

INSTITUTO FEDERAL
Bahia
Campus Vitória da Conquista

INSTITUTO FEDERAL DA BAHIA
IFBA - CAMPUS VITÓRIA DA CONQUISTA
DIRETORIA DE ENSINO - DEN
COORDENAÇÃO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - COEEL

GESSICA DA SILVA PEREIRA

ESTUDO DAS DOSES ABSORVIDAS EM TÉCNICOS DURANTE OS
PROCEDIMENTOS DE PET COM 18-FDG

VITÓRIA DA CONQUISTA

2022

GESSICA DA SILVA PEREIRA

**ESTUDO DAS DOSES ABSORVIDAS EM TÉCNICOS DURANTE OS
PROCEDIMENTOS DE PET COM 18-FDG**

Projeto de Final de Curso
apresentado ao curso de Graduação em
Engenharia Elétrica do Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia,
Campus Vitória da Conquista, como
requisito parcial para obtenção do título de
Engenheira Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Walmir Belinato

VITÓRIA DA CONQUISTA

2022

P436e Pereira, Gessica da Silva

Estudo das doses absorvidas em técnicos durante os procedimentos de pet com 18-FDB. / Gessica da Silva Pereira -Vitória da Conquista, 2022.
51f.: il.: color.

Orientador: Walmir Belinato

Projeto Final de Curso (Graduação) Engenharia Elétrica- Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia - Campus de Vitória da Conquista - BA, 2022.

1. PET 2. Radiofármacos. 3. Método de Monte Carlo. I. Belinato, Walmir. II. Título.

CDD: 616.0757

Catálogo na fonte: Sônia Iraína Roque Andrade – CRB 5/1203
IFBA – Campus Vitória da Conquista – BA



ESTUDO DAS DOSES ABSORVIDAS EM TÉCNICOS DURANTE OS PROCEDIMENTOS DE PET COM 18-FDG

GESSICA DA SILVA PEREIRA

A presente monografia, apresentada em sessão pública realizada em 16 de dezembro de 2022, foi avaliada como adequada para obtenção do grau de Engenheiro, julgada e aprovada em sua forma final pela Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, campus Vitória da Conquista.

Data da Aprovação: 16 de Dezembro de 2022.

BANCA EXAMINADORA

Dr. Walmir Belinato
Orientador – IFBA Campus Vitória da Conquista

Me. Elvio Prado da Silva
IFBA Campus Vitória da Conquista

Dr. Diego da Cunha Carvalho
IFNMG - Campus Salinas

VITÓRIA DA CONQUISTA – BA

2022

*“Dando graças constantemente a Deus Pai por todas as coisas, em nome de nosso
Senhor Jesus Cristo.”*

Efésios 5:20

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus por ter me sustentado até aqui.

Agradeço a minha família e amigos por todo apoio durante essa jornada, sem eles não chegaria ao objetivo. Agradecimento especial aos meus pais, Antônio Carlos e Gersonete, por ter proporcionado e incentivado os meus estudos (Mãe, agradeço-te por cada palavra de apoio e por cada lanchinho feito com tanto carinho durante os dias estressantes e noites mal dormidas). Aos meus irmãos, Mateus e Ronnie e padrasto, Milton, pelo incentivo. Ao meu esposo, James, por me motivar e mostrar que tenho capacidade de atingir voos altos. E aos meus colegas de estudo que viraram amigos para vida (grupo “TANJAS” completo) destacando o nosso quarteto que hoje posso orgulhosamente chamar de família (Larissa, Wilquer e Liandra).

Enfim, destaco meu agradecimento ao IFBA, servidores em geral, e a cada professor que tive oportunidade de ser aluna. Sou imensamente grata a cada um que abdicou do seu tempo para ensinar com tanta maestria. Vocês, professores, impulsionaram de forma única o meu enriquecimento acadêmico. Ao professor Dr. Walmir Belinato, minha sincera gratidão por ter me proporcionado a participação no projeto de Iniciação Científica, que acarretou publicações e foi base para esse trabalho de final de curso. Obrigada por dividir comigo seus conhecimentos de tantos anos dedicados a especializações e por toda paciência e disponibilidade em aceitar ser meu orientador nessa jornada. Por fim, finalizo mais uma vez agradecendo a Deus por essa conquista em minha vida.

RESUMO

A tomografia por emissão de pósitrons (PET) faz uso da marcação de células tumorais por meio de radiofármacos acoplados à glicose que é fracionada por toda extensão do corpo, sendo possível verificar a concentração de glicose em maiores quantidades nos tecidos tumorais. Com a intenção de garantir a segurança de técnicos expostos ao trabalharem em instalações de exames PET, exposição essa decorrente desde o preparo do radiofármaco, administração ao paciente, posicionamento e transporte dos pacientes para a sala de captação até a execução do exame na sala de pet, é imposto um rigoroso controle de radiação na produção de raios gama durante as aniquilações. A partir dos resultados obtidos na simulação computacional com o código MCNPX, com fundamento no Método de Monte Carlo, este projeto visa a uma análise quanto à quantidade de doses de radiação absorvidas em técnicos que trabalham no processo de realização dos exames de PET em pacientes, crianças de cinco e dez anos, em todos os momentos durante a realização do exame. Ao fim das simulações foi possível calcular as doses ocupacionais efetivas médias, observou-se que a atividade de ^{18}F -FDG injetada nos pacientes infantis, devido a massa do paciente, produzirá uma dose efetiva média por procedimento menor, comparada aos demais pacientes. Espera-se que os resultados possam servir de base de consulta para os serviços de PET, buscando minimizar as doses absorvidas por técnicos que atuam nos serviços de medicina nuclear diariamente.

Palavras-chave: PET, radiofármacos, Método de Monte Carlo

ABSTRACT

Positron emission tomography (PET) makes use of the labeling of tumor cells by means of radiopharmaceuticals coupled to glucose that is fractionated throughout the body, making it possible to verify the concentration of glucose in greater amounts in tumor tissues. With the intention of guaranteeing the safety of technicians exposed when working in PET examination facilities, exposure arising from the preparation of the radiopharmaceutical, administration to the patient, positioning and transport of patients to the collection room until the execution of the examination in the pet room. strict radiation control is imposed on the production of gamma rays during annihilations. From the results obtained in the computer simulation with the MCNPX code, based on the Monte Carlo Method, this project aims at an analysis regarding the amount of radiation doses absorbed by technicians who work in the process of performing PET exams in children with one, five and ten years at all times during the examination. At the end of the simulations, it was possible to calculate the average effective occupational doses. It was observed that the activity of ^{18}F -FDG injected in pediatric patients, due to the patient's mass, will produce a lower average effective dose per procedure, compared to the other patients. It is expected that the results can serve as a reference for PET services, seeking to minimize the doses absorbed by technicians who work in nuclear medicine services on a daily basis.

Keywords: *PET, radiopharmaceuticals, Monte Carlo method*

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BREP	Boundary <i>RE</i> presentation
CC	Coeficientes de Conversão
CSG	Geometria de Construção de Sólidos
CT	Tomografia Computadorizada
DEN/UFPE	Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco
EPI	Equipamento de Proteção Individual
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas
IOE	Indivíduo Ocupacional Exposto
LOR	<i>Line of Response</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle Transport</i>
MIRD	<i>Medical Internal Radiation Dose</i>
MMC	Método de Monte Carlo
NURBS	<i>Non Uniform Rational Basis Spline</i>
PET	Tomografia por Emissão de Pósitrons
PMT	<i>Photomultiplier Tubes</i>
SBMN	Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear
SI	Sistema Internacional de Unidades
SPECT	Tomografia Computadorizada de Emissão de Fóton Único
¹⁸F-FDG	Fluordesoxiglicose – Flúor-18 marcado com a glicose

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Conjunto de Detectores Estacionários – PET	18
Figura 02 - Representação esquemática do funcionamento do PET-CT.....	19
Figura 03 - Tipos de eventos em coincidência	20
Figura 04 - Efeito Fotoelétrico	21
Figura 05 - Efeito Compton.....	22
Figura 06 – Princípio de funcionamento de um tubo fotomultiplicador	25
Figura 07 – Imagem tridimensional e corte coronal do fantoma ADAM	31
Figura 08 - Comparação entre vários modelos do aparelho digestório de um recém-nascido	32
Figura 09 - Simuladores computacionais e suas estruturas internas	33
Figura 10 - Simuladores construídos com superfícies MESH.....	34
Figura 11 - Cenários MCNPX com fantasmas antropomórficos virtuais MASH e FASH representando os pacientes e profissionais do serviço.....	36
Figura 12 - Cenários MCNPx com criança 5 anos, fantoma antropomórficos MESH. 36	
Figura 13 - Cenários MCNPx com criança 10 anos, fantoma antropomórficos FASH. 37	
Figura 14 - Cenário MCNPX com um fantoma antropomórfico MASH3 durante o processo de diluição.....	37

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01- Coeficientes de dose (valores S) devido a pacientes adultos	40
Gráfico 02 - Resultado dos coeficientes de dose nos locais de interesse deste projeto para o antropomórfico virtual feminino.....	41
Gráfico 03 - Valores de $C[HT]$ nos seguintes cenários: a) administração ao paciente, b) absorção c) Posicionamento no equipamento PET.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Propriedades dos cintiladores usados em PET	24
Tabela 02 - Fatores de peso W_t para órgãos e tecidos (ICRP, 2007a)	27
Tabela 03 - Limite de doses anuais.....	27
Tabela 04 - Descrição de Tallys para o MCNPX	29
Tabela 05 - Cálculo da atividade recomendada para crianças	42
Tabela 06 - Dose efetiva média em técnicos devido a procedimentos PET(μ Sv/procedimento).....	44
Tabela 07 - Dose efetiva média em técnicos para exames em pacientes de PET.....	44
Tabela 08 - Paciente de 5 Anos: Coeficiente de dose (Valor S) no Tecnólogo FASH3 e MASH3 (mGy/MBq.s).....	50
Tabela 09 - Paciente de 10 Anos: Coeficiente de dose (Valor S) no Tecnólogo FASH3 e 'MASH3 (mGy/MBq.s).....	51

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1. MEDICINA NUCLEAR.....	16
2.2. PET – TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRON.....	17
2.2.1. MECANISMO DE FUNCIONAMENTO DO EQUIPAMENTO DE PET....	18
2.2.2. EFEITO FOTOELÉTRICO E EFEITO COMPTON – RADIAÇÃO ESPALHADA	20
2.2.3. SISTEMA DE DETECÇÃO DOS FÓTONS	23
2.3. DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES	25
2.4. MÉTODO DE MONTE CARLO	28
3. METODOLOGIA	35
3.1. CENÁRIOS MODELADOS PARA EXAME PET	35
3.2. OBTENÇÃO DO COEFICIENTE DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA	38
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	40
4.1. RESULTADO DAS DOSES EFETIVAS POR PROCEDIMENTO	43
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	46
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	47
7. ANEXOS.....	50
7.1 PRODUÇÃO CIENTÍFICA.....	50
7.1.1 ARTIGOS PUBLICADOS EM PERIÓDICO INTERNACIONAL	50
7.2 COEFICIENTES DE DOSE PARA OS SIMULADORES PACIENTES ADULTOS E PEDIÁTRICOs	50

1. INTRODUÇÃO

Com o principal objetivo de identificar o funcionamento do corpo a nível molecular e avaliar o metabolismo das estruturas analisadas por meio de imagens, utilizando um mapa da distribuição de radiofármacos com emissores de pósitrons em um determinado corte do corpo, a Tomografia por Emissão de Pósitrons (do inglês *Póstron Emission Tomography- PET*) vem sendo cada vez mais explorada, principalmente em doenças oncológicas. Para execução do exame, é realizada a administração intravenosa de um material radioativo (^{18}F -FDG) no paciente, o qual se concentra no local do corpo a ser examinado. A fim de preservar a segurança dos técnicos expostos ao trabalharem em instalações de exames de PET, é imposto um rigoroso controle de exposição à radiação devido à liberação de fótons durante as aniquilações.

A exposição dos profissionais a doses de radiação ocorre desde o momento da preparação do radiofármaco, posicionamento e transporte dos pacientes para a sala de captação até a execução do exame na sala de PET. A classificação das exposições foi possível utilizando o método de Monte Carlo, em que os simuladores antropomórficos virtuais adultos MASH3 (masculino) e FASH3 (feminino) foram utilizados para representação dos profissionais, que dispõem de atributos antropométricos correspondentes aos dos indivíduos reais (CASSOLA, 2010).

Neste trabalho objetivou-se efetuar um estudo voltado à interação da radiação com a matéria a partir do método de Monte Carlo a fim de estimar a exposição à radiação de profissionais que lidam em serviço de exame PET para pacientes infantis (5 e 10 anos) utilizando da construção de arquivos de entrada para o código MCNPX.

