



**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA
COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO**

**SIMULAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DE EXTREMIDADES AO ^{18}F EM
PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS**

Paula Rocha Pessanha

Orientador: Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho

Coorientador: Prof. Dr. Denison de Souza Santos

Rio de Janeiro, RJ – Brasil

2012

PAULA ROCHA PESSANHA

“SIMULAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DE EXTREMIDADES AO ^{18}F EM
PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS”

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre
pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e
Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria
da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de
BIOFÍSICA DAS RADIAÇÕES.

Orientador(a):

Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho

IRD/CNEN

Co-Orientador(a):

Dr. Denison de Souza Santos

IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil

2012

Pessanha, Paula Rocha

Simulação da exposição de extremidades ao ^{18}F em procedimentos de tomografia por emissão de pósitrons./Paula Rocha Pessanha. –Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2012.

xvi, 75 f.; il.; tab.; 29cm.

Orientador: Pedro Pacheco de Queiroz Filho

Coorientador: Denison de Souza Santos

Dissertação de mestrado – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. 53-59

1. Medicina Nuclear; 2. Monitoração Ocupacional Externa; 3. Dosimetria; 4. Método de Monte Carlo; 5. Geant4. I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. II. Título.

PAULA ROCHA PESSANHA

“SIMULAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DE EXTREMIDADES AO ^{18}F EM
PROCEDIMENTOS DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS”

Rio de Janeiro, 01 de março de 2012.



Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho – IRD/CNEN



Dr. Ademir Xavier da Silva – PEN/COPPE UFRJ



Dra. Claudia Lucia de Pinho Mauricio – IRD/CNEN



Dr. José Ubiratan Delgado – IRD/CNEN

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de energia Nuclear, sob orientação do Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho e coorientação do Prof. Dr. Denison de Souza Santos, com auxílio concedido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN.

Dedico esta dissertação à minha amiga Maria Padilha.

AGRADECIMENTOS

“Aqueles que passam por nós não vão sós, não nos deixam sós. Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.”

Antoine de Saint-Exupéry

Aos meus orientadores e amigos Pedro Pacheco de Queiroz Filho e Denison de Souza Santos, por todo empenho e sabedoria e acima de tudo, por acreditarem em mim e no futuro desse trabalho, além de contribuírem para o meu crescimento profissional.

Ao professor Luiz Tauhata, pelas inesquecíveis conversas e conselhos, que me foram tão sábios e valiosos, contribuindo também, para a concretização de mais essa etapa da minha vida. A você dedico todo o meu carinho e admiração.

Aos amigos, Raquel, Rafael, Máira, Rosana, Rosane, Felipe, Aline, Rodrigo, Diogo, Uldilma, Olivia, Rócio, Fernanda, Aninha e Tadeu, Fernando, Etieli e Daniele, com os quais dividi minhas angústias e alegrias. Agradeço a vocês o incentivo, força e carinho durante as viagens, pôsteres e por estarem junto a mim nos momentos difíceis e me aplaudindo nos momentos gloriosos.

Aos colegas e amigos de turma do curso de mestrado pelo apoio e encorajamento.

Aos meus irmãos, Renata, Luana e Júnior, pelo carinho e força que me dão - aos quais muito devo - e por estaremos sempre juntos nos momentos mais importantes. A presença de vocês sempre me dá força

para seguir em frente com segurança e certeza de que nunca estarei sozinha em minha caminhada.

Aos meus pais, Helena e Paulo Roberto, pelo apoio e compreensão, por apostarem em mim, mais do que qualquer outra pessoa, e pelo apoio emocional e profissional para enfrentar os desafios que surgem ao longo do caminho da vida.

À minha segunda mãe, Heloisa, a quem eu sempre amarei, e que esteve incondicionalmente presente ao meu lado, com sua inestimável paciência, incentivando-me, contendo minhas angústias e festejando minhas alegrias.

O único homem que está isento de erros, é aquele que não arrisca acertar.

Albert Einstein

RESUMO

Neste trabalho foi feita a dosimetria de um fantoma geométrico de mão, em código de Monte Carlo Geant4, representando o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) em serviço de medicina nuclear. O fantoma, com dimensões de antebraço e mão de homem padrão, obedeceu à geometria de injeção de ^{18}F -FDG em pacientes durante procedimento clínico de PET (tomografia por emissão de pósitrons). Apesar de possuir uma distribuição menos realista que o fantoma de voxel, o fantoma geométrico possui maior flexibilidade, permitindo investigações em configurações alternativas, a partir da definição de ângulos para as articulações falângicas. Foram obtidos valores de doses para extremidades utilizando seringas com e sem blindagens (de material tungstênio de 8 mm de espessura) conforme as blindagens reais utilizadas. Os resultados mostram que os valores de dose podem chegar a uma diferença de duas ordens de grandeza para as extremidades dos dedos indicador e médio, quando comparados aos demais pontos de análise. Estes valores mostram-se cerca de seis vezes maior ao considerar procedimentos sem o uso de blindagem para a seringa de injeção. Uma análise dos resultados obtidos mostra que a avaliação de doses em extremidades para os trabalhadores inseridos em serviços de medicina nuclear, feita a partir de pulseiras dosimétricas, não seria representativa já que estas doses obtidas para este ponto mostram-se em até 35 vezes menores que os demais pontos de análise.

Palavras-Chave: Monte Carlo; Flúor-18; Tomografia por Emissão de Pósitrons.

ABSTRACT

This work was done with the dosimetry of a geometric hand phantom, with Geant4 Monte Carlo code, representing the occupationally exposed individual (OEI) in nuclear medicine service. The phantom was designed with the dimensions of the forearm and hand of a standard man, obeying the typical geometry of the ^{18}F -FDG injection in patients during the PET – positron emission tomography – clinical procedure. Despite having a less realistic distribution than the voxel phantom, the geometric phantom has greater flexibility, allowing investigations related to alternative configurations, from setting the angles for the phalangeal joints. Dose values were obtained for the extremities using syringes with and without shields of 8 mm tungsten, using PET shielding as reference. The results show that the dose can reach values with a difference of two orders of magnitude for the extremities of the forefinger and the middle finger, when compared to other points for analysis; and they were about six times higher when considering procedures without the use of shielding for the injection syringe. An analysis of the results shows that the evaluation of extremity doses on the employees in nuclear medicine units, if made with dosimetric bracelets, would be representative since these doses obtained for the wrist are 35 times smaller than the other points used in the analysis.

Keywords: Monte Carlo, Fluorine-18; Positron Emission Tomography.

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO II

- FIGURA 2. 1.** EXEMPLO DE OBJETO E SUAS CARACTERÍSTICAS (BASEADO EM LEITE & RAHAL, 2012) 8
- FIGURA 2. 2.** ESQUEMA DE CLASSES DE OBJETOS COM SEUS ATRIBUTOS (VERMELHO) E MÉTODOS (VERDE) (BASEADO EM LEITE & RAHAL, 2012) 9
- FIGURA 2. 3.** CATEGORIAS DE CLASSES DO GEANT4 (CERN, 2010)..... 10
- FIGURA 2. 4.** PREPARAÇÃO PARA EXAME COM O PRIMEIRO PET SCANNER (1975) (IAEA TRAINING MATERIAL, 2011) 13
- FIGURA 2. 5.** ESQUEMA DE DECAIMENTO DO ^{18}F (SORENSEN & PHELPS, 1982) 15
- FIGURA 2. 6.** ANIQUILAÇÃO DO PÓSITRON E POSTERIOR DETECÇÃO DOS EVENTOS PELOS DETECTORES GAMA DO PET SCANNER (CNEN, 2011A) 16
- FIGURA 2. 7.** RELAÇÕES ENTRE AS GRANDEZAS DE PROTEÇÃO, OPERACIONAIS E AS GRANDEZAS FÍSICAS (ICRU, 1998; GUIMARÃES, 2005) 17
- FIGURA 2. 8.** FATOR DE PESO DA RADIAÇÃO, PARA NÊUTRONS, EM FUNÇÃO DA ENERGIA. PODE SER OBSERVADA NA FIGURA A FUNÇÃO SEGUNDO A ICRP 60 (1991), E A FUNÇÃO ADOTADA PELAS RECOMENDAÇÕES DE 2007 PELA ICRP 103. 23

