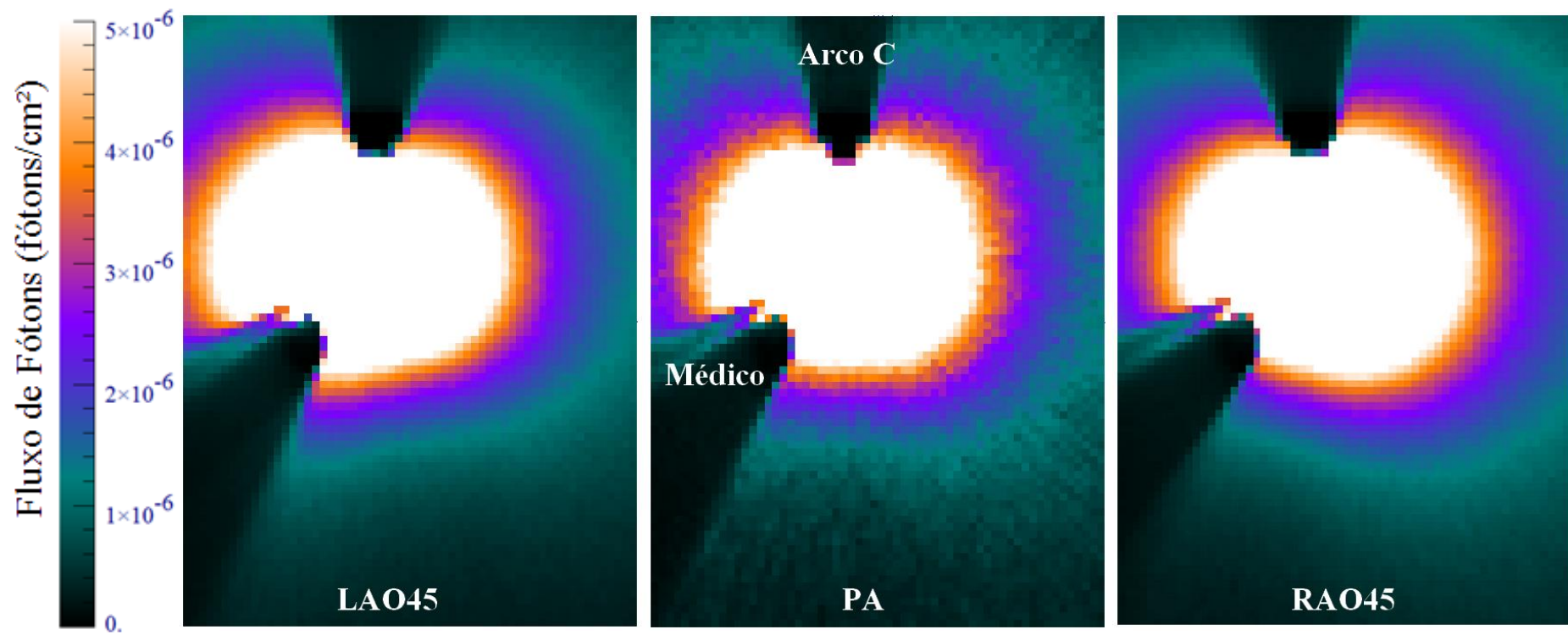


Figura B 4. Tallies *mesh2* para os cenários com paciente recém-nascido.

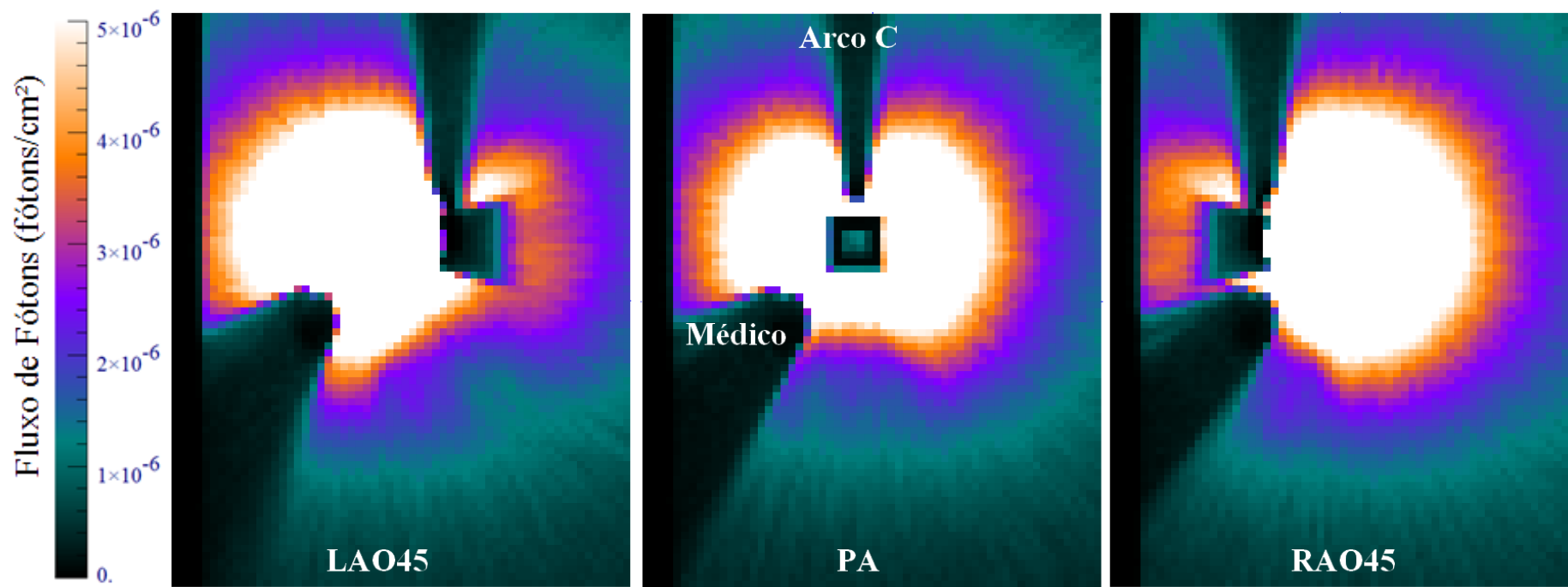


Figura B 5. Tallies *mesh3* para os cenários com paciente recém-nascido.