Foram realizadas simulações computacionais para determinação de coeficientes de conversão (CC's) de dose em profissionais expostos, sendo possível simular e calcular os coeficientes de conversão de dose equivalente ($CC[H_T]$) e efetiva ($CC[E]$) por atividade do radiofármaco (mSv/MBq) e valores absolutos de doses efetivas além de comparar os valores obtidos em pacientes pediátricos com os resultados apresentados por BELINATO, 2016 para pacientes adultos.

Estes coeficientes, a partir da marcação do tempo de contato do profissional com o paciente, podem validar o cenário computacional voltado ao método PET no código

MCNPX com resultados disponíveis na literatura e estimar as doses efetivas por exame realizado no serviço de diagnóstico, permitindo, assim, fazer inferência sobre a rotina clínica durante o exame de PET.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. MEDICINA NUCLEAR

A medicina nuclear é definida pela Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear (SBMN) como uma especialidade médica que emprega métodos seguros para fornecer informações que outros exames diagnósticos não conseguiriam, usando materiais radioativos com finalidade diagnóstica como também com possibilidade de realizar procedimentos terapêuticos, no qual emprega-se baixas doses de radiação. Para realização dos exames, são utilizados radiofármacos constituídos por um radionucléico que emite radiação ionizante.

Diferente do radiodiagnóstico comum, em que o emissor de radiação para formação da imagem é o equipamento, na medicina nuclear, quem emite a radiação é um radioisótopo inserido ou injetado no paciente, e o equipamento será responsável por captar a energia para formação da imagem. O termo utilizado para nomear o fenômeno físico que ocorre desde o processo de captação e processamento da energia para formação da imagem vai depender do tipo de radioisótopo e região a ser examinada. Um exemplo é a cintilografia, a qual pode captar emissões de raios gama do Iodo radioativo (I-131) captado pela tireoide do paciente.

A medicina nuclear faz uso de duas técnicas para captação da imagem, sendo elas: SPECT (Tomografia Computadorizada de Emissão de Fóton Único) e PET (Tomografia por Emissão de Pósitrons). Tendo em vista que a imagem na medicina nuclear é mais voltada para avaliação da fisiologia de um determinado órgão ou região, é possível avaliar como está o funcionamento do órgão desejado por meio das imagens obtidas, como também detectar qualquer alteração metabólica que o paciente possa ter.

São utilizados vários radiofármacos distintos na medicina nuclear, mas todos com o objetivo de demonstrar as alterações metabólicas no corpo humano, em que cada órgão reage de acordo com o componente administrado. Diferente de outras técnicas da Medicina Nuclear, a Tomografia por Emissão de Pósitron (PET) faz uso de Radiofármacos acoplados a moléculas de glicose administrados no paciente. Não é possível a realização imediata do exame, pois é necessário o tempo de biodistribuição para que ocorra a absorção nas regiões de maior atividade molecular, possibilitando assim a realização do exame.

Para o profissional que trabalha com a medicina nuclear, é necessário que sejam utilizados todos os EPIs (Equipamento de Proteção Individual) necessários para proteção radiológica durante todo expediente, a fim de otimizar a quantidade de radiação absorvida durante a realização e acompanhamento dos exames. No decorrer dos procedimentos, além da exposição à radiação, pode ocorrer a contaminação radioativa, ou seja, o contato e ou penetração do material radioativo com o corpo. São raros os episódios, mas, a depender do estado clínico do paciente, ele pode urinar e/ou vomitar, fazendo com que a área de contato seja contaminada por um período específico, período esse referente ao tempo de meia vida do radiofármaco, o qual determina a energia final do material radioativo. Temos como exemplo o flúor-18, utilizado na técnica PET, que possui um tempo de meia vida de duas horas, ou seja, a cada duas horas, a sua energia cairá pela metade.

Quanto à nomenclatura atribuída às imagens obtidas durante os exames realizados na medicina nuclear, temos: hipercaptação (área dita como “mais quente”, com maior sinal, grande captação de radiofármaco), hipocaptação (área dita como “mais fria”, menor sinal, menor captação de radiofármaco) e Ausência de sinal.

2.2. PET – TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRON

Definida pelo seu criador, o físico norte-americano Dr. Michael Phelps, como sendo “uma tecnologia de imagem que mede e quantifica processos bioquímicos”, a Tomografia por Emissão de Pósitrons faz como que seja possível adquirir imagens funcionais capazes de medir processos bioquímicos, considerada como um mapa da distribuição de um radiofármaco emissor de pósitrons em uma região do corpo demarcada (ROBILOTTA, 2006).

O radiofármaco é composto por um isótopo radioativo, que permite a formação da imagem, acoplado ao fármaco, que simula um processo bioquímico ou molecular. No caso do PET, tem-se como um dos mais utilizados o ^{18}F -FDG (Fluordesoxiglicose – Flúor-18 marcado com a glicose), esse composto é administrado via endovenosa no paciente no qual vai simular o mesmo caminho percorrido pela glicose no organismo.

As células, no primeiro momento, não são capazes de diferenciar a glicose normal do radiofármaco, fazendo com que esse entre na célula percorrendo a mesma via. Após adentrar na célula, ao invés de seguir o processo bioquímico natural percorrido pela glicose (produzir energia), o fluordesoxiglicose permanece retido dentro

da célula, o que faz com que seja possível obter a imagem nas partes do corpo em que tenha o maior consumo de glicose.

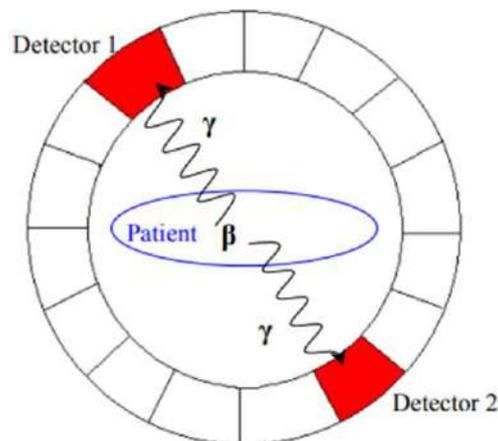
O PET apresenta uma imagem de baixo contraste/resolução em relação às estruturas anatômicas do paciente, de maneira que é preciso utilizar um aparelho híbrido: o PET mais o CT (Tomografia Computadorizada), conseguindo produzir a imagem funcional no PET acoplada à imagem anatômica da tomografia. O paciente primeiramente faz toda varredura no CT, responsável por mostrar a exata localização da região anatômica pela imagem tomográfica. Em seguida é realizada a captação das imagens de PET. Nesse cenário, é obtida a imagem por transmissão no CT (em que o equipamento vai transmitir a radiação pelo corpo do paciente por meio dos raios-X) e no PET, por captação (através de detectores, pois o paciente emitirá o material radioativo).

Havendo isso, dá-se a importância da utilização do exame, pois células tumorais apresentam um consumo maior de glicose, possibilitando que seja feito um estudo funcional dessas células, sendo que o diagnóstico por PET/CT é utilizado em áreas da medicina como: cardiologia, neurologia, oncologia e psiquiatria (ROBILOTTA, 2006).

2.2.1. MECANISMO DE FUNCIONAMENTO DO EQUIPAMENTO DE PET

Na tomografia por emissão de pósitrons, é utilizado um sistema em formato de anel, que é formado por um grupo de detectores estacionários (fotomultiplicadora e cristais) ao redor do paciente (Figura 01).

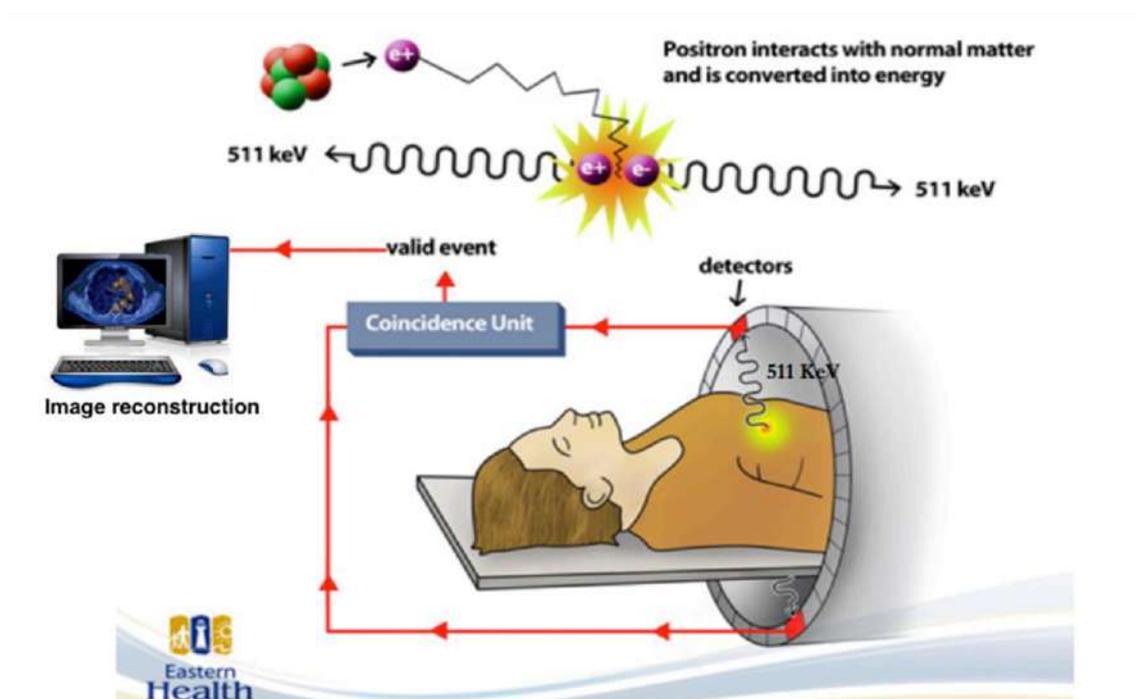
Figura 01 - Conjunto de Detectores Estacionários – PET.



Fonte – (Coker, 2003).

Ao injetar no paciente um radiofármaco com ^{18}F -FDG, por exemplo, o emissor de pósitron (β) vai perdendo energia para o corpo e, ao chegar no final da sua trajetória, haverá interação com o elétron (e^-) da região anatômica do paciente, produzindo dois fótons (aniquilação), fazendo com que, no lugar das partículas, surjam dois fótons gama (γ) com energia de 511 KeV, que são emitidos em direções opostas em um ângulo de 180° (Figura 2), chamada de radiação de aniquilação. Assim, o componente responsável pelo sinal captado são os dois fótons gama, cada um com energia de 511 keV, que apresentam uma linha de resposta formada a partir da radiação de aniquilação. Destarte, a cada dois detectores, será obtida uma linha de resposta em que serão captados os fótons gama.

Figura 02- Representação esquemática do funcionamento do PET-CT.



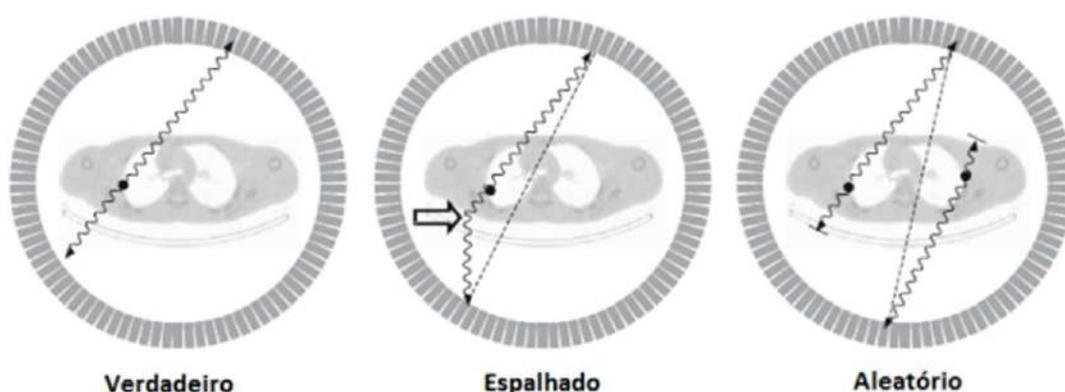
Fonte: (Giongo, 2018)

Dessa forma, ao ser realizada a detecção dos raios gama pelos anéis detectores, os dados processados passarão pela unidade de processamento de coincidência. Posteriormente, será gerado um sinograma ou dado de modo lista, fazendo com que possam ser construídas imagens. Por fim, será feita a reconstrução da imagem para ser gerada a imagem final do exame PET. Nessa perspectiva, considera-se um evento válido se ele acontece em uma janela temporal entre 6 e 12 nanosegundos, ocasionando, sem a necessidade de usar colimadores físicos, em uma linha de resposta (termo em inglês,

line of response – LOR) entre o par de detectores. Este método, conhecido como colimação eletrônica, é responsável pela alta sensibilidade da PET.

