

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Fernanda Guerra Paiva

**AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM PET/CT DE
CORPO INTEIRO VISANDO À OTIMIZAÇÃO DE VARREDURAS**

Belo Horizonte

2021

Fernanda Guerra Paiva

**AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM PET/CT DE
CORPO INTEIRO VISANDO À OTIMIZAÇÃO DE VARREDURAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Arnaldo Prata Mourão

Coorientadora: Priscila do Carmo Santana

Belo Horizonte

2021

P149a	<p>Paiva, Fernanda Guerra.</p> <p>Avaliação de protocolos de aquisição de imagens em PET/CT de corpo inteiro visando à otimização de varreduras [recurso eletrônico] / Fernanda Guerra Paiva. – 2021.</p> <p>1 recurso online (106 f. : il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Arnaldo Prata Mourão. Coorientadora: Priscila do Carmo Santana.</p> <p>Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Apêndice: f. 106.</p> <p>Bibliografia: f. 97-105. Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.</p> <p>1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses. 3. Radioproteção - Teses. I. Mourão Filho, Arnaldo Prata. II. Santana, Priscila do Carmo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621.039(043)</p>
-------	---

Ficha catalográfica: Biblioteca Prof^o Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



FOLHA DE APROVAÇÃO

**AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM PET/ CT DE
CORPO INTEIRO VISANDO À OTIMIZAÇÃO DE VARREDURAS**

FERNANDA GUERRA PAIVA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 29 de janeiro de 2021, pela banca constituída pelos membros:

Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho - Orientador PCTN - UFMG

Profa. Priscila do Carmo Santana - Co-orientadora Departamento de Anatomia e Imagem - UFMG

Dr. Luiz Claudio Meira Belo CDTN/CNEN

Prof. Wanderley dos Santos Roberto CEFET/MG

Dra. Carla Flávia de Lima Centro de Medicina Nuclear - INAL

Prof. Reginaldo Gonçalves Leão Júnior IFMG

Belo Horizonte, 29 de janeiro de 2021.

*Aos meus pais, meu irmão, e meu noivo, pelo
apoio incondicional em todas as etapas da
minha vida.*

AGRADECIMENTOS

Sou grata a Deus pela oportunidade de crescimento e de grande aprendizado durante essa trajetória acadêmica.

Agradeço especialmente ao meu orientador, Prof. Dr. Arnaldo Prata, por sua generosidade em transmitir conhecimento, por ser mais que professor e se tornar um amigo! Você é o melhor!

À minha co-orientadora Prof^{ra}. Dra. Priscila Santana, pela atenção de sempre e disponibilidade para realizar os experimentos.

À Aline, por todo carinho e atenção, sempre disposta a me ajudar no que fosse preciso.

Ao Tales, por ser tão gentil e prestativo.

A todos os colegas e professores do DEN, pelos anos de convivência de aprendizado.

Aos membros da banca, por me doarem tempo e conhecimento para participar deste trabalho.

Aos meus amigos da “Gota-Louca”, pela constante troca de conhecimento, pelas horas de conversa e distração, e pelos bolos e pasteizinhos.

Aos amigos de BH e de Paracatu, que sempre estiveram ao meu lado.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para esta construção, muito obrigada!

RESUMO

O PET/CT tem um papel importante no diagnóstico e estadiamento de doenças. Estes equipamentos permitem aquisições simultâneas de informações anatômicas (CT) e funcionais (PET) em um único exame, fornecendo imagens que são a combinação das duas modalidades. Embora o benefício imediato para o paciente seja substancial, as doses de radiação associadas ao PET/CT são relativamente altas quando comparadas aos exames convencionais, sendo um dos campos mais desafiadores para a proteção radiológica na área médica. Esta questão é especialmente preocupante para pacientes pediátricos, que são mais sensíveis à carcinogênese induzida pela radiação. O objetivo deste estudo foi avaliar as doses absorvidas e efetivas em correspondência anatômica a diversos órgãos do corpo humano provenientes de um exame de PET/CT, utilizando diferentes protocolos oncológicos e objetos simuladores, visando à otimização da prática e, ainda, mapear os protocolos de PET/CT utilizados no Brasil. Para avaliar as doses geradas pela CT, tiras de filme radiocrômico foram inseridas nos simuladores em pontos correspondentes aos órgãos de interesse. Para o cálculo da dose efetiva proveniente da administração do ^{18}F -FDG, o modelo biocinético proposto pela ICRP 106 foi utilizado, além de simulações de dose efetiva utilizando a ferramenta de cálculo da SNMMI. A partir da análise dos resultados é possível perceber que as doses variam consideravelmente de um órgão para outro, estando relacionadas às variações anatômicas dos simuladores utilizados e aos protocolos de aquisição escolhidos. Considerando as doses nas varreduras de corpo inteiro de PET/CT e suas variações, todos os aspectos do processo de exame devem ser considerados para otimização. Este fato é especialmente importante para pacientes pediátricos, visto que, mesmo que a distância de escaneamento seja menor, a dose efetiva é maior para os primeiros anos de vida devido à radiosensibilidade dos tecidos nessa faixa etária. Destaca-se a importância da otimização dos protocolos tomográficos, uma vez que a CT diagnóstica é responsável por mais de 60% da dose efetiva no paciente. Além disso, considerando que em estudos oncológicos os pacientes são submetidos à uma série de imagens de controle, é gerada uma exposição cumulativa. Assim, a busca por técnicas e protocolos que permitam a redução da dose absorvida tem grande relevância. O mapeamento dos protocolos utilizados no país destaca que a maior parte das clínicas optam por realizar as imagens de CT para mapeamento. A consolidação de uma cultura dinâmica em proteção radiológica deve ser difundida pelo país.

Palavras-chave: PET/CT, Dosimetria, Objetos simuladores, Radioproteção.

ABSTRACT

PET/CT has an important role in diagnosis and staging of human disease. It allows the quasi-simultaneous acquisition of anatomic (CT) and functional (PET) information of a patient within a single examination and hence provides hybrid images of the two modalities. Although the immediate benefit to the individual patient may be substantial, relatively high radiation doses associated with PET/CT, compared with conventional exams have raised health care, being one of the more challenging areas of medical radiation protection. This is especially concerning for children, who are more sensitive to radiation-induced carcinogenesis. The aim of this study was to evaluate the absorbed and effective doses in anatomical correspondence to different organs of the human body from a PET/CT examination, using different oncological protocols and phantoms, aiming at the optimization of the practice and, also, mapping the protocols of PET/CT used in Brazil. To evaluate the CT organ doses, radiochromic film strips were correctly positioned into each phantom, in locations corresponding to the desired organs. The calculation of the effective dose from the administered ^{18}F -FDG, the ICRP 106 Biokinetic model was used, in addition to simulations of effective dose using the SNMMI calculation tool. The results show that the doses differ considerably from one organ to another and depend on the phantom and the chosen protocol. Considering the substantial radiation dose of whole-body PET/CT examinations and the potential for wide variation in contributing factors, all aspects of the examination process should be considered for optimization. This is especially important for pediatric patients, since even if the scanning distance is shorter, the effective dose is higher for the first years of life due to the radiosensitivity of the tissues in this age group. The importance of the optimization of tomographic protocols is emphasized, since diagnostic CT is responsible for more than 60% of the effective dose in the patient. In addition, considering that in oncological studies patients undergo a series of control images, a cumulative exposure is generated. Thus, the search for techniques that allow the reduction of absorbed dose has great relevance. The mapping of the protocols used in the country highlights that most clinics choose to perform anatomical mapping CT images. The consolidation of a dynamic culture in radiological protection must be disseminated throughout the country.

Keywords: PET/CT, Dosimetry, Human phantoms, Radioprotection.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Vista da região da cabeça e pescoço.	19
Figura 2 – Vista do tórax masculino.....	20
Figura 3 – Vista anterior e posterior do abdome masculino.....	21
Figura 4 – Vista das pelves masculina e feminina.	21
Figura 5 – Vista do membro inferior direito.....	22
Figura 6 – PET scan de baixo custo.	23
Figura 7 – Primeiro PET/CT desenvolvido.	24
Figura 8 – Primeiro dispositivo clínico de imagem por pósitrons.....	26
Figura 9 – Esquema de decaimento do ^{18}F	27
Figura 10 – Evento de coincidência verdadeiro detectado no PET.....	28
Figura 11 – Eventos simples detectados no PET.....	29
Figura 12 – Tomografia Computadorizada helicoidal multicortes.....	32
Figura 13 – Sinal detectado na CT.	33
Figura 14 – Representação do pixel e do voxel na imagem tomográfica.....	34
Figura 15 – PET/CT Discovery 690.	44
Figura 16 – Bloco de detectores cintiladores.	45
Figura 17 – Simuladores Alderson nas versões feminina e masculina.	46
Figura 18 – Simulador antropomórfico Murphy Atom masculino.....	47
Figura 19 – Objetos simuladores infantis 2 anos (a), 6 anos (b) e 10 anos (c).....	48
Figura 20 – Estrutura do filme radiocrômico XR-QA2.....	49
Figura 21 – Filme radiocrômico: não irradiado (a) e irradiado (b).	49
Figura 22 – Ferramenta de cálculo de dose de radiação.....	54
Figura 23 – Posicionamento dos simuladores Alderson masculino (a) e feminino (b) e Atom (c) no PET/CT.....	56
Figura 24 – Scout frontal dos simuladores adultos, Alderson masculino (a) e feminino (b) e Murphy Atom (c).....	57
Figura 25 – Região irradiada para o protocolo de pulmões HR no objeto simulador Alderson masculino. Scout frontal (a) e lateral (b).	58
Figura 26 – <i>Scout</i> frontal dos simuladores infantis, 2 anos (a), 6 anos (b) e 10 anos (c).	59
Figura 27 – Processo de digitalização do filme radiocrômico.....	60
Figura 28 – Imagem do filme radiocrômico no canal vermelho (a) e após a inversão (b).	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites de Dose Anuais ^a	37
Tabela 2 – Fator de peso da radiação (W_R).	40
Tabela 3 – Fator de peso para o tecido T (W_T).....	41
Tabela 4 – Massa dos simuladores.	51
Tabela 5 – Coeficientes de dose absorvida por unidade de atividade de ^{18}F -FDG administrada para diferentes idades.	52
Tabela 6 – Parâmetros utilizados nos protocolos de CT.	55
Tabela 7 – Doses absorvidas e efetivas provenientes do radiofármaco ^{18}F -FDG.	64
Tabela 8 – Simulação dos valores de dose efetiva (mSv) a partir da variação da quantidade de ^{18}F -FDG administrado.	67
Tabela 9 – Doses absorvidas e efetivas provenientes do ^{18}F -FDG para os simuladores infantis utilizando o modelo biocinético da ICRP 106.....	69
Tabela 10 – Doses efetivas provenientes do ^{18}F -FDG a partir da ICRP 106 e das ferramentas de cálculo da SNMMI.	71
Tabela 11 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Alderson masculino.	72
Tabela 12 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Alderson masculino.	74
Tabela 13 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Alderson feminino.	75
Tabela 14 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Alderson feminino.....	76
Tabela 15 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Atom masculino.....	77
Tabela 16 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Atom masculino.....	79
Tabela 17 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 2 anos.....	81
Tabela 18 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 6 anos.....	83
Tabela 19 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 10 anos.....	85
Tabela 20 – Valores de Dose efetiva em CT para os simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos. .	87
Tabela 21 – Dose Efetiva total de PET/CT para os simuladores estudados.....	89

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Valores de doses absorvidas por órgão provenientes do ^{18}F -FDG para simuladores adultos.....	65
Gráfico 2 – Doses absorvidas pelos órgãos provenientes do ^{18}F -FDG para os simuladores infantis.	70
Gráfico 3 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para o simulador Alderson masculino.	73
Gráfico 4 – Valores de dose absorvida em CT para o simulador Alderson feminino.....	76
Gráfico 5 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para o simulador Atom masculino.	78
Gráfico 6 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para os simuladores Alderson e Atom masculino.....	80
Gráfico 7 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 2 anos.	82
Gráfico 8 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 6 anos.	84
Gráfico 9 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 10 anos.	86
Gráfico 10 – Valores de Doses absorvidas em CT nos simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos.	87
Gráfico 11 – Dose Efetiva total.	90
Gráfico 12 – Número de clínicas por estado brasileiro.	91
Gráfico 13 – Fator de Dose utilizado versus número de clínicas.	92
Gráfico 14 – Protocolo de CT utilizado nas clínicas.	93
Gráfico 15 – Realização da CT de pulmão de alta resolução pelas clínicas.	94

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

A – Atividade radioativa

AAPM – *American Association of Physicist in Medicine*

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

AEC – Controle Automático de Exposição

ALARA – *As Low as Reasonably Achievable*

BG – Background

BGO - Germanato de Bismuto

CDTN – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CEFET-MG – Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

CIRS - *Computerized Imaging Reference Systems*

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

cps – Contagens por segundo

CT – Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography*)

CTMM – Centro de Tecnologia em Medicina Molecular

D – Dose absorvida

DT – Dose absorvida no órgão ou tecido

E – Dose efetiva

FC – Fator de correção

FDG – Fluorodesoxiglicose

GE – *General Electric*

GSO – Ortosilicato de Gadolínio

HT – Dose equivalente no órgão ou tecido “T”

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency*)

ICRP – Comissão Internacional em Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)

IOE – Indivíduos Ocupacionalmente Expostos

Jpeg – *Joint Photographic Experts Group*

LOR – Linha de Resposta (*line of response*)

LSO – Oxi-ortosilicato de Lutécio

LYSO – Ortosilicato de Lutécio e Ítrio

MN – Medicina Nuclear

NaI(Tl) – Iodeto de Sódio ativado com Tálho

PET – Tomografia por emissão de pósitrons (*Positron Emission Tomography*)

PET/CT – Tomografia por emissão de pósitrons associada a um Tomógrafo Computadorizado

Pixel – *Picture Element*

PMMA – Polimetilmetacrilato

ppi – Pixels por polegada (*pixels per inch*)

RGB – *Red, Green, Blue*

RM – Ressonância Magnética

ROI – Região de interesse (*Region of interest*)

RQT9 – Radiação de referência para CT

RSD – Radiology Support Devices

SNMMI – Sociedade de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (*Society of Nuclear Medicine & Molecular Imaging*)

TOF – Tempo de voo (*time of flight*)

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

UH – Unidade Hounsfield

Voxel – *Volume element*

W_R – fator de peso da radiação

W_T – fator de peso do órgão ou tecido

LISTA DE UNIDADES

A – ampère

Bq – becquerel

Ci – curie

eV – eletronvolt

g – gramas

Gy – gray

J – joule

l – litros

m – metros

min – minutos

s – segundos

Sv – sievert

LISTA DE SÍMBOLOS

β^+ – pósitron

$I_T^{18F-FDG}$ – Coeficiente de absorção do flúor-18

μ - micro (10^{-6})

ν – Neutrino

^{18}F – flúor-18

^{18}O – oxigênio-18

c - centi (10^{-2})

e^- – elétron

H – hidrogênio

H_2O – água

k – quilo (10^3)

m – mili (10^{-3})

M – mega (10^6)

n – nano (10^{-9})

O – oxigênio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 MOTIVAÇÃO	16
1.2 OBJETIVOS	17
1.2.1 <i>Objetivo Geral</i>	17
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	17
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	18
2 ANATOMIA HUMANA	19
2.1 CABEÇA E PESCOÇO	19
2.2 O TRONCO	20
2.3 MEMBROS	21
3 A TECNOLOGIA PET/CT	23
3.1 A TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS (PET)	25
3.2 A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	31
3.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DE PET/CT	34
4 CONCEITOS EM RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA	36
4.1 RADIOPROTEÇÃO	36
4.1.1 <i>Classificação dos danos da radiação</i>	38
4.1.1.1 Mecanismos de dano celular	38
4.2 DOSIMETRIA	39
4.2.1 <i>Dosimetria em PET</i>	41
4.2.1.1 Modelos biocinéticos para dosimetria	42
4.2.2 <i>Dosimetria em CT</i>	42
5 MATERIAIS	44
5.1 O EQUIPAMENTO DE PET/CT	44
5.2 OBJETOS SIMULADORES	45
5.3 FILMES RADIOCRÔMICOS	48
6 METODOLOGIA	50
6.1 DOSIMETRIA EM PET	50
6.1.1 <i>Modelo Biocinético ICRP 106</i>	51
6.1.2 <i>Ferramenta de cálculo de dose da SNMMI</i>	53

6.2 DOSIMETRIA EM CT	54
6.2.1 Simuladores Adultos	56
6.2.2 Simuladores Infantis	58
6.2.3 Tratamento dos filmes radiocrômicos	59
6.3 CÁLCULO DAS DOSES	61
6.4 ANÁLISE DOS PROTOCOLOS DE PET/CT UTILIZADOS NO PAÍS	61
7 RESULTADOS E DISCUSSÕES	63
7.1 DOSES PROVENIENTES DO USO DE ¹⁸ F-FDG EM AQUISIÇÕES DE IMAGEM PET	63
7.1.1 Simuladores Adultos	63
7.1.2 Simuladores Infantis	68
7.2 DOSES PROVENIENTES DA CT	72
7.2.1 Simuladores Adultos	72
7.2.2 Simuladores Infantis	80
7.3 ANÁLISE DA DOSE FINAL NO EXAME	88
7.4 PROTOCOLOS DE PET/CT UTILIZADOS NO PAÍS	90
7.4.1 Localização.....	91
7.4.2 Equipamentos de PET/CT.....	91
7.4.3 Radiofármaco	92
7.4.4 Protocolo tomográfico de CT	93
8 CONCLUSÕES.....	95
REFERÊNCIAS	97
APÊNDICE A– FORMULÁRIO PARA ANÁLISE DOS PROTOCOLOS DE PET/CT UTILIZADOS NO PAÍS	106

1 INTRODUÇÃO

O uso de imagens para o diagnóstico e acompanhamento de doenças vem crescendo nas últimas décadas, principalmente das tomográficas. Calcula-se que o número exames de imagem realizados nos Estados Unidos dobrou entre os anos de 1997 e 2006, acompanhando a tendência mundial de crescimento (SMITH-BINDMAN; MIGLIORETTI; LARSON, 2008). Observou-se um aumento significativo na demanda por exames de Ressonância Magnética (RM), Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography* – CT) e Medicina Nuclear (MN), especialmente da Tomografia por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography* – PET) (SMITH-BINDMAN *et al.*, 2012). Entre os fatores que influenciaram este crescimento estão os diagnósticos não invasivos, cada vez mais precoces e precisos; o aumento das aplicações clínicas; o desenvolvimento e aprimoramento das tecnologias utilizadas e a maior velocidade de aquisição das imagens.

As imagens de Medicina Nuclear destacam-se por sua capacidade de detectar patologias precocemente. A MN é uma especialidade médica que utiliza radiofármacos, compostos ou moléculas marcadas por radionuclídeos, que quando incorporados ao organismo humano, acompanham os processos metabólicos de acordo com os fármacos aos quais são ligados (TURKINGTON, 2001). A detecção da radiação emitida pelo radiofármaco é feita externamente ao organismo e a imagem gerada permite diagnosticar alterações funcionais, metabólicas e bioquímicas antes mesmo que as alterações anatômicas possam ser detectadas (CAMARGO, 2005; ROBILOTTA, 2006).

A tecnologia PET, uma das técnicas empregadas em MN e teve início na década de 50, quando substâncias radioativas foram utilizadas pela primeira vez como traçadores de alterações metabólicas em estudos cerebrais. Diferentemente de outras modalidades da MN, os radioisótopos utilizados no PET não são emissores de raios gama, mas sim de pósitrons (β^+) e possuem períodos de meia-vida muito curtos (SAHA, 2015). O pósitron é emitido de um radionuclídeo pai e perde energia cinética ao atravessar o meio absorvedor até interagir com um elétron (e^-). Nesta interação as partículas β^+ e e^- são aniquiladas e são gerados dois fótons de 511 keV emitidos em direções opostas (KNOLL, 2010).

A partir dessa descoberta, a coincidência de fótons de alta energia quando identificados por detectores diametralmente opostos, começaram a ser utilizados para descrever a distribuição fisiológica dos compostos radioativos no corpo humano (BROWNELL, 1999; CABREJAS,

1999). A administração de radioisótopos ligados a compostos análogos de moléculas biológicas comuns, representa os processos fisiológicos no organismo sem alterá-los, sendo a principal vantagem apresentada pelos radiofármacos utilizados no PET.

O radiofármaco mais utilizado atualmente para exames PET é o ^{18}F -FDG, uma associação entre o elemento radioativo flúor-18 com a Fluordesoxiglicose, uma molécula análoga à glicose (FLETCHER, 2008). Seu uso preferencial se deve principalmente a seu tempo de meia-vida ($t_{1/2}$) relativamente mais longo que os demais radioisótopos emissores de pósitrons (110 min), o que permite seu fornecimento para serviços mais distantes do local de produção.

As imagens geradas pela técnica PET são utilizadas principalmente em pacientes oncológicos, mas também são úteis em outras áreas, como a cardiologia e a neurologia. Em oncologia são usadas no diagnóstico, estadiamento, detecção de recidiva, avaliação precoce e tardia de resposta às terapias, na determinação do prognóstico e da conduta clínica de pacientes com diferentes tipos de tumores malignos. Na neurologia seu uso tem destaque no diagnóstico diferencial de demências, e na cardiologia têm sido empregadas principalmente para avaliação da viabilidade miocárdica (CAMARGO, 2005; GAMBHIR *et al.*, 2001).

Apesar de ser possível detectar alterações em nível metabólico, as imagens PET apresentam baixa resolução espacial, o que implica em baixo detalhamento anatômico e conseqüentemente dificuldade de localização das lesões (SAHA, 2015). Se apenas detalhes anatômicos são requeridos, as técnicas de MN não são uma boa escolha (IAEA, 2008). Como forma de sanar este problema, em 1998 o PET foi associado à CT, surgindo assim o sistema combinado de PET/CT. A sobreposição das imagens do PET com as imagens de CT possibilita a avaliação das variações anatômicas e funcionais simultaneamente, permitindo diagnósticos mais precisos, com informações funcionais obtidas pelo PET e anatômicas geradas pela CT (BEYER *et al.*, 2000).

1.1 Motivação

O aumento significativo na demanda por exames de PET/CT gerou preocupações relacionadas à exposição do paciente à radiação. Pelo fato de se utilizar duas técnicas, o PET e a CT, em um só exame, a dose de radiação recebida pelo paciente é mais elevada que em outras modalidades de radiodiagnóstico (HUANG *et al.*, 2009; SANTANA, 2014). Este fato é especialmente preocupante para pacientes pediátricos, que são duas ou três vezes mais sensíveis

à radiação que os adultos e que, devido à longevidade esperada, estão mais suscetíveis à carcinogênese radioinduzida (GELFAND e LEMEN, 2007; WHO, 2016). Embora haja uma variação significativa de acordo com o país, estima-se que entre 3 e 10% dos procedimentos radiológicos são realizados em crianças (UNSCEAR, 2013). Ainda que os riscos individuais associados à radiação diagnóstica sejam pequenos, a melhora da segurança nas exposições tornou-se um problema de saúde pública devido à significativa parcela da população que é exposta (WHO, 2016).

Outro fator importante relacionado aos níveis de radiação em pacientes submetidos a essa técnica diagnóstica, reside no fato de que os protocolos são adaptados de acordo com a tecnologia disponível e às características dos equipamentos. Assim, alterações nos parâmetros técnicos dos protocolos são determinantes para a existência de diferentes técnicas de aquisição da imagem. Por existirem equipamentos e protocolos distintos, torna-se importante a realização da avaliação dosimétrica nos pacientes submetidos ao diagnóstico com utilização de radiação ionizante. Além disso, o conhecimento das doses em pacientes é parte da cultura de proteção radiológica, sendo uma exigência em muitos países (ICRP, 2007).

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Avaliar as doses absorvidas e efetivas em correspondência anatômica a diversos órgãos do corpo humano provenientes de um exame de PET/CT, utilizando diferentes protocolos oncológicos e simuladores antropomórficos, visando a otimização da prática.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Determinar a dose absorvida proveniente da geração de imagens de CT nos órgãos de interesse, utilizando objetos simuladores adultos e infantis;
- Estimar a dose absorvida nos órgãos oriunda do radiofármaco ^{18}F -FDG utilizado no exame de PET, baseando-se na massa dos objetos simuladores adultos e infantis;
- Avaliar a dose efetiva em exames PET/CT para pacientes adultos;

- Avaliar a dose efetiva em exames de PET/CT para pacientes pediátricos;
- Mapear e avaliar os protocolos utilizados nos exames de PET/CT no Brasil.

1.3 Organização do trabalho

Este trabalho está dividido em 8 capítulos, incluindo este introdutório, no qual é apresentada a estrutura geral do trabalho, seus objetivos e a importância do tema abordado.

Nos capítulos 2, 3 e 4, é feita a revisão bibliográfica, ressaltando os pontos importantes da anatomia humana, da tecnologia PET/CT e os principais conceitos em radioproteção e dosimetria, respectivamente.

O capítulo 5 descreve os materiais utilizados nesse trabalho.

No capítulo 6 é apresentada a metodologia utilizada para realização dos experimentos.

No capítulo 7, são apresentados os resultados obtidos, e são feitas discussões acerca das varreduras realizadas a partir da comparação entre os resultados encontrados para cada simulador e utilizando os diferentes protocolos de PET e de CT.

No capítulo 8, é feita a conclusão geral do trabalho.

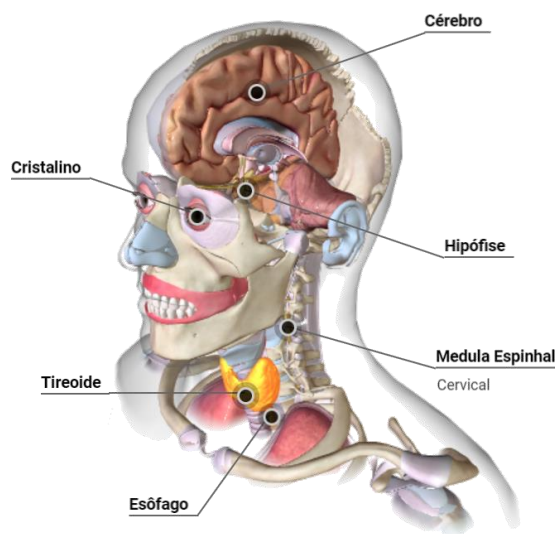
2 ANATOMIA HUMANA

A anatomia humana estuda a estrutura física do corpo humano, os órgãos internos e externos, suas interações, localização e disposição (MOORE, 2014). Neste capítulo será apresentada uma breve revisão da anatomia humana de forma regional, segmentando o corpo humano em partes, visando à localização dos órgãos mais relevantes de acordo com a radiosensibilidade deles.

2.1 Cabeça e pescoço

A cabeça e o pescoço são regiões de grande complexidade anatômica. A cabeça é formada por uma estrutura óssea que abriga o encéfalo, nervos cranianos e meninges. Em sua metade anterior está localizada a face, onde se situam importantes vias sensitivas como olhos, nariz e a cavidade oral. O pescoço é um segmento de transição entre a cabeça e o tórax, responsável por abrigar linfonodos, vasos sanguíneos, parte do plexo braquial, a glândula tireoide, além de ser passagem de traqueia, laringe, esôfago e medula (FATTINI e DANGELO, 2007; MOORE, 2014). Na Figura 1 está indicada a localização dos órgãos dessa região, considerados mais relevantes para este trabalho (BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019).

Figura 1 – Vista da região da cabeça e pescoço.