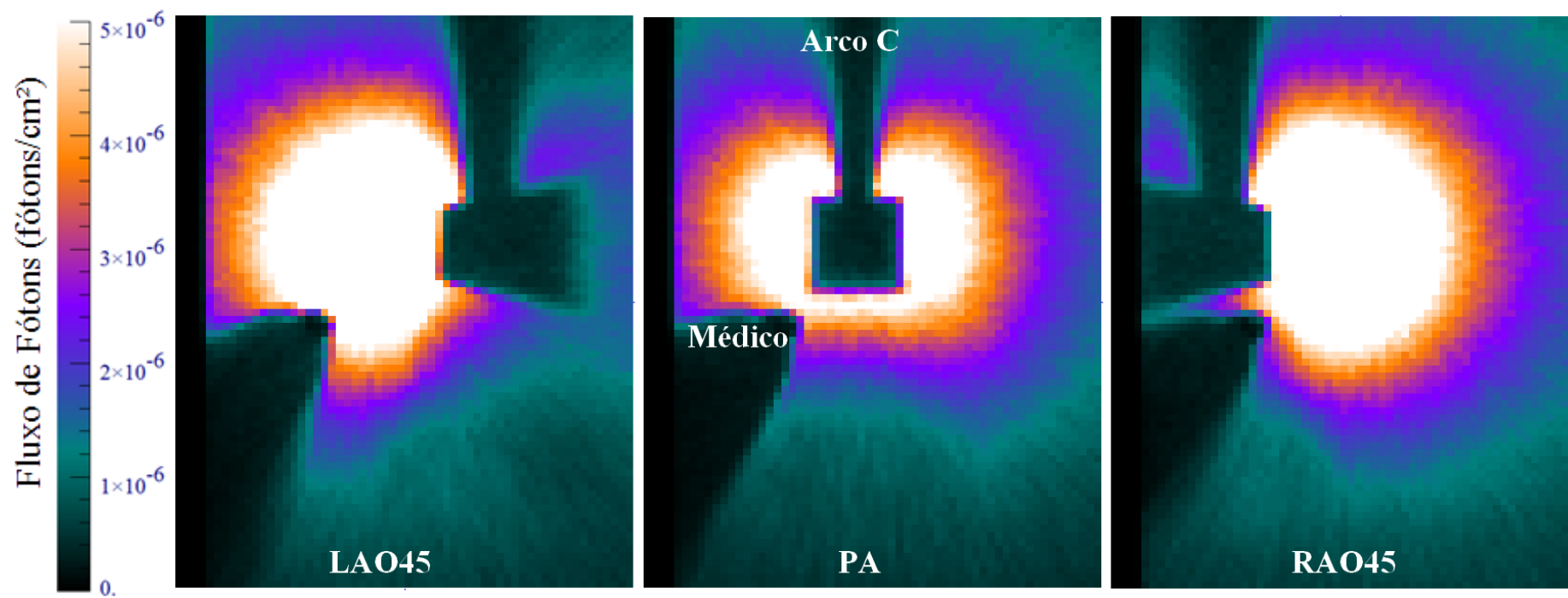


Figura B 6. Tallies *mesh4* para os cenários com paciente recém-nascido.