Na unidade de processamento de coincidência, os processos dos eventos que irão contribuir para a formação da imagem serão: evento verdadeiro, evento de espalhamento e evento aleatório, sendo o evento verdadeiro o único que formará a imagem real desejada. Diferentemente, o evento de espalhamento e o evento aleatório irão gerar ruídos, sendo necessária a aplicação de métodos de correção.

Figura 03- Tipos de eventos em coincidência.



Fonte: Adaptado de BAILEY et al., 2005.

Um evento verdadeiro ocorre quando são emitidos os fótons colineares registrados por detectores coincidentes de uma única aniquilação, fazendo com que não ocorra qualquer forma de interação da radiação com o meio. No momento em que ocorre espalhamento no meio (de ao menos um dos fótons de aniquilação), antes de ser detectado, nomeiam-se eventos espalhados. Ao serem detectados dois fótons oriundos de diferentes eventos de aniquilação, esta coincidência é chamada de aleatória (ZAIDI, 2006).

2.2.2. EFEITO FOTOELÉTRICO E EFEITO COMPTON – RADIAÇÃO ESPALHADA

O efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica, aplicado à radiologia, é responsável pela formação do sinal. No processo, a energia do fóton incidente (raio X produzido) é superior a energia de ligação, e toda energia incidente é transferida para o elétron do átomo, fazendo com que esse seja expelido, tornando-se um elétron livre

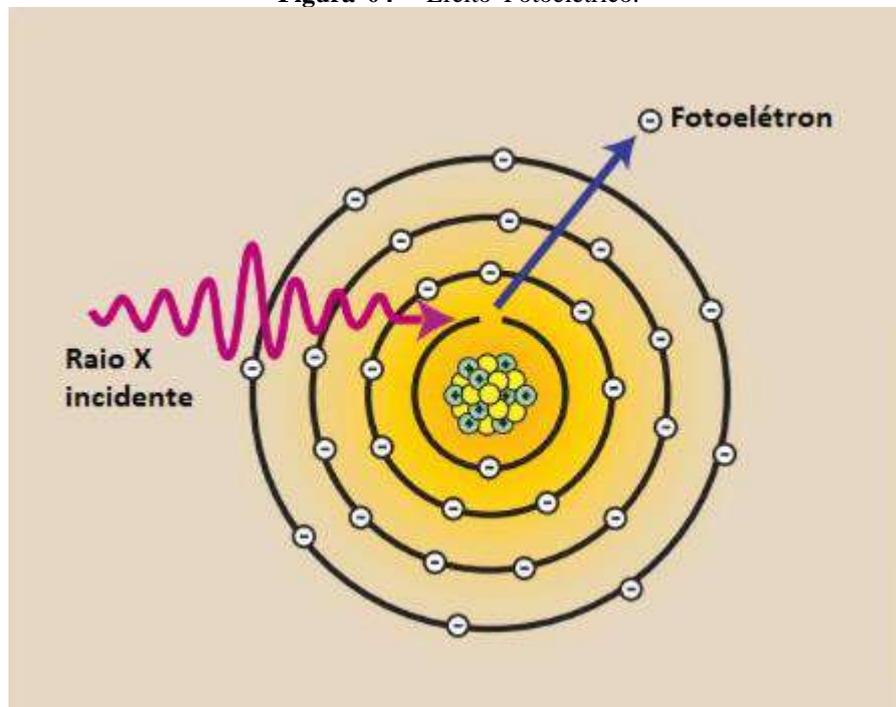
(fotoelétron), o que ocasiona uma lacuna em que um elétron da camada mais externa salta para preenchê-la, sucedendo, também, a emissão de radiação. Ressalta-se, por oportuno, que toda essa interação ocorre nas camadas mais internas do átomo.

Nesse processo ocorre uma conservação de energia em que a energia cinética do fotoelétron (T_c) é igual à subtração da energia do fóton incidente ($h\nu$, em que h a constante de Planck, ν a frequência do fóton incidente) pela energia de ligação (φ_0), energia gasta para retirar o elétron de sua camada (Equação 01). A descrição matemática descrita neste item foi embasada BELINATO (2016).

$$T_c = h\nu - \varphi_0 \quad (01)$$

Nesse efeito não ocorrem fótons espalhados, pois toda energia do fóton é absorvida, não havendo degradação da imagem devido à radiação espalhada. A probabilidade para ocorrer o efeito fotoelétrico é igual a $(h\nu)^{-3}$, assim temos que a maior probabilidade é para elementos químicos de alto número atômico Z e energias baixas.

Figura 04 - Efeito Fotoelétrico.



FONTE – Bushong, Stewart C. 2010.

No efeito Compton, também denominado como espalhamento Compton, ocorre a interação dos raios X incidentes com as camadas do átomo, em que os elétrons têm energia de ligação baixa (camadas mais externas). Assim, os raios X incidentes só depositam parte da energia no elétron, energia essa suficiente para que seja ejetado, tendo

como consequência o espalhamento de uma parte da radiação incidente em determinado ângulo e um elétron ejetado. Nesse processo ocorre conservação de energia

e conservação de momento. Temos, na conservação de energia, que a energia incidente (E_0) é igual à soma da energia cinética do elétron ($E_{C_{e^-}}$) mais a energia do fóton espalhado (E_{espal}).

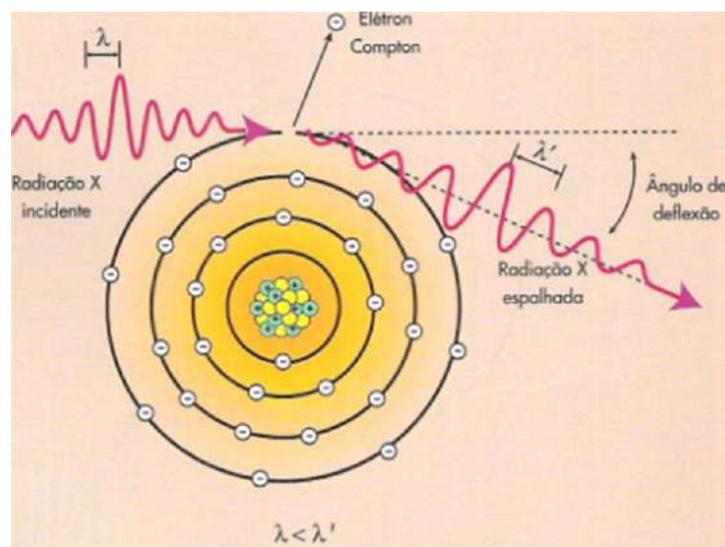
$$E_0 = E_{\text{espal}} + E_{C_{e^-}} \quad (02)$$

A energia do fóton espalhado é dada pela Equação 03 em que o ângulo de espalhamento varia de acordo a energia transferida, temos:

$$E_{\text{espal}} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ keV}}(1 - \cos\theta)} \quad (03)$$

Tem-se que, quanto maior for a energia incidente, uma maior proporção será para o elétron ejetado, e o fóton espalhado terá uma menor energia. As consequências ocasionadas desse efeito são uma série de interações que acarretam imagens com baixa qualidade (reduz o contraste da imagem) além da exposição à radiação.

Figura 05 - Efeito Compton.



FONTE – Bushong, Stewart C. 2010.

Considerando as energias dos fótons emitidos por PET/CT, os principais processos de interação da radiação ionizante com a matéria são o efeito fotoelétrico e o efeito Compton, e a ocorrência desses dependem de vários fatores, tais como a energia do feixe e o número atômico do material absorvedor. (BELINATO, 2016, p.22).

2.2.3. SISTEMA DE DETECÇÃO DOS FÓTONS

As características dos componentes usados na detecção dos fótons (Cristais cintiladores, tubos fotomultiplicadores, blocos e detectores), durante o exame PET, afetam diretamente o desempenho dos equipamentos no dia a dia. Dado isso, é de suma importância o entendimento sobre eles.

Os cristais cintiladores constituem-se em cristais que, quando a radiação gama incide, ocorre uma conversão da radiação em fótons de luz (processo chamado de cintilação), decorrente da energia depositada por efeito fotoelétrico ou por espalhamento Compton. A intensidade desse sinal luminoso é condizente com a energia da radiação. Tal fato faz com que seja possível diferenciar a energia da radiação incidente. Os tubos fotomultiplicadores (termo em inglês, photomultiplier tubes – PMT), responsáveis por ampliar o sinal, são acoplados ao cristal, sendo possível transformar o sinal luminoso em sinal elétrico (CHERRY et al., 2012).

Aplicado aos detectores PET, os cintiladores devem possuir quatro propriedades principais: poder de freamento para fótons de 511 keV, baixo tempo de decaimento do sinal, resolução energética e alta eficiência. A fim de que os cristais fossem divididos em elementos cada vez menores, ao passar dos anos, realizaram-se melhoras constantes nessas propriedades, aperfeiçoando a sua resolução espacial e minimizando o tempo morto (refere-se as perdas causadas pelo tempo limite para processamento dos eventos imposto pelos sistemas de detecção) (BAILEY et al., 2005; ZAIDI, 2006). Os detectores PET atuais empregam cristais de BGO ou LSO, esses cristais apresentam o melhor cenário quanto às quatro propriedades dos cintiladores: alto rendimento luminoso, alto poder de freamento e baixo tempo de decaimento. Na Tabela 1, são apresentadas as propriedades dos principais cintiladores usados em PET.

Tabela 01– Propriedades dos cintiladores usados em PET.

Propriedades	Nal(Tl)	BGO	LSO	GSO	LYSO
Densidade (g/cm ³)	3,7	7,1	7,4	6,7	7,1
Coefficiente de atenuação a 511 keV (cm ⁻¹)	0,34	0,96	0,83	0,67	0,87
Tempo de decaimento (ns)	230	300	40	60	41
Rendimento Luminoso (fótons/keV)	38	6	29	10	46
Resolução energética a 511 keV (0/0)	6,6	10,2	10	8,5	12,5

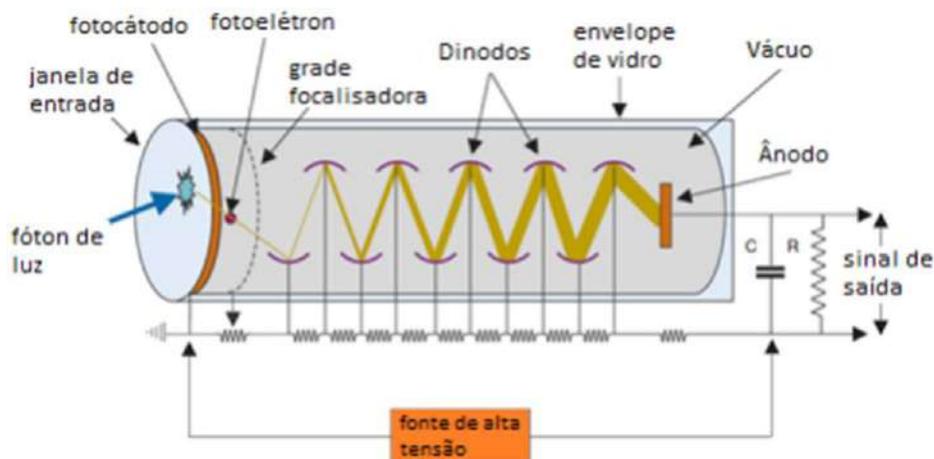
Os valores de resolução energética são características de cada tipo de cristal. Quando integrados nos sistemas PET, estes valores sofrem alterações significativas. Valores típicos de resolução energética para sistemas PET são de aproximadamente 20% e 14% para cristais de BGO e LSO, respectivamente.

Fonte: BAILEY et al., 2005.

O tubo fotomultiplicador é um mecanismo que usa o efeito fotoelétrico combinado com a emissão secundária de detecção de fótons, para converter luz em um sinal elétrico. O efeito fotoelétrico, resumidamente, resulta que ao ser incidido radiação em uma superfície metálica elétrons são ejetados. Por meio de tal efeito, um fotomultiplicador absorve a luz emitida pelo cintilador e a reemite na forma de elétrons.

O PMT constitui-se de um tubo a vácuo contendo um fotocátodo, vários dinodos e um ânodo. A Figura 06 representa o princípio de funcionamento do tubo fotomultiplicador, pelo qual um fóton de luz é incidido na superfície (fotocátodo) onde ocorre a liberação de um elétron (foto-elétron) na superfície interna do tubo, pelo efeito fotoelétrico. No tubo é aplicado uma diferença de potencial (fonte de alta tensão) crescente e por meio de um divisor de tensão os dinodos ficam com carga mais positiva, em que o processo da interação do elétron com o dinodo, pelo efeito de colisão, resultará na emissão de múltiplos elétrons secundários. Ao chegar no último dinodo (ânodo), existirá uma corrente na ordem de micro amperes, em um ganho do sinal de mais de um milhão.