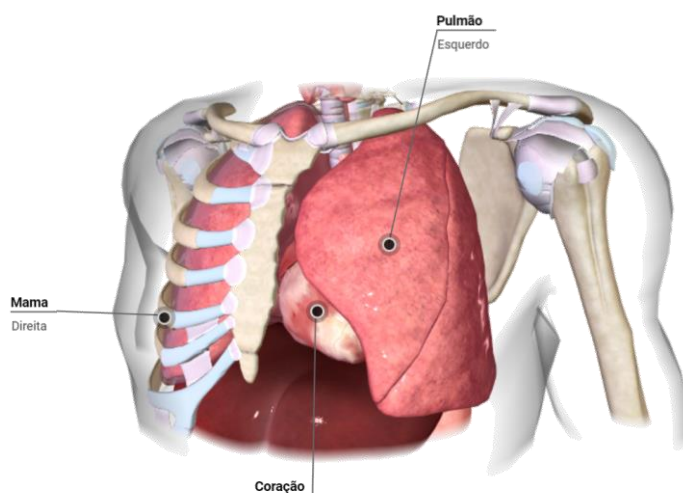


Fonte: BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019.

2.2 O Tronco

O tronco é a porção central do corpo humano, de onde se projetam a cabeça e os membros superiores e inferiores. Está subdividido em tórax, abdome e pelve. O tórax é a porção superior do tronco e abriga órgãos essenciais para a respiração e para a circulação. É atravessado pelo esôfago, no seu trajeto em direção ao abdome. Em sua parede anterossuperior abriga as glândulas mamárias, um órgão par, apoiadas sobre o músculo do peitoral maior (FATTINI e DANGELO, 2007). Na Figura 2 é mostrada a localização dos órgãos dessa região mais relevantes para este trabalho (BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019).

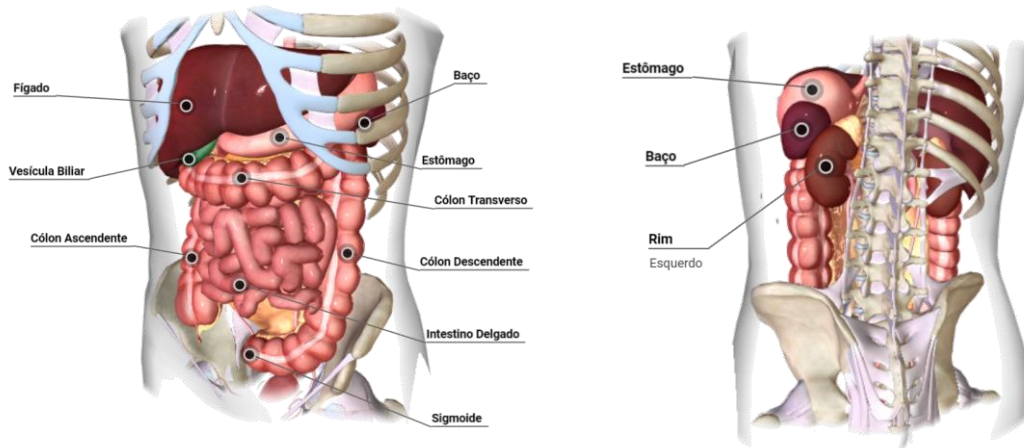
Figura 2 – Vista do tórax masculino.



Fonte: BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019.

O abdome é a região do tronco entre o tórax e a pelve. É delimitado por músculos e contém a maioria dos órgãos gastrointestinais, como o estômago, o fígado e os intestinos grosso e delgado. Contém ainda parte do sistema urogenital, além de baço e glândulas suprarrenais (FATTINI e DANGELO, 2007). Os órgãos dessa região considerados mais relevantes para este trabalho são mostrados na Figura 3 (BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019).

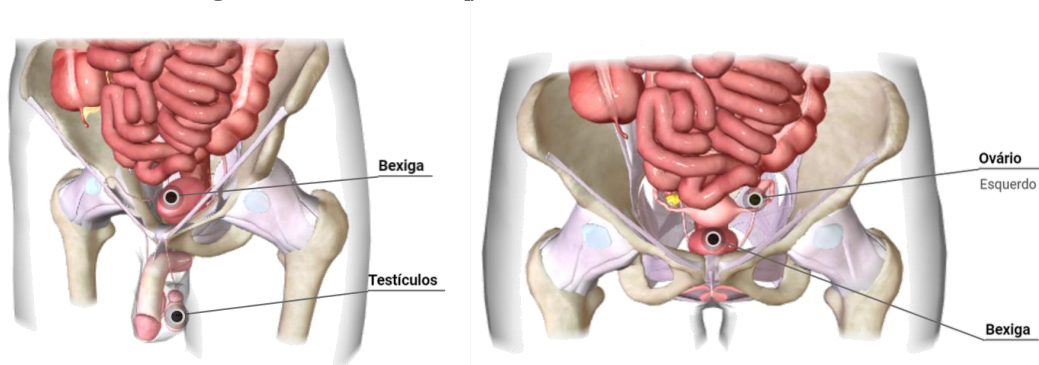
Figura 3 – Vista anterior e posterior do abdome masculino.



Fonte: BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019.

A pelve é a parte mais inferior do tronco, formada por um anel ósseo composto pelos ossos do quadril, sacro e cóccix, abrigando órgãos do sistema reprodutor e urinário, além da porção final do canal alimentar (FATTINI e DANGELO, 2007). Na Figura 4 são mostradas as pelves masculina e feminina, pois diferentemente das outras partes do corpo, esse segmento é não é igual para ambos os sexos (BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019).

Figura 4 – Vista das pelves masculina e feminina.



Fonte: BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019.

2.3 Membros

Assim como em outros vertebrados, os membros superiores e inferiores têm uma estrutura bastante semelhante, mas diferem em sua funcionalidade. Os membros superiores têm como função principal a orientação da mão no espaço, permitindo-lhe movimentos delicados e

especializados, já os membros inferiores são responsáveis pela locomoção e sustentação do peso (FATTINI e DANGELO, 2007). Na Figura 5 está indicada a localização da estrutura mais relevante para este trabalho localizada na porção superior dos membros inferiores (BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019).

Figura 5 – Vista do membro inferior direito.

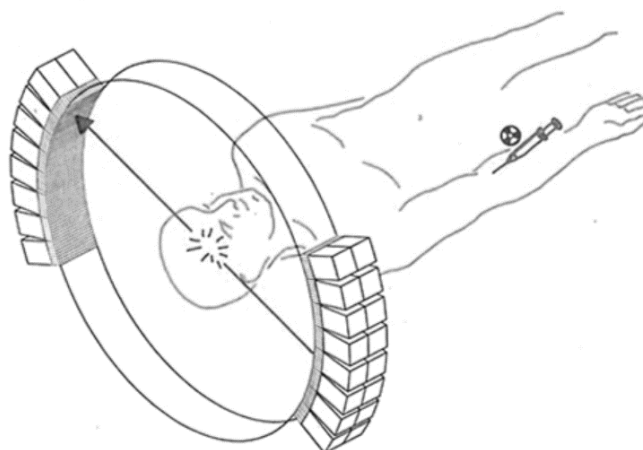


Fonte: BIODIGITAL HUMAN SOFTWARE, 2019.

3 A TECNOLOGIA PET/CT

A ideia de acoplar o PET ao CT surgiu nos anos 90, com Townsend, Nutt e colaboradores. O conceito originou-se em um projeto anterior de PET *scan* de baixo custo, ilustrado na Figura 6, formado por dois blocos rotativos de detectores de Germanato de Bismuto (BGO), desenvolvido por Townsend e colaboradores na Universidade de Genebra em 1991 (TOWNSEND *et al.*, 1993).

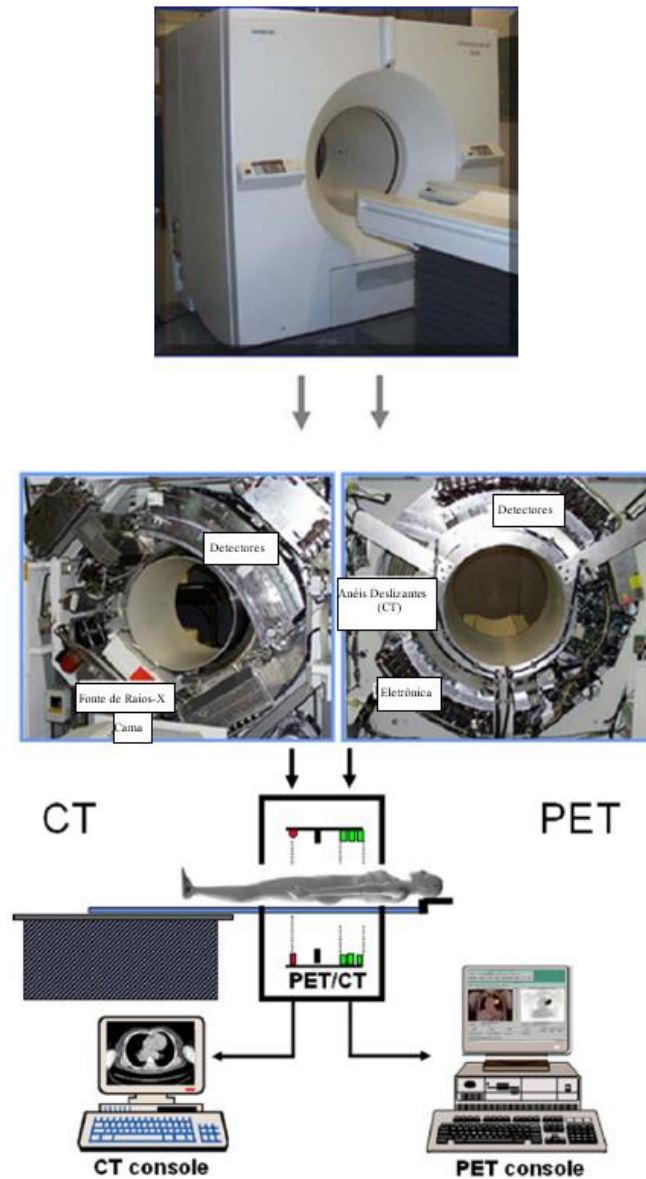
Figura 6 – PET scan de baixo custo.



Fonte: TOWNSEND, 2008.

Os espaços existentes entre os blocos possibilitaram a incorporação de diferentes modalidades de imagem ao conjunto. Ainda em 1991, o oncologista suíço Rudi Egeli sugeriu o acoplamento da CT nesses espaços, como forma de obter informações anatômicas, além das funcionais já adquiridas pelo PET, em uma única varredura. Porém, esse modelo não funcionou devido à densidade dos componentes. Sete anos mais tarde foi produzido o primeiro protótipo de PET/CT, ilustrado na Figura 7, que foi desenvolvido e completamente instalado na Universidade de Pittsburgh (TOWNSEND, 2008). O PET desenvolvido por Townsend *et al.* (1993) foi montado na parte traseira da CT desenvolvida pela Siemens, um equipamento helicoidal de corte único (single-slice). Este conjunto girava como um todo adquirindo dados de CT e PET sequencialmente e as imagens eram formadas enquanto o paciente permanecia imóvel entre as aquisições (TOWNSEND, 2008).

Figura 7 – Primeiro PET/CT desenvolvido.



Fonte: Adapt. TOWNSEND, 2008.

Desde 1998, sabe-se que as imagens adquiridas no PET/CT são preferíveis àquelas obtidas separadamente e só posteriormente combinadas. A acurácia diagnóstica da modalidade híbrida aumentou entre 20 e 25% quando comparada aos exames isolados (SAHA, 2012). Uma grande vantagem de adicionar a CT ao PET é que a correção da atenuação necessária para o PET também pode ser derivada dos dados da CT, vantagem essa que não pode ser obtida pela combinação PET/RM. Isso torna a aquisição por PET/CT de 25 a 30% mais rápido do que o PET trabalhando sozinho, com métodos de correção de atenuação padrão. O uso do tomógrafo

composto implica em um maior rendimento e um exame mais confortável para o paciente (VON SCHULTHESS, 2006).

A fusão das técnicas foi possível graças a avanços no processamento de dados, com a inclusão de algoritmos para combinar as imagens geradas pelos raios-X, provenientes da CT, às geradas pela aniquilação de pósitrons no PET, estabelecendo fatores de atenuação adequados. Mais de 300 pacientes foram examinados na época, confirmando a eficácia do método. Os resultados impressionantes estimularam o interesse dos médicos, aumentando a demanda por equipamentos comerciais de PET/CT, que só surgiram em 2001. Em 2008, mais de 2.500 equipamentos já haviam sido instalados pelo mundo (TOWNSEND, 2008).

3.1 A tomografia por emissão de pósitrons (PET)

A ideia de utilizar radionuclídeos emissores de pósitrons para formar imagens do corpo humano começou a ser discutida em 1950, com o foco inicial voltado para o cérebro. O primeiro dispositivo foi desenvolvido em 6 meses por Brownell e Sweet (1953), utilizando dois detectores opostos de iodeto de sódio ativados com tálio (NaI(Tl)). Os detectores giravam em torno da cabeça do paciente e capturavam os fótons coincidentes provenientes da aniquilação elétron-pósitron formando imagens em duas dimensões (2D). Os resultados animadores levaram Brownell e sua equipe a construir, dois anos depois, um equipamento projetado especificamente para imagens cerebrais com algumas melhorias sobre o protótipo.

Na Figura 8 é apresentada a imagem do primeiro equipamento com seus criadores. Ao longo dos anos o sistema passou por inúmeros aperfeiçoamentos: o tempo de aquisição de dados diminuiu, o número de detectores aumentou e, conseqüentemente, a resolução espacial e a sensibilidade também aumentaram (BROWNELL, 1999; JONES e TOWNSEND, 2017). Os estudos de melhoria tecnológica têm sido direcionados para a combinação do cristal cintilador e do fotodetector, a eletrônica de aquisição, os avanços do processamento de dados e a reconstrução e análise das imagens (CHERRY *et al.*, 2017).

Figura 8 – Primeiro dispositivo clínico de imagem por pósitrons.



Fonte: BROWNELL, 1999.

As imagens de PET são formadas a partir da marcação de um composto biologicamente funcional com um radioisótopo emissor de pósitrons. Em seguida, esse radiofármaco é injetado no indivíduo e sua biodistribuição varia ao longo do tempo, se acumulando onde o composto é metabolizado. Esta informação dinâmica é utilizada para formar a imagem. Por esse motivo, a tomografia por emissão de pósitrons é o meio mais específico e sensível para o mapeamento das interações moleculares e dos processos químicos e fisiológicos no organismo (VAQUERO e KINAHAN, 2015). O decaimento por emissão de pósitrons pode ser descrito através da Equação 1:

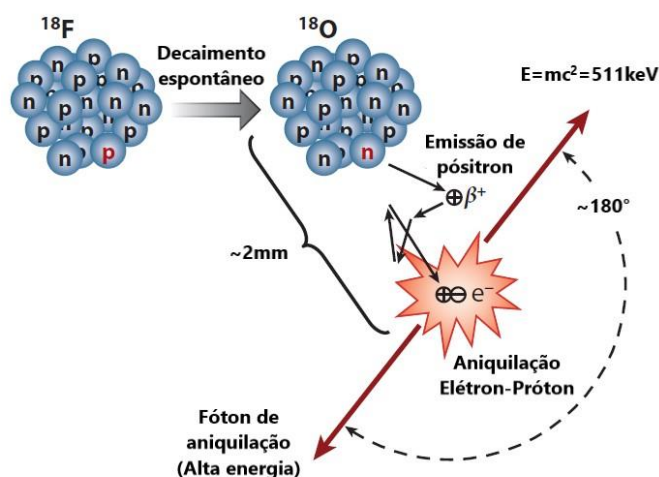


Onde o radionuclídeo pai A_ZX decai para o nuclídeo filho ${}^A_{Z-1}Y$, com a subsequente emissão de um pósitron (β^+) e de um neutrino (ν) (ROBILOTTA, 2006).

O radionuclídeo ${}^{18}\text{F}$ é um isótopo instável com deficiência de nêutrons, que tende a decair se tornando o isótopo estável oxigênio-18 (${}^{18}\text{O}$), a partir da conversão de um próton em um nêutron com a emissão de um pósitron. Esse pósitron percorre um curto caminho até encontrar sua anti-partícula, o elétron, e sofrer a aniquilação. Com a aniquilação elétron-pósitron ocorre a formação do par de fótons gama com energia de 511 keV cada, que se propagam em linha reta em sentidos opostos. Essa linha é chamada de Linha de Resposta (LOR – *Line of Response*) (NAYYERI *et al.*, 2015). Na Figura 9 é ilustrado o esquema de

decaimento do ^{18}F , que é o radioisótopo mais utilizado no PET. A detecção dos fótons é feita pelo sistema de aquisição de sinais PET, detectores cintiladores que convertem as altas energias dos fótons detectados em pulsos eletrônicos, tratados através de algoritmos matemáticos para reconstrução da imagem (VAQUERO e KINAHAN, 2015; WAHL e WAGNER, 2009).

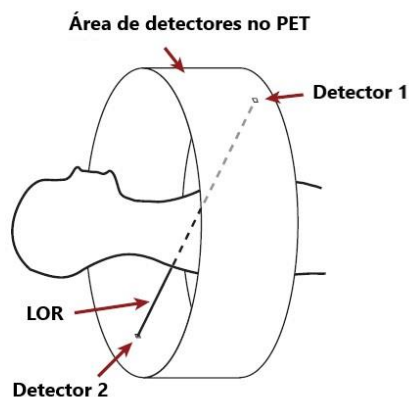
Figura 9 – Esquema de decaimento do ^{18}F .



Fonte: Adapt. VAQUERO e KINAHAN, 2015.

Se dois fótons são detectados em uma janela de tempo curta, normalmente entre 1 e 10 ns, a detecção é chamada de evento de coincidência verdadeiro para a linha de resposta que une os dois detectores. O número total de eventos verdadeiros detectados é proporcional à quantidade de radiofármaco injetado. Milhões de eventos de coincidência são registrados formando LORs cruzadas, fornecendo informações sobre a quantidade e a localização dos pontos de aniquilação dos pósitrons no corpo. Na Figura 10 é mostrada a detecção de um evento verdadeiro (VAQUERO e KINAHAN, 2015).

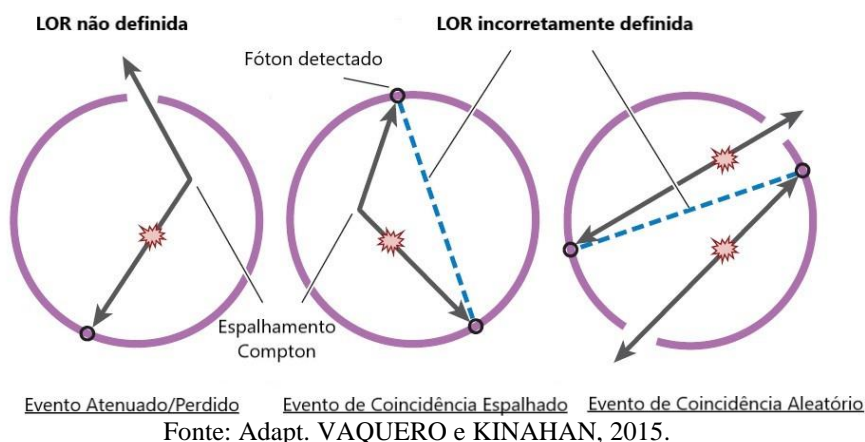
Figura 10 – Evento de coincidência verdadeiro detectado no PET.



Fonte: Adapt. VAQUERO e KINAHAN, 2015.

Porém, na prática, muitos pares de fótons não são detectados corretamente por sofrerem espalhamento ao atravessar o corpo do paciente e o meio entre os detectores; resultando na detecção de um número muito maior de eventos simples do que de eventos verdadeiros. Somente os eventos verdadeiros contribuem positivamente para a formação da imagem, já que estes determinam a localização do evento de aniquilação e conseqüentemente uma contagem para a reconstrução da imagem (WAHL e WAGNER, 2009). Na Figura 11 é mostrada a detecção de diversos tipos de eventos em PET. O primeiro é conhecido como evento atenuado ou perdido e ocorre quando um dos fótons de aniquilação não alcança o detector porque sofreu absorção ou espalhamento Compton. O segundo é o evento de coincidência com espalhamento, onde um dos dois fótons sofre o espalhamento Compton e altera sua trajetória, porém ambos são detectados definindo assim uma LOR incorreta. O terceiro é o evento de coincidência aleatória ou randômica, e acontece quando duas aniquilações simultâneas produzem dois pares de fótons. Se por algum motivo dois dos fótons pertencentes a aniquilações diferentes forem detectados em uma janela de coincidência de tempo, eles definirão uma LOR aleatória, ou seja, incorreta (GERBAUDO, 2012; VAQUERO e KINAHAN, 2015).

Figura 11 – Eventos simples detectados no PET.



Os equipamentos mais modernos contam com uma tecnologia conhecida como tempo de voo (TOF – *time of flight*), que permite que a diferença temporal entre a detecção de dois fótons gama provenientes de uma mesma aniquilação seja medida. A utilização dessa ferramenta foi possível graças à evolução dos detectores cintiladores (WAHL e WAGNER, 2009). Os cristais cintiladores absorvem a energia dos fótons principalmente através do efeito fotoelétrico e como consequência, dão origem a fótons no comprimento de onda da luz visível, que são convertidos em sinais elétricos pelos tubos fotomultiplicadores e posteriormente usados para reconstrução da imagem. A intensidade do pulso de luz visível é proporcional à energia do fóton original, motivador da cintilação (POZZO, 2005). O primeiro material detector utilizado foi NaI(Tl), entretanto, descobriu-se que para energias maiores e para detecção em coincidência, o germanato de bismuto (BGO), o oxi-ortosilicato de lutécio (LSO), o ortosilicato de lutécio e ítrio (LYSO) o ortosilicato de gadolínio (GSO), entre outros, são preferíveis (ZANZONICO, 2004).

Os equipamentos PET modernos possuem um conjunto de detectores em anel, ao invés de apenas dois detectores opostos. Durante a aquisição de dados, todas as contagens são coletadas e armazenadas em um conjunto de memórias para que posteriormente sejam destinadas ao processamento. O arranjo dos dados obtidos é chamado de sinograma e é uma representação das múltiplas projeções em uma figura bidimensional e corresponde a um empilhamento das várias sobreposições de aniquilações em um mesmo par de detectores e são similares as matrizes em gama câmaras planares (LEÃO JR, 2012).

Cada par de detectores e sua LOR correspondem a um pixel (*picture element*) no sinograma, condizentes com o ângulo de orientação e distância do centro. Portanto, para cada

coincidência detectada, é determinada sua LOR e o pixel no sinograma associado a ela é localizado e incrementado. No sinograma final, o valor de cada pixel representa o número de detecção de coincidências entre um par de detectores opostos, com a respectiva LOR. Um sinograma é adquirido para cada corte que será posteriormente reconstruído (DE SÁ, 2010; FAHEY, 2002).

Os primeiros equipamentos PET com detectores em anel possuíam espessos anéis de chumbo acoplados lateralmente, com o intuito de reduzir a interferência de fótons espalhados. Com o desenvolvimento da tecnologia, os anéis de chumbo foram mantidos e anéis finos de chumbo ou tungstênio, chamados de septos, foram introduzidos para definir planos individuais de imagem. Os equipamentos mais modernos não possuem esses septos, o que atualmente possibilita a formação de imagens em três dimensões (3D). Fótons únicos também são detectados no PET, mas não contribuem para a formação da imagem. Cada detector pode identificar corretamente apenas um fóton por vez, sendo assim, um tempo de contagens é perdido no processamento de eventos não coincidentes. Essa perda de tempo, chamada de tempo morto, é a maior limitação para a qualidade da imagem em estudos PET para altas atividades administradas, ou seja, altas taxas de contagem (ZANZONICO, 2004).

A sensibilidade e a resolução espacial são dois fatores considerados importantes para a formação de imagens PET. A sensibilidade é o número de contagens por unidade de tempo captadas pelo detector, por unidade de atividade presente na fonte (expressa normalmente em $\text{cps} \cdot \mu\text{Ci}^{-1}$ ou $\text{cps} \cdot \text{MBq}^{-1}$). Este parâmetro depende de vários fatores como o tipo e o tamanho do cristal utilizado, a distância do detector à fonte, a geometria do detector, a atenuação, o espalhamento, o tempo morto e a janela energética utilizada.

A resolução espacial é a capacidade de diferenciar dois pontos muito próximos na imagem reconstruída, ou seja, representar com clareza as variações na distribuição da radiação no corpo do paciente (POZZO, 2005; SAHA, 2015).

As principais vantagens de utilização do flúor-18 são o período de meia-vida de 110 minutos, relativamente superior à maioria dos radionuclídeos utilizados no PET, tempo que permite seu transporte a curtas distâncias, e a baixa energia dos pósitrons (640 keV), resultando em curto alcance nos tecidos, alta resolução e baixa dose de radiação para o paciente (BASU, 2011).

O radiofármaco ^{18}F -FDG é transportado para dentro da célula de uma maneira similar à glicose e todo o processo de metabolização é semelhante, exceto pelo fato de que o produto da

fosforilação pela hexoquinase da 2-deoxiglicose, a FDG-¹⁸F-6-fosfato, permanece retida na célula, permitindo o mapeamento da distribuição deste radiofármaco no corpo (POZZO, 2005). É possível avaliar o metabolismo da glicose através da maior captação em tecidos com maior atividade glicolítica, sendo útil em processos tumorais, inflamações e estudos de atividade cerebral (FARWELL *et al.*, 2014). Estudos clínicos reportaram acurácia superior a 90% no diagnóstico e estadiamento de processos tumorais utilizando o ¹⁸F-FDG (CZERNIN *et al.*, 2007).

Uma desvantagem do uso do FDG, é que o consumo da glicose não é específico em tecidos com malignidade, já que alguns processos benignos são associados ao aumento desse consumo. A captação do radiofármaco em alguns órgãos como cérebro, miocárdio, intestinos, bexiga, músculo esquelético e gordura marrom, pode causar erros de interpretação na imagem, principalmente considerando a limitada localização anatômica do equipamento (BASU, 2011; SAHA, 2004). O preparo correto do paciente reduz o aparecimento desses órgãos nas imagens.

3.2 A Tomografia Computadorizada

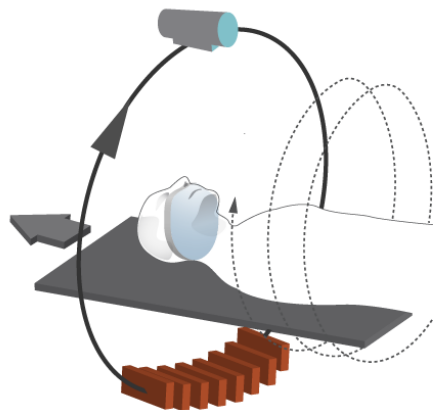
O uso da Tomografia Computadorizada apresentou um aumento crescente nas últimas décadas, e apesar de constituir uma pequena parcela do total de procedimentos de imagem realizados em todo o mundo, ela representa quase a metade da dose total resultante desses mesmos procedimentos (EUROSTAT, 2020; UNSCEAR, 2010;). Os equipamentos modernos reduziram drasticamente a radiação usada na CT, porém, esta é ainda uma das principais fontes de exposição médica à radiação para crianças e adultos.

A CT é uma modalidade diagnóstica que utiliza a diferença na absorção dos feixes de Raios X para a formação de imagens. Quanto maior a absorção do feixe pelo tecido, mais claro ele aparecerá na imagem e quanto menor a absorção, mais escuro se apresentará. Assim, é possível observar as estruturas internas do corpo humano através de imagens dos cortes anatômicos, com alta resolução espacial.

