

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA**

TESE DE DOUTORADO

**DOSIMETRIA DE PACIENTES ADULTOS E PEDIÁTRICOS EMPREGANDO
MÉTODO DE MONTE CARLO EM PET/CT**

WALMIR BELINATO

São Cristóvão – SE

Março/2016

WALMIR BELINATO

**DOSIMETRIA DE PACIENTES ADULTOS E PEDIÁTRICOS EMPREGANDO
MÉTODO DE MONTE CARLO EM PET/CT**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física, Universidade Federal de Sergipe – UFS, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Física.

Orientadora Profa. Dra. **Divanizia do Nascimento Souza**

São Cristóvão – SE

2016

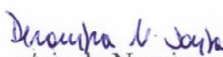
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
Núcleo de Pós-Graduação em Física


***“Dosimetria de pacientes adultos e pediátricos
empregando método de Monte Carlo em PET/CT”***


por

Walmir Belinato


Tese de doutorado **APROVADA** em sessão pública no dia trinta de março do ano dois mil e dezesseis perante a banca examinadora constituída pelos seguintes professores:


Profa. Dra. Divanizia do Nascimento Souza
(DFI-UFS)


Prof. Dr. Albérico Bloem de Carvalho Júnior
(DFI-UFS)


Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia
(DFI-UFS)


Prof. Dr. Lúcio Pereira Neves
(INFIS-UFU)


Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas
(IPEN-CNEN)

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Terezinha Gomes Belinato e Armando
Belinato, e a minha esposa Renata Patrícia
Bastos Gomes Belinato.*

Agradecimentos

À Profa. **Divanizia do Nascimento Souza**, pela orientação neste projeto.

Aos colegas **William de Souza Santos** e **Rogério Matias Vidal**, pelas contribuições e discussões para concretização deste trabalho. Aos demais colegas, não me atrevendo a citar nomes, pela valiosa amizade e incentivo.

De maneira especial, agradeço à **Clínica Climed** e ao **Hospital São Rafael**, por disponibilizar os equipamentos de PET/CT para avaliações experimentais, e ao **grupo de dosimetria numérica da UFPE**, por disponibilizar os simuladores antropomórficos computacionais adultos e pediátricos utilizados neste estudo.

Ao Grupo de Física da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), principalmente aos professores **Lúcio Pereira Neves** e **Ana Paula Perini**, por disponibilizarem acesso aos computadores para as simulações.

Ao IPEN, na pessoa da Profa. **Linda V. E. Caldas**, sempre disposta a contribuir.

À Sapra Landauer, nas pessoas de **Cristina Tereza M. Ribeiro** e **Ivone Maria Mascarenhas** pela disponibilidade e leituras dos nanodots.

Ao **Instituto Federal da Bahia - IFBA**, campus de Vitória da Conquista, pelo apoio e colaboração.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal Nível Superior - CAPES**, por financiamento parcial da bolsa de pesquisa.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe**, pelo acolhimento.

RESUMO

A tomografia por emissão de pósitrons (PET), associada à tomografia computadorizada (CT), é uma técnica diagnóstica da medicina nuclear chamada de PET/CT. É possível estimar coeficientes de conversão para dose absorvida em PET/CT por meio de simulações computacionais realizadas com o método de Monte Carlo. A proposta principal deste trabalho foi, utilizando o código MCNPX, estudar as doses absorvidas em órgãos internos de pacientes em decorrência de exames de PET/CT. Para isso, foram empregados simuladores antropomórficos computacionais com representação dos órgãos e estruturas internas realistas de pacientes adultos e pediátricos incorporados em cenários de radiação de dois equipamentos PET/CT, modelos Discovery VCT (GE) e Biograph (Siemens). Foram considerados seis diferentes tipos de radionuclídeos emissores de pósitrons. Variações morfológicas devido ao efeito gravitacional foram também levados em conta para os simuladores adultos. O segundo objetivo foi construir um objeto simulador físico para validação dosimétrica dos cenários de irradiação com a técnica de luminescência opticamente estimulada. Foram determinados experimentalmente modelos de colimação e filtração dos feixes, implementados posteriormente no código MCNPX. Utilizando a grandeza índice de dose em tomografia computadorizada os cenários das irradiações foram validados para o feixe de CT. As doses efetivas estimadas nos simuladores computacionais antropomórficos adultos devido à CT são responsáveis por 14,2% e 26,3% nos equipamentos GE e Siemens, respectivamente. Devido ao ^{18}F -FDG, os coeficientes de dose para dose absorvida apresentaram um acréscimo de 30% em relação aos valores da ICRP 106. Em crianças, as doses efetivas devido ao CT aumentaram em até 23,6%, comparadas a resultados da literatura. Considerando-se o ^{18}F -FDG, os resultados mostraram variações de 0,1%, 8,2% e 5,2% para simuladores de 1, 5 e 10 anos, respectivamente, comparados aos valores da ICRP 106. Para as crianças há necessidade de atenção especial nos protocolos em exames de PET/CT, a fim de garantir valores mínimos de dose efetivas para cada idade. O objeto simulador físico construído mostrou-se eficaz na validação dos cenários computacionais, apesar de limitações no que refere à determinação das doses absorvidas na região fonte, como também na quantidade de regiões fontes disponíveis (apenas uma).

ABSTRACT

The positron emission tomography (PET), associated with computed tomography (CT) is a diagnostic technique from nuclear medicine called PET/CT. It is possible to estimate conversion coefficient for absorbed doses in PET/CT by means of computational simulations by Monte Carlo method. The main purpose of this work was, using the MCNPX code, to study the absorbed doses in internal organs of patients due PET/CT exams. For this, anthropomorphic computational phantoms with more realistic representation of adult and pediatric patients and their internal structures were employed. These phantoms were incorporated in scenarios of radiation of two PET/CT equipment, a Discovery VCT (GE) and Biograph (Siemens). Six different types of positron-emitting radionuclides are simulated. Variations in morphology due to the gravitational effect were also considered for the adult phantoms. The second objective was to construct a physical phantom for the validation of dosimetric irradiation scenarios using optically stimulated luminescence technique. The collimation and filtration models of beams were experimentally determined, and later implemented in MCNPX code. Using the computed tomography dose index (CTDI) quantities the irradiation scenarios have been validated for the CT. The estimated effective doses in the adult anthropomorphic computational phantoms due to CT are responsible for 9.0% and 20.2% considering GE and Siemens PET/CT equipments, respectively. For the ^{18}F -FDG, specifically, these dose coefficients for absorbed doses showed an increase of 30% compared to values from ICRP 106. In children, the effective dose due to CT increased by 23.6% when compared to the results of the literature. Considering the same ^{18}F -FDG, the results showed variations of 0.1%, 8.2% and 5.2% for 1 year, 5 and 10 years, respectively, compared to the values in ICRP 106. For children it necessary a special attention to the parameters protocol in PET/CT scans to ensure minimum effective doses to each age. The physical phantom proved be effective to validation of computational scenarios, despite limitations in regard to absorbed doses determination in the source region but also in the amount of available sources (only one).

Lista de abreviaturas e siglas

1A	Simulador antropomórfico computacional hermafrodita de 1 ano
C552	Material equivalente ao ar utilizado em câmara de ionização
CC	Coeficiente de conversão
CD	Coeficiente de dose
CF	Fator de conversão de dose simulada no código MCNPX
CSR	Camada semi-redutora
CT	<i>Computed Tomography</i>
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
CTDI ₁₀₀	CTDI obtido em um comprimento igual a 100 mm
CTDI _{100,ar}	Valor do CTDI ₁₀₀ medido no ar
CTDI _{100,c}	Valor do CTDI ₁₀₀ medido no orifício central de um objeto simulador (cabeça ou corpo)
CTDI _{100,p}	Valor do CTDI ₁₀₀ medido no orifício periférico de um objeto simulador (cabeça ou corpo)
CTDI _{vol}	Indicador do valor médio do CTDI ₁₀₀ no volume
DLP	<i>Dose Length Product</i>
F05	Simulador antropomórfico computacional feminino de 5 anos
F10	Simulador antropomórfico computacional feminino de 10 anos
FASH	Simulador antropomórfico computacional Feminino Adulto meSH
FOV	<i>Field of View</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
ImPACT	<i>Imaging Performance Assessment of CT Scanners</i>
LANL	<i>Los Alamos National Laboratory</i>
LOR	<i>Line of response</i>
M05	Simulador antropomórfico computacional masculino de 5 anos
M10	Simulador antropomórfico computacional masculino de 10 anos
MASH	Simulador antropomórfico computacional Masculino Adulto meSH
MCNP	Código de Monte Carlo N-Particle
MCNPX	Código de Monte Carlo N-Particle eXtended
MIRD	<i>Medical Internal Radiation Dose</i>
MMC	Método de Monte Carlo
MSAD	<i>Mutiple-scan average dose</i>
nCTDI _w	Índice de dose ponderada normalizado a partir do valor médio do CTDI ₁₀₀
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
NRPB	<i>National Radiological Protection Board</i>
OSLD	Dosímetros de luminescência opticamente estimulada
PET	<i>Pósitron emission tomography</i>
PET/CT	<i>Pósitron emission tomography- Computed Tomography</i>
PKL	Produto kerma Comprimento
PLA	<i>Polylactic acid</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
RN	Simulador antropomórfico computacional recém-nascido
RSICC	<i>Radiation Safety Information Computational Center</i>
SNM	<i>Society of Nuclear Medicine</i>
SNR	Relação sinal ruído
Valores S	Coeficientes de doses absorvidas em órgãos internos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1 Tomografia computadorizada e tomografia por emissão de pósitrons	15
2.2 Algumas aplicações da simulação da interação da radiação com a matéria	16
2.3 Decaimento β^+ , captura eletrônica, decaimento γ e aniquilação elétron-pósitron	18
2.4 Emissores de pósitrons e cenário de PET/CT no Brasil	20
2.5 Interação da radiação com a matéria	22
2.6 Características da interação dos pósitrons com a matéria	27
2.7 Tomografia computadorizada e dosimetria	29
2.8 Formalismo MIRD e dosimetria interna	36
2.9 Modelos biocinéticos para radionuclídeos	40
2.10 Simulações da interação da radiação por método de Monte Carlo	43
2.11 Objetos simuladores de tecido equivalente e antropomórficos	47
2.12 Objetos simuladores para PET/CT	51
2.13 Detectores de radiação OSLD e câmara de ionização	54
3. MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1 Redimensionamento dos simuladores antropomórficos	57
3.2 Simulações dos CC de doses no feixe de tomografia	59
3.2.1. Determinação da filtração total do tomógrafo de PET/CT	59
3.2.2 Validação das simulações do feixe de CT	60
3.2.3 Características da fonte de CT para dois equipamentos estudados	62
3.2.4 Cenários computacionais para o tomógrafo	63
3.3 Simulações das doses para os emissores de pósitrons	65
3.4. Construção de simulador de acrílico e PLA para PET/CT	66
3.4.1 Objeto simulador de acrílico com PLA para PET e detectores	66
3.4.2 Cenários para simulador de acrílico para PET/CT	68

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
4.1 Simulações das doses de tomografia computadorizada	69
4.1.1 Determinação experimental do filtro de gravata borboleta	69
4.1.2 Valores de CTDI e nCTDI _w	71
4.1.3 Coeficientes de conversão de dose de CT nos simuladores adultos e pediátricos	72
4.2 Simulações das frações absorvidas específicas e valores S para seis radionuclídeos.....	81
4.2.1 Frações absorvidas nos simuladores adultos e pediátricos	82
4.2.2 Valores S e coeficientes de dose por atividade administrada para os simuladores adultos e pediátricos	86
4.3 Simulador de acrílico para PET/CT	95
4.3.1 Características do simulador físico confeccionado.....	95
4.3.2 Caracterização do PLA	96
4.3.3 Coeficientes de conversão de dose da CT e valores S do ¹⁸ F no simulador construído para PET/CT	97
4.4 Dose total em procedimentos de PET/CT em simuladores adultos	100
5. CONCLUSÕES	102
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103
7. ANEXOS	112
7.1 Produção científica	112
7.1.1 Artigos publicados em periódico internacional	112
7.1.2 Artigos submetidos para periódico internacional	112
7.2 CCs de doses para os simuladores adultos e pediátricos nos tomógrafos	113
7.3 Valores S para os simuladores adultos e pediátricos para seis radionuclídeos	121
7.4 Dose por atividade administrada em adultos para ¹⁸ F-FDG	127
7.5 Dose em adultos no PET/CT da GE-Discovery VCT	128
7.6 7.5 Dose em adultos no PET/CT da SIEMENS Biograph 16 true point	129

Lista de Tabelas

Tabela 1. Características físicas dos radionuclídeos para PET (Adaptada de IAEA, 2009)	21
Tabela 2. Características de cristais cintiladores mais utilizados em PET (Adaptada de IAEA, 2009)	28
Tabela 3. Fatores de peso (w_T) para órgãos e tecidos (ICRP, 2007a)	40
Tabela 4. Dados biocinéticos para o ^{18}F -FDG (ICRP, 2007a)	42
Tabela 5. Órgãos alvo para cálculo de dose absorvida (ICRP, 2008)	43
Tabela 6. Listagem dos principais códigos baseados em Monte Carlo (adaptada de ZAIDI e SGOUROS, 2003)	44
Tabela 7. Descrição de <i>tallies</i> para o MCNPX (X-5, 2008)	45
Tabela 8. Características dos detectores de radiação câmara tipo lápis e AGMS-D (RADCAL, 2012)	56
Tabela 9. Características importantes dos simuladores antropomórficos (adaptada de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006)	58
Tabela 10. Fatores de conversão (CFs) obtidos para os equipamentos da GE e Siemens	71
Tabela 11. Resultados experimentais e simulados de CTDI para PET/CT GE Discovery VCT	72
Tabela 12. Resultados experimentais e simuladas de CTDI para PET/CT Siemens Biograph 16 true point.....	72
Tabela 13. Número de fatias (cortes) para as simulações dos feixes de tomografia.....	77
Tabela 14. Comparação dos resultados obtidos para doses efetivas para 1, 5 e 10 anos em exames no PET/CT da GE com os resultados de Yang <i>et al.</i> (2014)	80
Tabela 15. Composição química do material PLA (IQ/USP)	96
Tabela 16. Resultados dos valores S devido ao ^{18}F -FDG nas faces do simulador cúbico (mGy/MBq.s)	98
Tabela 17. CCs de doses absorvidas nos dosímetros posicionados nas faces do simulador de PET/CT (mGy/100 mAs) com incertezas tipo A	99
Tabela 18. CCs doses em CT para o simulador antropomórfico MASH (mGy/100 mAs)	113
Tabela 19. CCs de doses em CT para o simulador antropomórfico FASH (mGy/100 mAs)	114
Tabela 20. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico M10 (mGy/100 mAs)	115

Tabela 21. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico F10 (mGy/100 mAs)	116
Tabela 22. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico M5 (mGy/100 mAs)	117
Tabela 23. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico F5 (mGy/100 mAs)	118
Tabela 24. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico 1 ano (mGy/100 mAs)	119
Tabela 25. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico recém-nascido (mGy/100 mAs) ...	120
Tabela 26. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{18}F (mGy/MBq.s)	121
Tabela 27. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{11}C (mGy/MBq.s)	122
Tabela 28. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{13}N (mGy/MBq.s)	123
Tabela 29. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{15}O (mGy/MBq.s)	124
Tabela 30. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{68}Ga (mGy/MBq.s)	125
Tabela 31. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{82}Rb (mGy/MBq.s)	126
Tabela 32. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{18}F -FDG (mGy/MBq)	127
Tabela 33. Dose para um exame em adultos no PET/CT da GE-Discovery VCT (140mAs e 370 MBq - ^{18}F -FDG)	128
Tabela 34. Dose para um exame em adultos no PET/CT da SIEMENS Biograph 16 (120mAs e 370 MBq - ^{18}F -FDG)	129

Lista de Figuras

Figura 1. Caminho percorrido pelo pósitron até o momento da aniquilação (KAPOOR <i>et al.</i> , 2004).	20
Figura 2. Distribuição de serviços com PET/CT e de ciclotrons no Brasil em 2013 (Adaptado de Brasil Nuclear, 2014)	21
Figura 3. Representação do efeito Compton: a) antes da colisão e b) após a colisão (adaptado de TURNER, 2007)	22
Figura 4. Alcance do pósitron em diferentes tecidos humanos (adaptada de SANCHEZ-CRESPO 2013)	27
Figura 5. Esquema de construção da imagem em CT a) Projeções do <i>fan-beam</i> durante a rotação b) Parte da matriz final (adaptada de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006).....	30
Figura 6. Geometria de um feixe de CT irradiando um simulador de acrílico para medições de CTDI (adaptada de Gu <i>et al.</i> , 2009)	31
Figura 7. Perfil de dose para um único corte (adaptada de PASCHOAL, 2012)	32
Figura 8. Câmara tipo lápis e simuladores de tecido equivalente para corpo e cabeça utilizados em CT (adaptado de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006)	33
Figura 9. Perfil de dose para múltiplos cortes(adaptado de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006)	33
Figura 10. a) Geometrias de um feixe para uma única fatia e para um feixe multicorte b) Detector multicorte (adaptada de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006)	35
Figura 11. Esquema com números de CT (adaptada de DOWSETT <i>et al.</i> , 2006)	36
Figura 12. Curvas de atividade-tempo para alguns órgãos devido ao ^{18}F - FDG para 13 estudos de caso em indivíduos normais (adaptado de HAYS <i>et al.</i> , 2002)	39
Figura 13. a) Modelo de compartimentos do ^{18}F -FDG na ICRP 53 (ICRP, 1988) b) Modelo de compartimentos do ^{18}F -FDG na ICRP 106 (ICRP, 2008)	41
Figura 14. Simuladores computacionais e suas estruturas internas a) MIRD 5 - Adam e Eve b) Phantom de Voxel MAX (KRAMER <i>et al.</i> , 2003)	49
Figura 15. Variação na postura de órgãos internos em um simulador masculino. a) visão frontal b) visão lateral (CASSOLA <i>et al.</i> , 2010b)	50
Figura 16. Simuladores construídos com superfícies MESH a) cinco e dez anos, masculino e feminino (DE MELO LIMA <i>et al.</i> , 2011) e b) recém-nascido e de um ano de idade hermafroditas (CASSOLA <i>et al.</i> , 2013)	50
Figura 17. Modelos de objetos simuladores produzidos pela NEMA a) Utilizado pela norma NU 2-1994 (NEMA, 1994) e b) Utilizado pela norma NU 2-2007 (NEMA, 2001)	52
Figura 18. Modelos de simuladores complementares recomendados pela norma NEMA NE 2-2007: a) Para determinação da sensibilidade; b) Para determinação da fração de espalhamento, tempo morto e contagem aleatória (NEMA, 2007)	53
Figura 19. Possíveis transições eletrônicas entre os níveis de energia do dosímetro durante a irradiação (adaptado de YUKIHARA e McKEEVER, 2008)	54

Figura 20. Dosímetro nanodot TM Landauer (KERNS, 2011)	55
Figura 21. Detectores de radiação a) Câmara de ionização tipo lápis modelo 10x6-3CT-Radcal e b) Detector de estado sólido AGMSD (RADCAL, 2012)	56
Figura 22. Esquema com pontos do <i>gantry</i> onde a filtração total foi determinada pelo sensor AGMS-D, Radcal	60
Figura 23. Posicionamento do simulador MASH no interior do <i>gantry</i> construído para o código MCNPX	61
Figura 24. Detalhe dos equipamentos de PET/CT a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph True Point 16	62
Figura 25. Cenários contendo aparelho de PET/CT para o código MCNPX. a) Deslocamento das fontes na direção Z (círculos) para simulação do modo helicoidal, filtros e colimadores; b) Cenário com simulador MASH c) Cenário com simulador para medida de CTDI de corpo (BELINATO <i>et al.</i> , 2015)	64
Figura 26. Região irradiada do simulador MASH submetido à tomografia de corpo inteiro no MCNPX	64
Figura 27. Espectros beta para ¹¹ C, ¹³ N, ¹⁵ O, ¹⁸ F, ⁶⁸ Ga e ⁸² Rb (adaptado de ECKERMAN e ENDO, 2008)	66
Figura 28. Esquema do simulador de cabeça com o compartimento para ¹⁸ F na cor verde.....	67
Figura 29. Cenários de PET/CT a) Simulador submetido à tomografia em modo de varredura helicoidal b) Simulador sobre uma mesa com radionuclídeo ¹⁸ F-FDG em seu interior.....	68
Figura 30. Curvas de filtração total do feixe obtida com o sensor AGMS-D para: a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph true point 16 (BELINATO <i>et al.</i> , 2015)	69
Figura 31. Geometrias dos filtros gravata borboleta (amarelo) e colimadores (cinza) construídas para o código MCNPX baseadas nos dados da figura 29: a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph true point 16 (BELINATO <i>et al.</i> , 2015).....	70
Figura 32. Espectros simulados em MCNPX para no isocentro dos equipamentos de PET/CT da GE (140 kVp) e Siemens (130 kVp) considerando-se o formato do filtro gravata borboleta.....	70
Figura 33. CCs de doses equivalentes nos órgãos (mSv/100 mAs) para o simulador MASH, obtidas para os equipamentos de PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph true point 16.....	73
Figura 34. CCs de doses equivalentes nos órgãos (mSv/100 mAs) para o simulador FASH obtidas para os equipamentos de PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph true point 16.....	73
Figura 35. CCs de dose efetiva em função da tensão de pico para os simuladores MASH e FASH nos tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.....	75
Figura 36. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador recém nascido (RN) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	75
Figura 37. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 1 Ano devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.....	76

Figura 38. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 5 anos masculino (M05) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	76
Figura 39. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 10 anos masculino (M10) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	76
Figura 40. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 5 anos feminino (F05) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.....	77
Figura 41. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 10 anos feminino (F10) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	77
Figura 42. Dose efetiva em função da tensão de pico para os simuladores pediátricos recém-nascidos, 1 ano 5 anos e 10 anos de idade nos tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	79
Figura 43. Doses efetivas em função das idades dos simuladores para os tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point	81
Figura 44. SAFs de fótons nos simuladores MASH_P, MASH_D, FASH_P e FASH_D comparados a dados fornecidos por Stabin e Siegel (2003). a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro	83
Figura 45. SAFs de fótons para os simuladores pediátricos comparados a dados publicados por Stabin e Siegel (2003) a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro	83
Figura 46. SAFs de pósitrons para os simuladores MASH_P, MASH_D, FASH_P e FASH_D. a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro	85
Figura 47. SAFs de pósitrons para os simuladores pediátricos. a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro	85
Figura 48. Valores S auto absorvidos para os simuladores MASH em pé (_P) e deitado (_D)	87
Figura 49. Valores S auto absorvidos para os simuladores FASH em pé (_P) e deitado (_D)	87
Figura 50. Valores S auto absorvidos para os simuladores recém nascido (RN) e 1 ano (1A)	87
Figura 51. Valores S auto absorvidos para os simuladores de 5 (M05) e 10 anos masculinos (M10)	88
Figura 52. Valores S auto absorvidos para os simuladores de 5 (F05) e 10 anos femininos (F05)	88
Figura 53. Razão entre os valores S auto absorvidos determinados neste trabalho e os obtidos por Stabin e Siegel (2003) para o ^{18}F nos simuladores a) MASH_P, MASH_D e b) FASH_P, FASH_D c) recém-nascido e 1 ano e d) M5, F5, M10 e F10.....	90
Figura 54. Razão entre valores S absorvidos nos órgãos fonte do <i>phantom</i> de recém-nascido (RN) deste estudo e os resultados de Wayson <i>et al.</i> (2012) e entre os resultados de Stabin e Siegel (2003) e Wayson <i>et al.</i> (2012) para a) ^{18}F b) ^{11}C c) ^{13}N e d) ^{15}O	91
Figura 55. Variação dos Valores S em órgãos fonte conforme a massa corporal (Kg) para: a) Rins b) Pulmões c) Fígado, d) Pâncreas e) Corpo inteiro e f) Parede da bexiga.....	92

Figura 56. Dose equivalente por atividade administrada de ^{18}F -FDG nos simuladores antropomórficos adultos em diferentes posturas.....	94
Figura 57. Dose equivalente por atividade administrada de ^{18}F -FDG nos simuladores antropomórficos pediátricos em diferentes posturas.....	94
Figura 58. Objeto simulador de PET/CT com dosímetros OSL (setas) nas faces a) PMMA e PLA e b) Cenário computacional.....	95
Figura 59 Coeficiente de atenuação do PLA e do PMMA calculado com XCom (http://www.nist.gov/pml/data/xcom/)	97
Figura 60. Doses absorvidas medidas pelos OSLD e simuladas pelo MCNPX (111 e 370 MBq)	98
Figura 61. Doses absorvidas (mGy/100mAs) pelos OSLD posicionados nas faces do simulador de PET/CT GE (140 kVp - 85 mAs) e Siemens (130 kVp - 30 mAs)	99
Figura 62. Doses equivalentes em um exame de PET/CT para o tomógrafo GE (140 mAs) e atividade injetada de 370 MBq (10 mCi)	100
Figura 63. Doses equivalentes em um exame de PET/CT para o tomógrafo Siemens (120 mAs) e atividade injetada de 370 MBq (10 mCi)	101

1 – INTRODUÇÃO

O exame de Tomografia Computadorizada (do inglês *Computer Tomography-CT*) associada ao de Tomografia por Emissão de Póstron (do inglês *Póstron Emission Tomography-PET*), PET/CT, tem o objetivo de fornecer, aos profissionais da oncologia e/ou radiologia médica, informações sobre regiões internas do paciente afetadas com neoplasias e/ou alterações metabólicas. Nessa modalidade, para a obtenção das imagens, faz-se necessário a utilização de dois processos distintos: o primeiro faz uso do feixe de raios X, externo ao paciente, registrando em um conjunto de detectores as imagens anatômicas; o segundo produz imagens baseadas na identificação de locais de ocorrência das aniquilações de pósitrons, produzidos pela desintegração de isótopos radioativos específicos, chamados também de radiotraçadores (RUTH, 2009), considerada como um mapa da distribuição de um radiofármaco emissor de pósitrons em uma determinada região do corpo (ROBILOTTA, 2006).

Após 45 a 60 minutos da administração intravenosa de um material radioativo (radiofármaco ou radiotraçador), o exame de PET/CT é realizado, e as imagens obtidas mostram as regiões do corpo que absorveram o composto administrado. A boa resolução das imagens é possível devido à sobreposição das imagens de CT, produzidas após a interação de feixe de raios X externo ao paciente, com as imagens de PET, produzidas devido à emissão de raios gama que podem ser colhidos por um conjunto de detectores acoplados a um computador que forma as imagens. Os raios gama surgem da aniquilação elétron-póstron que resulta em dois fótons com energia de 0,511 MeV, aproximadamente anti-colineares. Essa colinearidade é a propriedade que é utilizada para localizar eventos em PET (BAILEY *et al.*, 2005).

O sistema combinado PET/CT, foi proposto por David W. Townsend e equipe, na Universidade de Pittsburgh, ano 2000, trazendo consigo um grande avanço para a Medicina Nuclear e Diagnóstica, maximizando os benefícios que essas modalidades podem oferecer aos médicos e aos pacientes (BEYER *et al.*, 2000).

As avaliações de doses em PET/CT são raramente realizadas em conjunto. O que é determinado, na prática clínica, são as doses devido ao radiofármaco utilizado (no Brasil, o mais comum é o ^{18}F -FDG), a partir de coeficientes de dose por atividade administrada no paciente. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica - ICRP nº106 (ICRP, 2008) apresenta coeficientes de dose por atividade administrada para radiofármacos utilizados em

PET/CT. As doses devido à tomografia computadorizada são normalmente menosprezadas, mas podem ter valores consideráveis em pacientes pediátricos, principalmente se protocolos de CT para baixas doses não forem utilizados (YANG *et al.*, 2014).

Modelos de processos físicos de interação da radiação com a matéria podem ser empregados para simular uma situação real. Ulam e Von Neumann, pioneiros no desenvolvimento de técnicas de Monte Carlo e suas realizações em computadores digitais, criaram o nome 'Monte Carlo' em 1944 no Projeto Manhattan, durante a Segunda Guerra Mundial, tirado do nome de uma cidade bem conhecida em Mônaco, famosa por seus jogos de azar (ZAIDI e SGOUROS, 2003). O Método de Monte Carlo - MMC pode ser descrito como um método estatístico, onde se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação (YORIYAZ, 2010).

O código *Monte Carlo N-Particle eXtended* – MCNPX é uma extensão do código de Monte Carlo MCNP, para simulação de processos nucleares em simuladores antropomórficos computacionais. A versão 2.7.0, considera o transporte e a interação de radiação composta de fótons e partículas como nêutrons, elétrons e prótons, bem como uma diversidade de nucleons e íons (PELOWITZ, 2011). Desenvolvido nas linguagens Fortran 90 e C pelo *Los Alamos National Laboratory* – LANL, é destinado à simulação das interações entre partículas em amplo intervalo de energia. As áreas de aplicação incluem dosimetria, blindagem contra radiação, radiografia, física médica, projetos de reatores de fissão e fusão, entre outros (YORIYAZ, 2009).

Neste sentido, a proposta principal deste trabalho foi, utilizando o MCNPX, estudar as doses absorvidas em órgãos internos de pacientes em decorrência de exames de PET/CT. Para isso, foram utilizados simuladores antropomórficos computacionais com representação dos órgãos e estruturas internas mais realistas de pacientes adultos e pediátricos, incorporados em cenários de radiação de dois equipamentos PET/CT. Variações morfológicas devido ao efeito gravitacional foram também consideradas para os simuladores adultos. As metodologias empregadas foram idênticas às utilizadas por Stabin e Siegel (2003) e Gu *et al.* (2009). Foram considerados seis diferentes tipos de radionuclídeos emissores de pósitrons.

O cálculo das doses por atividade administrada devido ao ^{18}F -FDG considerou o modelo biocinético disposto na Publicação 106 da *International Commission on Radiation Protection* (ICRP, 2008). Foram calculados ainda os coeficientes de doses absorvidas em

órgãos internos (valores S) dos pacientes, relativos a outros cinco radionuclídeos (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{68}Ga e ^{82}Rb).

Os valores S são determinados em função da atividade de radiofármaco injetada no paciente para realização de exames em PET e em função do produto corrente e tempo (100 mAs) devido à técnica diagnóstica CT. Considerou-se dois modelos de equipamentos de fabricantes distintos. Os CCs de doses equivalentes e efetivas em PET/CT com ^{18}F -FDG em humanos adultos e pediátricos foram calculadas.

Os simuladores humanos adultos estudados aqui, FASH (Feminino Adulto meSH) e MASH (Masculino Adulto meSH), foram desenvolvidos por Cassola *et al.* (2010a) e Kramer *et al.* (2010) e, posteriormente, aprimorados por Cassola *et al.* (2010b) para adequação das estruturas internas de acordo com o posicionamento do indivíduo, em pé ou deitado. Simuladores antropomórficos computacionais pediátricos (DE MELO LIMA *et al.*, 2011; CASSOLA *et al.*, 2013), construídos com metodologia idêntica a dos adultos, são também estudados. Todos eles são compostos por superfícies MESH (conjunto de vértices, arestas e faces que definem a forma de um objeto em computação gráfica 3D).

Com a finalidade de inovar em dosimetria computacional em PET/CT, buscou-se ainda neste trabalho:

- Desenvolver uma nova metodologia para determinação da filtração do feixe de raios X em equipamentos de PET/CT empregando-se o código MCNPX. Para isso, foram determinados experimentalmente modelos de colimação e filtração dos feixes. Os cenários consideraram ainda aspectos dimensionais reais dos ambientes onde os equipamentos estavam instalados (sala de exame, cama onde o paciente permanece após a administração intravenosa do radiofármaco e equipamentos de PET/CT).

- Construir um objeto simulador físico de acrílico (*Polymethylmethacrylate*, PMMA e *polylactic acid*-PLA) para validação alternativa das simulações realizadas com o código MCNPX.

2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Tomografia computadorizada e tomografia por emissão de pósitrons

Um equipamento de PET/CT une os recursos diagnósticos da Medicina Nuclear e da Radiologia. A tomografia computadorizada, consolidada por Goldfrey N. Hounsfield em 1972, possibilitou a construção de imagens tridimensionais do corpo humano a partir da sobreposição das fatias de imagens produzidas por um tubo de raio X que gira em torno do paciente (CURRY *et al.*, 1990). A PET é uma técnica de imagem metabólica que utiliza radiofármacos com emissores de pósitrons em sua composição. O diagnóstico por PET/CT tem aplicações em oncologia, em neurologia, psiquiatria e cardiologia (ROBILOTTA, 2006). O ^{18}F -FDG pode ser considerado um excelente radiofármaco para aquisição de imagens clínicas de qualidade, tal como demonstrado em vários estudos (KAPOOR *et al.*, 2004; BAILEY *et al.*, 2005; ROBILOTTA, 2006; SANCHEZ-CRESPO, 2013). As imagens anatômicas produzidas pela tomografia computadorizada e as imagens metabólicas obtidas na PET são sobrepostas, resultando no que é denominado imagens de fusão (BAILEY *et al.*, 2005).

A partir de 1970, avanços em computação e, principalmente, o desenvolvimento e a implementação de métodos de reconstrução de imagens permitiram a realização de exames tomográficos por meio da emissão de fótons únicos (*single photon emission computed tomography* – SPECT) (KUHL, 1976) e de tomografias associadas a múltiplos pósitrons (BURNHAM e BROWNELL, 1972; CHO *et al.*, 1976).

Associada ao desenvolvimento farmacológico, o aprimoramento da instrumentação, com o uso de detectores mais eficientes e de eletrônica mais rápida, tem impulsionado tanto a SPECT como a PET em suas aplicações.

A quantificação da imagem clínica é rotineiramente realizada usando o valor da absorção padrão ou SUV (*standard uptake value*), que caracteriza a concentração relativa do radiofármaco na lesão de interesse, sendo derivada matematicamente da concentração de radioatividade dos tecidos, injetada em um ponto por quilograma de peso corporal do paciente (SANCHEZ-CRESPO, 2013).

A *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) dos Estados Unidos da América criou um documento padronizando testes de desempenho dos equipamentos de PET/CT por meio de objetos simuladores de tecido equivalente a partir do ano de 1994. No

mesmo período, a União Europeia começou a desenvolver testes de desempenho padronizados, o que resultou no padrão Internacional Electrotechnical Commission (IEC). Apesar de certas semelhanças na forma de realização de alguns procedimentos, essas orientações não apresentavam diferenças na forma de como os testes de desempenho são realizados, incluindo o uso de diferentes simuladores e procedimentos de aquisição de dados, bem como procedimentos de reconstrução de imagens (IAEA, 2009).

Utilizando um objeto simulador de tecido equivalente e conhecendo-se a atenuação do feixe da CT é possível realizar uma correção das informações adquiridas em PET/CT, determinando com precisão a localização de estruturas como ossos e tecidos moles (KINAHAN *et al.*, 1998), como também realizar a avaliação da taxa de contagem de dois equipamentos de PET/CT com diferentes cristais detectores (FREEDENBERG *et al.*, 2014).

Exames realizados com radiofármacos possibilitam obter informações biológicas a partir de concentrações dessas substâncias em níveis de nano ou picomols. Além disso, a marcação de diferentes moléculas com um único radionuclídeo permite avaliações de um mesmo órgão ou sistema em seus aspectos macroscópicos e moleculares (ROBILOTTA, 2006).

Não foram necessários, portanto, muitos esforços para incorporar dados de PET/CT na tomada de decisão em radioterapia, inclusive nos planejamentos. Além disso, é observada uma ampla melhoria no diagnóstico, estadiamento dos tumores, identificação e mapeamento de doença disseminada, por exemplo, aprimorando o planejamento em radioterapia e o monitoramento dos efeitos da quimioterapia e radioterapia em pacientes (BEYER *et al.*, 2000; YEOH e MIKHAEEL, 2013; HUTCHINGS, 2014). O uso da PET/CT no estadiamento de alguns tipos de linfomas é propenso a se tornar rotina (YEOH e MIKHAEEL, 2013; HUTCHINGS, 2014).

2.2 Algumas aplicações da simulação da interação da radiação com a matéria

O método de Monte Carlo tem se tornado, ao longo dos anos, uma ferramenta fundamental para cálculos de dose absorvida e outras grandezas de interesse relacionados ao tratamento do câncer por radiação, tanto com fontes externas como também com fontes internas. Além disso, as aplicações do método têm se estendido para a avaliação de dose

em procedimentos diagnósticos e estudos sobre qualidades de imagens médicas em geral (YORIYAZ, 2009). Pode-se validar experimentalmente os resultados da distribuição de dose obtidos por sistemas de SPECT e PET/CT simulados por método computacional de Monte Carlo utilizando-se objeto simulador de tecido equivalente, animais ou até mesmo imagens obtidas de pacientes (SANCHEZ-CRESPO, 2013).

Mok *et al.* (2010) avaliaram as doses absorvidas após a atenuação e dispersão por um sistema colimador multi-pinhole (MPH) em SPECT de pequenos animais. Os resultados de simulação Monte Carlo foram validados por meio da comparação da função de resposta num ponto (PRF), da eficiência de detecção (DE) e dos perfis de imagens. Além disso, avaliou-se a resposta computacional utilizando diferentes colimadores MPH SPECT por meio de projeções em um objeto simulador esférico com pontos diferentes de atividade radioativa em seu interior.

Outro estudo foi apresentado por Lin *et al.* (2013), propondo um método para avaliar e corrigir as dispersões das linhas de respostas (*line of response*-LOR) não coincidentes por aquisições 3D em um aparelho de PET. Para isso, utilizou-se de um simulador de tecido equivalente com um dispositivo de bloqueio de feixe coincidente (*beam stoppers*-BS) para determinar a correção dos sinogramas das imagens e validou-se a metodologia utilizando o simulador antropomórfico Zubal.

Considerando o risco elevado das crianças quando expostas a radiação ionizante, Xie *et al.* (2013a) fizeram um estudo dos coeficientes de doses absorvidas por nove emissores de pósitrons (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{64}Cu , ^{68}Ga , ^{86}Y , ^{124}I e Rb-82) em simuladores antropomórficos de crianças (recém-nascido, 1 ano, 5 anos, 10 anos e 15 anos). Foram determinadas as frações absorvidas específicas (SAFs) de fótons e elétrons monoenergéticos, bem como os valores S usando o código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) versão 2.5.c. Os resultados dos SAFs em órgãos fonte e valores S para a maioria dos órgãos apresentam-se inversamente relacionados com a idade representativa dos simuladores em consequência da variação do peso corporal. Os resultados mostram ainda que radionuclídeos com maior pico de energia na emissão produzem valores-S auto-absorvidos (ou seja, no próprio órgão fonte) mais elevados, devido à deposição local das doses durante as emissões dos pósitrons.

Dezessete modelos anatômicos de ratos inseridos no código MCNPX foram utilizados por Xie *et al.* (2013b) para determinação dos coeficientes de deposição de doses

em órgãos internos. Tais valores S, para oito radionuclídeos emissores de pósitrons (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{64}Cu , ^{68}Ga , ^{86}Y e ^{124}I), estão diretamente relacionados com as propriedades anatómicas dos órgãos, esquemas de decaimento nuclear e espectros de energia dos radionuclídeos.

Chuang *et al.* (2014) desenvolveram um sistema de estimativa de dose específico para pacientes submetidos a exames de medicina nuclear. A metodologia se deu por uma rotina para determinar a dose absorvida a partir da quantificação da atividade nas imagens de PET incorporada no código de Monte Carlo SimSET através de uma interface para a leitura de imagens de PET e de tomografia computadorizada. As doses calculadas no objeto simulador desenvolvido pelo Oak Ridge National Laboratory (ORNL) foram usadas para validar a precisão deste sistema. Os resultados dos valores S calculados para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{18}F e do ^{131}I foram comparados aos obtidos com um programa de cálculo de doses em órgãos internos chamado OLINDA para vários órgãos, variando de 0,93 a 1,18 mGy/MBq.s, sendo comparáveis aos obtidos a partir do código MCNPX 2.6 (0,88-1,22).

As grandezas CTDI e Índice de Dose Ponderada Normalizada em CT (nCTDIw) podem ser utilizadas para validar os resultados de simulações em CT utilizando o MMC, possibilitando a determinação das doses absorvidas em órgãos de simuladores computacionais (GU *et al.*, 2009; FIGUEIRA *et al.*, 2015).

2.3 Decaimento β^+ , captura eletrônica, decaimento γ e aniquilação elétron-pósitron

A desintegração radioativa está associada à alteração durante um tempo (dt) do número de átomos de um radionuclídeo em uma amostra (N), sendo λ a constante de proporcionalidade, chamada constante de decaimento (PODGORSK, 2005; TURNER, 2007).

O número de desintegrações de núcleos radioativos por unidade de tempo é denominado de atividade. No Sistema Internacional de Unidades (SI) a unidade de atividade é bequerel (Bq), que equivale a uma desintegração por segundo. A primeira unidade empregada para quantificar a atividade de uma amostra radiativa foi o curie (Ci), que corresponde à atividade de 1 g do isótopo rádio ^{226}Ra , definida exatamente como $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações por segundo.

A desintegração nuclear pode ocorrer por meio dos seguintes modos de decaimento: α , β^- , β^+ , captura eletrônica, γ e conversão interna. A conversão interna é um processo concorrente da emissão gama, em que a energia do núcleo é cedida a um elétron atômico, que é então ejetado do átomo. Independentemente do processo específico de decaimento, todos eles atendem às leis básicas de conservação de energia, conservação da massa e conservação da carga elétrica. Para a técnica de PET são de particular interesse os processos de decaimento β^+ , γ , captura eletrônica, como também o processo de aniquilação elétron-pósitron (POWSNER e POWSNER, 2006), os quais serão descritos adiante.

Quando o elemento radioativo possui excesso de prótons em seu núcleo poderá ocorrer um decaimento por meio da conversão de um próton em um nêutron. Este processo pode acontecer de duas maneiras: por decaimento β^+ ou por captura eletrônica. No decaimento β^+ um próton pode ser convertido em um nêutron e um pósitron (partícula beta positiva).

Embora a energia total emitida a partir de um átomo no decaimento beta seja constante, a distribuição relativa desta energia entre o pósitron e o neutrino, ou no caso do decaimento β^- entre o elétron e o antineutrino, é variável. É muito pouco comum, por exemplo, que toda a energia da desintegração seja levada pelas partículas beta. Comumente a partícula recebe menos da metade da quantidade total de energia emitida (POWSNER e POWSNER, 2006). Essa distribuição é demonstrada por meio de um gráfico do espectro energético. Considerando-se as partículas beta emitidas em cada energia, de zero até ao máximo de energia liberada, a energia média é dada pela **Equação 1**.

$$\overline{E}_{\beta} \cong \frac{1}{3} E_{\beta max} \quad (1)$$

em que $E_{\beta max}$ é a energia máxima possível que uma partícula beta pode receber durante o decaimento beta de qualquer átomo, e \overline{E}_{β} é a energia média de todas as partículas beta durante a decomposição de um grupo de tais átomos (POWSNER e POWSNER, 2006).

A captura eletrônica produz o equilíbrio atômico a partir da captura de um elétron, geralmente da camada mais próxima ao núcleo, que ao unir-se com o próton transforma-se em nêutron, emitindo um neutrino. Para equilibrar os elétrons orbitais ocorre a emissão de raios X característicos, gerados a partir da transição de elétron de camada mais externa para ocupar a vacância deixada pelo elétron capturado. De outra forma, a energia liberada

na transição pode ser transferida a outro elétron, chamado de elétron Auger, que é ejetado do átomo.