Figura 06– Princípio de funcionamento de um tubo fotomultiplicador



Fonte: Adaptado de CHERRY et al., 2012.

Como já descrito anteriormente, o equipamento PET é constituído de blocos detectores ordenados em forma de anel. Tendo como base um bloco detector característico, quatro tubos fotomultiplicadores são ligados opticamente a um grupo de cristais que atuam como indicador de luz. A grandeza que determina a resolução espacial do sistema é a dimensão dos elementos detectores, já a sensibilidade é definida pela quantidade de blocos.

2.3. DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES

A palavra dosimetria é descrita no dicionário da língua portuguesa como a grandeza que quantifica as doses de radiação que um indivíduo pode estar exposto, referente à dose de radiação dada a um sistema/corpo/organismo. Assim, a dosimetria das radiações relaciona-se à obtenção da dose absorvida num determinado material ou tecido, conseqüente da exposição à radiação ionizante, a fim de, na dosimetria individual, mensurar o nível de dose de radiação recebida pelo usuário por um certo período, em virtude do seu trabalho. A ICRP, em sua publicação de número 103, afirma que a exposição ocupacional se refere a toda exposição incorrida pelos trabalhadores durante o período da atividade profissional. Na prática, para monitoramento dessa exposição, usa-se o dosímetro. monitor utilizado para quantificar a dose que o indivíduo ocupacional exposto (IOE) recebe.

Os sistemas de unidades radiométricas são dados com base em resoluções da Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiação. A ICRP desenvolveu um esquema semelhante ao da dosimetria da comissão MIRD (Medical Internal Radiation Dose) mas usou terminologia diferente e símbolos para as grandezas fundamentais. Algumas das grandezas físicas fundamentais são: dose absorvida, kerma, fluência, exposição etc.

A grandeza física que mostra a energia média transferida pela radiação indiretamente ionizante para elétrons no meio por unidade de massa dm (PODGORSAK, 2005) é denominada como kerma (acrônimo de *kinetic energy released per unit of mass*), e tem como sua unidade de medida o gray ($Gy=J/kg$).

A **dose absorvida** (D), considera os efeitos na matéria e é dada pela quantidade de energia (E) por unidade de massa (m), Equação 04:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (04)$$

Sua unidade no sistema convencional, unidade antiga, era dado em Rad. No Sistema Internacional (SI) é dado em Gray (Gy), em que $1Gy = 1 J/Kg = 100 Rad$.

Considerada como a grandeza física fundamental em dosimetria, analisando a natureza da radiação, tem-se a **dose equivalente** (H). É a dose absorvida em um ponto ponderando o tipo de radiação, ou seja, o resultado da dose absorvida multiplicado pela constante do tipo de radiação, habilidade que uma radiação em particular possui de causar danos (W_R), tendo o resultado em Sievert (Sv), temos na Equação 05:

$$H = W_R D \quad (05)$$

Para a radiação de fótons, o valor do fator W_R é igual a um, de maneira que o valor dado em Gray será igual ao valor em Sievert.

A soma dos efeitos estocásticos causados pelas doses equivalentes em todos os órgãos e tecidos do corpo, refletindo a radiosensibilidade do tecido ou órgão afetado, é dada em Sievert pela **dose efetiva** (E). Nessa vertente, a dose equivalente em cada órgão e tecido é multiplicado pelo respectivo fator de ponderação tissular (W_t), também denominado de fator de peso, sendo então, feito o somatório desses produtos para obter

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

$$E = \sum(H_T \cdot W_T) \quad (06)$$

Estão dispostos na Tabela 02 os fatores de peso para os principais órgãos internos, de acordo a publicação 103 da ICRP (ICRP, 2007a).

Tabela 02- Fatores de peso W_T para órgãos e tecidos (ICRP, 2007a).

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

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

Fonte: ICRP, 2007^a.

A taxa de dose absorvida é definida como a quantidade de energia depositada por unidade de massa por unidade de tempo, ou seja, dose recebida por um certo tempo. Como exemplo, Sievert por hora (Sv/h).

A Tabela 03 mostra o limite de dose anuais determinada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN, 2011).

Tabela 03– Limite de doses anuais.

GRANDEZA	ÓRGÃO	IOE	PÚBLICO
DOSE EFETIVA	CORPO INTEIRO	20mSv	1mSv
	CRISTALINO	20mSv	15mSv
DOSE EQUIVALENTE	PELE	500mSv	50mSv
	MÃOS E PÉS	500mSv	-

Fonte: CNEN – NN – 3.01

A ICRP estima também que o risco de morte de câncer aumenta cerca de 0,5% com a exposição a 100mSv. Levantamentos epidemiológicos e outros estudos não verificam qualquer aumento no risco de câncer em doses menores que 100mSv.

2.4. MÉTODO DE MONTE CARLO

O mestre em gerenciamento de riscos em projetos, professor Luiz Henrique Pedroso afirma em sua fala que:

A simulação de Monte Carlo é a ferramenta para tomada de decisão que pode utilizar de planilhas existentes, seus dados históricos e suas previsões probabilísticas de cada variável envolvida no processo e através das simulações apresentar os diversos cenários de forma probabilística, ajudando na tomada de decisão e mitigação de futuros eventos que possam impactar o seu negócio. Afirmando assim que a simulação de Monte Carlo não é uma ciência exata, mas sim uma ferramenta utilizada para melhorar a chance de sucesso das decisões. (PEDROSO,2020)

O Método de Monte Carlo (MMC) utiliza números aleatórios e de distribuição de probabilidade para simular as possíveis interações das partículas ao longo do percurso na matéria (YORIYAZ, 2009). Informações físicas que irão definir a energia, posição e direção de deslocamento das partículas de um feixe de radiação são separados no algoritmo de um código computacional de transporte de radiação.

BELINATO cita em sua defesa como é ampla a utilização das técnicas envolvendo Método de Monte Carlo na física médica, tendo como exemplos: proteção radiológica de profissionais de saúde, projetos de cintiladores, caracterização de fontes, detectores de radiação e dosimetria interna em pacientes adultos e pediátricos. Durante as simulações, os Códigos que utilizam o método de Monte Carlo se baseiam na interação da radiação com a matéria levando em consideração aspectos físicos aderindo muitas interações de partículas, que são adicionadas, seguindo uma distribuição probabilística, em um subconjunto específico chamado de sub-rotina (BELINATO,2016).

Surgiram ramificações com base no método de Monte Carlo, a fim de atender as necessidades e evoluções ao decorrer dos anos. O Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP) é um exemplo a ser citado. Esse código é capaz de localizar partículas de todos os tipos em uma larga faixa de energia e utiliza de energia contínua, além da geometria, que pode ser generalizada, a depender do tempo de transporte de radiação de propósito geral. Esse código de simulação é aplicado em diversas áreas, entre outras aplicações,

tem-se: proteção contra a radiação e dosimetria, na física médica, segurança de criticidade nuclear, projeto e análise de detectores.

O Código MCNPX é uma extensão para o MCNP com a capacidade de simular nêutrons e transporte de partículas até energias de alguns GeV. Ele simula interações com fótons considerando elétrons ou fóton/elétron acoplados, o que é de grande importância para a adequada determinação dos resultados de energia depositada em detectores de radiação (PELOWITZ, 2011). Pode ser solicitado pelo usuário ao MCNPX para identificar o tipo de informação e as quantidades físicas normalizadas por partícula, como a dose absorvida ou a deposição de energia em um volume, utilizando um *tally*. Os *tallys* são aplicados para detalhar quais informações devem ser retiradas da simulação de Monte Carlo, eles são distinguidos pela partícula e pelo tipo de registro a ser feito (WERNER, 2017). Com objetivo de calcular a quantidade de energia depositada nos órgãos/tecidos do objeto simulador virtual antropomórfico neste trabalho, foi empregado o *tally* F6. Na Tabela 04 é possível observar alguns *tallys* disponíveis no MCNPX.

Tabela 04 - Descrição de Tallys para o MCNPX.

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

Fonte: PELOWITZ, 2011.

São dadas pelas seções transversais das partículas as probabilidades de várias interações entre elas, em que são ocasionados para cada interação números aleatórios que determinam pontos importantes, como: com que energia a partícula originou, sua direção de movimento e se a interação ocorrerá ou não, caso ocorra que tipo de interação será, quanta energia será absorvida pela reação, entre outros dados. Ao lançar um número estatisticamente significativo de partículas, é possível determinar o comportamento médio desse grupo de partículas.

O grande valor e utilidade deste código é que ele pode substituir testes caros ou impossíveis de serem realizados fisicamente. É frequentemente usado para projetos de grande escala, proporcionando economia significativa de tempo e custos para o público. A grande confiabilidade pelos usuários dos resultados obtidos e capacidade preditiva através da utilização do código MCNP é fundamentada em sua atuação durante avaliação com sites de teste de verificação e validação, testes automatizados, dados atômicos e nucleares básicos de alto nível e nível de testes importantes para seus usuários.

2.5. SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS

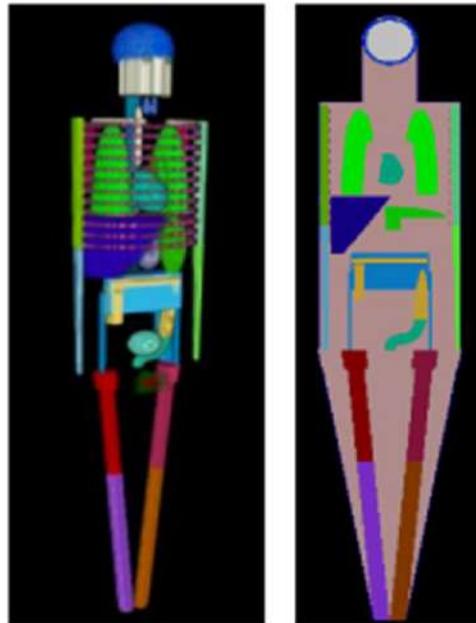
O sistema de proteção radiológica enfrenta como obstáculo a medição da dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo, pois ela não pode ser medida diretamente no indivíduo vivo, entre outras grandezas mensuráveis que não podem ser utilizadas diretamente para a avaliação do risco radiológico. Para determinar coeficientes de conversão entre grandezas de interesse e grandezas mensuráveis, foi necessário o desenvolvimento de modelos de exposição, afiliados com métodos adequados para medir ou calcular doses absorvidas, utilizando de fantasmas antropomórficos, físicos ou computacionais (CASSOLA, 2010).

É cada vez mais estimado o proveito de simuladores humanos computacionais adultos nas áreas de proteção radiológica, imagem e radioterapia. Com encargo de apresentar comportamento semelhante ao dos tecidos humanos quando expostos à radiação, os parâmetros que definem o material como tecido equivalente aos tecidos do corpo são a densidade, o poder de freamento e a espessura do meio, além da absorção e do espalhamento da radiação (ICRU, 1989).

Abstendo de uso de imagens tomográficas e criados com base no estudo e análise de referências anatómicas, foram desenvolvidos em 1967 os primeiros fantasmas de corpo inteiro, tendo como responsáveis Fisher e Snyder. Dando importância ao restringimento computacional da época, não foi possível representar a anatomia e posição real dos órgãos, pois utilizavam uma técnica de modelagem conhecida na computação gráfica como Geometria de Construção de Sólidos (CSG, Constructive Solid Geometry). A CSG possibilita, por meio de operações lógicas, a construção de superfícies ou sólidos complexos, ajustando objetos primitivos simples (elipsóides,

cones, cilindros e paralelepípedos). A Figura 07 mostra um modelo de fantoma matemático desenvolvido por KRAMER e colaboradores em 1982 nomeado como ADAM, a representação de órgãos internos através de objetos geométricos simples geralmente é grosseira, representando vagamente a anatomia real dos órgãos (KRAMER et al., 2006).

Figura 07 – Imagem tridimensional e corte coronal do fantoma ADAM.