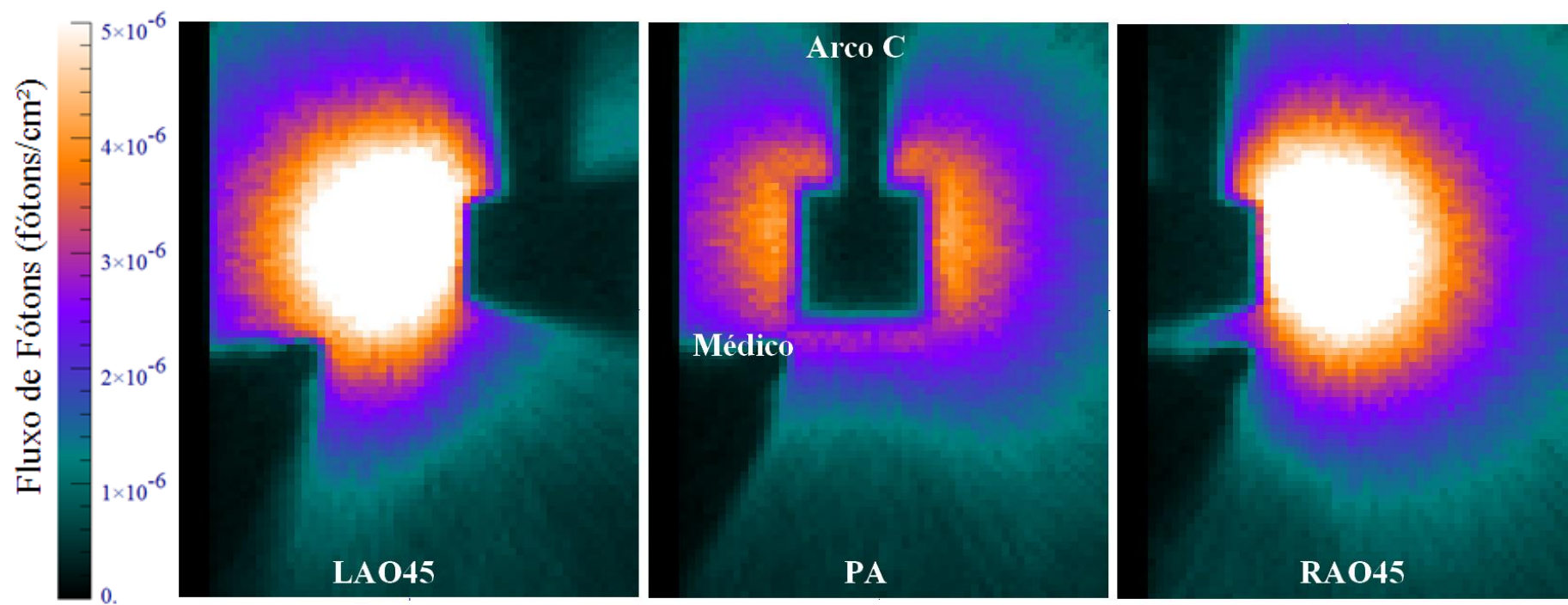


Figura B 7. Tallies *mesh5* para os cenários com paciente recém-nascido.

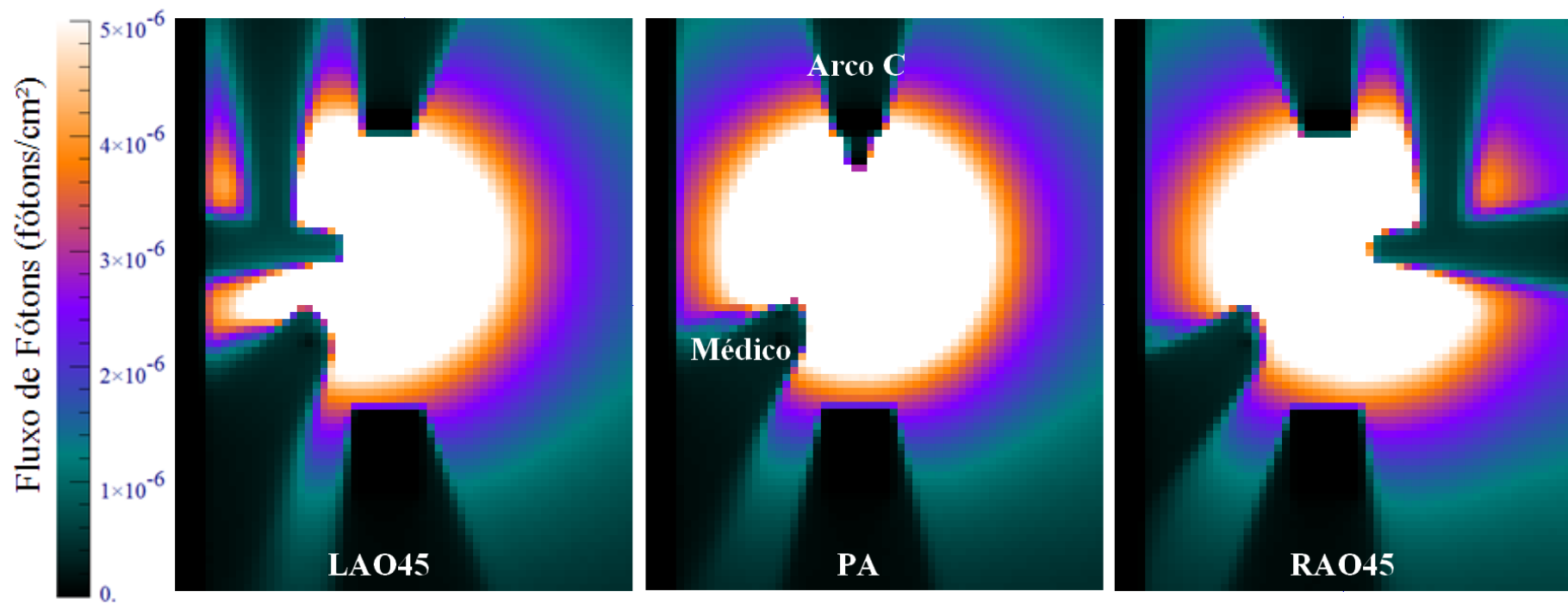


Figura B 8. Tallies *mesh1* para os cenários com paciente de 1 ano.