CAPÍTULO III

- FIGURA 3. 1.** OSTEOLOGIA DE MÃO, PULSO E ANTEBRAÇO. VISÃO DORSAL DA MÃO ESQUERDA (ESQUEMA BASEADO EM GRAY & GOSS, 1977) 24
- FIGURA 3. 2.** SÓLIDOS MODELADOS NO GEANT4 PARA CONSTRUÇÃO DO FANTOMA DE MÃO. (A) CILINDRO, SENDO AQUI REPRESENTADO APENAS $\frac{1}{4}$ DE SUA ESTRUTURA, PARA MELHOR VISUALIZAÇÃO DE SEUS EIXOS DE COORDENADAS; (B) PRISMA RETANGULAR; (C) PRISMA DE BASE ELÍPTICA. 25
- FIGURA 3. 3.** COMPOSIÇÃO DA GEOMETRIA CONSTRUÍDA. (A) REPRESENTAÇÃO DA PELE; (B) REPRESENTAÇÃO DO TECIDO MOLE; (C) REPRESENTAÇÃO DOS OSSOS; (D) FANTOMA GEOMÉTRICO COM REPRESENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS INTERNAS - OSSOS, TECIDO MOLE E PELE. 26
- FIGURA 3. 4.** FANTOMA GEOMÉTRICO COM CORTE EM UMA DAS FALANGES PARA REPRESENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS INTERNAS..... 27
- FIGURA 3. 5.** ESQUEMA DA MÃO (FRENTE) (BASEADO EM GRAY & GOSS, 1977) E FANTOMA GEOMÉTRICO COM DIMENSÕES USADAS. A – DORSO DA MÃO; B - COMPRIMENTO DO DEDO MÉDIO; C – LARGURA DA MÃO; D – COMPRIMENTO DO POLEGAR; E – COMPRIMENTO DO ANTEBRAÇO. 28

| | |
|---|----|
| FIGURA 3. 6. ESQUEMA DA MÃO (PERFIL) (BASEADO EM GRAY & GOSS, 1977). E – COMPRIMENTO DO ANTEBRAÇO; F- ESPESSURA DA MÃO..... | 29 |
| FIGURA 3. 7. EXEMPLO DE ARTICULAÇÕES QUE PODEM SER REALIZADAS COM O FANTOMA GEOMÉTRICO..... | 30 |
| FIGURA 3. 8. POSIÇÃO DE INJEÇÃO, OBJETIVO DA SIMULAÇÃO (FONTE: HTTP://DIARIODOVALE.UOL.COM.BR , ACESSADO EM 04 DE JANEIRO DE 2012). | 30 |
| FIGURA 3. 9. SEGMENTO DE ANTEBRAÇO E MÃO DO FANTOMA REMAB [®] (VISÃO ANTERIOR) | 31 |
| FIGURA 3. 10. SEGMENTO DE ANTEBRAÇO E MÃO DO FANTOMA REMAB [®] (VISÃO POSTERIOR). | 32 |
| FIGURA 3. 11. TLDS SENDO POSICIONADOS SOBRE O FANTOMA, INDICADOS PELAS SETAS. | 33 |
| FIGURA 3. 12. POSIÇÕES ESCOLHIDAS PARA COLOCAÇÃO DOS TLDS E POSTERIOR OBTENÇÃO DOS VALORES DE KERMA. (A) TLDS ANTERIORES; (B) TLDS POSTERIORES. | 34 |
| FIGURA 3. 13. FANTOMA GEOMÉTRICO. PODEM SER OBSERVADAS ESTRUTURAS NAS MESMAS POSIÇÕES DOS TLDS USADOS EM LABORATÓRIO. | 35 |
| FIGURA 3. 14. FANTOMA POSICIONADO PARA IRRADIAÇÃO COM FEIXE DE ¹³⁷ Cs. | 36 |
| FIGURA 3. 15. ARRANJO COM PLACA DE ACRÍLICO (PMMA) INSERIDA À FRENTE DO FANTOMA PARA GARANTIA DO EQUILÍBRIO ELETRÔNICO. | 36 |
| FIGURA 3. 16. SIMULAÇÃO DO FANTOMA REMAB [®] . VISUALIZAÇÃO DO CAMPO DE IRRADIAÇÃO..... | 37 |
| FIGURA 3. 17. FANTOMA DE MÃO SEGURANDO SERINGA DE INJEÇÃO (COM BLINDAGEM)..... | 38 |

CAPÍTULO IV

| | |
|--|----|
| FIGURA 4. 1. DADOS EXPERIMENTAIS E DE SIMULAÇÃO REFERENTES À ETAPA DE VALIDAÇÃO DO PROGRAMA. | 43 |
| FIGURA 4. 2. VALORES DE DOSE EQUIVALENTE NA PELE NA ADMINISTRAÇÃO DO ¹⁸ F-FDG. 48 | |

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO II

| | |
|---|----|
| TABELA 2. 1. RADIONUCLÍDEOS PÓSITRON EMISSORES RELEVANTES PARA PET (PHELPS, 2006)..... | 14 |
| TABELA 2. 2. VALORES DE MASSA E CARGA (PHELPS, 2006) | 16 |
| TABELA 2. 3. FATORES DE PESO PARA ÓRGÃOS OU TECIDOS PARA O CÁLCULO DE DOSE EFETIVA (CNEN, 2011B; ICRP, 2007) | 21 |
| TABELA 2. 4. FATORES DE PESO DAS RADIAÇÕES (W_R) (ICRP, 2007; CNEN, 2011B) | 22 |

CAPÍTULO III

| | |
|---|----|
| TABELA 3. 1. ELEMENTOS QUE COMPÕEM OS TECIDOS UTILIZADOS NO FANTOMA (ICRP 23, 1975)..... | 27 |
| TABELA 3. 2. DIMENSÕES USADAS NA MODELAGEM DO FANTOMA DE MÃO (FILHO, 2005). | 29 |
| TABELA 3. 3. DIMENSÕES DO FANTOMA REMAB [®] (UTILIZADAS EM SIMULAÇÃO PARA VALIDAÇÃO DO PROGRAMA). | 32 |
| TABELA 3. 4. MATERIAIS UTILIZADOS EM SIMULAÇÃO | 39 |

CAPÍTULO IV

| | |
|--|----|
| TABELA 4. 1. VALORES DE KERMA NO AR POR FÓTON, OBTIDOS A PARTIR DA SIMULAÇÃO DE FONTE DE ¹³⁷ CS. | 40 |
| TABELA 4. 2. COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES DE KERMA NO AR OBTIDOS A PARTIR DA SIMULAÇÃO E EXPERIMENTAÇÃO PARA FONTE DE ¹³⁷ CS..... | 42 |
| TABELA 4. 3. RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DA GEOMETRIA DE MÃO SEGURANDO SERINGA COM E SEM USO DE BLINDAGEM EM PROCEDIMENTO DE PET. | 45 |
| TABELA 4. 4. ESTIMATIVA PARA DOSE EQUIVALENTE NA PELE POR PROCEDIMENTO DE PET. | 47 |
| TABELA 4. 5. ESTIMATIVA DE DOSE EQUIVALENTE ANUAL PARA PELE. | 49 |