Fonte: CASSOLA et al., 2011

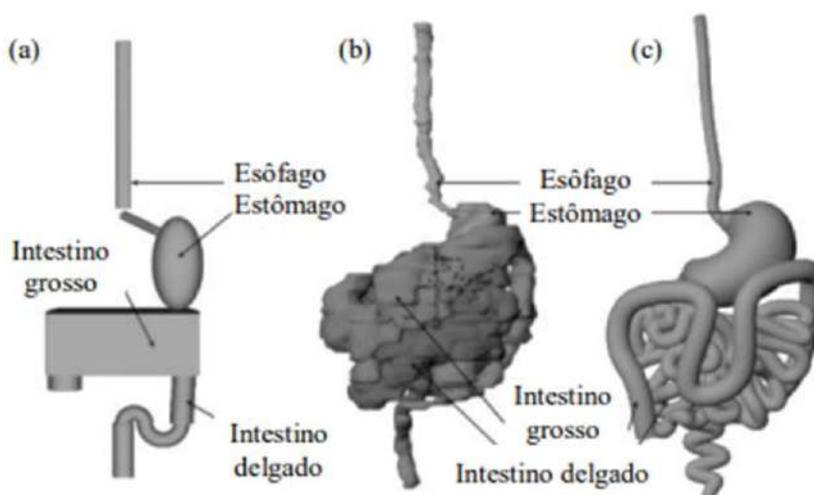
Ao passar dos anos, com a estruturação dos primeiros fantasmas tomográficos, houve um grande avanço quanto à melhora da descrição anatômica dos órgãos internos dos pacientes representativos, tendo em vista o desenvolvimento na obtenção das imagens médicas e avanço tecnológico com fundamento nas imagens geradas por tomografia computadorizada, ressonância magnética ou imagens fotográficas do corpo.

Em 2001, uma nova geração de fantasmas teve início com uma abordagem híbrida que une as melhores propriedades dos modelos matemáticos e tomográficos (LEE et al., 2007). Com base nos estudos de Stabin, essa geração de fantasmas foi desenvolvida por representação de fronteiras (BREP, *Boundary Representation*). Foi construído um modelo de torso com base em imagens tomográficas do *Visible Human Project* (U.S. National Library Of Medicine) e superfícies poligonais não uniformes NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*) utilizando de técnicas normalmente utilizadas em computação gráfica. A Figura 08 demonstra as diferenças na modelagem

dos órgãos internos, entre os fantasmas matemáticos, tomográficos e híbridos(CASSOLA, 2010).

Figura 08 - Comparação entre vários modelos do aparelho digestório de um recém-nascido:

(a) matemático, (b) tomográfico e (c) híbrido



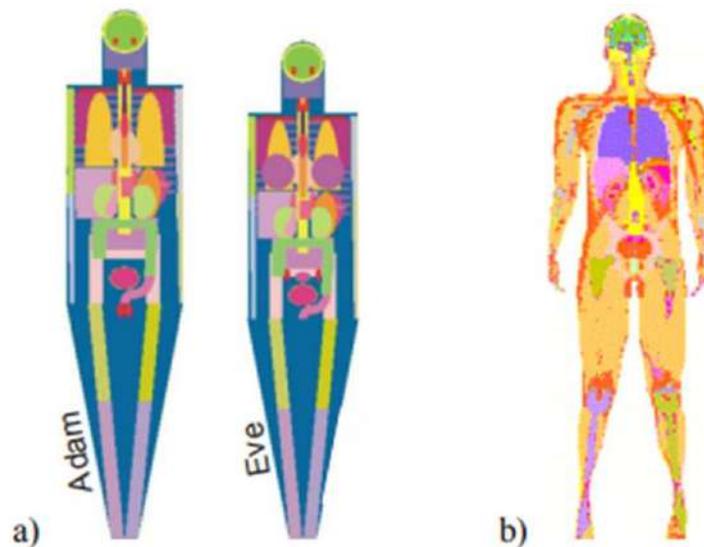
Fonte: LEE et al., 2007

No ano de 2007, foi realizada pela ICRP a publicação 103, em que conceitua formalmente que devem ser utilizados apenas os fantasmas humanos do tipo tomográfico para os cálculos dos dados de referência em dosimetria. Já em 2010 a ICRP, na publicação 110 (ICRP, 2010), introduz dois modelos oficiais representando adultos de referência masculino e feminino.

Para representar os contornos da superfície de órgãos e tecidos, o modelo híbrido utiliza das superfícies NURBS, também chamadas de superfícies de malha de 49 polígono (MESH) (XIE et al., 2013). Os primeiros modelos de simuladores antropomórficos masculinos e femininos, além de vinte modelos de referência pediátricos, foram construídos usando das mesmas superfícies, incluindo do recém-nascido de referência e de crianças de 1, 5, 10 e 15 anos de idade, para uso em dosimetria de radiação computacional (LEE et al., 2007; LEE et al., 2010). A geometria dos órgãos internos dos simuladores MIRD 5 (Adam e Eve) e o de voxel (MAX) está disposta na Figura 09.

Figura 09 - Simuladores computacionais e suas estruturas internas

a) MIRDO 5 - Adam e Eve b) Simulador de Voxel MAX

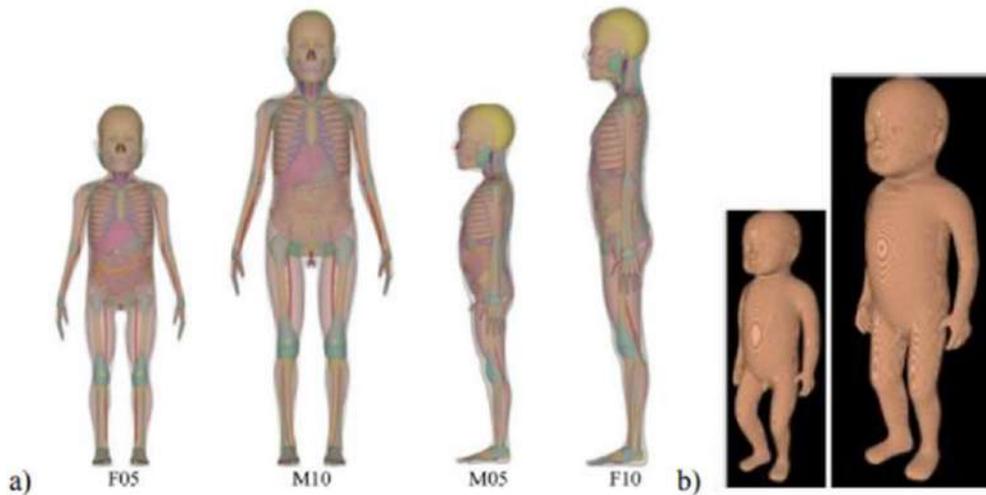


Fonte: KRAMER et al., 2003.

Foram desenvolvidos, pelo grupo de dosimetria numérica DEN/UFPE, simuladores antropomórficos chamados FASH (Feminino Adulto meSH) e MASH (Masculino Adulto meSH), utilizando superfícies MESH por meio de métodos de modelagem 3D (KRAMER et al., 2010). Mostraram-se necessários ajustes nos simuladores MASH e FASH, a fim de adequar suas estruturas conforme posição do indivíduo. Esses ajustes foram realizados por Cassola et al. (2010), levando em conta o efeito da gravidade para o indivíduo em pé ou deitado, configuração que acarreta alterações nos cálculos dosimétricos para os órgãos e tecidos internos (CASSOLA et al., 2010). Simuladores infantis, com base nas superfícies MESH, representando crianças de cinco e dez anos (DE MELO LIMA et al., 2011), recém-nascidas e de um ano de idade (CASSOLA et al., 2013), estão representados na Figura 10.

Figura 10 - Simuladores construídos com superfícies MESH

a) cinco e dez anos, masculino e feminino (DE MELO LIMA et al., 2011) e b) recém-nascido e de um ano de idade hermafroditas (CASSOLA et al., 2013).



Fonte (CASSOLA et al., 2013).

Para avaliar as exposições ocupacionais dos técnicos, são feitas simulações computacionais, com base no Método de Monte Carlo, em que os profissionais são representados pelos fantomas antropomórficos virtuais adultos FASH e MASH, e pacientes crianças, alvos deste projeto, são os simuladores de criança de cinco e dez anos (DE MELO LIMA et al., 2011) e de um ano de idade (CASSOLA et al., 2013), todos eles construídos utilizando-se superfícies MESH, os quais foram utilizados em Belinato, 2016.

3. METODOLOGIA

Para realizar a simulação dos cenários de PET, foi efetuada uma pesquisa bibliográfica com intuito de assimilar sobre os conceitos a serem discutidos ao decorrer da elaboração do trabalho em que os conhecimentos adquiridos somaram para o entendimento sobre: interação da radiação com a matéria, Tomografia por Emissão de Pósitrons e dados sobre os serviços de PET quanto aos cenários e tempo de acompanhamento de pacientes para implementações nas simulações, aqui descritas, possibilitando a correta obtenção dos coeficientes de conversão de dose. Executou-se um levantamento sobre os detalhes necessários, nos períodos de exposição à radiação, por parte dos profissionais da área de saúde tendo em base que o presente trabalho foi constituído motivado nos resultados preliminares com pacientes adultos que foram apresentados por BELINATO, 2018. Os resultados obtidos nesse trabalho foram publicados em forma de artigo, na revista *Radiation Physics and Chemistry*, intitulado *Occupational exposures in PET procedures with 18F-FDG in adult and pediatric patients*, no ano de 2021.

Após as adequações necessárias dos cenários e simuladores, foi feita o levantamento das características do emissor de pósitron a fim de inserir no cenário computacional. De acordo a bula do 18F-FDG disponibilizado pela CYCLOBRAS, os raios gama específicos constantes para F-18 possuem uma taxa de dose de 6,0 R/h/mCi (0,3 Gy/h/kBq) em 1 cm, a camada semi-redutora (HVL) para fótons 511 keV é de 4,1 mm de chumbo (Pb).

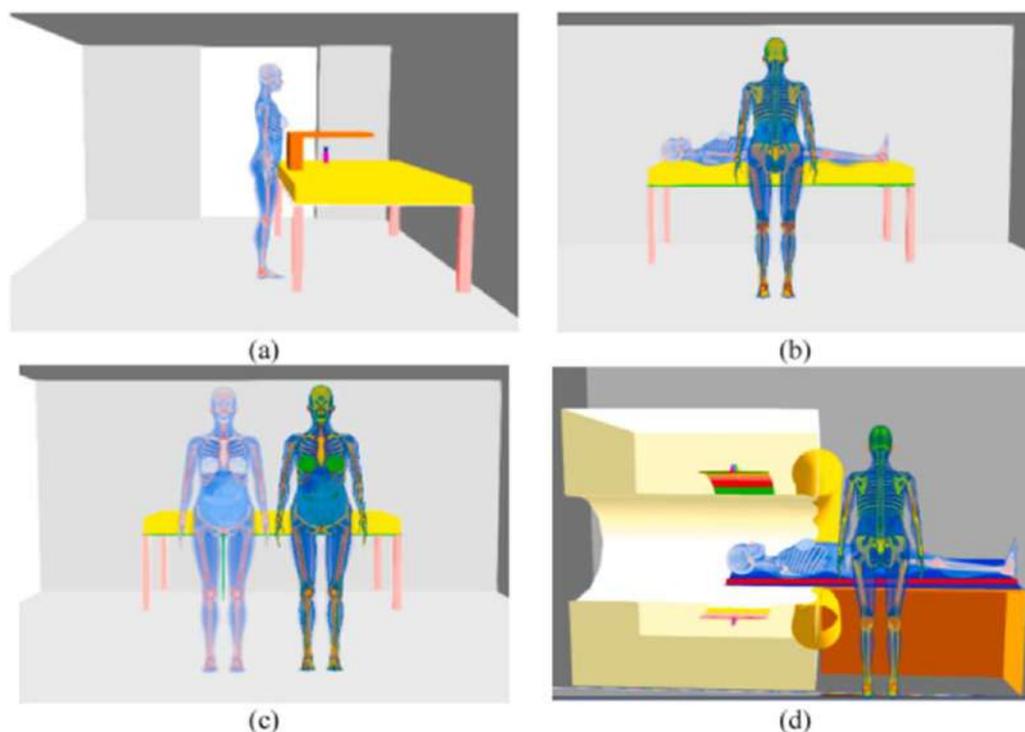
3.1. CENÁRIOS MODELADOS PARA EXAME PET

Para estudo das doses ocupacionais, foram analisados quatro cenários para cada idade proposta, tendo como técnicos os fantasmas FASH e MASH: preparação do radiofármaco (sem paciente), administração ao paciente (Fonte de 18F-FDG na seringa), acompanhamento do paciente (Fonte nos órgãos internos de acordo ICRP, 2008) e acomodação do paciente em equipamento PET (Fonte nos órgãos internos de acordo ICRP, 2008). Os cenários PET analisados neste estudo com pacientes adultos representados na Figura 11 estão dispostos em BELINATO, 2018, e os cenários com as crianças de 5 e 10 anos estão representados nas Figuras 12, 13, respectivamente.