A aniquilação, de modo geral, ocorre quando uma partícula encontra sua correspondente antipartícula. O pósitron percorre uma pequena distância a , representada na **Figura 1**, até o encontro de um elétron, e ambos são aniquilados, produzindo dois raios gama com ângulo $b < 0,5^\circ$ (KAPOOR et al., 2004). A distância a é provavelmente menor em estruturas densas, tais como o osso, e maior para os pulmões e para o ar, por exemplo, sendo também dependente do elemento emissor do pósitron.

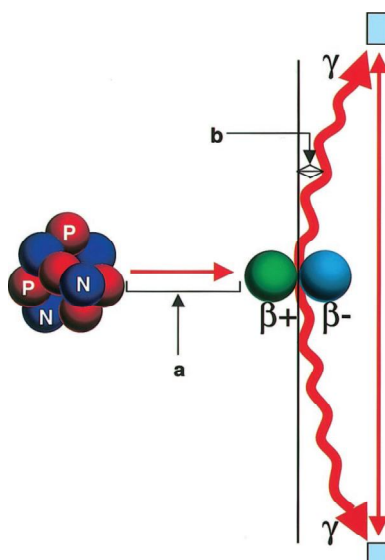


Figura 1. Caminho percorrido pelo pósitron até o momento da aniquilação (KAPOOR et al., 2004).

Os raios gama são produzidos na desintegração de isótopos radioativos. A emissão deles libera o excesso de energia que o isótopo instável possui, tornando-o um núcleo estável.

2.4 Emissores de pósitrons e cenário de PET/CT no Brasil

A atual oferta de elementos de baixo número atômico emissores de pósitrons permite a incorporação deles em muitos compostos biologicamente ativos, incluindo as formas isotópicas de oxigênio, carbono, nitrogênio e flúor. A **Tabela 1** apresenta as principais características dos emissores que podem ser empregados em PET.

Tabela 1. Características físicas dos radionuclídeos para PET (Adaptada de IAEA, 2009)

Radionuclídeo	Fonte de produção	Meia-vida (min)	Máxima (e média) energia dos pósitrons (keV)	Alcance médio dos pósitrons em água (mm)
^{11}C	Cíclotron	20,40	970 (390)	1,1
^{13}N	Cíclotron	9,96	1190 (490)	1,3
^{15}O	Cíclotron	2,07	1720 (740)	2,5
^{18}F	Cíclotron	110,00	635 (250)	0,5
^{68}Ga	Gerador	68,00	1899 (836)	0,8
^{82}Rb	Gerador	1,25	3356 (1532)	1,5

O radionuclídeo ^{18}F é o mais utilizado em PET/CT. O ^{18}F possibilita a marcação da fluorodeoxiglicose (FDG), um composto análogo à glicose que é consumido por células ativas, de tal maneira que sua presença indica a função metabólica tecidual. No Brasil, os exames de PET são feitos com ^{18}F -FDG devido a suas aplicações já citadas e também à distância considerável entre os cíclotrons existentes no país até às clínicas portadoras dos equipamentos PET/CT. No mapa apresentado na **Figura 2** tem-se a distribuição das instituições com equipamentos de PET/CT e os produtores de radiofármacos existentes no Brasil em 2014.

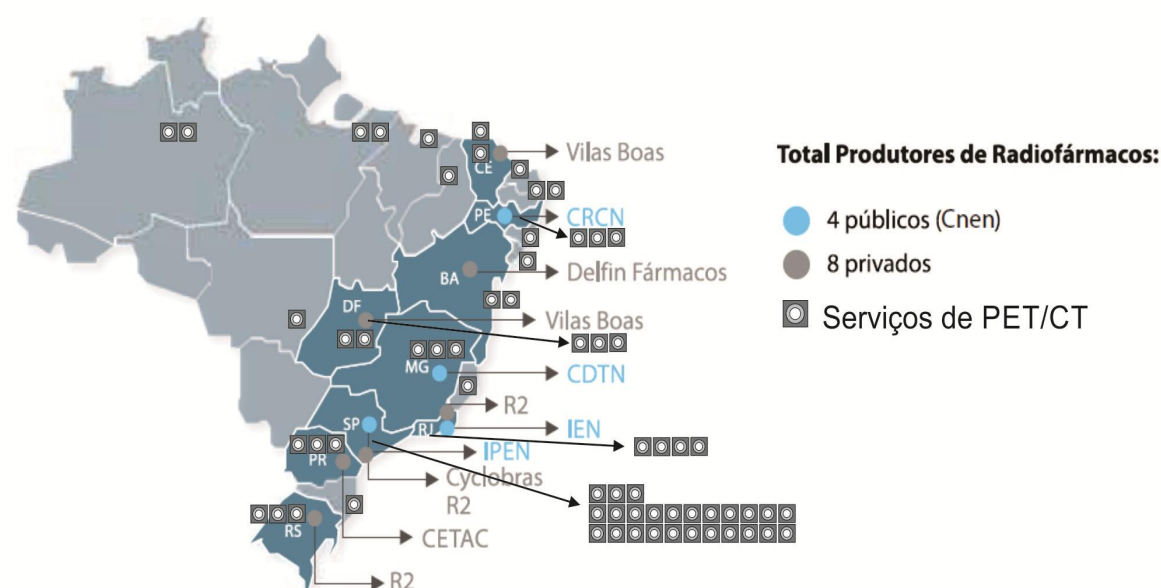


Figura 2. Distribuição de serviços com PET/CT e de cíclotrons no Brasil em 2014 (Adaptado de Brasil Nuclear, 2014).

2.5 Interação da radiação com a matéria

A descrição matemática e fenomenológica apresentada neste item foi embasada em Turner (2007) e Powsner e Powsner (2006), principalmente.

Quando a radiação atinge matéria, tanto a sua natureza quanto a composição da matéria afetam essa interação. O processo de interação começa com a transferência de energia da radiação para os átomos e as moléculas, podendo causar o aquecimento da matéria, ou mesmo alterar a sua estrutura.

Considerando as energias dos fótons emitidos por PET/CT, os principais processos de interação da radiação ionizante com a matéria são o efeito fotoelétrico e o efeito Compton, e a ocorrência desses dependem de vários fatores, tais como a energia do feixe e o número atômico do material absorvedor.

O efeito fotoelétrico ocorre quando há transferência total de energia da radiação a um elétron, sendo este expelido do átomo com uma energia cinética (T_c) bem definida:

$$T_c = h\nu - \varphi_0 \quad (2)$$

sendo $h\nu$ a energia do fóton incidente, h a constante de Planck, ν a frequência do fóton incidente e φ_0 a função trabalho ou energia mínima necessária para arrancar um elétron do átomo. A maior probabilidade de ocorrência se dá para energias baixas e para elementos químicos de número atômico Z elevado, sendo proporcional a Z^4 e $(h\nu)^{-3}$.

No espalhamento Compton, o fóton incidente transfere parte de sua energia para um elétron da camada eletrônica externa do átomo, ejetando-o. Um esquema representando a colisão do fóton com o elétron está apresentado na **Figura 3**.



Figura 3. Representação do efeito Compton: a) antes da colisão e b) após a colisão (adaptado de TURNER, 2007).

O fóton é espalhado com um ângulo que depende da quantidade de energia transferida para o elétron. O ângulo de espalhamento pode variar de 0° a 180°. A energia de recuo do fóton espalhado em função do ângulo de espalhamento é descrita pela **Equação 3**:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{mc^2}(1 - \cos\theta)} \quad (3)$$

em que v' e θ são, respectivamente, a frequência do fotoelétron espalhado e o ângulo de espalhamento do fóton e mc^2 a energia do elétron livre.

A maneira como o fóton e o elétron interagem ou a probabilidade do fóton espalhar na direção θ é descrita pela teoria da mecânica quântica, conforme a equação de Klein-Nishina,

$$\frac{de^\sigma}{d\Omega} = \frac{k_0^2 e^4}{2m^2 c^4} \left(\frac{v'}{v}\right)^2 \left(\frac{v}{v'} + \frac{v'}{v} - \sin^2\theta\right) \quad (4)$$

onde k_0 é a constante eletrostática do meio e o termo $de^\sigma/d\Omega$ é denominado diferencial da secção de choque transversal de dispersão, fornecendo a probabilidade por unidade de ângulo sólido, em esteroradianos, que um fóton, que passa normalmente através de uma camada de material, sofra interação com um elétron. A dispersão ocorre entre um ângulo sólido $d\Omega$ e θ .

O integrante do diferencial da secção transversal sobre todos os ângulos sólidos, $d\Omega = 2\pi \cdot \sin\theta \cdot d\theta$, é chamado de secção transversal de colisão Compton. Esse integrante dá a probabilidade de uma interação Compton por metro quadrado:

$$e^\sigma = 2\pi \int \frac{de^\sigma}{d\Omega} \sin\theta d\theta \quad (5)$$

Para dosimetria, a energia média de recuo (T_m) é de grande importância, uma vez que o elétron deposita no local da interação o excesso de energia adquirido do fóton. Para fótons de uma determinada energia hv , pode-se escrever a secção de transferência de energia (σ_{tr}) fazendo a diferencial de Klein-Nishina.

$$\frac{de^{\sigma_{tr}}}{d\Omega} = \frac{T}{hv} \frac{de^\sigma}{d\Omega} \quad (6)$$

sendo a energia média de recuo para o fóton dada por:

$$T_m = hv \frac{e^{\sigma_{tr}}}{e^{\sigma}} \quad (7)$$

em que e^{σ} é dada pela equação 5 e $e^{\sigma_{tr}}$ representa a secção transversal de transferência de energia Compton (por elétron/m²), podendo ser determinada por integração da **Equação 6** ao longo de todos os ângulos sólidos. Para baixas energias e altos valores de Z , um caso particular do efeito Compton é o efeito coerente ou Rayleigh, no qual o fóton mantém a sua energia, sofrendo apenas mudança de direção.

Do mesmo modo, a secção transversal para a dispersão de energia (σ_s), ou seja, a energia transportada pelos fótons dispersos é definida por:

$$\frac{de^{\sigma_s}}{d\Omega} = \frac{v'}{v} \frac{d_e \sigma}{d\Omega} \quad (8)$$

A energia média dos fótons espalhados por fótons incidentes de energia hv é dada por:

$$(hv')_m = hv \frac{e^{\sigma_s}}{e^{\sigma}} \quad (9)$$

A relação e^{σ_s} pode ser obtida por integração de ambos os lados da **Equação 8** ao longo de todos os ângulos sólidos, com e^{σ} representando a fração da energia do fóton incidente, chamada de dispersão Compton por elétrons/m². Considerando as **Equações 8 e 9**:

$$\frac{T_m}{hv} + \frac{(hv')_m}{hv} = 1 \quad (10)$$

Uma vez que a energia total da colisão Compton é a soma da energia transferida e da energia espalhada em secções transversais, obtemos a partir das **Equações 7, 9 e 10** que:

$$e^{\sigma} = e^{\sigma} \left[\frac{T_m}{hv} + \frac{(hv')_m}{hv} \right] = e^{\sigma} \left[\frac{e^{\sigma_{tr}}}{e^{\sigma}} + \frac{e^{\sigma_s}}{e^{\sigma}} \right] = e^{\sigma_{tr}} + e^{\sigma_s} \quad (11)$$

de onde se tem o coeficiente de atenuação Compton total:

$$\sigma = \sigma_{tr} + \sigma_s \quad (12)$$

Se o material é constituído por N átomos por metro cúbico de um elemento com número atômico Z , então o número de elétrons por m^3 é $n = NZ$. A probabilidade de interação Compton por unidade de distância para o trajeto do fóton no material é então:

$$\sigma = n = NZ_e\sigma = n_e\sigma \quad (13)$$

A quantidade $Z_e\sigma$ é secção transversal de colisão Compton por átomo, e σ é a secção de choque macroscópica Compton, ou coeficiente de atenuação, com dimensão inversa do comprimento. Se o material é um composto ou mistura de elementos, as secções transversais dos elementos individuais se somam, contribuindo para σ como $NZ_e\sigma$.

Como resultado das interações dos fótons com a matéria, a intensidade do feixe (fluxo de fótons) diminui à medida que o feixe passa através da matéria. Esta "perda" de fótons é chamada de atenuação. A atenuação para feixes monoenergéticos, ou seja, a razão entre a intensidade do feixe ao passar pelo o atenuador (I) e a intensidade inicial (I_0) é função exponencial da espessura x (cm) do atenuador, conforme a **Equação 14**:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \quad (14)$$

O coeficiente de atenuação linear (μ) é maior para tecido denso, como o osso, do que para os tecidos moles, como a gordura. Em geral, o coeficiente de atenuação linear depende tanto da energia dos fótons quanto do número atômico médio (Z) e da espessura do atenuador. Quanto menor for a energia dos fótons ou quanto maior for o número atômico ou a espessura média do atenuador, maior a atenuação.

O coeficiente de atenuação mássico é definido como a razão do coeficiente de atenuação linear e a densidade ρ do meio. O coeficiente de atenuação mássico total para as energias utilizadas em medicina nuclear é a soma das contribuições para os efeitos fotoelétrico (μ_p) e Compton (μ_c):

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_p}{\rho} + \frac{\mu_c}{\rho} \quad (15)$$

Dos radionuclídeos que são empregados em medicina nuclear, os raios gama possuem energias entre 50 keV e 550 keV; para essa faixa de energia, o tipo dominante de interação em materiais com números atômicos efetivos mais baixos, tais como tecido humano ($Z_{ef}=7,5$) é o espalhamento Compton. O efeito fotoelétrico é dominante quando a

interação se dá em materiais com números atômicos maiores, podendo ocorrer para o osso ($Z_{ef}=13$) quando a energia dos fótons for menor que 100 keV aproximadamente. Um terceiro tipo de interação de fótons com a matéria é a produção de pares, a qual tem probabilidade de ocorrer apenas quando a energia dos fótons é muito elevada (superior a 1022 keV) e, portanto, não é importante na medicina nuclear.

Na dosimetria em CT estamos interessados na energia absorvida na matéria exposta a fótons. Esta energia está relacionada com o coeficiente de atenuação mássico dada pela equação 15.

A grandeza física kerma (acrônimo de *kinetic energy released per unit of mass*), cuja unidade é o gray (Gy=J/kg), é definida como a energia média transferida pela radiação indiretamente ionizante para partículas carregadas (elétrons) no meio por unidade de massa dm (PODGORSAK, 2005):

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (16)$$

Os valores de kerma (K) são iguais aos valores de dose absorvida na profundidade de equilíbrio eletrônico. O equilíbrio eletrônico acontece quando o número de elétrons secundários que entram e param dentro de um elemento de massa dm é igual ao número de elétrons secundários criados e que saem do mesmo volume. Os elétrons cedem energia ao meio ao longo de todo o seu percurso, não considerando perdas de energia por radiação de freamento dos elétrons colocados em movimento pelos fótons primários.

A dose absorvida (D) é definida como a energia média ($\bar{\epsilon}$) cedida pelas radiações ionizantes à matéria de massa (m) de um volume finito (PODGORSAK, 2005):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (17)$$

Considerando as energias dos feixes empregados em medicina, é necessária a condição de equilíbrio eletrônico para que a dose absorvida seja numericamente igual ao kerma.

2.6 Características da interação dos pósitrons com a matéria

A distância percorrida pelo pósitron antes da aniquilação depende da sua energia cinética inicial e das características físicas do material (IAEA, 2009). Isto é ilustrado na **Figura 4**, que mostra diferentes alcances para os pósitrons em alguns tecidos humanos, emitidos a partir do ^{68}Ga e do ^{18}F (SANCHEZ-CRESPO, 2013).

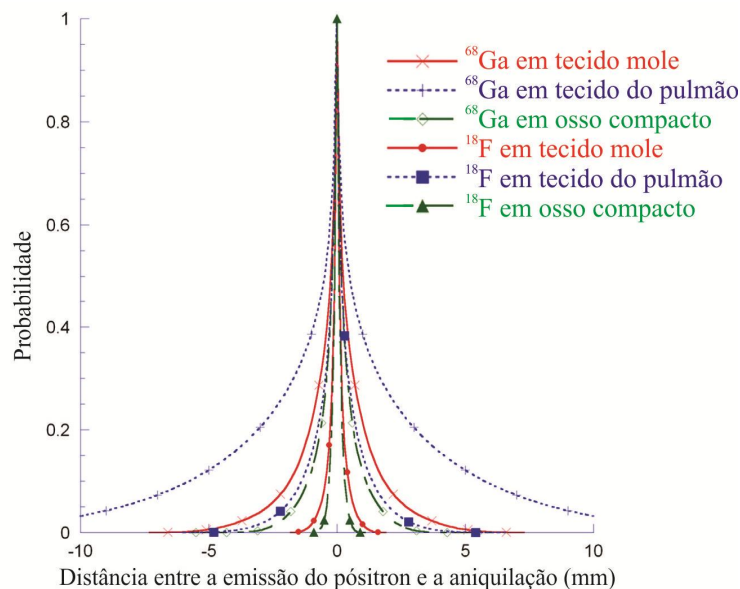


Figura 4. Alcance do pósitron em diferentes tecidos humanos (adaptada de SANCHEZ-CRESPO, 2013)

A localização da aniquilação é determinada pelo equipamento de PET usando detectores de radiação apropriados e circuitos eletrônicos interligados. Os dois fótons são detectados em coincidência dentro de uma janela de tempo limitada, permitindo a identificação de uma linha de resposta, ou seja, uma linha ao longo da qual a aniquilação de pósitrons foi produzida. Ao adquirir um grande número de LOR (várias centenas de milhões), é possível reconstruir a distribuição das desintegrações dentro do volume estudado. Esta característica é de grande importância, uma vez que evita a necessidade de um colimador para determinar a direção de emissão dos fótons e produz um aumento significativo da sensibilidade de detecção do PET comparada com a SPECT (IAEA, 2009).

A taxa média linear de perda de energia por uma partícula carregada ao atravessar um meio é chamada de poder de freamento, sendo expressa em $\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-1}$. A grandeza física que define a energia absorvida pelo meio é a transferência linear de energia (*linear*

energy transfer-LET), expressa em $\text{keV} \cdot \text{mm}^{-1}$ em água. Em 1962, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, 2011) definiu LET como o quociente:

$$LET = -\frac{dE}{dx} \quad (18)$$

em que dE é a "energia média transmitida localmente" para um meio por uma partícula carregada ao percorrer a distância dx . Devemos considerar ainda que uma partícula pode não depositar totalmente sua energia no volume de interesse (TURNER, 2007).

Os raios gama gerados no interior de um órgão do paciente devem atravessar os tecidos em seu entorno antes de atingir os detectores, podendo sofrer efeito fotoelétrico ou espalhamento Compton. No primeiro caso, os raios gama não saem do objeto e, portanto, não existirá coincidência. No espalhamento Compton, os fótons desviados de sua trajetória produzem LOR dispersas nos detectores do sistema PET, reduzindo a qualidade da imagem.

Além de serem mais energéticos do que aqueles utilizados em SPECT, os fótons de aniquilação precisam ser detectados em coincidência no sistema PET. Isto determina a necessidade de algumas características específicas para os materiais utilizados nos cristais detectores. As características de alguns destes materiais estão listadas na **Tabela 2**.

Tabela 2. Características de cristais cintiladores mais utilizados em PET (adaptada de IAEA, 2009)

Material	Rendimento de luz (Fótons/MeV)	Comprimento de onda da luz emitida (nm)	Tempo de emissão (ns)	Densidade (g/cm^3)	Número atômico efetivo	Índice de refração	Resolução de energia a 511 keV (%)
NaI(Tl)	38000	415	230	3,7	51	1,85	10
BGO	9000	480	300	7,1	75	2,15	20
LSO	26000	420	40	7,4	66	1,82	15
LYSO	32000	430	40	7,1	66	1,82	12
GSO	13000	440	50	6,7	59	1,85	15

O iodeto de sódio ativado com tálio, NaI(Tl), é um cristal de cintilação utilizado em SPECT, porém em PET o seu poder de freamento é baixo para fótons de 511 keV, além de possuir decaimento de luz relativamente lento. O germanato de bismuto (BGO), por outro lado, tem um poder de freamento maior para fótons de 511 keV e tem sido amplamente utilizado em *scanners* PET clínicos desde a década de 1990 (IAEA, 2009), apresentando maior desempenho em taxas de contagem em regiões contendo atividades muito baixas

(<1 MBq) comparado com um sistema com cristais de ortossilicato de lutécio (LSO) (FREEDENBERG *et al.*, 2014).

Ambos NaI(Tl) e BGO são materiais cintiladores lentos. Por esse motivo os fabricantes buscam materiais de resposta mais rápida, como o ortossilicato de lutécio ou lutécio/ítrio (LSO/LYSO), apesar da necessidade de uma adaptação no protocolo de aquisição para baixa atividades (<1,0 kBq) (GOERTZEN *et al.*, 2007). A densidade do cristal de LSO/LYSO é semelhante à do BGO, tendo Z_{ef} próximo, com um rendimento de luz superior ao BGO e emissão mais rápida da luz. Outro cintilador interessante é o ortossilicato de gadolínio (GSO), que tem uma menor densidade e menor produção de luz comparado ao LSO, mas melhor resolução em energia do que o BGO e o LSO, com uma emissão de luz similar ao LSO e LYSO (IAEA, 2009).

Os dois equipamentos de PET/CT investigados neste estudo são: GE Discovery VCT, o qual possui cristais de BGO, e Siemens Biograph True Point 16, com cristais de LSO. A principal implicação desta característica para o equipamento Siemens é a aquisição mais rápida das imagens de PET. Nos exames de corpo inteiro, o tempo de aquisição para o equipamento da GE varia de 30 a 40 minutos, e para o equipamento da Siemens de 15 a 20 minutos (IAEA, 2009), proporcionando, a este último, uma maior comodidade para o paciente durante o exame.

2.7 Tomografia computadorizada e dosimetria

A tomografia computadorizada é um processo de imagem digital que produz imagens seccionais axiais separadas (fatias transversais) não sobrepostas do corpo. O método foi desenvolvido pela primeira vez em uma máquina de raios X comercial, por Godfrey Hounsfield (Alemanha) em 1973. Foi um sucesso imediato como uma técnica de diagnóstico por imagem, já que as diferenças de contraste são mais evidentes na imagem CT que nas convencionais, revelando diferenças sutis entre tecidos moles (DOWSETT *et al.*, 2006).

Os primeiros sistemas de CT utilizavam um movimento de rotação para a aquisição de dados e eram muito lentos na aquisição das imagens. Esses foram os aparelhos de

primeira e segunda geração. Máquinas de terceira geração utilizam feixe tipo leque (*fan-beam*) com tempo de aquisição de dados muito rápido, cerca de 1 a 2 s para cada giro.

A **Figura 5 (a)** mostra um esquema de como o sistema de CT constrói uma matriz de dados para uma fatia do paciente durante a rotação de 360° . Essa matriz é armazenada na memória do computador considerando os valores de atenuação. Uma matriz pequena de 5×5 elementos na **Figura 5 (b)** representa uma região central desse conjunto de dados que contém os coeficientes de atenuação. A soma desses coeficientes é realizada durante a coleta de informação e a imagem transaxial é formada por meio do cálculo individual dos valores dentro da matriz utilizando técnicas de reconstrução de imagem. As matrizes geradas pelos equipamentos de CT modernos são da ordem de 256×256 ou 512×512 pixels, com resolução de imagem de 1 mm ou 0,5 mm, respectivamente.

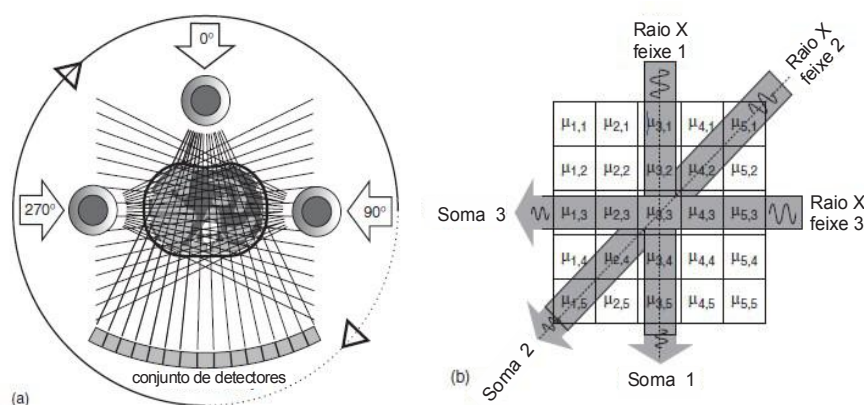


Figura 5. Esquema de construção da imagem em CT a) Projecções do *fan-beam* durante a rotação b) Parte da matriz final (adaptada de DOWSETT *et al.*, 2006).

Os tubos de raios X de tomógrafos têm um alto padrão de performance, uma vez que devem entregar um feixe de fótons estável e de mesma intensidade para cada projeção. Para isso, o feixe de raios X é filtrado por alumínio e cobre para produzir uma energia eficaz ao feixe, absorvendo os fótons de baixa energia. A intensidade dos raios X na saída do tubo não deve variar durante o ciclo de aquisição de imagem, pois qualquer variação seria considerada como diferença de absorção no tecido. A instabilidade do gerador do equipamento deve ser menor que 1%.

A energia do feixe de raios X tem um efeito direto na dose. Quanto maior for a energia do feixe, mantendo-se constante o produto corrente tempo (mA.s), maior a dose. A

maioria dos scanners operaram entre 100 e 140 kVp (tensão de pico) (DOWSETT *et al.*, 2006).

O filtro e o colimador de um equipamento de raios X desempenham um papel importante na definição da energia do feixe e na sua distribuição espacial, uma vez que o primeiro filtra os fótons de baixa energia, mantendo um campo de raios X mais uniforme aos detectores, minimizando a dose e reduzindo os efeitos de dispersão dos fótons, o último limita o feixe de acordo com a região de interesse a ser radiografada (MAIL *et al.*, 2009). Filtros utilizados em tomógrafos têm o formato geométrico semelhante a uma gravata borboleta (*bowtie filter*), sendo posicionados próximo à saída do feixe.

Pode-se determinar doses absorvidas em um simulador computacional adulto masculino, recomendado pela ICRP para cálculo de dose efetiva, empregando-se uma metodologia de validação do filtro em tomografia de cabeça usando simulações de Monte Carlo (FERREIRA *et al.*, 2011a). Uma metodologia de simulação desse tipo, para tomógrafo considerando o filtro gravata borboleta e colimador do feixe, é mostrada na **Figura 6**. As características geométricas do filtro gravata borboleta dos tomógrafos não são informadas pelo fabricante, sendo possível realizar sua simulação ajustando-se as dimensões do filtro com auxílio de medidas da grandeza CTDI (AY *et al.*, 2009; GU *et al.*, 2009; FERREIRA *et al.*, 2011a). Isso possibilita comparar os valores de dose determinados para o simulador antropomórfico computacional com as doses obtidas em dosímetros MOSFET, por exemplo, inseridos num simulador antropomórfico físico (DEMARCO *et al.*, 2005). A grandeza CTDI será explicada mais adiante nesta sessão.

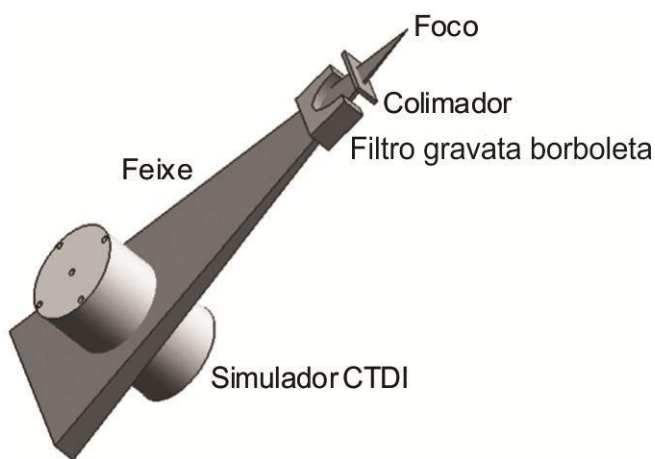


Figura 6. Geometria de um feixe de CT irradiando um simulador de acrílico para medições de CTDI (adaptada de Gu *et al.*, 2009).

O valor de $CTDI_{100}$ é medido por meio do integral do perfil de dose (*dose profile index-Dz*), determinado ao longo de uma câmara de ionização tipo lápis com um comprimento ativo de 100 mm a partir do seu centro, expressa em termos de dose absorvida no ar (Gy).

Por meio do perfil de dose, **Figura 7**, obtém-se o CTDI, que é uma grandeza dosimétrica importante, determinada com o equipamento operando em modo axial (mesa estacionária), sendo ela utilizada para avaliação das características do feixe no controle de qualidade em tomografia.

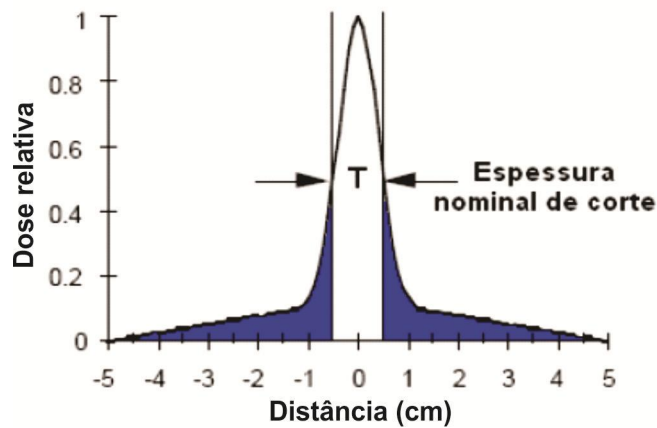


Figura 7. Perfil de dose para um único corte (PASCHOAL, 2012)

Considerando T a largura nominal de corte e n o número de fatias simultaneamente adquiridas em equipamentos multicortes, podemos escrever a **Equação 20**:

$$CTDI_{(100,a/p)} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{50mm} D_z dz \quad (20)$$

Os valores de doses expressos pelo CTDI são comumente normalizados para valores de 100 mAs ($nCTDI$), e os índices a ou p indicam se as medições foram feitas pela câmara de ionização tipo lápis no ar ou em um simulador de tecido equivalente (PMMA). Esse simulador pode ser representativo de cabeça (16 cm de diâmetro) ou corpo (32 cm de diâmetro), conforme a **Figura 8**. No simulador de corpo e cabeça os furos periféricos são nomeados como as horas de um relógio.

Com a evolução dos modelos de tomógrafos, surgiu a definição de fator de passo (*pitch*), que é dado matematicamente pela **Equação 21**.

$$Pitch = \frac{\text{deslocamento da mesa por rotação}}{\text{espessura nominal de corte}} \quad (21)$$

A dose de radiação do paciente é afetada pelo número e espaçamento de fatias adjacentes. Um maior número de fatias irradia um volume maior de tecido. A dose combinada, expressa como a dose média central devido à varredura múltipla (*MSAD-multiple scan average dose*), cresce por causa do aumento da penumbra resultante da radiação espalhada e da possível divergência do feixe.

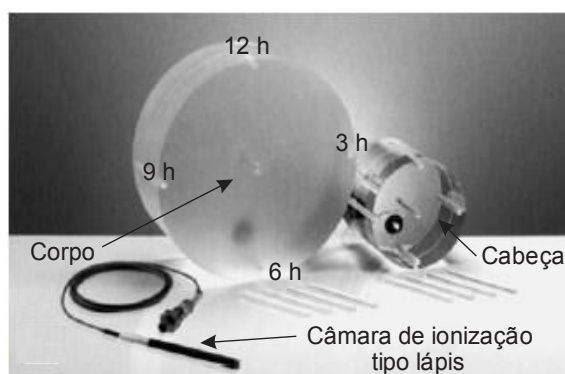


Figura 8. Câmara tipo lápis e simuladores de tecido equivalente para corpo e cabeça utilizados em CT (adaptada de DOWSETT *et al.*, 2006).

A **Figura 9** mostra como a dose total acumulada ao longo de uma série de cortes aumenta devido a contribuições das sobreposições entre as fatias.

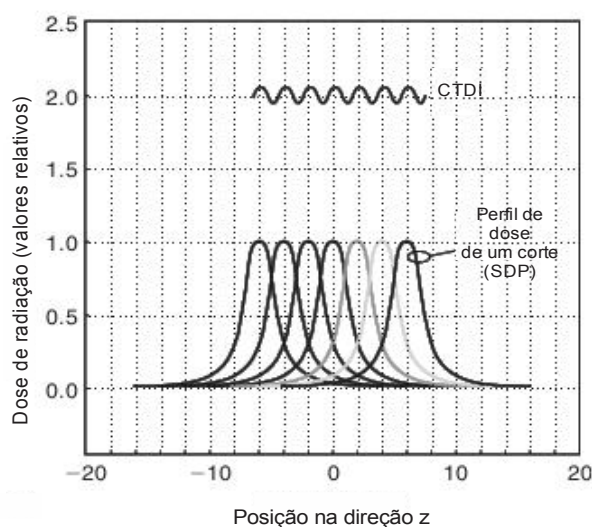


Figura 9. Perfil de dose para múltiplos cortes (adaptado de DOWSETT *et al.*, 2006).

O MSAD é a dose média no corte central a partir de uma série de n cortes com espessura T , com uma constante I entre cortes sucessivos (incremento de mesa), podendo também ser escrito em termos do *pitch*, de acordo com a **Equação 22**. Por definição, o MSAD (Gy) é igual ao CTDI volumétrico ($CTDI_{VOL}$) para as demais seções adjacentes acima e abaixo da seção de interesse, **Figura 9**.

$$MSAD = CTDI_{VOL} = \frac{nT}{I} nCTDI_w = \frac{1}{p} nCTDI_w \quad (22)$$

A medida do CTDI ponderado ($nCTDI_w$) em um objeto simulador expressa a dose média de referência para uma única fatia de CT.

$$nCTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100c} + \frac{2}{3} CTDI_{100p} \quad (23)$$

Os índices c e p na **Equação 23** denotam a região central ou periférica do simulador (12, 3, 6 e 9 h), como mostrado na **Figura 8**.

O produto dose comprimento (DLP) é definido pelo produto do CTDI ponderado ($nCTDI_w$) e o comprimento da área varrida pelo tomógrafo (L). É possível estimar a *dose efetiva* (ICRP, 2007a) a partir dos valores de DLP medidos em tomógrafos por meio de um fator de conversão (E_{DLP}), definido pelas diretrizes europeias sobre critérios de qualidade para tomografia computadorizada (BONGARTZ *et al.*, 2004). Estes fatores são utilizados na literatura como parâmetro na determinação das doses efetivas (CHRISTNER *et al.* 2010; DEAK *et al.*, 2010; KAUSHIK *et al.*, 2013; ATAÇ, *et al.*, 2015). A **Equação 24** mostra a relação da dose efetiva e o DLP:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad (24)$$

Os sistemas de CT multidetectores (ou multicortes) estão associados a 4, 8, 16, 40 ou 64 canais de aquisição de dados conectados a milhares de detectores dispostos em linhas ao longo do eixo longitudinal (direção z) do paciente. Os elementos detectores podem ser de largura desigual ou de igual largura; este aspecto está associado à qualidade de imagem na varredura multicorte espiral.

O desenvolvimento de detectores multicortes reduziu significativamente a dose de radiação nos pacientes por duas razões: primeiro pela inserção de finos septos (cerca de 0,06 mm de espessura) entre os detectores ao longo da direção z ao qual se dá o

movimento da mesa do paciente, absorvendo a radiação espalhada que não contribui para a imagem, e, segundo, pela adequação da relação de sombra-penumbra, que é maior em sistemas multicortes, porque a proporção entre a colimação do feixe e o tamanho do ponto focal é quatro vezes superior para sistemas de seção quádrupla comparado a sistema de único corte. A **Figura 10 (a)** compara a geometria de feixe de raios X de única fatia em relação a um sistema multicorte e a **Figura 10 (b)** apresenta um eixo geométrico de um detector (x,y,z).

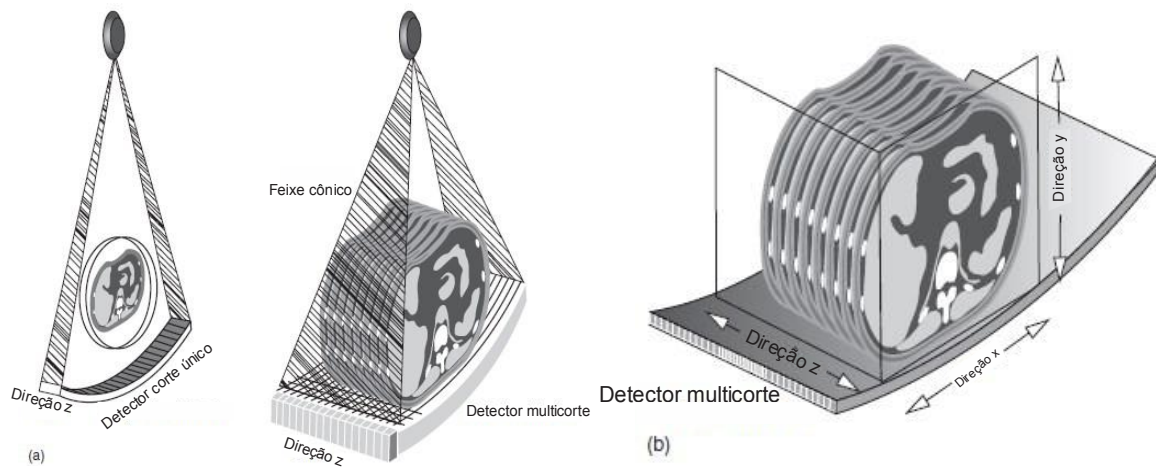


Figura 10. a) Geometrias de um feixe para uma única fatia e para um feixe multicorte b) Detector multicorte (adaptada de DOWSETT *et al.*, 2006).

O coeficiente de atenuação do tecido é relacionado com o da água através do número de CT ou unidade Hounsfield (CT_N), sendo relacionado apenas com o coeficiente de atenuação (μ) do tecido e da água, de acordo a **Equação 25**:

$$CT_N = \frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \cdot 1000 \quad (25)$$

A **Figura 11** mostra que os valores de números de CT variam entre -1000 (ar) e 3000 (osso compacto).

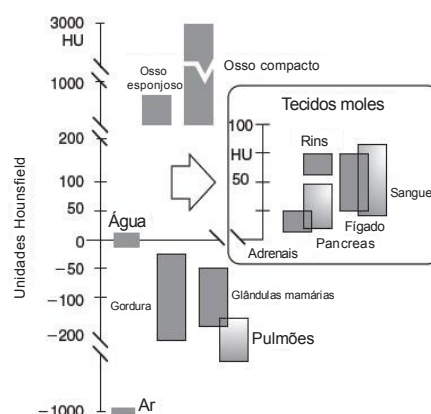


Figura 11. Esquema com números de CT (adaptado de DOWSETT *et al.*, 2006)

2.8 Formalismo MIRD e dosimetria interna

O sistema de dosimetria MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*) tem relevância para a avaliação da dose absorvida em órgãos inteiros, subregiões de tecido, estruturas de tecido voxelizados e compartimentos celulares individuais para uso em medicina nuclear de diagnóstico e terapêutica. Foi originalmente publicado em 1968, revisado em 1976, e republicado com exemplos abrangentes como o primer MIRD em 1988 e 1991 (BOLCH *et al.*, 2009). A ICRP desenvolveu um esquema semelhante ao da dosimetria da Comissão MIRD, mas usou terminologia diferente e símbolos para as grandezas fundamentais, tais como a fração absorvida, fração absorvida específica e vários coeficientes de dose, conforme estão relacionados no panfleto MIRD N° 21 (BOLCH *et al.*, 2009).

O decaimento do radionuclídeo é expresso pela **Equação 26**:

$$\frac{\text{Energia emitida}}{\text{Tempo}} = \frac{\text{Transição}}{\text{Tempo}} \cdot \frac{\text{Energia emitida}}{\text{Transição}} = A \cdot \frac{\text{Energia emitida}}{\text{Transição}} \quad (26),$$

sendo A a atividade. A dose absorvida (Gy) é calculada considerando um volume infinito de material de tecido equivalente que contém uma distribuição uniforme de material radioativo. Se toda a energia emitida é absorvida, a taxa de dose, que é a energia absorvida por unidade de massa (kg) e por unidade de tempo (\dot{D}), pode ser determinada através da **Equação 27** (ICRU, 2011):

$$\dot{D} = A \frac{\frac{\text{Energia emitida}}{\text{Transição}}}{\text{massa}} \quad (27)$$

Podemos reescrever a **Equação 27** com os termos do formalismo MIRD (BOLCH *et al.*, 2009):

$$\dot{D} = k \cdot \frac{A}{m} \bar{E} \quad (28)$$

sendo k a constante de proporcionalidade que dará a taxa de dose na unidade desejada, A/m a concentração de atividade por unidade de massa (kg) e \bar{E} (J) a energia média emitida por desintegração nuclear (BOLCH *et al.*, 2009). Para expressarmos a taxa de dose em Gy/s, o valor da constante k é $1,602E^{-10}$.

Como ao decair um radionuclídeo pode emitir diferentes tipos de radiação (fótons e partículas), a fração de transformação (n_i) para um i -ésimo tipo de decaimento é dada por $\dot{D} = kn_i E_i$. Assim, a taxa de dose total considera a soma de todos os diferentes decaimentos:

$$\dot{D}_t = k \frac{A}{m} \sum_1^n \bar{E} \quad (29)$$

Cada radionuclídeo possui uma energia de decaimento constante que ao ser multiplicada pela constante k dá origem a uma nova constante, representada no esquema MIRD pela letra Δ . Assim, podemos reescrever a **Equação 29**:

$$\dot{D}_t = \frac{A}{m} \Delta \quad (30)$$

As partículas alfa, beta e elétrons são geralmente classificadas como radiação não penetrante, devido ao seu curto alcance no tecido mole, enquanto que os fótons (raios gama e raios X com energias superiores a 10 keV), pela maneira como interagem com os tecidos, podem depositar parte de sua energia fora do órgão de origem; são classificados como radiação penetrante. Raios X de energias abaixo de 10 keV são considerados não penetrantes. Sendo assim, é necessário adicionar um novo fator para a equação de taxa de dose de forma a contabilizar a energia emitida a partir do órgão fonte, que não é absorvida no tecido ou órgão alvo de interesse (o alvo e a fonte podem estar na mesma região). Este fator representa a fração de energia (ϕ) emitida por um órgão de origem da radiação que é absorvida num órgão alvo e é chamada fração absorvida, expressa pela **Equação 31**:

$$\phi = \frac{\text{Energia absorvida no órgão alvo}}{\text{Energia emitida pelo órgão fonte}} \quad (31)$$

A taxa de dose absorvida por unidade de atividade em órgãos-alvo (r_T), devido aos órgãos fonte (r_S) é definida de acordo com a **Equação 32** (BOLCH *et al.*, 2009):

$$\dot{D}(r_T, t) = \sum_{rs} A_{(r_S, t)} S_{(r_T \leftarrow r_S, t)} \quad (32)$$

$A_{(r_S, t)}$ é a atividade do radionuclídeo no órgão fonte e $S_{(r_T \leftarrow r_S, t)}$ é o valor S descrito pela **Equação 33**:

$$S_{(r_T \leftarrow r_S, t)} = \sum_i \frac{\Delta_i \phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)}{M_{(r_T, t)}} \quad (33),$$

sendo Δ_i e $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$ as energias do radionuclídeo e as frações de energia absorvidas pelos órgãos alvo, respectivamente, e $M_{(r_T, t)}$ a massa do órgão alvo. Considerando-se que a taxa de dose é expressa em Gy.s^{-1} , a unidade do valor S é dada em $\text{Gy} \cdot (\text{MBq.s})^{-1}$, dimensionando a **Equação 32**.