LISTA DE SIGLAS

| | |
|-----------------|---|
| CERN | Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear |
| CSSNM | Committee on State of the Science of Nuclear Medicine (U.S.) |
| CT | Tomografia Computadorizada |
| FDG | Fluor-Desoxiglicose |
| FORTRAN | FORmula TRANSlation |
| Geant4 | GEometry And Track |
| HC-FMUSP | Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo |
| IAEA | International Atomic Energy Agency |
| ICRP | International Commission on Radiation Protection |
| ICRU | International Commission on Radiation Units and Measurements |
| InCor | Instituto do Coração |
| KEK | Sigla japonesa para High Energy Accelerator Research Organization |
| LDT | Laboratório de Dosimetria Termoluminescente |
| MC | Monte Carlo |
| NRC | National Research Council (U.S.) |
| PET | Tomografia por Emissão de Póstron |
| SEMEX | Serviço de Monitoração Individual Externa |
| SI | Sistema Internacional de Unidades |
| SPECT | Tomografia por Emissão de Fóton Único |
| TLD | Dosímetro Termoluminescente |
| VOXEL | VOlumetric piXEL |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| INTRODUÇÃO | 1 |
| FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 6 |
| 2.1. O MÉTODO DE MONTE CARLO E O CÓDIGO GEANT4..... | 6 |
| 2.1.1. <i>A História do Geant4</i> | 7 |
| 2.1.2. <i>Aspectos técnicos do Geant4</i> | 8 |
| 2.1.3. <i>Arquitetura do Geant4</i> | 10 |
| 2.2. A TECNOLOGIA PET | 11 |
| 2.2.1. <i>Princípios Físicos do funcionamento do PET</i> | 13 |
| 2.3. GRANDEZAS RADIOLÓGICAS | 17 |
| 2.3.1. <i>Atividade</i> | 18 |
| 2.3.2. <i>Fluência</i> | 18 |
| 2.3.3. <i>Kerma</i> | 19 |
| 2.3.4. <i>Dose Absorvida</i> | 20 |
| 2.3.5. <i>Dose Efetiva</i> | 21 |
| 2.3.6. <i>Dose Equivalente</i> | 22 |
| MATERIAIS E MÉTODOS | 24 |
| 3.1. A VALIDAÇÃO DO PROGRAMA..... | 31 |
| 3.2. SIMULAÇÃO DA ADMINISTRAÇÃO DO ¹⁸ F..... | 37 |
| RESULTADOS E DISCUSSÕES | 40 |
| 4.1. VALIDAÇÃO DO FANTOMA GEOMÉTRICO | 40 |
| 4.2. SIMULAÇÃO DA ADMINISTRAÇÃO DO ¹⁸ F EM SERINGA DE INJEÇÃO..... | 44 |
| CONCLUSÕES | 51 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 53 |

CAPÍTULO I

Introdução

Para fins de diagnóstico e terapia, a medicina nuclear utiliza compostos marcados com radionuclídeos, os quais seguem caminhos funcionais ou metabólicos específicos dentro dos pacientes (ROBILOTTA, 2006). A aceitação do uso da radiação pela população está associada aos benefícios decorrentes dessas atividades, e da garantia de uma incorporação segura dessa tecnologia (MENDES *et al.*, 2004).

A CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) tem por objetivo assegurar o uso seguro de radiações ionizantes pelos serviços e instalações nucleares em todo o país. Isso deve ser feito segundo critérios e normas de radioproteção voltadas à minimização da exposição da radiação pela população como um todo. No ano de 2012, segundo dados da própria CNEN, existem no país cerca de 400 serviços de medicina nuclear em operação (MENDES *et al.*, 2004; DANTAS *et al.*, 2008; CNEN, 2012).

A medicina nuclear, como uma especialidade multidisciplinar, desenvolve e utiliza equipamentos e radionuclídeos para estudos de processos fisiológicos em procedimentos diagnósticos não invasivos, tratamento e determinação/classificação do estadiamento de doenças (NRC & CSSNM, 2007). Entre os radionuclídeos utilizados neste campo, podemos citar o uso do ^{153}Sm associado ao EDTMP (etileno-diamino-tetrametilenofôsfônico) no combate a dor metastática difusa; o ^{131}I na forma de iodeto ou ligado a moléculas de MIBG (meta-iodo-benzil-guanidina), o ^{90}Y , o ^{111}In , o ^{123}I , o $^{99\text{m}}\text{Tc}$, o ^{201}Tl , e o ^{67}Ga na forma de citrato, em práticas de cintilografia. Para produção de imagens em procedimentos de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) destaca-se o ^{18}F marcando a desoxiglicose. (IAEA, 2006)

Segundo a *International Atomic Energy Agency* (IAEA), nas últimas duas décadas, foram acompanhadas pela crescente demanda das modalidades de imagem funcional para diagnósticos, terapias, testes de acompanhamento de

patologias e avaliação de recorrência de câncer. Os exames clínicos de PET e SPECT (tomografia por emissão de fóton único) - incorporados na rotina diária de muitos departamentos de medicina nuclear - permitem o estudo da química cerebral, neurotransmissão, assim como a obtenção de diagnóstico diferencial das demências, principalmente entre doença de Alzheimer, doença de Pick e demência com múltiplos infartos; diagnóstico diferencial entre recidiva de tumores e necrose pós-radiação ou pós-cirurgia; demonstração *in vivo* da severidade da degenerescência dopaminérgica¹ característica da doença de Parkinson; confirmação de morte cerebral (COSTA *et al.*, 2001; IAEA, 2008).

A PET - cada vez mais usada também para fins de avaliações de resposta terapêutica e estadiamento de manifestações patológicas - utiliza radionuclídeos introduzidos no corpo geralmente por via endovenosa, de meia vida extremamente curta para fornecer imagens corporais bioquímicas. A introdução dessa tecnologia no país só foi possível com o início da produção, por volta do ano de 1999, do radiofármaco fluordesoxiglicose (FDG), como substância traçadora para essa modalidade de tomografia paralelamente ao uso dos radiofármacos convencionais (IEN, 2006). O interesse nessa prática aumentou ainda mais após a introdução da técnica PET combinada com o sistema de tomografia computadorizada (PET/CT), o que permitiu a obtenção de informações anatômicas e metabólicas ou funcionais *in vivo*, em uma única sessão de digitalização de imagens. Segundo o InCor (Instituto do Coração), em 2011 já existiam cerca de 100 equipamentos de PET/CT instalados no país e vários em fase de aquisição, ou em instalação nas mais diversas regiões brasileiras. Isto levará, necessariamente, ao crescimento do número de trabalhadores com risco de exposição externa nesta prática (ROBILOTTA, 2006; BOELLAARD, 2009; INCOR, 2011).

Uma das características das células neoplásicas é um aumento do metabolismo da glicose. Após administração, o FDG é distribuído por todos os órgãos do corpo, de modo proporcional ao metabolismo da glicose por cada órgão. O FDG é um análogo desta molécula e se comporta como um traçador. Por esse motivo, entre as aplicações clínicas da PET, além do seu uso para

¹ Degenerescência dopaminérgica é o mesmo que *deterioração das vias dopaminérgicas*. As vias dopaminérgicas são “rotas” cerebrais por onde é transmitida a dopamina – uma enzima percussora da adrenalina, responsável pela estimulação do sistema nervoso central (HOLANDA, 2010).

produção de imagens cerebrais - devido a contínua demanda de glicose para as células do cérebro -, destaca-se a pesquisa da viabilidade miocárdica, um tema de extrema relevância, se considerarmos sua estreita relação com a insuficiência cardíaca, que é uma doença de proporções epidêmicas (FELIX *et al.*, 2006; BIXLER *et al.*, 1999).