Ao longo dos anos, a CT passou por grandes melhorias. O tempo de escaneamento diminuiu, o modo de aquisição passou a ser helicoidal, o número de detectores aumentou e a dose para o paciente foi minimizada (MOURÃO, 2015). Nas aquisições helicoidais, o tubo de raios X realiza um movimento circular contínuo em torno do paciente enquanto a mesa se desloca do início ao final do volume a ser varrido, de modo que o movimento resultante do

feixe é uma trajetória helicoidal (CALZADO e GELEIJNS, 2010). A distância que a mesa desloca a cada volta do tubo de raios X, dividido pela espessura do corte, é definido como *pitch*. Com o surgimento dos aparelhos multicorte, o número de detectores aumentou, sendo possível obter dados para mais de um corte a cada volta completa do tubo de raios X. O número de cortes possíveis está relacionado ao número de fileiras disponíveis e sua associação (MOURÃO, 2015). Na Figura 12 é apresentado um desenho esquemático de um tomógrafo helicoidal multicorte.

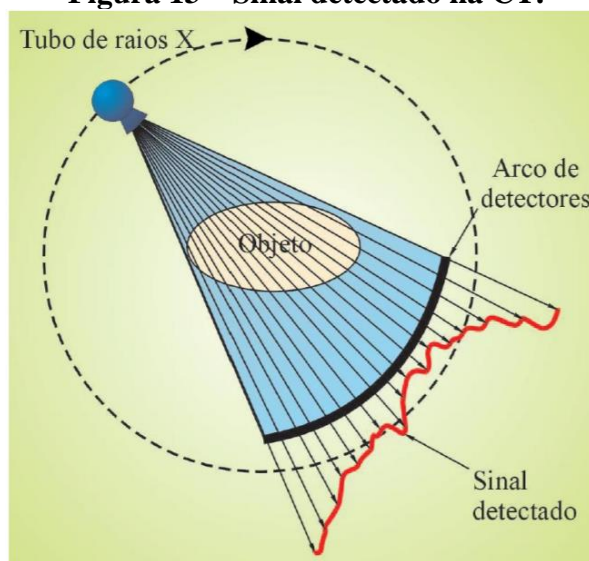
Figura 12 – Tomografia Computadorizada helicoidal multicortes.



Fonte: FOR, 2019.

Na tomografia, as imagens são formadas a partir da interação do feixe de raios X com os detectores. Ao atravessar o corpo do paciente, o feixe sofre alteração em sua composição, visto que alguns de seus fótons interagem com a matéria através do efeito fotoelétrico ou efeito Compton. A parcela de fótons que chega ao detector é determinada pelas características dos órgãos e tecidos, pela energia do fóton incidente (definida pela tensão e corrente) e pela distância percorrida pelos fótons. A geração de sinal a partir da atenuação do feixe é mostrada na Figura 13.

Figura 13 – Sinal detectado na CT.

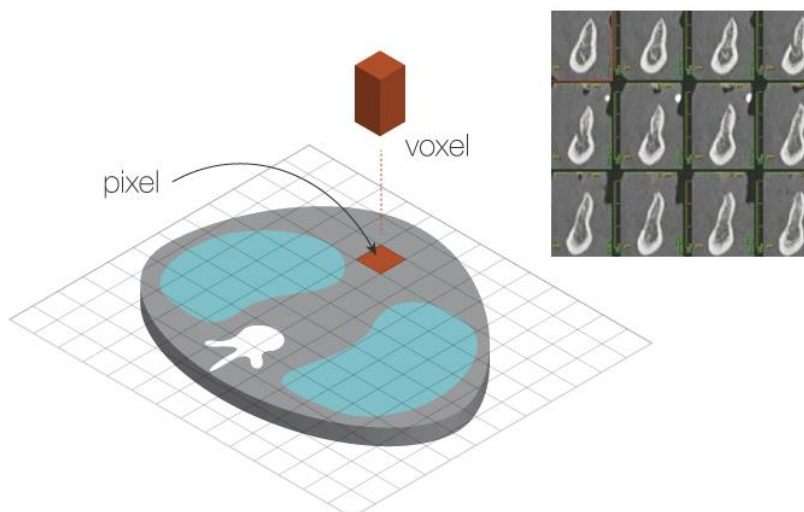


Fonte: Mourão, 2015.

O sinal detectado é transformado eletronicamente, passando por um amplificador. Após ser amplificado, o sinal é digitalizado e tratado por algoritmos especiais que possibilitam a reconstrução da imagem. A reconstrução da imagem é realizada de forma computacional, onde algoritmos matemáticos convertem dados brutos em imagem, formada por uma matriz bidimensional a partir de um corte tomográfico. Cada elemento da matriz é denominado de pixel e recebe um valor numérico denominado de Número de CT, medido em Unidades Hounsfield (HU) (BUSHONG, 2011).

Um pixel é uma representação gráfica de um ou mais elementos de volume do tecido, denominado voxel (*volume element*). O voxel é determinado pelo produto entre o tamanho do pixel e a espessura do corte da imagem de CT. A escala Hounsfield é uma escala de representação numérica da absorção promovida por cada voxel, convertida em tons de cinza para gerar imagens e têm seus valores definidos em relação à atenuação da água. A água possui o número de CT igual a zero e o ar -1000 HU. Assim, o osso cortical apresenta-se como branco, a água como cinza médio (0 HU), o metal como branco brilhante (+1000 HU) e o ar preto (-1000 HU) (MOURÃO, 2015). A representação do pixel e do voxel na formação da imagem de CT são mostradas na Figura 14.

Figura 14 – Representação do pixel e do voxel na imagem tomográfica.



Fonte: FOR, 2019.

3.3 Aquisição das imagens de PET/CT

O processo de aquisição das imagens combinadas de PET/CT pode sofrer variações de acordo com o serviço no qual é executado. Em geral, as imagens de PET e de CT são geradas separadamente e depois fundidas pelo computador. O protocolo de cada exame varia de acordo com o radiofármaco utilizado e o objetivo do estudo.

O preparo para a varredura de corpo inteiro utilizando o ^{18}F -FDG deve ser realizado corretamente, a fim de produzir imagens com maior qualidade. Para a realização da captura das imagens é necessário que o paciente interrompa o uso de alguns medicamentos, como hipoglicemiantes orais, esteja em jejum há no mínimo 4 horas e suspenda exercícios físicos 24 horas antes do início da varredura. Antes de entrar na sala de exame, todos os itens metálicos do corpo devem ser retirados e recomenda-se boa hidratação oral. Inicialmente, são adquiridas informações do paciente como altura, massa corpórea e sua glicose sanguínea, que é medida utilizando uma gota de sangue. A Atividade (A) de radiofármaco injetada no paciente difere em cada serviço, podendo variar com o peso do paciente, a faixa etária para a diferenciação entre crianças e adultos, e ainda, com a sensibilidade do detector PET. Após a injeção do ^{18}F -FDG, o paciente aguarda de 45 a 60 minutos antes da aquisição das imagens para que o radiofármaco se distribua pelo corpo (SAHA, 2015).

A princípio, é realizado um topograma (*scout*) para delimitação da área a ser examinada e então é realizada a varredura por CT, processo que dura menos de 1 minuto. Em seguida, o

paciente é deslocado para a posição dos anéis de detectores do PET e iniciam-se as contagens dos fótons emitidos pelo paciente. O processo de aquisição de dados PET é mais demorado e a mesa se desloca a cada intervalo de tempo entre as contagens. O tempo total do exame pode variar de 5 a 60 minutos, dependendo da região de interesse (SAHA, 2015).

4 CONCEITOS EM RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

Pouco tempo após a descoberta dos raios X em 1895, observou-se que a radiação ionizante gera efeitos físicos, químicos e biológicos em organismos vivos. Para avaliar quantitativa e qualitativamente os possíveis efeitos da radiação foi necessário definir as grandezas radiológicas, suas unidades e instrumentos de medição. Além disso, organizações nacionais e internacionais foram criadas a fim de estabelecer diretrizes que norteiam o uso seguro das radiações. As exposições resultantes de procedimentos radiológicos constituem a maior parte da exposição da população à radiação artificial (IAEA, 2007; TAUHATA *et al.*, 2014).

4.1 Radioproteção

A proteção radiológica tem como objetivo principal proteger as pessoas e o meio ambiente de possíveis efeitos danosos causados pelas radiações ionizantes, sem inibir as atividades benéficas à sociedade ou aos indivíduos (CNEN, 2011). A radioproteção é norteada por três princípios básicos:

- a) **Justificação:** Como a radioproteção visa a prevenção ou diminuição dos efeitos somáticos da radiação e a redução da deterioração genética, o problema das exposições crônicas adquire importância fundamental. Considera-se que a dose acumulada num período de vários anos seja o fator preponderante, mesmo que as doses intermitentes recebidas durante esse período sejam pequenas. As doses resultantes da radiação natural e dos tratamentos médicos com raios X não são consideradas nas doses acumuladas. Assim, qualquer atividade envolvendo radiação ionizante deve ser justificada em relação às alternativas e deve produzir um benefício maior que o detrimento associado (IAEA, 1996b).
- b) **Otimização:** A proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível, tendo em conta os fatores econômicos e sociais, seguindo o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*).

Estudos epidemiológicos e radiobiológicos em baixas doses mostraram que não existe um limiar real de dose para os efeitos estocásticos. Assim, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogênico, dependendo da radiosensibilidade desse tecido por unidade de dose equivalente (CNEN, 2011). É reconhecido que mesmo uma redução baixa na dose para o paciente, em torno em 10%, é de grande valia para a otimização (IAEA, 2007)

- c) **Limitação da dose Individual:** A exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de dose especificado na Tabela 1, a seguir:

Tabela 1 – Limites de Dose Anuais^a.

Grandeza	Órgão	Indivíduo	Indivíduo do
		Ocupacionalmente Exposto	Público
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv ^b	1 mSv ^c
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv ^b	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés ^d	500 mSv	---

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

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

^c Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

^d Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: CNEN, 2011

Os valores de dose efetiva se aplicam à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses efetivas comprometidas (integradas em 50 anos para adultos e até a idade de 70 anos para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano. Os limites de dose estabelecidos não se aplicam a exposições médicas de acompanhantes e voluntários que eventualmente assistem os pacientes. As doses devem ser restritas de forma que

seja improvável que algum desses acompanhantes ou voluntários receba mais de 5 mSv durante o período de exame diagnóstico ou tratamento do paciente. A dose para crianças em visita a pacientes em que foram administrados materiais radioativos deve ser restrita, de forma que seja improvável exceder a 1 mSv (CNEN, 2011).

4.1.1 Classificação dos danos da radiação

Os efeitos causados pela radiação podem ser classificados em função do valor da dose e da forma de resposta do organismo. Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de um limiar. Isto significa que doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos podem induzir tais efeitos. A gravidade desses efeitos é independente da dose. Os efeitos determinísticos são causados por irradiação total ou localizada de um tecido, gerando um grau de morte celular não compensado pela reposição ou reparo, com danos no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose absorvida necessário para sua ocorrência e a gravidade aumenta com o aumento da dose (KNOLL, 2010).

4.1.1.1 Mecanismos de dano celular

As interações da radiação com o organismo podem ocorrer em quatro níveis: físico, pré-químico, químico e químico tardio. No estágio físico ocorre a radiólise da água, onde uma partícula primária interage com o meio através de colisões elásticas e inelásticas. As colisões inelásticas resultam em ionização e excitação das moléculas de água, gerando moléculas ionizadas, excitadas e elétrons livres. Todas as partículas carregadas podem interagir com os elétrons na água, individual e coletivamente. Na fase pré-química, ocorrem reações e rearranjos iniciais dessas moléculas. Uma molécula de água ionizada e seu elétron livre atraem outras moléculas de água e se dissociam. Na excitação, o elétron molecular é elevado a um nível de energia mais alto e pode retornar ao seu estado original ou a molécula pode se transformar nos radicais H e OH. Na fase química, os radicais livres e o elétron livre sofrem outras reações entre si e com outros radicais do sistema. No estágio químico tardio a maior parte da estrutura original é perdida e todas as espécies reativas restantes são tão amplamente separadas que são improváveis outras reações (STABIN, 2008).

No próximo nível, acontecem as alterações biológicas no sistema, quando surgem efeitos bioquímicos e fisiológicos com alterações morfológicas e funcionais dos órgãos. Tais efeitos podem ser reparados sem causar danos severos à saúde ou podem gerar mutações e câncer. A radiação ionizante pode causar danos a células direta ou indiretamente, quebrando ligações químicas de moléculas biológicas e criando radicais livres nas moléculas de água (ANVISA, 1998). Por isso, ressalta-se a necessidade da aplicação dos princípios de proteção radiológica, visando evitar efeitos negativos do uso da radiação ionizante.

4.2 Dosimetria

A dosimetria das radiações é a determinação da exposição ou da dose de radiação depositada em um ponto específico de um meio, podendo ser no ambiente ou em um ser vivo. A principal motivação de se estabelecer critérios para a medição da radiação é o interesse em estimar riscos à saúde do ser humano exposto à radiação. As magnitudes adotadas mundialmente baseiam-se na medição da energia depositada em órgãos e tecidos do corpo humano. Para relacionar a dose de radiação ao detrimento associado a seu uso, é necessário levar em conta tanto as variações na eficácia biológica das radiações de diferentes qualidades, como a diferença na sensibilidade dos órgãos e tecidos à radiação ionizante (ICRP, 2007).

As grandezas adotadas pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007) são Dose Absorvida (D), Dose Efetiva (E) e Dose Equivalente (H) no tecido ou órgão T. A Dose Absorvida é a energia média depositada pela radiação na matéria em relação à massa dessa matéria, sendo a grandeza física fundamental de dose, utilizada para todos os tipos de radiação ionizante e qualquer geometria de irradiação. É calculada de acordo com a Equação 2. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J.kg^{-1}), denominada Gray (Gy).

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (2)$$

onde: $\overline{d\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação em um volume de matéria de massa dm .

A dose equivalente leva em consideração a incidência de efeitos estocásticos causados pela radiação (detrimento) e é calculada multiplicando a dose absorvida pelo fator de peso da

radiação (W_R), que expressa quantitativamente esse detrimento, como apresentado na Equação 3. A unidade para esta grandeza é joule por quilograma ($J.kg^{-1}$), ou sievert (Sv). O fator de peso da radiação é dependente do tipo de radiação e da sua energia e seus valores estão apresentados na Tabela 2 (IAEA, 2007; ICRP 103, 2007).

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_T \quad (3)$$

Onde, H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão; W_R é o fator de peso da radiação e D_T é a dose absorvida no órgão ou tecido.

Tabela 2 – Fator de peso da radiação (W_R).

Tipo de Radiação e Energia	Fator de Peso (W_R)
Fótons	1
Elétrons	1
Prótons	2
Partículas α , fragmentos de fissão e núcleos pesados	20
Nêutrons	Função contínua da energia do nêutron

Fonte: ICRP 103, 2007

A dose efetiva (E) é calculada multiplicando-se a dose equivalente (D_T) pelo fator de peso do tecido (W_T), conforme definido pela Equação 4. O fator de peso do tecido T expressa quantitativamente a radiosensibilidade do tecido, assumindo uma irradiação uniforme de corpo inteiro (COSTA, 2016). A unidade para esta grandeza é joule por quilograma ($J.kg^{-1}$), ou sievert (Sv). Os valores de W_T estão apresentados na Tabela 3.

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (4)$$

Onde, E é a dose efetiva, W_T é o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente comprometida no tecido T.

Tabela 3 – Fator de peso para o tecido T (W_T).

Tecido ou Órgão	Fator de Peso (W_T)
Medula Óssea, cólon, pulmão, mamas, estômago e outros órgãos *	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, esôfago, fígado e tireoide	0,04
Superfície Óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01

*Outros Órgãos: Glândulas Supra-renais, cavidade torácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, musculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero.

Fonte: ICRP 103, 2007

Na prática, dose equivalente e dose efetiva não são grandezas mensuráveis diretamente. Para avaliá-las, objetos que simulam o corpo humano são utilizados associados a dosímetros. Atualmente existem vários modelos de objetos simuladores aceitos, podendo ser antropomórficos, de volume, computacionais, entre outros (ICRP, 2007). A escolha do simulador e do dosímetro detector de radiação depende da prática estudada, do tipo de radiação incidente, bem como da disponibilidade de ambos.

4.2.1 Dosimetria em PET

A radiação nos exames de PET é proveniente do radiofármaco injetado no paciente, ou seja, sai do paciente e é captada pelos detectores de radiação. Para medir a dose que o paciente recebe, modelos biocinéticos foram propostos pela ICRP para vários radiofármacos, dentre eles o ^{18}F -FDG. Após a administração intravenosa do ^{18}F -FDG, a maior parte do composto é rapidamente distribuído pelo corpo, com meia-vida biológica menor que um minuto, porém, existem componentes com período de meia-vida de até 90 minutos. O modelo baseou-se em vários estudos para determinar a captação de radiofármaco em cada órgão e tecido do corpo humano, fornecendo uma base para o cálculo da dose recebida pelo paciente (ICRP 106, 2008).

Existem ainda, softwares de simulação de dose que se baseiam nesses cálculos para estimar as doses absorvidas e efetivas, como a ferramenta de cálculo de Dose da SNMMI (*Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*), que usa como referência a ICRP 128 (2015) e o RADAR (2017).

4.2.1.1 Modelos biocinéticos para dosimetria

Na última década, a ICRP (2008) vem se preocupando em desenvolver modelos que descrevam de maneira mais realística a distribuição e retenção de radionuclídeos no corpo. Esta biocinética é descrita por equações diferenciais de primeira ordem, formando a base para o método de cálculo empregado para derivar as tabelas com os valores de fração de retenção da incorporação. Para cada composto foi desenvolvido um modelo que fornece estimativas quantitativas da distribuição e metabolismo do radiofármaco no organismo.

O ^{18}F -FDG é um composto usado na caracterização do metabolismo glicolítico para diagnóstico, acompanhamento de processos neoplásicos e investigação do metabolismo da glicose miocárdica e cerebral. Após a administração intravenosa, a maior parte do radiofármaco é eliminado rapidamente da circulação com meia-vida de menos de 1 min, embora haja componentes de longo prazo com períodos de meia-vida de até 1,5 h (HAYS *et al.*, 2002; DELOAR *et al.*, 1998; MEIJA *et al.*, 1991). O modelo biocinético do ^{18}F -FDG demonstra a absorção do radiofármaco no organismo, com captação inicial pelo coração (0,04), cérebro (0,08), fígado (0,05), pulmões (0,03) e todos os outros tecidos (0,8). Considera-se que uma fração de 0,3 da atividade nos outros órgãos e tecidos é excretada na urina, com períodos de meia-vida biológica de 12 min (25%) e 1,5 h (75%), de acordo com o modelo rim-bexiga (ICRP, 2008).

4.2.2 Dosimetria em CT

Diferentemente do PET, a radiação na tomografia computadorizada vem de uma fonte de raios X externa ao paciente. Os protocolos de aquisição de imagens de CT para o exame de PET/CT são diferentes em cada serviço, de acordo com as necessidades locais. As imagens de CT podem apresentar características diagnósticas com alta resolução de contraste, ou podem servir apenas para mapeamento anatômico das lesões encontradas no PET, sendo mais ruidosas e com menor resolução. Para determinar a dose absorvida, são utilizados detectores de radiação associados a objetos que simulam o corpo humano.

Os dosímetros de radiação podem ser divididos em físicos e químicos. Se baseiam em técnicas de espectrofotometria, luminescência, ressonância paramagnética eletrônica ou ressonância magnética nuclear para detectar e medir variações físicas e químicas sofridas pelo

material dosimétrico em razão da radiação ionizante e relacioná-las com a dose absorvida (GALANTE, 2003). Devem apresentar propriedades como precisão e exatidão, linearidade de resposta, faixa dinâmica e estabilidade para serem considerados seguros e confiáveis, ou seja, devem passar por um processo de calibração antes de serem utilizados para o registro de dose (CAPELETI, 2016).

Os objetos simuladores são dispositivos capazes de gerar comportamentos ou respostas próximas à realidade. Os objetos simuladores são desenvolvidos com o intuito de estudar a qualidade de imagem, fazer testes de calibração do equipamento, testes de dosimetria e podem ser fabricados com diversos materiais. A forma dos simuladores, bem como o material utilizado dependem do tipo de estudo que se pretende realizar. Desde a década de 80 são desenvolvidos diferentes tipos de objetos simuladores para representação do corpo humano com diferentes finalidades (CARRAL, 2015).

5 MATERIAIS

A parte experimental deste trabalho utilizou objetos simuladores adultos e pediátricos, filmes dosimétricos e um equipamento de PET/CT.

5.1 O equipamento de PET/CT

Os testes foram realizados em um aparelho de PET/CT *Discovery 690* (D-690) da fabricante *General Electric* (GE), mostrado na Figura 15.

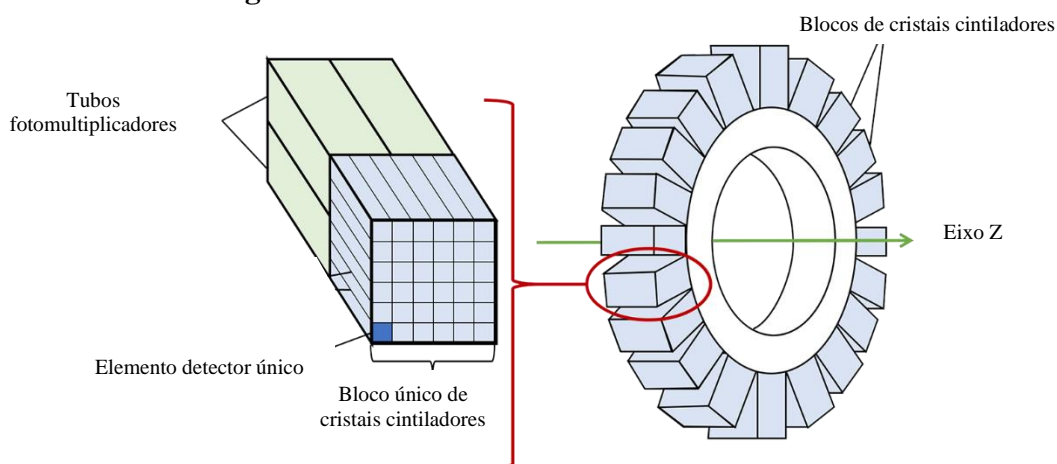
Figura 15 – PET/CT Discovery 690.



Fonte: *GE Healthcare*, 2019.

O tomógrafo PET é formado por 24 anéis de detectores de cristal de LYSO (oxiortosilicato de lutécio e ítrio). Os detectores LYSO são agrupados em blocos de 54 unidades (9x6, ao longo das direções circunferencial e axial, respectivamente) com cada cristal LYSO individual tendo a dimensão de 4,2 x 6,3 x 25 mm³ de largura, altura e comprimento, respectivamente. O desenho esquemático do sistema de detecção PET é mostrado na Figura 16.

Figura 16 – Bloco de detectores cintiladores.



Fonte: Radiology Cafe, 2020.

Cada bloco detector possui uma seção transversal quadrada e é acoplado a um único tubo fotomultiplicador com 4 ânodos. No total, existem 4 anéis de blocos detectores e cada anel tem 64 blocos detectores (NAYYERI *et al.*, 2015). Portanto existem no total, 13.824 cristais LYSO individuais, acoplados a um equipamento CT de 64 canais com a tecnologia TOF (*Time of Flight*) (BETTINARDI *et al.*, 2011). O campo de visão (*Field of view – FOV*) do scanner é de 70 cm.

5.2 Objetos simuladores

Para os testes realizados, foram utilizados diferentes tipos de simuladores adultos e infantis. Os simuladores Alderson, apresentados na Figura 17, possuem versões masculina e feminina e são utilizados para investigações detalhadas das distribuições de doses. São compostos de um esqueleto humano recoberto de material com densidade equivalente à densidade média dos tecidos humanos para as partes moles e o mesmo material aerado para os pulmões. O simulador Alderson masculino possui massa de 73,5 kg e está estruturado em 34 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada. As fatias transversais possuem orifícios cilíndricos de 7 mm de diâmetro que são preenchidos por cilindros removíveis do mesmo material, com um total de 5.794 orifícios. Os cilindros removíveis permitem alojar dispositivos dosimétricos durante os processos de irradiação. O simulador Alderson feminino tem massa corpórea de 50 kg e possui o tronco e a cabeça divididos em 31 seções transversais de 2,5 cm de espessura cada, com um total de 4.049 orifícios cilíndricos (RSD, 2014).

Figura 17 – Simuladores Alderson nas versões feminina e masculina.



Fonte: RSD, 2014.

O objeto simulador Murphy Atom masculino modelo 701, apresentado na Figura 18, faz parte de uma linha completa de objetos simuladores antropomórficos de dosimetria de corte transversal, projetados para investigar a dose nos órgãos, a dose efetiva de corpo inteiro e verificar o fornecimento de doses de radiação terapêutica. O simulador Atom masculino possui massa de 73 kg, é dividido em seções de 2,5 cm de espessura, com localização específica de 21 órgãos internos. Todo o simulador é composto por resinas com densidades equivalentes aos tecidos humanos. Seu tamanho e referências anatômicas são baseados na ICRP 23 (1975) e na ICRU 48 (1992) (CIRS, 2008).

Figura 18 – Simulador antropomórfico Murphy Atom masculino.



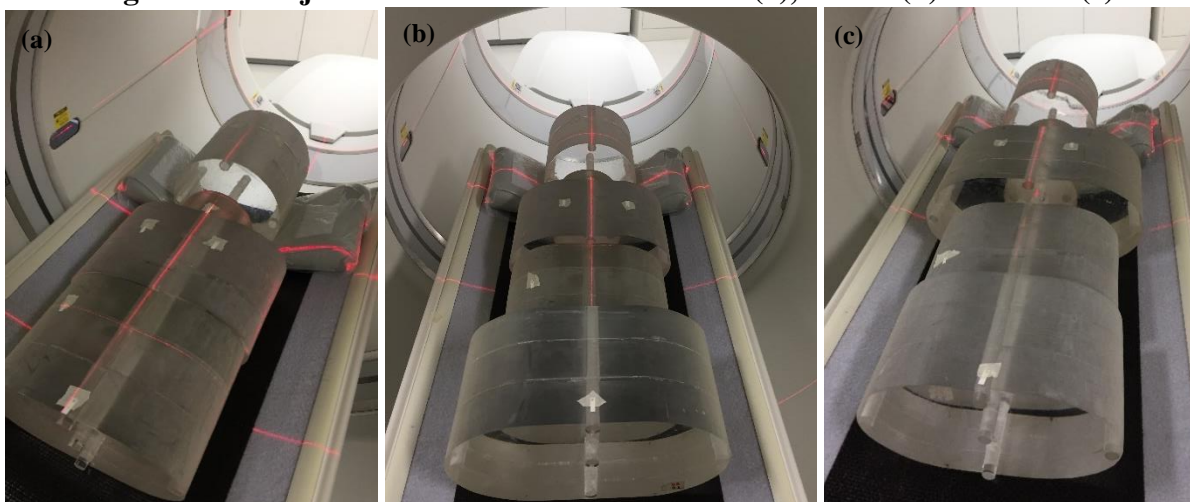
Fonte: CIRS, 2008.

Para avaliar as doses absorvidas em diferentes faixas etárias, simuladores infantis foram construídos utilizando peças de Polimetilmetacrilato (PMMA), que é um material com densidade equivalente aos tecidos moles do corpo humano (CARRAL, 2015). A associação de objetos cilíndricos de PMMA permitiu obter simuladores com dimensões e pesos semelhantes a crianças com idades de 2, 6 e 10 anos. Esses cilindros foram posicionados de forma que representassem o volume do corpo humano, baseando-se nos tamanhos e referências anatômicas adotados pelo Ministério da Saúde (2017) e pela ABNT (2009). Na Figura 19 são apresentados os simuladores infantis de volume.