A dose absorvida no órgão alvo é a integral da taxa de dose, mostrada na **Equação 34**, considerando-se o tempo T_D infinito, uma vez que a meia-vida dos radionuclídeos empregados em medicina nuclear é curta (horas ou dias).

$$D(r_T, T_D) = \int_0^{T_D} \dot{D}(r_T, t) dt = \sum_{rs} S_{(r_T \leftarrow r_S, t)} \int_0^{T_D} A_{(r_S, t)} dt \quad (34)$$

Nos cálculos de dosimetria interna devem ser consideradas as meias-vidas física e biológica. Por ser a meia vida biológica uma variável difícil de ser mensurada e dependente da biocinética de cada indivíduo, podemos reescrever a **Equação 34** como independente do tempo, de acordo o formalismo MIRD, considerando as desintegrações do radionuclídeo absorvido pelo órgão fonte:

$$D(r_T, T_D) = \sum_{r_S} \tilde{A}(r_S, T_D) S_{(r_T \leftarrow r_S)} \quad (35)$$

sendo \tilde{A} a atividade acumulada, ou atividade fracionada.

É possível mensurar o número de desintegrações em um órgão fonte com o auxílio de uma gama câmara ou através de imagens obtidas do paciente em diferentes intervalos de tempo. O número de desintegrações do radionuclídeo no órgão fonte por atividade administrada é descrito pela **Equação 36**, sendo F_s a distribuição fracionada para o órgão ou tecido fonte e a é a fração eliminada considerando-se a meia-vida biológica (ICRP, 2008):

$$\tau = \frac{\tilde{A}_{(r_S,t)}}{A_0} = F S \sum_{j=n+1}^{n+m} a_j \sum_{i=1}^n \left\{ a_i \frac{T_i}{T_i - T_j} \left[\exp\left(\frac{-\ln(2)}{T_{i,eff}} t\right) - \exp\left(\frac{-\ln(2)}{T_{j,eff}} t\right) \right] \right\} \quad (36)$$

A atividade acumulada pode ser expressa também pela **Equação 37**, considerando o tempo compartimental em que o radionuclídeo permanece no órgão:

$$\tilde{A}_{(r_S,t)} = \int_0^t A_{(r_S,t)} dt \quad (37)$$

O "tempo de residência" é o tempo em que o radionuclídeo permanece no órgão fonte desde o momento de sua absorção até sua total desintegração. Nos cálculos de dosimetria interna o tempo de residência é substituído pela atividade acumulada normalizada $\frac{\tilde{A}_{(r_S,t)}}{A_0}$, que tem unidades de MBq.s por MBq administrados ou mCi.h por mCi administrado (STABIN, 2008).

A atividade acumulada é expressa em um gráfico de atividade por tempo, mostrando o número de desintegrações ocorridas no órgão de interesse. Um exemplo desse tipo de gráfico considerando-se a absorção do ^{18}F -FDG é mostrado na **Figura 12**.

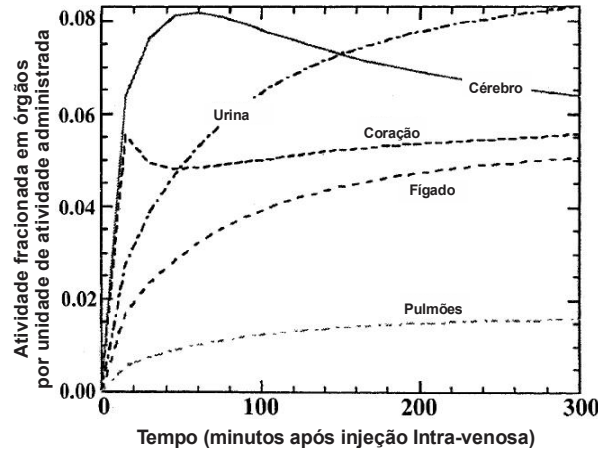


Figura 12. Curvas de atividade-tempo para alguns órgãos devido ao ^{18}F -FDG para 13 estudos de caso em indivíduos normais (adaptado de HAYS *et al.*, 2002)

O efeito da radiação ionizante em um tecido depende do tipo da radiação, uma vez que a energia pode ser depositada localmente ou em outras regiões. Portanto, é necessária a definição de *dose equivalente* (H_T), que é a dose que um determinado tecido recebe, sendo o produto da dose absorvida por um fator multiplicativo (w_R) da radiação incidente, **Equação 38**.

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (38)$$

Para todos os tipos de radiações utilizadas na medicina nuclear de diagnóstico, o fator w_R é igual a 1,0. Se a radiação não for de um único tipo, a dose efetiva resultante será a soma das doses recebidas de cada tipo de radiação incidente.

A *dose efetiva* considera um fator de risco estocástico total (w_T), também denominado de fator de peso, para cada órgão de acordo sua sensibilidade a radiação, sendo descrita de acordo com a **Equação 39**:

$$E = \sum_T H_T \cdot w_T \quad (39)$$

Na **Tabela 3** estão os fatores de peso para os principais órgãos internos, de acordo a publicação 103 da ICRP (ICRP, 2007a).

Tabela 3. Fatores de peso (w_T) para órgãos e tecidos (ICRP, 2007a)

Tecido / Órgãos	w_T	$\sum_T w_T$
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago, mama e restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01	0,04
TOTAL		1,00

* Região suprarrenais, Região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios, baço, timo, linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado e útero.

Outro aspecto é que os cálculos de dose na medula vermelha foram realizados considerando-se o conjunto de ossos esponjosos que contém a medula ativa no esqueleto humano (ECKERMAN, 1985).

A dose efetiva para um indivíduo de referência é calculada considerando-se a média das doses absorvidas entre os indivíduos macho e fêmea (ICRP, 2007b).

2.9 Modelos biocinéticos para radionuclídeos

A dispersão do radionuclídeo nos órgãos internos depende da biocinética de cada paciente, como também da existência de neoplasias, uma vez que nas regiões neoplásicas a captação de radiofármaco é modificada (HUANG *et al.*, 2015; STABIN *et al.*, 2005).

A publicação 53 da ICRP (ICRP, 1988) fornece modelos biocinéticos para alguns radiofármacos utilizados em medicina nuclear. Vamos apresentar o modelo biocinético para o ^{18}F -FDG, considerado o radiofármaco mais utilizado para diagnóstico de neoplasias e também em PET cardíaco.

Segundo a ICRP 53 (ICRP, 1988), o ^{18}F -FDG é distribuído para as células do corpo com uma meia-vida biológica de 1,44 minutos a partir da corrente sanguínea (plasma). A absorção do FDG ocorre principalmente pelo cérebro e pelo coração após a meia-vida efetiva de 8 minutos, a frações de 4% e 6%, respectivamente. Este modelo supõe que uma fração de 30% da atividade administrada no paciente é eliminada para o sistema renal, fracionada em dois tempos de meia-vida efetiva distintos: um de 11,5 minutos (25%) e outro de 51,8 minutos (75%). É considerado também que a fração de 60% restante do total seja distribuída entre todos os tecidos do corpo, exceto cérebro e coração.

A **Figura 13 (a)** apresenta o modelo de compartimentos para o ^{18}F -FDG, proposto pela ICRP 53 (ICRP, 1988). A **Figura 13 (b)** apresenta o modelo de compartimentos para ^{18}F -FDG, atualizando o modelo da ICRP 53 (ICRP, 1988) por meio da ICRP 106 (ICRP, 2008).

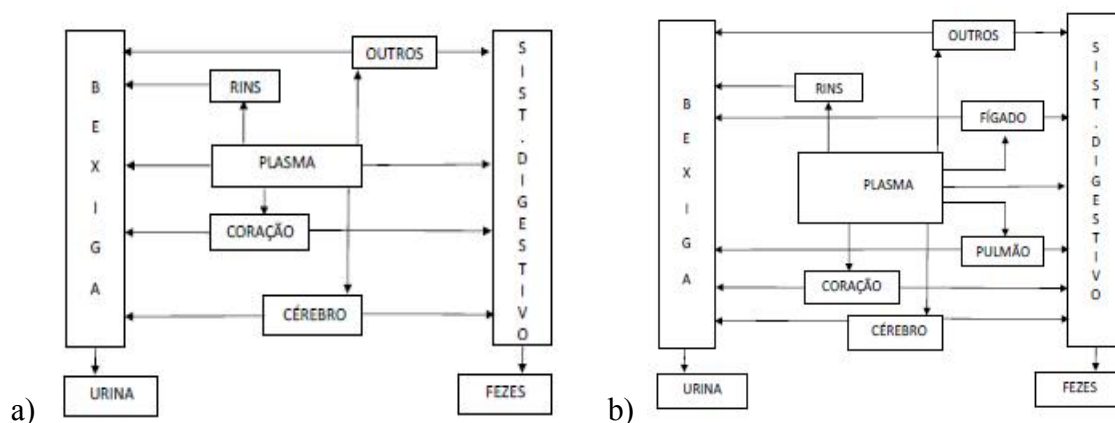


Figura 13. a) Modelo de compartimentos do ^{18}F -FDG na ICRP 53 (ICRP, 1988) b) Modelo de compartimentos do ^{18}F -FDG na ICRP 106 (ICRP, 2008)

Em 2008, a ICRP atualizou os dados publicados pela ICRP 53 por meio da ICRP 106, considerando os estudos de Hays *et al.* (2002), juntamente com os dados obtidos por DELOAR *et al.* (1998). No modelo da ICRP 106 (ICRP, 2008), após a administração intravenosa, grande parte do ^{18}F -FDG é rapidamente distribuído no corpo

com meia-vida biológica de um minuto, entretanto, há regiões que apresentam meia-vida de até 90 minutos.

Estes dados confirmam o modelo proposto pela ICRP 53 (ICRP, 1988), com 4% do radiofármaco sendo absorvido pelo coração. No entanto, a captação pelo cérebro demonstra ser maior que a apresentada pela ICRP 53, cerca de 8%. Além disso, o fígado e os pulmões apresentaram captações significativas. No fígado, captações de aproximadamente 5% foram obtidas por DELOAR *et al.* (1998) e MEIJA *et al.* (1991).

No modelo de Hays e Segall (1999) ocorre maior captação no fígado com rápido decréscimo. Estudos de quantificação da captação nos pulmões apresentam variações de 0,9% (MEIJA *et al.*, 1991) a 0,03% da atividade injetada (DELOAR *et al.*, 1998) e, novamente, Hays *et al.* (2002) indicaram uma maior captação nos pulmões seguida de um rápido decréscimo.

Os dados biocinéticos e doses absorvidas estimadas por atividade administrada para o ^{18}F -FDG estão listados na **Tabela 4**.

Tabela 4. Dados biocinéticos para o ^{18}F -FDG (ICRP, 2008)

Órgão fonte (S)	Distribuição fracionada no órgão ou tecido (F_s)	Meia-vida biológica T (h)	Fração eliminada com meia-vida biológica (a)	Atividade Acumulada $\frac{\tilde{A}_s}{A_0}$ (h)
Cérebro	0,08	∞	1,0	0,21
Coração	0,04	∞	1,0	0,11
Pulmões	0,03	∞	1,0	0,079
Fígado	0,05	∞	1,0	0,13
Demais órgãos e tecidos	0,80	0,20	0,075	1,7
		1,5	0,225	
		∞	0,70	
Conteúdo da bexiga	0,24			
Adulto, 15 e 10 anos				0,26
5 anos				0,23
1 ano				0,16

É importante destacar que este modelo demonstrou o aumento da captação do radiofármaco pelo cérebro e incluiu dois outros órgãos: fígado e pulmão.

Os órgãos alvos considerados pela ICRP 106 (ICRP, 2008) para a determinação das doses absorvidas estão na **Tabela 5**.

Tabela 5. Órgãos alvo para cálculo de dose absorvida (ICRP, 2008)

Órgãos/ Tecidos		
Glândulas suprarrenais	Intestino delgado	Pâncreas
Bexiga	Intestino grosso	Medula vermelha
Superfície óssea	Coração	Pele
Cérebro	Rins	Baço
Mamas	Fígado	Testículos
Vesícula biliar	Pulmões	Timo
Trato gastrointestinal	Músculos	Tireoide
Estômago	Esôfago	Útero
Cólon	Ovários	Demais órgãos e tecidos

Dados de biodistribuição de outros radiofármacos podem ser encontrados na literatura. Esses dados podem ser disponibilizados por meio do tempo de residência do radiofármaco em órgãos internos para o ^{11}C e o ^{13}N (YAO *et al.*, 2015; YI *et al.*, 2015), como também por meio das atividades acumuladas em regiões captantes após a administração intravenosa do ^{68}Ga (SHANEHSAZZADEH *et al.*, 2015), por exemplo.

2.10 Simulações da interação da radiação por método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo faz uso de métodos estatísticos baseados em números aleatórios, considerando-se os problemas relacionados a processos estocásticos. Dessa maneira, é possível simular as interações com o modelo computacional tendo o auxílio de uma função densidade de probabilidade. Técnicas envolvendo Método de Monte Carlo são utilizadas em vários aspectos da física médica, tais como proteção radiológica de profissionais de saúde, projetos de cintiladores, caracterização de fontes, detectores de radiação e dosimetria interna em pacientes adultos e pediátricos (STABIN e FLUX, 2007; MOK *et al.*, 2010; XIE e ZAIDI, 2013; XIE *et al.*, 2013; LACERDA *et al.* 2015).

Muitos códigos para simulações foram desenvolvidos baseados neste método, alguns deles estão apresentados na **Tabela 6**, com algumas características para realização das simulações.

As informações sobre as densidades e as composições químicas de cada órgão e tecido são associadas a um número identificador (id), que deve ser especificado para as simulações. Em seguida, as condições da radiação, bem como o modelo das fontes e do feixe devem estar de acordo a condição de irradiação desejada (XU e ECKERMAN, 2010).

Tabela 6. Listagem dos principais códigos baseados em Monte Carlo
(adaptada de ZAIDI e SGOUROS, 2003)

Códigos	Descrição
MCNP	Desenvolvido inicialmente para a física de reatores e de transporte de nêutrons. Posteriormente, o transporte de elétrons foi incluído (versão 4) para avaliar dose em geometrias complexas, com estruturas repetidas. As versões mais recentes podem ser solicitadas ao Radiation Safety Information Computational Center (RSICC- http://www.rsicc.ornl.gov)
EGS	O código EGS é um pacote de uso geral para o transporte acoplado de elétrons e fótons em uma geometria arbitrária de partículas com energias de alguns keV até vários TeV. O sistema EGSnrc, desenvolvido e mantido pelo National Research Council Canada (NRC), é uma versão estendida e melhorada do pacote EGS4.
GEANT4	Desenvolvido para a física de partículas de altas energias, permite transporte de múltiplas partículas. A simulação para o cálculo da dosimetria interna não está especificamente incluída e requer uma grande quantidade de programação do utilizador em linguagem C++. O software foi originalmente desenvolvido pela RD44, que é um consórcio internacional de mais de 100 cientistas de diferentes países.
PENELOPE	É um código de Monte Carlo para simulações de transporte fóton-elétron, que foi desenvolvido na Espanha. Ele apresenta um modelo detalhado para o tratamento das interações da radiação com intervalo de energias de centenas de eV até cerca de 1 GeV
FLUKA	Código com suporte para 60 diferentes partículas (os fótons e elétrons a partir de 1 keV a milhares de TeV). A versão mais recente deste pacote é FLUKA de 2008. Este software foi desenvolvido por um grupo italiano. Possui aplicações limitadas.

Números aleatórios são de grande importância para realizar simulações de sistemas físicos por meio de modelos estatísticos, uma vez que eles são os iniciadores do processo de simulação. Algoritmos matemáticos foram desenvolvidos para gerar a sequência de números aleatórios, os quais devem possuir as seguintes características: a geração rápida do número aleatório, as sequências numéricas não devem ter correlação umas com as outras e o período de repetição da sequência deve ser longo (SOBOL, 1994).

Códigos que utilizam o método de Monte Carlo simulam a interação da radiação com a matéria considerando diferentes aspectos físicos, como decaimento radioativo, por exemplo, assumindo um grande número de interações (histórias) de partículas, inserindo-os em um subconjunto específico chamado de sub-rotina, de acordo com uma distribuição de probabilidade.

Para uma dada simulação, a incerteza estimada é inversamente proporcional à raiz quadrada do número de histórias realizadas entre as partículas (X-5, 2008). A eficiência (ε) do cálculo de Monte Carlo é determinada considerando-se o tempo de cálculo (T) necessário para obter uma estimativa da variância (σ^2):

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 T} \quad (40)$$

O código MCNPX 2.7.0 (Monte Carlo N-Particle eXtended) simula interações com fótons considerando elétrons ou fóton/elétron acoplados, o que é de grande importância para a dosimetria interna em PET/CT. Existem tabelas de interação para todos os elementos, de $Z = 1$ a $Z = 100$.

Na biblioteca interna do MCNPX existem dados de interações de fótons com a matéria, possibilitando determinar o espalhamento coerente e incoerente, a absorção fotoelétrica com a possibilidade de emissão fluorescente, e produção de pares. Distribuições de dispersão angulares são modificadas por fatores de forma atômica e funções de espalhamento incoerente (X-5, 2008).

A definição da fonte de radiação pelo usuário no MCNPX permite a descrição de uma ampla variedade de condições de feixes sem a necessidade de modificação do código. Distribuições de probabilidade independentes podem ser utilizadas para distribuição de energia da fonte, para a posição e a direção do feixe, e de outros parâmetros, como células de partida ou de superfície.

O usuário pode pedir ao MCNPX para especificar o tipo de informação e as quantidades físicas normalizadas por partícula, como a dose absorvida ou a deposição de energia em um volume, utilizando um *tally*. A **Tabela 7** descreve alguns *tallies* disponíveis no MCNPX.

Tabela 7. Descrição de *tallies* para o MCNPX (X-5, 2008)

Tally	Descrição	Unidades
F1:P, E	Corrente em uma superfície	Partículas
F2:P,E	Fluxo médio em uma superfície	Partículas/cm ²
F4:P, E	Fluxo médio em uma célula	Partículas/cm ²
F5:P	Fluxo em um ponto ou detector	Partículas/cm ²
F6:P	Energia média absorvida por uma célula	MeV/g
F8:P, E	Energia absorvida por uma célula	Pulsos (MeV)

A equação que descreve o tally F6 é mostrada abaixo (X-5, 2008):

$$Tally\ F6 = \frac{\rho_a}{\rho_b} \iiint H(E) \phi(\vec{r}, E, t) dE dt \quad (41)$$

na qual ρ_a é a densidade atômica (átomos/bar.cm), ρ_g é a densidade (g/cm³) e H(E) é a função resposta, que para fótons é definida por:

$$H(E) = \sigma_T(E) H_{média}(E) \quad (42)$$

e

$$H_{média}(E) = \sum_{i=1}^3 p_{i(E)} \cdot (E - \bar{E}_{out}) \quad (43)$$

sendo p_i a probabilidade de reação i , $i=1$ está associada ao espalhamento Compton, $i=2$ corresponde à produção de pares (na qual $\bar{E}_{out} = 2m_0c^2 = 1,022\text{MeV}$) e $i=3$ corresponde ao efeito fotoelétrico.

Podem ser também consideradas interações para elétrons e pósitrons para os *tallies* 1, 2, 4 e 8. Se acrescentarmos antes do *tally* um asterisco, o resultado fornecido pelo código MCNPX é alterado, sendo expresso em termos da energia absorvida em superfícies ou células.

2.11 Objetos simuladores de tecido equivalente e antropomórficos

Historicamente, o termo *phantom*, ou objeto simulador, foi muito utilizado em radiologia para representar um modelo físico do corpo humano. Um objeto simulador de tecido equivalente precisa possuir sensibilidade à radiação o mais próximo possível da sensibilidade dos tecidos do corpo humano, ou tecido mole, podendo ser classificado de acordo com a sua função primária: *dosimétrica* - medir dose absorvida em uma geometria específica, *calibração* - estimar a resposta em detectores de radiação ou *imagem* - realizar controle de qualidade de imagem (WAMBERSIE e WHITE, 1992).

Os parâmetros que definem o material como tecido equivalente aos tecidos do corpo são a densidade, o poder de freamento e a espessura do meio, além da absorção e do espalhamento da radiação, devendo ter comportamento idêntico aos obtidos com espessura semelhante à dos tecidos humano quando expostos à radiação (ICRU, 1989).

Por meio da determinação do coeficiente de atenuação mássico, **Equação 44**, o nylon foi avaliado como um material adequado para simular o tecido cerebral humano. (FERREIRA *et al.*, 2010).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{tot}}{m_u A} \quad (44)$$

Nessa equação, σ_{tot} é a seção de choque total para fótons, m_u é a unidade de massa atômica e A é a massa atômica relativa do material.

Na comunidade de proteção radiológica o termo *phantom* também tem sido utilizado para se referir a um modelo computacional "anatômico" definido, não apresentando alguns aspectos fisiológicos, tais como a respiração ou fluxo sanguíneo. Desde o surgimento da metodologia de utilização, na década de 1960, o uso de simuladores humanos computacionais adultos e pediátricos tornou-se cada vez mais popular nas áreas de proteção radiológica, imagem e radioterapia. Hoje, simuladores físicos são comumente usados em dosimetria de proteção contra as radiações como referência para os resultados computacionais (XU e ECKERMAN, 2010).

O primeiro simulador antropomórfico computacional representando um homem adulto foi desenvolvido a pedido do grupo MIRD, por pesquisadores do ORNL (Oak Ridge

National Laboratory), com o objetivo de calcular a dose nos órgãos de pacientes após a administração de radiofármaco (XU e ECKERMAN, 2010).

No simulador construído pelo grupo MIRD o tamanho e a forma do corpo, como também seus órgãos, são descritos por expressões matemáticas que representam combinações e interseções de planos, cilindros circulares e elípticos, esferas, cones, toróides, etc. Os órgãos são preenchidos por materiais que representam tecidos do corpo humano, de acordo com a composição química elementar e densidades tabuladas na ICRP 23 (ICRP, 1975), que foram posteriormente atualizadas com a ICRP 89 (XU e ECKERMAN, 2010). As estruturas representadas neste modelo são as de um homem de referência, com idade entre 20 e 30 anos. Inicialmente constituído por poucas estruturas (cabeça, pescoço e torso), com composição única e homogênea, anos mais tarde recebeu implementações significativas no modelo, incluindo órgãos internos e variações nas dimensões do simulador, recebendo o nome de Adam (homem) e Eve (mulher) (STABIN e SIEGEL, 2003).

Com o surgimento da tomografia e o avanço da computação, as técnicas de manipulação de imagens possibilitaram a aquisição de informações das estruturas internas do paciente através de um elemento de volume cúbico (voxel), contendo informações da composição e da densidade do material de acordo com o número de CT (equação 24), chamado processo de segmentação. Um conjunto consecutivo de imagens segmentadas de CT da cabeça aos pés representa uma matriz tridimensional de voxel, ou seja, um simulador humano de voxel, que pode ser introduzido em códigos de transporte da radiação para cálculo da dose absorvida em órgãos e tecidos.

Os simuladores MAX (Male Adult voXel) e FAX (Female Adult voXel) foram desenvolvidos e adaptados a partir de imagens segmentadas de um corpo adulto masculino, a fim de obter uma representação o mais próximo possível das propriedades anatômicas do macho e fêmea adultos de referência especificados pela ICRP por KRAMER *et al.* (2006). Pode-se realizar ainda ajustes em massas de órgãos de tecidos moles, elaborar modelo de dosimetria para regiões específicas como a pele e esqueleto ao acoplar os simuladores com o código de Monte Carlo EGS4 (KRAMER *et al.*, 2006).

Modelos híbridos foram desenvolvidos nos últimos anos empregando superfícies poligonais não uniformes (NURBS), também chamadas de superfícies de malha de

polígono (MESH), para representar os contornos da superfície de órgãos e tecidos (XIE *et al.*, 2013). Para a elaboração dos simuladores antropomórficos as superfícies MESH permitem um desenvolvimento independente de imagens médicas de pacientes, voluntários ou cadáveres. Os primeiros modelos masculinos e femininos, como também 20 modelos de referência pediátricos, foram construídos usando superfícies NURBS (chamados de UF-NCI), incluindo do recém-nascido de referência, e de crianças de 1, 5, 10 e 15 anos de idade, para uso em dosimetria de radiação computacional (LEE *et al.*, 2007; LEE *et al.*, 2010). A **Figura 14** apresenta a geometria dos órgãos internos dos simuladores MIRD 5 (Adam e Eve) e o de voxel (MAX).

Os simuladores antropomórficos chamados FASH (Feminino Adulto meSH) e MASH (Masculino Adulto meSH), utilizando superfícies MESH por meio de métodos de modelagem 3D e atlas anatômico, foram desenvolvidos pelo grupo de dosimetria numérica - DEN/UFPE (KRAMER *et al.*, 2010). Cassola *et al.* (2010a) realizaram ajustes nos simuladores MASH e FASH para adequar as suas estruturas de acordo com o posicionamento do indivíduo, em pé ou deitado, devido ao efeito da gravidade. Este aspecto produz variações nos cálculos dosimétricos para os órgãos e tecidos internos (CASSOLA *et al.*, 2010b).

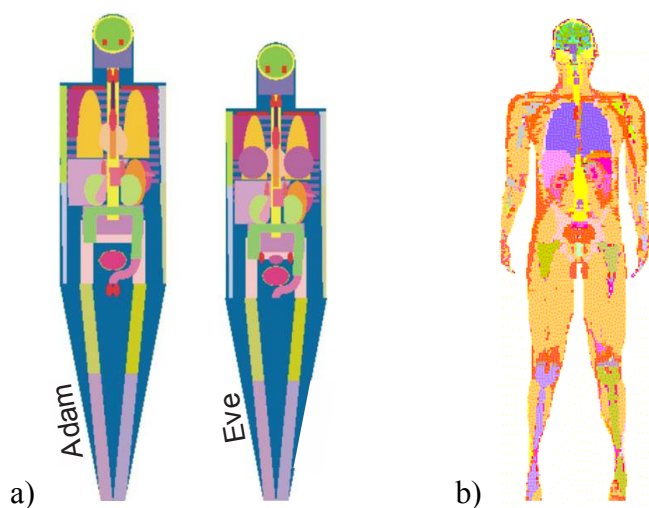


Figura 14. Simuladores computacionais e suas estruturas internas a) MIRD 5 - Adam e Eve b) Simulador de Voxel MAX (KRAMER *et al.*, 2003)

A influência da gravidade no posicionamento de órgãos internos para o simulador masculino (MASH) pode ser observada na **Figura 15** - os pulmões, por exemplo, quando o

simulador está em pé se aproximam da segunda linha de cima para baixo, e quando está deitado estão um pouco acima dessa linha.

Foram desenvolvidos também simuladores de criança de cinco e dez anos (DE MELO LIMA *et al.*, 2011) e de recém-nascido e de um ano de idade (CASSOLA *et al.*, 2013), todos eles construídos utilizando-se superfícies MESH. Esses simuladores são mostrados na **Figura 16 (a)** e **16 (b)**, respectivamente.

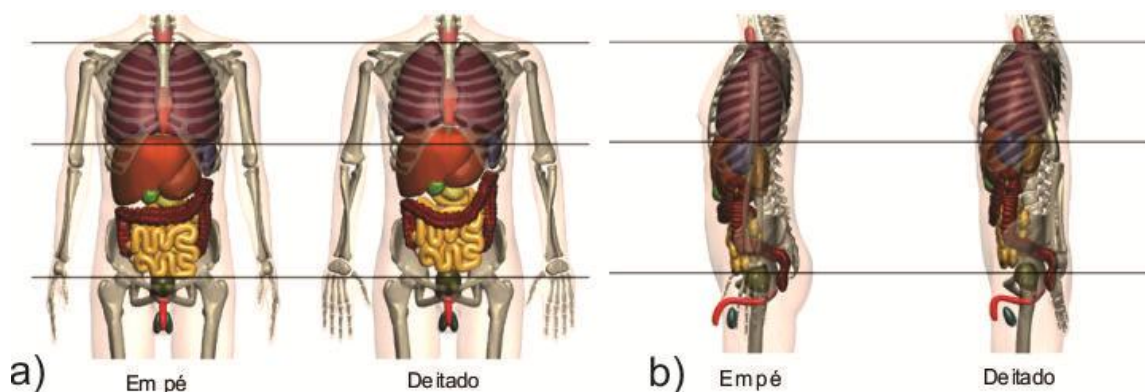


Figura 15. Variação na postura de órgãos internos em um simulador masculino.
a) visão frontal b) visão lateral (CASSOLA *et al.*, 2010b)

Com o auxílio do código de Monte Carlo EGS pode-se determinar as doses efetiva e equivalente em um equipamento de tomografia utilizando os simuladores MASH e FASH (FERREIRA *et al.*, 2011b).

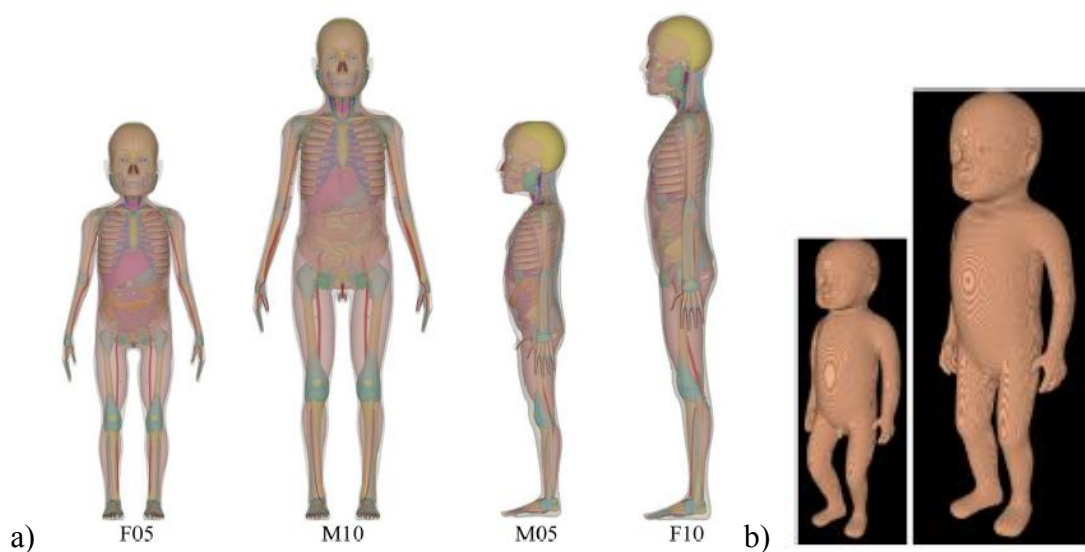


Figura 16. Simuladores construídos com superfícies MESH a) cinco e dez anos, masculino e feminino (DE MELO LIMA *et al.*, 2011) e b) recém-nascido e de um ano de idade hermafroditas (CASSOLA *et al.*, 2013).

Em proteção radiológica, a exposição das crianças em exames de diagnóstico que envolva radiação ionizante tornou-se uma preocupação em âmbito mundial: primeiro devido às condições de irradiação, as crianças muitas vezes recebem maior dose absorvida nos órgãos e tecidos do que os adultos, e segundo as crianças têm maiores riscos de câncer por unidade de dose absorvida. Consequentemente, o risco de mortalidade, devido ao câncer atribuível à exposição a radiação ionizante, é significativamente maior em crianças do que em adultos (BRENNER *et al.*, 2001). A quantificação dos riscos de câncer devido à radiação ionizante requer conhecimento sobre a dose absorvida para órgãos radiossensíveis e tecidos que não podem ser medidos *in vivo*. Contudo, modelos de exposição computacionais que consistem no uso de código computacional fundamentado em simulação de MC associado a simuladores antropomórficos virtuais podem ser utilizados para resolver problemas de cálculo de doses absorvidas em órgãos e tecidos para uma grandeza mensurável. Sendo assim, as crianças são mais sensíveis à radiação do que os adultos e têm uma expectativa de vida mais longa para manifestar os efeitos da radiação. Neste sentido, esforços devem ser feitos para minimizar os efeitos das radiações e, por isso, neste trabalho esses indivíduos também serão estudados.

2.12 Objetos simuladores para PET/CT

Vários parâmetros associados com o scanner são fundamentais para a formação da imagem de boa qualidade, que incluem a resolução espacial, sensibilidade, ruído, radiações espalhadas e contraste. Estes parâmetros são interdependentes, e, se um parâmetro é melhorado, um ou mais dos outros são comprometidos (SAHA, 2010).

Testes de aceitação são uma bateria de testes de controle de qualidade realizados para verificar vários parâmetros especificados pelo fabricante em um equipamento de PET. Estes são essencialmente realizados logo após a instalação do equipamento a fim de estabelecer a conformidade das especificações do dispositivo. As especificações comuns e mais importantes são transverso radial, transverso tangencial e resoluções axiais; sensibilidade; fração de espalhamento; e desempenho da taxa de contagem. É essencial ter um padrão para a realização desses testes, de modo que uma comparação entre scanners de diferentes fabricantes possa ser feita.

Em 1991, a *Society of Nuclear Medicine* (SNM) estabeleceu um conjunto de normas para estes testes para scanners PET (KARP *et al.*, 1991). Depois, em 1994, a *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) publicou um documento, NU 2-1994 (NEMA, 1994), recomendando normas melhoradas para a realização desses testes, usando um simulador de $20 \times 19 \text{ cm}^2$, mostrado na **Figura 17 (a)**. Este simulador foi útil para as primeiras versões dos scanners de PET, em que o FOV axial é inferior a 17 cm, quando os dados são adquiridos em modo 2D, com uso de septos.

O exame de PET de corpo inteiro moderno tem campos de visão axiais acima de 25 cm, e empregam dados 3D adquiridos com ausência de septos. As coincidências nas gama câmaras têm FOVs típicos de 30-40 cm. Por causa de FOVs maiores e altas taxas de contagem em Modo 3D, o simulador NU 2-1994 não pode ser aplicado com precisão para alguns testes. Com a finalidade de aprimorar a norma de 1994, uma nova norma, a NU 2-2001, foi publicada pela NEMA (NEMA, 2001) utilizando um novo objeto simulador mostrado na **Figura 17 (b)**.

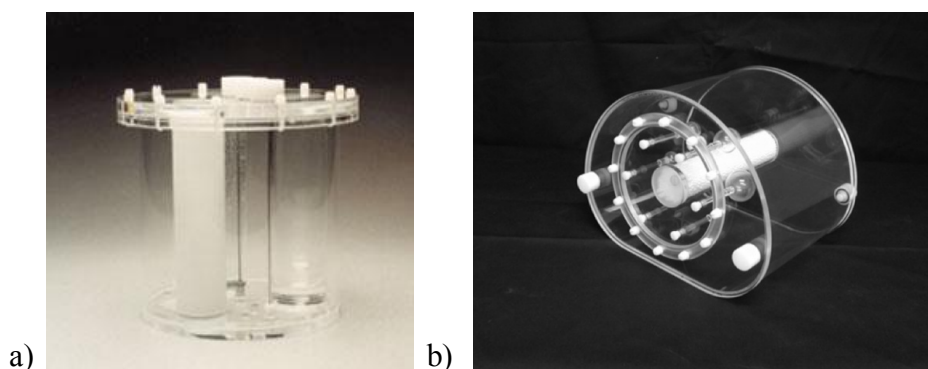


Figura 17. Modelos de objetos simuladores produzidos pela NEMA a) Utilizado pela norma NU 2-1994 (NEMA, 1994) e b) Utilizado pela norma NU 2-2001 (NEMA, 2001).

Os testes de desempenho nos equipamentos de PET com detectores baseados em LSO não podem ser realizados estritamente de acordo com as recomendações NEMA NU 2-2001 (NEMA, 2001) por causa da presença de radioatividade intrínseca dentro do cristal que compõe o material cintilador LSO. Esta radiação de fundo dá origem, principalmente, a eventos de coincidências aleatórias, e também a um pequeno número de coincidências verdadeiras, que não podem ser eliminadas a partir de medições dos scanners. Portanto, essa radiação de fundo deve ser corrigida para a análise de dados (WATSON *et al.*, 2004). Realizando as modificações apropriadas para os procedimentos

de aquisição e processamento, a NEMA introduziu um padrão para estes testes em scanners PET com detectores baseados em LSO, o NEMA NU 2-2007 (NEMA, 2007). Muitos recursos desta norma foram mantidos conforme as do padrão NU 2-2001 (NEMA, 2001). Mas para a avaliação da sensibilidade e da diminuição nas contagens de eventos aleatórios, são necessários outros simuladores, como os mostrados na **Figura 18 (a) e 18 (b)**.



Figura 18. Modelos de simuladores complementares recomendados pela norma NEMA NE 2-2007: a) Para determinação da sensibilidade; b) Para determinação da fração de espalhamento, tempo morto e contagem aleatória (NEMA, 2007).

O benefício desses padrões NEMA é que eles permitem a comparação direta de scanners PET de diferentes fornecedores, bem como a padronização para testes de desempenho dos detectores de PET (SAHA, 2010).

Estudos recentes utilizam as recomendações da NEMA NU 2-2007 para avaliar fatores que interferem na qualidade em PET/CT, por exemplo: validação por meio do protocolo de taxa de contagem de simulações de Monte Carlo para encontrar uma geometria ideal do equipamento com detectores LSO (ou seja, FOV, espessura e ângulo de aceitação do detector) (POON *et al.*, 2012); caracterizar o desempenho do scanner Biograph mCT PET/CT TrueV com o tempo de voo (TOF) e a função de contagem de pontos (PSF) (MARTÍ CLIMENT *et al.*, 2013); o tempo de aquisição, a relação sinal-ruído (SNR) e a atividade reconstruída (RAR) (MOLINA-DURAN *et al.*, 2014); o desempenho de equipamentos de PET com detectores de diferentes cristais (LSO e BGO) para regiões de baixa atividade ($< 1\text{MBq}$) (FREEDENBERG *et al.*, 2014);

Testes também devem ser realizados para avaliar o desempenho dos equipamentos PET/CT depois de serviços de manutenção e atualizações no software, devendo ser repetidos após atualizações de hardware.

2.13 Detectores de radiação OSLD e câmara de ionização

Dosímetros de luminescência opticamente estimulada (*optically stimulated luminescence dosimeters*-OSLD) já estão firmados na dosimetria pessoal, sendo utilizados em rotinas dosimétricas há mais de uma década. O princípio de funcionamento é idêntico ao dos dosímetros termoluminescentes (TLD) conhecidos, com exceção de que a leitura do sinal OSLD é realizada por iluminação controlada do dosímetro, ao invés do aquecimento empregado nos TLD (YUKIHARA e McKEEVER, 2008).

O fenômeno OSLD pode ser explicado analogamente ao processo de termoluminescência, porém pode ocorrer adição de transições ópticas quando o material for exposto à luz. No material semiconductor, as bandas de condução de valência são separadas por um intervalo de energia, chamada banda proibida. Bandas proibidas podem existir apenas devido aos níveis de energia localizados, ocasionados por defeitos na estrutura cristalina. A radiação ionizante é capaz de mover os elétrons para a banda de condução, deixando vacâncias na banda de valência, **Figura 19**.

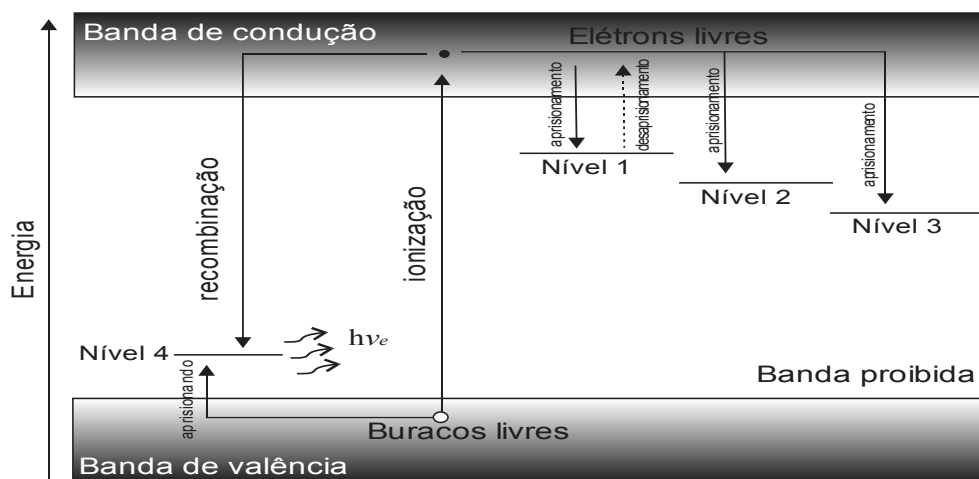


Figura 19. Possíveis transições eletrônicas entre os níveis de energia do dosímetro durante a irradiação (adaptado de YUKIHARA e McKEEVER, 2008)

A carga capturada (armadilhada) nestes níveis de energia proporciona um registro da dose total absorvida pelo cristal. Esse registro pode ser quantificado, estimulando os elétrons presos de volta para a banda de condução, ocorrendo recombinação de par elétron-buraco e luminescência. A intensidade da luminescência durante a leitura do dosímetro é proporcional à concentração de carga e, consequentemente, à dose absorvida. No centro de recombinação estão os três tipos de centros de captura de elétrons (armadilhas): as

armadilhas rasas (nível 1), armadilhas de dosimetria (nível 2), e as armadilhas profundas (nível 3).

O uso de OSLD, pelo menos na dosimetria pessoal, decorre da elevada sensibilidade do óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$), que é o material dos OSLD comerciais, possibilitando uma leitura óptica rápida e bem controlada e a possibilidade de se re-estimar a dose absorvida. Em 1998, o primeiro serviço comercial de dosimetria OSL baseado em $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ foi introduzido pela Landauer (www.landauer.com). Os dosímetros nanodots, mostrados na **Figura 20**, podem medir doses a partir de 0,1 mGy em um faixa de energia de 0,5 keV a 20 MeV, e também possuem uma adequada resposta dosimétrica quando avaliados em feixe de fótons e elétrons com altas energias (YUKIHARA *et al.*, 2007). A dependência angular dos nanodots na resposta para feixes de fótons com 6 e 18 MeV é de 4% e 3% em radioterapia, respectivamente, os quais são determinados por método de Monte Carlo (KERNS *et al.*, 2011).

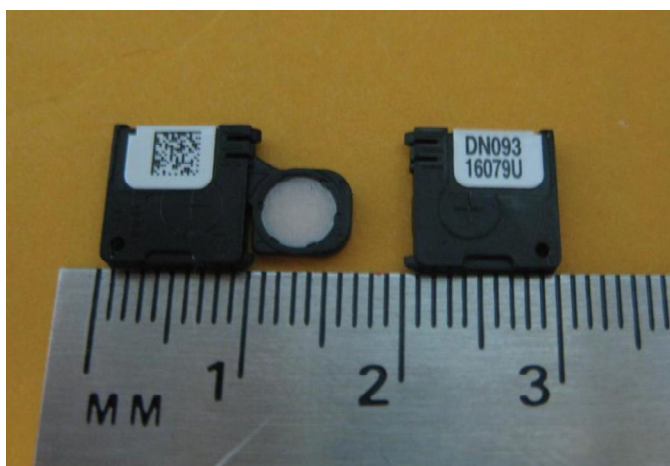


Figura 20. Dosímetro nanodotTM Landauer (KERNS *et al.*, 2011)

Outros detectores utilizados neste estudo foram do tipo câmara de ionização e de estado sólido. Em ambos os detectores, a radiação interage com uma região de gás, produzindo pares de íons que são coletados devido a uma diferença de potencial. A medida da dose absorvida é proporcional ao número de pares de íons produzidos no gás (PODGORSAK, 2005).