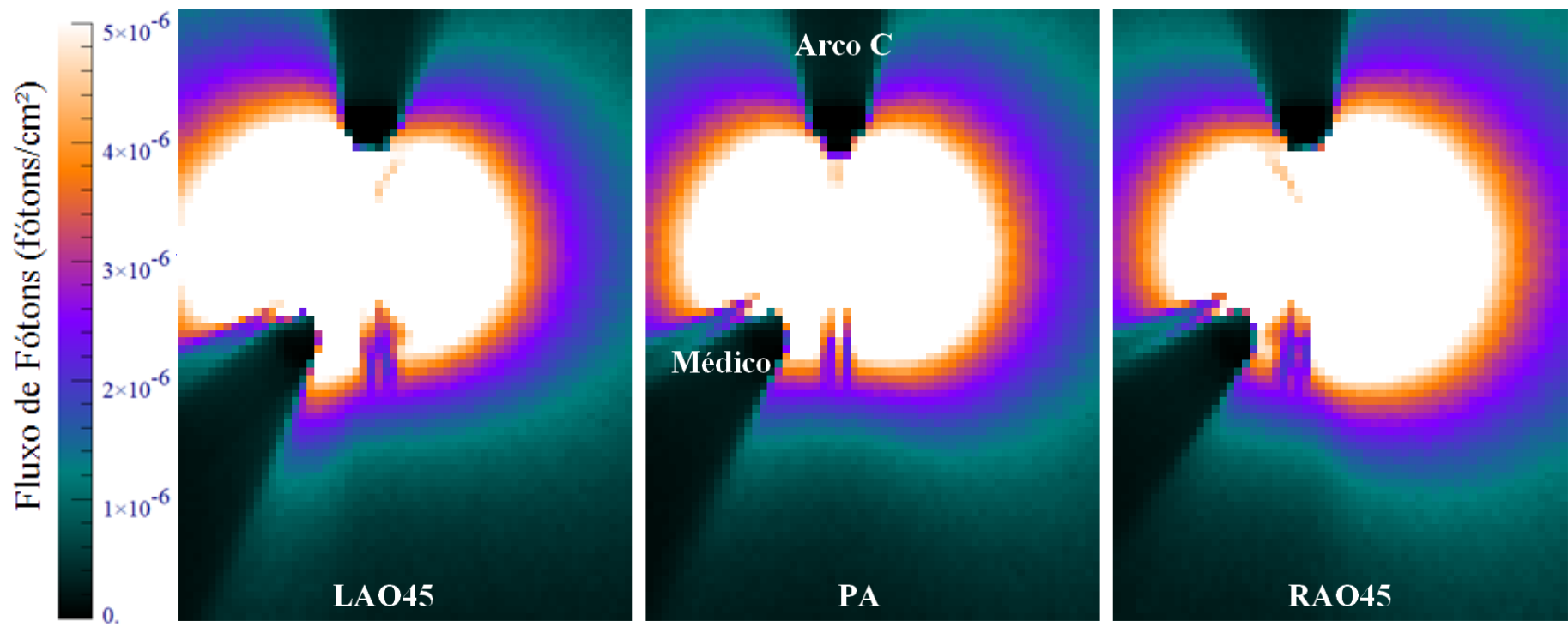


Figura B 9. Tallies *mesh2* para os cenários com paciente de 1 ano.

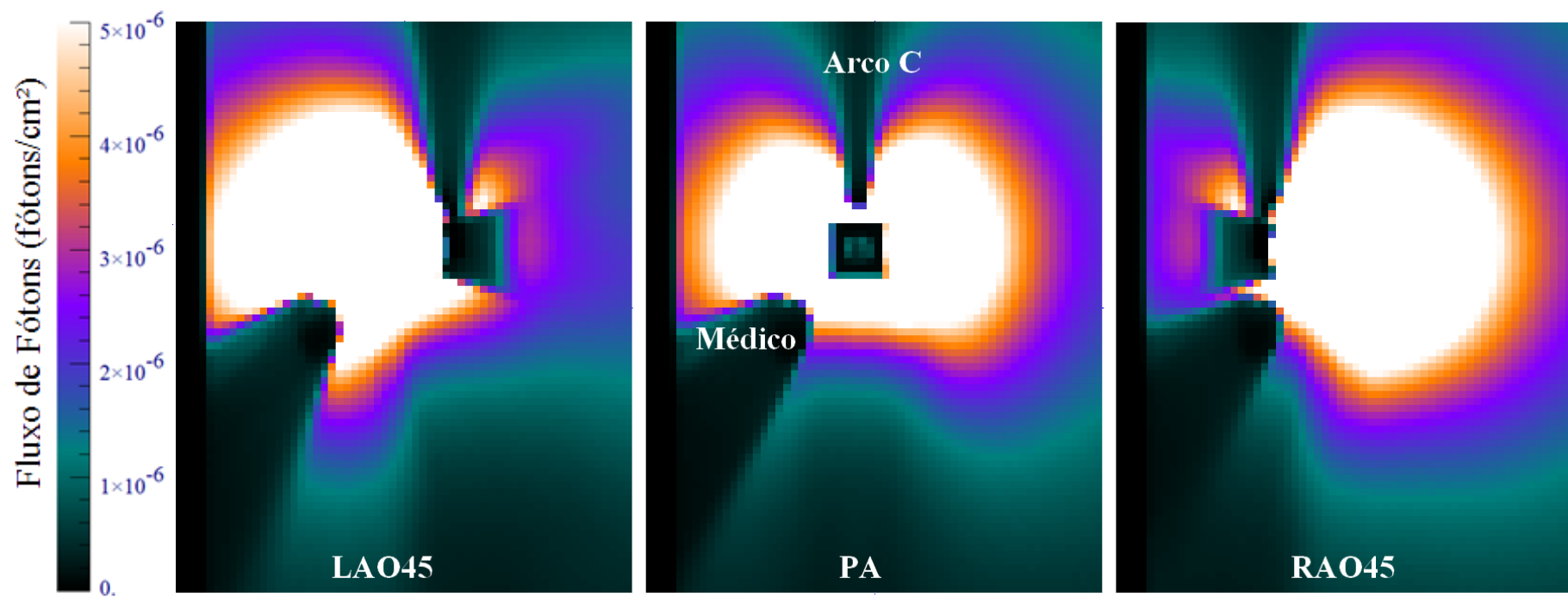


Figura B 10. Tallies *mesh3* para os cenários com paciente de 1 ano.