As simulações foram feitas com o Software MCNPX 2.7.0 Monte Carlo (Pelowitz, 2011). Os órgãos avaliados neste estudo foram: mama, estômago, cólon, pulmões, gônadas, olhos, fígado, medula óssea, bexiga, tireóide, esôfago, pele, cérebro, salivar glândulas e superfície óssea.

Figura 11- Cenários MCNPX com fantasmas antropomórficos virtuais MASH e FASH representando os pacientes e profissionais do serviço:

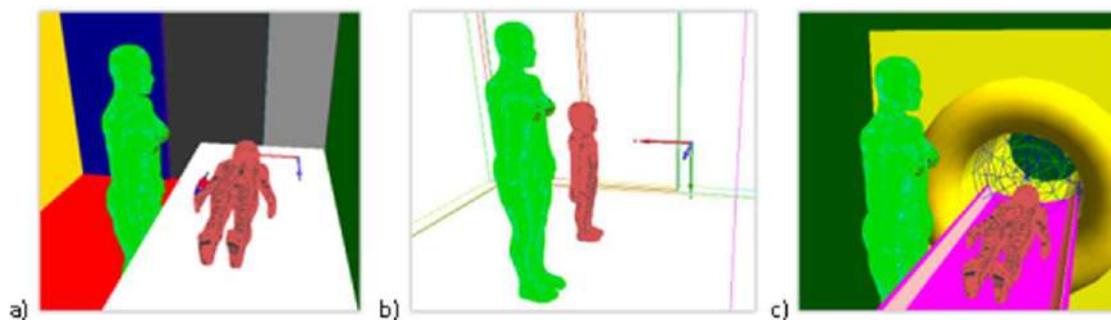
(a) preparo do radiofármaco, sem paciente; (b) administração ao paciente; (c) acompanhamento do paciente; e (d) paciente em equipamento PET.



Fonte: BELINATO, 2021

Figura 12 - Cenários MCNPx com criança 5 anos, fantoma antropomórficos MESH.

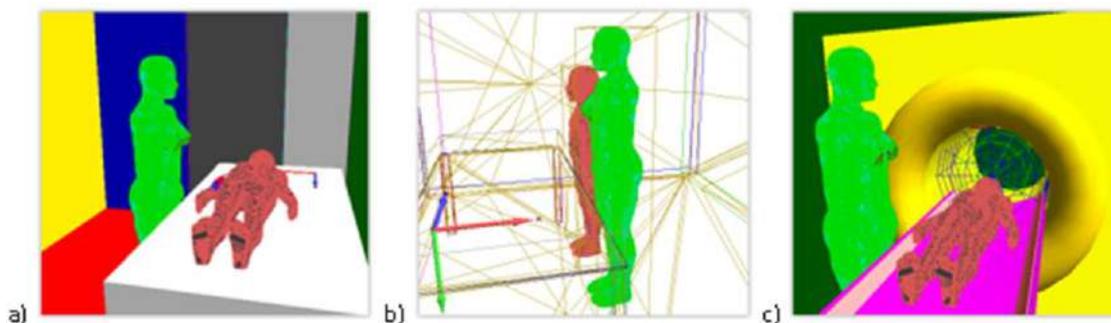
a) FASH administrando ^{18}F -FDG no paciente b) FASH acompanhando até a sala de PET c) posicionamento no equipamento de PET.



FONTE: BELINATO, 2021.

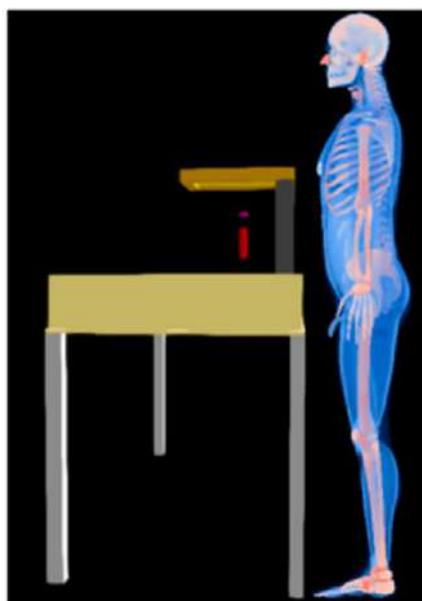
Figura 13- Cenários MCNPx com criança 10 anos, fantoma antropomórficos FASH.

- a) FASH administrando ^{18}F -FDG no paciente b) FASH acompanhando até a sala de PET c) posicionamento no equipamento de PET.



FONTE: Próprio Autor.

Figura 14 - Cenário MCNPX com um fantoma antropomórfico MASH3 durante o processo de diluição.



Fonte: Belinato, 2021

Em cada cenário foram modeladas diferentes fontes radioativas, uma vez que a solução ^{18}F -FDG possui distintas distribuições espaciais, de acordo com as etapas do procedimento de PET:

- **Preparação radiofármaco:** a fonte foi representada como uma seringa, com 0,5 cm de raio e 5 cm de altura, blindada com outro cilindro de tungstênio com espessura de 1,905 mmW (12,7 mmPb equivalente), com uma abertura

de vidro de chumbo 0,24 mmW (1,6 mmPb equivalente) (Demir et al., 2010). Durante o processo de diluição, o profissional permanece atrás de um shield de mesa em bloco L, 30 mmPb, com abertura de chumbo de vidro (20mmPb), conforme apresentado na Figura 14.

- **Durante a administração ao paciente:** outra seringa contendo 18F-FDG foi simulado, a seringa foi introduzida em recipiente com espessura de parede de 1,8 cm para a injeção do traçador no paciente (Demir et al., 2010). Seguindo os protocolos dos exames PET, após a injeção, o paciente deve descansar por 1 h para a absorção do 18F-FDG pelos órgãos internos.
- **Acompanhamento do paciente e acomodação do paciente no equipamento:** nestes dois cenários, a fonte radioativa 18F-FDG foi distribuída em seis diferentes órgãos no corpo do paciente, incluindo: bexiga urinária, cérebro, coração, pulmões, fígado e sangue, conforme descrito por o ICRP 106 (ICRP, 2008). Em seguida, o paciente e o profissional são posicionados lado a lado em um corredor (Figura 12b) e no equipamento PET(Figura 12c).

3.2. OBTENÇÃO DO COEFICIENTE DE CONVERSÃO PARA DOSE EFETIVA

Os coeficientes de conversão para doses equivalentes por atividade ($CC[H_T]$) foram determinados usando a energia depositada nos órgãos e tecidos, usando tally F6 (MeV/g/partícula-fonte), de acordo com a Equação (07). A fonte, detalhada na seção 4.1, foi modelada por dois feixes de fótons com energias de 0,511 MeV, com emissão isotrópica. Em cada cenário, Partículas-fonte $1E7$ foram usadas, produzindo uma incerteza máxima de 10%.

$$CC[H_T] = F6 \text{ tally} \cdot (1,6 \times 10^{-1}) \cdot W_T \quad (07)$$

Em que:

F6 tally = energia depositada nos órgãos e tecidos por unidade de massa (MeV/g).

A energia incidente do fóton está em MeV.

$1,6 \times 10^{-1}$ = coeficiente de conversão de MeV/desintegração para mGy/MBq.

W_T = fator de peso do órgão, disposto na Tabela 05.

O coeficiente de conversão para dose efetiva em procedimentos de PET é apresentado considerando o fator de ponderação para a interação da radiação para cada órgão/tecido, conforme recomendado pela ICRP 103 (ICRP, 2007). Os valores de $CC[E]$ dependem da atividade administrada ao paciente, como também o tempo de interação entre o profissional e o radiofármaco. O coeficiente de conversão para a dose efetiva é descrito na equação 08 (ICRP, 2007):

$$CC[E] = \sum_T W_T \sum_R \frac{W_R D_{(R,T)\text{masculino}} + W_R D_{(R,T)\text{feminino}}}{2} \quad (08)$$

No qual:

$D_{(R,T)\text{masculino}}$ = dose média absorvida no individuo masculino.

$D_{(R,T)\text{feminino}}$ = dose média absorvida no individuo feminino

W_R = fator de ponderação para radiação do tipo R.

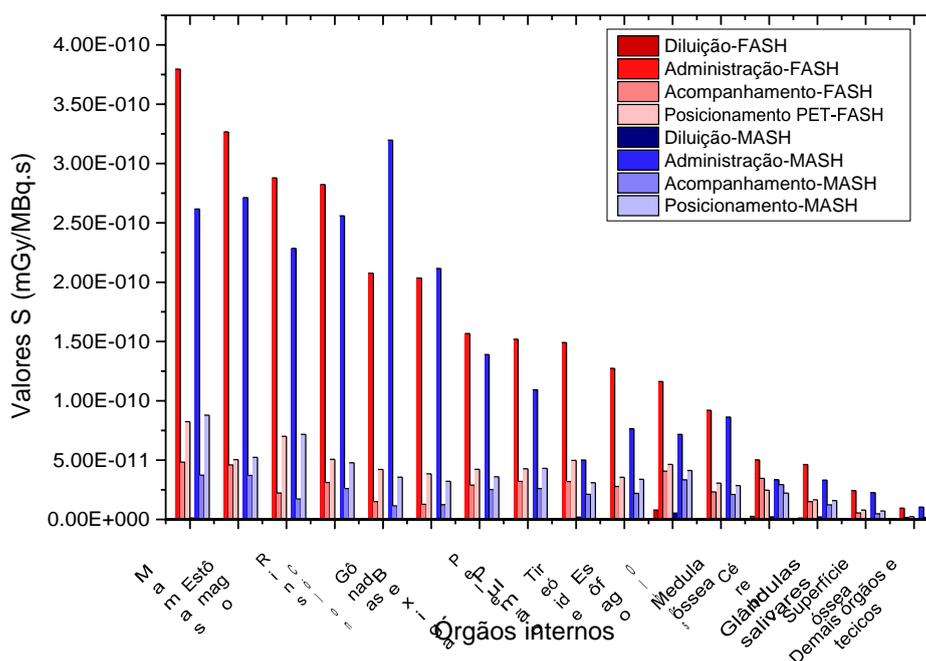
Para radiação de fótons e elétrons o fator de ponderação é igual a 1.

Com a simulação do código e obtenção dos arquivos de texto com os valores de resultado e incerteza para cada cenário, foi calculado, com auxílio da ferramenta Excel, os valores dos coeficientes de conversão de dose $CC[H_T]$, Valor S. Os valores encontrados a partir das simulações para as doses absorvidas estão disponíveis em anexo nas Tabelas 8 e 9.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

No Gráfico 01 são apresentados os valores de $CC[H_T]$ (Valores S em mGy/MBq.s) para os profissionais atuando com pacientes adultos. Como resultado geral, é possível notar que os valores para o fantoma antropomórfico virtual feminino foram maiores que para o masculino. De acordo com literatura (Cassola et al., 2010), podemos concluir que é obtido essa resposta devido ao tamanho menor e menor índice de massa corporal (IMC) do fantoma feminino em comparação com o seu masculino equivalente. Outra informação importante é que, para ambos os fantasmas, a diluição e administração de radiofármacos ao paciente representaram as situações mais críticas (em termos de radioproteção). Os órgãos com maiores valores de $CC[H_T]$ foram mamas, estômago, rins, cólon, gônadas e bexiga.

Gráfico 01- Coeficientes de dose (valores S) devido a pacientes adultos.

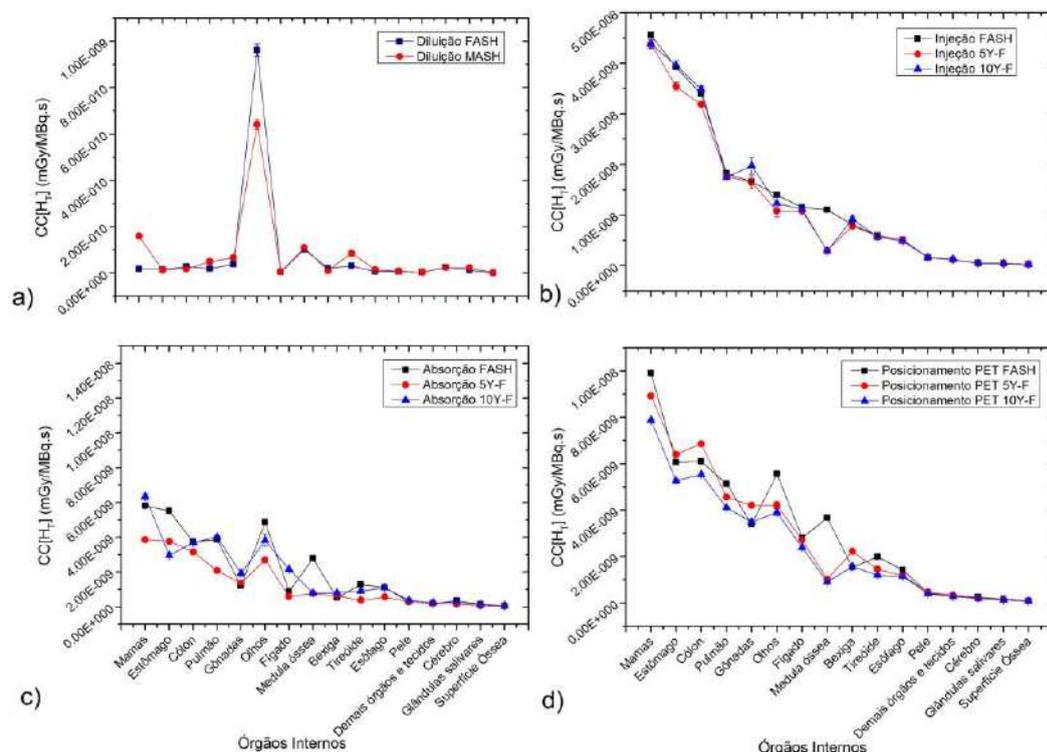


Fonte: BELINATO, 2016.