Os modelos da câmara tipo lápis de 100 mm, e do detector AGMS-D, ambos da Radcal, são mostrados nas **Figura 21 (a) e (b)**.



Figura 21. Detectores de radiação a) Câmara de ionização tipo lápis modelo 10x6-3CT-Radcal e b) Detector de estado sólido AGMSD (RADCAL, 2012)

As características da câmara tipo lápis e do sensor AGMS-D estão na **tabela 8**.

Tabela 8. Características dos detectores de radiação câmara tipo lápis e AGMS-D (RADCAL, 2012)

Detector	Intervalo de taxa de dose	Precisão (%)	HVL (mm Al)
Tipo lápis 100 mm	20nGy/s - 350 mGy/s	$\pm 4\%$ R-X @ 150 kVp	N/D
Sensor AGMS-D	150 nGy/s - 350 nGy/s	$\pm 5\%$ R-X @ 40-160 kVp	1,3 - 11,0 ($\pm 10\%$)

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Descreveremos inicialmente aqui os aspectos associados ao redimensionamento das matrizes dos simuladores computacionais adultos e pediátricos no código MCNPX, bem como o processo de adequação das suas estruturas de acordo o posicionamento do paciente durante o exame de PET/CT. Somente após essas etapas é possível a determinação das doses devido às duas técnicas, CT e PET.

Após a adequação dos simuladores, faz-se necessária a descrição das fontes de irradiação no código. Como o exame de PET/CT é composto da união de duas técnicas diagnósticas, dividiremos este estudo em duas partes, devido às distintas características das fontes de CT e PET: a primeira é formada por um feixe de fótons externo ao paciente e a segunda é constituída a partir do decaimento radioativo de pósitrons nos órgãos internos.

As doses absorvidas nos simuladores antropomórficos adultos, bem como a dose efetiva, são apresentadas para os dois equipamentos de PET/CT e para o ^{18}F -FDG.

Por fim, descreveremos o processo de confecção do simulador de acrílico para PET/CT. Os resultados experimentais obtidos por detectores OSL inseridos neste simulador serão utilizados para a validação alternativa dos resultados de simulação em um exame de PET/CT.

3.1 Redimensionamento dos simuladores antropomórficos

Construídos a partir de uma superfície de malha e polígonos, pelo grupo de dosimetria computacional do DEN/UFPE (CASSOLA *et al.*, 2010a), os simuladores MASH e FASH, representando um indivíduo de referência para os gêneros masculino e feminino, respectivamente, foram utilizados neste estudo. Por existirem em duas posturas, em pé e deitado, conforme mostra a **Figura 16**, ambos foram utilizados por Cassola *et al.* (2010b) para a determinação das doses por emissores de pósitrons (exame de PET) objetivando verificar se existem variações significativas nas doses absorvidas com a mudança de postura dos simuladores. Para a determinação das doses devido ao feixe de CT, apenas a postura deitada, com os membros superiores excluídos, foi utilizada nas simulações, uma vez que o paciente permanece neste posicionamento durante o exame. Também foram utilizados neste trabalho os simuladores antropomórficos virtuais

pediátricos construídos pelo grupo de dosimetria computacional do DEN/UFPE (DE MELO LIMA *et al.*, 2011; CASSOLA *et al.*, 2013), mostrados na **Figura 16**, cujas características atendem às recomendações dos dados anatômicos do homem e da mulher de referência da ICRP 89 (CASSOLA *et al.*, 2010a).

O processo de retirada dos braços minimiza a atenuação do feixe de raios x na região torácica, uma vez que, durante o exame, os braços dos pacientes permanecem suspensos. Esse processo foi realizado utilizando o software *FANTOMAS* (VIEIRA e LIMA, 2009), no qual a matriz dos simuladores foi convertida para arquivos BMP e, por meio de um programa de manipulação de imagens, a região dos membros superiores entorno do tórax foi "excluída", em seguida realizou-se o processo de reconversão das fatias BMP de volta à matriz. Após este processo fez-se necessário a recontagem do número de voxels dos órgãos internos, uma vez que regiões como pele, músculo e ossos, por exemplo, são alteradas, como também a massa do simulador.

Algumas características importantes dos simuladores antropomórficos computacionais pediátricos e adultos utilizados nesta pesquisa, como massa corporal, altura, dimensões da matriz e índice de massa corporal (IMC), estão apresentadas na **Tabela 9**. Esses dados foram obtidos após o processo de reamostragem.

Tabela 9. Características importantes dos simuladores antropomórficos

Simuladores pediátricos	Massa (kg)	Altura (cm)	Matriz	IMC (kg/m ²)
			colunas × linhas × cortes	
Recém-nascido (RN)	3,55	50,50	135×99×361	14,00
1 Ano-hermafrodita (1A)	10,25	76,00	190×135×543	17,70
5 Anos-masculino (M5)	19,46	109,13	284×143×780	16,34
5 Anos-feminino (F5)	19,43	109,13	284×143×780	16,32
10 Anos-masculino (M10)	32,86	138,11	353×157×987	17,22
10 Anos-feminino (F10)	32,80	138,11	353×157×987	17,20
Adulto em pé-masculino (MASH_P)	72,70	175,6	239×129×731	23,58
Adulto em pé-feminino (FASH_P)	60,04	162,5	221×128×677	22,74
Adulto deitado-masculino (MASH_D)	72,70	175,6	263×118×731	23,58
Adulto deitado-feminino (FASH_D)	60,04	162,5	260×104×677	22,74

Os simuladores possuem mais de 100 órgãos e tecidos segmentados com significância para a dosimetria. Suas matrizes foram redimensionadas, de modo que as características fisiológicas e anatômicas fossem preservadas, evitando problemas de locação de memória pelo código MCNPX. Os simuladores foram disponibilizados com tamanho de voxel 0,12 e 0,07 cm³, adultos e crianças, respectivamente. Com o auxílio do software de processamento de imagens digitais *FANTOMAS* (VIEIRA e LIMA, 2009) foi possível aumentar as dimensões dos voxels, cujas arestas passaram de 0,07 cm para 0,14 cm nos simuladores antropomórficos pediátricos e de 0,12 para 0,24 cm nos simuladores de adultos, possibilitando, assim, as simulações no código MCNPX.

3.2 Simulações dos CCs de doses no feixe de tomografia

O parâmetro de filtração total de feixe é muito importante para a determinação da dose absorvida em órgãos internos dos simuladores antropomórficos pelo feixe de tomografia. A filtração total é um parâmetro do feixe que não é normalmente fornecida pelos fabricantes de equipamento de PET/CT. Para a modelagem do feixe do tomógrafo propomos uma metodologia experimental, utilizando o medidor de filtração total AGMS-D da Radcal, descrita a seguir.

3.2.1. Determinação da filtração total do tomógrafo de PET/CT

A filtração total foi determinada usando o kit Accu Gold Radcal, calibrado de fábrica em outubro de 2013, com exposição do sensor AGMS-D no feixe dos tomógrafos de cada PET/CT com tubos na posição 12h.

O filtro gravata borboleta produz no interior do *gantry* filtrações não uniformes que compensam a variação entre a espessura do corpo do paciente e os detectores do equipamento CT. A utilização destes filtros vai resultar em uma intensidade de feixe mais uniforme para o detector (JARRY *et al.*, 2003).

A **Figura 22** mostra nove pontos de posicionamento do sensor AGMS-D na determinação de filtração total, a uma distância radial de 40 cm do isocentro do *gantry*. Os valores da filtração total em cada posicionamento foram determinados com o equipamento

de PET/CT no modo serviço, com o tubo parado, efetuando um único disparo. Depois de processar as medições, as curvas de filtração são traçadas considerando-se a distância radial ao isocentro do *gantry* do aparelho. Com o auxílio de um programa gráfico, considerando-se as dimensões do equipamento, foi determinada a geometria do filtro gravata borboleta para o código MCPNX.

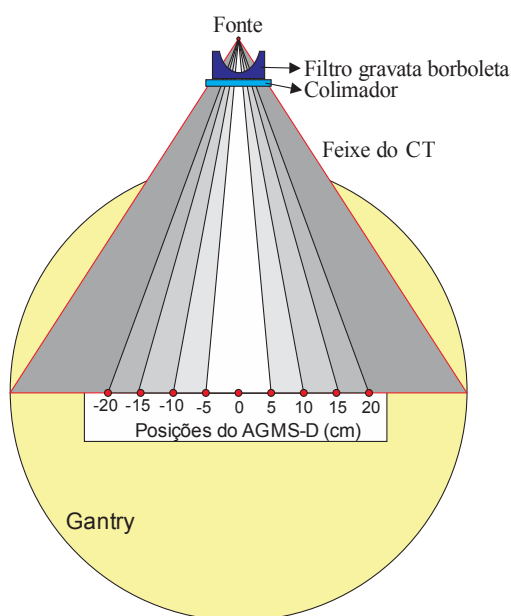


Figura 22. Esquema com pontos do *gantry* onde a filtração total foi determinada pelo sensor AGMS-D, Radcal.

Os espectros de energia utilizados nas simulações dos tomógrafos foram gerados pelo programa *Report 78 Spectrum Processor* (SRS) 78 (CRANLEY *et al.*, 1997), sem adição de filtração, uma vez que a filtração total para cada equipamento de PET/CT estudado foi determinada experimentalmente.

3.2.2 Validação das simulações do feixe de CT

Uma câmara de ionização foi modelada no código MCNPX por meio de um conjunto de quatro cilindros concêntricos, com comprimentos de 10 cm, de forma a representar características geométricas idênticas ao modelo 10x6-3CT-Radcal. Esse modelo possui paredes de policarbonato, eletrodo de material equivalente ao ar C552,

tampa exterior de polyacetel e volume ativo de 3 cm³. É importante para a validação dos resultados simular uma geometria idêntica ao detector utilizado.

O simulador para medida de CTDI de corpo que foi usado nas medições e nas simulações de Monte Carlo possui 15 cm de comprimento e 32 cm de diâmetro, sendo composto de PMMA, que tem densidade de 1,19 g/cm³. O simulador para medida de CTDI contém cinco furos, um no centro e outros quatro a um centímetro abaixo da superfície cilíndrica do simulador para a inserção de câmara de ionização.

As simulações do tomógrafo no código de Monte Carlo MCNPX fornecem resultados por meio do *tally* F6 (MeV/g/partícula).

Os parâmetros para a determinação das doses absorvidas nas células de interesse no cenário de simulação consideram as características do feixe de raios X de cada equipamento de tomografia. São elas: o espectro de energia, a filtração total, a forma do feixe, o ângulo anódico e a colimação. A **Figura 23** mostra o posicionamento do simulador MASH no interior do *gantry* construído para o código MCNPX, contendo os pontos de determinação da filtração do feixe.

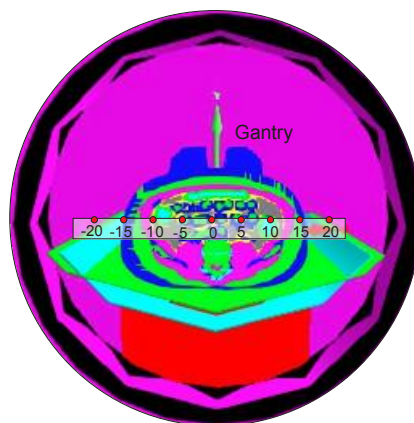


Figura 23. Posicionamento do simulador MASH no interior do *gantry* construído para o código MCNPX

Objetivando determinar a dose absorvida em cada procedimento de CT, os valores de contagem em unidades de MeV/g/partícula foram convertidos para dose absorvida em unidades de mGy/100 mAs por um fator de conversão (CF), proposto por GU *et al.* (2009), conforme a **Equação 45**:

$$(CF)_{E,NT} = \frac{CTDI_{(100,air,medido\ por\ 100\ mAs)E,NT}}{CTDI_{(100,air,simulado\ por\ partícula)E,NT}} \quad (45)$$

A dose absorvida no tecido ou no órgão, em unidades de mGy/100 mAs, é determinada usando a **Equação 46**, considerando $\sum N$ a soma da energia depositada em MeV/g/partícula por todas as rotações durante o exame de PET/CT simulado:

$$D_{absoluta} = D_{simulada} \cdot CF \cdot \sum N \quad (46)$$

3.2.3 Características da fonte de CT para os dois equipamentos estudados

Para realizar a simulação computacional das doses absorvidas é necessário descrever adequadamente as características físicas do feixe de radiação. Por isso, associado ao feixe de raios X do tomógrafo, o espectro fornecido pelo *Software Report 78 Spectrum Processor-IPEM 1997* (CRANLEY *et al.*, 1997) foi utilizado.

A fonte do feixe de tomografia foi construída com características idênticas à confeccionada por Gu *et al.* (2009). Considerou-se ainda uma abertura da gantry de 70 cm, distância do ponto focal ao isocentro de 54 cm, distância do ponto focal aos detectores de 95 cm, abertura de feixe de 56° para ambos os equipamentos e espessura de 40 mm (GE) e 20 mm (Siemens). Estes dados foram obtidos nos consoles dos equipamentos da GE e Siemens, e também por Akbarzadeh *et al.* (2010) e por Ay *et al.* (2009). Os equipamentos de PET/CT investigados neste estudo, cujas fotografias dos *gantries* são mostradas na **Figura 24**, estão instalados em duas instituições: CLIMED, em Aracaju, SE, e Hospital São Rafael, em Salvador, BA, nos quais foram realizadas as medidas experimentais.

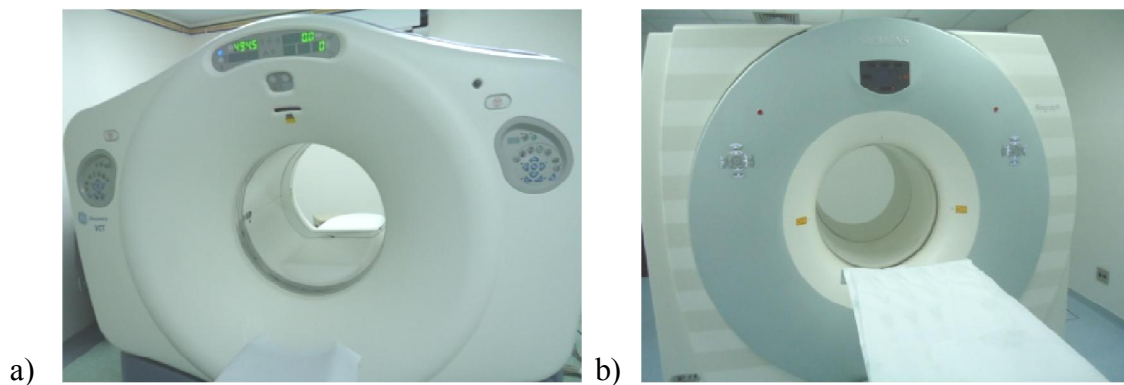


Figura 24. Detalhe dos equipamentos de PET/CT a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph True Point 16.

Quanto aos alvos desses equipamentos, tem-se: ângulo anódico de 7° e filtração de 3,25 mmAl + 0,1 mm Cu para GE Discovery VCT (GE HELTCARE, 2005), e ângulo anódico de 7° e a filtração de 6,3 mmAl para o Siemens Biograph True Point 16 (SIEMENS, 2007).

As tensões de pico para o feixe de raios X dos equipamentos de PET/CT são padronizadas de acordo com aquelas mais utilizadas em rotinas de diagnóstico. Estão disponíveis as tensões de pico de 80, 100, 120 e 140 kVp para o equipamento GE e 80, 110 e 130 kVp para o equipamento da Siemens.

Após a validação dos cenários construídos no código MCNPX através dos resultados de nCTDIw, os simuladores computacionais MASH2 e FASH2 (CASSOLA *et al.*, 2010b), chamados neste estudo de MASH e FASH, foram utilizados para estimar as doses absorvidas em órgãos internos, de acordo com o posicionamento do paciente em um exame de PET/CT, considerando a espessura do feixe de CT (equivalente à espessura de corte) de 40 mm, utilizada em rotinas de exames para o equipamento da GE, com um fator de passo para a mesa de 0,984, e 20 mm com passo para a mesa de 0,960 para o equipamento da Siemens.

3.2.4 Cenários computacionais para o tomógrafo

Cada cenário computacional construído contém um equipamento de PET/CT no interior de uma sala com dimensões 3,25 m × 4,20 m × 2,75 m. A **Figura 25 (a)** mostra um detalhe do deslocamento dos 36 conjuntos de filtros e colimadores no cenário para a simulação do modo helicoidal do tomógrafo. A **Figura 25 (b)** representa o cenário com o simulador computacional MASH, e a **Figura 25 (c)** o cenário com o simulador CTDI de corpo.

No interior do equipamento de PET/CT estão modelados 36 colimadores juntamente com filtros gravata borboleta.

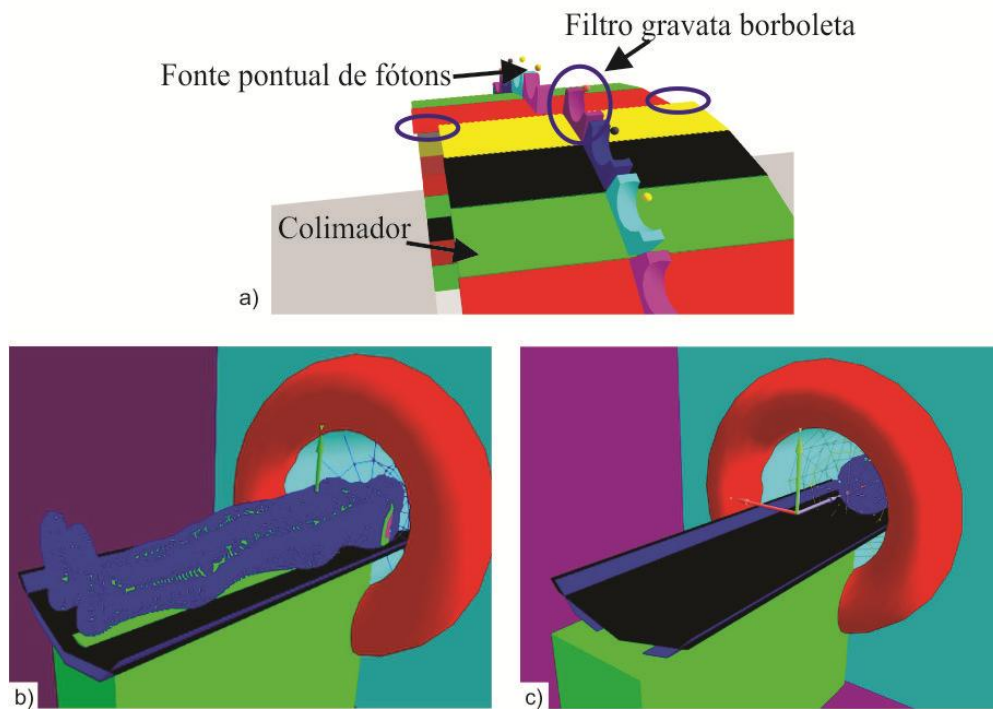


Figura 25. Cenários contendo aparelho de PET/CT para o código MCNPX. a) Deslocamento das fontes na direção Z (círculos) para simulação do modo helicoidal, filtros e colimadores; b) Cenário com simulador MASH c) Cenário com simulador para medida de CTDI de corpo (BELINATO *et al.*, 2015)

A **Figura 26** mostra a região do simulador MASH exposta ao feixe quando submetido à rotina de CT de corpo inteiro no código MCNPX para um dos equipamentos de PET/CT.

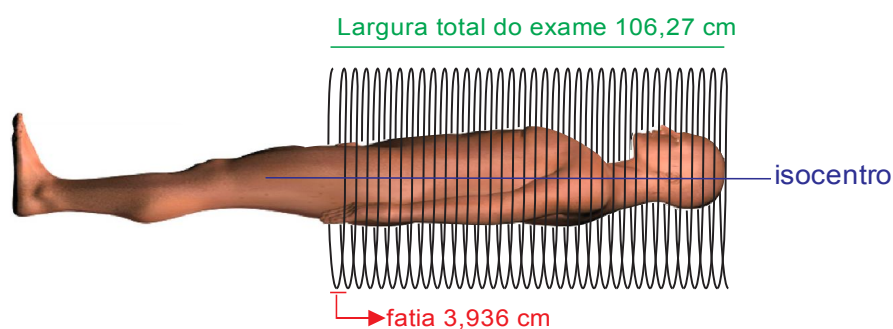


Figura 26. Região irradiada do simulador MASH submetido à tomografia de corpo inteiro no MCNPX.

Foram escolhidas 36 fontes de raios X, a fim de obter uma distribuição angular mais homogênea do feixe (10° entre as fontes), embora Gu *et al.* (2009) tenham obtido resultados satisfatórios em relação à homogeneidade do feixe quando empregaram

16 fontes. Outro aspecto considerado foi que na simulação helicoidal as fontes foram deslocadas no eixo z para ajustar uma fatia de 40 milímetros/rotação (0,984 pitch) no aparelho GE e uma fatia de 20 milímetros/rotação (0,960 pitch) no Siemens. Esta condição duplica as rotações nas simulações de dose no exame de PET/CT de corpo inteiro para o equipamento Siemens.

Para os simuladores antropomórficos pediátricos a região examinada foi de 94,5 cm para os M10 e F10, 67,0 cm para os M05 e F05, 47,2 cm para 1 ano e 31,5 cm no recém-nascido. Utilizamos o pitch igual a 2 (1,920) no equipamento da Siemens com o objetivo de avaliar a interferência do filtro de gravata borboleta nas doses absorvidas, ou seja, uma fatia de 40 mm por rotação.

3.3 Simulações das doses para os emissores de pósitrons

A metodologia utilizada na simulação das doses absorvidas pelos emissores de pósitrons foi idêntica à utilizada por Stabin e Siegel (2003) com os simuladores MIRD-5 (Adam e Eve). Os radionuclídeos foram distribuídos em 22 órgãos de cada simulador e também no corpo inteiro. O *tally* *F8 foi utilizado para determinação da energia depositada nos órgãos internos, uma vez que este *tally* considera que a deposição de energia possa ocorrer fora do volume do voxel quando fótons e elétrons de energia maiores que 200 keV interagirem com nos tecidos. Em seguida, os resultados são computados de acordo o método MIRD, conforme equações descritas na seção 2.8.

Para determinação dos valores S e das frações específicas absorvidas (SAF) dos emissores de pósitrons para principais órgãos alvo devido a energias contidas no espectro de emissão foram utilizadas as **Equações 47 e 48**, respectivamente:

$$S_{(r_T \leftarrow r_S)} \left[\frac{mGy}{MBq.s} \right] = \frac{tally * F8 [MeV] x (1,6x10^{-4})}{M(r_T) [kg]} \quad (47),$$

$$\phi_{(r_T \leftarrow r_S, E_i)} = \frac{E_d}{E_i M(r_T)} = \frac{tally * F8}{(Energia do feixe).M(r_T)} \quad (48).$$

onde $1,6x10^{-4}$ é o fator de conversão de MeV/desintegração para mGy/desintegração, E_i e E_d são as energias emitidas pela fonte e absorvida pelos órgãos alvo, respectivamente, e

$M(r_T)$ é a massa do tecido alvo (kg). A **Equação 48** é idêntica à razão da **Equação 31** pela massa $M(r_T)$.

Considerando-se a fonte distribuída uniformemente em todos os voxels do corpo, é possível determinar a fração absorvida de radiação na região alvo com a **Equação 49**:

$$\phi(r_T \leftarrow \text{corpo inteiro}, E_i) = \frac{1}{E_i} \sum r_s w(r_s) E_d(r_s) \quad (49)$$

Nessa equação, $w(r_s)$ é a probabilidade de amostragem no órgão de origem, que é igual à proporção de volume do órgão de origem no corpo total (XIE *et al.*, 2013).

Uma das variáveis que deve ser descrita adequadamente no código MCNPX é o espectro de emissão dos radionuclídeo. Nesse estudo serão avaliados seis radionuclídeos: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{68}Ga e ^{82}Rb , cujos dados dos espectros foram calculados pelo grupo MIRD, mostrados na **Figura 27** (ECKERMAN e ENDO, 2008).

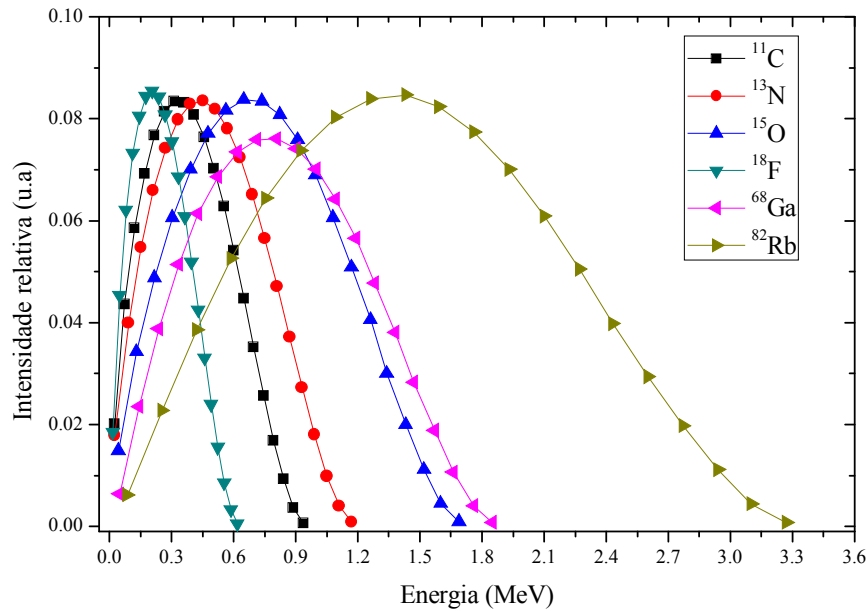


Figura 27. Espectros beta para ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{68}Ga e ^{82}Rb (adaptado de ECKERMAN e ENDO, 2008).

3.4. Construção de simulador de acrílico e PLA para PET/CT

3.4.1 Objeto simulador de acrílico com PLA para PET e detectores

Para a quantificação experimental das doses absorvidas pelo ^{18}F -FDG, foi construído um objeto simulador de PMMA, na forma de um cubo, com um compartimento

em seu interior para inserção de radionuclídeo. A **Figura 28** apresenta um desenho esquemático do objeto simulador, composto por placas de acrílico de 10 mm de espessura (vermelho) e de 8 e 12 mm de espessura (amarelo). O compartimento para FDG (verde) foi produzido em uma impressora 3D-Touch com PLA, tendo dimensões de $2,4 \times 3,9 \times 3,9 \text{ cm}^3$.

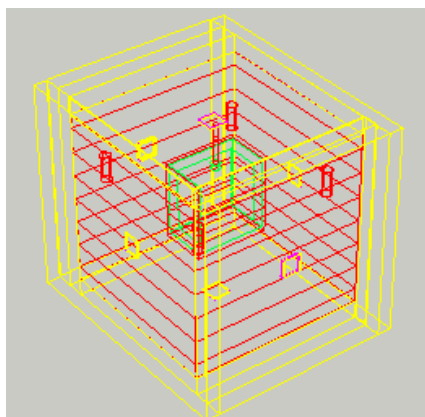


Figura 28. Esquema do simulador de PET/CT com o compartimento para ^{18}F na cor verde.

A composição química do PLA foi avaliada para a determinação das curvas de atenuação da radiação pelo material. Amostras de PLA foram enviadas para a central analítica do Instituto de Química da Universidade de São Paulo (IQ/USP). Determinou-se o percentual de carbono, hidrogênio e nitrogênio com o equipamento Elemental Analyser CHN - Perkin-Elmer, modelo 2400, através da técnica de combustão e também se verificou a presença de metais por espectrometria de emissão atômica (AES) por plasma indutivamente acoplado (ICP), detectando-se os percentuais de S/Si, B, Ca, Fe, P, Sn na amostra.

A curvas de atenuação para o PLA foram traçadas com o auxílio do programa WinXcom, a partir da composição química do material, uma vez que a atenuação é diretamente proporcional ao número atômico efetivo, conforme **Equação 13**. Também foi construído um cenário de simulação idêntico ao simulador de PET/CT para o método de Monte Carlo conforme **Figura 28**.

Sob os centros das faces do simulador cúbico (a 1 cm de profundidade da superfície externa) foram produzidas cavidades de 1,3 cm de lado e 0,4 cm de profundidade para acomodar os dosímetros OSL nanoDots da Landaer. Realizou-se as leituras dos dosímetros OSL (medições do sinal OSL) em um sistema OSL MICROSTAR-Landauer.

3.4.2 Cenários para simulador de acrílico para PET/CT

Para a determinação das doses absorvidas no simulador de acrílico para PET/CT pelos feixes de CT foram realizadas simulações com o código MCNPX considerando sete cortes (fatias) para o equipamento da GE e quatorze fatias para o equipamento da Siemens. Nas simulações, foi considerado um cenário com o simulador de PET/CT contendo ^{18}F -FDG. A **Figura 29 (a)** apresenta o cenário com o simulador sendo examinado em um equipamento de PET/CT, em modo de varredura helicoidal, e a **Figura 29 (b)** o cenário com ele sobre uma mesa para estimativa das doses devido ao ^{18}F -FDG ao longo do tempo em que o paciente permanece deitado, conforme condições experimentais.

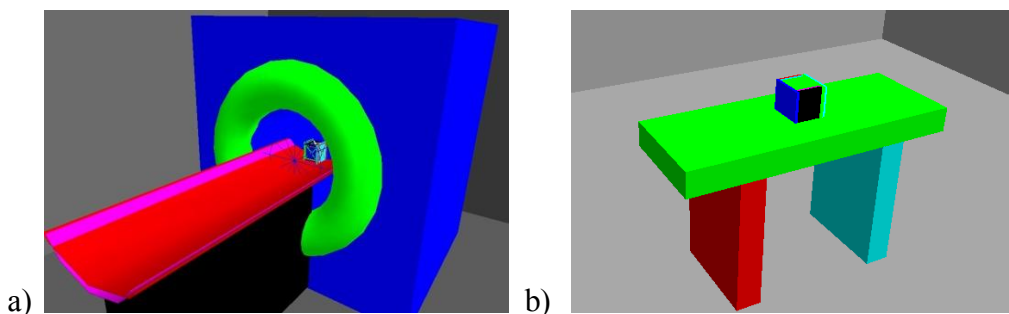


Figura 29. Cenários de PET/CT a) Simulador submetido à tomografia em modo de varredura helicoidal b) Simulador sobre uma mesa com radionuclídeo ^{18}F -FDG em seu interior.

Para a simulação dos dosímetros OSL no método de Monte Carlo, foi utilizada uma geometria idêntica à apresentada por Kerns *et al.* (2011) para representação de dosímetros nanodots.

Dois valores de atividades de ^{18}F -FDG foram utilizados para realização das medições experimentais no simulador de PET/CT.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esta seção está dividida em quatro partes contendo os resultados de simulações das doses devido à CT e à PET. A primeira parte (item 4.1) discute sobre as simulações no feixe de tomografia computadorizada; a segunda parte apresenta resultados de simulações das frações absorvidas e valores S para seis radionuclídeos (item 4.2); a terceira parte traz detalhes da confecção e estudo das doses no simulador para PET/CT (item 4.3); por fim, na quarta parte (item 4.4) tem-se a apresentação das doses absorvidas em PET/CT para um exame típico em indivíduo adulto.

4.1 Simulações das doses de tomografia computadorizada

4.1.1 Determinação experimental do filtro de gravata borboleta

Dada a importância da influência do formato do filtro gravata borboleta nas simulações de dosimetria em CT, foi calculada a filtração total com o detector AGMS-D acoplado ao kit Accu-Gold Radcal para os dois equipamentos de PET/CT de interesse. As **Figuras 30 (a) e 30 (b)** apresentam os resultados das curvas de filtração total para os equipamentos GE e Siemens, respectivamente.

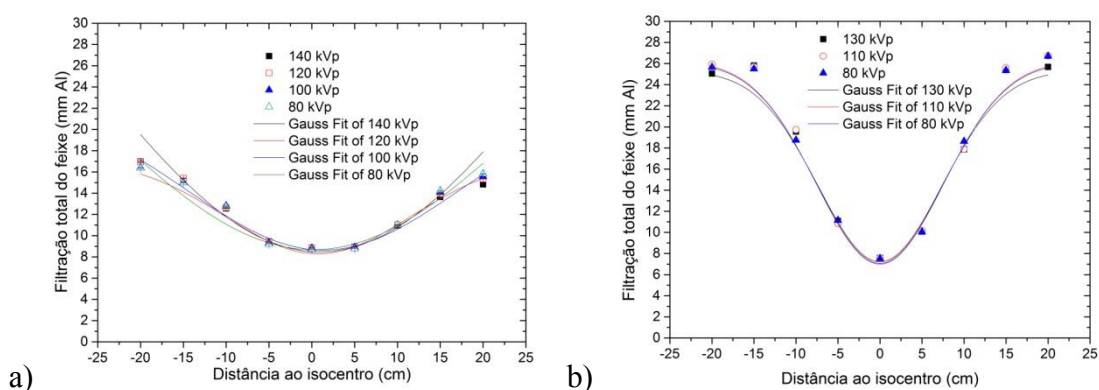


Figura 30. Curvas de filtração total do feixe obtida com o sensor AGMS-D para: a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph true point 16 (BELINATO *et al.*, 2015).

A partir das curvas de ajuste, traçadas para as energias disponíveis no modo de serviço do scanner, com o tubo na posição 12 h, foram construídas geometrias para os dois filtros gravata borboleta dos sistemas de PET/CT, mostrados na **Figura 31** na cor amarela e os colimadores na cor cinza.

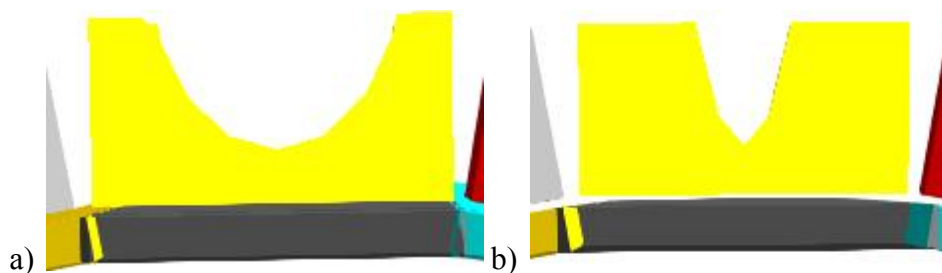


Figura 31. Geometria dos filtros gravata borboleta (amarelo) e colimadores (cinza) construídas para o código MCNPX baseadas nos dados da figura 29: a) GE Discovery VCT b) Siemens Biograph true point 16 (BELINATO *et al.*, 2015).

A **Figura 32** apresenta os espectros gerados para os tomógrafos no MCNPX, considerando-se o formato do filtro gravata borboleta para cada um dos equipamentos de PET/CT. Inicialmente utilizamos duas energias, 130 e 140 kVp, uma vez que estas energias são as utilizadas em protocolos de PET/CT de corpo inteiro. Observa-se que a geometria construída para o filtro gravata borboleta do equipamento da Siemens aumenta a energia efetiva do feixe.

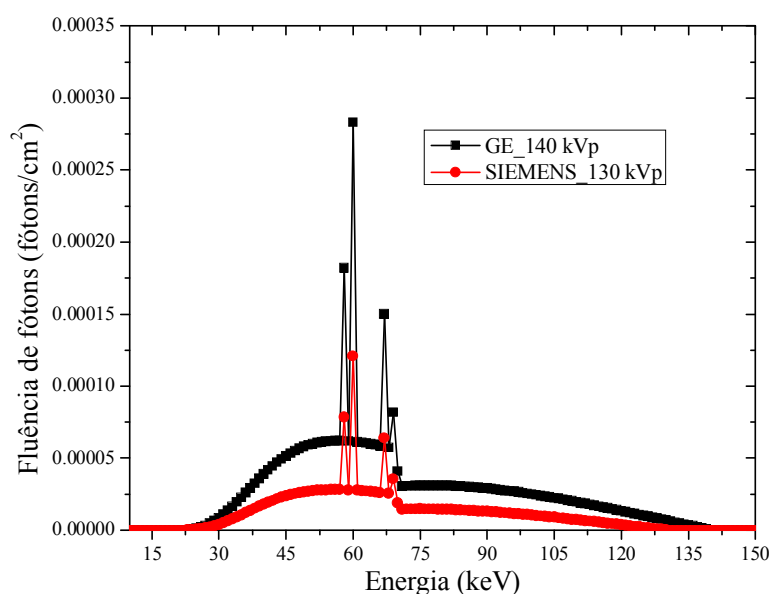


Figura 32. Espectros simulados em MCNPX para o isocentro dos equipamentos de PET/CT da GE (140 kVp) e Siemens (130 kVp) considerando-se o formato do filtro gravata borboleta.

O aumento da energia efetiva do feixe contribui para a aumentar a dose absorvida pelo paciente, embora no equipamento da Siemens a energia de pico do feixe seja reduzida em 10 keV (BELINATO *et al.*, 2015). Este resultado está de acordo com estudos

disponibilizados na literatura (AY *et al.*, 2009; GU *et al.*, 2009; FERREIRA *et al.*, 2011a; FIGUEIRA *et al.*, 2015).

4.1.2 Valores de CTDI e nCTDI_w

A **Tabela 10** resume os fatores de conversão (CFs) obtidos em código MCNPX, considerando-se um número de 10^8 partículas nas simulações para as tensões de pico dos equipamentos GE e Siemens.

Tabela 10. Fatores de conversão (CFs) obtidos para os equipamentos da GE e Siemens

Tensão de pico (kVp)	Colimação do feixe (mm)	Experimental CTDI ₁₀₀ no ar (mGy/100mAs)	Simulado CTDI ₁₀₀ no ar (MeV/g/partícula)	Fator de conversão (mGy.g.partícula/100 mAs/MeV)
GE-80	1 × 5,0	4,55 ± 0,23	5,31E-06 ± 1,06E-07	8,57E+05 ± 4,62E-07
GE-100	1 × 5,0	7,83 ± 0,40	7,98E-06 ± 1,60E-07	9,81E+05 ± 5,26E-07
GE-120	1 × 5,0	12,20 ± 0,62	1,01E-05 ± 2,02E-07	1,21E+06 ± 6,49E-07
GE-140	1 × 5,0	16,89 ± 0,86	1,17E-05 ± 2,34E-07	1,45E+06 ± 7,75E-07
Siemens - 80	1 × 2,4	5,73 ± 0,27	4,65E-06 ± 0,93E-07	1,23E+06 ± 6,69E-07
Siemens -110	1 × 2,4	12,44 ± 0,63	8,01E-06 ± 1,60E-07	1,55E+06 ± 8,36E-07
Siemens -130	1 × 2,4	16,48 ± 0,84	9,56E-06 ± 1,91E-07	1,72E+06 ± 9,27E-07

De acordo com a **Tabela 10**, a proximidade nos resultados de CTDI para as tensões de pico 140 kVp e 130 kVp, ocorre devido à geometria dos filtros gravata borboleta, que produzem fluxos de partículas distintos para os tomógrafos, conforme curvas apresentadas na **Figura 32**, como também CFs maiores para o equipamento de PET/CT da Siemens.

Os resultados experimentais obtidos para valores CTDI e também simulados no código MCNPX são mostrados nas **Tabelas 11 e 12** para os dois PET/CT estudados.

São observadas diferenças inferiores a 5% nos resultados de CTDI simulados em relação aos valores experimentais; tal aspecto é parâmetro de validação do cenário construído no código MCNPX.

Observa-se, para ambos os equipamentos, que um aumento na tensão de pico do feixe produz maior valor de nCTDI_w, sendo o espectro de energia responsável por produzir maior deposição de energia na câmara de ionização do cenário computacional, conforme relatado também por Gu *et al.* (2009) e Figueira *et al.* (2015). Os resultados de nCTDI_w

simulados variaram em até 25% quando comparados com estudos usando diferentes filtros gravata borboleta em um mesmo equipamento (KOST *et al.*, 2015)

Tabela 11. CTDI experimentais e simulados no PET/CT GE Discovery VCT

Tensão de pico (kVp)	Posição	CTDI₁₀₀ medido (mGy/100mAs)	CTDI₁₀₀ simulado (mGy/100mAs)	Diferença %
80	Centro	0,71	0,75	4,72
	Periferia	2,52	2,45	-2,68
	nCTDIw	1,92	1,88	-1,77
100	Centro	1,61	1,58	-1,85
	Periferia	4,40	4,47	1,70
	nCTDIw	3,47	3,51	1,15
120	Centro	2,89	2,82	-2,55
	Periferia	7,29	7,18	-1,39
	nCTDIw	5,82	5,73	-1,58
140	Centro	4,26	4,11	-3,38
	Periferia	10,08	10,17	0,86
	nCTDIw	8,14	8,15	0,12

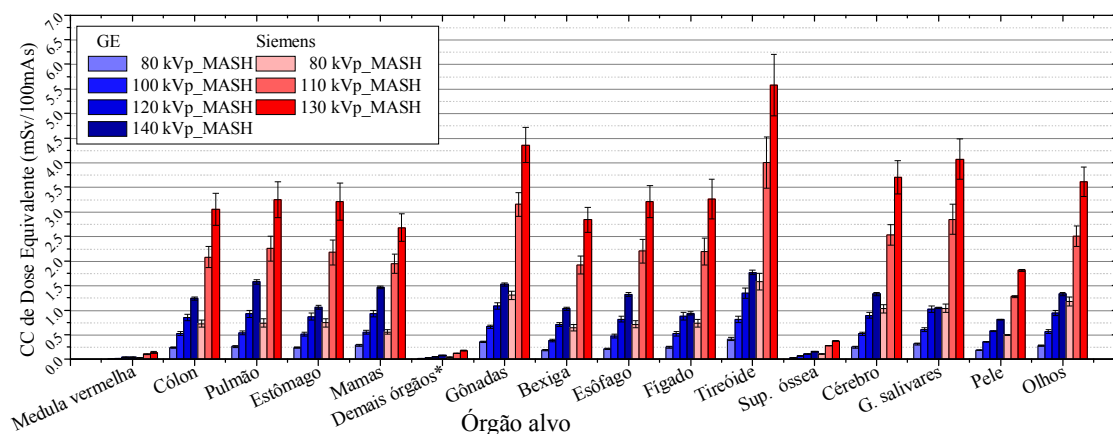
Tabela 12. CTDI experimentais e simuladas no PET/CT Siemens Biograph 16 true point

Tensão de pico (kVp)	Posição	CTDI₁₀₀ medido (mGy/100mAs)	CTDI₁₀₀ simulado (mGy/100mAs)	Diferença %
80	Centro	0,79	0,82	3,62
	Periferia	1,93	2,01	4,10
	nCTDIw	1,55	1,61	4,02
110	Centro	2,27	2,36	3,82
	Periferia	4,91	4,93	0,51
	nCTDIw	4,03	4,08	1,13
130	Centro	3,29	3,41	3,66
	Periferia	6,77	6,90	1,96
	nCTDIw	5,61	5,74	2,29

4.1.3 Coeficientes de conversão de doses de CT nos simuladores adultos e pediátricos

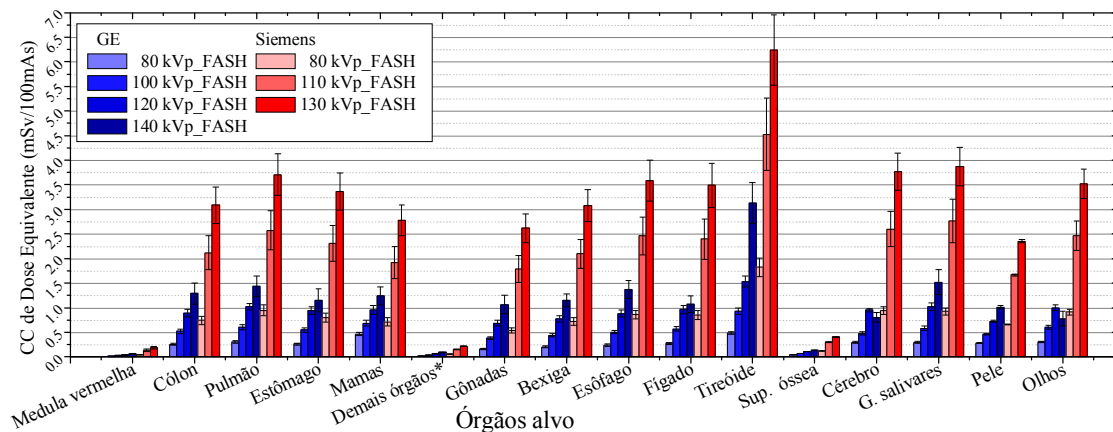
Os CCs de doses equivalentes (mSv/mAs) nos órgãos internos dos simuladores MASH e FASH, sem braços, para os equipamentos PET/CT GE e Siemens são mostrados nas **Figuras 33 e 34**, respectivamente. Os órgãos foram escolhidos de acordo com as recomendações da publicação ICRP 103 (ICRP, 2007a).