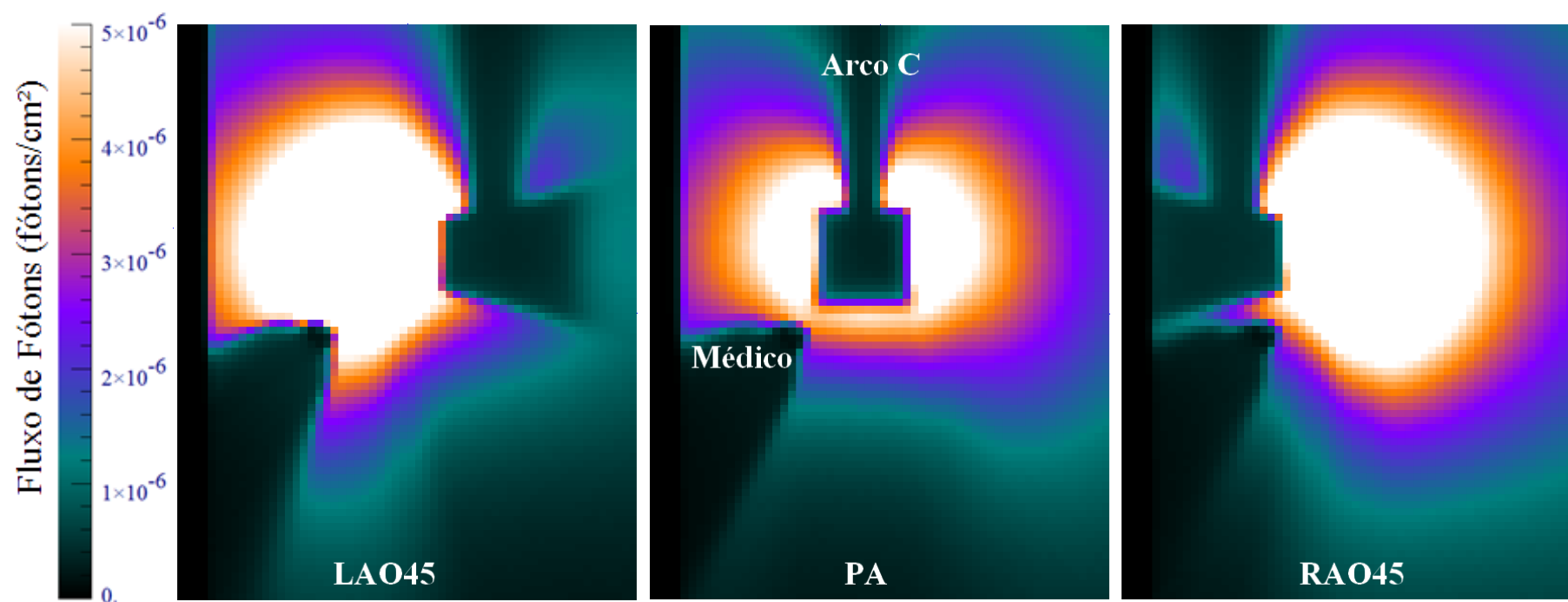


Figura B 11. Tallies *mesh4* para os cenários com paciente de 1 ano.

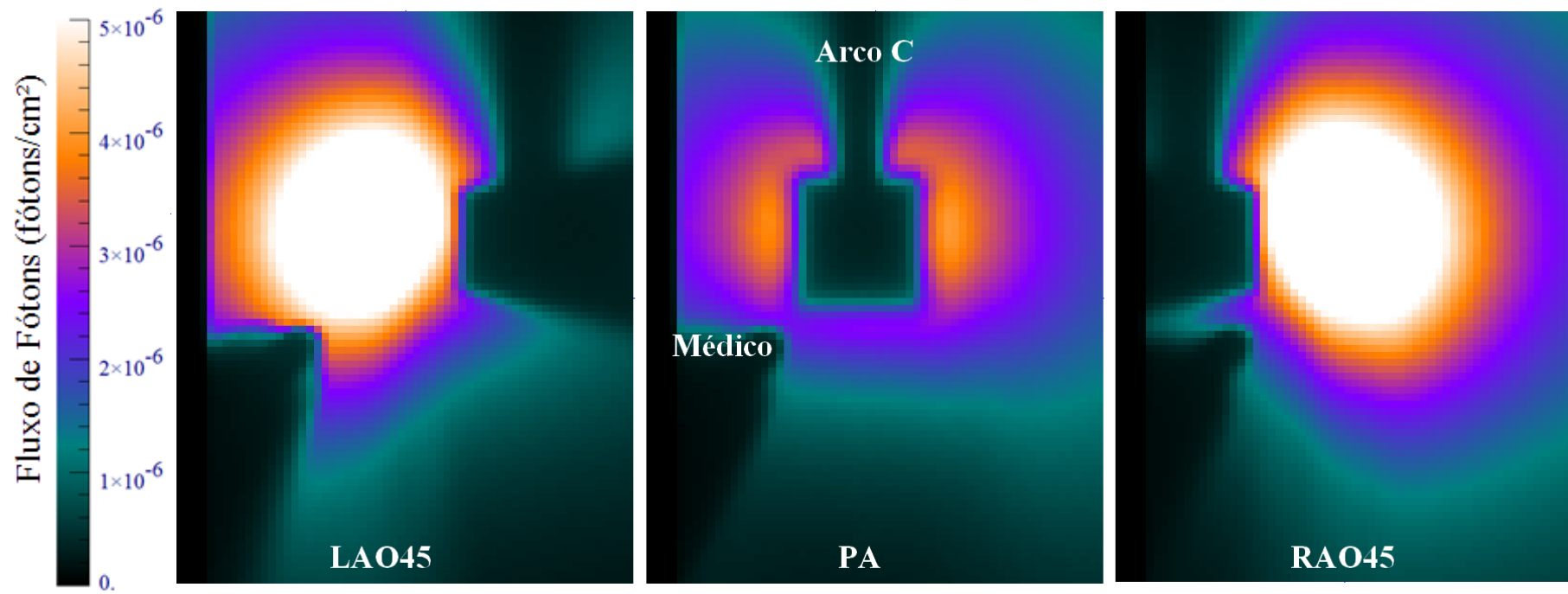


Figura B 12. Tallies *mesh5* para os cenários com paciente de 1 ano.