Após sua entrada nas células o FDG é fosforilado pela hexoquinase para FDG-6-fosfato e, em tecidos com baixa concentração de glicose-6-fosfatase, tais como cérebro, miocárdio e a maioria das células malignas, o FDG-6-P não passa pela sequência enzimática posterior e se acumula proporcionalmente à taxa do processo glicolítico, emitindo pósitrons e promovendo a base para a formação das imagens. O FDG-PET é um exame que permite a avaliação do metabolismo da glicose em indivíduos vivos. Esta técnica pode potencialmente diferenciar lesões malignas das benignas, além de possibilitar a avaliação da extensão da doença. (TERRA-FILHO *et al.*, 2000)

O elevado número de pacientes, submetidos a exames em medicina nuclear, e profissionais, envolvidos nesta prática, justifica esforços permanentes para a melhoria da qualidade dos diagnósticos e para a redução dos riscos radiológicos inerentes a esta prática. A energia dos fótons de aniquilação (511 keV), gerados pelos pósitrons do ^{18}F é 3,65 vezes superior a energia dos fótons gerados pelo $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV) e 1,4 vezes maior que os gamas produzidos pelo ^{131}I . Os profissionais em Medicina Nuclear que se encontram envolvidos em atividades ligadas a emissores de alta-energia, são considerados como um grupo de maior exposição à radiação (BIXLER *et al.*, 1999).

Faz-se então necessária a análise da dosimetria destes trabalhadores, que são monitorados rotineiramente para avaliação de sua exposição externa à radiação - seja a partir do uso de anéis e pulseiras dosimétricas e/ou de filmes dosimétricos e dosímetros de bolso – já que a exposição de extremidades durante a administração de ^{18}F -FDG é considerada relativamente alta (COVENS *et al.*, 2010).

Amaral *et al.* (2007), em um estudo de PET utilizando o radiofármaco ^{18}F -FDG, encontrou para doses na mão de profissional em procedimento de injeção do radiofármaco os valores de $7,6 \pm 2,7$ nSv/MBq e $14,9 \pm 5,2$ nSv/MBq para o uso e não uso de blindagem para seringa de injeção. Para este caso, foi

utilizado dosímetro tipo relógio de pulso, para estimativa de dose de extremidades.

De acordo com os estudos de Sans Merce *et al.* (2011), a estimativa de dose, feita a partir do uso de TLDs em luvas para 11 diferentes pontos em cada mão, apresentou maiores valores nos pontos correspondentes aos dedos indicador e médio, em procedimento de administração do ^{18}F -FDG.

A simulação de Monte Carlo pode ser considerada uma excelente ferramenta de otimização desta prática, ao rever o uso correto da utilização de monitores pessoais e, a partir do momento em que obtém resultados com alta acurácia estatística em um curto espaço de tempo, podendo fazer variações de diferentes parâmetros que, em muitos casos, não podem ser facilmente mensuráveis em um experimento real.

Neste trabalho, foi implementado no Geant4 - um programa para simulação em Monte Carlo - um fantoma geométrico representando a mão do profissional envolvido no procedimento clínico, com dimensões de um antebraço de homem padrão, para avaliar a exposição de extremidades.

O fantoma geométrico, apesar de ser uma representação menos realista que o fantoma de *voxel*, possui maior flexibilidade – sua geometria permite que uma simples definição de ângulos gerasse articulações em seus dedos, facilitando investigações em qualquer configuração que exija apenas a maleabilidade dos dedos. Para este trabalho, apesar do posicionamento dos dedos do fantoma, permitir a simulação de variadas formas de manipulação de uma seringa de injeção, foi elencada apenas uma geometria de seringa de injeção, em procedimento de administração do radiofármaco ao paciente de PET.

Este trabalho teve como principal objetivo, contribuir na identificação e quantificação da distribuição de doses em extremidades de trabalhadores que realizam exames tipo PET, através da manipulação do ^{18}F -FDG.

A primeira etapa do trabalho está relacionada à construção da geometria de simulação – o fantoma geométrico de mão e antebraço - a partir de sólidos geométricos simples.

Após a construção da geometria, foi feita a validação do fantoma geométrico através da obtenção de valores de kerma no ar com TLDs (dosímetros termoluminescentes), colocados em pontos preestabelecidos, em

segmento de membro superior de um fantoma REMAB[®]. Esta validação se fez necessária para garantir a confiabilidade dos resultados obtidos neste trabalho.

Em um último momento, após implementação do fantoma geométrico de mão e antebraço, em Monte Carlo, foi feita uma avaliação dosimétrica de extremidades para o procedimento de administração do ¹⁸F utilizando uma seringa de injeção de 3 ml.

CAPÍTULO II

Fundamentos Teóricos

2.1. O Método de Monte Carlo e o Código Geant4

O método de simulação de Monte Carlo (MC), definido como um método estatístico passou a ser efetivamente utilizado somente nas últimas décadas. Como as simulações utilizando este método são definidas por processos que ocorrem aleatoriamente, e por ser esta uma similaridade com jogos de azar, o método foi denominado “*Monte Carlo*” em referência à capital dos jogos de azar mundialmente conhecida, na cidade de Mônaco, durante o Projeto Manhattan na Segunda Guerra Mundial (YORIYAZ, 2009).

O método de MC é utilizado como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de novos experimentos, assim como na verificação de alguns resultados obtidos experimentalmente. Pode ser utilizado para simular o comportamento de sistemas físicos, matemáticos e também biológicos. Além disso, permite entender melhor os processos físicos nos quais se baseiam alguns aparatos experimentais, podendo estar ligado aos mais diversos segmentos da ciência e engenharia (como cromodinâmica quântica, fluxo de tráfego, reator nuclear e evolução estelar - sistemas estes de geometria complexa). Em um experimento real, muitos parâmetros não podem ser mensuráveis ou não são facilmente testados, e o método de MC intervém como uma alternativa para testar o efeito de suas várias hipóteses antes da construção de um equipamento real (BONIFACIO, 2007; BORTOLINI, 2009; YORIYAZ, 2009).

As simulações computacionais desempenham um papel chave em Medicina nuclear, com aplicações que incluem o *design* de um equipamento, a reconstrução tomográfica de imagens, e a otimização de protocolos (SANTIN *et al.*, 2003).

O Geant4 (***Geometry and Track***) é um pacote de *software* para a simulação da passagem de partículas pela matéria, desenvolvido no CERN (*Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*), e inclui um conjunto completo de recursos, incluindo a reconstrução de trajetórias, geometrias e modelos físicos, incluindo processos eletromagnéticos, óticos e hadrônicos, um vasto conjunto de partículas, materiais e elementos e um alcance de energias que vão desde os 250 eV até algumas ordens do TeV. Na simulação do transporte de radiação utilizando o método de MC, a história de uma partícula é contada como uma sequência de caminhos que terminam como um evento de interação, onde a partícula pode mudar a sua direção de movimento, perder energia e produzir partículas secundárias (AGOSTINELLI *et al.*, 2003; BONIFÁCIO, 2007).

O pacote Geant4 é o resultado de uma colaboração mundial de físicos e engenheiros de *software*, e explora tecnologias de programação orientada a objeto, sendo implementado na linguagem de programação C++, com versões para o ambiente Windows, Unix e Linux. Seu uso encontrou aplicações em física de partículas, física nuclear, desenho de aceleradores, engenharia espacial e física médica, entre outros (AGOSTINELLI *et al.*, 2003; ALLISON *et al.*, 2006).

2.1.1. A História do Geant4

A ideia do pacote *Geant4* surgiu inicialmente de dois estudos separados realizados no CERN e KEK², em 1993. Os dois grupos buscavam aperfeiçoar o *software* Geant3, que fora produzido na década de 70 e utilizava linguagem FORTRAN³. A ideia era construir um programa de simulação totalmente baseado na tecnologia de orientação a objetos. A primeira versão do produto

² KEK é a sigla japonesa para *High Energy Accelerator Research Organization*.