Os objetos simuladores infantis foram montados com cabeça, pescoço, tronco e pelve, correspondente à distância de varredura utilizada nos exames de PET/CT de corpo inteiro. O simulador de 2 anos é constituído de 4 peças, totalizando 50 cm de comprimento, os de 6 e 10 anos possuem 5 peças, com 65 e 70 cm de comprimento, respectivamente. Possuem cinco aberturas no interior de cada peça, uma central e quatro periféricas. As aberturas têm diâmetro de 1,27 cm por 15 cm de comprimento, sendo que as aberturas periféricas têm o seu centro

posicionado a 1 cm da superfície. As aberturas do objeto simulador são preenchidas por tarugos cilíndricos também fabricados em PMMA, que podem ser removidos para posicionamento dos dosímetros.

Figura 19 – Objetos simuladores infantis 2 anos (a), 6 anos (b) e 10 anos (c).



5.3 Filmes Radiocrômicos

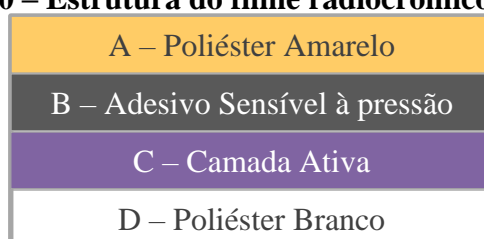
Filmes radiocrômicos foram utilizados para o registro das doses absorvidas nas varreduras de tomografia computadorizada. Estes filmes são películas compostas por nylon, polivinil, poliestireno e outros tipos de compostos poliméricos que têm uma porcentagem de corante cromóforo. A espessura dos filmes varia de alguns micrômetros até alguns milímetros (SILVA, 2000). Os filmes radiocrômicos sofrem uma mudança permanente na cor após serem expostos à radiação; a maior parte da mudança de cor é imediata, com uma mudança mais lenta após a irradiação e pode durar dias. São pouco sensíveis à luz visível e apresentam um escurecimento proporcional à quantidade de energia depositada quando expostos à radiação ionizante.

A sensibilização da película reagente acontece através de um processo de polimerização, onde a energia é transferida de um fóton ou partícula energética à parte receptiva da molécula do filme, iniciando o escurecimento da cor devido a alterações químicas (AAPM, 1998). Os filmes radiocrômicos não necessitam de nenhum tratamento térmico, óptico ou químico. Esta vantagem, junto com a equivalência de tecido e amplo intervalo de sensibilidade à radiação

ionizante, resultou no uso cada vez mais frequente dos filmes radiocrômicos em dosimetria (YAO, 2017).

O filme radiocrômico modelo “*Gafchromic XR-QA2*” (ALNAWAF, 2010; GIADDUI, 2012) foi utilizado neste trabalho. Este filme é sensível a doses na faixa de 1 a 200 mGy para feixe de fótons X gerados com tensões de alimentação do tubo que podem variar de 20 kV a 200 kV. É composto por quatro camadas distintas, mostradas na Figura 20.

Figura 20 – Estrutura do filme radiocrômico XR-QA2.



Fonte: Adapt. ASHLAND, 2016.

Os filmes permitem observar mudanças em sua cor com alto contraste, efeito mostrado na Figura 21, devido ao revestimento de poliéster amarelo translúcido. Este revestimento não afeta as propriedades de absorção espectral na faixa dos raios X, entretanto, essa coloração faz com que a resposta do escurecimento seja mais bem observada no canal vermelho da imagem digital usando a escala RGB. A camada ativa do filme é constituída de elementos de número atômico elevado, o que aumenta sua sensibilidade para detectar raios X de baixa energia provenientes do efeito fotoelétrico, tornando este filme adequado para a dosimetria do paciente em radiologia diagnóstica (GIADDUI, 2012).

Figura 21 – Filme radiocrômico: não irradiado (a) e irradiado (b).



Fonte: SANTOS, 2019.

Para dosimetria de CT, foram utilizados filmes radiocrômicos que foram digitalizados no Centro de Engenharia Biomédica do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG), utilizando um scanner da Marca HP, modelo Scanjet - G4050.

6 METODOLOGIA

Para a determinação da dose recebida pelo paciente nos exames de PET/CT foram utilizadas duas metodologias distintas, uma para PET e outra para CT. Para determinar a dose absorvida no PET, utilizou-se coeficientes que quantificam o nível de absorção do radioisótopo no organismo para um indivíduo padrão, representando o comportamento biocinético do radioisótopo no organismo e, ainda, foram realizadas simulações utilizando o software de cálculo de dose da SNMMI. Já a avaliação da dose absorvida proveniente da varredura por CT foi realizada experimentalmente, utilizando os filmes radiocrômicos, associados à diferentes simuladores e protocolos de aquisição. Desse modo, as doses absorvidas e efetivas no exame de PET/CT foram obtidas com a soma algébrica dos valores dessas grandezas no PET e na CT, determinadas separadamente.

Os protocolos utilizados para a avaliação das doses neste trabalho, tanto para o PET quanto para a CT, são aqueles utilizados rotineiramente pelo serviço onde foram feitos os testes.

6.1 Dosimetria em PET

Considerando que a atividade de radiofármaco a ser injetado no paciente é característica de cada serviço, ela pode ser diferente para cada indivíduo de acordo com sua massa corpórea e/ou idade, ou ter um valor fixo para todos os pacientes. Além disso, a escolha do protocolo de aquisição das imagens de MN depende diretamente da sensibilidade do detector PET e por esta razão, diferentes protocolos foram avaliados.

O protocolo oncológico do serviço diagnóstico testado utiliza a Equação 5 para o cálculo da atividade (A) a ser injetada no paciente. O cálculo consiste na multiplicação da massa (m) do paciente em quilogramas pelo Fator da Atividade (F_A) de $0,09 \text{ mCi.kg}^{-1}$ ($3,33 \text{ MBq.kg}^{-1}$) e assim é determinado o valor da atividade a ser injetada. As massas dos objetos simuladores são apresentadas na Tabela 4 e foram utilizadas para determinar a atividade injetável para cada um dos objetos simuladores.

$$A = F_A \cdot m \quad (5)$$

Tabela 4 – Massa dos simuladores.

Nome do Simulador	Massa (kg)
Alderson Masculino	73,5
Alderson Feminino	50,0
Murphy Atom	73,0
Simulador 2 anos	12,2
Simulador 6 anos	24,0
Simulador 10 anos	31,0

Para avaliar o impacto da alteração da quantidade da atividade de radiofármaco injetada na dose absorvida pelo paciente, foi realizada ainda, uma simulação variando o F_A de 0,07 a $0,21 \text{ mCi.kg}^{-1}$, multiplicado pelas massas do Alderson masculino e feminino, como representantes do homem e mulher padrão (ICRP 23, 1975; ICRU 48, 1992). Foi simulado ainda um valor de atividade fixa de 10 mCi sem considerar a massa corpórea.

6.1.1 Modelo Biocinético ICRP 106

O modo de aquisição das imagens *in vivo* é o mesmo para todos os pacientes, como a varredura de corpo inteiro, independentemente do tipo e origem do tumor. O paciente é posicionado na mesa e são realizadas as tomadas de dados de 2 minutos por parada da mesa, que se move aproximadamente de 15 em 15 cm, até escanear toda região de estudo do paciente. O estudo foi realizado com objetos simuladores utilizando os mesmos protocolos de aquisição *in vivo*. A dose absorvida pelo paciente proveniente do $^{18}\text{F-FDG}$ varia com a atividade do radiofármaco injetada (IAEA, 1996). Algoritmos que quantificam o nível de absorção do radioisótopo no organismo para um indivíduo padrão foram definidos pela ICRP (2008) e são apresentados na Tabela 5. Os coeficientes de dose de 1 ano foram utilizados para o simulador de 2 anos e o de 5 anos, para o simulador de 6 anos, devido à proximidade das idades. A captação do radiofármaco varia de acordo com a idade do paciente, sendo assim, o valor do coeficiente também.

Tabela 5 – Coeficientes de dose absorvida por unidade de atividade de ^{18}F -FDG administrada para diferentes idades.

Órgão	$\Gamma_T^{18\text{F-FDG}}$ (mGy/MBq)			
	Adulto	10 anos	5 anos	1 ano
Supra- renais	0,012	0,024	0,039	0,071
Bexiga	0,130	0,250	0,340	0,470
Superfícies ósseas	0,011	0,022	0,034	0,064
Cérebro	0,038	0,041	0,046	0,063
Mama	0,009	0,018	0,029	0,056
Vesícula Biliar	0,013	0,024	0,037	0,070
Estômago	0,011	0,022	0,035	0,067
Intestino delgado	0,012	0,025	0,040	0,073
Cólon	0,013	0,025	0,039	0,070
Intestino grosso superior	0,012	0,024	0,038	0,070
Intestino grosso inferior	0,014	0,027	0,041	0,070
Coração	0,067	0,130	0,210	0,380
Rins	0,017	0,029	0,045	0,078
Fígado	0,021	0,042	0,063	0,120
Pulmões	0,020	0,041	0,062	0,120
Músculos	0,010	0,020	0,033	0,062
Esôfago	0,012	0,022	0,035	0,066
Ovários	0,014	0,027	0,043	0,076
Pâncreas	0,013	0,026	0,040	0,076
Medula vermelha	0,011	0,021	0,032	0,059
Pele	0,008	0,015	0,026	0,050
Baço	0,011	0,021	0,035	0,066
Testículos	0,011	0,024	0,037	0,066
Timo	0,012	0,022	0,035	0,066
Tireoide	0,010	0,021	0,034	0,065
Útero	0,018	0,036	0,054	0,090
Outros órgãos	0,012	0,024	0,038	0,064
Dose Efetiva (mSv/MBq)	0,019	0,037	0,056	0,095

Fonte: ICRP 106, 2008

Para calcular a dose absorvida, os coeficientes de absorção ($\Gamma_T^{18F-FDG}$) são multiplicados pela atividade do radiofármaco injetada no paciente. Quando se leva em consideração o fator de ponderação do tipo da radiação (W_R), do tecido ou órgão (W_T) e do radionuclídeo injetado (^{18}F), obtêm-se a dose efetiva (E), como definem as Equações 6 e 7 (ICRP, 2008).

$$D_T = \Gamma_T^{18F-FDG} \cdot A \quad (6)$$

$$E = \sum [W_T \cdot \Sigma (D_T \cdot W_R)] \quad (7)$$

6.1.2 Ferramenta de cálculo de dose da SNMMI

O software de cálculo de dose da SNMMI fornece a estimativa de dose efetiva a partir da atividade de radiofármaco injetada. O valor de atividade injetado é calculado de acordo com a Equação 5 e a Tabela 4. As simulações foram realizadas variando o peso do paciente e a atividade injetada, bem como a “*Tabela dosimétrica*”, mostrada na Figura 22, tanto pela ICRP 128, bem como pelo RADAR (2017). As simulações foram realizadas para os simuladores adultos e pediátricos. Para os simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos, foram selecionados os modelos de 1, 5 e 10 anos respectivamente.

Figura 22 – Ferramenta de cálculo de dose de radiação.

The screenshot shows the 'Nuclear Medicine Radiation Dose Tool' interface. At the top, there are logos for SNMMI Value Initiative and a 50th Anniversary banner. A navigation menu includes 'NEWS & PUBLICATIONS', 'MEMBERSHIP', 'EDUCATION', 'MEETINGS & EVENTS', 'ADVOCACY', 'EVIDENCE & QUALITY', 'RESEARCH', and 'ABOUT SNMMI'. The breadcrumb trail reads: HOME > EVIDENCE & QUALITY > DOSE OPTIMIZATION > NUCLEAR MEDICINE RADIATION DOSE TOOL. Social media sharing options for Gosto, Tweet, and Share are visible.

In This Section

- + Clinical Guidelines and AUC
- + Quality
- + Practice Resources
- Dose Optimization
 - Nuclear Medicine Radiation Dose Tool
 - Pediatric Injected Activity Tool
- About Quality & Practice
- Dosimetry

Nuclear Medicine Radiation Dose Tool

Click Here to View Disclaimer

Select Nuclear Medicine Exam:

- Common Exams---
- F-18 FDG
- Tc-99m DMSA
- Tc-99m Perchnetate
- Tc-99m MAA
- Tc-99m MDP
- Tc-99m MIBI (exercise)
- Tc-99m Tetrofosmin (exercise)
- List of all exams---
- H-3 Water

Input Injected Activity:

10 mCi or 370 MBq

Select Patient Model:

- No Selection
- Adult (gender average)
- 15-yr-old
- 10-yr-old
- 5-yr-old
- 1-yr-old
- early pregnant woman

Dosimetry Table:

- ICRP 128 (2015)
- Select Table---
- ICRP 128 (2015)
- RADAR 2017

VERSION: 4.10; 23-Apr-2018

Recommended Adult Injected Activity:

Minimum	10	mCi	370.00	MBq
Maximum	20	mCi	740.00	MBq

Reference for Adult Injected Activity:

Delbeke et al, 'Procedure Guideline for Tumor Imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0,' JNM 2006

Radiation Dose Estimate:

According to models recommended in ICRP 128, a 370 MBq injection for a F-18 FDG study would impart to a Adult (gender average) an approximate effective dose of 7.0 mSv (0.70 rem). The critical organ for this study is the bladder, which would receive 48.1 mGy (4.81 rad).

Fonte: SNMMI, 2020

6.2 Dosimetria em CT

As doses absorvidas provenientes da CT foram avaliadas utilizando dois protocolos de varredura de corpo inteiro diferentes. O primeiro protocolo, chamado de Protocolo 1, tem como principal função o mapeamento anatômico, localização das lesões detectadas no PET e correção da atenuação, gerando imagens com maior ruído e menores doses absorvidas pelo paciente. O Protocolo 2 gera imagens com maior qualidade diagnóstica, possibilitando a detecção de outras patologias, porém geram maior dose para o paciente. Em alguns casos, além da varredura de corpo inteiro o médico solicita que o paciente realize ainda uma varredura tomográfica de

pulmão em Alta Resolução (HR – *High Resolution*) devido à alta incidência de metástases pulmonares em pacientes oncológicos (MELETH *et al.*, 2013; COMAN *et al.*, 1951). Os parâmetros dos protocolos avaliados neste trabalho foram selecionados nos equipamentos de PET/CT e são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Parâmetros utilizados nos protocolos de CT.

Parâmetro	Protocolo 1	Protocolo 2	Pulmão HR
Reconstrução (mm)	3,75	3,75	1,3
Pitch (mm)	0,984	0,984	0,984
Tempo do tubo (s)	0,7	0,7	0,7
Tensão (kV)	120	120	120
Corrente (mA)	Automática	Automática	Automática
Smart mA	Ativado	Ativado com AEC*	Ativado
Variação da corrente (mA)	10-120	50-400	50-400
Índice de ruído	25	16,05	15,04

*Controle Automático de Exposição (AEC)

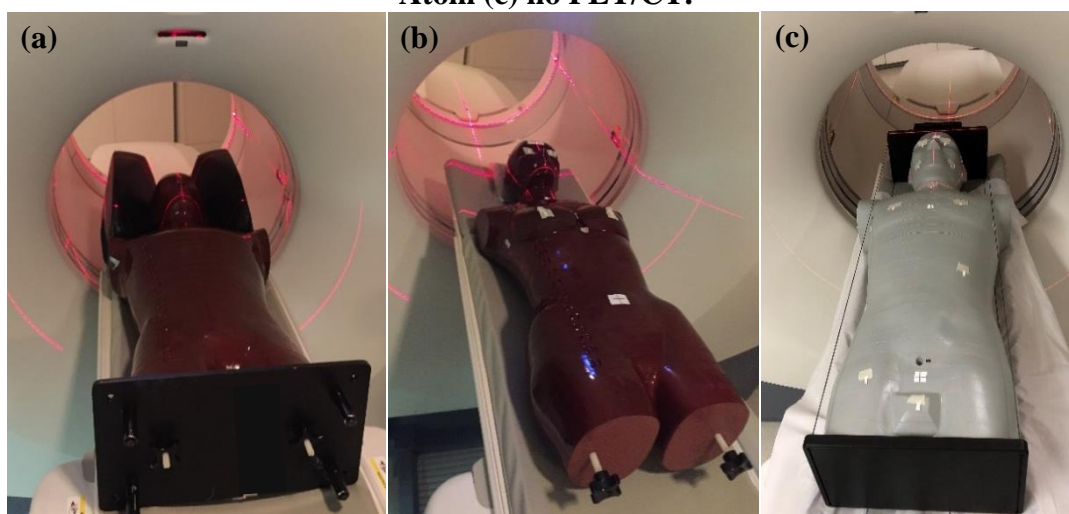
Para o registro das doses absorvidas, as tiras de filme radiocrômico foram numeradas para serem identificadas individualmente. As tiras identificadas foram posicionadas nos pontos de interesse nos objetos simuladores, correspondentes aos órgãos nos quais se desejava medir as doses. Imagens digitais das tiras numeradas foram geradas antes e após serem irradiadas. O escaneamento das tiras antes da irradiação permite que a radiação de fundo (BG – *Background*) registrada no filme seja subtraída das doses geradas pela irradiação na CT, para obtenção dos valores de dose.

Cada simulador foi irradiado três vezes em cada protocolo descrito acima. Os órgãos avaliados no trabalho são diferentes para os simuladores adultos e infantis. Por serem menores, os simuladores infantis não apresentariam diferenças significantes de dose absorvidas em órgãos muito próximos, então apenas os órgãos com maior radiosensibilidade (ICRP 103, 2007) foram selecionados.

6.2.1 Simuladores Adultos

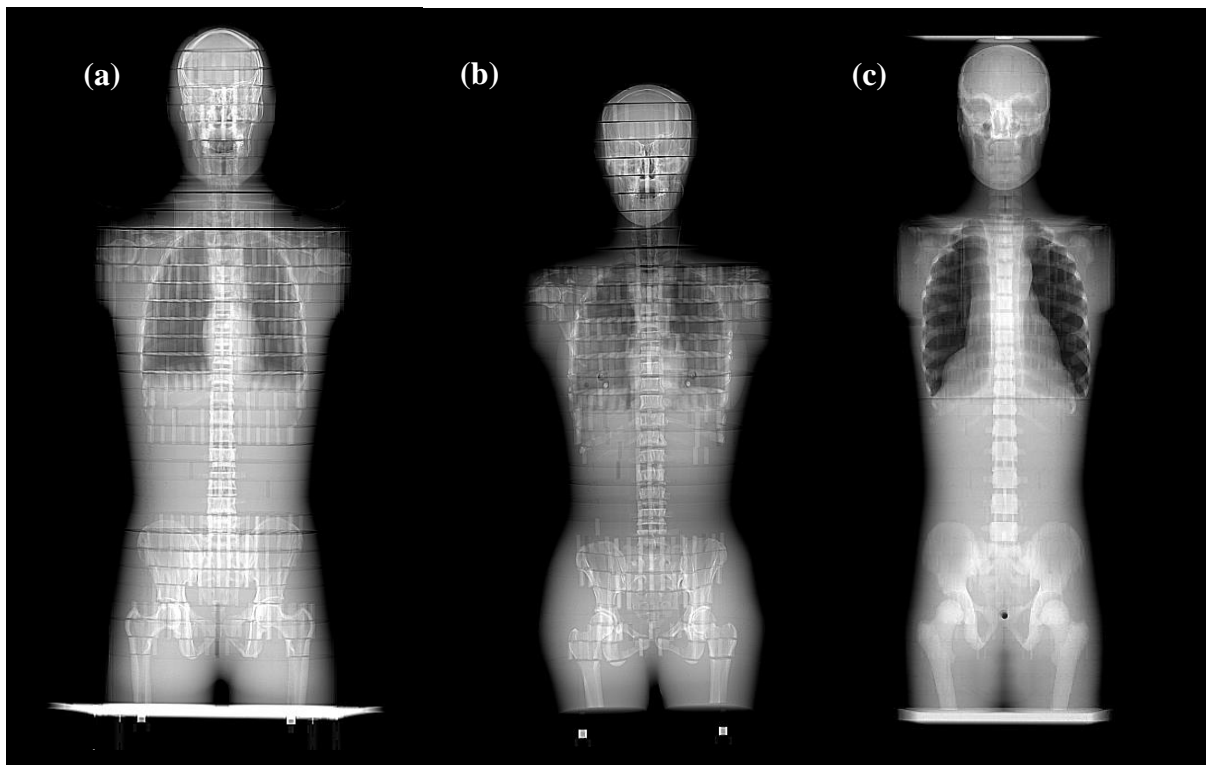
Os objetos simuladores adultos foram Alderson masculino e feminino e Murphy Atom. Os órgãos estudados nos simuladores adultos foram: cérebro, cristalino, hipófise, medula óssea (porção cervical), tireoide, pulmões, coração, mamas, fígado, baço, vesícula, estômago, cólon, pâncreas, intestino delgado, rins, sigmoide, bexiga, gônadas, esôfago, pele e superfície óssea. Nos órgãos maiores como cérebro, pulmão, fígado, cólon e sigmoide foram colocadas mais de uma tira para posterior obtenção de um valor médio de dose absorvida. Para o cristalino, pulmões, mamas e rins, foi realizada a média entre os valores obtidos para o lado direito e esquerdo. O posicionamento dos simuladores no equipamento de PET/CT é apresentado na Figura 23. Um total de 33 tiras de filme radiocrômico foram utilizadas por simulador a cada irradiação em cada protocolo diferente.

Figura 23 – Posicionamento dos simuladores Alderson masculino (a) e feminino (b) e Atom (c) no PET/CT.



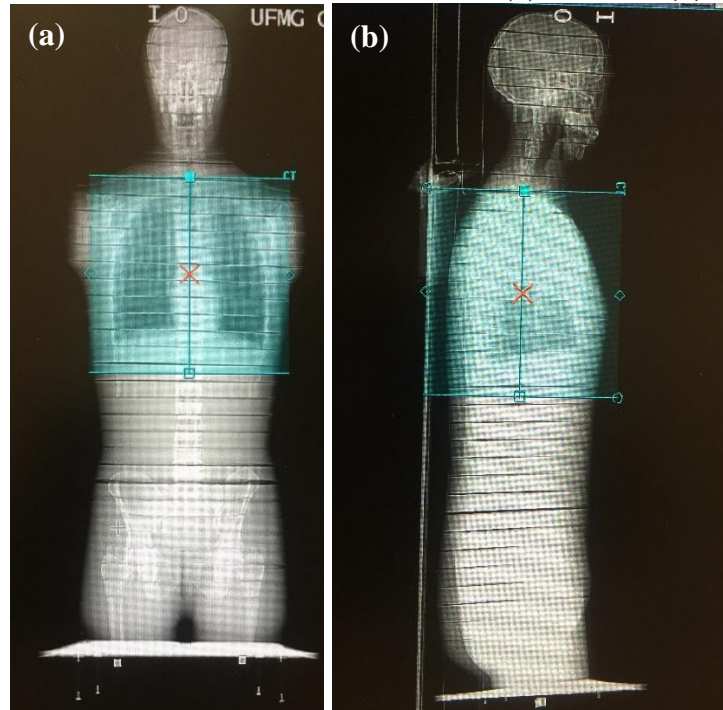
Antes da aquisição dos cortes axiais por CT, realizaram-se dois topogramas (*scouts*), um frontal e outro lateral para delimitação da área a ser irradiada. O *scout* gerado possui uma distância de 150 cm e vai do topo da cabeça até a porção medial dos fêmures. A aquisição de cada imagem dos *scouts* foi realizada com tensão de 120 kV, corrente de 10 mA, tubo estático e deslocamento da mesa. O *scout* frontal dos simuladores é mostrado na Figura 24.

Figura 24 – Scout frontal dos simuladores adultos, Alderson masculino (a) e feminino (b) e Murphy Atom (c).



Nas varreduras de corpo inteiro utilizando os Protocolos 1 e 2, a área a ser escaneada vai do topo do crânio ao terço médio da coxa dos simuladores, sendo de 97 cm para os simuladores masculinos e de 86 cm para o simulador feminino. Para o protocolo de pulmões de alta resolução, apenas a área correspondente ao tecido pulmonar foi demarcada, como mostra as imagens da Figura 25, sendo de 30 cm para os simuladores masculinos e de 24 cm para o feminino. No entanto, as tiras de filme radiocrômico foram inseridas em todo o simulador visando a avaliação da dose de radiação espalhada recebida pelos órgãos fora do feixe principal.

Figura 25 – Região irradiada para o protocolo de pulmões HR no objeto simulador Alderson masculino. Scout frontal (a) e lateral (b).

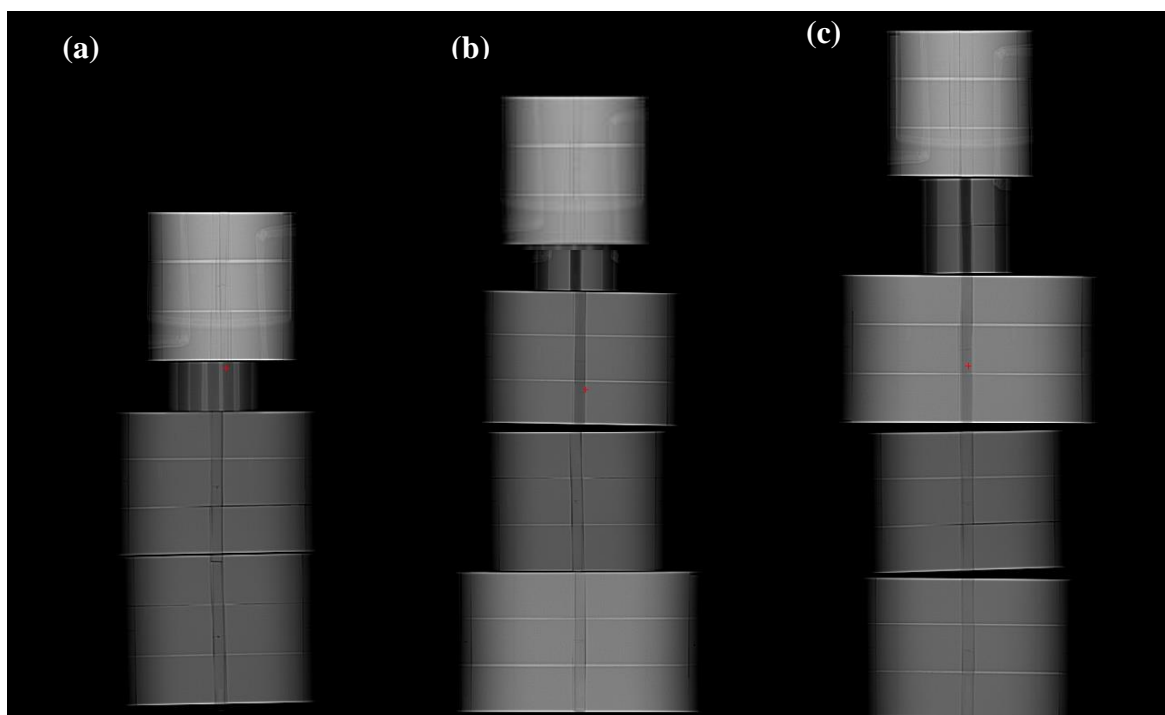


6.2.2 Simuladores Infantis

Os simuladores infantis foram irradiados utilizando os parâmetros dos Protocolos 1 e 2. Os órgãos mais radiosensíveis foram avaliados. São eles: cérebro, cristalino, tireoide, medula óssea (porção cervical), esôfago, pulmão, mamas, estômago, fígado, cólon, bexiga, gônadas, pele e superfície óssea. Nos órgãos mais extensos como cérebro, pulmões, superfície óssea e pele foram colocadas mais de uma tira de filme radiocrômico para posterior obtenção de um valor médio de dose absorvida pelo órgão. No cristalino, pulmões e mamas foram colocados os filmes do lado direito e esquerdo e depois obteve-se a média dos valores.