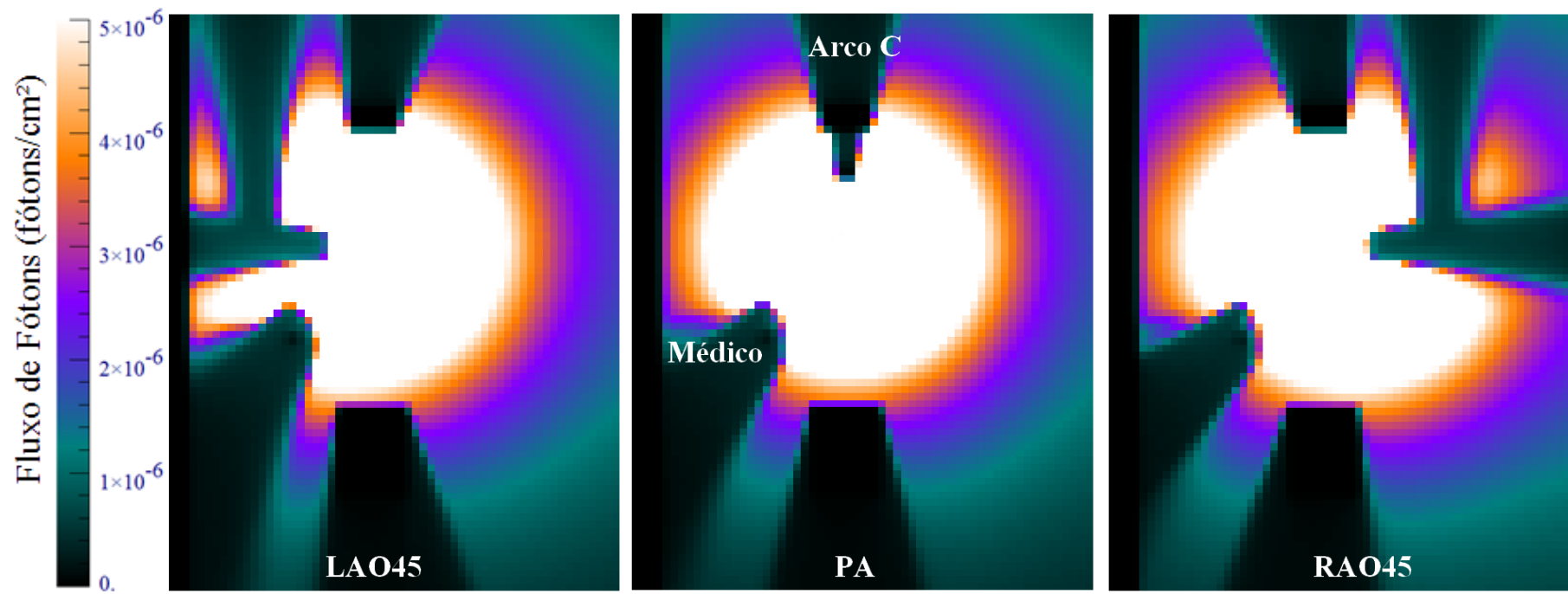


Figura B 13. Tallies *mesh1* para os cenários com paciente de 5 anos.