³ O nome FORTRAN deriva de "**FOR**mula **TRAN**slation", e tinha a intenção de traduzir equações científicas para códigos de computadores. Proposta inicialmente em 1953 é usada principalmente para análise numérica (www.fortran.com, acessado em 16 de janeiro de 2011).

foi então lançada em dezembro de 1998, passando o pacote de programas a ser chamado Geant4 (CERN, 2010).

2.1.2. Aspectos técnicos do Geant4

Num sistema computacional, as seguintes ferramentas básicas devem ser fornecidas: capacidade de modelar o arranjo experimental; transporte de partículas com a construção de suas trajetórias; amostragem de vários tipos de interações das partículas; modelagem da resposta do detector a cada interação (geração de dados e eventos); controle da execução do programa; geradores de números aleatórios, além de interfaces de visualização – geometria, partículas, trajetórias e interações - e de usuário. É dentro desse contexto que o pacote Geant4 faz a simulação do transporte de partículas na matéria através do método de MC. Ele utiliza um sistema de detectores, que levam em consideração como o experimento irá afetar o caminho das partículas, incluindo em seu código, além da geometria do sistema de detecção, os materiais envolvidos e a coleta de dados para análise, com diferentes níveis de detalhes e refinamento (AGOSTINELLI *et al.*, 2003).

Em uma abordagem de problemas, segundo um ponto de vista orientado a objeto, o domínio do problema é caracterizado segundo um conjunto de objetos que possuem propriedades (atributos) e comportamentos (métodos) específicos (figuras 2.1 e 2.2). (LEITE & RAHAL, 2012).

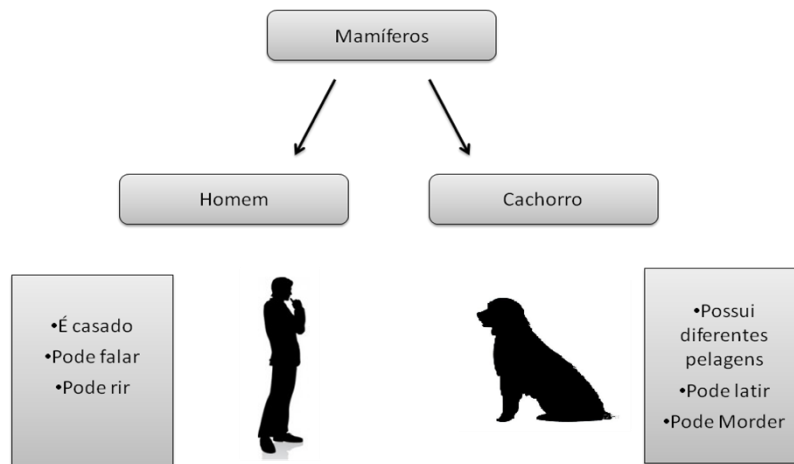


Figura 2. 1. Exemplo de Objeto e suas características (Baseado em LEITE & RAHAL, 2012)

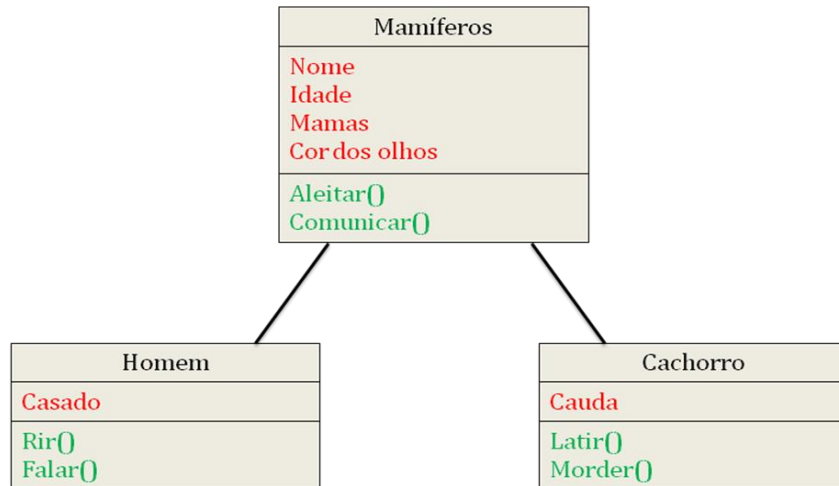


Figura 2. 2. Esquema de classes de objetos com seus atributos (vermelho) e métodos (verde)
(Baseado em LEITE & RAHAL, 2012)

A abstração de objetos passa então a ter um conceito relevante, já que permite fornecer aspectos essenciais de um objeto. Um objeto pode ser definido como uma unidade dinâmica composta por um estado interno privativo (estrutura de dados) e um comportamento (conjunto de operações). A orientação a objetos permite representar o comportamento do mundo real de modo a ocultar detalhes – dados e funções que manipulam estes dados – que torna possível uma maior concentração nos aspectos principais do problema, de acordo com a perspectiva do observador (LEITE & RAHAL, 2012).

Um objeto é uma entidade que combina identidade, estado e comportamento. A identidade é a propriedade que distingue um objeto dentre todos os outros. O estado engloba todas as propriedades do objeto com os valores de cada uma dessas propriedades. O comportamento é caracterizado pelas rotinas – ou métodos – que são executados pelo objeto através do recebimento de mensagens. É a partir dessas mensagens que os objetos irão se comunicar uns com os outros. Cada mensagem é o pedido enviado a um objeto a fim de que ele realize alguma ação.

Os objetos são divididos em classes e subclasses. As classes são descrições generalizadas de uma coleção de objetos similares no domínio de sistema de software. Uma classe descreve um conjunto de objetos com as mesmas propriedades (também chamadas atributos), o mesmo comportamento (operações) e o mesmo relacionamento com outros objetos. As subclasses

constituem uma categoria de uma classe que possuem um relacionamento próximo entre si e são usadas para criar unidades lógicas.

2.1.3. Arquitetura do Geant4

O Geant4 funciona baseando-se em uma categoria de classes, num total de 17 classes principais (figura 2.3).