Por considerar parâmetros estatísticos nas simulações, os resultados obtidos no código MCNPX com erros abaixo de 10 % são geralmente (mas nem sempre) confiáveis (PELOWITZ, 2011). Por este motivo foram associados erros relativos abaixo de 5% aos resultados de *tally* F6 para as doses dos tomógrafos. Este aspecto é muito importante em simulações de Monte Carlo, uma vez que garante a convergência dos resultados para valores confiáveis em detectores e/ou células de interesse no cenário computacional construído.



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 33. CCs de doses equivalentes nos órgãos (mSv/100 mAs) para o simulador MASH, obtidas para os equipamentos de PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 34. CCs de doses equivalentes nos órgãos (mSv/100 mAs) para o simulador FASH obtidas para os equipamentos de PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.

As doses para o tomógrafo de PET/CT da Siemens são duas vezes maiores que as calculadas para os exames realizados com o da GE. Este resultado está relacionado principalmente ao dobro de número de cortes necessários para o exame de PET/CT de corpo inteiro (40 mm/rotação para a GE e 20 mm/rotação para a Siemens), pitch=1

(0,983 e 0,96). Outro parâmetro que contribui para o aumento das doses no equipamento da Siemens é o filtro gravata borboleta, conforme discutido na seção 4.1.2.

Para alguns órgãos, como gônadas, tireoide e mamas, há diferenças nos coeficientes devido a variações na estrutura física dos simuladores MASH e FASH. A tireoide e o cérebro do simulador FASH, por exemplo, possuem menor número de voxels se comparados ao MASH; além disso, têm-se na região das gônadas e mamas estruturas físicas distintas nos dois simuladores.

O produto corrente-tempo utilizado nos protocolos de PET/CT de corpo inteiro em adultos é de 140 mAs e 120 mAs para a GE e Siemens, respectivamente. Este aspecto produz menores doses absorvidas pelos órgãos para o equipamento da GE. O fabricante desse equipamento afirma que o ajuste do mAs de acordo com a região do corpo a ser irradiada durante a tomografia, chamado de sistema CARE Dose 4D, reduz até 66% da dose (SIEMENS, 2007). Nossos resultados apontam para a necessidade de ativação do sistema CARE Dose 4D no equipamento da Siemens com intuito de minimizar a exposição do paciente à radiação produzida pelo tomógrafo.

Os CCs de doses efetivas nos simuladores MASH e FASH estão na **Figura 35**. Observa-se que o tomógrafo Siemens entrega maior dose efetiva por mAs que o da GE, como discutido para as **Figuras 33 e 34**.

Semelhante ao publicado por Ferreira *et al.* (2011b), neste estudo também os resultados de doses equivalentes e efetivas para o simulador FASH apresentaram-se superiores a tais doses para o MASH. A principal razão é que no simulador feminino as massas dos órgãos e tecidos são menores se comparadas com o simulador masculino.

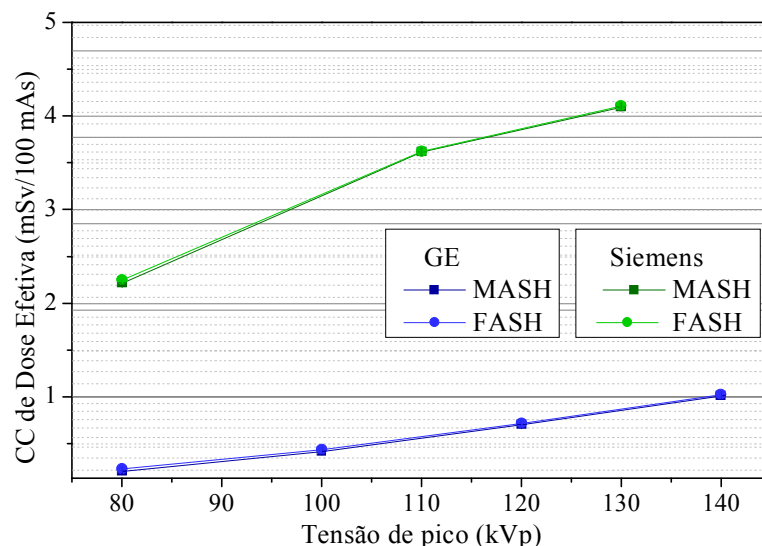
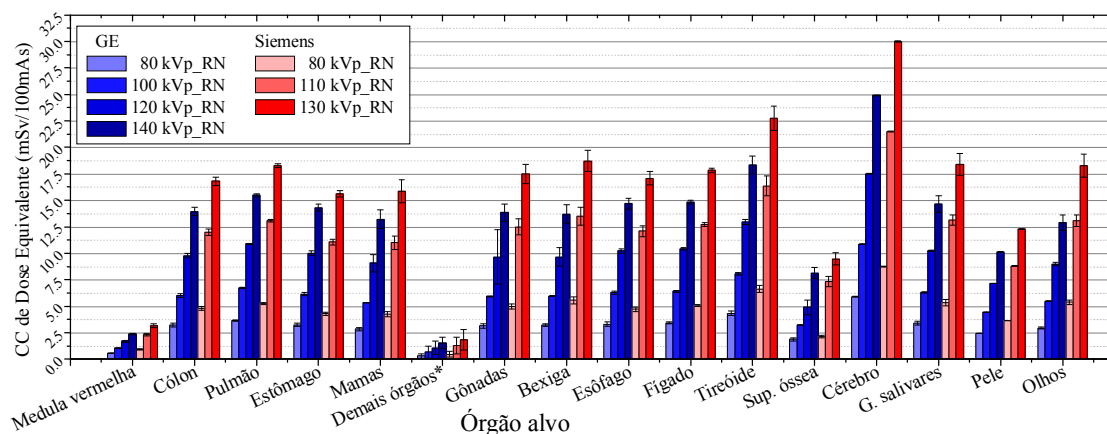


Figura 35. CC de dose efetiva em função da tensão de pico para os simuladores MASH e FASH nos tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.

Os CCs de dose equivalente (mSv/mAs) nos órgãos dos simuladores pediátricos de recém-nascido, um ano, cinco e dez anos masculino e cinco e dez anos feminino, para os equipamentos PET/CT GE e Siemens, são mostradas nas **Figuras 36 a 41**, respectivamente.



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 36. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador recém-nascido (RN) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point

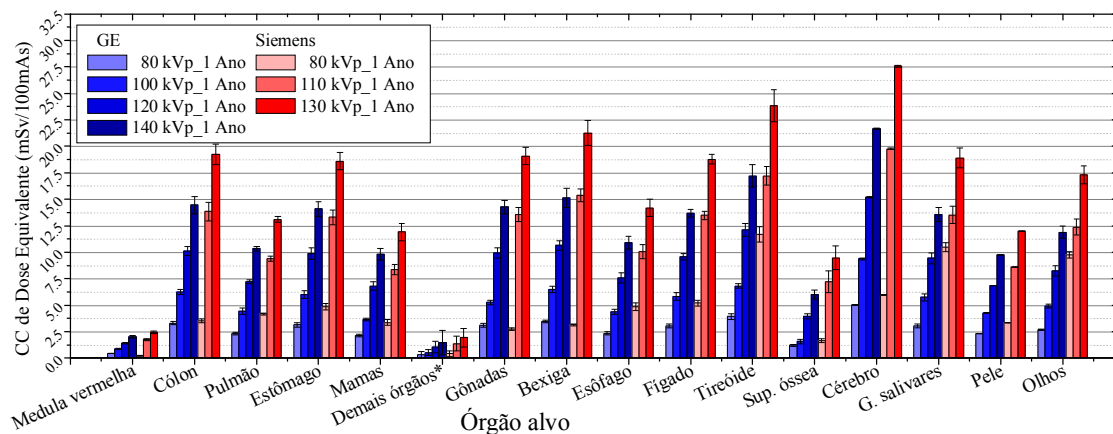


Figura 37. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 1 ano devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point

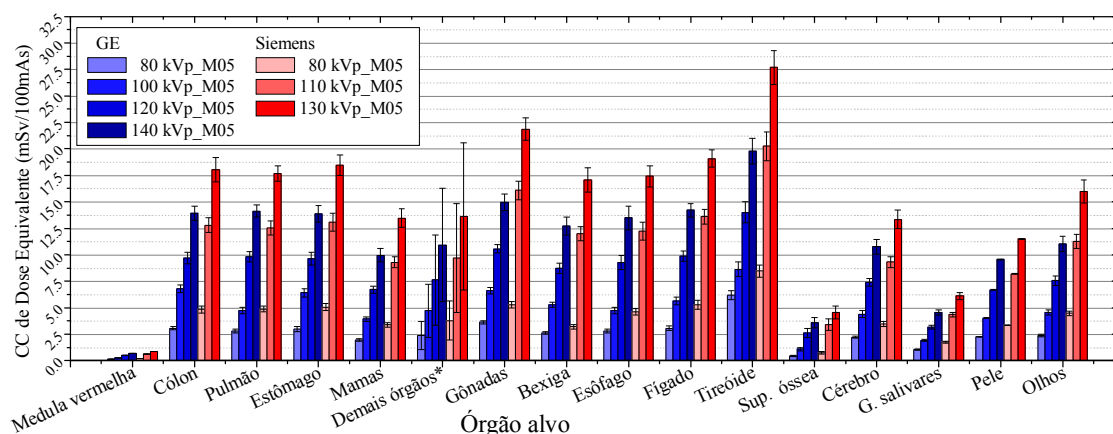


Figura 38. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 5 anos masculino (M05) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point

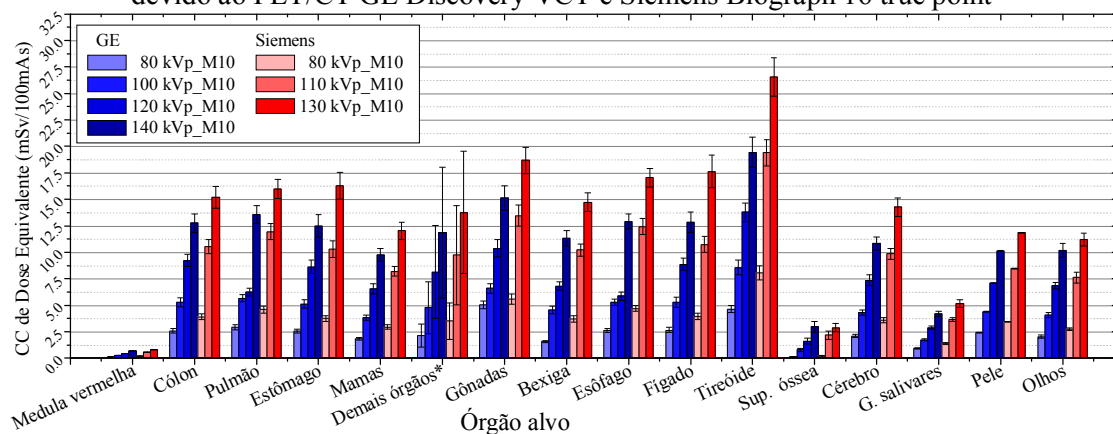
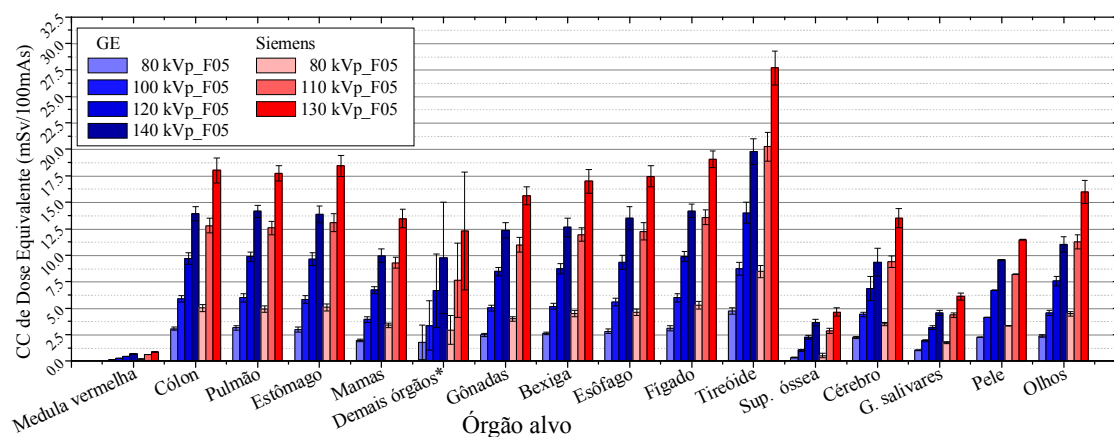
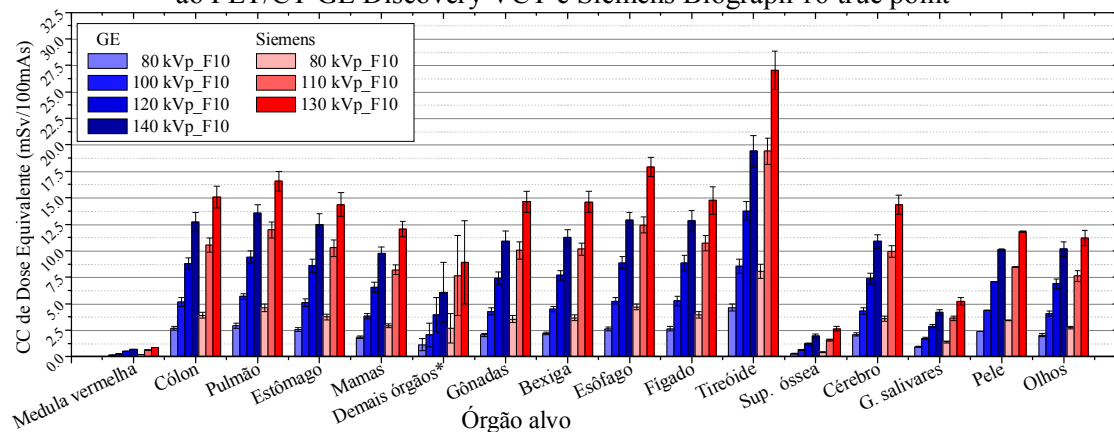


Figura 39. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 10 anos masculino (M10) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar,Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 40. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 5 anos feminino (F05) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar,Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 41. CCs de doses equivalentes (mSv/100 mAs) - simulador 10 anos feminino (F10) devido ao PET/CT GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point

Na **Tabela 13** listamos o número de cortes realizados nos simuladores pediátricos e adultos para determinação das doses em cada equipamento de PET/CT.

Tabela 13. Número de fatias (cortes) para as simulações dos feixes de tomografia

Simulador	PET/CT GE	PET/CT Siemens
Recém-nascido	8	8
1 Ano	12	12
5 Anos	17	17
10 Anos	24	24
Adultos	27	54

A partir dos dados da **Tabela 13**, considerando-se a espessura de corte 40 mm e 20 mm para os equipamentos da GE e Siemens, as simulações foram realizadas com parâmetros de pitch=1 e pitch=2, respectivamente, para os simuladores pediátricos. Já para os simuladores adultos, o parâmetro de pitch=1 foi utilizado em ambos os equipamentos, necessitando do dobro de número de cortes necessários para o exame de PET/CT de corpo inteiro conforme já citado. Portanto, as variações das doses mostradas nas **Figuras 36 a 41** se dão devido às variações nos filtros gravata borboleta, conforme discutido na seção 4.1.2 e observadas também por Kost *et al.* (2015).

Outra característica a ser observada nos simuladores pediátricos é o tamanho dos órgãos. As dimensões das estruturas internas dos simuladores pediátricos são inversamente proporcionais às idades das crianças que eles representam. Esse aspecto faz com que os resultados das doses determinadas com o código MCNPX apresentem maiores desvios nos resultados dos *tallies*, indicando a necessidade de um aumento do número de partículas para as simulações.

Para a superfície óssea, observa-se nos simuladores adultos e nos infantis (M10, F10, M05, F05, recém-nascido (RN) e de 1 ano (1A) um decréscimo nos resultados dos CCs de doses equivalentes. Pode-se destacar que quanto maior a idade dos simuladores, maior a atenuação da radiação, fazendo com que os valores de dose equivalente sejam reduzidos nessa região devido a um maior espaçamento entre os órgãos como também devido a uma maior espessura do tecido muscular e adiposo.

A **Figura 42** apresenta uma tendência inversa entre os CCs de dose efetiva e a idade dos simuladores pediátricos. Comparando-se os resultados dos simuladores pediátricos com os resultados de dose efetiva de adultos, **Figuras 35 e 42**, observa-se um aumento de até 8 vezes nas doses em crianças. Feixes de tomografia têm o potencial de fornecer doses significativamente maiores de radiação para crianças do que para adultos (KHURSHEED, 2002; FIGUEIRA et. al., 2015). Portanto, devido a maior susceptibilidade aos efeitos da radiação, esforços devem ser implementados na prática clínica para reduzir as doses em crianças através da utilização de protocolos radiológicos específicos, uma vez que os efeitos estocásticos das radiações são mais perigosos para os pacientes mais jovens (ICRP, 2007a; ICRP, 2007b).

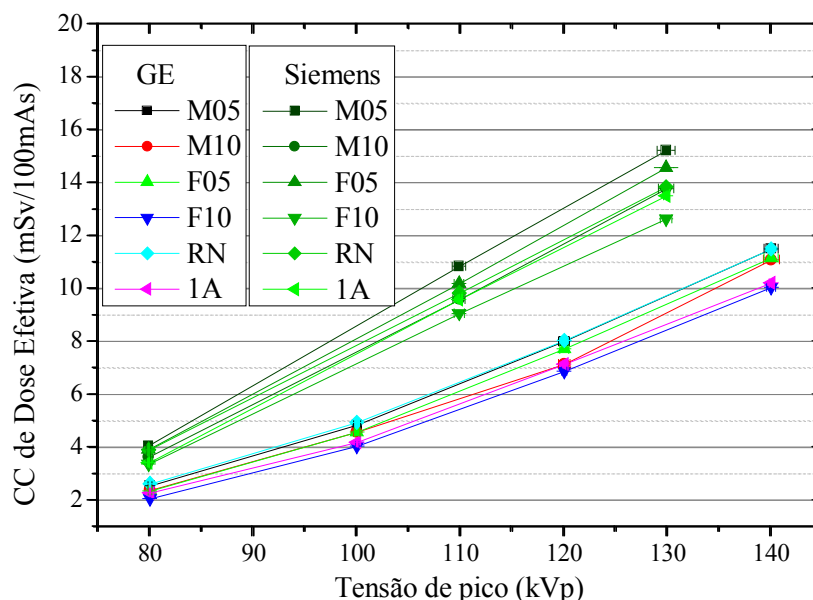


Figura 42. CC de dose efetiva em função da tensão de pico para os simuladores pediátricos recém-nascido, 1 ano, 5 anos e 10 anos de idade nos tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.

Protocolos de radiologia em CT pediátrica apresentaram diferentes padrões de dose em comparação com os protocolos para adultos. Não é surpreendente encontrar aplicações CT de altas doses em pacientes pediátricos, mesmo em países desenvolvidos (ATAÇ *et al.*, 2015). Por isso deve-se recomendar a utilização de protocolos com baixa tensão de pico para imagem corporal de pacientes pediátricos, considerando-se que este parâmetro reduz consideravelmente a dose efetiva, conforme relatado também por Brady *et al.* (2012) e Yang *et al.* (2014).

Os resultados das doses efetivas para as crianças de 1, 5 e 10 anos foram comparados com outros obtidos por Yang *et al.* (2014) em um equipamento de PET/CT da GE - Discovery ST-16 cortes, para 80, 100 e 120 kVp, empregando 4 valores de corrente. Os resultados de Yang *et al.* (2014) foram determinados após a tomografia de um simulador de acrílico cilíndrico de 18 cm de diâmetro, a partir dos valores de $CTDI_{VOL}$ exibidos no console do equipamento de CT. Multiplicando esses valores pelo comprimento L de varredura, os Yang *et al.* (2014) obtiveram valores de DLP, que por sua vez foram convertidos em dose efetiva utilizando os fatores obtidos em simulações de MC para a crianças de 1, 5 e 10 anos de idade, publicados pelo *National Radiological Protection Board* (NRPB) do Reino Unido. Os parâmetros de irradiação para os tomógrafos foram idênticos a este estudo, com exceção do tempo de rotação $t=0,5s$. Ajustando nossos

resultados para o tempo de rotação de 0,5 s, observamos que as doses efetivas se apresentam até 23,6 % maiores, conforme **Tabela 14**. Essas diferenças foram observadas para o simulador 10 anos.

Encontramos resultados de CCs de doses equivalentes e efetivas diretamente proporcionais às energias dos feixes, como relatado na literatura (DOWSETT *et al.* 2006; DEAK *et al.*, 2010; YANG *et al.*, 2014; FIGUEIRA *et. al.*, 2015) para todos os simuladores computacionais.

Tabela 14. Comparação dos resultados obtidos para doses efetivas para 1, 5 e 10 anos em exames no PET/CT da GE com os resultados de Yang *et al.* (2014)

Tensão de pico (kVp)	Corrente no tubo (mA)	1 Ano			5 Anos			10 Anos		
		A	B	%	A	B	%	A	B	%
120	10	0,36	0,34	5,0	0,39	0,34	15,5	0,35	0,29	20,9
	40	1,43	1,36	5,0	1,57	1,35	16,4	1,40	1,18	18,9
	80	2,86	2,72	5,0	3,14	2,7	16,4	2,81	2,35	19,4
	120	4,28	4,08	5,0	4,71	4,05	16,4	4,21	3,53	19,2
100	10	0,21	0,21	0,0	0,24	0,2	17,7	0,22	0,18	19,9
	40	0,84	0,82	2,0	0,94	0,81	16,2	0,86	0,71	21,6
	80	1,67	1,64	2,0	1,88	1,63	15,5	1,73	1,42	21,6
	120	2,51	2,46	2,0	2,82	2,44	15,7	2,59	2,13	21,6
80	10	0,11	0,11	0,0	0,12	0,11	11,4	0,11	0,09	23,6
	40	0,46	0,43	6,4	0,49	0,43	14,0	0,44	0,37	20,2
	80	0,91	0,87	5,2	0,98	0,86	14,0	0,89	0,75	18,6
	120	1,37	1,30	5,6	1,47	1,29	14,0	1,33	1,12	19,2

A= Este estudo usando t = 0,5 s B = YANG *et al.* (2014) % = Diferença percentual

Na **Figura 43** estão os resultados das doses efetivas em função das idades dos simuladores antropomórficos computacionais. É possível notar que a geometria do filtro gravata borboleta produz maiores valores de dose no equipamento da Siemens observando as curvas de 80 kVp, com valores inversamente proporcionais às idades dos indivíduos representados pelos simuladores.

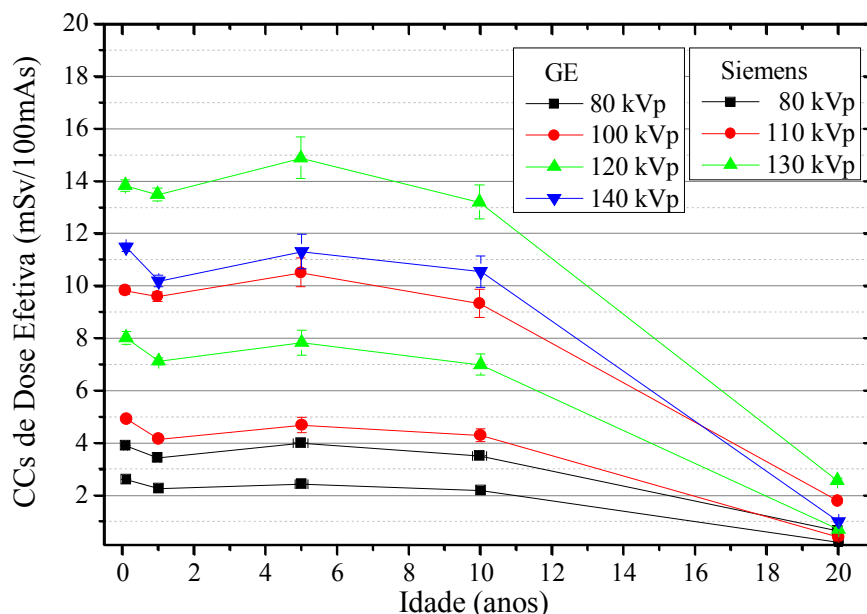


Figura 43. CCs de doses efetivas em função das idades dos simuladores para os tomógrafos GE Discovery VCT e Siemens Biograph 16 true point.

4.2 Simulações das frações absorvidas específicas e valores S para seis radionuclídeos

As simulações realizadas com 10^6 partículas de fótons forneceram incertezas estatísticas nos SAFs inferiores a 1% para o órgão de origem. No entanto, como elétrons e fótons de baixa energia têm curto alcance, resultados de simulações em órgãos distantes da fonte muitas vezes não recebem interações suficientes de partículas, o que pode conduzir a grandes incertezas estatísticas. Partículas emitidas com maior energia necessitam de mais tempo computacional para obtenção de resultados com incertezas estatísticas adequadas ou o emprego de alguma técnica de redução de variância. Quando considerada a fonte no corpo inteiro o tempo computacional também foi elevado devido à interação dos fótons nos tecidos distribuídos por todo o corpo, como ossos, músculos, pele, entre outros.

Os valores de SAFs para pósitrons consideraram 10^6 partículas transportadas pela fonte. A metodologia para calcular SAFs de pósitrons foi a mesma empregada para os fótons, mas o tempo computacional para cada simulação envolvendo 10^6 partículas de pósitrons foi consideravelmente maior. Esse aumento da duração do intervalo de tempo dessas simulações justifica-se devido à necessidade para gerar o processo de aniquilação dos pósitrons pelo código MCNPX no órgão fonte, pois, após simular cada aniquilação, ocorre a simulação dos dois fótons de 0,511 MeV.

As simulações dos valores S foram realizadas com 5×10^6 partículas. A elevação do número de partículas foi necessária para a determinação de resultados com incertezas inferiores a 5,0 % em órgãos alvo distantes do órgão fonte, uma vez que não foram consideradas técnicas de redução de variância nos cenários computacionais deste estudo.

4.2.1 Frações absorvidas nos simuladores adultos e pediátricos

As frações absorvidas específicas (SAFs) para feixes de fótons e pósitrons foram obtidas para os simuladores MASH e FASH em duas posturas distintas, em pé e deitados, aqui chamados de MASH_P, MASH_D, FASH_P e FASH_D, respectivamente. Estas duas posturas são estudadas para verificar a variação dos resultados com relação às mudanças morfológicas dos órgãos internos dos pacientes devido ao efeito gravitacional, relatadas por Cassola *et al.* 2010b. Dez órgãos alvo foram escolhidos para esta seção, considerando-se regiões do paciente que mais captam os radionuclídeos durante o exame de PET, como cérebro, coração, sangue e conteúdo da bexiga, e ainda outros de menor absorção, como adrenais, pulmões, rins, pâncreas e baço, não excluindo o corpo inteiro do paciente.

Os resultados dos SAFs de fótons para o intervalo de energia de 0,01 a 4 MeV, disponibilizados por Stabin e Siegel (2003) para simuladores masculino, feminino e infantil foram utilizados para comparação dos resultados deste estudo, apesar da aniquilação do pósitron resultar em fótons de energia constante de 0,511 MeV. Os resultados de SAFs devido a fótons monoenergéticos de 0,01 a 4 MeV são comparados para 4 regiões: a) sangue irradiando a parede do coração, b) conteúdo da bexiga irradiando parede da bexiga, c) cérebro e d) corpo inteiro. A **Figura 44** apresenta os resultados para MASH e FASH nas posturas em pé e deitado e a **Figura 45** para os pediátricos.

Para o sangue como fonte, irradiando a parede do coração, **Figuras 44 (a)** e **45 (a)** e a urina como fonte, irradiando a parede da bexiga, **Figura 44 (b)** e **45 (b)**, os valores de SAFs obtidos aqui mostram pequenas elevações, que ocorrem devido à proximidade geométrica das regiões nos simuladores MASH, FASH e pediátricos, mais realistas que os simuladores matemáticos empregados por Stabin e Siegel (2003). Nesses simuladores compostos por geometrias matemáticas os órgãos apresentam-se mais distantes uns dos outros comparado aos simuladores de superfícies mesh, utilizados neste estudo. Variações semelhantes nos SAFs devido a órgãos próximos são encontrados por Stabin *et al.* (2012) e Xie *et al.* (2013) quando comparados a simuladores de superfície NURBS.

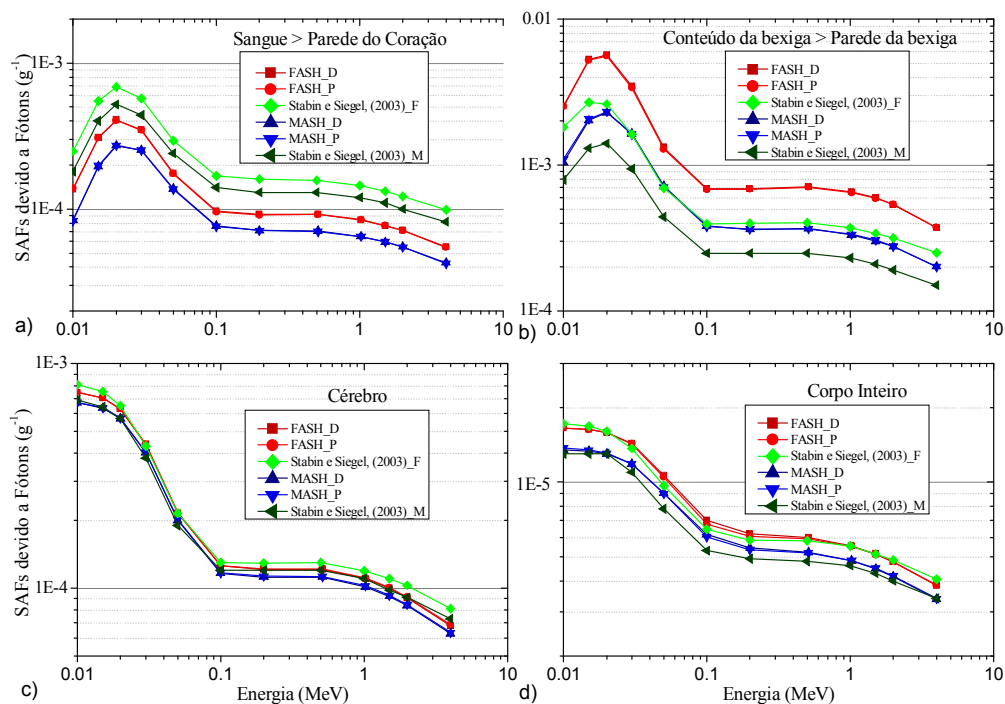


Figura 44. SAFs de fótons nos simuladores MASH P, MASH D, FASH P e FASH D comparados a dados fornecidos por Stabin e Siegel (2003). a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro.

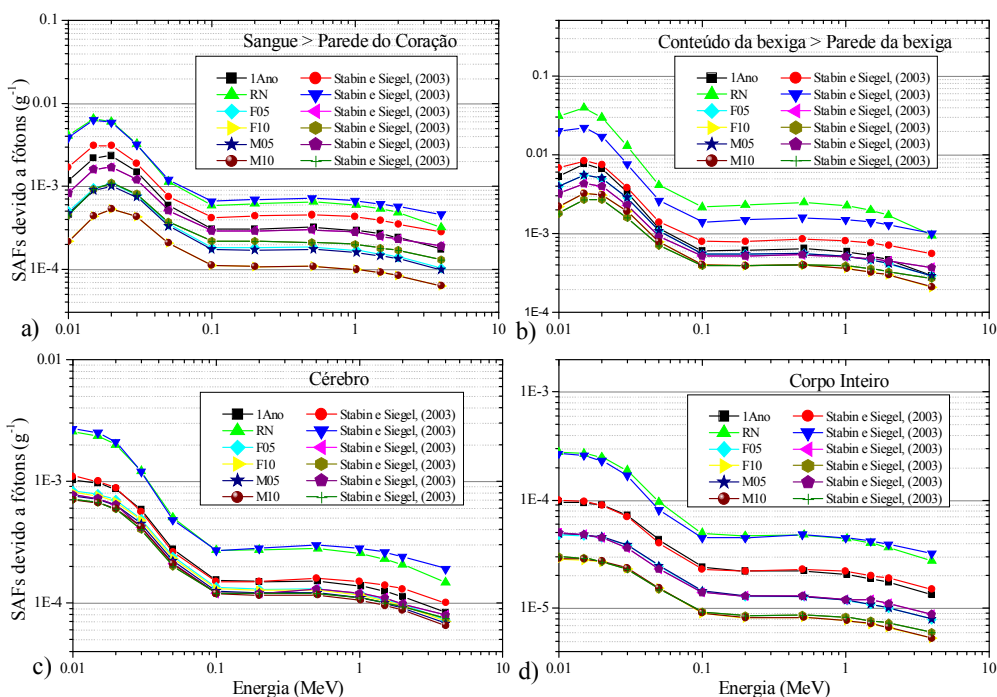


Figura 45. SAFs de fótons para os simuladores pediátricos comparados a dados publicados por Stabin e Siegel (2003) a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro.

Observamos que os resultados das frações específicas de fótons absorvidos no cérebro, **Figuras 44 (c) e 45 (c)**, e corpo inteiro, **Figura 44 (d) e 45 (d)** são análogos aos apresentados por Stabin e Siegel. (2003), uma vez que as massas destes órgãos são semelhantes e as diferenças nos formatos deles não afetam significativamente esses resultados. Verifica-se um comportamento idêntico para os demais órgãos sólidos (coração, pâncreas, rins, pulmões, baço e suprarrenais).

É possível notar ainda que fótons de energia moderada e alta, acima de 1 MeV em simuladores MASH e FASH, e acima de 0,511 em simuladores pediátricos, atravessam as estruturas dos órgãos depositando menor energia. Para as doses devido aos emissores de pósitrons, fótons de energia bem definida (0,511 MeV) são produzidos e, por sua vez, as variações observadas nos SAFs podem ser desprezadas.

Os resultados das frações absorvidas específicas dos simuladores computacionais adultos em pé e deitados não apresentaram diferenças, uma vez que a proximidade dos órgãos é idêntica para ambos os posicionamentos, em pé ou deitado. A variação nas estruturas internas devido ao efeito gravitacional ajustada nos simuladores produz variações imperceptíveis nos SAFs dos órgãos fonte.

Na literatura encontramos apenas valores de SAFs para fótons e elétrons. Aqui, determinamos resultados de SAFs para feixes de pósitrons nos simuladores MASH e FASH, em pé e deitado, e para os simuladores pediátricos, que estão apresentados nas **Figuras 46 e 47**, respectivamente.

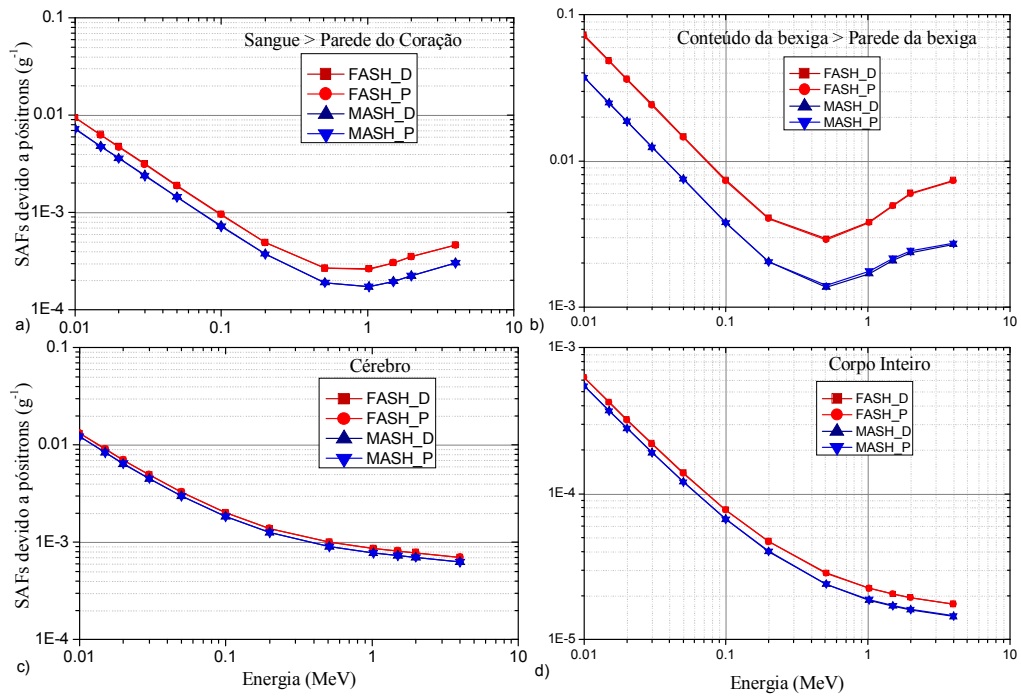


Figura 46. SAFs de pósitrons para os simuladores MASH_P, MASH_D, FASH_P e FASH_D. a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro.

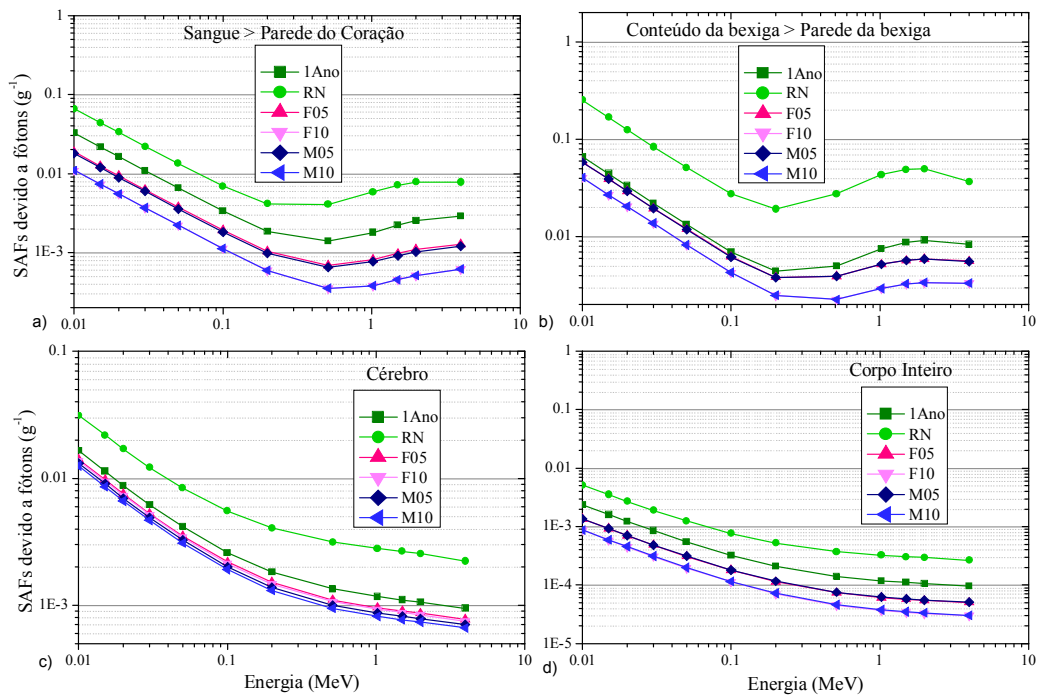


Figura 47. SAFs de pósitrons para os simuladores pediátricos. a) Sangue irradiando a parede do coração b) Conteúdo da bexiga irradiando a parede da bexiga c) Cérebro e d) Corpo inteiro.

Os valores de SAFs para pósitrons são maiores que os de fótons em uma ordem de grandeza aproximadamente, visto que a energia dos pósitrons é depositada localmente, de forma idêntica ao que ocorre para interação de elétrons, até atingirem a energia necessária para aniquilação (1,022 MeV), conforme apresentado na seção 2.4. Isso ocorre devido ao fato de que pósitrons com maior energia podem percorrer um caminho maior até atingirem a energia de aniquilação, conforme relatado por Sanchez-Crespo (2013). Observa-se também uma variação mais acentuada dos valores dos SAFs entre os simuladores masculinos e femininos, sendo maior para este último quando o órgão alvo não é sólido ou quando se considera o corpo inteiro, **Figuras 46 (a), 46 (b) e 46 (d)**.

Na maioria dos casos, a dose absorvida devido a pósitrons no órgão fonte é também associada à radiação de freamento, que é muito baixa em relação às doses depositadas por fótons e elétrons que interagem com o órgão fonte. Quando os órgãos estão se tocando, também ocorre a deposição de dose por pósitrons que saem do órgão fonte e atingem o órgão vizinho, mas esta dose não é depositada uniformemente por todas as partes do órgão, como as estimativas tradicionais de doses consideram (STABIN *et al.*, 2012). Neste caso, a dose é depositada na superfície do órgão vizinho, de forma idêntica ao que ocorre na interação de elétrons, devido ao pequeno alcance dos pósitrons, como mostrado na **Figura 4**, fazendo com que esta contribuição seja irrelevante.

As frações absorvidas específicas apresentam uma correlação inversa com a massa corporal e correlação direta com a energia da fonte. Isso ocorre porque o aumento da energia facilita o escape de partículas da região de origem, e o aumento de volume é acompanhado de maior massa, causando assim menor deposição de energia no órgão de origem. Variações idênticas foram observadas por Stabin *et al.* (2012) e Xie *et al.* (2013).

4.2.2 Valores S e coeficientes de dose por atividade administrada para os simuladores adultos e pediátricos

Nesta seção apresentamos valores S auto absorvidos, ou seja, absorvidos pelos próprios órgãos fonte. As **Figuras 48 e 49** apresentam resultados obtidos para simuladores MASH e FASH nas duas posturas. Nas **Figuras 50, 51 e 52** pode-se observar os valores S determinados para o simulador pediátrico recém-nascido e um ano, cinco e dez anos masculino e cinco e dez anos feminino, respectivamente.