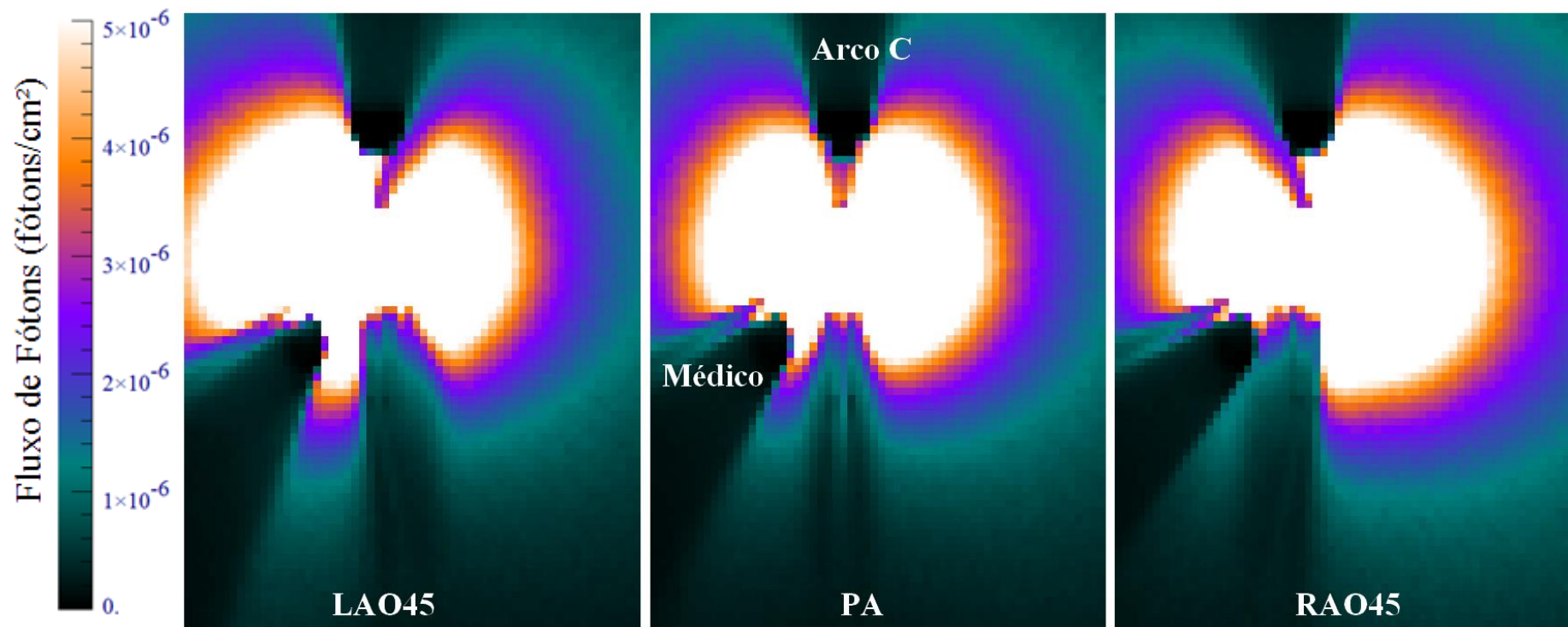


Figura B 14. Tallies *mesh2* para os cenários com paciente de 5 anos.

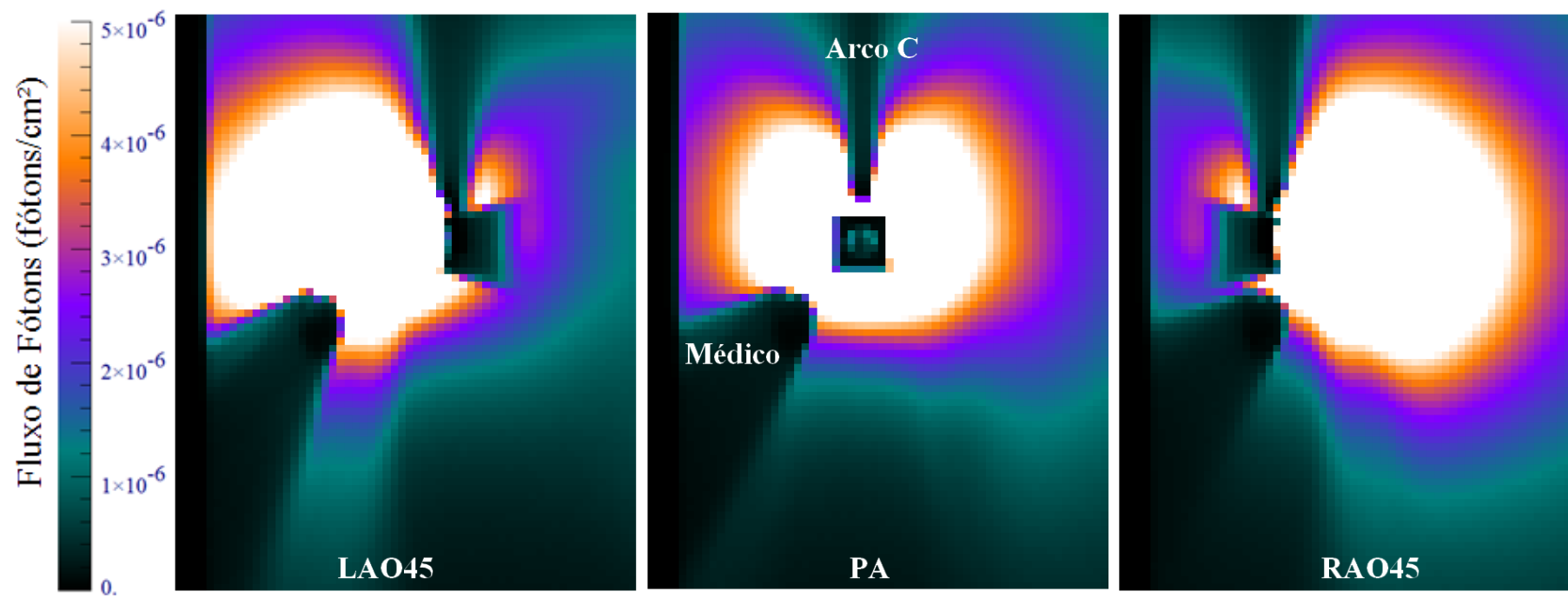


Figura B 15. Tallies *mesh3* para os cenários com paciente de 5 anos.