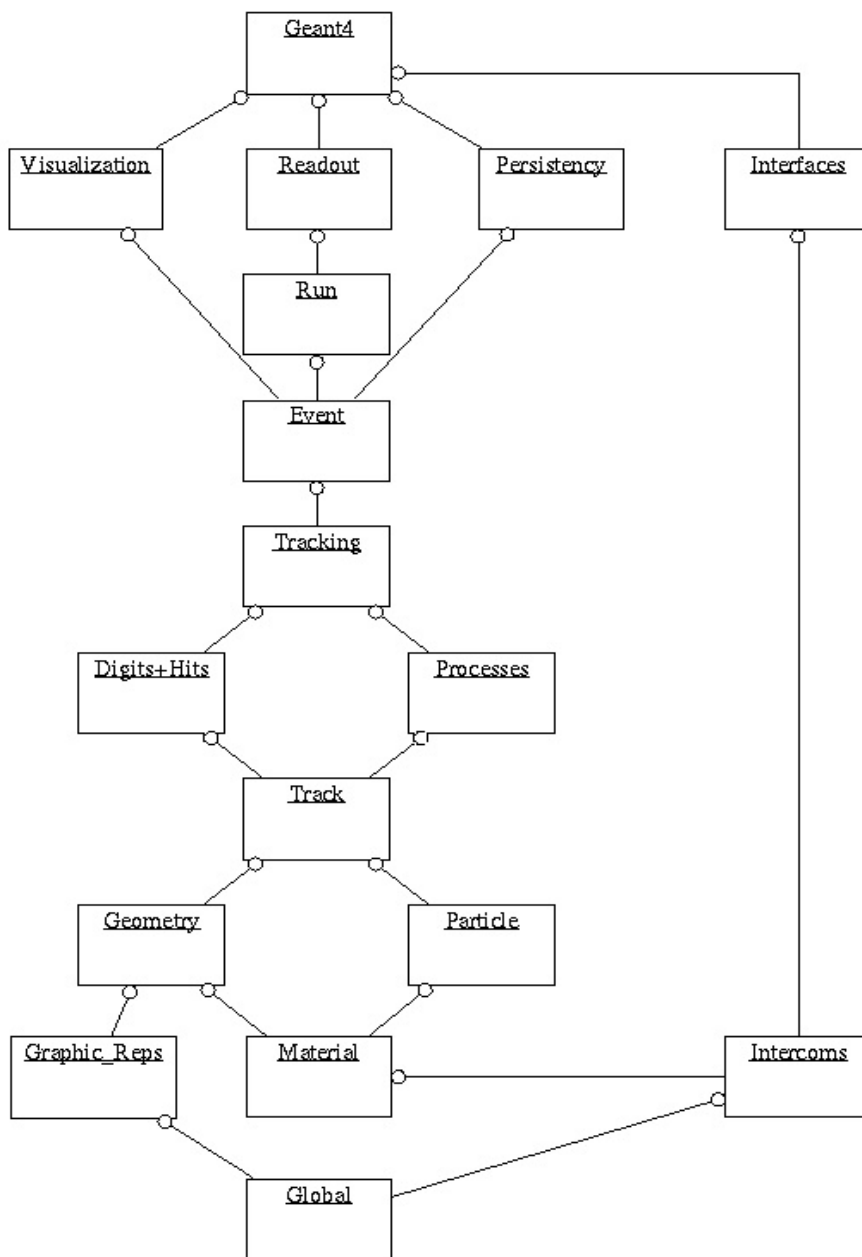


Figura 2. 3. Categorias de classes do Geant4 (CERN, 2010)

As categorias vistas na parte de baixo do diagrama são as categorias utilizadas para fundamentação do pacote Geant4. A classe *Global* irá conter o sistema de unidades, constantes e números, incluindo o manuseio de números randômicos. Já as categorias *material* e *particle*, por exemplo, são responsáveis pela descrição das propriedades físicas das partículas e materiais para a simulação das interações de partículas com a matéria (CERN, 2010).

A *Geometry* permite a descrição da estrutura geométrica da simulação, além da propagação de partículas através dela. A classe *track* contém informações sobre a trajetória das partículas. Estas informações são utilizadas pela classe *processes*, que descreve todos os tipos de interações físicas que a partícula pode sofrer.

Na figura 2.3, encontramos as classes *event*, *run* e *readout*, que irão acompanhar e/ou controlar as partículas geradas (ou eventos, como são chamadas pelo Geant), assim como manipular as colisões em cadeia que podem ser produzidas pelas mesmas. Vemos ainda, no final dessa estrutura, as categorias que compreendem a interface entre as classes (*Persistency*), a visualização (*Visualization*) e interface com o usuário (*Interface*). Todas as categorias apresentadas são também descritas no manual do Geant4 disponível na página do CERN.

2.2. A tecnologia PET

A origem da Medicina Nuclear é marcada pela descoberta da radioatividade natural pelo francês Henri Becquerel em 1896, e de elementos radioativos naturais pelo casal Marie e Pierre Curie em 1898, o que dá aos três o Nobel de física em 1903. Contudo, é o químico húngaro George Hevesy, ainda nos vinte primeiros anos do século XX, quem estabeleceu o “*princípio do traçador*” – uso de radionuclídeos para acompanhar o fluxo de sangue e de outras substâncias no organismo – considerado o fundamento básico para a

especialidade, o que lhe deu o prêmio Nobel de química em 1943 (CHAVES & SHELLARD, 2005).

A evolução da Medicina Nuclear está intimamente ligada aos avanços dos estudos e conhecimento de aplicações dos radiotraçadores em técnicas com fins diagnósticos e terapêuticos. Desde a sua introdução, a natureza dos radiotraçadores experimentou importantes mudanças. No início, eram utilizados unicamente isótopos radioativos que possuíam características traçadoras. Entretanto, mais tarde, foram desenvolvidos radiotraçadores formados por um traçador unido a um isótopo radioativo (CARRIÓ *et al.*, 2003).

O estudo clínico na avaliação e medição da presença de radiofármacos era feito sem a distinção da energia da radiação detectada, nem a produção de imagens da distribuição do composto pelo corpo, como era o caso do uso de detectores Geiger-Muller, principal detector utilizado por volta dos anos 40. Isso ocorria devido a pouca disponibilidade de radiofármacos e equipamentos adequados para aplicações médicas. Somente após o desenvolvimento de mapeadores e câmaras de cintilação nos anos 50, e dos computadores nos anos 60, foi possível a obtenção, armazenamento e processamento de imagens. Com estes equipamentos e a evolução dos procedimentos de diagnósticos com radiofármacos, passa a ser possível extrair parâmetros fisiológicos, corrigir distorções associadas à formação de imagens e evidenciar estruturas de interesse (ROBILOTTA, 2006).

É com o desenvolvimento da computação e métodos de reconstrução de imagem (década de 70) que foi possível a realização de tomografias por emissão de fótons únicos (*single photon emission computed tomography* – SPECT) e de PET (figura 2.4). Contudo, essa tecnologia ficou restrita a poucos centros universitários, voltados apenas para as pesquisas acadêmicas. Somente a partir da segunda metade dos anos 80 é que a tecnologia se volta para estudos dinâmicos do metabolismo humano com potenciais aplicações clínicas (PEREGRINO *et al.*, 2004; ROBILOTTA, 2006).

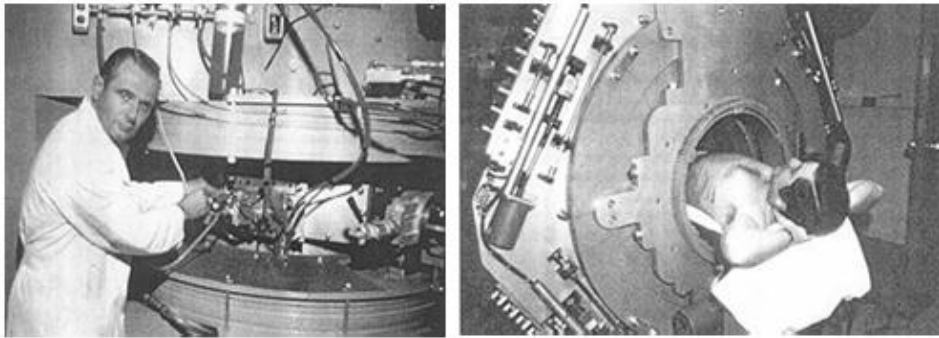


Figura 2. 4. Preparação para exame com o primeiro PET Scanner (1975) (IAEA *training material*, 2011)

Nos anos 90 a tecnologia PET ganhou força, devido ao uso de emissores de pósitrons viáveis, de meia-vida extremamente curta, e a sua capacidade de fornecer imagens bioquímicas corporais, - apesar do alto custo de implementação e execução dos procedimentos - o que representou uma grande evolução da ciência biomédica (PEREGRINO *et al.*, 2004; ROBILOTTA, 2006).

No Brasil, os exames PET estão disponíveis desde o ano de 1998, tendo início com a instalação de uma câmara PET/ SPECT no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP). A introdução dessa tecnologia no país só foi possível com o início da produção, por volta do ano de 1999, do radiofármaco fluordesoxiglicose (FDG), como substância traçadora para essa modalidade de tomografia (IEN, 2006; ROBILOTTA, 2006). Segundo o InCor, em 2011 já existem cerca de 100 equipamentos de PET/CT instalados no país e vários em fase de aquisição, ou em instalação nas mais diversas regiões brasileiras.