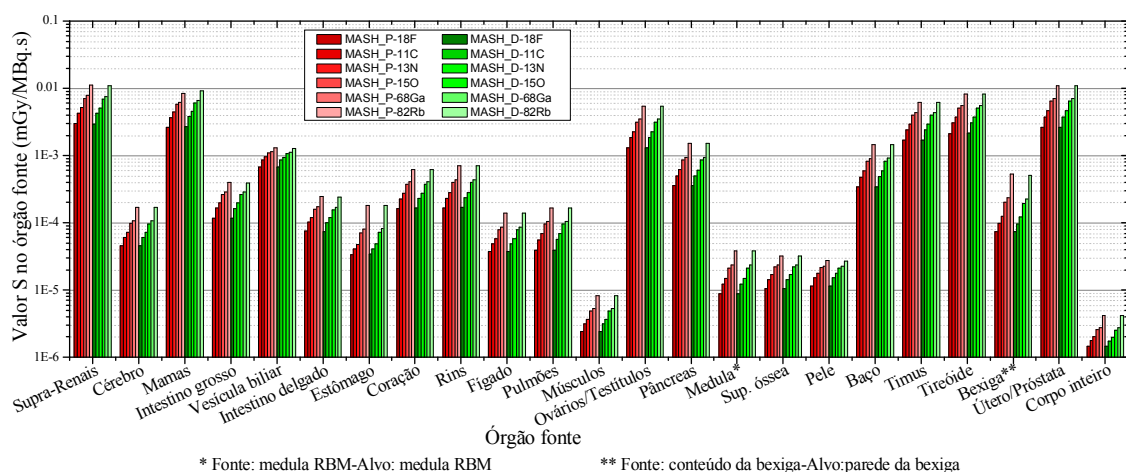


Figura 48. Valores S auto absorvidos para os simuladores MASH em pé (_P) e deitado (_D)

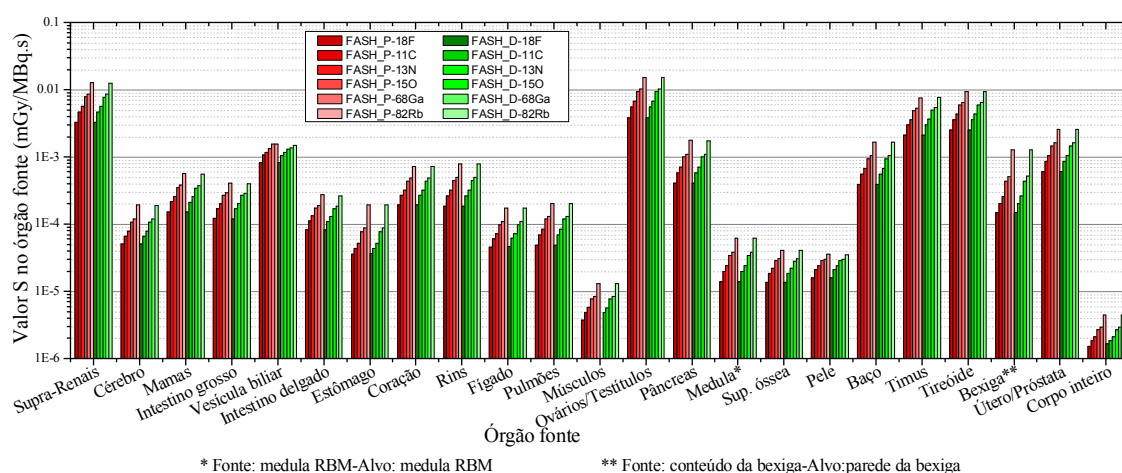


Figura 49. Valores S auto absorvidos para os simuladores FASH em pé (_P) e deitado (_D)

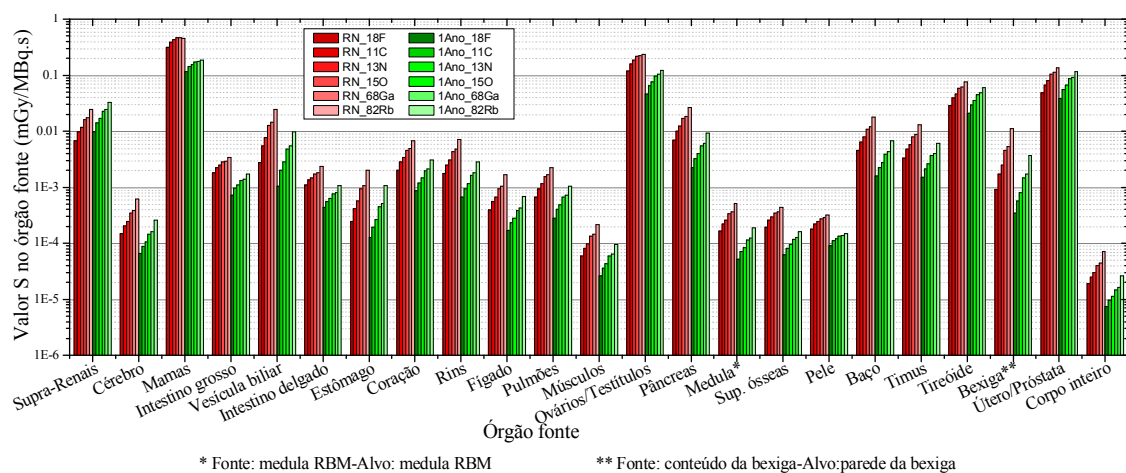


Figura 50. Valores S auto absorvidos para os simuladores recém-nascido (RN) e 1 ano (1A).

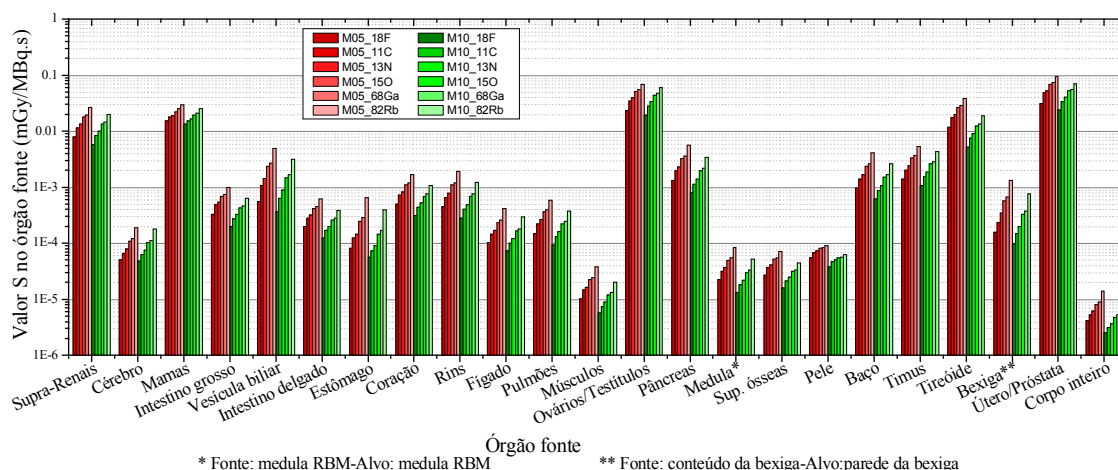


Figura 51. Valores S auto absorvidos para os simuladores de 5 (M05) e 10 anos masculinos (M10).

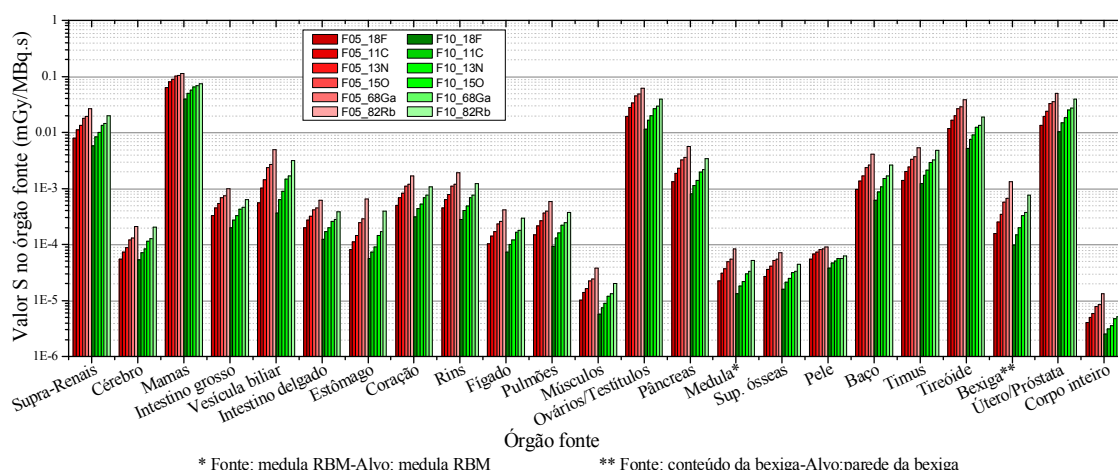


Figura 52. Valores S auto absorvidos para os simuladores de 5 (F05) e 10 anos femininos (F10).

Os resultados dos valores S apresentam-se tanto maiores quanto mais altas são as energias dos radionuclídeos, para todos os simuladores estudados. Para o ^{18}F e o ^{82}Rb , por exemplo, as energias médias dos pósitrons são de 0,206 MeV e 1,09 MeV, respectivamente.

Considerando-se os exames de PET/CT empregando ^{18}F , a **Figura 53** compara os resultados dos valores S nos órgãos fonte dos simuladores adultos e pediátricos com os obtidos por Stabin e Siegel (2003). Nas **Figuras 53 (a) e 53 (b)** tem-se valores S para órgãos dos simuladores MASH e FASH, respectivamente, em pé (_D) e deitados (_P); nas **Figuras 53 (c) e 53 (d)** são comparados os obtidos para os simuladores pediátricos.

Observa-se valores S em órgãos como rins, timo e tireoide com variações acima de 200% e também para as mamas do simulador masculino.

Como observado para os resultados de SAFs, a representação anatômica dos simuladores antropomórficos utilizados por Stabin e Siegel (2003) é o aspecto responsável pelas diferenças nos resultados da interação da radiação em alguns órgãos (STABIN e FLUX, 2007). Essas variações também foram observadas neste trabalho para os simuladores antropomórficos de adultos e pediátricos.

Outro objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do posicionamento (deitado e em pé) do paciente simulado em exames de PET/CT. Comparando os valores S entre MASH_D e MASH_P, e FASH_D e FASH_P, observamos diferenças menores que 5%. Esse resultado é previsto considerando-se as variações morfológicas nas estruturas internas dos simuladores devido ao efeito gravitacional em feixes externos de fótons, conforme descrito por CASSOLA *et al.* (2010b).

Os valores S para as mamas (MASH, 1A, F05 e F10), vesícula biliar, próstata (MASH, M05 e M10) apresentam variações acima de 200% em relação aos determinados por Stabin e Siegel (2003). Tais resultados são justificados pelas variações na massa, posicionamento e proximidade dos órgãos fonte. Variações idênticas nos resultados de valores S são encontradas para os demais radionuclídeos estudados em simuladores adultos e pediátricos.

A **Figura 54** apresenta as razões entre os valores S para a) ^{18}F , b) ^{11}C , c) ^{13}N e d) ^{15}O para o simulador recém-nascido (RN) deste estudo e os obtidos por Wayson *et al.* (2012) e Stabin e Siegel (2003). Para órgãos sólidos, existe boa concordância entre os valores-S em órgãos fonte calculados neste trabalho quando comparados com os resultados de Wayson *et al.* (2012). Para órgãos ocos, os valores S auto absorvidos nas paredes desses órgãos são de 4% a 8% maiores que os apresentados por Wayson *et al.* (2012).

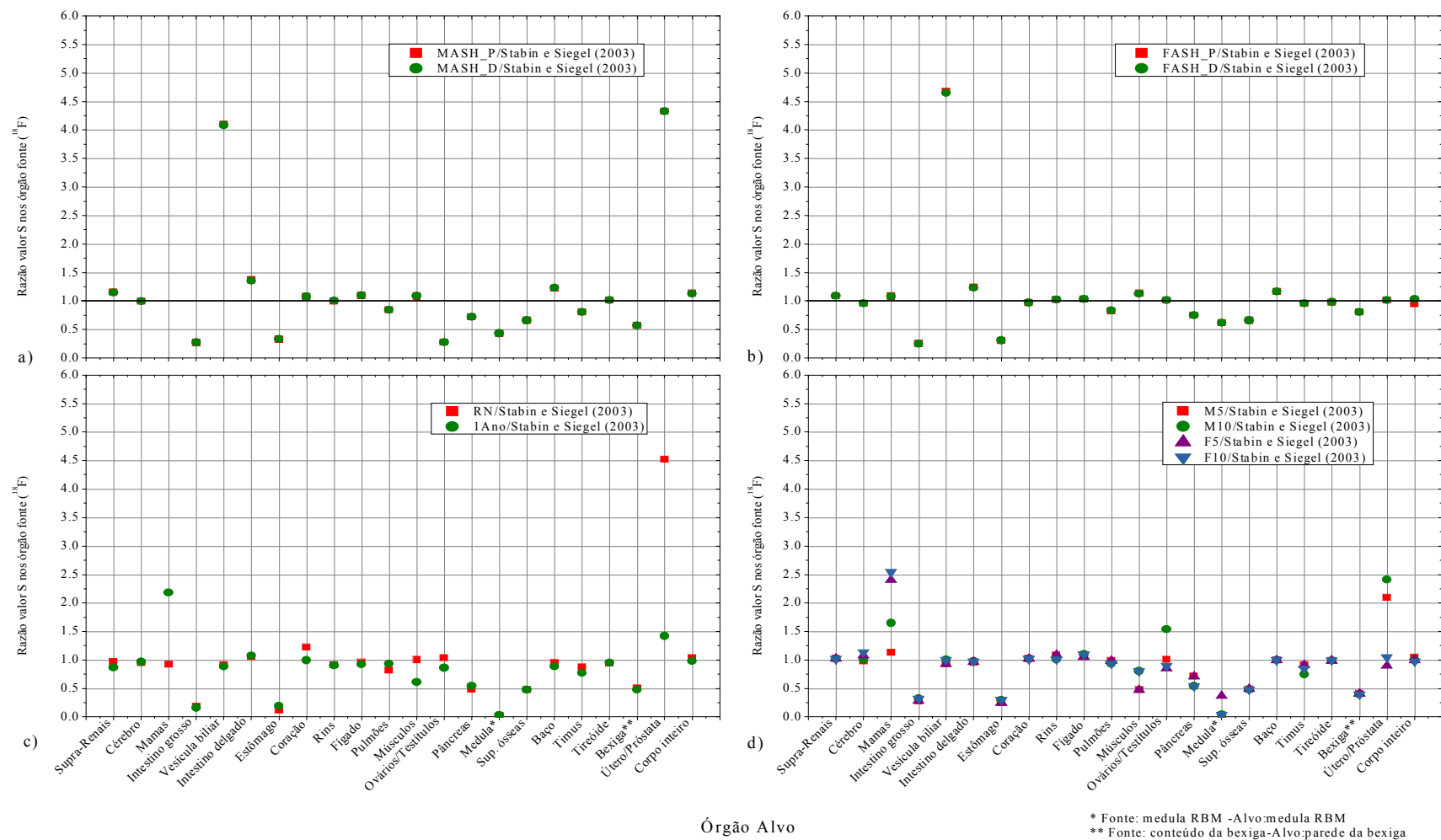


Figura 53. Razão entre os valores S auto absorvidos determinados neste trabalho e os obtidos por Stabin e Siegel (2003) para o ^{18}F nos simuladores a)MASH_P, MASH_D e b) FASH_P, FASH_D c) recém-nascido e 1 ano e d) M5, F5, M10 e F10

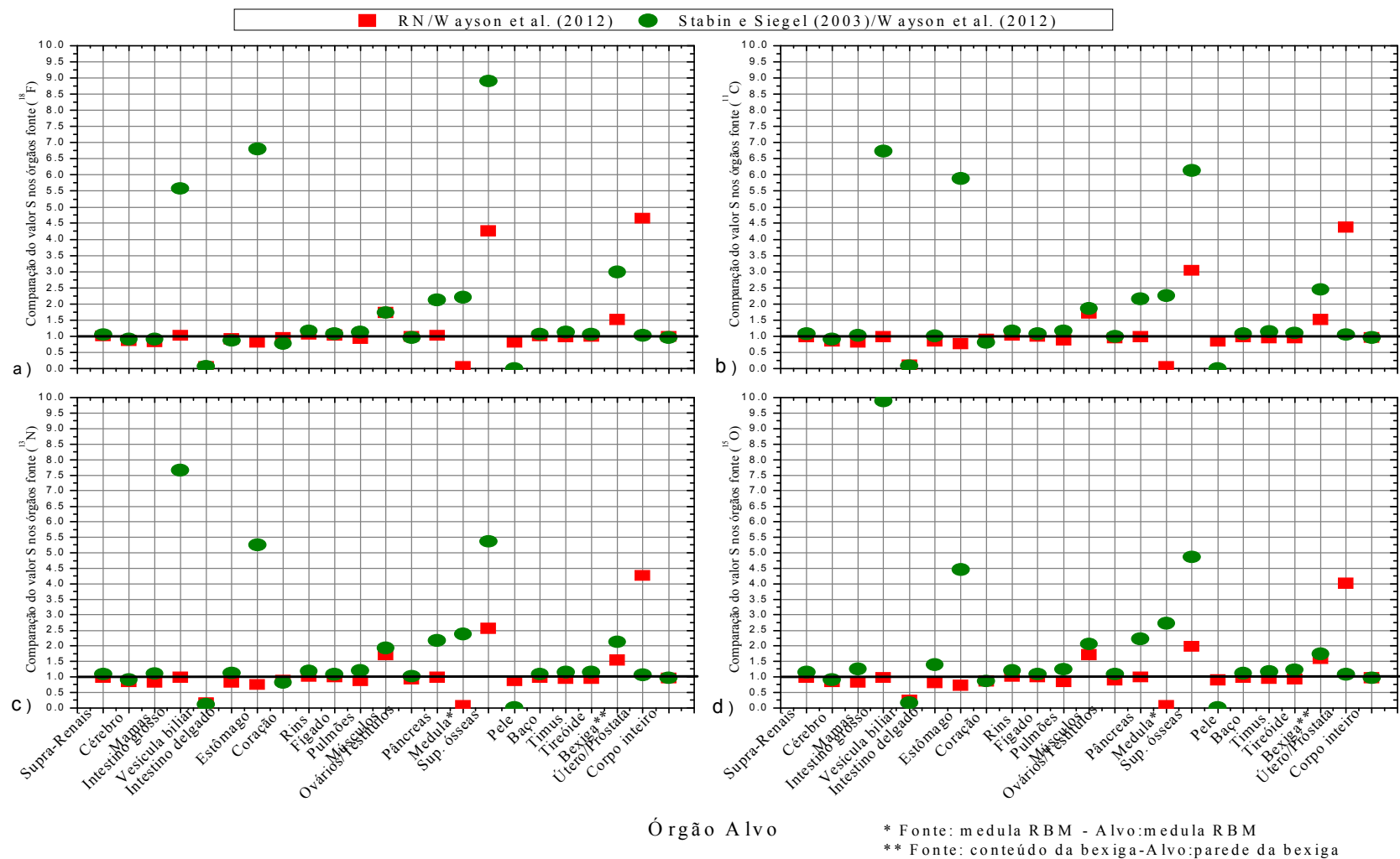


Figura 54. Razão entre valores S absorvidos nos órgãos fonte do simulador de recém-nascido (RN) deste estudo e os resultados de Wayson *et al.* (2012) e entre os resultados de Stabin e Siegel (2003) e Wayson *et al.* (2012) para a) ^{18}F b) ^{11}C c) ^{13}N e d) ^{15}O

Para todos os radionuclídeos, os valores S nos órgãos fonte diminuem quando a massa corporal aumenta. Esta característica pode ser observada na **Figura 55**.

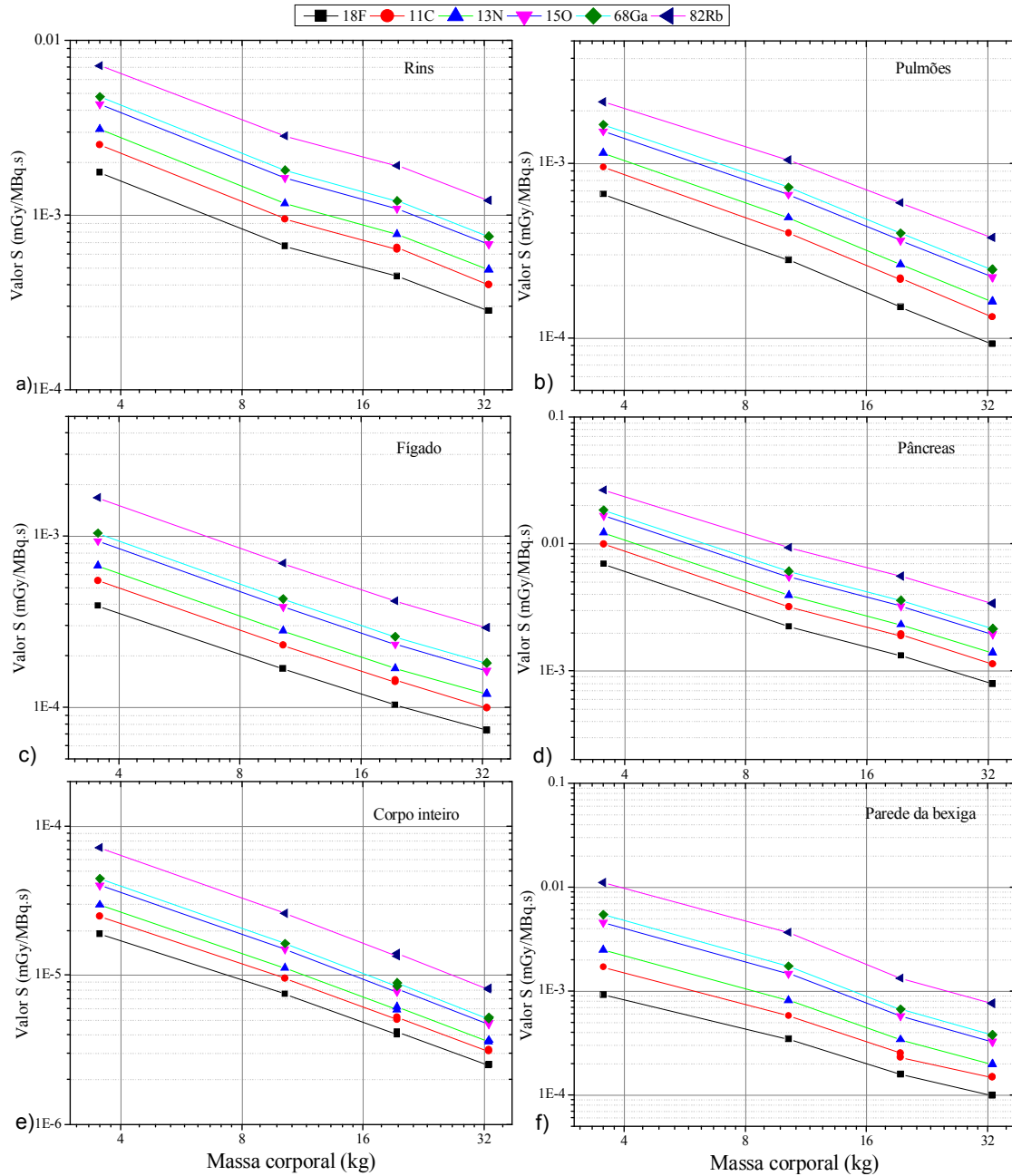


Figura 55. Variação dos valores S em órgãos fonte conforme a massa corporal (kg) para: a) Rins b) Pulmões c) Fígado, d) Pâncreas e) Corpo inteiro e f) Parede da bexiga

A correlação entre valores S nos órgãos fonte e a massa corporal é mais complicada porque a energia depositada por partículas na região alvo (auto-irradiação) é afetada consideravelmente pela distância da fonte ao alvo. O ^{82}Rb produz os maiores valores S para órgãos fonte devido à maior energia da radiação beta.

Os valores S obtidos mostram-se dependentes da resolução e tamanho do voxel correspondente a $(6,63 \times 6,63 \times 6,63) \text{ cm}^3$, utilizado por Wayson *et al.*, (2012) e $(1,4 \times 1,4 \times 1,4) \text{ cm}^3$ para o voxel do simulador de recém-nascido deste estudo. Conclusões semelhantes foram observadas por Xie *et al.* (2013) utilizando um simulador com resolução de voxel de $(1,8 \times 1,8 \times 3,0) \text{ cm}^3$. As razões de valores S entre os dados de Stabin e Siegel (2003) e Wayson *et al.* (2012) variam entre 0,21 e 2,32, o que pode ser atribuído às diferenças entre a geometria do modelo que utiliza equações de sólidos matemáticos, empregada por Stabin e Siegel (2003), e a baseada em voxel utilizada por Wayson *et al.* (2012). Resultados semelhantes foram obtidos por Xie *et al.* (2013) e Belinato *et al.* (2014).

No MIRD Pamphlet N° 11 (SNYDER *et al.*, 1975), o valor S de fótons com energias acima de 100 keV em órgãos fonte é proporcional a massa dos órgãos elevada a dois terços ($m^{2/3}$). Em simuladores híbridos UF-NCI, para os radionuclídeos (^{11}C , ^{18}F , ^{68}Ga , ^{82}Rb , ^{13}N), mais de 70% dos valores S são resultantes das interações de pósitrons. Para órgãos afastados da fonte, considerando-se ^{11}C , ^{18}F ou ^{68}Ga , mais de 80% nos resultados de valores S são devidos aos fótons de aniquilação (511 keV). Portanto, quanto maior o simulador humano, maior a contribuição de fótons nos valores S e menor a de pósitrons (XIE *et al.*, 2013). Este aspecto merece ser discutido com maior cuidado, a fim de se estimar as contribuições de cada tipo de radiação nos resultados de valor S, tanto em simuladores antropomórficos computacionais adultos, no caso aqui MASH e FASH, como também em simuladores pediátricos.

Os CDs absorvidas por atividade administrada, considerando-se os tempos de residência informados na ICRP 106 (ICRP, 2008) estão apresentados nas **Figuras 56 e 57**.

Os resultados da **Figura 56** variam sutilmente quando as posturas dos simuladores são ajustadas devido ao efeito gravitacional, considerando-se as posições em pé e deitada, tanto no MASH quanto na FASH. As doses efetivas não são afetadas devido a essas variações.

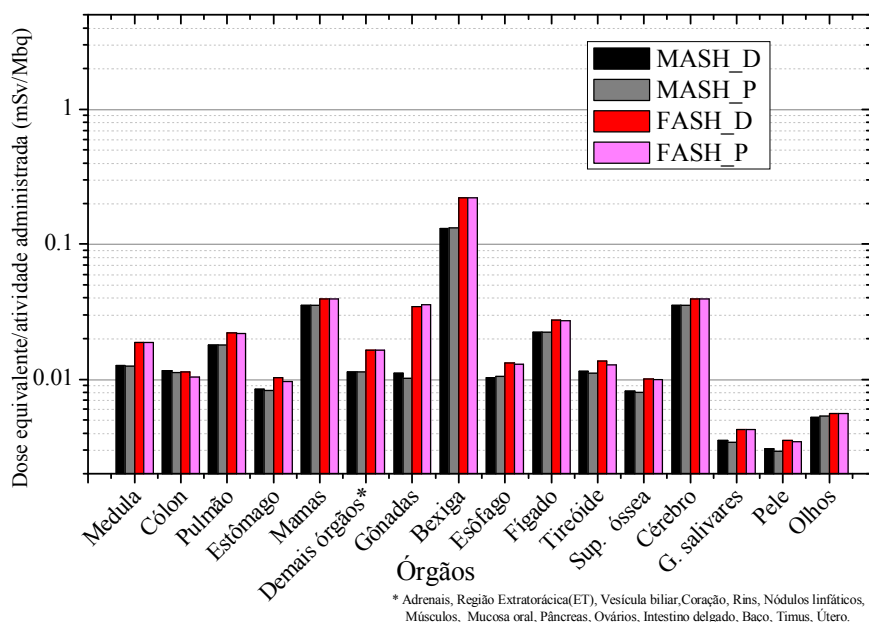


Figura 56. Dose equivalente por atividade administrada de ^{18}F -FDG nos simuladores antropomórficos adultos em diferentes posturas.

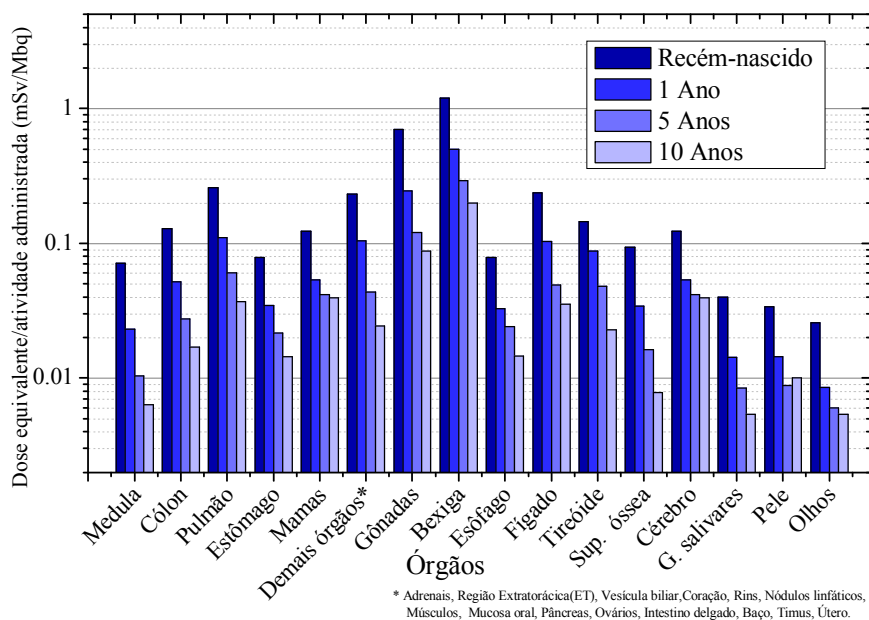


Figura 57. Dose equivalente por atividade administrada de ^{18}F -FDG nos simuladores antropomórficos pediátricos.

A incerteza associada com o cálculo de dose absorvida no órgão depende das incertezas da atividade acumulada e as dos valores S , conforme discutido na seção 2.8. As variações na descrição quantitativa da captação do traçador, distribuição e retenção do radiofármaco em órgãos/tecidos podem introduzir incertezas consideráveis na dosimetria.

A utilização de diferentes simuladores para a determinação dos valores-S e frações absorvidas pode produzir variações pequenas nos resultados de dose e estas variações são atribuídas principalmente às características dos aspectos anatômicos, tais como a massa do órgão alvo e a distância fonte-alvo (STABIN *et al.*, 2012). Já os parâmetros biocinéticos como a variação de absorção do marcador, a distribuição e a retenção do radiofármaco em tecidos de diferentes indivíduos, principalmente quando há estados patológicos podem produzir até 100% de variações nos resultados desses valores (XIE *et al.*, 2013).

Considerando a média das doses efetivas por atividade administrada nos simuladores MASH e FASH, os resultados deste estudo apresentaram valores 30% maiores comparados aos valores da ICRP 106 (ICRP, 2008). Comparações semelhantes para os simuladores antropomórficos pediátricos mostraram variações de 0,1%, 8,2% e 5,2% para as idades de 1, 5 e 10 anos, respectivamente.

4.3 Simulador de acrílico para PET/CT

4.3.1 Características do simulador físico confeccionado

O objeto simulador físico confeccionado de PMMA possui formato aproximadamente cúbico, com dimensão total de $(12 \times 13 \times 14) \text{ cm}^3$, **Figura 58 (a)**, tendo um compartimento para preenchimento com radionuclídeo. O cenário de simulação construído para o método de Monte Carlo está apresentado na **Figura 58 (b)**.

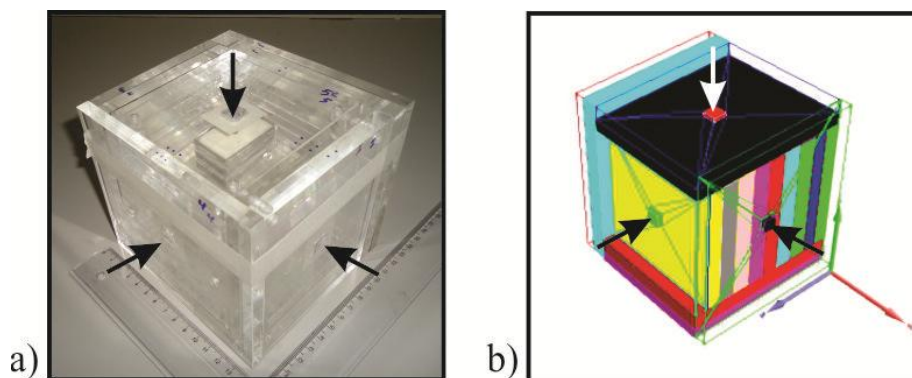


Figura 58. Objeto simulador de PET/CT com dosímetros OSL (setas) nas faces a) PMMA e PLA e b) Cenário computacional.

Com este simulador pode-se determinar as doses absorvidas pelos fótons emitidos devido à fonte de ^{18}F -FDG nos OSLDs sob as faces (a 1 cm da superfície externa), como também as doses devido ao feixe da tomografia. Com isso, pode-se avaliar as doses na superfície do compartimento contendo ^{18}F e as doses a certa distância do órgão. Esse compartimento pode representar um órgão como bexiga, por exemplo. A determinação das doses absorvidas nos dosímetros possibilita validar os resultados das simulações no código MCNPX com resultados experimentais, como será verificado mais adiante.

4.3.2 Caracterização do PLA

A composição química do PLA, determinada pela central analítica do Instituto de Química da Universidade de São Paulo (IQ/USP), utilizada nos cenários computacionais MCNPX para o simulador de PET/CT, está disposta na **Tabela 15**. A composição do PMMA foi obtida de Mcconn *et al.* (2011).

Tabela 15. Composição química do material PLA (IQ/USP)

Elemento	C	H	N
(%)	50,91	6,09	0,00
Normalizado	0,75	0,09	0,00

Elemento	S e Si	B	Ca	Fe	P	Sn
(%)	> 1%	0,1-1%	0,01-0,001%	0,01-0,001%	0,01-0,001%	0,01-0,001%
Normalizado	0,07	0,07	0,00	0,00	0,00	0,00

As curvas de atenuação, obtidas por meio da representação gráfica da seção de choque transversal em função da energia de interação, para os efeitos de espalhamento coerente, espalhamento incoerente e fotoelétrico do PLA, PMMA e tecido mole estão mostradas na **Figura 59**. Observa-se que o comportamento do PLA em termos de absorção da radiação é semelhante ao do PMMA.

Apesar de ser utilizado para simular a cabeça e o abdômen do paciente em procedimentos dosimétricos de controle de qualidade em tomografia computadorizada, como descrito na literatura, o PMMA não é um substituto adequado para o tecido cerebral humano (FERREIRA *et al.*, 2011b). Outro aspecto importante é que o PMMA apresenta uma diferença de 20% no coeficiente de atenuação linear experimental em feixes de fótons abaixo de 20 keV (GERALDELLI *et al.* 2013). Mesmo assim, considerou-se aqui que tais aspectos não impossibilitam o uso desse material na constituição do objeto simulador uma

vez que as energias dos fótons em CT e PET estão entre 80-140 keV e 511 keV, respectivamente. Assim, neste trabalho, com o uso desse objeto, buscou-se uma maneira de validar experimentalmente os resultados de simulação em código MCNPX com a fonte de CT (raios X) e de emissores de pósitrons (^{18}F -FDG). Este estudo fez uso do PMMA devido à facilidade de aquisição desse material, ao baixo custo para aquisição e simplicidade na modelagem com sobreposição de placas.

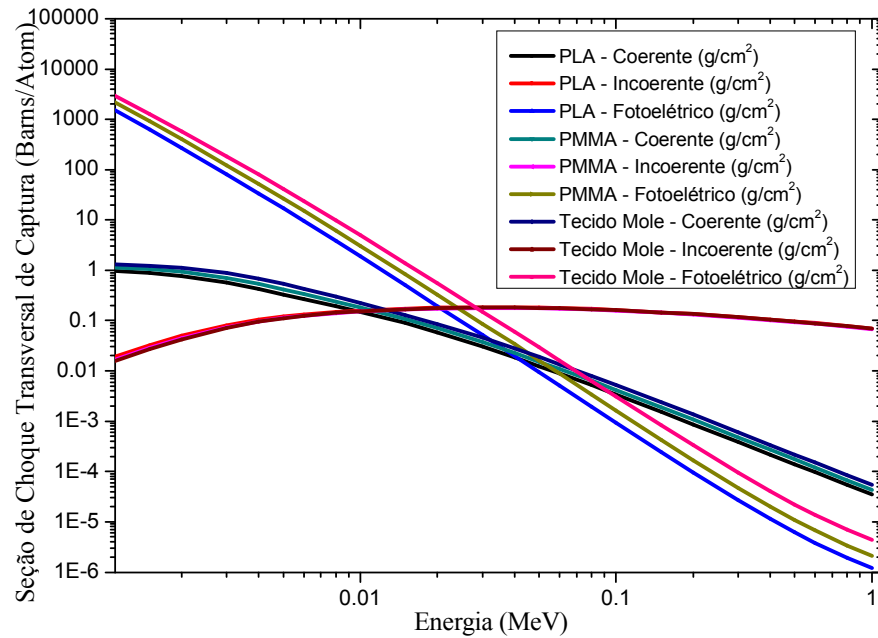


Figura 59. Coeficiente de atenuação do PLA e do PMMA calculado com XCom (BERGER e HUBBELL, 1987).

4.3.3 Coeficientes de conversão de dose da CT e valores S do ^{18}F no simulador construído para PET/CT

Para avaliação das doses absorvidas no objeto simulador físico, após o posicionamento dos detectores nas faces do simulador de acrílico, o compartimento de PLA, construído na impressora 3-D Touch, foi preenchido com ^{18}F -FGD diluído em 20 ml de soro fisiológico 5% na sala de exame de PET/CT. As atividades iniciais foram de 111 e 370 MBq. Um tempo de espera para ocorrer decaimento físico de 22 horas (79200 s) foi considerado para maximizar a deposição de dose nos detectores.

Na **Tabela 16** estão os resultados dos valores S nos detectores OSLD devido ao ^{18}F -FDG inserido no compartimento de PLA, determinados com *tally* *F8 e metodologia MIRD, descrita na seção 2.8.

Tabela 16. Resultados dos valores S devido ao ^{18}F -FDG nas faces do simulador de PET/CT (mGy/MBq.s)

Face	Distância dos detectores até a fonte de ^{18}F -FDG (cm)	Valores S (mGy/MBq.s)
		MCNPX
1	4,0	1,00E-06(4,0%)
2	4,2	9,56E-07 (4,1%)
3	4,8	7,71E-07 (4,5%)
4	3,0	1,31E-06 (3,6%)
5	1,2	1,47E-06 (3,4%)
6	3,5	1,18E-06(3,8%)

Na **Figura 60** observa-se que as doses absorvidas medidas experimentalmente com dosímetros OSLD inseridos no simulador cúbico proposto têm valores próximos ao que foi encontrado nos resultados simulados por MCNPX.

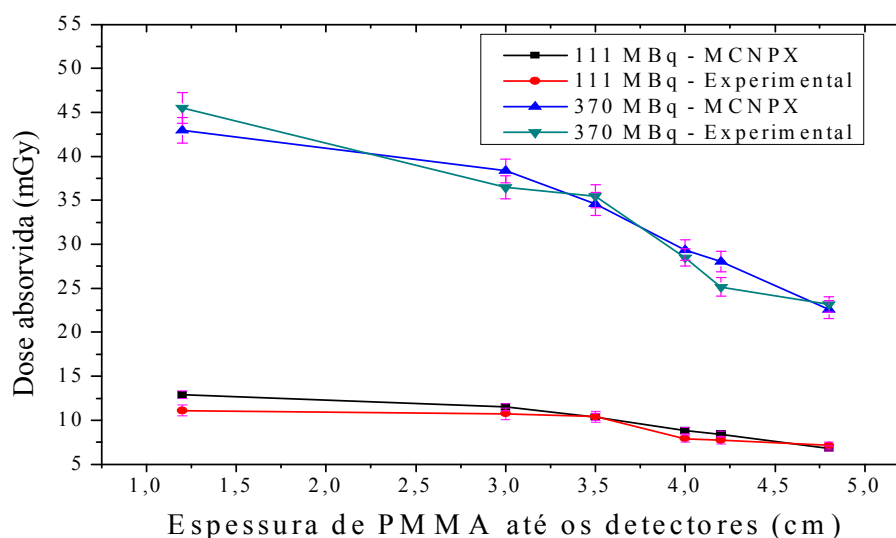


Figura 60. Doses absorvidas medidas pelos OSLD e simuladas pelo MCNPX (111 e 370 MBq).

Os CCs de doses absorvidas apresentadas na **Tabela 17** foram determinadas usando-se a **Equação 46**. As doses nas faces do simulador cúbico construído no código MCNPX necessitaram de uma estimativa para os CFs, considerando-se o emprego dos

OSLD. Assim, foram calculados a partir da média dos resultados experimentais e simulados nos OS LD os CFs como (1,75E+06) para PET/CT GE (140 kVp) e (1,31E+06) para PET/CT Siemens (130 kVp).

Tabela 17. CCs de doses absorvidas nos dosímetros posicionados nas faces do simulador cúbico (mGy/100 mAs) com incertezas tipo A

Face	OSLD no PET/CT GE (140 kVp)	OSLD no PET/CT Siemens (130 kVp)
1	29,51 (4,4%)	77,36 (6,4%)
2	29,12 (4,3%)	81,40 (6,5%)
3	27,56 (5,1%)	73,78 (5,4%)
4	30,61 (4,1%)	79,76 (5,3%)
5	24,94 (5,6%)	62,81 (7,8%)
6	25,32 (6,3%)	60,09 (8,5%)

Considerando-se ainda os detectores OS LD, a **Figura 61** compara as doses absorvidas simuladas com as experimentais, considerando-se a tensão e o produto mAs efetivo fornecidos pelos consoles dos equipamentos de PET/CT.

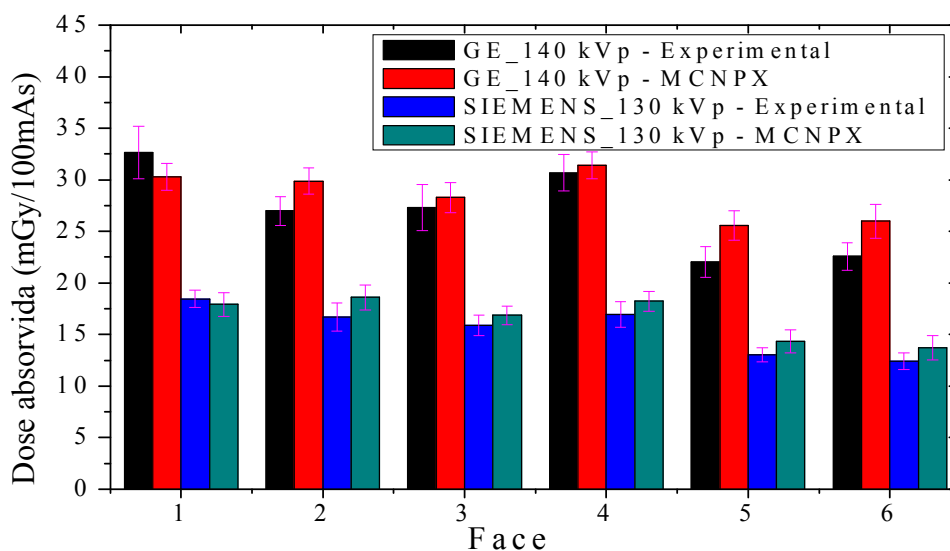


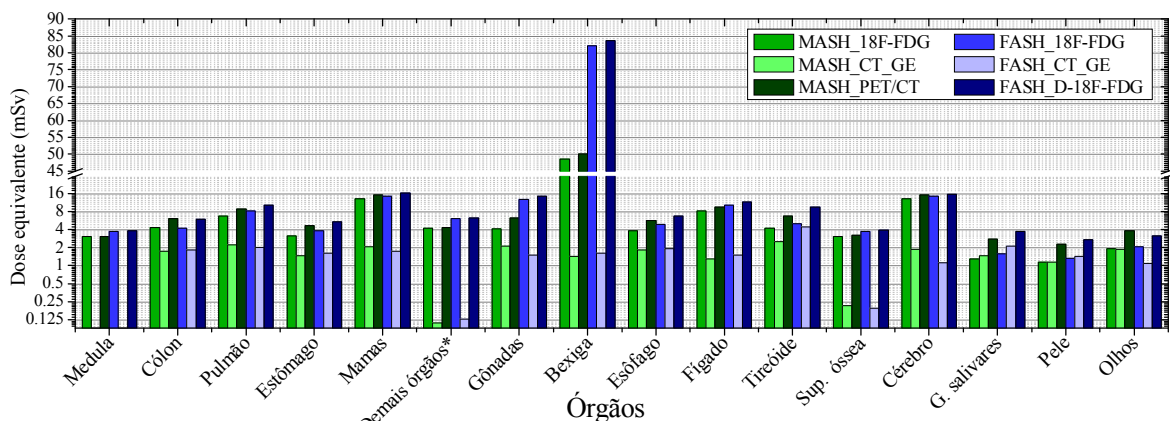
Figura 61. Doses absorvidas (mGy/100mAs) pelos OS LD posicionados nas faces do simulador de PET/CT GE (140 kVp - 85 mAs) e Siemens (130 kVp - 30 mAs).