Assim como nos simuladores adultos, foram realizados dois *scouts* antes das varreduras por CT para delimitação da área a ser estudada. O *scout* frontal dos simuladores é mostrado na Figura 26.

Figura 26 – Scout frontal dos simuladores infantis, 2 anos (a), 6 anos (b) e 10 anos (c).



Após o *scout*, a área a ser irradiada foi delimitada considerando que as varreduras de corpo inteiro vão desde o topo do crânio ao terço médio da coxa. Como estes simuladores são apenas de volume e não antropomórficos, as distâncias irradiadas foram definidas baseando-se nas medidas padrão da ABNT (2009) para as idades estudadas. As distâncias de varredura foram de 50,35 cm, 62,10 cm e 73,90 cm para os simuladores de 2, 6 e 10 anos respectivamente.

6.2.3 Tratamento dos filmes radiocrômicos

Cada tira de filme radiocrômico foi irradiada apenas uma vez. Após serem irradiados, os filmes foram guardados em um recipiente fechado, com umidade e temperatura estáveis. Após 24 horas da irradiação, as tiras foram digitalizadas em um scanner de mesa (*HP Scanjet - G4050*). As imagens das tiras foram adquiridas em cores com uma resolução de saída de 300 ppi (pixels por polegada - *pixels per inch*), utilizando o modo de reflexão do scanner e salvas em formato jpeg (*joint photographic experts group*). Na Figura 27 é mostrado o processo de digitalização das tiras de filme e a imagem gerada pelo scanner.

Figura 27 – Processo de digitalização do filme radiocrômico.



Para obtenção dos dados, as imagens foram analisadas utilizando o software livre de processamento de imagens do “*ImageJ*” (ABRÀMOFF *et al.*, 2004). Inicialmente foi feita a separação dos canais de cor vermelha, verde e azul (RGB – *Red, Green, Blue*). O canal vermelho foi escolhido para avaliação das doses absorvidas por apresentar maior contraste de resposta. Em seguida, para obtenção da escala de resposta positiva, a escala de cinza do canal foi invertida para obter o perfil correto em escala de cinza da imagem, como é mostrado na Figura 28. Posteriormente, foi feita a demarcação da região de interesse (ROI – *Region of interest*) na região central da tira para cada filme digitalizado, obtendo nestas regiões a variação dos valores de intensidades para cada pixel. Os filmes radiocrômicos fornecem uma quantidade muito grande de dados, além da incerteza associada a cada valor.

Figura 28 – Imagem do filme radiocrômico no canal vermelho (a) e após a inversão (b).



Fonte: SANTOS, 2019.

6.3 Cálculo das doses

Para a obtenção dos valores de dose absorvida em cada um dos pontos medidos foi calculada a dose registrada de BG de cada uma das tiras de filme antes da irradiação. Mesmo quando não irradiados, os filmes radiocrômicos registram o histórico de influências da radiação, demonstrado pelo escurecimento da tira não irradiada, cujo valor é desconhecido. A confiabilidade metrológica dos filmes radiocrômicos foi verificada através de testes de homogeneidade e repetibilidade e pela calibração na radiação de referência para CT (RQT9), reproduzida no Laboratório de Calibração do Centro de Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN) (COSTA *et al.*, 2017; MOURÃO *et al.*, 2016). A Equação 8 representa a curva de calibração obtida para 120 kV, a fim de converter as leituras de intensidade em escala de cinzas para valores de dose absorvida em mGy.

$$D_T = \alpha \left(\frac{\bar{I}}{\varepsilon} \right) - \rho \quad (8)$$

Onde: α é 5,30587; \bar{I} é o valor médio da intensidade; ε é 50,69695; e ρ é 11,38213. D_T , α e ρ são valores em mGy; \bar{I} e ε são medidos em escala de cinzas.

Após a irradiação, a dose absorvida (D_T) é calculada para cada ponto medido e a dose de BG foi subtraída dos valores encontrados nos filmes irradiados, para cada tira de filme radiocrômico utilizado.

Por fim, os resultados foram multiplicados pelo Fator de Correção (FC), que corrigem o valor de Kerma no ar para tecidos moles (GÓMEZ, 2017; MOURÃO *et al.*, 2016). O valor do FC foi obtido através dos dados de coeficientes de atenuação linear para raios X, fornecidos pelo NIST (2016). O valor de tensão utilizado neste trabalho foi de 120 kV, correspondendo ao FC de 1,095. Realizadas as conversões e ajustes dos valores, foram feitas as análises da dose absorvida para cada um dos órgãos estudados em cada simulador, utilizando os diferentes protocolos.

6.4 Análise dos protocolos de PET/CT utilizados no país

Por possuir duas modalidades de diagnóstico por imagem combinadas, os equipamentos de PET/CT possibilitam uma flexibilidade considerável na escolha dos protocolos a serem

utilizados nos exames. Alguns serviços fazem uso da CT apenas para mapeamento anatômico e correção da atenuação, enquanto outros utilizam a CT com função diagnóstica. Existem também aqueles que utilizam a CT de pulmão de alta resolução como rotina para todos os pacientes oncológicos, outros realizam-na apenas em alguns casos, de acordo com as recomendações médicas. Para o PET, a quantidade de radiofármaco injetado no paciente e como essa atividade é calculada, também sofre variações a cada serviço. O Sistema Único de Saúde brasileiro incorporou o uso do PET/CT em 2014, e em 2016 (último levantamento) possuía cerca de 135 equipamentos instalados entre os setores público e privado (SBMN, 2020).

O levantamento dos dados foi realizado através de um formulário desenvolvido e disponibilizado por meio da plataforma eletrônica conhecida como *Google Forms* (GOOGLE, 2019) e seu link foi enviado para profissionais de todo Brasil que trabalham com PET/CT. O formulário é apresentado no Apêndice A. Quando o questionário é preenchido, as respostas aparecem imediatamente na página do *Google Forms*, permitindo assim a análise dos resultados.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os valores de dose absorvida e dose efetiva provenientes dos exames de PET/CT foram calculados, avaliados e são apresentados nesta secção. As doses provenientes do PET e aquelas entregues pela CT foram avaliadas separadamente e depois somadas e analisadas como um todo. Os resultados foram divididos por categoria, separando os simuladores adultos dos infantis. As respostas do formulário de mapeamento dos protocolos de PET/CT utilizados no Brasil (Apêndice A) foram analisadas e compiladas e se apresentam no final deste capítulo.

7.1 Doses provenientes do uso de ^{18}F -FDG em aquisições de imagem PET

7.1.1 Simuladores Adultos

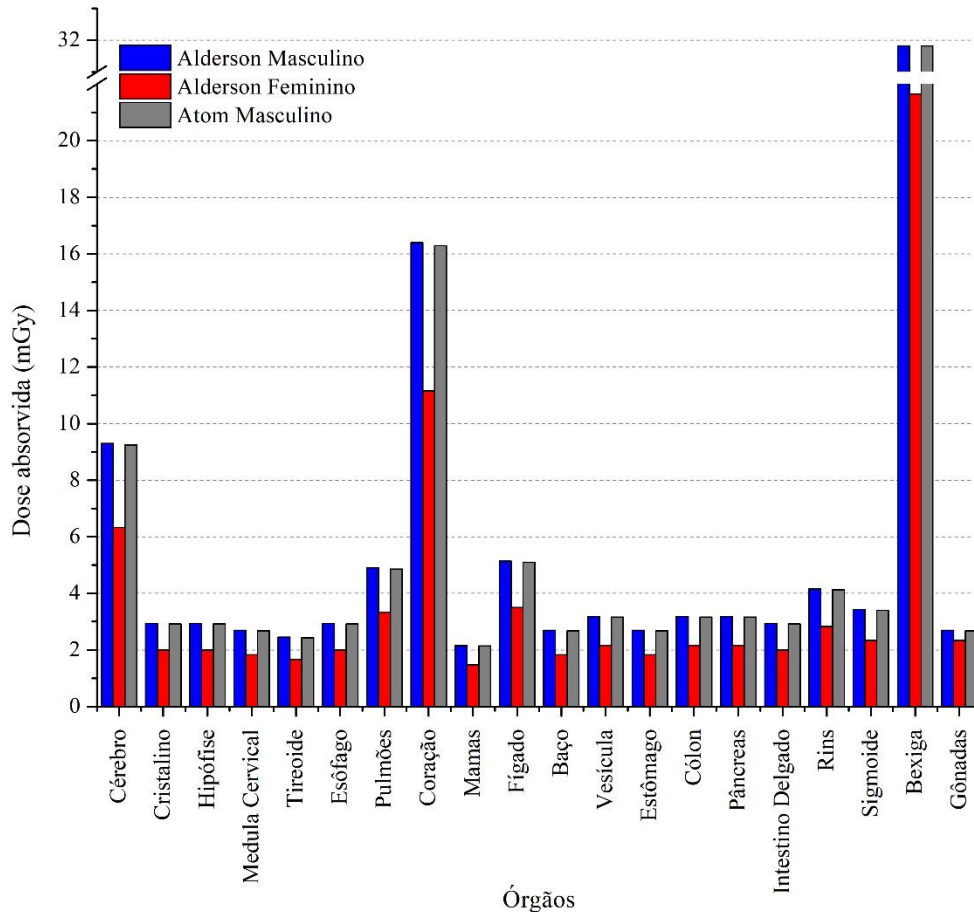
As doses absorvidas devido ao uso do ^{18}F -FDG em pacientes adultos são apresentadas na Tabela 7.

Tabela 7 – Doses absorvidas e efetivas provenientes do radiofármaco ^{18}F -FDG.

Órgão	Alderson Masculino		Alderson Feminino		Atom Masculino	
	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)
Cérebro	9,30	0,09	6,33	0,06	9,24	0,09
Cristalino	2,94	0,05	2,00	0,04	2,92	0,05
Hipófise	2,94	0,05	2,00	0,04	2,92	0,05
Medula Cervical	2,69	0,32	1,83	0,22	2,67	0,32
Tireoide	2,45	0,10	1,67	0,07	2,43	0,10
Esôfago	2,94	0,05	2,00	0,24	2,92	0,05
Pulmões	4,90	0,59	3,33	0,40	4,86	0,58
Coração	16,40	0,15	11,16	0,21	16,29	0,15
Mamas	2,15	0,26	1,47	0,18	2,14	0,26
Fígado	5,14	0,21	3,50	0,14	5,10	0,20
Baço	2,69	0,02	1,83	0,04	2,67	0,02
Vesícula	3,18	0,03	2,16	0,04	3,16	0,03
Estômago	2,69	0,32	1,83	0,22	2,67	0,32
Cólon	3,18	0,38	2,16	0,26	3,16	0,38
Pâncreas	3,18	0,03	2,16	0,04	3,16	0,03
Intestino Delgado	2,94	0,03	2,00	0,04	2,92	0,03
Rins	4,16	0,04	2,83	0,05	4,13	0,04
Sigmoide	3,43	0,03	2,33	0,04	3,40	0,03
Bexiga	31,82	1,27	21,65	0,87	31,82	1,27
Gônadas	2,69	0,22	2,33	0,19	2,67	0,21
E (mSv)	-	4,24	-	3,12	-	4,21

As maiores doses absorvidas foram encontradas na bexiga, coração e cérebro para todos os simuladores, e os simuladores masculinos obtiveram resultados semelhantes devido às massas serem muito próximas. O ^{18}F -FDG é majoritariamente excretado via trato urinário, o que explica a alta dose recebida pela bexiga. Como este radiofármaco tem afinidade por órgãos com alta captação de glicose, coração e cérebro recebem doses maiores que os demais órgãos. Quando a radiosensibilidade dos tecidos é avaliada, a bexiga permanece com a maior dose e os pulmões aparecem em seguida, para os três simuladores. A comparação entre as doses absorvidas nos órgãos é apresentada no Gráfico 1.

Gráfico 1 – Valores de doses absorvidas por órgão provenientes do ^{18}F -FDG para simuladores adultos.



O resultado da dose efetiva é de 4,23 mSv para o Alderson masculino, 3,12 mSv para o Alderson feminino e 4,76 mSv para o Atom masculino. Esses valores são consistentes com a dose por unidade de atividade injetada relatada na literatura e com as estimativas de dose da publicação da ICRP 106 (BRIX *et al*, 2005; HUANG *et al*, 2009; KHAMWAN *et al*, 2010; LEIDE-SVEGBORN, 2010; MAHMUD *et al*, 2014; ICRP 106, 2008). Considerando as massas dos simuladores, a quantidade de material radioativo injetado foi de 6,61 mCi (244,76 MBq) para o Alderson masculino, 4,5 mCi (166,5 MBq) para o simulador feminino e de 6,57 mCi (243 MBq) para o Atom.

A dose efetiva é cerca de 34% maior nos simuladores masculinos, assim como a massa corpórea destes que serviram de base para o cálculo, com diferença de apenas 0,5 kg entre os simuladores masculinos. Ao se considerar injetar uma atividade proporcional à massa do paciente a dose efetiva recebida é diretamente proporcional à atividade do radiofármaco

injetada, ressaltando a importância de individualização dos protocolos para que o paciente receba apenas a atividade de material radioativo necessária para realização do exame.

Como forma de reduzir a dose absorvida pela bexiga recomenda-se aumentar a hidratação do paciente, para que, aumentando a velocidade de excreção do radiofármaco, menor seja a exposição dos órgãos do trato gênito-urinário.

Para avaliar o impacto da variação da atividade de radiofármaco injetado em relação à dose total recebida pelo paciente, foram realizadas simulações variando a atividade e mantendo o peso dos simuladores Alderson masculino e feminino, representantes do homem e mulher padrão, utilizando as Equações 5 e 6 e ainda, utilizando a ferramenta de cálculo de dose efetiva da SNMMI (2018). Os resultados são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Simulação dos valores de dose efetiva (mSv) a partir da variação da quantidade de ^{18}F -FDG administrado.

F_A (mCi.kg ⁻¹)	A total injetada (mCi)		Dose Efetiva (mSv)					
			Homem			Mulher		
	Homem	Mulher	ICRP 106	SNMMI		ICRP 106	SNMMI	
				ICRP 128	RADAR		ICRP 128	RADAR
0,07	5,15	3,50	3,62	3,60	3,70	2,46	2,50	2,50
0,08	5,88	4,00	4,13	4,10	4,20	2,81	2,80	2,80
0,09	6,62	4,50	4,65	4,70	4,70	3,16	3,20	3,20
0,10	7,35	5,00	5,17	5,20	5,20	3,52	3,50	3,60
0,11	8,09	5,50	5,68	5,70	5,70	3,87	3,90	3,90
0,12	8,82	6,00	6,20	6,20	6,30	4,22	4,20	4,30
0,13	9,56	6,50	6,72	6,70	6,80	4,57	4,60	4,60
0,14	10,29	7,00	7,23	7,20	7,30	4,92	4,90	5,00
0,15	11,03	7,50	7,75	7,80	7,80	5,27	5,30	5,30
0,16	11,76	8,00	8,27	8,30	8,40	5,62	5,60	5,70
0,17	12,50	8,50	8,78	8,80	8,90	5,98	6,00	6,00
0,18	13,23	9,00	9,30	9,30	9,40	6,33	6,30	6,40
0,19	13,97	9,50	9,82	9,80	9,90	6,68	6,70	6,80
0,20	14,70	10,00	10,33	10,30	10,40	7,03	7,00	7,10
0,21	15,44	10,50	10,85	10,8	11,00	7,38	7,40	7,50
-	10,00	10,00	7,03	7,00	7,10	7,03	7,00	7,01

Percebe-se que para todas as metodologias de cálculo utilizadas, as doses efetivas são semelhantes para cada F_A utilizado e, portanto, todas são válidas. A dose efetiva é cerca de 2 vezes maior quando se comparam os resultados encontrados para as simulações utilizando os menores e maiores F_A , de 0,07 à 0,21 mCi. kg⁻¹. Quando a atividade total de 10 mCi é utilizada

para todos os pacientes, independente das massas corpóreas, o resultado de dose efetiva está entre os valores medianos encontrados para o simulador masculino e o segundo maior para o simulador feminino. A redução na atividade injetada pode implicar um aumento no tempo de exame, o que pode causar artefatos de movimento na imagem. Os profissionais devem avaliar a viabilidade dessa redução de acordo com o perfil do paciente, sem alteração da qualidade da imagem e do tempo de aquisição.

O baixo F_A utilizado na clínica estudada se deve à alta sensibilidade do detector, resultando em uma dose efetiva menor do que a observada em outros protocolos com maior atividade por massa corpórea ou com uma atividade fixa padrão para todos os pacientes. É importante que os testes de sensibilidade do detector PET sejam realizados com frequência, para que as atividades de radiofármaco injetadas sejam mínimas para o paciente e as menores possíveis para formação de imagens adequadas.

7.1.2 Simuladores Infantis

O cálculo das doses provenientes do radiofármaco nos exames de PET para os simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos são apresentados na Tabela 9. Utilizou-se a atividade injetada padrão da clínica de $0,09 \text{ mCi.kg}^{-1}$.

Tabela 9 – Doses absorvidas e efetivas provenientes do ^{18}F -FDG para os simuladores infantis utilizando o modelo biocinético da ICRP 106.

Órgão	2 anos		6 anos		10 anos	
	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)	D _T (mGy)	D _T .W _R .W _T (mSv)
Cérebro	2,56	0,03	3,68	0,04	4,23	0,04
Cristalino	2,60	0,22	3,04	0,26	2,48	0,21
Medula Cervical	2,40	0,29	2,56	0,31	2,17	0,26
Tireoide	2,64	0,11	2,72	0,11	2,17	0,09
Pulmões	4,88	0,59	4,96	0,59	4,23	0,51
Mamas	0,27	0,27	0,28	0,28	0,22	0,22
Fígado	4,88	0,20	5,03	0,20	4,34	0,17
Estômago	2,72	0,33	2,80	0,34	2,27	0,27
Cólon	2,84	0,34	3,12	0,37	2,58	0,31
Bexiga	19,09	0,76	27,17	1,09	25,81	1,03
Gônadas	3,09	0,25	3,44	0,27	2,79	0,22
Esôfago	2,60	0,22	3,04	0,26	2,48	0,21
Pele	2,03	0,02	2,08	0,02	1,55	0,02
Superfície Óssea	2,60	0,03	2,72	0,03	2,27	0,02
E (mSv)	-	3,64	-	3,90	-	3,38

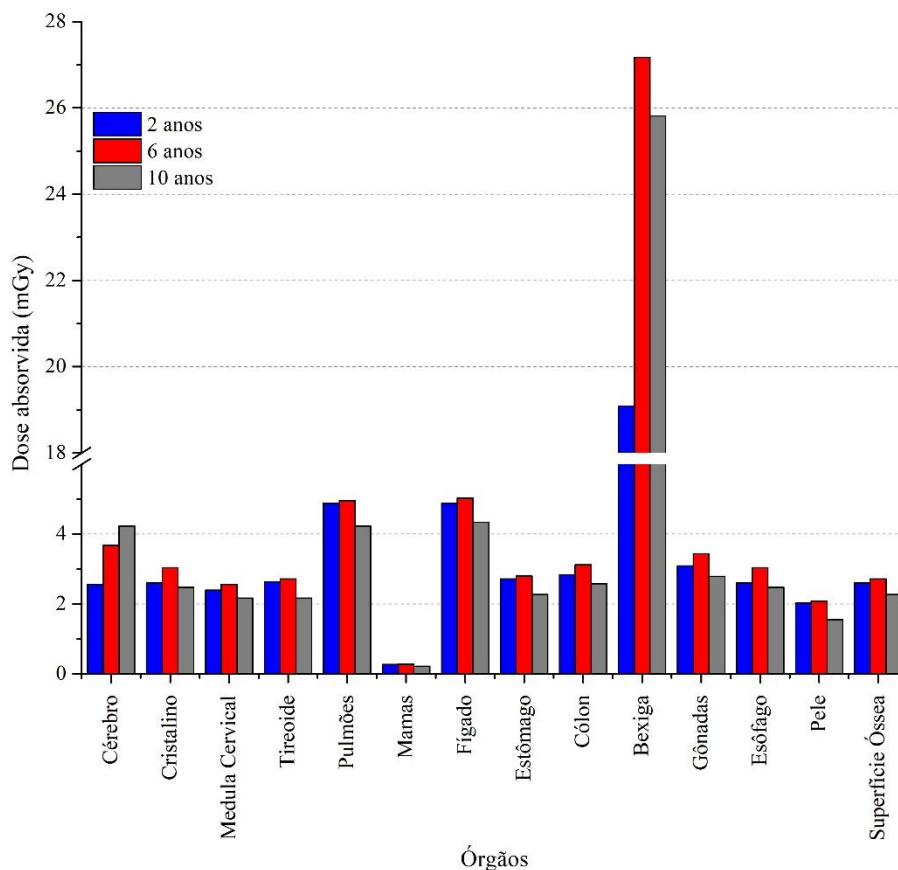
Analisando as doses absorvidas provenientes da administração do ^{18}F -FDG, a bexiga recebe os maiores valores de 19,09; 27,17 e 25,81 mGy, para os simuladores de 2, 6 e 10 anos, respectivamente. Este fato é justificado pela via de excreção desse radiofármaco. Considerando o fator de peso dos órgãos (W_T), a bexiga também promove a maior contribuição para a dose considerando os três simuladores infantis. Recomenda-se aumentar a hidratação do paciente como forma de reduzir a dose absorvida pelos órgãos do trato gênito-urinário, para aumentar a velocidade de excreção do ^{18}F -FDG.

Considerando a radiosensibilidade dos tecidos, depois da bexiga, os pulmões foram os órgãos que apresentaram maiores valores de dose para os três simuladores. A alta dose absorvida pelos pulmões pode ser explicada por sua radiosensibilidade e sua proximidade com o coração, órgão que tem uma grande captação fisiológica do radiofármaco. Os demais órgãos contribuem menos na composição da dose efetiva.

Utilizando as massas dos simuladores infantis, as atividades utilizadas para o cálculo da simulação de dose foram de 1,10 mCi (40,63 MBq) para o de 2 anos de idade, 2,16 mCi (79,92 MBq) para o de 6 anos e de 2,79 mCi (103,23 MBq) para o simulador de 10 anos. Estas atividades geraram doses efetivas de 3,64; 3,90 e 3,38 mSv, para os simuladores de 2, 6 e 10 anos, respectivamente. Esses valores são consistentes com a literatura (BRIX *et al.*, 2005; HUANG *et al.*, 2009; KHAMWAN *et al.*, 2010; LEIDE-SVEGBORN, 2010; MAHMUD *et al.*, 2014; ICRP 106, 2008).

Cabe ressaltar ainda, que mesmo recebendo a maior quantidade de atividade do radiofármaco, a dose efetiva para o simulador de 10 anos é inferior à dose recebida pelos simuladores de 2 anos e de 6 anos. Ainda que a atividade utilizada seja proporcional à massa do paciente, quanto menor a idade do paciente, maior taxa de replicação celular e, conseqüentemente, maior radiosensibilidade do tecido. Uma comparação entre as doses absorvidas pelos órgãos pode ser observada através do Gráfico 2.

Gráfico 2 – Doses absorvidas pelos órgãos provenientes do ^{18}F -FDG para os simuladores infantis.



A ferramenta de cálculo de dose da SNMMI (2018) fornece as doses de ^{18}F -FDG recomendadas para pacientes pediátricos, de acordo com as diretrizes norte americanas e da Associação Europeia de Medicina Nuclear (EANM). A partir da massa dos simuladores, a atividade de radiofármaco recomendada pelas diretrizes Norte Americanas estão entre 1,22 e 1,71 mCi (45-63 MBq) para pacientes de 2 anos, 2,40 e 3,36 mCi (89-124 MBq) para pacientes de 6 anos e entre 3,10 e 4,34 mCi (115-161 MBq) para pacientes de 10 anos.

De acordo com a EANM, a atividade injetada recomendada para um estudo de ^{18}F -FDG é de 2,20 mCi (81 MBq); 4,00 mCi (148 MBq) e de 4,90 mCi (181 MBq) para os simuladores de 2, 6 e 10 anos, respectivamente. Esses valores representam limites superiores e, quanto menor a atividade injetada que produza imagens de qualidade, menores serão as doses e melhor será para o paciente.

A fim de comparar os valores de dose efetiva a partir de diferentes metodologias de cálculo, a ferramenta da SNMMI foi utilizada. A atividade total a ser injetada foi proporcional à massa do paciente ($0,09 \text{ mCi}\cdot\text{kg}^{-1}$). Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 – Doses efetivas provenientes do ^{18}F -FDG a partir da ICRP 106 e das ferramentas de cálculo da SNMMI.

Simulador	E (mSv)		
	ICRP 106	ICRP 128	RADAR
2 anos	3,64	3,90	3,30
6 anos	3,90	4,50	3,90
10 anos	3,38	3,80	3,30

Apesar de apresentarem diferenças maiores entre os valores de dose efetiva, os métodos apresentaram o mesmo comportamento na variação das doses, valores maiores para os pacientes de 6 anos e menores para os pacientes de 10 anos, exceto o radar no qual a menor dose ocorreu nos pacientes de 2 e 10 anos. Tal fato permite lembrar que é importante reavaliar periodicamente os protocolos infantis, de forma que a quantidade de radiofármaco utilizada seja a mínima necessária para a formação de uma imagem diagnóstica de qualidade, seguindo o princípio ALARA.

7.2 Doses provenientes da CT

7.2.1 Simuladores Adultos

As doses provenientes da CT foram avaliadas utilizando os protocolos de mapeamento anatômico (1), de diagnóstico (2) e de pulmão HR. Os resultados e o desvio padrão das medidas para o simulador Alderson masculino são apresentados na Tabela 11.

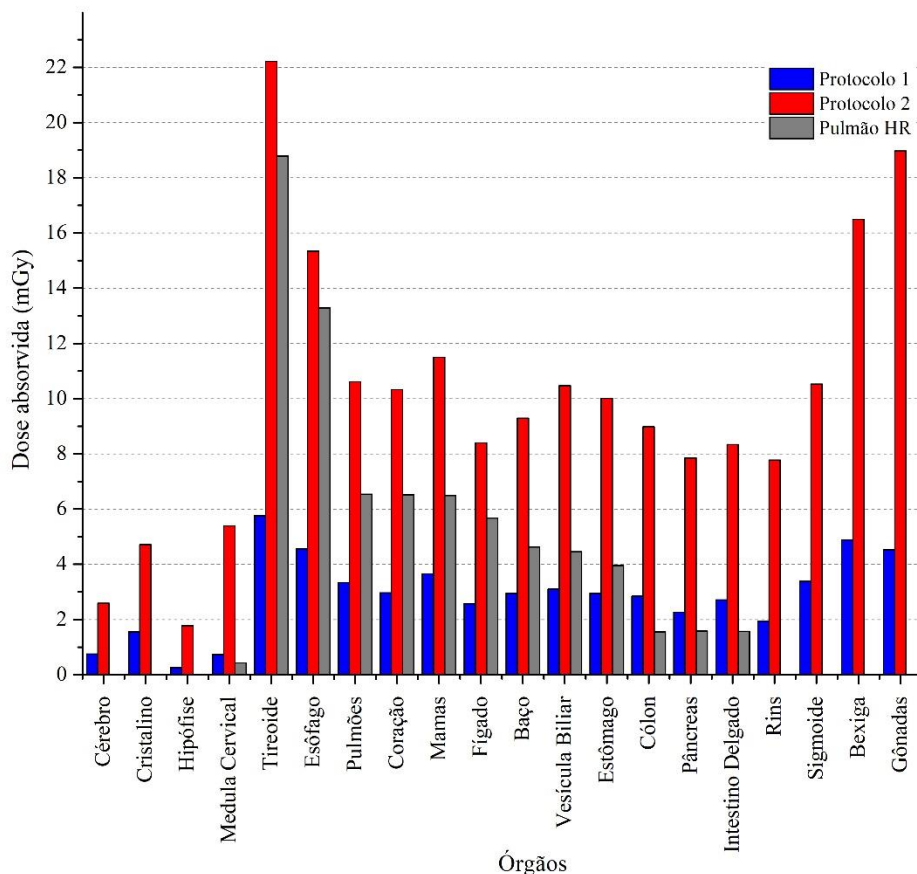
Tabela 11 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Alderson masculino.