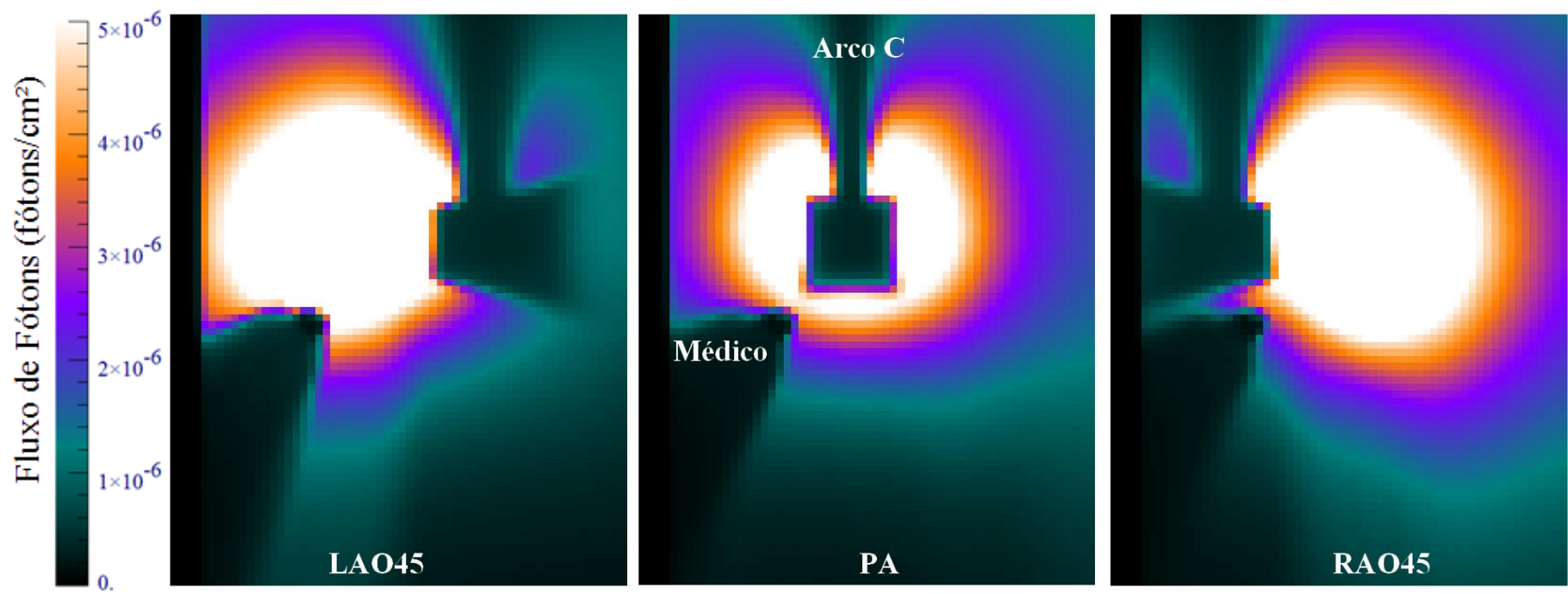


Figura B 16. Tallies *mesh4* para os cenários com paciente de 5 anos.

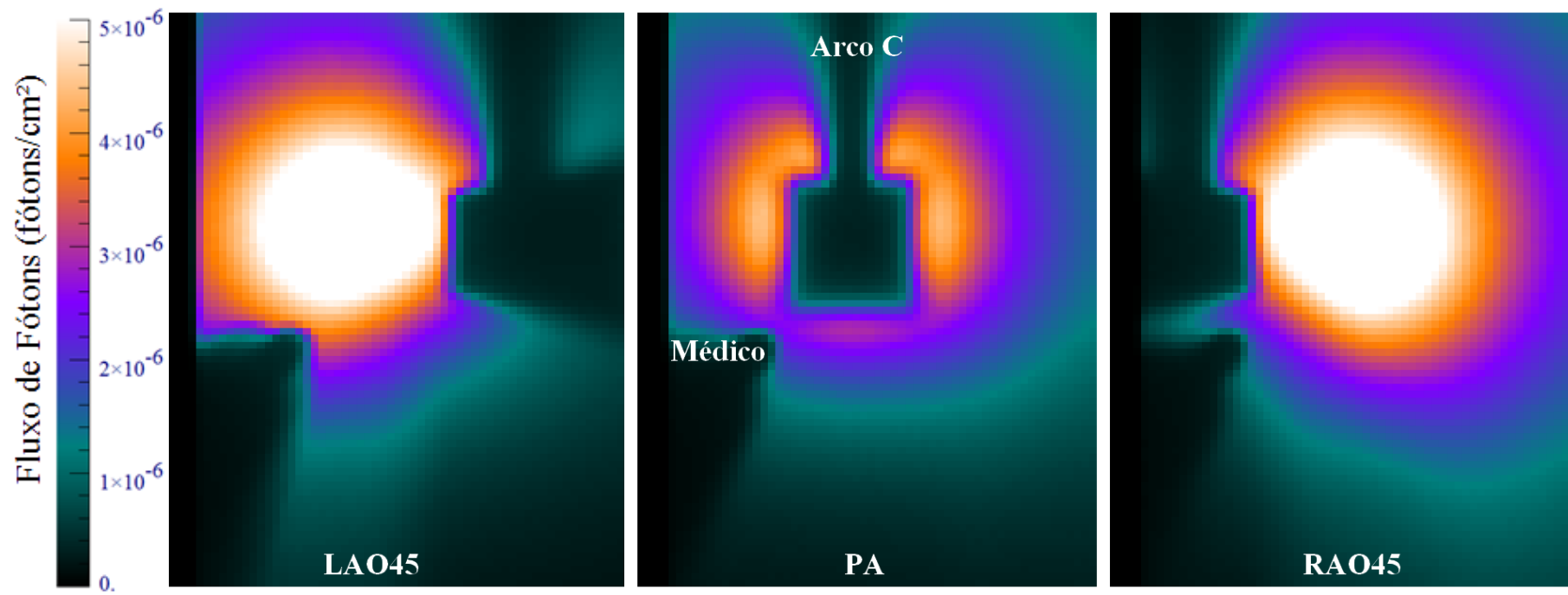


Figura B 17. Tallies *mesh5* para os cenários com paciente de 5 ano.