Avaliando os coeficientes de dose no técnico feminino e masculino para os ambientes simulados neste projeto com os pacientes infantis (5 e 10 anos) e ao comparar com os valores obtidos para pacientes adultos, podemos notar, conforme Gráfico 02, que os valores obtidos não sofrem grandes variações devido ao tipo de paciente (adulto ou criança), sinalizando assim que independentemente da idade do paciente, o técnico

está exposto a um nível maior de irradiação durante o processo de diluição do radiofármaco. Durante o processo de diluição, os olhos receberam os maiores valores de CC[HT], o que está de acordo com a literatura (Alnaimi et al., 2017).

Gráfico 02 - Resultado dos coeficientes de dose nos locais de interesse deste projeto para o antropomórfico virtual feminino.
a) diluição, b) injeção, c) absorção e d) posicionamento do PET.



Fonte: Adaptado de BELINATO, 2021.

Os valores dos coeficientes de dose obtidos nesse projeto dependem da atividade injetada no paciente, principalmente após a sua diluição. Este aspecto faz com que exames em crianças produzam menor dose efetiva por procedimento no técnico, visto que a atividade administrada em crianças é menor e pode ser calculada a partir da atividade recomendada para adultos levando em conta um fator multiplicativo como mostrado na Tabela 05.

Tabela 05 - Cálculo da atividade recomendada para crianças.

Peso (kg)	Fator	Peso (kg)	Fator	Peso (kg)	Fator
3	0,10	22	0,5	42	0,78
4	0,14	24	0,53	44	0,80
6	0,19	26	0,56	46	0,82
8	0,23	28	0,58	48	0,85
10	0,27	30	0,62	50	0,88
12	0,32	32	0,65	52-54	0,90
14	0,36	34	0,68	56-58	0,92
16	0,40	36	0,71	60-62	0,96
18	0,44	38	0,73	64-66	0,98
20	0,46	40	0,76	68	0,99

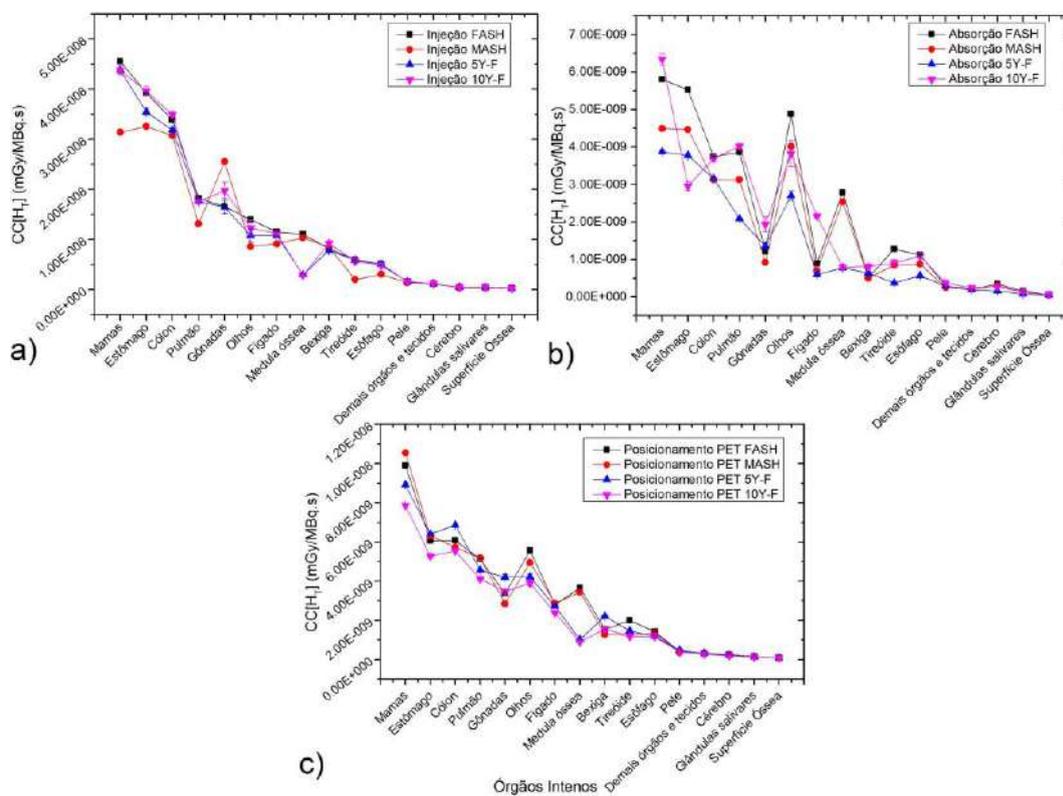
FONTE: CYCLOBRAS, 2020.

Considerando o tempo médio que um técnico permanece em cada ambiente, tendo em vista que para cada etapa da imagem PET o tempo varia de tecnólogo para tecnólogo e depende também da condição do paciente (DEMIR, 2010), como também considerando a atividade a ser injetada em cada paciente, que de acordo a bula do radiofármaco ^{18}F -FDG são de responsabilidade do médico nuclear conforme indicação, massa corporal do paciente e tipo de equipamento de imagem e deve variar entre 370-555 MBq para avaliação do metabolismo, podemos calcular a dose equivalente média (Ht) para o técnico após cada exame e para cada tipo de paciente.

Alguns dos resultados obtidos neste projeto estão presentes nos gráficos correspondentes a cada ambiente simulado (Gráficos 3a, 3b e 3c) para cada exame de PET. Os resultados numéricos estão nas tabelas anexas (Tabelas 8 e 9) considerando a idade dos pacientes que são submetidos ao exame de PET/CT.

Durante a etapa de acompanhamento do paciente, durante a absorção do composto injetado, os valores dos coeficientes de doses absorvidas pelos técnicos para os pacientes infantis com idade de 5 e 10 anos são menores do que os dos pacientes adultos (Gráfico 3b). Além do fato de que os pacientes mais jovens receberam menor quantidades de ^{18}F -FDG, eles vão irradiar estruturas abaixo do tórax linha dos profissionais, apresentando assim doses menores para os órgãos.

Gráfico 03 - Valores de $C[HT]$ nos seguintes cenários: a) administração ao paciente, b) absorção
c) Posicionamento no equipamento PET.



Fonte: Adaptado de BELINATO, 2021.

Outro ponto fundamental é o tempo gasto pelo profissional que acompanha os pacientes. Este aspecto não foi avaliado neste trabalho, pois o MCNPX não realiza simulações dependentes do tempo. Mas isso é vale ressaltar que, se o paciente necessitar de acompanhamento por mais tempo, os profissionais devem ser substituídos por um acompanhante pessoal.

4.1. RESULTADO DAS DOSES EFETIVAS POR PROCEDIMENTO

Considerando o tempo médio de contato do técnico com os pacientes em procedimentos PET listados na literatura (DEMIR, 2010), como ainda as atividades injetadas de 518 MBq em pacientes adultos, 336 MBq, 228MBq em pacientes de 10 anos e 5 anos, respectivamente, calculou-se a média das doses efetivas por procedimento PET para técnicos, listadas na tabela 6.

Essas atividades foram usadas para comparar os resultados simulados com os literatura (Demir et al., 2010), que são superiores aos valores recomendados pela Associação Europeia de Medicina Nuclear e pela Administração Pediátrica de Radiofármacos (Lassmann and Treves, 2014), que recomenda uma atividade menor dependendo da modalidade de PET: PET torso (370 MBq para paciente adulto) ou PET cérebro (200 MBq para paciente adulto), ambos com 18F-FDG (Towson et al., 2003). Durante o acompanhamento e posicionamento da varredura, consideramos que o 18F-FDG decai em 60 min, que é o tempo médio para sua absorção pelos órgãos. O tempo gasto pelo profissional em cada cenário foi o mesmo para todos os pacientes, conforme afirma a literatura (Demir et al., 2010).

Tabela 06 - Dose efetiva média em técnicos devido a procedimentos PET(μ Sv/procedimento).

	Diluição	Administração	Acompanhamento	Posicionamento
Paciente adulto*	0,07	4,3	2,1	1,7
TOTAL			8,1	
Paciente 10 anos	0,04	2,6	1,3	0,9
TOTAL			4,6	
Paciente 5 anos	0,03	1,9	0,6	0,7
TOTAL			3,3	
Adulto Literatura**	2,3	1,6	3,8	1,6
TOTAL			9,3	

* Resultados apresentados por BELINATO, 2018.

**Dados da Literatura (Demir et al., 2010).

Fonte: Próprio Autor.

Na tabela 7, apresentamos os resultados finais das médias de dose efetiva, de acordo a idade do paciente submetido a exames PET.

Tabela 07 - Dose efetiva média em técnicos para exames em pacientes de PET.

Dose efetiva por atividade injetada no paciente (nSv/MBq)	
Paciente adulto*	19,1
Paciente 10 anos	17,7
Paciente 5 anos	17,4
Adulto Literatura**	19,6

* Resultados apresentados por BELINATO, 2018.

**Dados da Literatura (Demir et al., 2010).

Fonte: Próprio Autor.

Todos os valores de CC[HT] para os profissionais foram maiores com o paciente na fase adulto, o parâmetro que reduziu esses valores, em comparação com os pacientes infantis foi a atividade injetada, que depende da massa corporal do paciente.

Conclui-se também que o profissional recebe as maiores doses durante a injeção do 18F-FDG e fica menos exposto durante o preparo do radiofármaco. A exposição ocupacional depende do tamanho do paciente e aumenta de acordo a idade, uma vez que o radiofármaco terá uma distribuição espacial distinta para cada paciente.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando os dados apresentados neste projeto, foi possível calcular as doses ocupacionais efetivas médias, observou-se que exames de PET em crianças produzem coeficientes de dose (valores S) menores comparado aos coeficientes de dose dos pacientes adultos. A atividade de ^{18}F -FDG injetada nos pacientes infantis, devido a massa do paciente, produzirá uma dose efetiva média por procedimento menor, comparada aos demais pacientes. Considerando a ocupação média efetiva doses em exames de PET ($\mu\text{Sv/procedimento}$), observamos que são maiores durante os exames de adultos. Espera-se que os resultados possam servir de base de consulta para os serviços de PET, buscando minimizar as doses absorvidas por técnicos que atuam nos serviços de medicina nuclear diariamente.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alnaaimi, M., Alkhorayef, M., Omar, M., Abughaith, N., Aldouij, M., Salhudin, T., Alkandri, F., Sulieman, A., Bradley, D.A., 2017. **Occupational radiation exposure in a nuclear medicine department in Kuwait.** *Radiat. Phys. Chem.* 140, 233–236.
- BAILEY, D. L.; TOWNSEND D. W.; VALK P. E.; MAISEY, M. N. **Positron emission tomography basic sciences.** Springer science, 2005. ISBN 1852337982.
- BELINATO, W. **Dosimetria de pacientes adultos e pediátricos empregando método de monte carlo em pet/ct.** Tese (Doutorado em Física) – Núcleo de pós-graduação em física, Universidade federal de Sergipe. Sergipe. 2016.
- BELINATO, W.; PEREIRA, G. S.; SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; SOUZA, D. N. **Occupational exposures in PET procedures with 18F-FDG in adult and pediatric patients.** *Radiation Physics and Chemistry* -Elsevier, 13 dez. 2021. DOI <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109744>.
- BELINATO, W.; ALMEIDA, E. P. B. ; NEVES, L. P. ; PERINI, A. P. ; CALDAS, L. V. E. ; SANTOS, W. S. **Occupational exposures in PET procedures with 18F-FDG.** In: 14th International Symposium on Radiation Physics, 2018, Córdoba. Book of abstracts. Argentina: Editorial BRUJAS, 2018. v. 1.
- BUSHONG STEWART, C. 2010 **Ciência Radiológica para tecnólogos**, editora Elsevier, edição 9 pag.728.
- Cassola, V.F., Lima, V.J.D., Kramer, R., Khoury, H.J., 2010. **FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: i. Development of the anatomy.** *Phys. Med. Biol.* 55 (1), 133–162.
- CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; MELO LIMA, V. J.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; BRONW, K. R. **Development of newborn and 1-year-old reference phantoms based on polygon mesh surfaces.** *J. Radiol. Prot.* v. 33, p. 669–691, 2013.
- CHERRY, S. R.; SORENSON, J. A.; PHELPS, M. E. **Physics in nuclear medicine.** Elsevier Health Sciences, 2012. ISBN 1455733679.
- CNEN. Diretrizes básicas de proteção radiológica. CNEN-NN-3.01. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011, 22 p.
- Coker, Audra Lee (2003). **Comparações de design de blindagem PET/CT.** Tese de mestrado, Texas A&M University. Universidade A&M do Texas. Disponível eletronicamente em <https://hdl.handle.net/1969.1/5836>
- CYCLOBRÁS. **Fluorodeoxiglicose – 18F (FDG-18F).** Disponível em <<https://www.cyclobras.com.br/uploads/produtos/00f501eae07c151.pdf>>. Acesso em 25 de Maio de 2020.
- DE MELO LIMA, V. J.; CASSOLA, V. F.; KRAMER, R.; LIRA, C. A. B. O.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. **Development of 5 and 10 years old infant phantoms based on polygonal meshes.** *Med. Phys.* v. 38, n.8, p. 4723-4736, 2011.
- DEMIR, M. et al. **Radiation doses to technologists working with 18 F-FDG in a PET center with high patient capacity.** *NUKLEONIKA.* Istanbul, 55.1, 107–112, 2010.