Órgão	D _T (mGy)		
	Protocolo 1	Protocolo 2	Pulmão HR
Cérebro	0,75 ± 0,17	2,59 ± 0,27	0,00 ± 0,00
Cristalino	1,55 ± 0,18	4,71 ± 0,33	0,00 ± 0,00
Hipófise	0,25 ± 0,12	1,77 ± 0,27	0,00 ± 0,00
Medula Cervical	0,73 ± 0,23	5,39 ± 0,19	0,43 ± 0,12
Tireoide	5,76 ± 0,36	22,21 ± 0,50	18,78 ± 0,26
Esôfago	4,56 ± 0,36	15,34 ± 0,50	13,29 ± 0,26
Pulmões	3,33 ± 0,22	10,61 ± 0,46	6,54 ± 0,23
Coração	2,97 ± 0,24	10,33 ± 0,41	6,52 ± 0,22
Mamas	3,65 ± 0,26	11,50 ± 0,50	6,49 ± 0,27
Fígado	2,57 ± 0,16	8,40 ± 0,50	5,67 ± 0,19
Baço	2,95 ± 0,17	9,29 ± 0,57	4,63 ± 0,17
Vesícula Biliar	3,10 ± 0,27	10,47 ± 0,35	4,46 ± 0,27
Estômago	2,95 ± 0,27	10,01 ± 0,55	3,96 ± 0,20
Cólon	2,84 ± 0,20	8,98 ± 0,39	1,55 ± 0,15
Pâncreas	2,26 ± 0,37	7,85 ± 0,72	1,58 ± 0,21
Intestino Delgado	2,71 ± 0,14	8,34 ± 0,50	1,57 ± 0,17
Rins	1,94 ± 0,21	7,77 ± 0,46	0,00 ± 0,00
Sigmoide	3,38 ± 0,15	10,53 ± 0,38	0,00 ± 0,00
Bexiga	4,88 ± 0,23	16,49 ± 0,39	0,00 ± 0,00
Gônadas	4,52 ± 0,45	18,97 ± 0,59	0,00 ± 0,00

Considerando todo o exame, as doses variam consideravelmente de um órgão para outro. Nas varreduras de corpo inteiro (Protocolos 1 e 2), as maiores doses absorvidas foram detectadas na tireoide, bexiga, gônadas (testículos) e esôfago. A alta dose absorvida na tireoide pode ser explicada pelo fato de que a tira de filme radiocrômico foi colocada externamente ao simulador, de modo que não houve filtração da radiação. De forma análoga, a tireoide é um órgão superficial, recoberto apenas por uma fina camada muscular.

Na varredura de pulmão HR, alguns pontos apresentaram valores de dose muito baixos em relação ao BG e foram considerados como zero. Isso ocorre porque apenas uma parte do simulador foi irradiada, cerca de 30 cm (enquanto no mapeamento de corpo inteiro a área foi de 97 cm) e, portanto, receberam doses desprezíveis quando comparados aos valores de outros órgãos. A tireoide registrou a maior dose absorvida, com 18,78 mGy. Em média, as doses absorvidas no Protocolo 2 foram 2,5 vezes maiores que no Protocolo 1. O comparativo entre as doses dos protocolos é mostrado no gráfico 3.

Gráfico 3 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para o simulador Alderson masculino.



A dose efetiva (E) proveniente dos 3 protocolos é apresentada na Tabela 12. Considerando a radiosensibilidade dos tecidos, a dose efetiva é cerca de 2,3 vezes maior no Protocolo 2, que possui função diagnóstica. Este protocolo possui maior qualidade de imagem, sendo necessária sua realização em casos em que o paciente não possui exames prévios, e quando existe indicação médica. O Protocolo de Pulmão HR apresenta cerca de 40% da dose efetiva do protocolo 2, devido à área irradiada neste.

Tabela 12 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Alderson masculino.

Protocolo	E (mSv)
Mapeamento anatômico (1)	3,03
Diagnóstico (2)	9,95
Pulmão HR	4,17

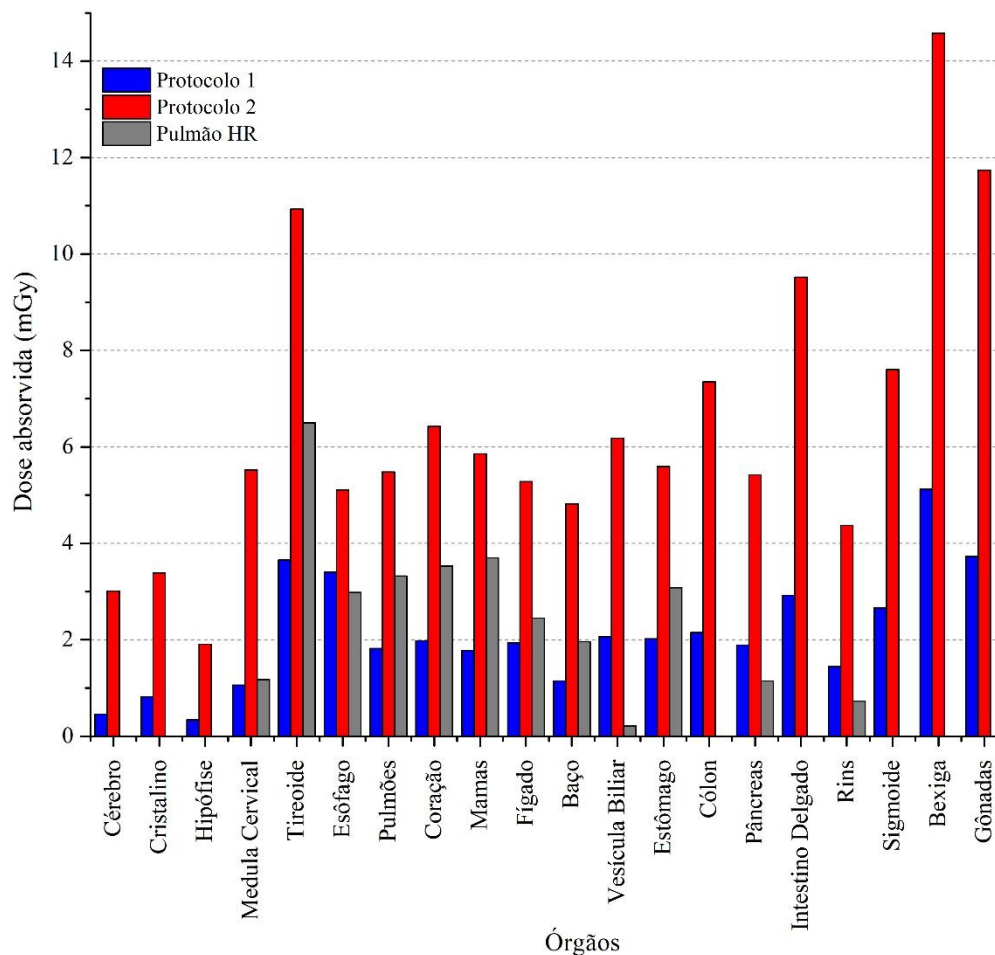
Os resultados e o desvio padrão das medidas do Alderson feminino são apresentados na Tabela 13. A partir da análise dos resultados das doses absorvidas em cada protocolo, é possível observar grande variação de valores entre os órgãos. Isso se explica pela localização anatômica dos órgãos e sua disposição no interior do objeto simulador. Além disso, a radiação espalhada contribui para o aumento da dose em um órgão ou outro.

Tabela 13 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Alderson feminino.

Órgão	D _T (mGy)		
	Protocolo 1	Protocolo 2	Pulmão HR
Cérebro	0,46 ± 0,14	3,01 ± 0,15	0,00 ± 0,00
Cristalino	0,82 ± 0,16	3,39 ± 0,17	0,00 ± 0,00
Hipófise	0,34 ± 0,13	1,91 ± 0,16	0,00 ± 0,00
Medula Cervical	1,06 ± 0,12	5,52 ± 0,20	1,18 ± 0,12
Tireoide	3,65 ± 0,20	10,93 ± 0,27	6,50 ± 0,26
Esôfago	3,40 ± 0,80	5,11 ± 0,80	2,98 ± 0,15
Pulmões	1,82 ± 0,22	5,48 ± 0,24	3,32 ± 0,21
Coração	1,98 ± 0,23	6,42 ± 0,49	3,53 ± 0,30
Mamas	1,78 ± 0,17	5,86 ± 0,29	3,70 ± 0,17
Fígado	1,94 ± 0,16	5,28 ± 0,21	2,45 ± 0,23
Baço	1,15 ± 0,25	4,82 ± 0,26	1,96 ± 0,11
Vesícula Biliar	2,07 ± 0,22	6,18 ± 0,26	0,21 ± 0,10
Estômago	2,02 ± 0,18	5,59 ± 0,19	3,08 ± 0,16
Cólon	2,15 ± 0,17	7,35 ± 0,26	0,00 ± 0,00
Pâncreas	1,89 ± 0,18	5,42 ± 0,22	1,15 ± 0,11
Intestino Delgado	2,92 ± 0,34	9,52 ± 0,28	0,00 ± 0,15
Rins	1,44 ± 0,24	4,37 ± 0,29	0,73 ± 0,14
Sigmoide	2,66 ± 0,23	7,60 ± 0,28	0,00 ± 0,00
Bexiga	5,12 ± 0,36	14,58 ± 0,32	0,00 ± 0,00
Gônadas	3,73 ± 0,27	11,74 ± 0,31	0,00 ± 0,00

Em ambos os protocolos de varredura de corpo inteiro, os maiores valores de dose absorvida foram encontrados na bexiga, seguido por gônadas (ovários) e tireoide. Todos os outros órgãos apresentaram valores próximos, exceto hipófise, cristalino e cérebro, que apresentaram as menores doses absorvidas. Na varredura de pulmão de alta resolução, a maior dose absorvida foi na tireoide. Comparativamente, as doses absorvidas foram 2 vezes maiores no Protocolo 2 em relação ao 1. Os valores de dose absorvida são apresentados no Gráfico 4.

Gráfico 4 – Valores de dose absorvida em CT para o simulador Alderson feminino.



Considerando a radiosensibilidade dos tecidos, a dose efetiva é 2 vezes maior no Protocolo diagnóstico. Os resultados são apresentados na Tabela 14. A área escaneada no Protocolo de pulmão é de 24 cm, enquanto nos Protocolos de corpo inteiro é de 86 cm, o que explica a variação de dose entre os Protocolos 2 e o de pulmão HR.

Tabela 14 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Alderson feminino.

Protocolo	E (mSv)
Mapeamento anatômico (1)	2,13
Diagnóstico (2)	6,64
Pulmão HR	1,93

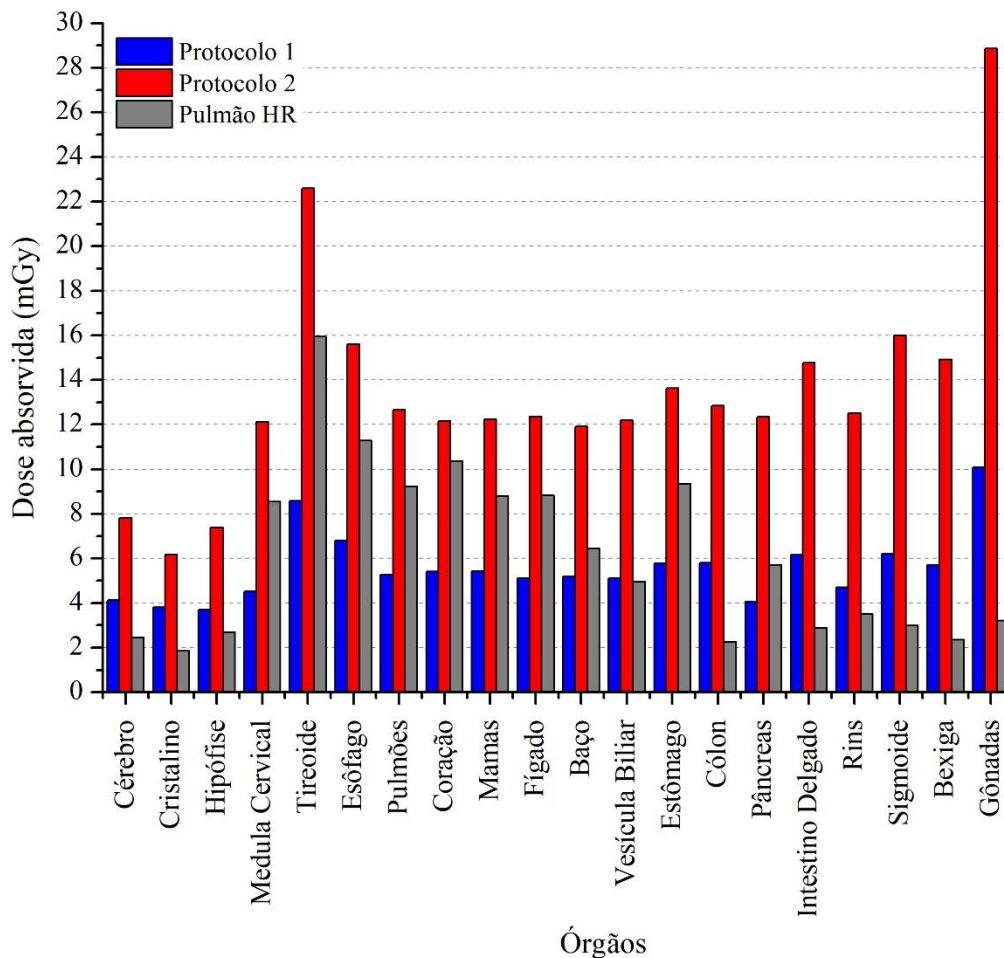
As diferenças entre os valores de doses nos simuladores masculino e feminino devem-se às diferenças anatômicas entre eles. Enquanto no simulador masculino a tireoide recebe as maiores doses absorvidas em todos os Protocolos, no feminino a bexiga é o órgão mais afetado nos Protocolos 1 e 2. Além disso, as doses absorvidas pelo simulador masculino foram em média 45% maiores do que no feminino, isso se explica pela maior área escaneada no Alderson masculino devido ao seu maior comprimento e consequentemente, maior é a influência da radiação espalhada. O mesmo experimento foi realizado para o Atom masculino e os resultados e desvio padrão das medidas são apresentados na Tabela 15.

Tabela 15 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador Atom masculino.

Órgão	D _T (mGy)		
	Protocolo 1	Protocolo 2	Pulmão HR
Cérebro	4,12 ± 0,21	7,81 ± 0,27	2,44 ± 0,18
Cristalino	3,81 ± 0,15	6,18 ± 0,21	1,85 ± 0,12
Hipófise	3,69 ± 0,15	7,39 ± 0,32	2,68 ± 0,13
Medula Cervical	4,52 ± 0,21	12,12 ± 0,27	8,55 ± 0,20
Tireoide	8,58 ± 0,19	22,60 ± 0,23	15,94 ± 0,27
Esôfago	6,80 ± 0,12	15,61 ± 0,23	11,28 ± 0,23
Pulmões	5,28 ± 0,15	12,66 ± 0,24	9,24 ± 0,23
Coração	5,41 ± 0,14	12,15 ± 0,15	10,37 ± 0,28
Mamas	5,42 ± 0,23	12,23 ± 0,17	8,78 ± 0,14
Fígado	5,12 ± 0,19	12,36 ± 0,20	8,83 ± 0,19
Baço	5,18 ± 0,16	11,91 ± 0,18	6,46 ± 0,15
Vesícula Biliar	5,11 ± 0,17	12,19 ± 0,25	4,97 ± 0,14
Estômago	5,78 ± 0,10	13,63 ± 0,21	9,35 ± 0,25
Cólon	5,81 ± 0,24	12,85 ± 0,21	2,26 ± 0,12
Pâncreas	4,06 ± 0,14	12,34 ± 0,17	5,70 ± 0,16
Intestino Delgado	6,15 ± 0,18	14,76 ± 0,30	2,87 ± 0,12
Rins	4,70 ± 0,18	12,51 ± 0,21	3,51 ± 0,15
Sigmoide	6,22 ± 0,27	16,00 ± 0,21	2,98 ± 0,15
Bexiga	5,70 ± 0,15	14,91 ± 0,40	2,36 ± 0,11
Gônadas	10,08 ± 0,28	28,85 ± 0,40	3,21 ± 0,16

A partir da análise dos resultados, é possível observar que as doses variam consideravelmente de um órgão para outro. Nas varreduras de corpo inteiro (Protocolos 1 e 2), as maiores doses absorvidas foram detectadas nas gônadas (testículos), tireoide e esôfago. A alta dose absorvida nas gônadas pode ser explicada pelo fato de que a tira de filme radiocrômico foi colocada externamente ao simulador, de modo que não houve filtração da radiação, semelhante ao que ocorre no corpo humano devido à superficialidade desse órgão masculino. Na varredura de pulmão HR, a tireoide registrou a maior dose absorvida, com 15,94 mGy, seguido por esôfago e coração. A comparação entre as doses absorvidas pelos órgãos é mostrada no Gráfico 5.

Gráfico 5 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para o simulador Atom masculino.



Considerando a radiosensibilidade dos tecidos, a dose efetiva para todos os Protocolos foi calculada e é apresentada na Tabela 16.

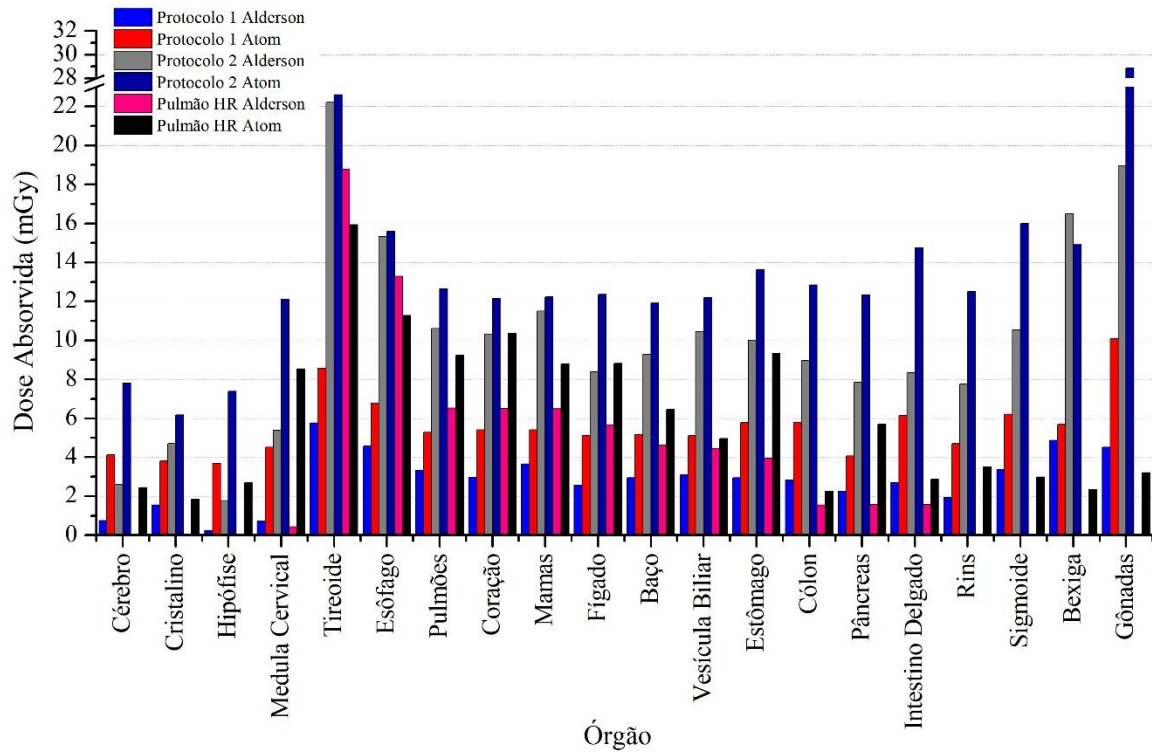
Tabela 16 – Valores de Dose efetiva em CT para o simulador Atom masculino.

Protocolo	E (mSv)
Mapeamento anatômico (1)	6,42
Diagnóstico (2)	16,41
Pulmão HR	6,51

A dose efetiva é cerca de 1,5 vez maior no Protocolo 2, que possui funções diagnósticas. A distância de varredura nos Protocolos de corpo inteiro é de 97 cm, enquanto no de pulmão, é de 30 cm. A dose efetiva no pulmão é cerca de 40% da dose do Protocolo 2, devido à menor área escaneada e maior que no Protocolo 1, fato explicado pela maior dose recebida em órgãos com maior radiosensibilidade, como o pulmão.

As diferenças entre os valores de dose absorvida pelos simuladores masculinos Alderson e Atom se devem às diferenças de densidade e dimensões que eles apresentam. Apesar de apresentarem comportamentos semelhantes, as doses absorvidas são em média 80% maiores no Atom. Este simulador é mais moderno e sua densidade é mais próxima à do corpo humano, sendo então, mais fiel à realidade. O Gráfico 6 é apresentado a seguir, com a comparação entre as doses absorvidas em cada Protocolo para os simuladores masculinos.

Gráfico 6 – Valores de dose absorvida nos órgãos em CT para os simuladores Alderson e Atom masculino.



7.2.2 Simuladores Infantis

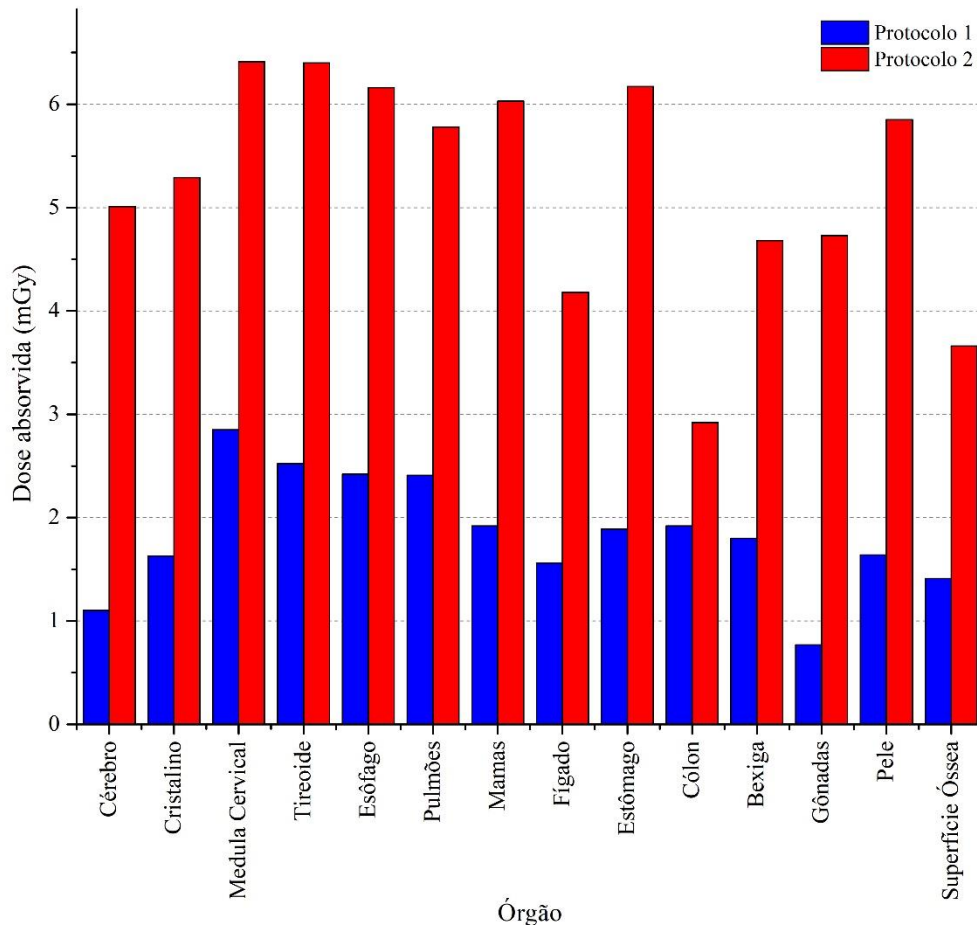
As doses provenientes da CT para os simuladores infantis foram avaliadas utilizando os Protocolos de mapeamento anatômico (1) e de diagnóstico (2). Os resultados e o desvio padrão das medidas para os simuladores de 2, 6 e 10 anos são apresentados nas tabelas a seguir.

Tabela 17 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 2 anos.

Órgão	D _T (mGy)					
	Protocolo 1			Protocolo 2		
Cérebro	1,10	±	0,13	5,01	±	0,15
Cristalino	1,63	±	0,12	5,29	±	0,13
Medula Cervical	2,85	±	0,13	6,41	±	0,14
Tireoide	2,52	±	0,16	6,40	±	0,17
Esôfago	2,42	±	0,15	6,16	±	0,17
Pulmões	2,41	±	0,14	5,78	±	0,17
Mamas	1,92	±	0,14	6,03	±	0,17
Fígado	1,56	±	0,14	4,18	±	0,11
Estômago	1,89	±	0,13	6,17	±	0,14
Cólon	1,92	±	0,17	2,92	±	0,10
Bexiga	1,80	±	0,11	4,68	±	0,15
Gônadas	0,77	±	0,11	4,73	±	0,14
Pele	1,64	±	0,17	5,85	±	0,15
Superfície Óssea	1,41	±	0,14	3,66	±	0,15

Utilizando o simulador de 2 anos, tanto no Protocolo de mapeamento anatômico (1), como no Protocolo diagnóstico (2), a medula cervical recebeu a maior dose, seguida por tireoide, pulmões e esôfago para o protocolo 1, e por tireoide estômago e esôfago para o Protocolo 2. Em média, as doses absorvidas no protocolo 2 são 4,5 vezes maiores que no Protocolo 1. O comparativo das doses é apresentado no Gráfico 7.

Gráfico 7 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 2 anos.