2.2.1. Princípios Físicos do funcionamento do PET

Segundo Phelps (2006), um Tomógrafo por emissão de Pósitrons (PET) é uma técnica de produção de imagens que usa unicamente a propriedade de decaimento de radionuclídeos que são emissores de pósitrons. Estes

radionuclídeos, de grande interesse biológico, são produzidos em cíclotrons e introduzidos no corpo, geralmente por via endovenosa, distribuindo-se nos tecidos de acordo com suas propriedades bioquímicas. Quando os átomos destes radionuclídeos decaem, um pósitron é emitido pelo núcleo, culminando na emissão de fótons de alta energia. Um PET scanner detectará de 10^6 a 10^9 decaimentos, já que é a quantidade de eventos necessária para produzir uma imagem significativa da distribuição do radionuclídeo presente no corpo. Estes eventos – ou decaimentos - serão reconstituídos pelo tomógrafo a partir de algoritmos matemáticos, resultando em uma imagem tridimensional, onde a intensidade do sinal captado pela instrumentação produz um *voxel*⁴ análogo.

Muitos radionuclídeos decaem por emissão de pósitrons. A tabela 2.1 apresenta alguns destes radionuclídeos que podem ser utilizados na produção de imagens em PET scanners.

Tabela 2. 1. Radionuclídeos pósitron emissores relevantes para PET (PHELPS, 2006)

| Radionuclídeo | Meia-Vida | E_{\max} (MeV) | Fração de emissão de β^+ |
|------------------|-----------|------------------|--------------------------------|
| ^{11}C | 20,4 min | 0,96 | 1,00 |
| ^{13}N | 9,97 min | 1,20 | 1,00 |
| ^{15}O | 122 s | 1,73 | 1,00 |
| ^{18}F | 109,8 min | 0,63 | 0,97 |
| ^{22}Na | 2,60 a | 0,55 | 0,90 |
| ^{62}Cu | 9,74 min | 2,93 | 0,97 |
| ^{64}Cu | 12,7 h | 0,65 | 0,29 |
| ^{68}Ga | 67,6 min | 1,89 | 0,89 |
| ^{76}Br | 16,2 h | Várias | 0,56 |
| ^{82}Rb | 1,27 min | 2,60; 3,38 | 0,96 |
| ^{124}I | 4,17 d | 1,53; 2,14 | 0,23 |

O ^{18}F - marcado com a FDG, um análogo da glicose - é o principal radionuclídeo pósitron-emissor utilizado na produção de imagens metabólicas nos departamentos de medicina nuclear, por possuir uma meia-vida

⁴ Um *voxel* é um elemento de volume tridimensional da imagem matriz. É análogo ao pixel, que consiste em uma reprodução bidimensional de uma imagem matriz.

relativamente longa - aproximadamente 110 min (tabela 2.1) (BIXLER et al., 1999).

O ^{18}F se desintegra em 96,86% por emissão de β^+ e 3,14% por captura eletrônica, dando origem a um núcleo estável de ^{18}O (figura 2.5) (BÉ et al., 2004).

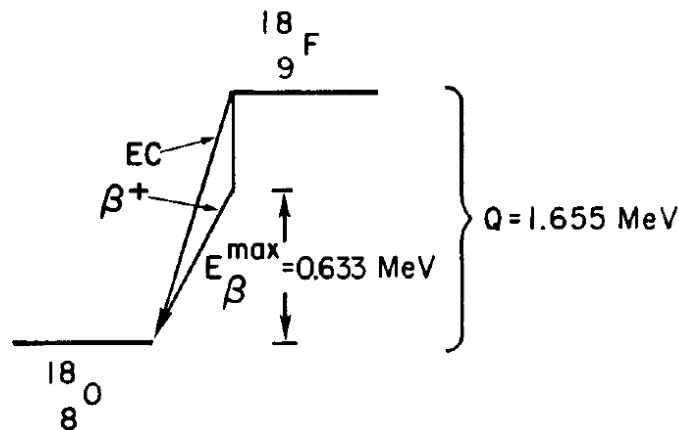


Figura 2. 5. Esquema de decaimento do ^{18}F (SORENSEN & PHELPS, 1982)

Os pósitrons emitidos a partir do decaimento dos radionuclídeos, rapidamente perdem energia cinética devido a interações inelásticas com os átomos constituintes do tecido, onde a maior parte de sua energia é dissipada, podendo se combinar com um elétron e formar um átomo análogo ao hidrogênio – onde o próton constituinte de seu núcleo é substituído por um pósitron, formando um *positrônio*. Este estado ocorre apenas durante 10^{-10} segundos antes do processo de aniquilação, onde a massa do elétron e do pósitron é convertida em energia eletromagnética. Devido ao pósitron e ao elétron estarem quase em repouso quando isso ocorre, a energia liberada provém em grande parte devido à massa dessas partículas, o que pode ser explicado a partir da equivalência de massa-energia de Einstein (equação 2.1) (PHELPS, 2006):

$$E = m \cdot c^2 = m_e \cdot c^2 + m_p \cdot c^2 \quad (2.1)$$

Onde m_e é a massa do elétron, m_p é a massa do pósitron e c é a velocidade da luz (3×10^8 m/s). Inserindo os dados da tabela 2.2 na

equação 2.1, obteremos o valor de 1,022 MeV para a energia liberada. Esta energia está relacionada aos fótons gerados pela aniquilação elétron-pósitron.

Tabela 2. 2. Valores de massa e carga (PHELPS, 2006)

| | Próton (p) | Nêutron (n) | Elétron (e ⁻) | Pósitron (e ⁺) |
|-------|---------------|---------------|---------------------------|----------------------------|
| Massa | 1,6729E-27 kg | 1,6749E-27 kg | 9,1E-31 kg | 9,1E-31 kg |
| Carga | +1,6E-19 C | 0 | - 1,6E-19 C | +1,6E-19 C |

Devido à conservação de momento e energia, não é possível a aniquilação pósitron-elétron, gerar um único fóton, sendo então emitidos dois fótons simultaneamente, em sentidos opostos (formando um ângulo de 180° entre si) e energias iguais a 511 keV (ou 1,022 MeV/2) cada. O processo de aniquilação de pósitrons é de extrema importância para a tecnologia PET. Em primeiro lugar, os fótons gerados pelo processo de aniquilação são altamente energéticos, o que possibilita que a maior parte deles seja capturada por detectores externos ao corpo. Além disso, devido à geometria precisa em que são gerados, os fótons, ao serem detectados e localizados externamente, possibilitam o posterior posicionamento da aniquilação. Como o ponto de aniquilação é bem próximo do ponto de emissão, o posicionamento dá uma boa percepção de onde estava instalado o material radioativo no corpo (figura 2.6) (PHELPS, 2006).