Os valores das doses absorvidas mostradas na **Figura 61** apontam que os resultados experimentais e os calculados são semelhantes, apresentando uma diferença maior nas faces 5 e 6 para o equipamento GE. Esses resultados validam, portanto, os cenários computacionais construídos neste trabalho para a determinação das doses em PET/CT.

A metodologia utilizada para o cálculo de dose com o simulador cúbico é, porém, limitada à dosimetria dos fótons após a aniquilação e não considera os valores S absorvidos na própria região fonte, como ocorre nos resultados de dosimetria interna. Nesse sentido, é necessário aprimorar o simulador, uma vez que a maior contribuição da dose absorvida em órgãos internos é devido ao próprio órgão fonte como alvo.

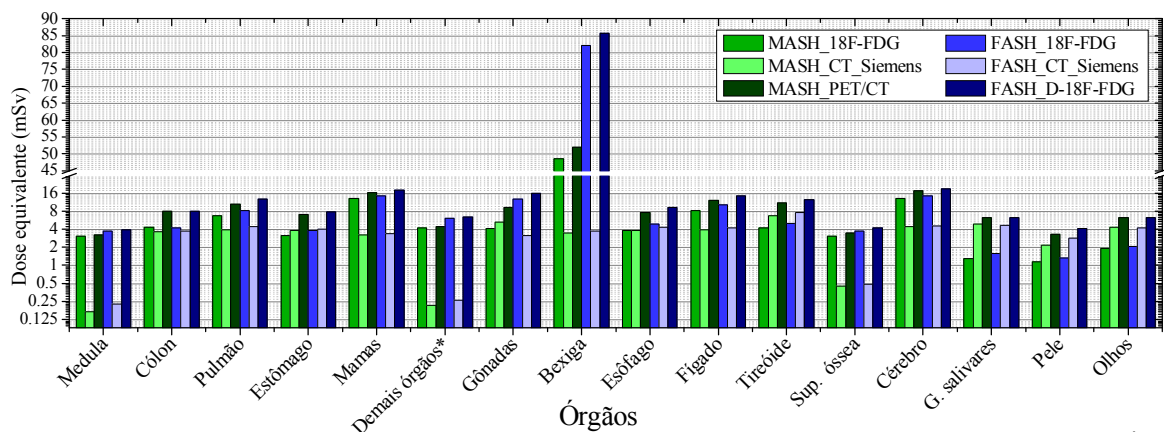
4.4 Dose total em procedimentos de PET/CT em simuladores adultos

As doses efetivas para o exame de PET/CT variam com a atividade injetada no paciente e os parâmetros utilizados na tomografia. Em adultos, recomenda-se atividades entre 185 MBq e 370 MBq (5 mCi e 10 mCi) para PET Cardíaco (DORBALA *et al.*, 2013). Considerando uma atividade de 370 MBq de ^{18}F -FDG (comumente utilizada nos dois serviços de medicina nuclear) e os parâmetros 140 kVp-140 mAs para o tomógrafo GE e 130 kVp-120 mAs para o Siemens, foram determinadas doses equivalentes mostradas nas **Figuras 62 e 63**, para o MASH e o FASH na postura deitada.



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar, Coração, Rins, Nódulos linfáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 62. Doses equivalentes em um exame de PET/CT para o tomógrafo GE (140 mAs) e atividade injetada de 370 MBq (10 mCi)



* Adrenais, Região Extratorácica(ET), Vesícula biliar,Coração, Rins, Nodulos Infáticos, Músculos, Mucosa oral, Pâncreas, Ovários, Intestino delgado, Baço, Timus, Útero.

Figura 63. Doses equivalentes em um exame de PET/CT para o tomógrafo Siemens (120 mAs) e atividade injetada de 370 MBq (10 mCi)

Resultados devido ao feixe de tomografia (fótons externos < 200 keV) da GE são responsáveis por 16,2% e 12,2% - média de 14,2% - dos valores de dose efetiva para os simuladores masculino e feminino, respectivamente, comparados a 29,4% e 23,1% - média de 26,3% - com o da Siemens em um exame de corpo inteiro de PET/CT adulto.

A dose efetiva total de PET/CT foi de 8,73 mSv e 11,69 mSv considerando-se o exame realizado em equipamento da GE e 10,37 e 13,34 mSv no equipamento Siemens para os simuladores masculino e feminino, respectivamente. A atuação do recurso Care dose 4D, reduzindo 66% do mAs da Siemens, faria com que as doses da tomografia fossem idênticas às avaliadas considerando-se o exame no equipamento da GE.

Outro aspecto importante que diferencia os dois equipamentos de PET/CT é o material do conjunto de detectores em PET. A Siemens utiliza o LSO e a GE o BGO. Essa característica do equipamento Siemens faz com que o exame seja realizado com tempo de aquisição 50% menor (IAEA, 2009), embora Freedenberg *et al.* (2014) relatem que a aquisição de imagens em regiões de baixa atividade por LSO tenha menor qualidade.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho, confirmamos que a utilização de simuladores computacionais com a adequada representação de órgãos internos de pacientes, utilizando MMC, auxilia na correta determinação das doses decorrentes de exames em PET/CT.

É de suma importância a correta simulação da filtração do feixe de raios X para determinação das doses em CT, como foi feito aqui empregando-se o código MCNPX. Uma metodologia para determinar os parâmetros de filtro gravata borboleta de tomógrafos foi proposta neste estudo e mostrou-se adequada a partir da avaliação da filtração total, validada com valores de CTDI.

As doses efetivas estimadas em adultos devido ao feixe de raios X são responsáveis por 14,2% e 26,3% da dose efetiva total em um exame realizados no equipamento PET/CT GE e Siemens, respectivamente. Considerando as doses efetivas devido ao ^{18}F -FDG, os coeficientes por atividade administrada apresentaram um acréscimo de 30% em relação aos valores da ICRP 106 (ICRP, 2008).

As variações morfológicas nas estruturas internas devido ao efeito gravitacional, consideradas nos simuladores MASH e FASH, produzem alterações pouco significativas nos SAFs de fótons, como também nos valores de dose efetiva, uma vez que a distância entre órgãos internos é idêntica para os posicionamentos em pé e deitado dos simuladores.

Em crianças, as doses efetivas devido ao CT foram até 23,6% mais elevadas que as apresentadas em resultados da literatura quando estimadas por meio do DLP. As doses por atividade administrada mostraram um aumento de 0,1%, 8,2% e 5,2% para as idades de 1, 5 e 10 anos, respectivamente, comparadas aos valores da ICRP 106 (ICRP, 2008).

O simulador de acrílico construído para dosimetria em PET/CT mostrou-se eficaz na validação dos cenários computacionais construídos no código MCNPX, apesar de suas limitações no que se refere à determinação das doses na região fonte, como também na quantidade de regiões fontes disponíveis (apenas uma).

Considerando que pacientes podem ter massas corporais muito distintas das dos simuladores empregados aqui, estudos semelhantes podem ser realizados para casos particulares em simuladores com variações nessas massas.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKBARZADEH, A.; AY, M. R.; GHADIR, H.; SARKAR, S.; ZAIDI, H. A new method for experimental characterisation of scattered radiation in 64-slice CT scanner. **Biomed. Imag. Interv. J.**, v. 6, n.1, p. 1-6, 2010.

ATAÇ, G. K.; PARMAKSIZ, A.; İNAL, T.; BULUR, E.; BULGURLU, F.; ÖNCÜ, T.; GÜNDOĞDU, S. Patient doses from CT examinations in Turkey. **Diag. Interv. Radiol.** v. 21, p. 428–434, 2015.

AY, M. R.; AHMADIAN, A.; MALEKI, A.; GHADIRI, H.; GHAFARIAN, P.; ZAIDI, H. The influence of x-ray spectra filtration on image quality and patient dose in the GE VCT 64-Slice cardiac CT scanner. **IEEE: Bioinf. and Biom. Eng., 2009. ICBBE 2009. Readings of the 3rd International Conference on**, p. 1-4, 2009.

BAILEY, D. L.; TOWNSEND, D. W.; VALK, P. E.; MAISEY, M. N. **Positron Emission Tomography**. Sidney: Springer, 2005.

BELINATO, W.; SANTOS, W. S.; SILVA, R. M. V.; SOUZA, D. N. Monte Carlo estimation of radiation dose in organs of female and male adult phantoms due to FDG-F18 absorbed in the lungs. **EPJ Web of Conferences**, v. 66, p. 100002 1-4, 2014.

BELINATO, W.; SANTOS, W. S.; PASCHOAL, C. M. M.; SOUZA, D. N. Monte Carlo simulations in multi-detector CT (MDCT) for two PET/CT scanner models using MASH and FASH adult phantoms. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. A.** v. 784, p. 524–530, 2015.

BERGER, M. J e HUBBELL, J. H. **Report NBSIR 87**. XCOM: Photon cross section on a personal computer. [on line] NIST, 1987. <<http://www.nist.gov/pml/data/xcom/>>, acessado em janeiro de 2015.

BEYER, T.; TOWNSEND, D. W.; BRUN, T.; KINAHAN, P. E. CHARRON, M.; RODDY, R.; JERIN, J.; YOUNG, J.; BYARS, L. and NUTT, R. A Combined PET/CT Scanner for Clinical Oncology. **J. Nucl. Med.**, v. 41, n. 8, p. 1369-1379, 2000.

BOLCH, W. E.; ECKERMAN, K. F.; SGOUROS, G.; THOMAS, S. R. MIRD Pamphlet N°. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry—standardization of nomenclature **J. Nucl. Med.**, v. 50, n. 3, p. 477-484, 2009.

BONGARTZ, G.; GOLDING, S. J.; JURIK, A. G.; LONARDI, M.; VAN PERSIJN VAN MEERTEN, E.; RODRIGUEZ, R.; SCHNEIDER, K.; CALZADO, A.; GELEIJNS, J.; JESSEN, K. A.; PANZER, W.; SHRIMPTON, P. C.; TOSI, G. **European Guidelines for Multislice Computed Tomography**. Funded by the European Commission. FIGM-CT2000-20078-CT-TIP, 2004. Acessado em: <<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>>. Acesso em 03 de janeiro de 2015.

BRADY Z.; RAMANAUSKAS, F.; CAIN, T. M.; JOHNSTON, P. N. Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of optimization. **Br. J. Radiol.** v. 85, p. 1488–1498, 2012.

BRASIL NUCLEAR. **Informativo da associação brasileira de energia nuclear**. Ano 19, n. 42, 2014.

BRENNER, D. J.; ELLISTON, C. D.; HALL, E. J.; BERDON, W. E. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. **A.J.R. Am. J. Roentgenol.** v. 176, n. 2 p. 289–296, 2001.

BURNHAM, C. A.; BROWNELL, G. L. **A multi-cristal positron camera**. Physics Research Laboratory Massachusetts General Hospital, Boston, p. 201-205, 1972.

CASSOLA, V. F.; MELO LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon meSH surfaces: part I. Development of the anatomy. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 133–162, 2010a.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; BRAYNER, C.; KHOURY, H. J. Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 4399–4430, 2010b.

CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; MELO LIMA, V. J.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; BRONW, K. R. Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces. **J. Radiol. Prot.** v. 33, p. 669–691, 2013.

CHO, Z. H.; CHAN, J. K.; ERIKSSON, L. Circular ring transverse axial positron camera for 3-dimensional reconstruction of radionuclides distribution. **IEEE Trans. on Nuc. Science**, v. 23, p. 613-622, 1976.

CHRISTNER, J. A.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C. H. Estimating effective dose for ct using dose–length product compared with using organ doses: consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. **A.J.R. Am. J. Roentgenol.** v. 194, n.4, p. 881-889, 2010.

CHUANG, K. S.; LU, J.C.; LIN, H.H.; DONG, S.L.; YANG, H.J.; SHIH, C.T.; LIN, C.H.; YAO, W.J.; NI, Y. C.; JAN, M.L.; CHANG, S.J. Improvements on a patient-specific dose estimation system in nuclear medicine examination. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 158, n. 1, p. 1-7, 2014.

CRANLEY, K.; GILMORE, B.; FOGARTY, G.; DESPONDS, L. Catalog of diagnostic x-ray spectra and other data. **The Institute of Physics and Engineering in Medicine**, Report No. 78, 1997.

CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**, 4^a ed., Dallas: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

DE MELO LIMA, V. J.; CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. Development of 5 and 10 years old infant phantoms based on polygonal meshes. **Med. Phys.** v. 38, n.8, p. 4723-4736, 2011.

DEAK, P. D.; SMAL, Y.; KALENDER, W. A. Multisection CT Protocols: Sex-and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product. **Radiol.**, v. 257, v. 1, p. 158-166, 2010.

- DELOAR, H. M.; FUJIWARA, T.; SHIDAHARA, M.; NAKAMURA, T.; WATABE, H. NARITA, Y.; ITOH, M.; MIYAKE, M. WATANUKI, S. Estimation of absorbed dose for 2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose using whole-body positron emission tomography and magnetic resonance imaging. **Eur. J. Nucl. Med.**, v. 25, n. 6, p. 566-574, 1998.
- DEMARCO, J. J.; CAGNON, C. H.; CODY, D. D.; STEVENS, D. M.; MCCOLLOUGH, C. H.; O'DANIEL, J.; MCNITT-GRAY, M. F. A. Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 3989–4004, 2005.
- DORBALA, S.; DI CARLI, M. F.; DELBEKE, D.; et al. Guideline for cardiac SPECT/CT and PET/CT 1.0. **J. Nucl. Med.** v. 54, n. 8, 2013.
- DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E. **The Physics of Diagnostic Imaging**. 2^a ed., London: Hodder Arnold, 2006.
- ECKERMAN, K. F. Aspects of dosimetry of radionuclides within the skeleton with particular emphasis on the active marrow. **Readings of the Fourth International Radiopharmaceutical Dosimetry Symposium**. Oak Ridge, TN, CONF-851113, p. 514-534, 1985.
- ECKERMAN, K. F.; ENDO, A. **Radionuclide Data and Decay Schemes**. 2^a ed., Reston, VA: Society for Nuclear Medicine, 2008.
- FERREIRA, C. C.; GALVÃO, L. A.; VIEIRA, J. W.; MAIA, A. F. A way forward for the development of an exposure computational model to computed tomography dosimetry. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. B.**, n. 269, p. 778-785, 2011a.
- FERREIRA, C. C.; FOLLY, W. S. D.; VIEIRA, J. W.; MAIA, A. F. Effective and equivalent doses for CT head examinations calculated using the voxelized phantoms MASH and FASH. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. B.**, v. 269, p. 1867–1870, 2011b.
- FERREIRA, C. C.; FILHO, R. E. M. X.; VIEIRA, J. W.; TOMAL, A.; POLLETTI, M. E.; GARCIA, C. A. B.; MAIA, A. F. Evaluation of tissue-equivalent materials to be used as human brain tissue substitute in dosimetry for diagnostic radiology. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. B.**, v. 268, p. 2515–2521, 2010.
- FIGUEIRA, C.; DI MARIA, S.; BAPTISTA, M.; MENDES, M.; MADEIRA, P; VAZ, P. Paediatric CT exposures: comparison between CTDI_{vol} and SSDE methods using measurements and monte carlo simulations. **Radiat. Prot. Dosim.** p. 1-6, 2015.
- FREEDENBERG, M. I.; BADAWI, R. D.; TARANTAL, A. F.; CHERRY, S. R. Performance and limitations of positron emission tomography (PET) scanners for imaging very low activity sources. **Med. Phys.**, v. 30, p. 104-110, 2014.
- GE HEALTHCARE, D. R. 2. **Discovery VCT. Volume PET/CT Scanner**. Product data Sheet. Milwaukee: GE, 2005.
- GERALDELLI, W.; TOMAL, A.; POLETTI, M. E. Characterization of tissue-equivalent materials through measurements of the linear attenuation coefficient and scattering profiles

obtained with polyenergetic beams. **IEEE Trans. on Nuc. Science**, v. 60, n. 2, p. 566-571, 2013.

GOERTZEN, A. L.; SUK, J. Y.; THOMPSON, C. J. Imaging of weak-source distributions in LSO-based small-animal PET scanners. **J. Nucl. Med.**, v. 48, n. 40, p. 1692-1698, 2007.

GU, J.; BEDNARZ, B.; CARACAPPA, P. F.; XU, X. G. The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations. **Phys. Med. Biol.**, n. 54, p. 2699-2717, 2009.

HAYS, M. T.; WATSON, E. E.; THOMAS, S. R.; STABIN, M. G. MIRD dose estimate report no. 19: Radiation absorbed dose estimates from ^{18}F -FDG. **J. Nucl. Med.**, n. 43, p. 210-214, 2002.

HAYS, M. T.; SEGALL, G. M. A mathematical model for the distribution of fluorodeoxyglucose in humans. **J. Nucl. Med.**, v. 40, p. 1358-1366, 1999.

HUANG, B.; LAW, M. W.; KHONG, P. Patient-specific dosimetry using pretherapy [^{124}I]m-iodobenzylguanidine ([^{124}I]mIBG) dynamic PET/CT imaging before [^{131}I]mIBG targeted radionuclide therapy for neuroblastoma. **Mol. Imaging Biol.** v. 17, p. 284-294, 2015.

HUTCHINGS, M. FDG-PET Response-adapted therapy: Is ^{18}F -Fluorodeoxyglucose positron emission tomography a safe predictor for a change of therapy? **Hematol. Oncol. Clin. N.**, v. 28, n. 1, p. 87-103, 2014.

IAEA. **Quality assurance for PET and PET/CT systems**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Report on the Task Group on Reference Man**. ICRP Publication 23. 1975.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals**. ICRP Publication 53. Ann. ICRP 53, n. (1), 1988.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37, n. 37 (2-4), 2007a.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37, n. 37 (6), 2007b.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals**. ICRP publication 106. Addendum 3 to ICRP Publication 53. Ann. ICRP 38, n. 38, 2008.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Adult Reference Computational Phantoms**. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2). [S.l.]. 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. ICRU Report N°. 44, 1989.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised)**. ICRU Report N°. 85, 2011.

JARRY, G.; DEMARCO, J.J.; BEIFUSS, U.; CAGNON, C. H. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. **Phys. Med. Biol.**, n. 48, p. 2645-2666, 2003.

KAPOOR, V.; MCCOOK, B. M.; TOROK, F. S. An introduction to PET-CT imaging. **Radiographics**, v. 24, p. 523-543, 2004.

KARP, J. S.; DAUBE-WITHERSPOON, M. E.; HOFFMAN, E. J.; LEWELLEN, T. K.; LINKS, J. M.; WONG, W.; HICHWA, R. D.; CASEY, M. E.; COLSHER, J. G.; HITCHENS, R. E.; MUEHLLEHNER, G. AND STOUT, E. W. Performance Standards in Positron Emission Tomography. **J. Nucl. Med.**, v. 32, p. 2342-2350, 1991.

KAUSHIK, A., Jaimini, A.; Tripathi, M.; D'Souza, M.; Sharma, R.; Mishra, A. K.; Mondal, A.; Dwarakanath, B. S. Estimation of patient dose in ^{18}F -FDG and ^{18}F -FDOPA PET/CT examinations. **J. Cancer Res. Ther.**, v. 9, n. 3, p. 447-483, 2013.

KERNS, J. R.; KRY, S. F.; SAHOO, N.; FOLLOWILL, D. S. Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter. **Med. Phys.**, v. 38, n. 7, p. 3955–3962, 2011.

KHURSHEED, A.; HILLIER, M. C.; SHRIMPTON, P. C.; WALL, B. F. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. **Br. J. Radiol.**, v. 75, p. 819-830, 2002.

KINAHAN, P. E.; TOWNSEND, D. W.; BEYER, T.; SASHIN, D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. **Med. Phys.**, v. 25, n. 10, p. 2046-2053, 1998.

KOST, S. D.; FRASER, N. D.; CARVER, D. E.; PICKENS, D. R.; PRICE, R. R.; HERNANZ-SCHULMAN, M.; STABIN, M. G. Patient-specific dose calculations for pediatric CT of the chest, abdomen and pelvis. **Pediatr. Radiol.** v. 45, p. 1771–1780, 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 calculation in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 48, n. 10, p. 1239-1262, 2003.

KRAMER, R.; CASSOLA, V.F.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W.; MELO LIMA, V. J.; ROBSON BROWN, K. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based

on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 163-189, 2010.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; MELO LIMA, V. J. MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 51, p. 3331-3346, 2006.

KUHL, D. E. The Mark IV system for radionuclide computed tomography of the brain. **Radiology**, v. 121, n. 2, p. 405-13, 1976.

LACERDA, I. V. B.; CABRAL, M. O. M.; VIEIRA, J. W.; OLIVEIRA, M. L.; LIMA, F. R. A. Estimation of dose distribution in occupationally exposed individuals to FDG-¹⁸F. **Bras. J. of Rad. Scienc.**, v. 3-1A, p. 1-12, 2015.

LEE, C.; LODOWICK, D.; HASENAUER, D.; WILLIAMS, J. L.; LEE, C. Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models. **Phys. Med. Biol.** v. 52, p. 3309-3333, 2007.

LEE, C.; LODOWICK, D.; HURTADO, J.; PAFUNDI, D.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Phys. Med. Biol.** v. 55, n. 2, p. 339-363, 2010.

LIN, H.; CHUANG, K.; LU, C.; NI, Y.; JAN, M. Use of beam stoppers to correct random and scatter coincidence in PET: A Monte Carlo simulation. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. A.**, v. 711, p. 27-37, 2013.

MAIL, N.; MOSELEY, D. J.; SIEWERDSEN, J. H.; JAFFRAY, D. A. The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. **Med. Phys.**, v. 1, n. 36, p. 22-32, 2009.

MARTÍ-CLIMENT, J. M., PRIETO, E.; DOMÍNGUEZ-PRADO, I.; GARCÍA-VELLOSO, M. J.; RODRÍGUEZ-FRAILE, M.; ARBIZU, J.; VIGIL, C.; CAICEDO, C.; PEÑUELAS, I.; RICHTER, J. A. Aportación del tiempo de vuelo y de la modelización de la respuesta a una fuente puntual a las características de funcionamiento del tomógrafo PET/TAC Biograph mCT. **Rev. Esp. Med. Nucl. Imagen Mol.**, v. 32, n. 1, p. 13-21, 2013.

MCCONN JR., R. J.; GESH, C. J.; PAGH, R. T.; RUCKER, R. A.; WILLIAMS, R. G. **Compendium of materials composition data for radiation transport modeling.** Oak Ridge: Pacific Northwest Lab, 2011.

MEIJA, A. A.; NAKAMURA, T.; ITOH, M.; HATAZAWA, J.; ISHIWATA, K.; IDO, T.; MATSUMOTO, M.; WATABE, H.; WATANUKI, S.; SEO, S. Absorbed dose estimate in positron emission tomography studies based on the administration of ¹⁸F-labeled radiopharmaceuticals. **J. Radiat. Res.**, v. 32, p. 243-261, 1991.

MOK, G. S. P.; DU, Y.; WANG, Y.; FREY, E. C.; TSUI, B. M. W. Development and Validation of a Monte Carlo Simulation Tool for Multi-Pinhole SPECT. **Mol. Imaging Biol.**, v. 12, p. 295-304, 2010.

MOLINA-DURAN, F.; DINTER, D.; SCHOENAH, F.; SCHOENBERG, S. O.; GLATTING, G. Dependence of image quality on acquisition time for the PET/CT Biograph mCT. *Z. Med. Phys.*, v. 24, p. 73-79, 2014.

NEMA. **Performance measurements of positron emission tomographs**. Standard Publication NU 2. Washington: NEMA, 1994.

NEMA. **Performance measurements of positron emission tomographs**. Standard Publication NU 2. Washington: NEMA, 2001.

NEMA. **Performance measurements of positron emission tomographs**. Standard Publication NU 2. Washington: NEMA, 2007.

PASCHOAL, C. M. M. **Caracterização de dispositivos eletrônicos para dosimetria em tomografia computadorizada**. Tese (Doutorado em física) - Núcleo de pós-graduação em física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2012.

PELOWITZ, D. B. **MCNPX user's manual version 2.7.0**. Los Alamos, LANL, 2011.

PODGORSK, E. B. **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005.

POON, J. K.; DAHLBOM, M. L.; MOSES, W. W.; BALAKRISHNAN, K.; WANG, W.; CHERRY, S. R.; BADAWI, R. D. Optimal whole-body PET scanner configurations for different volumes of LSO scintillator: a simulation study. *Phys. Med. Biol.*, v. 57, p. 4077-4094, 2012.

POWSNER, R. A.; POWSNER, E. R. **Essential Nuclear Medicine Physics**. 2^a ed., Massachusetts: Blaskwell Publishing, 2006.

RADCAL. **Accu-gold user guide**. Monrovia, Radcal, 2012.

ROBILOTTA, C. C. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. *Rev. Panam. Salud Publica*, v. 20, p. 134-142, 2006.

RUTH, T. J. The uses of radiotracers in the life sciences. *Rep. Prog. Phys.*, n. 72, p. 1-23, 2009.

SAHA, G. B. **Basics of PET Imaging**. 2^a ed. New York: Springer, 2010.

SANCHEZ-CRESPO, A. Comparison of Gallium-68 and Fluorine-18 imaging characteristics in positron emission tomography. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 76, p. 55-62, 2013.

SHANEHSAZZADEH, S.; YOUSEFNIA, H.; JALILIAN, A. R.; ZOLGHADRI, S.; LAHOOTI, A. Estimated human absorbed dose for ⁶⁸Ga-ECC based on mice data: comparison with ⁶⁷Ga-ECC. *Ann. Nucl. Med.* v. 29, p. 475-481, 2015.

SIEMENS. **Biograph™ TruePoint PET•CT System Specifications**. Knoxville: Siemens, 2007.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. G.; WATSON, S. B. **MIRD Pamphlet No. 11: 'S' Absorbed Dose Per Unit Cumulated Activity for Selected Radionuclides and Organs**. New York: The Society of Nuclear Medicine, 1975.

- SOBOL, I. M. **A primer for the Monte Carlo method**. Boca Raton: CCR Press, 1994.
- STABIN, M. G.; SPARKS, R. B.; CROWE, E. OLINDA/EXM: The second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine. **J. Nucl. Med.**, v. 46, p.1023–1027, 2005.
- STABIN, M. G.; EMMONS, M. A.; SEGARS, W. P.; FERNALD, M. J. Realistic reference adult and paediatric phantom series for internal and external dosimetry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 149, n. 1, p. 56–59, 2012.
- STABIN, M. G. **Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry**. Nashville: Springer, 2008.
- STABIN, M. G.; FLUX, G. D. Internal dosimetry as a tool for radiation protection of the patient in nuclear medicine. **Biomed. Imag. and Interv. J.**, v. 2, n. 3, p. 1-11, 2007.
- STABIN, M. G.; SIEGEL, J. A. Physical models and dose factors for use in internal dose assessment. **Health Phys.** v. 85, n. 3, p. 294-310, 2003.
- TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. 3^a ed. Oak Ridge: Wiley, 2007.
- VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. Software to digital image processing to be used in the voxel phantom development. **Cel. Mol. Biol.**, v. 55, p. 16-22, 2009.
- WAMBERSIE, A.; WHITE, D. R. ICRU Activity in the field of phantoms in diagnostic radiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 43, n. 1, p. 11-14, 1992.
- WATSON, C. C.; CASEY, M. E.; ERIKSSON, L.; MULNIX, T.; ADAMS, D.; BENDRIEM, B. NEMA NU 2 performance tests for scanners with intrinsic radioactivity. **J. Nucl. Med.**, v. 45, p. 822-826, 2004.
- WAYSON, M.; LEE, C.; SGOUROS, G.; TREVES, S. T.; FREY, E.; BOLCH, W. E. Internal photon and electron dosimetry of the newborn patient-a hybrid computational phantom study. **Phys. Med. Biol.** v. 57, p. 1433–1457, 2012.
- X-5, M. C. T. **A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory**. Rev. ed., Los Alamos: LANL, 2008.
- XIE, T.; BOLCH, W. E.; LEE, C.; ZAIDI, H. Pediatric radiation dosimetry for positron-emitting radionuclides using anthropomorphic phantoms. **Med. Phys.**, v. 40, n. 10, p. 1-14, 2013.
- XIE, T.; ZAIDI, H. Monte Carlo-based evaluation of S-values in mouse models for positron-emitting radionuclides. **Phys. Med. Biol.**, n. 58, p. 169-182, 2013.
- XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Boca Raton: CRC Press, 2010.
- YANG, C.; LIU, S.; MOK, G. S. P.; WU, T. Evaluation of radiation dose and image quality of CT scan for whole-body pediatric PET/CT: A phantom study. **Med. Phys.** v. 41, p. 1-12, 2014.

YAO, B.; TANG, C.; TANG, G.; HU, K.; LIANG, X.; SHI, X.; NIE, D.; TANG, X. YUE, D. Human biodistribution and radiation dosimetry of S-¹¹C-Methyl-L-Cysteine using whole-body PET. **Clin. Nucl. Med.** v. 40, p. 470–474, 2015.

YEOH, K.-W.; MIKHAEEL, N. G. Are we ready for positron emission tomography/computed tomography-based target volume definition in lymphoma radiation therapy? **Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.**, v. 85, n. 1, p. 14-20, 2013.

YI, C.; YU, D.; SHI, X.; HE, Q.; ZHANG, X.; ZHANG, X. Biodistribution and estimation of radiation-absorbed doses in humans for ¹³N-ammonia PET. **Ann. Nucl. Med.** v. 29, p. 810–815, 2015.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Rev. Bras. Fís. Med.** v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.

YORIYAZ, H. **Fundamentos do Método de Monte Carlo para Transporte de Radiação.** São Paulo: IPEN-CNEN, 2010.

YUKIHARA, E. G.; McKEEVER, S. W. S. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. **Phys. Med. Biol.**, v. 53, p. 351-379, 2008.

YUKIHARA, E. G.; MARDIROSSIAN, G.; MIRZASADEGHI, M.; GUDURU, S.; AHMAD, S. Evaluation of Al₂O₃:C optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters for passive dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy. **Med. Phys.**, v. 31, p. 260-269, 2007.

ZAIDI, H.; SGOUROS, G. **Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine.** London: IOP Publishing, 2003.

7. ANEXOS

7.1 Produção científica

7.1.1 Artigos publicados em periódico internacional

- 1- Belinato, W., Santos, W.S., Silva, R.M.V, Souza, D.N. Monte Carlo estimation of radiation dose in organs of female and male adult phantoms due to FDG-F18 absorbed in the lungs. **EPJ Web of Conferences**, v. 66, p. 100002 1-4, 2014.
- 2- Belinato, W., Santos, W.S., Paschoal, C.M.M., Souza, D.N. Monte Carlo simulations in multi-detector CT (MDCT) for two PET/CT scanner models using MASH and FASH adult phantoms. **Nucl. Instrum. Meth. in Phys. Res. A**. v. 784, p. 524–530, 2015.

7.1.2 Artigos submetidos para periódico internacional

- 1- Belinato, W., Silva, R.M.V, Santos, W.S., Perini, A. P., Neves, L. P., Caldas, L. V. E., Souza, D. N. A new cubic phantom for PET/CT dosimetry: Experimental and Monte Carlo characterization. **IEEE Transactions on Nuclear Science**.
- 2- Santos, W.S., Neves, L. P., Belinato, W., Caldas, L. V. E., Perini, A. P., Souza, D. N. Evaluation of the radiation doses in pediatric patients submitted to CT examinations. **IEEE Transactions on Nuclear Science**.

7.2 CCs de doses para os simuladores adultos e pediátricos nos tomógrafos

Tabela 18. CCs de doses em CT para o simulador antropomórfico MASH (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,010	0,001	0,022	0,002	0,044	0,004	0,046	0,001	0,035	0,003	0,105	0,012	0,139	0,016
Cólon	0,242	0,017	0,523	0,039	0,856	0,062	1,237	0,031	0,728	0,069	2,082	0,217	3,049	0,328
Pulmão	0,264	0,020	0,540	0,038	0,923	0,070	1,575	0,045	0,735	0,086	2,253	0,258	3,248	0,370
Estômago	0,242	0,017	0,512	0,043	0,871	0,071	1,058	0,039	0,744	0,085	2,177	0,252	3,210	0,379
Mamas	0,288	0,019	0,553	0,037	0,926	0,063	1,464	0,022	0,558	0,047	1,946	0,199	2,678	0,285
Demais órgãos*	0,016	0,001	0,032	0,001	0,054	0,002	0,078	0,001	0,044	0,002	0,123	0,004	0,178	0,004
Gônadas	0,356	0,015	0,669	0,033	1,090	0,068	1,523	0,035	1,301	0,080	3,149	0,245	4,360	0,353
Bexiga	0,184	0,014	0,381	0,027	0,706	0,039	1,029	0,033	0,648	0,066	1,921	0,177	2,841	0,255
Esôfago	0,217	0,017	0,469	0,041	0,815	0,059	1,322	0,043	0,715	0,073	2,201	0,239	3,209	0,326
Fígado	0,249	0,021	0,519	0,045	0,880	0,075	0,933	0,032	0,732	0,081	2,189	0,273	3,262	0,401
Tireóide	0,416	0,030	0,811	0,064	1,345	0,102	1,769	0,041	1,581	0,170	4,005	0,522	5,577	0,622
Superfície óssea	0,036	0,001	0,068	0,001	0,108	0,001	0,155	0,002	0,115	0,003	0,277	0,005	0,374	0,006
Cérebro	0,248	0,017	0,519	0,033	0,897	0,062	1,327	0,034	1,029	0,088	2,535	0,207	3,697	0,339
Glândulas salivares	0,311	0,020	0,607	0,038	1,021	0,068	1,049	0,015	1,036	0,088	2,846	0,304	4,067	0,410
Pele	0,191	0,003	0,355	0,004	0,576	0,005	0,807	0,007	0,493	0,009	1,276	0,016	1,811	0,020
Olhos	0,283	0,012	0,560	0,040	0,941	0,054	1,330	0,031	1,180	0,093	2,499	0,207	3,609	0,299
Dose efetiva	0,206	0,005	0,418	0,010	0,704	0,018	1,012	0,009	0,619	0,021	1,774	0,065	2,544	0,093

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 19. CCs de doses em CT para o simulador antropomórfico FASH (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,014	0,001	0,031	0,003	0,042	0,004	0,060	0,006	0,047	0,006	0,134	0,022	0,188	0,023
Cólon	0,254	0,019	0,519	0,047	0,889	0,077	1,292	0,214	0,742	0,080	2,119	0,340	3,089	0,369
Pulmão	0,306	0,025	0,608	0,051	1,023	0,067	1,439	0,212	0,947	0,107	2,576	0,397	3,708	0,423
Estômago	0,264	0,020	0,548	0,043	0,939	0,075	1,147	0,234	0,804	0,090	2,309	0,367	3,363	0,374
Mamas	0,466	0,035	0,685	0,060	0,959	0,091	1,248	0,180	0,711	0,085	1,919	0,322	2,783	0,314
Demais órgãos*	0,019	0,001	0,038	0,001	0,064	0,002	0,091	0,003	0,056	0,002	0,152	0,004	0,218	0,006
Gônadas	0,163	0,011	0,385	0,029	0,689	0,052	1,067	0,186	0,538	0,047	1,787	0,276	2,619	0,290
Bexiga	0,205	0,016	0,441	0,036	0,771	0,061	1,149	0,128	0,723	0,081	2,096	0,292	3,075	0,323
Esôfago	0,241	0,021	0,505	0,030	0,879	0,073	1,374	0,181	0,859	0,083	2,459	0,386	3,587	0,418
Fígado	0,278	0,018	0,570	0,040	0,969	0,084	1,072	0,172	0,852	0,089	2,398	0,410	3,488	0,446
Tireóide	0,488	0,030	0,934	0,065	1,530	0,111	3,129	0,422	1,824	0,188	4,526	0,733	6,241	0,716
Superfície óssea	0,039	0,001	0,073	0,001	0,116	0,002	0,139	0,002	0,122	0,003	0,300	0,006	0,405	0,007
Cérebro	0,297	0,017	0,478	0,030	0,951	0,031	0,805	0,100	0,939	0,076	2,602	0,354	3,771	0,377
Glândulas salivares	0,300	0,021	0,584	0,040	1,018	0,076	1,521	0,256	0,924	0,073	2,761	0,445	3,874	0,389
Pele	0,282	0,005	0,465	0,010	0,724	0,018	1,013	0,030	0,663	0,012	1,665	0,020	2,356	0,027
Olhos	0,306	0,014	0,604	0,043	0,998	0,058	0,779	0,149	0,912	0,057	2,466	0,303	3,525	0,300
Dose efetiva	0,229	0,007	0,436	0,013	0,719	0,020	1,022	0,057	0,637	0,024	1,780	0,097	2,571	0,101

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 20. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico M10 (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,140	0,001	0,281	0,001	0,469	0,002	0,670	0,003	0,218	0,001	0,584	0,002	0,819	0,003
Cólon	2,587	0,193	5,273	0,429	9,237	0,574	12,758	0,896	3,916	0,270	10,548	0,669	15,205	1,011
Pulmão	2,939	0,229	5,679	0,331	6,251	0,354	13,568	0,824	4,602	0,348	11,959	0,739	15,989	0,890
Estômago	2,554	0,180	5,106	0,394	8,626	0,635	12,490	1,067	3,753	0,264	10,275	0,787	16,296	1,273
Mamas	1,844	0,097	3,815	0,252	6,564	0,464	9,758	0,580	2,924	0,211	8,203	0,459	12,026	0,797
Demais órgãos*	2,152	1,098	4,775	2,435	8,137	4,394	11,875	6,175	3,517	1,723	9,735	4,673	13,755	5,777
Gônadas	5,038	0,358	6,611	0,455	10,390	0,815	15,132	1,160	5,591	0,470	13,469	0,983	18,686	1,231
Bexiga	1,597	0,099	4,559	0,332	6,794	0,394	11,340	0,745	3,711	0,279	10,227	0,583	14,728	0,868
Esôfago	2,633	0,178	5,263	0,302	5,861	0,370	12,926	0,711	4,691	0,274	12,424	0,747	17,047	0,861
Fígado	2,657	0,245	5,282	0,454	8,874	0,592	12,837	0,985	3,960	0,308	10,739	0,740	17,641	1,545
Tireóide	4,642	0,329	8,571	0,682	13,782	0,878	19,442	1,425	8,065	0,677	19,415	1,233	26,542	1,821
Superfície óssea	0,146	0,020	0,808	0,147	1,623	0,267	2,970	0,516	0,241	0,031	2,185	0,381	2,890	0,412
Cérebro	2,107	0,142	4,309	0,261	7,364	0,487	10,860	0,601	3,578	0,242	9,861	0,508	14,258	0,859
Glândulas salivares	0,916	0,061	1,748	0,112	2,893	0,145	4,191	0,262	1,402	0,096	3,639	0,202	5,172	0,343
Pele	2,408	0,010	4,393	0,014	7,091	0,020	10,142	0,030	3,441	0,013	8,476	0,023	11,859	0,032
Olhos	2,046	0,128	4,057	0,240	6,866	0,320	10,178	0,689	2,761	0,110	7,627	0,510	11,202	0,610
Dose efetiva	2,386	0,143	4,580	0,309	7,147	0,548	11,088	0,779	3,623	0,223	9,588	0,593	13,766	0,749

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 21. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico F10 (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,148	0,001	0,293	0,001	0,488	0,002	0,699	0,003	0,228	0,001	0,609	0,003	0,873	0,003
Cólon	2,679	0,199	5,158	0,420	8,798	0,562	12,741	0,894	3,909	0,269	10,533	0,670	15,069	1,012
Pulmão	2,945	0,251	5,685	0,283	9,413	0,574	13,583	0,795	4,610	0,349	11,976	0,746	16,563	0,933
Estômago	2,558	0,193	5,102	0,375	8,584	0,653	12,480	1,055	3,750	0,264	10,267	0,786	14,371	1,128
Mamas	1,843	0,097	3,812	0,253	6,561	0,465	9,753	0,580	2,922	0,210	8,198	0,461	12,048	0,732
Demais órgãos*	1,127	0,575	2,071	1,119	3,952	1,660	6,042	2,840	2,681	1,368	7,672	3,759	8,924	3,927
Gônadas	2,056	0,151	4,281	0,349	7,405	0,609	10,925	0,954	3,553	0,309	10,038	0,821	14,623	1,002
Bexiga	2,215	0,137	4,524	0,245	7,693	0,445	11,259	0,744	3,681	0,276	10,151	0,582	14,609	1,012
Esôfago	2,632	0,178	5,261	0,302	8,872	0,562	12,930	0,713	4,692	0,275	12,431	0,748	17,935	0,907
Fígado	2,659	0,223	5,279	0,446	8,846	0,747	12,831	0,978	3,958	0,310	10,735	0,742	14,751	1,296
Tireóide	4,634	0,331	8,558	0,683	13,765	0,878	19,418	1,428	8,050	0,671	19,392	1,235	27,021	1,820
Superfície óssea	0,295	0,027	0,652	0,050	1,222	0,093	1,976	0,160	0,436	0,039	1,567	0,122	2,632	0,215
Cérebro	2,108	0,150	4,318	0,277	7,381	0,521	10,886	0,641	3,592	0,260	9,909	0,542	14,343	0,896
Glândulas salivares	0,915	0,061	1,746	0,112	2,890	0,146	4,188	0,262	1,400	0,096	3,635	0,204	5,209	0,343
Pele	2,392	0,009	4,383	0,014	7,091	0,020	10,119	0,029	3,437	0,013	8,461	0,023	11,803	0,032
Olhos	2,043	0,128	4,052	0,240	6,884	0,427	10,171	0,691	2,759	0,110	7,621	0,511	11,212	0,732
Dose efetiva	2,063	0,086	4,053	0,164	6,881	0,252	10,039	0,412	3,360	0,182	9,058	0,489	12,624	0,541