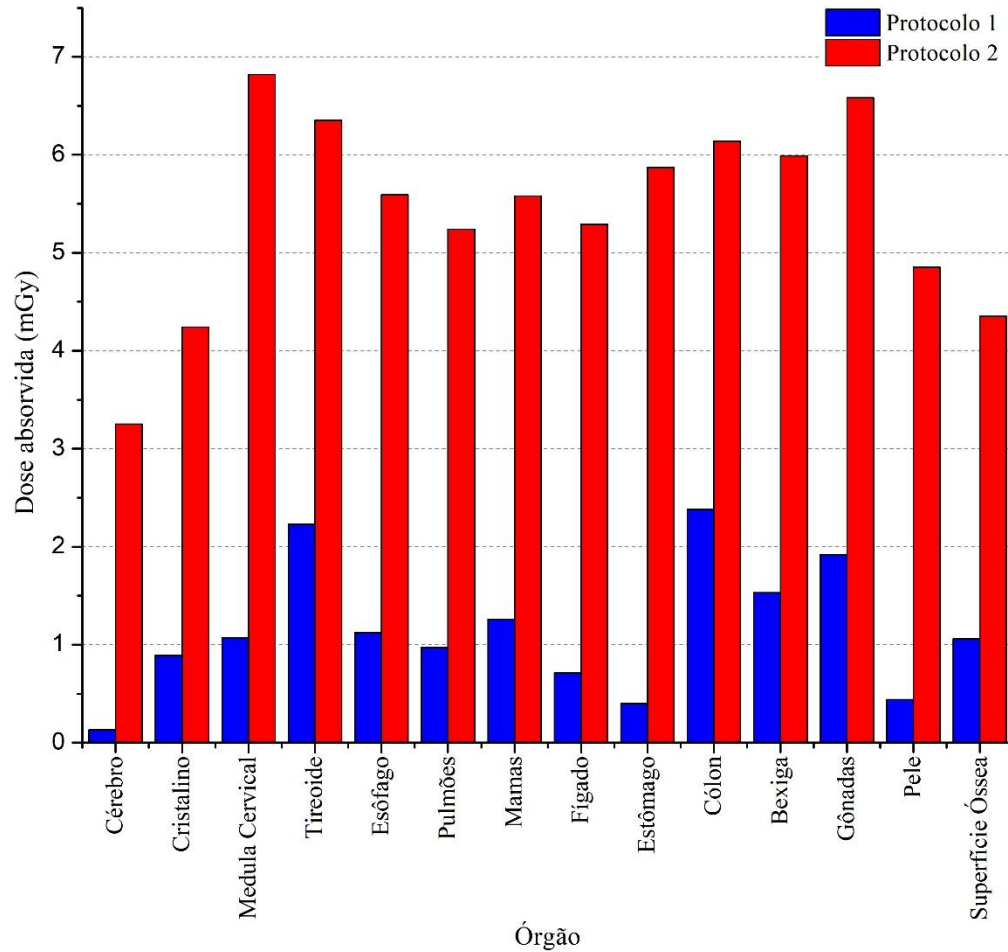
Os resultados obtidos para o simulador de 6 anos, bem como o desvio padrão associado às medidas são apresentados na Tabela 18. Em média, as doses absorvidas nos órgãos são 3,6 vezes maiores no Protocolo 2 em relação ao Protocolo 1.

Tabela 18 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 6 anos.

Órgão	D _T (mGy)					
	Protocolo 1			Protocolo 2		
Cérebro	0,13	±	0,19	3,25	±	0,14
Cristalino	0,89	±	0,12	4,24	±	0,16
Medula Cervical	1,07	±	0,12	6,82	±	0,17
Tireoide	2,23	±	0,16	6,35	±	0,15
Esôfago	1,12	±	0,10	5,59	±	0,18
Pulmões	0,97	±	0,14	5,24	±	0,15
Mamas	1,26	±	0,18	5,58	±	0,17
Fígado	0,71	±	0,09	5,29	±	0,10
Estômago	0,40	±	0,12	5,87	±	0,14
Cólon	2,38	±	0,15	6,14	±	0,15
Bexiga	1,53	±	0,13	5,99	±	0,21
Gônadas	1,92	±	0,15	6,58	±	0,14
Pele	0,44	±	0,12	4,85	±	0,16
Superfície Óssea	1,06	±	0,12	4,35	±	0,16

No Protocolo 1, cólon, tireoide e gônadas apresentam os maiores valores de doses, enquanto no Protocolo 2, medula cervical, gônadas e tireoide são os órgãos mais afetados. Apesar de mínimas, as diferenças entre os valores podem ser explicadas pela radiação espalhada, que é maior no Protocolo 2, podendo influenciar nos órgãos que recebem maior dose. A comparação entre as doses absorvidas nos diferentes Protocolos é mostrada no Gráfico 8.

Gráfico 8 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 6 anos.



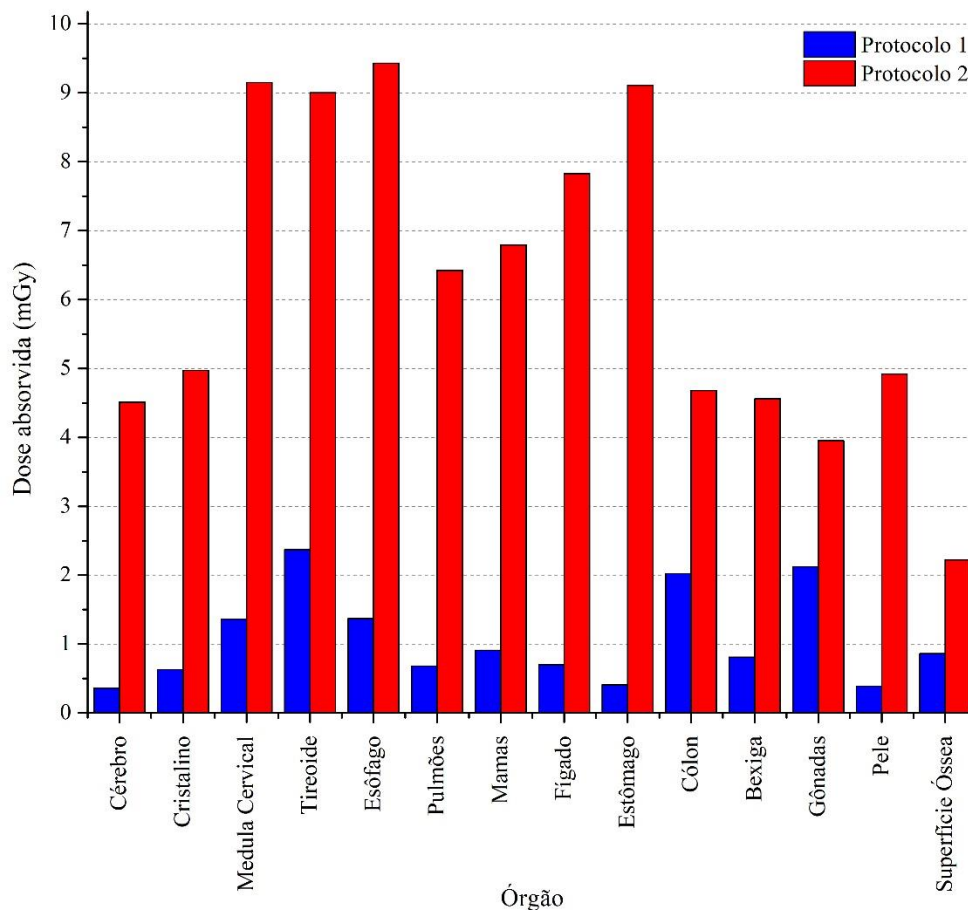
As doses absorvidas nos órgãos para o simulador de 10 anos são apresentadas na Tabela 19, bem como o desvio padrão associado à medida. Em média, as doses absorvidas são 5 vezes maiores no Protocolo 2 em relação ao Protocolo 1.

Tabela 19 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 10 anos.

Órgão	D _T (mGy)					
	Protocolo 1			Protocolo 2		
Cérebro	0,36	±	0,13	4,51	±	0,13
Cristalino	0,63	±	0,12	4,97	±	0,16
Medula Cervical	1,36	±	0,16	9,15	±	0,21
Tireoide	2,37	±	0,11	9,00	±	0,26
Esôfago	1,37	±	0,12	9,43	±	0,19
Pulmões	0,68	±	0,14	6,42	±	0,13
Mamas	0,91	±	0,15	6,79	±	0,18
Fígado	0,70	±	0,11	7,83	±	0,13
Estômago	0,41	±	0,09	9,11	±	0,17
Cólon	2,02	±	0,12	4,68	±	0,14
Bexiga	0,81	±	0,13	4,56	±	0,19
Gônadas	2,12	±	0,12	3,95	±	0,16
Pele	0,39	±	0,14	4,92	±	0,17
Superfície Óssea	0,86	±	0,14	2,22	±	0,14

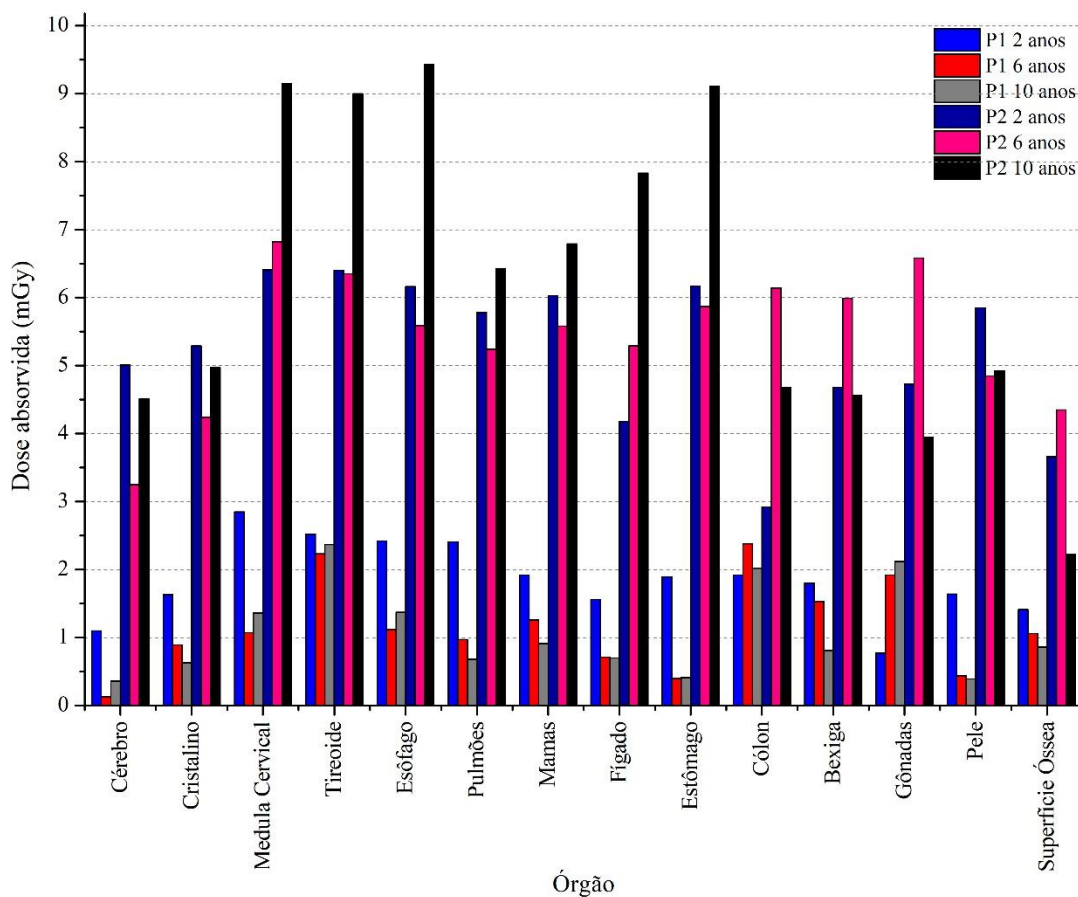
Avaliando as doses absorvidas no Protocolo 1, os órgãos que receberam mais radiação foram tireoide, gônadas e cólon, já no Protocolo 2 foram esôfago, medula cervical e estômago. Os órgãos mais afetados estão anatomicamente próximos, como é o caso da tireoide, esôfago e medula cervical, que foram medidos na mesma altura no pescoço do simulador. Além disso, considerando o desvio padrão, os valores são praticamente iguais para os órgãos de maior contribuição. A comparação entre as doses absorvidas é mostrada no Gráfico 9.

Gráfico 9 – Valores de Dose absorvida em CT para o simulador infantil de 10 anos.



Analisando-se todos os experimentos realizados, é possível observar que as doses absorvidas são em média 4,4 vezes maiores no Protocolo 2. Apesar de não receberem as maiores doses absorvidas e terem a menor distância de escaneamento (e conseqüentemente menor a quantidade de radiação emitida), o simulador de 2 anos apresenta a maior dose efetiva, devido à radiosensibilidade dos tecidos nessa faixa etária. Além disso, as diferenças estruturais entre os simuladores corroboram para que os órgãos recebam diferentes doses de acordo com o tamanho do simulador. No Gráfico 10, é apresentada a comparação entre as doses absorvidas em todos os Protocolos infantis. Lê-se Protocolo 1 onde está escrito P1 e Protocolo 2 onde está escrito P2.

Gráfico 10 – Valores de Doses absorvidas em CT nos simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos.



Quando a radiosensibilidade dos tecidos é avaliada, analisa-se a dose efetiva (E). Ela é, em média, 4,5 vezes maior no Protocolo 2 para todos os simuladores infantis.

Tabela 20 – Valores de Dose efetiva em CT para os simuladores infantis de 2, 6 e 10 anos.

Protocolo	E (mSv)		
	2 anos	6 anos	10 anos
Mapeamento anatômico (1)	1,78	1,09	0,95
Diagnóstico (2)	9,77	5,03	6,07

Assim sendo, ressalta-se a importância da indicação criteriosa do protocolo de CT a ser utilizado, principalmente para os pacientes pediátricos, visto que são mais sensíveis à radiação

ionizante. É necessário que as crianças que já possuem histórico de exames de imagem frequentes e não necessitam da CT com função diagnóstica, realizem apenas o exame na função de mapeamento anatômico das lesões, a fim de evitar uma exposição desnecessária.

7.3 Análise da dose final no exame

Quando o Protocolo de CT de mapeamento anatômico é utilizado, a dose do radiofármaco ^{18}F -FDG representa mais de 50% da dose efetiva final no exame de PET/CT, porém quando a varredura tomográfica por CT é realizada utilizando o protocolo diagnóstico, a CT contribui com mais de 60% da dose efetiva final do exame.

Os resultados encontrados são consistentes com aqueles encontrados na literatura (BRENNER, 2004; QUINN *et al.*, 2016; THEOCHAROPOULOS *et al.*, 2006; WU *et al.*, 2004, KAUSHIK *et al.*, 2015). Observa-se que os valores de dose absorvida na CT variam de acordo com as diferenças nos parâmetros utilizados em cada Protocolo. Não há um protocolo fixo, a escolha desses parâmetros é realizada localmente e é usual que sigam as recomendações do fabricante. Diferentes valores de dose absorvida encontrados para os simuladores masculinos, femininos e infantis na CT utilizando o mesmo protocolo são explicados devido às diferenças típicas nestes corpos. Os equipamentos têm uma ferramenta de controle de modulação de dose de acordo com a espessura do paciente, então a intensidade do feixe de raios X varia durante a tomografia computadorizada.

Analisando os resultados de dose de CT para os simuladores adultos, verificou-se que no Protocolo diagnóstico, as doses absorvidas são em média 2 vezes maiores que no Protocolo de mapeamento anatômico. Essa variação chega a ser 6 vezes maior em alguns órgãos, como hipófise e medula cervical no Alderson masculino, 5 vezes para o cérebro no Alderson feminino e 2 vezes maior para o pâncreas, no Atom masculino. O aumento da dose absorvida deve-se ao maior valor médio da corrente (mA), permitindo um menor índice de ruído na imagem.

No Protocolo de mapeamento anatômico, a média das doses absorvidas pelo simulador masculino foi 36% maior que aquelas recebidas pelo simulador feminino. Porém, hipófise, medula óssea, intestino delgado e bexiga apresentaram doses absorvidas ligeiramente superiores no simulador feminino. Os resultados do Protocolo diagnóstico mostram que as doses absorvidas são 55% maiores para o simulador masculino quando comparado com o feminino. Apenas cérebro, hipófise, medula óssea e intestino delgado apresentam valores de

dose absorvida mais elevados no simulador feminino. Considerando a radiosensibilidade dos tecidos, as doses efetivas foram 2,3 vezes maiores no Protocolo diagnóstico em relação ao Protocolo de mapeamento anatômico para o simulador masculino e 2 vezes maiores para o feminino. Comparando os simuladores masculinos Alderson e Atom, as doses no Protocolo anatômico foram o dobro para o Atom em relação ao Alderson, e 50% maiores no Protocolo diagnóstico.

Para os simuladores infantis, as doses efetivas no Protocolo 2 são em média, mais de 4 vezes maiores que no Protocolo 1. A escolha do protocolo a ser usado deve ser especialmente avaliado nos pacientes pediátricos, considerando que o risco de carcinogênese induzida pela radiação é maior nesse grupo (FAHEY *et al.*, 2017).

Em geral, os resultados mostram que as doses absorvidas provenientes das varreduras de CT variam consideravelmente de um protocolo para o outro, sendo no mínimo 2 vezes maior no Protocolo 2, que tem funções diagnósticas. Além disso, em alguns serviços os pacientes são expostos à radiação três vezes: através do radiofármaco, através do Protocolo diagnóstico de CT e ainda realizando a CT de pulmão de alta resolução, tendo esses valores de dose somados.

Ao somar-se as doses efetivas provenientes do radiofármaco com as doses de CT, obtêm-se a dose efetiva final do exame de PET/CT, apresentada na Tabela 21. Lê-se Protocolo 1 para P1 e Protocolo 2 para P2.

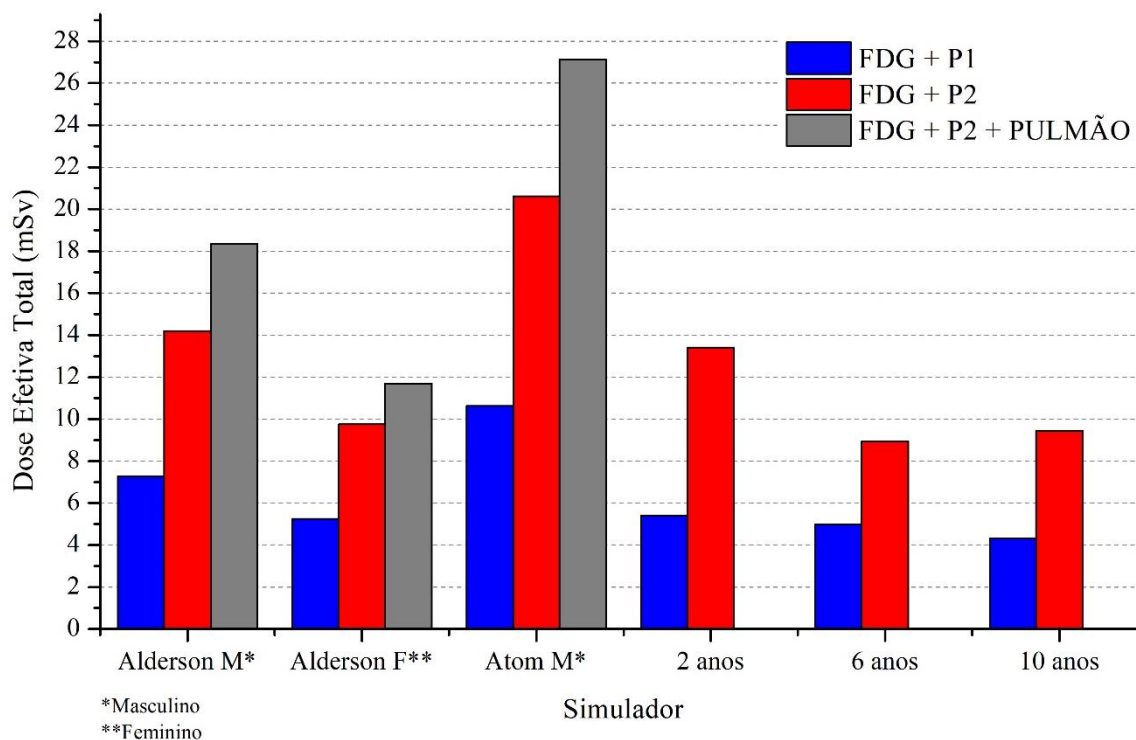
Tabela 21 – Dose Efetiva total de PET/CT para os simuladores estudados.

Simulador	E total (mSv)		
	FDG+P1	FDG+P2	FDG+P2+Pulmão HR
Alderson Masculino	7,27	14,19	18,36
Alderson Feminino	5,25	9,76	11,69
Atom Masculino	10,63	20,62	27,13
2 anos	5,42	13,41	-
6 anos	4,99	8,93	-
10 anos	4,33	9,45	-

Quando o Protocolo 1 de CT é utilizado, as doses efetivas finais são, em média, a metade das doses quando se utiliza o Protocolo 2, para todos os simuladores. Quando além do Protocolo

2, é realizada a CT de Pulmão HR, as doses são ainda, 27% maiores. A CT de Pulmão HR não foi avaliada nos simuladores infantis. A comparação entre as doses é apresentada no Gráfico 11.

Gráfico 11 – Dose Efetiva total.



Além disso, a variação da dose efetiva final do exame é especialmente relevante para os pacientes pediátricos devido à radiosensibilidade dos tecidos nessa faixa. A redução da dose de radiofármaco e o uso de protocolos de aquisição adequados, principalmente quando se utilizam as ferramentas de controle automático de exposição em CT, minimizam a dose final para os pacientes, otimizando a radioproteção.

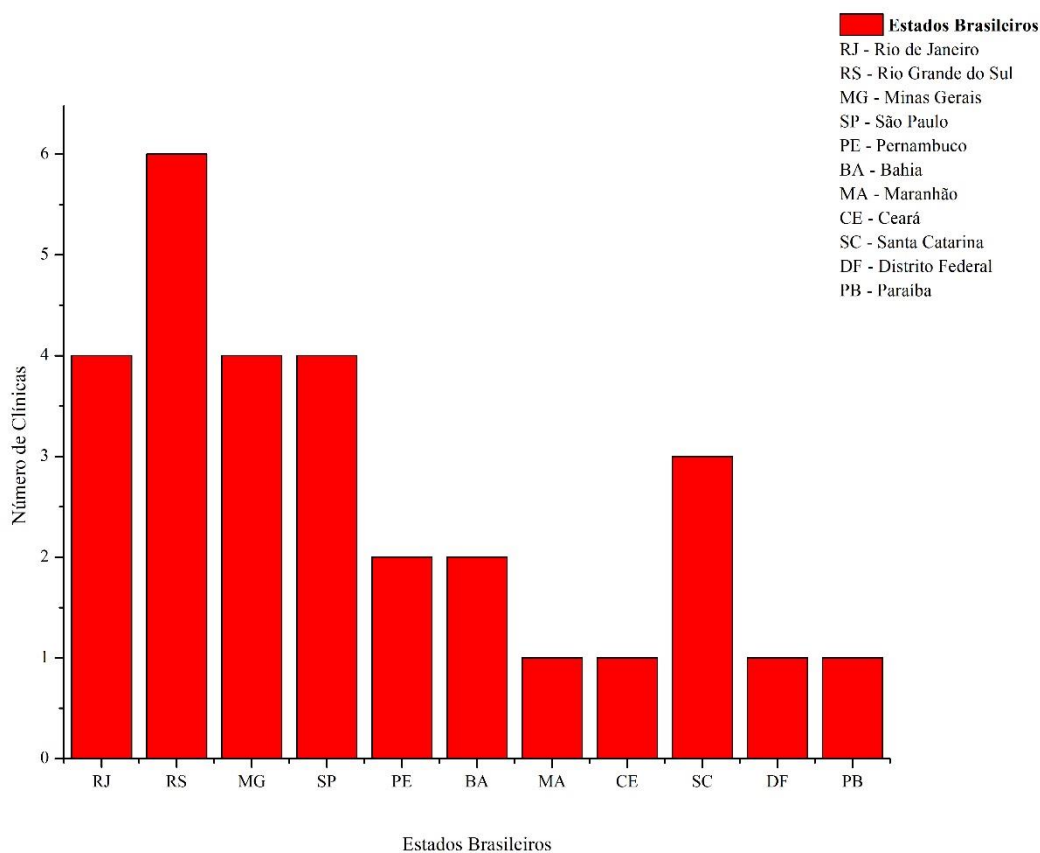
7.4 Protocolos de PET/CT utilizados no país

Os dados foram coletados em 2019 e houve 29 questionários respondidos por supervisores de radioproteção em MN que atuam na modalidade PET. A amostra representa 21,4% do total de equipamentos. Alguns serviços possuem mais de um equipamento e, ainda, alguns supervisores atuam em mais de uma clínica e só responderam uma vez, o que pode acarretar um número menor que a realidade.

7.4.1 Localização

A maioria das respostas são das regiões Sudeste (41%) e Sul (31%), sendo também as regiões mais desenvolvidas do país variando entre 1 e 6 respostas por estado. O Gráfico 12 apresenta dos estados e as quantidades de respostas.

Gráfico 12 – Número de clínicas por estado brasileiro.



7.4.2 Equipamentos de PET/CT

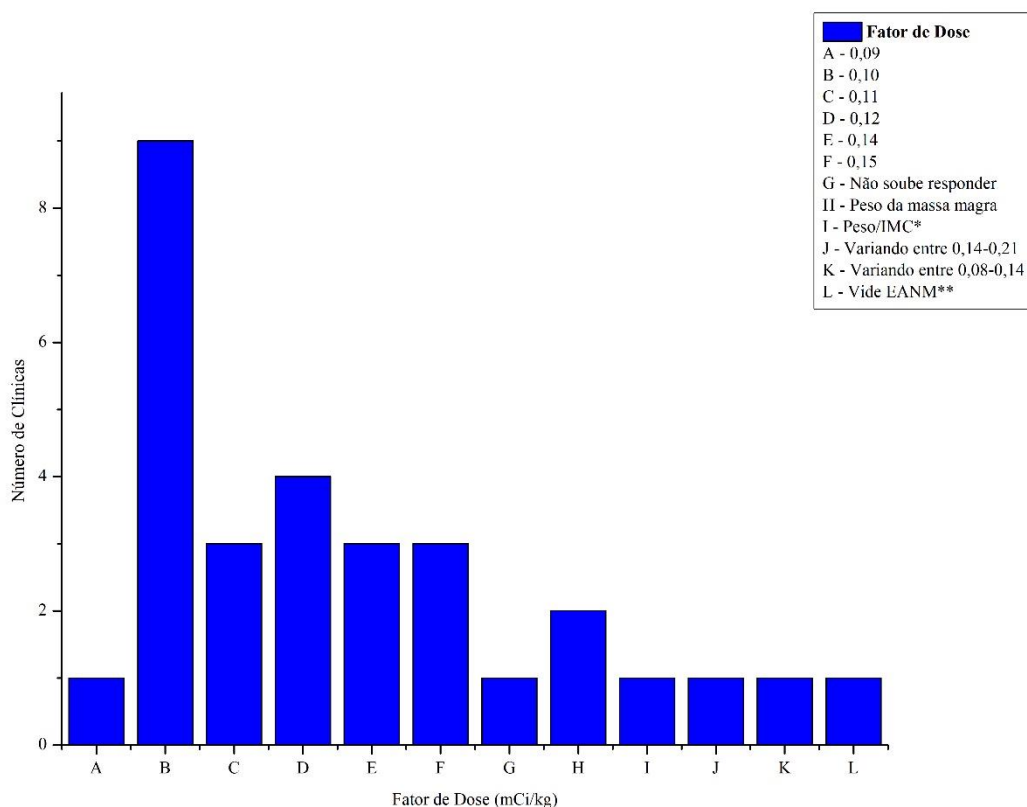
Os equipamentos são basicamente de 3 marcas, com predominância de duas delas: Siemens (14) e GE (13). Apenas 3 equipamentos são da marca Philips.

7.4.3 Radiofármaco

Quanto aos protocolos de administração do radiofármaco (^{18}F -FDG), todos os serviços usam o valor de atividade multiplicado pela massa corpórea do paciente e 5 deles, usam ainda um cálculo diferente entre crianças e adultos.

O F_A utilizado varia de 0,08 a 0,21 mCi.kg^{-1} , o que pode estar associada à variação de sensibilidade dos detectores, do tempo de exame e implica em uma variação na dose efetiva recebida pelo paciente entre as diferentes clínicas. O resultado da quantidade de radiofármaco usado entre as clínicas é apresentado no Gráfico 13.

Gráfico 13 – Fator de Dose utilizado versus número de clínicas.