GIONGO, Franciele. Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET-CT). 2018. Apresentação do Power Point. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/biofisica/PET-CT.pdf>. Acesso em 10 Nov. 2022.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2010 **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures**. ICRP Publication 116. Ann. ICRP 37, n 40(2-5), 2010.

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

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

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

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

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

KRAMER, R.; VIEIRA, J.W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F.R. A.; FUELLE, D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 48, n. 10, p. 1239-1262, 2003.

KRAMER, R.; CASSOLA, V.F.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W.; MELO LIMA, V. J.; ROBSON BROWN, K. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based 108 on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 163-189, 2010.

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

Lassmann, M., Treves, S.T., 2014. **Paediatric radiopharmaceutical administration: harmonization** of the 2007 EANM paediatric dosage card (version 1.5.2008) and the 2010 North American consensus guidelines. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 41, 1036–1041.

LEE C, LODWICK D, HASENAUER D, WILLIAMS JL, LEE C, REIFF, J. E.; WERNER-WASIK, M.; VALICENTI, R. K.; HUQ BOLCH WE. Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS based whole-body models. **Physics in medicine and biology**, v. 52, p. 3309-3333, 2007.

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

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

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

Towson, J.E.C., 2003. Radiation dosimetry and protection in PET. In: Valk, P., Bailey, D. L., Townsend, D.W., Maisey, M.N. (Eds.), **Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice**. Springer, London.

PEDROSO, Luiz Henrique T.R. Conhecendo a Simulação de Monte Carlo, 2020. Disponível em: <https://youtu.be/ZB4sZxbwRtI>.

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

STABIN, M. G.; EMMONS, M. A.; SEGARS, W. P.; FERNALD, M. J. Realistic reference adult and paediatric phantom series for internal and external dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 149, n. 1, p. 56–59, 2012.

XIE, T.; BOLCH, W. E.; LEE, C.; ZAIDI, H. Pediatric radiation dosimetry for positron emitting radionuclides using anthropomorphic phantoms. **Med. Phys.**, v. 40, n. 10, p. 1-14, 2013.

XIE, T.; ZAIDI, H. Monte Carlo-based evaluation of S-values in mouse models for positron-emitting radionuclides. **Phys. Med. Biol.**, n. 58, p. 169-182, 2013.

WERNER, C. J. Mcnp users manual-code version 6.2. Los Alamos National Laboratory, [s. 1.1, 2017.

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

ZAIDI, H. Quantitative analysis in nuclear medicine. Springer science, 2006. ISBN 9780387238548.

7. ANEXOS

7.1 PRODUÇÃO CIENTÍFICA

7.1.1 ARTIGOS PUBLICADOS EM PERIÓDICO INTERNACIONAL

- 1- BELINATO, W.; PEREIRA, G. S.; SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; SOUZA, D. N. **Occupational exposures in PET procedures with ¹⁸F-FDG in adult and pediatric patients.** Radiation Physics and Chemistry -Elsevier, 13 dez. 2021. DOI <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109744>.

7.2 COEFICIENTES DE DOSE PARA OS SIMULADORES PACIENTES ADULTOS E PEDIÁTRICOS

Tabela 08 - Paciente de 5 Anos: Coeficiente de dose (Valor S) no Tecnólogo FASH3 e MASH3 (mGy/MBq.s).

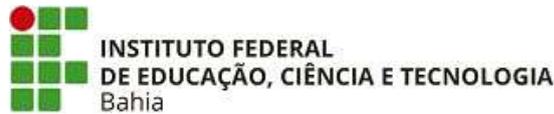
Órgãos	FASH3				MASH3			
	Diluição	Injeção	Absorção	Posicionamento PET	Diluição	Injeção	Absorção	Posicionamento PET
Medula óssea	8,52E-13	2,50E-11	6,45E-12	8,46E-12	9,15E-13	2,33E-11	5,85E-12	9,31E-12
Parede dos dois pontos	2,32E-13	2,65E-10	2,64E-11	5,72E-11	1,55E-13	2,52E-10	2,90E-11	5,81E-11
Pulmão	1,61E-13	1,47E-10	1,74E-11	3,80E-11	4,15E-13	1,71E-10	1,77E-11	4,25E-11
Parede do Estômago	1,24E-13	2,95E-10	3,14E-11	5,33E-11	1,13E-13	3,56E-10	3,27E-11	5,94E-11
Seios	1,51E-13	3,65E-10	3,22E-11	7,44E-11	1,33E-12	4,20E-10	3,10E-11	8,45E-11
Lenços restantes	2,50E-14	9,93E-12	1,59E-12	2,74E-12	3,59E-14	1,02E-11	1,84E-12	3,10E-12
Gônadas	4,73E-13	2,06E-10	1,70E-11	5,25E-11	8,29E-13	2,15E-10	2,27E-11	5,08E-11
Parede da bexiga	5,13E-13	1,96E-10	1,60E-11	5,56E-11	2,58E-13	1,44E-10	1,72E-11	4,59E-11
Esôfago	1,68E-13	1,27E-10	1,41E-11	2,96E-11	3,72E-13	1,28E-10	1,47E-11	3,35E-11
Fígado	1,42E-13	2,70E-10	1,48E-11	6,80E-11	1,62E-13	3,12E-10	1,52E-11	7,80E-11
Tireoide	7,60E-13	1,47E-10	9,35E-12	3,63E-11	2,14E-12	1,26E-10	7,93E-12	2,32E-11
Superfície óssea	1,52E-13	2,41E-11	5,03E-12	8,51E-12	1,68E-13	2,19E-11	4,49E-12	7,77E-12
Cérebro	2,57E-12	4,47E-11	1,63E-11	2,08E-11	2,39E-12	4,85E-11	1,59E-11	2,08E-11
Glândulas salivares	1,25E-12	3,85E-11	7,05E-12	1,38E-11	2,27E-12	4,76E-11	5,76E-12	1,46E-11
Pele	6,88E-13	1,62E-10	2,93E-11	4,67E-11	8,17E-13	1,31E-10	2,61E-11	3,94E-11
Olhos	8,01E-12	9,01E-11	2,25E-11	3,51E-11	5,35E-12	1,11E-10	1,82E-11	3,77E-11

Fonte: Próprio autor

Tabela 89 - Paciente de 10 Anos: Coeficiente de dose (Valor S) no Tecnólogo FASH3 e MASH3 (mGy/MBq.s).

Órgãos	FASH3				MASH3			
	Diluição	Injeção	Absorção	Posicionamento PET	Diluição	Injeção	Absorção	Posicionamento PET
Medula óssea	8,52E-13	2,38E-11	6,62E-12	7,60E-12	9,15E-13	2,91E-11	6,78E-12	4,02E-12
Parede dos dois pontos	2,32E-13	2,91E-10	3,08E-11	4,62E-11	1,55E-13	2,61E-10	3,11E-11	1,83E-11
Pulmão	1,61E-13	1,46E-10	3,35E-11	3,43E-11	4,15E-13	1,02E-10	2,95E-11	1,87E-11
Parede do Estômago	1,24E-13	3,30E-10	2,46E-11	4,39E-11	1,13E-13	2,54E-10	2,54E-11	1,88E-11
Seios	1,51E-13	3,65E-10	5,29E-11	6,56E-11	1,33E-12	2,25E-10	4,92E-11	3,30E-11
Lenços restantes	2,50E-14	1,02E-11	2,02E-12	2,29E-12	3,59E-14	3,02E-14	2,27E-12	1,22E-12
Gônadas	4,73E-13	2,47E-10	2,42E-11	4,36E-11	8,29E-13	2,74E-09	2,01E-11	2,16E-11
Parede da bexiga	5,13E-13	2,31E-10	2,03E-11	3,90E-11	2,58E-13	1,01E-08	2,27E-11	1,27E-11
Esôfago	1,68E-13	1,21E-10	2,73E-11	2,88E-11	3,72E-13	6,27E-11	2,20E-11	1,58E-11
Fígado	1,42E-13	2,80E-10	5,40E-11	5,98E-11	1,62E-13	2,19E-10	4,93E-11	3,04E-11
Tireoide	7,60E-13	1,42E-10	2,25E-11	2,97E-11	2,14E-12	3,50E-11	1,75E-11	7,91E-12
Superfície óssea	1,52E-13	2,42E-11	6,47E-12	7,35E-12	1,68E-13	2,24E-11	5,88E-12	3,43E-12
Cérebro	2,57E-12	4,42E-11	2,79E-11	1,94E-11	2,39E-12	2,88E-11	2,35E-11	1,18E-11
Glândulas salivares	1,25E-12	4,03E-11	1,31E-11	1,28E-11	2,27E-12	2,67E-11	1,00E-11	6,94E-12
Pele	6,88E-13	1,63E-10	3,76E-11	4,00E-11	8,17E-13	1,40E-10	3,32E-11	1,71E-11
Olhos	8,01E-12	1,02E-10	3,18E-11	3,25E-11	5,35E-12	6,30E-11	3,33E-11	1,76E-11

Fonte: Próprio autor.



INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA BAHIA
Av. Sérgio Vieira de Mello, 3150 - Bairro Zabelê - CEP 45078-900 - Vitória da Conquista - BA - www.portal.ifba.edu.br

CARTA

ESTUDO DAS DOSES ABSORVIDAS EM TÉCNICOS DURANTE OS PROCEDIMENTOS DE PET COM 18-FDG

GESSICA DA SILVA PEREIRA

A presente Monografia, apresentada em sessão publica realizada em 15 de dezembro de 2022, foi avaliada como adequada para obtenção do Grau de Engenheiro Eletricista, habilitação em automação e eletrotécnica, julgada e aprovada em sua forma final pela Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, Campus Vitória da Conquista.

Data da Aprovação: 15 de dezembro de 2022.

BANCA EXAMINADORA
Prof. Dr. Walmir Belinato
Orientador – IFBA, Campus Vitória da Conquista

Prof. Me. Elvio Prado da Silva (Interno)
IFBA, Campus Vitória da Conquista

Prof. Dr. Diego da Cunha Carvalho
IFNMG - Campus Salinas



Documento assinado eletronicamente por **WALMIR BELINATO, Professor(a) do Ensino Básico, Técnico e Tecnológico - EBTT**, em 16/12/2022, às 21:04, conforme decreto nº 8.539/2015.



Documento assinado eletronicamente por **Diego da Cunha Carvalho, Usuário Externo**, em 16/12/2022, às 21:29, conforme decreto nº 8.539/2015.



Documento assinado eletronicamente por **ELVIO PRADO DA SILVA, Professor Efetivo**, em 20/12/2022, às 09:27, conforme decreto nº 8.539/2015.



A autenticidade do documento pode ser conferida no site http://sei.ifba.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&acao_origem=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0 informando o código verificador **2678083** e o código CRC **905AE92E**.