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 22. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico M5 (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,148	0,001	0,290	0,001	0,488	0,002	0,698	0,002	0,240	0,001	0,639	0,002	0,898	0,003
Cólon	3,077	0,178	6,785	0,340	9,714	0,543	13,937	0,664	4,861	0,329	12,811	0,688	18,020	1,164
Pulmão	2,803	0,180	4,738	0,303	9,822	0,476	14,118	0,577	4,885	0,263	12,533	0,646	17,685	0,735
Estômago	2,971	0,234	6,415	0,409	9,633	0,623	13,866	0,774	5,068	0,335	13,085	0,852	18,447	0,979
Mamas	1,965	0,121	3,929	0,216	6,718	0,348	9,945	0,625	3,394	0,225	9,292	0,514	13,464	0,863
Demais órgãos*	2,389	1,314	4,720	2,502	7,616	4,265	10,914	5,348	3,803	1,825	9,692	5,137	13,641	6,957
Gônadas	3,629	0,137	6,586	0,306	10,552	0,398	14,949	0,815	5,297	0,297	16,073	0,892	21,856	1,065
Bexiga	2,615	0,118	5,287	0,231	8,743	0,482	12,708	0,871	3,209	0,202	11,989	0,640	17,072	1,129
Esôfago	2,811	0,203	4,740	0,317	9,296	0,667	13,477	1,088	4,606	0,299	12,230	0,831	17,417	1,004
Fígado	3,054	0,224	5,632	0,365	9,882	0,497	14,201	0,623	5,303	0,418	13,598	0,674	19,081	0,795
Tireóide	6,200	0,430	8,632	0,686	13,999	0,985	19,777	1,218	8,471	0,559	20,248	1,361	27,671	1,600
Superfície óssea	0,459	0,072	1,111	0,143	2,640	0,403	3,586	0,474	0,738	0,112	3,420	0,538	4,557	0,596
Cérebro	2,231	0,105	4,400	0,315	7,385	0,380	10,763	0,692	3,480	0,237	9,319	0,519	13,352	0,876
Glândulas salivares	1,073	0,056	1,929	0,109	3,171	0,205	4,559	0,249	1,751	0,091	4,352	0,198	6,109	0,348
Pele	2,266	0,008	4,043	0,010	6,695	0,015	9,537	0,020	3,365	0,011	8,213	0,019	11,480	0,024
Olhos	2,393	0,140	4,545	0,227	7,551	0,433	11,043	0,730	4,487	0,213	11,264	0,687	15,998	1,094
Dose efetiva	2,540	0,165	4,839	0,313	7,999	0,530	11,504	0,669	4,051	0,233	10,828	0,646	15,212	0,875

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 23. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico F5 (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,145	0,001	0,285	0,001	0,471	0,002	0,673	0,002	0,234	0,001	0,616	0,002	0,866	0,003
Cólon	3,079	0,167	5,899	0,297	9,706	0,542	13,925	0,664	5,014	0,337	12,799	0,687	18,004	1,160
Pulmão	3,135	0,200	5,989	0,384	9,847	0,478	14,153	0,578	4,905	0,296	12,572	0,651	17,735	0,739
Estômago	3,002	0,235	5,816	0,372	9,627	0,624	13,857	0,774	5,077	0,351	13,075	0,853	18,433	0,976
Mamas	1,949	0,110	3,937	0,252	6,717	0,348	9,944	0,625	3,394	0,225	9,292	0,514	13,462	0,865
Demais órgãos*	1,780	1,638	3,386	2,316	6,648	3,457	9,755	5,268	2,955	1,359	7,649	3,518	12,298	5,534
Gônadas	2,493	0,137	5,032	0,277	8,468	0,383	12,325	0,728	3,997	0,204	10,976	0,711	15,618	0,861
Bexiga	2,606	0,118	5,192	0,254	8,702	0,483	12,644	0,874	4,494	0,281	11,934	0,639	16,997	1,120
Esôfago	2,827	0,203	5,573	0,370	9,310	0,668	13,497	1,088	4,614	0,299	12,248	0,832	17,441	1,006
Fígado	3,099	0,228	5,983	0,388	9,875	0,497	14,191	0,624	5,307	0,364	13,587	0,675	19,066	0,797
Tireóide	4,734	0,331	8,730	0,588	14,000	0,985	19,776	1,221	8,471	0,560	20,247	1,362	27,668	1,603
Superfície óssea	0,346	0,024	1,043	0,078	2,279	0,178	3,672	0,303	0,517	0,212	2,878	0,221	4,634	0,376
Cérebro	2,240	0,111	4,435	0,206	6,842	1,125	9,334	1,301	3,514	0,172	9,414	0,541	13,488	0,923
Glândulas salivares	1,031	0,054	1,940	0,102	3,171	0,205	4,558	0,249	1,751	0,092	4,352	0,198	6,109	0,348
Pele	2,276	0,008	4,151	0,011	6,695	0,015	9,537	0,020	3,358	0,011	8,200	0,019	11,463	0,024
Olhos	2,384	0,108	4,545	0,227	7,551	0,433	11,043	0,731	4,487	0,213	11,263	0,689	15,998	1,096
Dose efetiva	2,360	0,203	4,575	0,292	7,711	0,437	11,153	0,659	3,916	0,182	10,168	0,463	14,549	0,712

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 24. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico 1 ano (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,452	0,015	0,871	0,035	1,428	0,079	2,022	0,100	0,240	0,017	1,757	0,088	2,455	0,105
Cólon	3,313	0,162	6,231	0,248	10,139	0,423	14,459	0,816	3,526	0,198	13,833	0,865	19,260	0,983
Pulmão	2,339	0,102	4,426	0,289	7,238	0,173	10,339	0,219	4,173	0,089	9,372	0,235	13,097	0,277
Estômago	3,147	0,208	6,005	0,353	9,856	0,548	14,084	0,682	4,859	0,318	13,296	0,693	18,590	0,816
Mamas	2,140	0,108	3,641	0,118	6,793	0,399	9,810	0,525	3,369	0,279	8,380	0,492	11,909	0,804
Demais órgãos*	0,325	0,286	0,535	0,280	1,027	0,545	1,478	1,141	0,422	0,279	1,393	0,705	1,946	0,869
Gônadas	3,112	0,175	5,272	0,212	9,937	0,510	14,250	0,657	2,726	0,115	13,558	0,670	19,093	0,801
Bexiga	3,493	0,117	6,472	0,302	10,650	0,451	15,135	0,899	3,163	0,085	15,381	0,613	21,254	1,159
Esôfago	2,356	0,145	4,386	0,228	7,572	0,483	10,895	0,606	4,875	0,354	10,043	0,649	14,185	0,796
Fígado	3,051	0,176	5,826	0,386	9,557	0,301	13,671	0,382	5,207	0,266	13,486	0,403	18,784	0,473
Tireóide	3,941	0,255	6,826	0,208	12,100	0,610	17,202	1,077	11,697	0,744	17,218	0,867	23,819	1,527
Superfície óssea	1,208	0,094	1,570	0,217	3,941	0,235	6,025	0,436	1,679	0,187	7,217	1,027	9,475	1,117
Cérebro	5,028	0,023	9,367	0,102	15,187	0,046	21,641	0,059	5,965	0,026	19,751	0,056	27,557	0,068
Glândulas salivares	3,068	0,195	5,735	0,343	9,442	0,524	13,561	0,650	10,492	0,433	13,523	0,813	18,894	0,940
Pele	2,343	0,007	4,261	0,030	6,857	0,013	9,753	0,018	3,360	0,009	8,613	0,016	11,993	0,021
Olhos	2,675	0,073	4,916	0,180	8,237	0,455	11,875	0,579	9,773	0,299	12,379	0,735	17,328	0,843
Dose efetiva	2,287	0,054	4,182	0,078	7,140	0,131	10,206	0,216	3,421	0,075	9,585	0,187	13,487	0,245

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

Tabela 25. CCs de dose em CT para o simulador antropomórfico recém-nascido (mGy/100 mAs)

Órgãos	GE Discovery VCT								SIEMENS Biograph 16					
	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp		80 kVp		110 kVp		130 kVp	
	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.	Dose	Incert.
Medula vermelha	0,576	0,017	1,072	0,002	1,712	0,098	2,389	0,081	0,940	0,050	2,315	0,135	3,164	0,170
Cólon	3,235	0,169	6,025	0,177	9,777	0,240	13,947	0,369	4,802	0,205	11,994	0,314	16,800	0,382
Pulmão	3,633	0,059	6,731	0,039	10,881	0,053	15,484	0,143	5,278	0,087	13,091	0,141	18,287	0,173
Estômago	3,268	0,141	6,147	0,148	10,018	0,200	14,305	0,325	4,286	0,158	11,058	0,259	15,626	0,320
Mamas	2,841	0,153	5,371	0,009	9,063	0,798	13,222	0,898	4,270	0,241	11,001	0,616	15,868	1,081
Demais órgãos*	0,316	0,206	0,668	0,543	1,085	0,637	1,550	0,555	0,470	0,271	1,321	0,792	1,852	0,960
Gônadas	3,142	0,180	5,930	0,011	9,656	2,586	13,844	0,813	4,987	0,263	12,502	0,740	17,496	0,920
Bexiga	3,214	0,127	5,962	0,016	9,645	0,879	13,703	0,861	5,554	0,324	13,493	0,851	18,716	1,020
Esôfago	3,314	0,219	6,276	0,153	10,222	0,211	14,677	0,546	4,726	0,203	12,090	0,534	17,092	0,659
Fígado	3,432	0,085	6,416	0,089	10,410	0,121	14,829	0,205	5,069	0,110	12,739	0,182	17,835	0,222
Tireóide	4,331	0,216	8,056	0,138	12,950	0,257	18,358	0,840	6,640	0,351	16,372	0,920	22,739	1,123
Superfícies ósseas	1,896	0,153	3,257	0,011	4,894	0,691	8,141	0,529	2,128	0,123	7,332	0,491	9,478	0,557
Cérebro	5,904	0,019	10,862	0,015	17,520	0,021	24,891	0,050	8,734	0,027	21,491	0,046	29,978	0,058
Glândulas salivares	3,415	0,199	6,316	0,041	10,241	0,079	14,646	0,781	5,356	0,311	13,163	0,487	18,377	1,018
Pele	2,444	0,007	4,438	0,004	7,137	0,005	10,144	0,017	3,660	0,010	8,824	0,016	12,285	0,020
Olhos	2,944	0,111	5,492	0,030	8,990	0,128	12,924	0,726	5,390	0,220	13,080	0,558	18,268	1,089
Dose efetiva	2,629	0,046	4,938	0,072	8,041	0,247	11,488	0,165	3,895	0,063	9,821	0,155	13,831	0,212

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

7.3 Valores S para os simuladores adultos e pediátricos para seis radionuclídeos

Tabela 26. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{18}F (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash D	Fash P	Mash D	Mash P
Supra-Renais	6,81E-03	9,91E-03	7,91E-03	7,91E-03	5,77E-03	5,77E-03	3,25E-03	3,25E-03	2,96E-03	2,99E-03
Cérebro	1,50E-04	6,65E-05	5,52E-05	5,04E-05	5,36E-05	4,75E-05	5,04E-05	5,05E-05	4,57E-05	4,58E-05
Mamas	3,13E-01	1,15E-01	6,26E-02	2,94E-02	3,91E-02	2,54E-02	1,53E-04	1,54E-04	2,69E-03	2,63E-03
Intestino grosso	1,83E-03	7,19E-04	3,31E-04	3,31E-04	1,98E-04	1,98E-04	1,21E-04	1,21E-04	1,18E-04	1,18E-04
Vesícula biliar	2,76E-03	1,04E-03	5,62E-04	5,62E-04	3,65E-04	3,65E-04	8,28E-04	8,32E-04	6,70E-04	6,72E-04
Intestino delgado	1,09E-03	4,36E-04	2,01E-04	2,01E-04	1,23E-04	1,23E-04	8,15E-05	8,22E-05	7,45E-05	7,51E-05
Estômago	2,46E-04	1,27E-04	8,07E-05	8,07E-05	5,71E-05	5,71E-05	3,65E-05	3,60E-05	3,40E-05	3,38E-05
Coração	2,04E-03	8,61E-04	4,98E-04	4,98E-04	3,12E-04	3,12E-04	1,93E-04	1,92E-04	1,64E-04	1,64E-04
Rins	1,75E-03	6,64E-04	4,46E-04	4,46E-04	2,83E-04	2,83E-04	1,86E-04	1,86E-04	1,68E-04	1,67E-04
Fígado	3,92E-04	1,68E-04	1,03E-04	1,03E-04	7,38E-05	7,38E-05	4,62E-05	4,59E-05	3,73E-05	3,71E-05
Pulmões	6,67E-04	2,79E-04	1,50E-04	1,50E-04	9,23E-05	9,23E-05	4,90E-05	4,90E-05	3,96E-05	3,95E-05
Músculos	5,92E-05	2,62E-05	1,03E-05	1,03E-05	5,64E-06	5,64E-06	3,67E-06	3,71E-06	2,40E-06	2,39E-06
Óvários/Testículos	1,18E-01	4,63E-02	1,96E-02	2,30E-02	1,15E-02	1,96E-02	3,84E-03	3,84E-03	1,30E-03	1,30E-03
Pâncreas	6,95E-03	2,23E-03	1,32E-03	1,32E-03	7,95E-04	7,95E-04	4,12E-04	4,13E-04	3,58E-04	3,59E-04
Medula*	1,57E-05	5,14E-06	2,23E-06	2,23E-06	1,44E-06	1,43E-06	1,40E-05	1,40E-05	8,78E-06	8,75E-06
Sup. ósseas	1,96E-04	6,20E-05	2,69E-05	2,69E-05	1,58E-05	1,58E-05	1,37E-05	1,37E-05	1,04E-05	1,04E-05
Pele	1,81E-04	9,00E-05	5,49E-05	5,49E-05	3,78E-05	3,78E-05	1,59E-05	1,59E-05	1,14E-05	1,14E-05
Baço	4,50E-03	1,58E-03	9,61E-04	9,61E-04	6,19E-04	6,19E-04	3,93E-04	3,92E-04	3,46E-04	3,44E-04
Timo	3,31E-03	1,50E-03	1,40E-03	1,40E-03	1,22E-03	1,08E-03	2,11E-03	2,10E-03	1,70E-03	1,70E-03
Tireóide	2,86E-02	2,12E-02	1,17E-02	1,17E-02	5,23E-03	5,23E-03	2,50E-03	2,49E-03	2,14E-03	2,14E-03
Bexiga**	9,17E-04	3,44E-04	1,58E-04	1,58E-04	9,85E-05	9,86E-05	1,49E-04	1,48E-04	7,37E-05	7,44E-05
Útero/Próstata	4,79E-02	3,88E-02	1,36E-02	3,15E-02	1,04E-02	2,39E-02	6,08E-04	6,07E-04	2,63E-03	2,62E-03
Corpo inteiro	1,89E-05	7,47E-06	4,01E-06	4,17E-06	2,48E-06	2,53E-06	1,64E-06	1,51E-06	1,44E-06	1,45E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

Tabela 2718. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{11}C (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash_D	Fash_P	Mash_D	Mash_P
Supra-Renais	9,73E-03	1,41E-02	1,12E-02	1,15E-02	8,23E-03	8,23E-03	4,65E-03	4,67E-03	4,22E-03	4,27E-03
Cérebro	2,05E-04	8,88E-05	7,33E-05	6,62E-05	7,11E-05	6,28E-05	6,66E-05	6,68E-05	6,03E-05	6,04E-05
Mamas	3,93E-01	1,43E-01	7,97E-02	2,54E-02	5,03E-02	2,12E-02	2,12E-04	2,14E-04	3,80E-03	3,68E-03
Intestino grosso	2,26E-03	9,56E-04	4,54E-04	4,83E-04	2,75E-04	2,75E-04	1,68E-04	1,69E-04	1,64E-04	1,65E-04
Vesícula biliar	5,47E-03	1,99E-03	1,02E-03	1,08E-03	6,39E-04	6,39E-04	1,05E-03	1,06E-03	8,56E-04	8,60E-04
Intestino delgado	1,34E-03	5,61E-04	2,73E-04	2,83E-04	1,68E-04	1,68E-04	1,10E-04	1,11E-04	1,01E-04	1,02E-04
Estômago	4,15E-04	1,95E-04	1,11E-04	1,25E-04	7,34E-05	7,34E-05	4,40E-05	4,36E-05	4,11E-05	4,06E-05
Coração	2,85E-03	1,21E-03	6,92E-04	7,14E-04	4,34E-04	4,34E-04	2,68E-04	2,67E-04	2,28E-04	2,27E-04
Rins	2,52E-03	9,49E-04	6,33E-04	6,52E-04	3,99E-04	3,99E-04	2,61E-04	2,61E-04	2,34E-04	2,33E-04
Fígado	5,50E-04	2,31E-04	1,40E-04	1,45E-04	9,95E-05	9,95E-05	6,12E-05	6,09E-05	4,90E-05	4,89E-05
Pulmões	9,49E-04	4,00E-04	2,15E-04	2,20E-04	1,32E-04	1,32E-04	6,96E-05	6,96E-05	5,61E-05	5,60E-05
Músculos	8,19E-05	3,60E-05	1,38E-05	1,47E-05	7,46E-06	7,46E-06	4,83E-06	4,87E-06	3,11E-06	3,10E-06
Ovários/Testículos	1,59E-01	6,49E-02	2,79E-02	3,42E-02	1,64E-02	2,79E-02	5,52E-03	5,52E-03	1,86E-03	1,86E-03
Pâncreas	9,99E-03	3,20E-03	1,89E-03	1,94E-03	1,13E-03	1,13E-03	5,80E-04	5,81E-04	5,02E-04	5,03E-04
Medula*	2,30E-05	7,41E-06	3,19E-06	3,33E-06	2,04E-06	2,03E-06	1,97E-05	1,97E-05	1,23E-05	1,22E-05
Superfícies. ósseas	2,58E-04	8,26E-05	3,59E-05	3,72E-05	2,12E-05	2,12E-05	1,87E-05	1,87E-05	1,42E-05	1,43E-05
Pele	2,24E-04	1,10E-04	6,74E-05	6,70E-05	4,64E-05	4,63E-05	2,11E-05	2,11E-05	1,53E-05	1,53E-05
Baço	6,47E-03	2,26E-03	1,37E-03	1,40E-03	8,76E-04	8,76E-04	5,51E-04	5,49E-04	4,82E-04	4,81E-04
Timo	4,74E-03	2,14E-03	1,99E-03	2,03E-03	1,74E-03	1,53E-03	3,00E-03	2,98E-03	2,41E-03	2,41E-03
Tireóide	3,96E-02	2,97E-02	1,66E-02	1,74E-02	7,48E-03	7,48E-03	3,56E-03	3,55E-03	3,06E-03	3,05E-03
Bexiga**	1,70E-03	5,76E-04	2,52E-04	2,30E-04	1,48E-04	1,48E-04	2,04E-04	2,01E-04	9,64E-05	9,89E-05
Útero/Próstata	6,73E-02	5,49E-02	1,95E-02	4,94E-02	1,49E-02	3,35E-02	8,57E-04	8,56E-04	3,77E-03	3,77E-03
Corpo inteiro	2,49E-05	9,56E-06	5,06E-06	5,23E-06	3,10E-06	3,16E-06	1,85E-06	1,84E-06	1,75E-06	1,76E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

Tabela 28. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{13}N (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash_D	Fash_P	Mash_D	Mash_P
Supra-Renais	1,18E-02	1,71E-02	1,36E-02	1,36E-02	9,99E-03	9,99E-03	5,67E-03	5,71E-03	5,12E-03	5,21E-03
Cérebro	2,48E-04	1,06E-04	8,73E-05	7,94E-05	8,47E-05	7,47E-05	7,92E-05	7,94E-05	7,16E-05	7,17E-05
Mamas	4,30E-01	1,57E-01	8,86E-02	2,23E-02	5,64E-02	1,93E-02	2,55E-04	2,58E-04	4,58E-03	4,41E-03
Intestino grosso	2,48E-03	1,10E-03	5,37E-04	5,37E-04	3,29E-04	3,29E-04	2,01E-04	2,03E-04	1,97E-04	1,98E-04
Vesícula biliar	7,76E-03	2,82E-03	1,42E-03	1,42E-03	8,84E-04	8,84E-04	1,16E-03	1,17E-03	9,50E-04	9,57E-04
Intestino delgado	1,49E-03	6,36E-04	3,22E-04	3,22E-04	1,99E-04	1,99E-04	1,31E-04	1,32E-04	1,19E-04	1,21E-04
Estômago	5,67E-04	2,63E-04	1,44E-04	1,44E-04	9,07E-05	9,07E-05	5,19E-05	5,17E-05	4,85E-05	4,81E-05
Coração	3,42E-03	1,45E-03	8,28E-04	8,28E-04	5,21E-04	5,21E-04	3,23E-04	3,22E-04	2,75E-04	2,75E-04
Rins	3,09E-03	1,16E-03	7,76E-04	7,76E-04	4,87E-04	4,87E-04	3,18E-04	3,18E-04	2,85E-04	2,84E-04
Fígado	6,70E-04	2,79E-04	1,69E-04	1,69E-04	1,19E-04	1,19E-04	7,29E-05	7,26E-05	5,81E-05	5,80E-05
Pulmões	1,15E-03	4,87E-04	2,63E-04	2,63E-04	1,61E-04	1,61E-04	8,51E-05	8,51E-05	6,85E-05	6,84E-05
Músculos	9,86E-05	4,33E-05	1,65E-05	1,65E-05	8,86E-06	8,85E-06	5,72E-06	5,75E-06	3,65E-06	3,64E-06
Ovários/Testículos	1,84E-01	7,71E-02	3,37E-02	3,92E-02	2,00E-02	3,36E-02	6,75E-03	6,75E-03	2,27E-03	2,27E-03
Pâncreas	1,22E-02	3,93E-03	2,31E-03	2,31E-03	1,39E-03	1,39E-03	7,08E-04	7,09E-04	6,13E-04	6,14E-04
Medula*	2,87E-05	9,19E-06	3,94E-06	3,94E-06	2,50E-06	2,49E-06	2,41E-05	2,41E-05	1,50E-05	1,49E-05
Sup. ósseas	2,94E-04	9,56E-05	4,16E-05	4,16E-05	2,48E-05	2,48E-05	2,21E-05	2,21E-05	1,68E-05	1,69E-05
Pele	2,46E-04	1,20E-04	7,33E-05	7,33E-05	5,04E-05	5,03E-05	2,41E-05	2,41E-05	1,76E-05	1,77E-05
Baço	7,94E-03	2,77E-03	1,68E-03	1,68E-03	1,07E-03	1,07E-03	6,71E-04	6,69E-04	5,87E-04	5,85E-04
Timo	5,80E-03	2,63E-03	2,42E-03	2,42E-03	2,12E-03	1,88E-03	3,64E-03	3,61E-03	2,92E-03	2,93E-03
Tireóide	4,66E-02	3,54E-02	2,01E-02	2,01E-02	9,11E-03	9,11E-03	4,34E-03	4,32E-03	3,72E-03	3,72E-03
Bexiga**	2,48E-03	8,13E-04	3,41E-04	3,41E-04	1,96E-04	1,97E-04	2,61E-04	2,58E-04	1,21E-04	1,25E-04
Útero/Próstata	8,04E-02	6,59E-02	2,38E-02	5,27E-02	1,83E-02	4,01E-02	1,05E-03	1,04E-03	4,62E-03	4,62E-03
Corpo inteiro	2,96E-05	1,12E-05	5,88E-06	6,15E-06	3,59E-06	3,66E-06	2,11E-06	2,10E-06	1,98E-06	2,00E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

Tabela 29. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{15}O (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash_D	Fash_P	Mash_D	Mash_P
Supra-Renais	1,60E-02	2,28E-02	1,81E-02	1,81E-02	1,34E-02	1,34E-02	7,79E-03	7,87E-03	6,96E-03	7,13E-03
Cérebro	3,43E-04	1,45E-04	1,19E-04	1,08E-04	1,15E-04	1,02E-04	1,08E-04	1,08E-04	9,71E-05	9,73E-05
Mamas	4,63E-01	1,74E-01	1,01E-01	1,89E-02	6,51E-02	1,64E-02	3,44E-04	3,49E-04	6,10E-03	5,80E-03
Intestino grosso	2,82E-03	1,33E-03	6,89E-04	6,89E-04	4,31E-04	4,31E-04	2,67E-04	2,69E-04	2,62E-04	2,64E-04
Vesícula biliar	1,28E-02	4,75E-03	2,37E-03	2,37E-03	1,47E-03	1,47E-03	1,31E-03	1,33E-03	1,08E-03	1,10E-03
Intestino delgado	1,74E-03	7,68E-04	4,15E-04	4,15E-04	2,59E-04	2,59E-04	1,72E-04	1,75E-04	1,56E-04	1,59E-04
Estômago	9,36E-04	4,45E-04	2,44E-04	2,44E-04	1,46E-04	1,45E-04	7,63E-05	7,66E-05	7,15E-05	7,10E-05
Coração	4,51E-03	1,95E-03	1,10E-03	1,10E-03	6,95E-04	6,95E-04	4,40E-04	4,38E-04	3,76E-04	3,75E-04
Rins	4,30E-03	1,63E-03	1,09E-03	1,09E-03	6,83E-04	6,83E-04	4,44E-04	4,44E-04	3,97E-04	3,96E-04
Fígado	9,37E-04	3,88E-04	2,34E-04	2,34E-04	1,64E-04	1,64E-04	9,91E-05	9,88E-05	7,87E-05	7,85E-05
Pulmões	1,53E-03	6,64E-04	3,62E-04	3,62E-04	2,24E-04	2,24E-04	1,18E-04	1,19E-04	9,55E-05	9,53E-05
Músculos	1,33E-04	5,87E-05	2,23E-05	2,23E-05	1,19E-05	1,19E-05	7,68E-06	7,71E-06	4,86E-06	4,85E-06
Ovários/Testículos	2,18E-01	9,78E-02	4,46E-02	5,13E-02	2,70E-02	4,42E-02	9,32E-03	9,32E-03	3,17E-03	3,17E-03
Pâncreas	1,68E-02	5,50E-03	3,23E-03	3,23E-03	1,94E-03	1,94E-03	9,89E-04	9,91E-04	8,56E-04	8,58E-04
Medula*	4,14E-05	1,32E-05	5,56E-06	5,56E-06	3,53E-06	3,51E-06	3,41E-05	3,41E-05	2,11E-05	2,10E-05
Sup. ósseas	3,49E-04	1,18E-04	5,17E-05	5,17E-05	3,12E-05	3,12E-05	2,83E-05	2,84E-05	2,18E-05	2,19E-05
Pele	2,75E-04	1,33E-04	8,11E-05	8,10E-05	5,54E-05	5,54E-05	2,86E-05	2,88E-05	2,13E-05	2,15E-05
Baço	1,10E-02	3,88E-03	2,35E-03	2,35E-03	1,50E-03	1,50E-03	9,38E-04	9,35E-04	8,20E-04	8,18E-04
Timo	8,00E-03	3,65E-03	3,33E-03	3,33E-03	2,93E-03	2,60E-03	4,95E-03	4,90E-03	3,98E-03	3,98E-03
Tireóide	5,86E-02	4,55E-02	2,67E-02	2,67E-02	1,24E-02	1,24E-02	5,93E-03	5,89E-03	5,10E-03	5,09E-03
Bexiga**	4,58E-03	1,47E-03	5,73E-04	5,73E-04	3,26E-04	3,26E-04	4,38E-04	4,33E-04	1,95E-04	2,03E-04
Útero/Próstata	1,04E-01	8,60E-02	3,25E-02	6,82E-02	2,50E-02	5,19E-02	1,46E-03	1,46E-03	6,46E-03	6,45E-03
Corpo inteiro	4,02E-05	1,49E-05	7,75E-06	8,13E-06	4,70E-06	4,79E-06	2,70E-06	2,69E-06	2,53E-06	2,55E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

Tabela 30. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{68}Ga (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash_D	Fash_P	Mash_D	Mash_P
Supra-Renais	1,75E-02	2,48E-02	1,97E-02	1,97E-02	1,46E-02	1,46E-02	8,56E-03	8,66E-03	7,61E-03	7,82E-03
Cérebro	3,80E-04	1,60E-04	1,31E-04	1,19E-04	1,27E-04	1,12E-04	1,19E-04	1,19E-04	1,07E-04	1,07E-04
Mamas	4,70E-01	1,79E-01	1,04E-01	1,77E-02	6,77E-02	1,54E-02	3,76E-04	3,82E-04	6,63E-03	6,28E-03
Intestino grosso	2,93E-03	1,41E-03	7,41E-04	7,41E-04	4,66E-04	4,66E-04	2,90E-04	2,93E-04	2,85E-04	2,87E-04
Vesícula biliar	1,47E-02	5,47E-03	2,72E-03	2,72E-03	1,69E-03	1,69E-03	1,35E-03	1,55E-03	1,13E-03	1,14E-03
Intestino delgado	1,83E-03	8,15E-04	4,47E-04	4,47E-04	2,80E-04	2,80E-04	1,86E-04	1,90E-04	1,70E-04	1,72E-04
Estômago	1,08E-03	5,19E-04	2,87E-04	2,87E-04	1,70E-04	1,70E-04	8,73E-05	8,78E-05	8,18E-05	8,13E-05
Coração	4,90E-03	2,13E-03	1,19E-03	1,19E-03	7,56E-04	7,56E-04	4,83E-04	4,81E-04	4,13E-04	4,12E-04
Rins	4,75E-03	1,80E-03	1,21E-03	1,21E-03	7,57E-04	7,57E-04	4,92E-04	4,92E-04	4,40E-04	4,39E-04
Fígado	1,04E-03	4,29E-04	2,58E-04	2,58E-04	1,81E-04	1,81E-04	1,09E-04	1,09E-04	8,66E-05	8,64E-05
Pulmões	1,66E-03	7,27E-04	3,98E-04	3,98E-04	2,47E-04	2,47E-04	1,31E-04	1,31E-04	1,06E-04	1,05E-04
Músculos	1,46E-04	6,44E-05	2,45E-05	2,44E-05	1,31E-05	1,31E-05	8,42E-06	8,46E-06	5,32E-06	5,31E-06
Ovários/Testículos	2,27E-01	1,04E-01	4,82E-02	5,52E-02	2,94E-02	4,77E-02	1,03E-02	1,03E-02	3,50E-03	3,50E-03
Pâncreas	1,84E-02	6,07E-03	3,58E-03	3,58E-03	2,15E-03	2,15E-03	1,10E-03	1,10E-03	9,48E-04	9,50E-04
Medula*	4,60E-05	1,47E-05	6,16E-06	6,16E-06	3,91E-06	3,90E-06	3,78E-05	3,79E-05	2,35E-05	2,34E-05
Sup. ósseas	3,68E-04	1,26E-04	5,52E-05	5,52E-05	3,34E-05	3,34E-05	3,05E-05	3,06E-05	2,36E-05	2,37E-05
Pele	2,85E-04	1,37E-04	8,35E-05	8,35E-05	5,71E-05	5,70E-05	3,01E-05	3,03E-05	2,25E-05	2,27E-05
Baço	1,21E-02	4,30E-03	2,60E-03	2,60E-03	1,66E-03	1,66E-03	1,04E-03	1,04E-03	9,09E-04	9,06E-04
Timo	8,81E-03	4,03E-03	3,66E-03	3,66E-03	3,23E-03	2,87E-03	5,42E-03	5,36E-03	4,35E-03	4,36E-03
Tireóide	6,25E-02	4,88E-02	2,90E-02	2,90E-02	1,35E-02	1,35E-02	6,50E-03	6,46E-03	5,60E-03	5,59E-03
Bexiga**	5,41E-03	1,73E-03	6,66E-04	6,66E-04	3,78E-04	3,79E-04	5,17E-04	5,12E-04	2,28E-04	2,37E-04
Útero/Próstata	1,12E-01	9,26E-02	3,55E-02	7,33E-02	2,75E-02	5,59E-02	1,61E-03	1,61E-03	7,14E-03	7,13E-03
Corpo inteiro	4,43E-05	1,63E-05	8,48E-06	8,90E-06	5,13E-06	5,23E-06	2,92E-06	2,92E-06	2,74E-06	2,76E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

Tabela 31. Valores S nos órgãos fonte nos simuladores adultos e pediátricos para o ^{82}Rb (mGy/MBq.s)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	F10	M10	Fash_D	Fash_P	Mash_D	Mash_P
Supra-Renais	2,44E-02	3,29E-02	2,63E-02	2,63E-02	2,01E-02	2,01E-02	1,26E-02	1,28E-02	1,09E-02	1,13E-02
Cérebro	6,17E-04	2,58E-04	2,11E-04	1,91E-04	2,04E-04	1,80E-04	1,91E-04	1,91E-04	1,72E-04	1,72E-04
Mamas	4,53E-01	1,84E-01	1,12E-01	1,54E-02	7,46E-02	1,33E-02	5,55E-04	5,66E-04	9,12E-03	8,36E-03
Intestino grosso	3,38E-03	1,72E-03	9,90E-04	9,90E-04	6,39E-04	6,39E-04	3,99E-04	4,04E-04	3,95E-04	3,98E-04
Vesícula biliar	2,45E-02	9,79E-03	4,91E-03	4,91E-03	3,13E-03	3,13E-03	1,50E-03	1,55E-03	1,27E-03	1,30E-03
Intestino delgado	2,37E-03	1,08E-03	6,16E-04	6,16E-04	3,85E-04	3,85E-04	2,65E-04	2,73E-04	2,39E-04	2,44E-04
Estômago	2,03E-03	1,06E-03	6,50E-04	6,50E-04	3,96E-04	3,96E-04	1,92E-04	1,94E-04	1,80E-04	1,80E-04
Coração	6,81E-03	3,04E-03	1,67E-03	1,67E-03	1,07E-03	1,07E-03	7,23E-04	7,20E-04	6,24E-04	6,22E-04
Rins	7,16E-03	2,83E-03	1,92E-03	1,92E-03	1,22E-03	1,22E-03	7,91E-04	7,92E-04	7,10E-04	7,08E-04
Fígado	1,67E-03	6,93E-04	4,16E-04	4,16E-04	2,92E-04	2,92E-04	1,75E-04	1,75E-04	1,38E-04	1,38E-04
Pulmões	2,25E-03	1,04E-03	5,93E-04	5,93E-04	3,75E-04	3,75E-04	2,04E-04	2,04E-04	1,66E-04	1,65E-04
Músculos	2,14E-04	9,67E-05	3,78E-05	3,78E-05	2,02E-05	2,02E-05	1,31E-05	1,31E-05	8,25E-06	8,25E-06
Ovários/Testículos	2,37E-01	1,21E-01	6,14E-02	6,87E-02	3,96E-02	6,03E-02	1,51E-02	1,51E-02	5,43E-03	5,42E-03
Pâncreas	2,65E-02	9,35E-03	5,55E-03	5,55E-03	3,39E-03	3,39E-03	1,74E-03	1,75E-03	1,52E-03	1,52E-03
Medula*	6,86E-05	2,34E-05	9,50E-06	9,50E-06	6,22E-06	6,20E-06	6,15E-05	6,17E-05	3,83E-05	3,81E-05
Sup. ósseas	4,38E-04	1,61E-04	7,12E-05	7,12E-05	4,38E-05	4,38E-05	4,05E-05	4,07E-05	3,20E-05	3,23E-05
Pele	3,15E-04	1,49E-04	9,12E-05	9,11E-05	6,20E-05	6,19E-05	3,52E-05	3,56E-05	2,70E-05	2,73E-05
Baço	1,80E-02	6,72E-03	4,10E-03	4,10E-03	2,65E-03	2,65E-03	1,67E-03	1,67E-03	1,47E-03	1,46E-03
Timo	1,30E-02	6,15E-03	5,39E-03	5,39E-03	4,84E-03	4,35E-03	7,74E-03	7,60E-03	6,23E-03	6,25E-03
Tireóide	7,52E-02	6,01E-02	3,83E-02	3,83E-02	1,91E-02	1,91E-02	9,46E-03	9,32E-03	8,21E-03	8,17E-03
Bexiga**	1,10E-02	3,66E-03	1,33E-03	1,32E-03	7,61E-04	7,62E-04	1,27E-03	1,26E-03	5,09E-04	5,26E-04
Útero/Próstata	1,37E-01	1,16E-01	4,97E-02	9,30E-02	3,93E-02	7,13E-02	2,55E-03	2,55E-03	1,10E-02	1,10E-02
Corpo inteiro	7,17E-05	2,60E-05	1,34E-05	1,41E-05	8,04E-06	8,21E-06	4,47E-06	4,47E-06	4,15E-06	4,20E-06

* Valores determinados em frações dos ossos esponjosos do esqueleto-RBM

** Conteúdo da bexiga como órgão fonte

7.4 Dose por atividade administrada nos simuladores adultos e pediátricos para ^{18}F -FDG

Tabela 32. Dose por atividade administrada nos simuladores adultos e pediátricos para ^{18}F -FDG (mGy/MBq)

Órgãos	RN	1A	F5	M5	Média	F10	M10	Média	Mash D	Fash D	Média
Medula	7,13E-02	2,32E-02	1,03E-02	1,04E-02	1,04E-02	6,28E-03	6,34E-03	6,31E-03	1,25E-02	1,87E-02	1,56E-02
Cólon	1,28E-01	5,19E-02	2,75E-02	2,74E-02	2,74E-02	1,71E-02	1,70E-02	1,70E-02	1,16E-02	1,13E-02	1,15E-02
Pulmão	2,59E-01	1,10E-01	6,02E-02	6,02E-02	6,02E-02	3,70E-02	3,70E-02	3,70E-02	1,79E-02	2,20E-02	2,00E-02
Estômago	7,84E-02	3,47E-02	2,18E-02	2,17E-02	2,17E-02	1,44E-02	1,43E-02	1,44E-02	8,48E-03	1,03E-02	9,38E-03
Mamas	1,23E-01	5,35E-02	4,34E-02	3,98E-02	4,16E-02	4,14E-02	3,71E-02	3,93E-02	3,54E-02	3,92E-02	3,73E-02
Demais órgãos*	2,33E-01	1,04E-01	4,35E-02	4,33E-02	4,34E-02	2,44E-02	2,44E-02	2,44E-02	1,14E-02	1,64E-02	1,39E-02
Gônadas	7,01E-01	2,45E-01	1,30E-01	1,10E-01	1,20E-01	8,58E-02	8,92E-02	8,75E-02	1,11E-02	3,46E-02	2,28E-02
Bexiga	1,20E+00	4,99E-01	2,93E-01	2,92E-01	2,92E-01	1,99E-01	1,99E-01	1,99E-01	1,31E-01	2,22E-01	1,76E-01
Esôfago	7,84E-02	3,28E-02	2,42E-02	2,39E-02	2,40E-02	1,45E-02	1,45E-02	1,45E-02	1,03E-02	1,32E-02	1,17E-02
Fígado	2,36E-01	1,03E-01	4,90E-02	4,90E-02	4,90E-02	3,52E-02	3,51E-02	3,52E-02	2,23E-02	2,75E-02	2,49E-02
Tireóide	1,46E-01	8,72E-02	4,79E-02	4,79E-02	4,79E-02	2,27E-02	2,27E-02	2,27E-02	1,15E-02	1,37E-02	1,26E-02
Superfície óssea	9,34E-02	3,44E-02	1,56E-02	1,71E-02	1,64E-02	7,83E-03	7,83E-03	7,83E-03	8,19E-03	1,01E-02	9,12E-03
Cérebro	1,23E-01	5,35E-02	4,34E-02	3,98E-02	4,16E-02	4,14E-02	3,71E-02	3,93E-02	3,54E-02	3,92E-02	3,73E-02
Glândulas salivares	4,00E-02	1,43E-02	8,46E-03	8,44E-03	8,45E-03	5,26E-03	5,52E-03	5,39E-03	3,53E-03	4,25E-03	3,89E-03
Pele	3,39E-02	1,44E-02	8,88E-03	8,85E-03	8,86E-03	5,53E-03	1,45E-02	1,00E-02	3,07E-03	3,55E-03	3,31E-03
Olhos	2,57E-02	8,54E-03	6,03E-03	6,03E-03	6,03E-03	4,92E-03	5,83E-03	5,38E-03	5,22E-03	5,61E-03	5,41E-03
Dose efetiva	2,32E-01	9,49E-02	5,25E-02	5,04E-02	5,14E-02	3,52E-02	3,50E-02	3,51E-02	1,98E-02	2,77E-02	2,37E-02

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

7.5 Dose em adultos no PET/CT da GE-Discovery VCT

Tabela 33. Dose para um exame em adulto no PET/CT da GE-Discovery VCT
(140 mAs e 370 MBq - ^{18}F -FDG)

Órgãos	MASH ^{18}F -FDG	MASH CT	MASH PET/CT	FASH ^{18}F -FDG	FASH CT	FASH PET/CT
Medula	3,03	0,06	3,10	3,72	0,08	3,80
Cólon	4,30	1,73	6,03	4,19	1,81	5,99
Pulmão	6,64	2,20	8,84	8,16	2,01	10,17
Estômago	3,14	1,48	4,62	3,81	1,61	5,41
Mamas	13,11	2,05	15,15	14,51	1,75	16,26
Demais órgãos*	4,21	0,11	4,32	6,07	0,13	6,20
Gônadas	4,09	2,13	6,22	12,80	1,49	14,29
Bexiga	48,56	1,44	50,00	82,02	1,61	83,63
Esôfago	3,80	1,85	5,65	4,87	1,92	6,79
Fígado	8,26	1,31	9,56	10,18	1,50	11,69
Tireóide	4,26	2,48	6,73	5,06	4,38	9,44
Superfície óssea	3,03	0,22	3,25	3,72	0,19	3,91
Cérebro	13,11	1,86	14,96	14,51	1,13	15,64
Glândulas salivares	1,31	1,47	2,78	1,57	2,13	3,70
Pele	1,14	1,13	2,27	1,31	1,42	2,73
Olhos	1,93	1,86	3,79	2,07	1,09	3,17
Dose efetiva	7,32	1,42	8,73	10,26	1,43	11,69

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.

7.6 Dose em adultos no PET/CT da SIEMENS Biograph 16 true point

Tabela 34. Dose para um exame em adulto no PET/CT da SIEMENS Biograph 16 (120mAs e 370 MBq - ^{18}F -FDG)

Órgãos	MASH ^{18}F -FDG	MASH CT	MASH PET/CT	FASH ^{18}F -FDG	FASH CT	FASH PET/CT
Medula	3,03	0,17	3,20	3,72	0,23	3,94
Cólon	4,30	3,66	7,96	4,19	3,71	7,89
Pulmão	6,64	3,90	10,54	8,16	4,45	12,61
Estômago	3,14	3,85	6,99	3,81	4,04	7,84
Mamas	13,11	3,21	16,32	14,51	3,34	17,85
Demais órgãos*	4,21	0,21	4,43	6,07	0,26	6,34
Gônadas	4,09	5,23	9,32	12,80	3,14	15,94
Bexiga	48,56	3,41	51,97	82,02	3,69	85,71
Esôfago	3,80	3,85	7,65	4,87	4,30	9,17
Fígado	8,26	3,91	12,17	10,18	4,19	14,37
Tireóide	4,26	6,69	10,95	5,06	7,49	12,55
Superfície óssea	3,03	0,45	3,48	3,72	0,49	4,20
Cérebro	13,11	4,44	17,54	14,51	4,53	19,04
Glândulas salivares	1,31	4,88	6,19	1,57	4,65	6,22
Pele	1,14	2,17	3,31	1,31	2,83	4,14
Olhos	1,93	4,33	6,26	2,07	4,23	6,30
Dose efetiva	7,32	3,05	10,37	10,26	3,09	13,34

* Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, ovários, intestino delgado, baço, timo, útero.