* - Índice de Massa Corporal

** - European Association of Nuclear Medicine

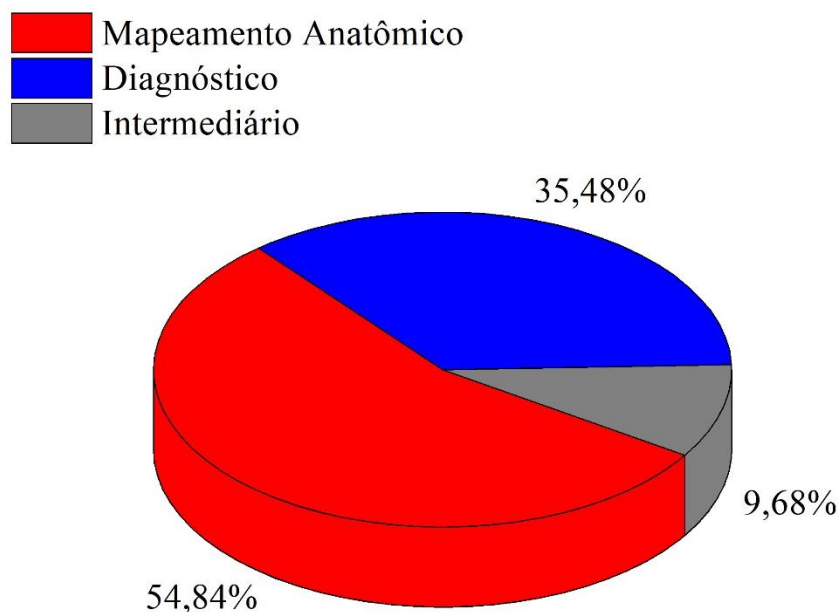
Analisando o gráfico, percebe-se que a maior parte das clínicas (34,5%) utiliza o fator de dose de até 0,10 mCi.kg^{-1} . Em seguida, 24,1% utiliza valores entre 0,11 e 0,12 mCi.kg^{-1} e 20,7% das clínicas de 0,14 a 0,15 mCi.kg^{-1} . Apenas uma clínica utiliza fatores de dose a partir de 0,08 mCi.kg^{-1} , sendo o menor valor encontrado. Uma clínica chega a atingir 0,21 mCi.kg^{-1} ,

sendo o maior valor de F_A descrito. Uma clínica usa o peso da massa magra do paciente como base para o cálculo e outra usa o peso dividido pelo IMC. Uma clínica utiliza ainda, as recomendações da EANM para cálculo. Quanto menor o F_A , menor a dose efetiva para o paciente.

7.4.4 Protocolo tomográfico de CT

Analisando os escaneamentos por CT, 55,8% das clínicas os utilizam as imagens de CT apenas como ferramenta de mapeamento anatômico, com baixa resolução espacial e baixas doses para o paciente. O uso de protocolos para gerar imagens diagnósticas de alta resolução espacial ocorre em 35,5% e 9,7% os utilizam de forma intermediária, com doses ligeiramente maiores que no mapeamento anatômico, mas com possibilidade diagnóstica. O gráfico 14 a seguir apresenta essa relação.

Gráfico 14 – Protocolo de CT utilizado nas clínicas.



A maior parte das clínicas optam por realizar a CT com menor entrega de radiação ao paciente, evidenciando o cuidado com a saúde do paciente e preocupação com os efeitos

danosos da radiação ionizante. É necessário que, cada vez mais, a cultura da proteção radiológica se difundida pelo país.

Foi perguntado ainda sobre a realização da CT de pulmão de alta resolução, e os resultados mostraram que em 62,1% dos casos ela é realizada como protocolo para todos os pacientes, e em 31,03% das clínicas, apenas quando existe indicação médica. Em 7% das clínicas a CT de Pulmão HR não é realizada. Os resultados são mostrados no Gráfico 15.

Gráfico 15 – Realização da CT de pulmão de alta resolução pelas clínicas.



A partir dos resultados obtidos, é possível perceber a necessidade de individualização dos protocolos, para que sejam realizados de acordo com a necessidade do paciente e não como um padrão para todos. A CT de pulmão de alta resolução deve ser realizada apenas em casos em que existe indicação médica, por suspeita ou investigação de lesões.

8 CONCLUSÕES

O aumento da disponibilidade e uso do PET/CT nos últimos anos tem contribuído para melhorar diagnósticos e conseqüentemente o acompanhamento da evolução de processos terapêuticos, evitando diagnósticos tardios e menos precisos. No entanto, é necessário buscar permanentemente a otimização dos exames tornando-os o mais individualizados possível, de forma a proteger os pacientes e minimizar a probabilidade do desenvolvimento de malefícios futuros.

Por ser uma técnica relativamente nova, o perfil dos protocolos utilizados e sua influência na dose recebida pelo paciente ainda não foi satisfatoriamente estudado no Brasil, o que ressalta a relevância desse trabalho (SBMN, 2016). A dose proveniente da CT nos pacientes submetidos aos exames de PET/CT é consideravelmente maior no Protocolo utilizado para fins diagnósticos, cujas imagens obtidas apresentam menor ruído, o que possibilita melhor qualidade diagnóstica. A variação das doses avaliadas neste estudo demonstra a importância da escolha cuidadosa dos protocolos, definindo os parâmetros escolhidos em cada clínica de acordo com as necessidades locais e com as características dos equipamentos e, ainda, compreendendo todos os fatores que contribuem para o aumento da dose para o paciente.

Considerando os valores de dose nas varreduras de corpo inteiro de PET/CT e o amplo potencial de variação nos fatores contribuintes, todos os aspectos do processo de exame devem ser considerados quando se estuda as ações para otimização do processo de geração das imagens diagnósticas PET/CT.

Destaca-se a importância da otimização dos protocolos de CT, uma vez que a CT diagnóstica é responsável por mais de 60% da dose efetiva no paciente. A varredura de pulmões de alta resolução deve ser realizada apenas em pacientes com indicação médica e não como regra no serviço. Além disso, considerando que em estudos oncológicos os pacientes são submetidos a uma série de exames de controle que utilizam radiação ionizante, é gerada uma exposição cumulativa, sendo assim, a busca por técnicas que permitam a redução da dose absorvida tem grande relevância, especialmente para pacientes pediátricos.

A repetição de exames já realizados em outras unidades de saúde constitui uma porção significativa de exames de imagem desnecessários. Para evitar tal fato, os exames anteriores, incluindo imagens e relatórios, devem ser gravados com detalhe suficiente e disponibilizados a outras unidades de saúde, o que ajudaria a manter um histórico de imagens do paciente. Os

métodos usados para a monitoração da exposição à radiação incluem registros em papel (por exemplo, cartões de dose) e registros eletrônicos (como softwares) (SEURI *et al.*, 2013; MALONE *et al.*, 2012).

A otimização dos protocolos é válida também para o cálculo da atividade do radiofármaco a ser injetada em cada paciente e podem contribuir para a redução da dose efetiva final. O uso do cálculo individualizado proporcional à massa corporal do paciente é um fator primordial na redução da dose efetiva, evitando exposição desnecessária. Muitas vezes, é possível reduzir a dose absorvida em um paciente aumentando a taxa de eliminação do radionuclídeo do corpo, por exemplo, esvaziando mais frequentemente a bexiga com hidratação, diuréticos e cateterização; os intestinos, com laxantes e enema, e a vesícula biliar, com uma refeição de alto teor de gordura e colecistocinina (ICRP 106, 2008). Além disso, o conhecimento e domínio dos recursos do equipamento de PET/CT são importantes para o bom uso desta tecnologia de diagnóstico. Treinamento dos profissionais em relação à proteção radiológica dos pacientes pode interferir diretamente na escolha do protocolo e, conseqüentemente, na dose final que esses pacientes receberão.

O uso de um protocolo que apresente imagem com menor índice de ruído acabou se tornando uma demanda clínica, ou seja, a maior parte dos profissionais da área optam por este tipo de imagem. Casos em que o paciente não possua exames tomográficos prévios e que seja necessária a avaliação do atual estado, é preferível que ele faça o exame com qualidade diagnóstica. Nestes casos, o argumento para utilizar-se maior dose para o paciente está baseado no Princípio da Justificação.

REFERÊNCIAS

ABRÀMOFF, Michael D.; MAGALHÃES, Paulo J.; RAM, Sunanda J. Image processing with ImageJ. **Biophotonics international**, v. 11, n. 7, p. 36-42, 2004.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Portaria MS/SVS nº 453**, de 1º de junho de 1998. Brasília: Diário Oficial da União, 2/6/1998.

ALNAWAF, Hani *et al.* Absorption spectra response of XRQA radiochromic film to x-ray radiation. **Radiation measurements**, v. 45, n. 1, p. 129-132, 2010.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. **Radiochromic film dosimetry**. Report 63. College Park: AAPM, 1998.

ASHLAND. **Gafchromic™ XR film – State of the art processor less products for radiology applications**. USA: Global Headquarters, 2016.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 15800 – Vestuário – Referenciais de medidas do corpo humano – Vestibilidade de roupas para bebê e infanto-Juvenil**. Nov. 2009.

BADAWI, Ramsey D. **Aspects of Optimisation and Quantification in Three-Dimensional Positron Emission Tomography**. 1998. 193 p. Tese (Doutorado) - University of London, London, 1998.

BASU, Sandip *et al.* Fundamentals of PET and PET/CT imaging. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1228, n. 1, p. 1-18, 2011.

BETTINARDI, V. *et al.* Physical Performance of the new hybrid PET/CT Discovery-690. **Medical physics**, v. 38, n. 10, p. 5394-5411, 2011.

BEYER, Thomas *et al.* A combined PET/CT scanner for clinical oncology. **Journal of nuclear medicine**, v. 41, n. 8, p. 1369-1379, 2000.

BIODIGITAL. **3d Human Visualization Platform for Anatomy and Disease**. New York, USA, 2013. Disponível em: <https://www.biodigital.com/>. Acesso em: 3 abr. 2019.

BOMBARDA, S.; SOARES JUNIOR, J.; TERRA FILHO, M. Estudo do metabolismo da glicose na tuberculose pulmonar ativa utilizando a tomografia por emissão de pósitrons (18F-FDG PET). **Jornal de Pneumologia**, São Paulo, v. 28, n. 5, p. 270-276, Sept. 2002.

BRENNER, D. J.; ELLISTON, C. D. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. **Radiology**, v. 232, n. 3, p. 735-738, 2004.

BRIX, Gunnar *et al.* Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 46, n. 4, p. 608-613, 2005.

BROWNELL, Gordon L. A history of positron imaging. **Physics Research Laboratory, Massachusetts General Hospital, MIT**, p. 1, 1999.

BUSHONG, Stewart. **Ciência radiológica para tecnólogos**. Elsevier Health Sciences, 2011.

CABREJAS, Mariana Levi de. **Tomografía en medicina nuclear**. [S. l.]: Comité de Instrumentación y garantía de Calidad del ALASBIMN, 1999. 247 p. ISBN 987431317X, 9789874313171.

CALZADO, A.; GELEIJNS, J. Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications. **Revista de física médica**, v. 11, n. 3, p. 163-180, 2010.

CAMARGO, Edwaldo E. Experiência inicial com PET/CT. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 1, 2005.

CAPELETI, Felipe Favaro; RODRIGUES, Letícia Lucente Campos. Dosimetria em tomografia computadorizada empregando dosímetro Fricke gel e a técnica de imageamento por ressonância magnética. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 8, n. 1, p. 10-13, 2016.

CARRAL, Miguel Ángel Santander. **“Desarrollo y caracterización de simuladores de tejidos biológicos para la calibración de equipos OCT**. 2015. 86 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Tecnologías de Telecomunicación) - UNIVERSIDAD DE CANTABRIA, 2015.

CHERRY, S.R.; SORENSON, J.A.; PHELPS, M.E. **Physics in nuclear medicine**. 3^a ed. Filadelfia: WB Saunders; 2003.

CHERRY, Simon R. *et al.* Total-body imaging: transforming the role of positron emission tomography. **Science translational medicine**, v. 9, n. 381, 2017.

COMAN, Dale R.; DELONG, Robert P.; MCCUTCHEON, Morton. Studies on the mechanisms of metastasis. The distribution of tumors in various organs in relation to the distribution of arterial emboli. **Cancer Research**, v. 11, n. 8, p. 648-651, 1951.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Instalações autorizadas: Produção de Radioisótopos (Cíclotron)**. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/radiofarmacos>. Acesso em: 24 abr. 2019.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Norma NN 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Posição Regulatória 3.01/004: Restrição de dose, níveis de referência ocupacionais e classificação de áreas. CNEN, 2011.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Posição regulatória 3.01/002:2011 – “Fatores de ponderação para grandezas de proteção radiológica”, p.2, 2011.

COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, INC. **ATOM dosimetry phantoms**. Manual. 2008.

COSTA, K. C. *et al.* Radiochromic film calibration for the RQT9 quality beam. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 370-372, 2017.

COSTA, Paulo Roberto *et al.* Correlação entre dose efetiva e riscos radiológicos: conceitos gerais. **Radiologia Brasileira**, v. 49, n. 3, p. 176-181, 2016.

CZERNIN, Johannes *et al.* Improvements in cancer staging with PET/CT: literature-based evidence as of September 2006. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 48, n. 1, p. 78S, 2007.

DE SÁ, L.V. **Controle de qualidade de imagem em tomografia por emissão de pósitrons**. 171f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

DELOAR, H.M, *et al.* **Estimation of absorbed dose for 2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose using whole body positron emission tomography and magnetic resonance imaging**. *European Journal of Nuclear Medicine*. n. 25, p. 565–574, 1998.

EUROSTAT. **Healthcare resource statistics – technical resources and medical technology**. Disponível em: <https://ec.europa.eu/eurostat/statisticsexplained/>. Acesso em 2020.

FAHEY, Frederic H. Data acquisition in PET imaging. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 30, n. 2, p. 39-49, 2002.

FAHEY, Frederic H. *et al.* Operational and dosimetric aspects of pediatric PET/CT. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 58, n. 9, p. 1360-1366, 2017.

FARWELL, Michael D.; PRYMA, Daniel A.; MANKOFF, David A. PET/CT imaging in cancer: current applications and future directions. **Cancer**, v. 120, n. 22, p. 3433-3445, 2014.

FATTINI, C. C e DANGELO, J. G. **Anatomia sistêmica e segmentar**. 3.ed. São Paulo: Atheneu, 2007.

FLETCHER, James W. *et al.* Recommendations on the use of 18F-FDG PET in oncology. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 49, n. 3, p. 480-508, 2008.

FOR. **Foundation for Oral Rehabilitation**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://www.for.org/en>. Acesso em: 6 maio 2019.

GALANTE, Ana Maria Sisti. **Pesquisa, desenvolvimento e caracterização de materiais dosimétricos para monitoramento em processos de irradiação com doses altas**. 2003. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear-Aplicações). IPEN, São Paulo.

GAMBHIR, Sanjiv S. *et al.* A tabulated summary of the FDG PET literature. **Journal of nuclear medicine**, v. 42, n. 5 suppl, p. 1S-93S, 2001.

GE HEALTHCARE. **Discovery PET/CT 690**. 2019. Disponível em: <https://www.gehealthcare.co.uk/en-gb/courses/discovery-petct-690>. Acesso em: 15 mai. 2019.

GELFAND, Michael J.; LEMEN, Lisa C. PET/CT and SPECT/CT dosimetry in children: the challenge to the pediatric imager. In: **Seminars in nuclear medicine**. WB Saunders, 2007. p. 391-398.

Gerbaudo, Victor H. **A case-based approach to PET/CT in oncology**. Cambridge University Press, Cambridge, 2012.

GIADDUI, Tawfik *et al.* Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement. **Medical physics**, v. 39, n. 2, p. 842-850, 2012.

GÓMEZ, A. M. L. **Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varredura de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador**. 2017. 77 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

GOOGLE. **Google Forms**. Disponível em: <https://forms.gle/W6d7QHrhpAbN4JnUA>. Acesso em: 2019.

HAYS, M.T., Watson, E.E., Thomas, S.R., Stabin, M. **Radiation absorbed dose estimates from ¹⁸F-FDG**. MIRDO Dose Estimate Report No. 19. J. Nucl. Med. 43, 210–214, 2012.

HUANG, Bingsheng; LAW, Martin Wai-Ming; KHONG, Pek-Lan. Whole-body PET/CT scanning: estimation of radiation dose and cancer risk. **Radiology**, v. 251, n. 1, p. 166-174, 2009.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Technical reports series, ISSN 0074–1914; no. 457. Vienna, 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Direct methods for measuring radionuclides in the human body**. Safety Series 114. Vienna. IAEA, 1996a.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Fiftieth regular session. GC(50)/INF/3. **Nuclear Technology Review**. [S. l.], 3 jul. 2006. Disponível em: <https://www.asianscientist.com/wp-content/uploads/2011/07/Nuclear-Technology-Review-2006-IAEA.pdf>. Acesso em: 9 abr. 2019.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources**. Safety Series No. 115. Vienna. IAEA, 1996b.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2015. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances. **ICRP Publication 128**. Ann. ICRP 44(2S). 2015.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS. **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis, and Protection**. ICRU Publication 48. 1992.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS. **Report 60: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. Technical report, Journal of the ICRU. ICRU Publication 60. 1998.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals** - Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38 (1-2), 2008.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Radiation Protection in Medicine**. Publication 105. Ann ICRP; 37:1–63. 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Report of the Task Group on Reference Man**. ICRP Publication 23. Pergamon Press, Oxford. 1975.

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

INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS. **Gafchromic XR Catalogue**. 8p.15. (2010).

JONES, Terry; TOWNSEND, David W. History and future technical innovation in positron emission tomography. **Journal of Medical Imaging**, v. 4, n. 1, p. 011013, 2017.

KAUSHIK, Aruna *et al.* Estimation of radiation dose to patients from 18FDG whole body PET/CT investigations using dynamic PET scan protocol. **The Indian journal of medical research**, v. 142, n. 6, p. 721, 2015.

KHAMWAN, K.; KRISANACHINDA, A.; PASAWANG, P. The determination of patient dose from 18F-FDG PET/CT examination. **Radiation protection dosimetry**, v. 141, n. 1, p. 50-55, 2010.

KNOLL, Glenn F. **Radiation detection and measurement**. John Wiley & Sons, 2010.

LEÃO JR., R. G. **Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânio por Tomografia Computadorizada**. 2012. 96f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

LEIDE-SVEGBORN, Sigrid. Radiation exposure of patients and personnel from a PET/CT procedure with 18F-FDG. **Radiation protection dosimetry**, v. 139, n. 1-3, p. 208-213, 2010.

MAHMUD, M. H. *et al.* Estimation of patient radiation dose from whole body 18F-FDG PET/CT examination in cancer imaging: a preliminary study. In: **Journal of Physics: Conference Series**. Vol. 546. No. 1. IOP Publishing. 2014.

MALONE, Jim *et al.* Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. **The British journal of radiology**, v. 85, n. 1013, p. 523-538, 2012.

MEIJA, A.A., Nakamura, T., Masatoshi, I., Hatazawa, J., Mazaki, M., Watanuki, S. Estimation of absorbed doses in humans due to intravenous administration of fluorine-18-fluorodeoxyglucose in PET studies. **Journal of Nuclear Medicine**. 32, 699–706, 1991.

MELETH S., WHITEHEAD N., EVANS TS, *et al.* **Technology Assessment on Genetic Testing or Molecular Pathology Testing of Cancers with Unknown Primary Site to Determine Origin [Internet]**. Rockville (MD): Agency for Healthcare Research and Quality (US); 2013 Feb 20. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK285003/>

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **IMC em crianças e adolescentes**. [S. l.], 30 maio 2017. Disponível em: <http://portalms.saude.gov.br/component/content/article/804-imc/40510-imc-em-criancas-e-adolescentes>. Acesso em: 10 jan. 2018.

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne MR. **Anatomia orientada para a clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2014.

MOURÃO, Arnaldo Prata et al. Utilização do filme radiocrômico para registro da variação do perfil de dose em varredura de TC de tórax. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 9, n. 3, p. 2-5, 2016.

MOURÃO, Arnaldo Prata. **Tomografia computadorizada: Tecnologias e aplicações**. 2 ed. Rio de Janeiro: Senac, 2015. 296 p.

NAYYERI, Fereshteh; ABD RAHNI, Ashrani Aizuddin; AB AZIZ, Aini. Modelling the GE discovery 690 PET/CT scanner. IN: 2015 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON SIGNAL AND IMAGE PROCESSING APPLICATIONS (ICSIPA). **Anais IEEE**. p. 160-164, 2015.

NIST. National Institute of Standards and Technology. Disponível em: www.nist.gov. Acesso em 2016.

POZZO, Lorena. **Tomografia por emissão de pósitrons com sistemas PET/SPECT: Um estudo da viabilidade de quantificação**. 2005. Tese (Doutorado em física) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

QUINN, Brian *et al.* Radiation dosimetry of 18F-FDG PET/CT: incorporating exam-specific parameters in dose estimates. **BMC medical imaging**, v. 16, n. 1, p. 41, 2016.

RADAR. RAdiation Dose Assessment Resource: **The Adult and pediatric**. 2017. Disponível em: <http://www.doseinfo-radar.com/Compendia.html>. Acesso em 2020.

RADIOLOGY SUPPORT DEVICES. **Alderson phantoms**. 2014. Disponível em: http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm. Acesso em: 24 mai. 2019.

ROBILOTTA, Cecil Chow. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. **Revista Panamericana de Salud Pública**, v. 20, p. 134-142, 2006.

SAHA, Gopal B. **Basics of PET imaging: physics, chemistry, and regulations**. Springer, 2015.

SAHA, Gopal B. **Physics and radiobiology of nuclear medicine**. Springer Science & Business Media, 2012.

SAHA, Gopal B.; SAHA, Gopal B. **Fundamentals of nuclear pharmacy**. New York: Springer, 2004.

SANTANA, P.C. **Doses e risco da radiação em pacientes submetidos a exames de corpo inteiro de 18F-FDG PET-CT para diagnóstico oncológico**. 2014. 117f. Tese (Doutorado em Ciências e técnicas nucleares). Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.

SANTOS, F. S. **Dosimetria em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça e pescoço: uso de blindagem de bismuto de órgãos sensíveis**. 2019. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2019.

SBMN. **Acesso à tecnologia PET/CT é deficitário e assimétrico no País**. (2016). Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear. Disponível em: <https://sbmn.org.br>. Acesso em agosto de 2020.

SEURI, Raija; REHANI, Madan M.; KORTESNIEMI, Mika. How tracking radiologic procedures and dose helps: experience from Finland. **American Journal of Roentgenology**, v. 200, n. 4, p. 771-775, 2013.

SILVA, R. E. **Dosimetria com materiais radiocrômicos em feixes de elétrons acelerados – processos de irradiação com doses altas**. 145 f. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

SMITH-BINDMAN, Rebecca; *et al.* Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. **Journal of the American Medical Association (JAMA)**, v. 307, n. 22, p. 2400-2409, 2012.

SMITH-BINDMAN, Rebecca; MIGLIORETTI, Diana L.; LARSON, Eric B. Rising use of diagnostic medical imaging in a large integrated health system. **Health affairs**, v. 27, n. 6, p. 1491-1502, 2008.

SNMMI. **Nuclear Medicine Radiation Dose Tool. 2018**. Disponível em: <http://www.snmmi.org/ClinicalPractice/doseTool.aspx?ItemNumber=11216&&navItemNumber=11218>. Acesso em 2020.

STABIN, Michael G. **Fundamentals of nuclear medicine dosimetry**. Springer Science & Business Media, 2008.

SWEET, W. G. Localization of brain tumors with positron emitters. **Nucleonics**, v. 11, p. 40-45, 1953.

TAUHATA, Luiz *et al.* **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. CBPF, 2014.

THEOCHAROPOULOS, Nicholas *et al.* Estimation of effective doses to adult and pediatric patients from multislice computed tomography: a method based on energy imparted. **Medical physics**, v. 33, n. 10, p. 3846-3856, 2006.

TOWNSEND, David W. Combined positron emission tomography–computed tomography: the historical perspective. In: **Seminars in Ultrasound, CT and MRI**. WB Saunders, 2008. p. 232-235.

TOWNSEND, David W. *et al.* A rotating PET scanner using BGO block detectors: design, performance and applications. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 34, p. 1367-1367, 1993.

TOWNSEND, David W. *et al.* PET/CT today and tomorrow. **The journal of nuclear medicine**, v. 45, p. 4S, 2004.

TSUKAMOTO, Eriko; OCHI, Shinji. PET/CT today: system and its impact on cancer diagnosis. **Annals of nuclear medicine**, v. 20, n. 4, p. 255, 2006.

TURKINGTON, Timothy G. Introduction to PET instrumentation. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 29, n. 1, p. 4-11, 2001.

UNSCEAR. UNSCEAR 2013 Report. **Sources, effects and risks of ionizing radiation**. Volume II: Scientific Annex B: Effects of radiation exposure of children. UNSCEAR 2013 Report. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. New York: United Nations, 2013.

VAQUERO, Juan José; KINAHAN, Paul. Positron emission tomography: current challenges and opportunities for technological advances in clinical and preclinical imaging systems. **Annual review of biomedical engineering**, v. 17, p. 385-414, 2015.

VON SCHULTHESS, Gustav K.; STEINERT, Hans C.; HANY, Thomas F. Integrated PET/CT: current applications and future directions. **Radiology**, v. 238, n. 2, p. 405-422, 2006.

WAHL, Richard L.; WAGNER, Henry N. **Principles and practice of PET and PET/CT**. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

WORKMAN, R.B; COLEMAN, R.E.; SANDLER, M.P. **PET/CT: essentials for clinical practice**. Springer Science & Business Media, 2006.

WORLD HEALTH ORGANIZATION *et al.* **Communicating radiation risks in paediatric imaging: information to support health care discussions about benefit and risk**. 2016. Disponível em: https://www.who.int/ionizing_radiation/pub_meet/radiation-risks-paediatric-imaging/en/. Acesso em 2019/2020.

WU, Tung-Hsin *et al.* Radiation exposure during transmission measurements: comparison between CT-and germanium-based techniques with a current PET scanner. **European journal of nuclear medicine and molecular imaging**, v. 31, n. 1, p. 38-43, 2004.

YAO, Tiantian *et al.* A study of four radiochromic films currently used for (2D) radiation dosimetry. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 133, p. 37-44, 2017.

ZANZONICO, Pat. Positron emission tomography: a review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. In: **Seminars in nuclear medicine**. WB Saunders, 2004. p. 87-111.

APÊNDICE A– Formulário para análise dos protocolos de PET/CT utilizados no país**Análise dos protocolos de PET/CT utilizados no país**

Solicitamos a sua colaboração para responder a este questionário online de forma anônima e rápida.
Este trabalho faz parte de uma tese de doutorado do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG e têm como objetivo o mapeamento e análise dos protocolos de PET/CT utilizados no Brasil.

***Obrigatório**

1. Qual o seu estado? *

2. Qual o equipamento de PET/CT utilizado no seu serviço? Favor especificar marca e modelo. *

3. Nos exames que utilizam 18F-FDG a atividade do radiofármaco injetada é: *

Protocolo utilizado para varredura de corpo inteiro em pacientes oncológicos.
Marque todas que se aplicam.

- Atividade fixa para todos os pacientes.
 Atividade variável de acordo com o peso do paciente.
 Atividade variável com a idade do paciente (diferente para crianças e adultos).

4. Qual o fator ou dose utilizada para determinar a atividade de Flúor-18 injetada? *

5. No seu serviço, qual a função da CT nos exames de PET-CT? *

Marque todas que se aplicam.

- Apenas para mapeamento anatômico e localização das lesões encontradas no PET com baixa resolução espacial.
 É utilizada como ferramenta diagnóstica com alta resolução espacial.
 Outro: _____

6. A varredura tomográfica por CT de pulmão de alta resolução é realizada como rotina para os pacientes oncológicos? *

Marcar apenas uma oval.

- Não.
 Sim, para todos.
 Apenas em casos específicos.