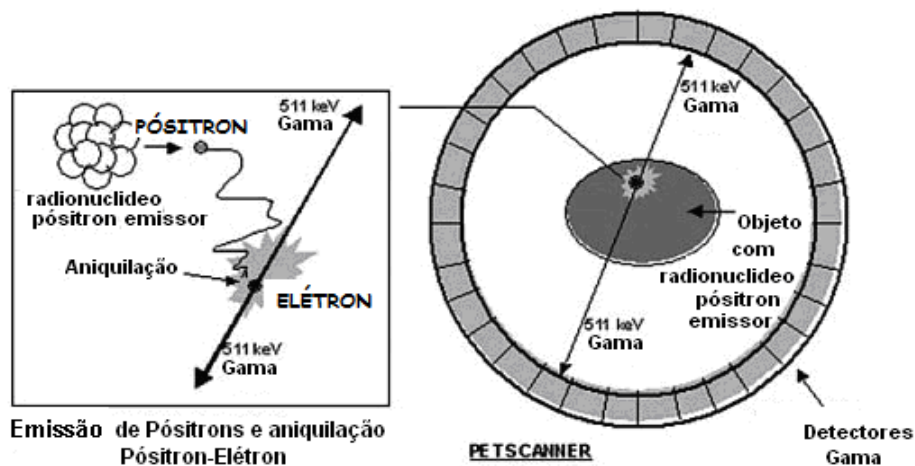


Figura 2. 6. Aniquilação do pósitron e posterior detecção dos eventos pelos detectores gama do PET Scanner (CNEN, 2011a)

2.3. Grandezas Radiológicas

A partir do momento que indivíduos são expostos à radiação ionizante, se faz necessário especificar o grau de irradiação em termos numéricos para que limites sejam regulamentados. A ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) e a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*), ao longo dos anos introduziram e testaram diversas grandezas. Estas grandezas são a base para estimar e medir doses e radiação externa. Podemos observar a hierarquia de algumas dessas grandezas na figura 2.7, que se apresentam em dois grupos de grandezas estabelecidas: as operacionais e as de proteção. Estes grupos estão, por sua vez, relacionados com as grandezas físicas (GUIMARÃES, 2005; ICRU, 1985).

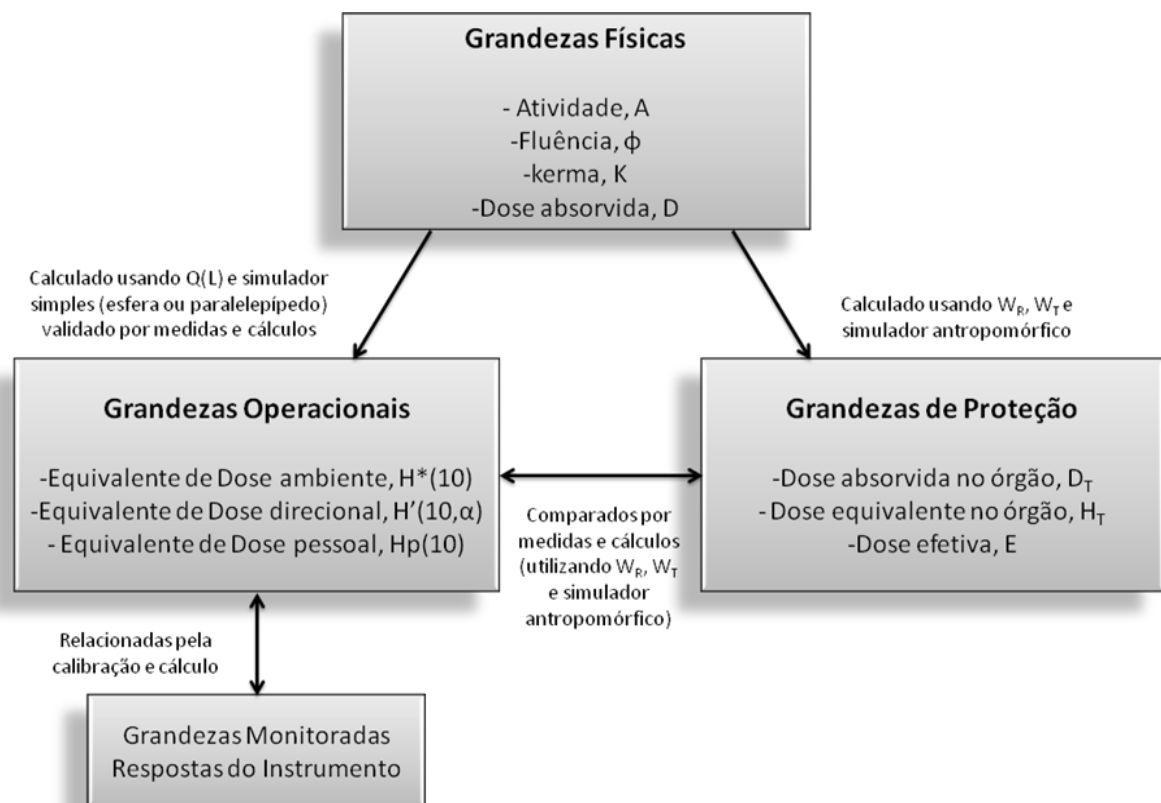


Figura 2. 7. Relações entre as grandezas de proteção, operacionais e as grandezas físicas (ICRU, 1998; GUIMARÃES, 2005)

Das grandezas radiológicas relacionadas na figura 2.7, serão definidas apenas as relevantes a este trabalho.

2.3.1. Atividade

Pode-se definir a *Atividade* de um material radioativo (A) como o número de transformações nucleares por unidade de tempo (t) (equação 2.2).

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (2.2)$$

Onde N representa a quantidade de núcleos radioativos contidos numa amostra ou material.

A unidade de medida da atividade é o *becquerel* (Bq) e corresponde a uma transformação por segundo. O *currie* (Ci), unidade antiga para atividade, ainda é utilizada em algumas situações, e corresponde a $3,7 \times 10^{10}$ Bq.

Uma transformação por segundo não significa dizer que o átomo está emitindo uma radiação por segundo, pois, em uma mesma transformação nuclear podem ser emitidas radiações de vários tipos e energias (TAUHATA *et al.*, 2003).

2.3.2. Fluência

Ao considerar um feixe de partículas, pode-se escrever a fluência (Φ) como a razão entre uma secção de área da de uma esfera e o número de partículas nela incidentes dN (equação 2.3) (TAUHATA *et al.*, 2003; FIRMINO, 2010):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.3)$$

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), a fluência é expressa em m^{-2} . O número de partículas N pode corresponder a partículas emitidas, transferidas ou recebidas. Esta grandeza é muito utilizada na medição de nêutrons (TAUHATA *et al.*, 2003).

2.3.3. Kerma

Segundo Attix (1986), a grandeza *kerma*⁵ (K) é definida em termos das quantidades de energia transferida e energia radiante. O kerma será relevante em campos indiretamente ionizados pela radiação – o que acontece quando tratamos com fótons e nêutrons – ou para qualquer ionização cuja origem seja uma distribuição no meio de absorção.

Podemos escrever o kerma a partir da razão entre o somatório das energias cinéticas iniciais transferidas por todas as partículas incidentes carregadas (dE_{tr}) liberadas por partículas não carregadas - nêutrons e fótons - e uma quantidade infinitesimal de massa dm (equação 2.4) (ATTIX, 1986; FIRMINO, 2010):

$$K = \frac{d(E_{tr})}{dm} \quad (2.4)$$

A unidade SI de medida do kerma é o joule por quilograma ($J.kg^{-1}$), que recebe o nome de *gray* (Gy).

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção da radiação de freamento (TAUHATA *et al.*, 2003). Pode-se então escrever:

$$K = K_c + K_r \quad (2.5)$$

⁵ O nome kerma vem da expressão **K**inetic **E**nergy **R**eleased **MA**tter que significa: *energia cinética transferida à matéria*.

Onde K_c representa o *kerma de colisão* (quando a energia é dissipada localmente por ionizações e/ou excitações) e K_r representa o *kerma de radiação* (quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X).

Quando há equilíbrio eletrônico de partículas carregadas, o kerma de colisão é igual a dose absorvida (D) (equação 2.6):

$$K_c = D \quad (2.6)$$

2.3.4. Dose Absorvida

A dose absorvida é uma grandeza relacionada a todo tipo de radiação ionizante, assim como ionizações do meio feitas de forma direta ou indireta (ATTIX, 1986).

A dose absorvida D , pode ser definida como a relação entre a energia absorvida e a massa do volume do meio atingido (equação 2.7).

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.7)$$

Onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante, no ponto de interesse, em um meio de massa dm .

Um dos efeitos da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do meio (TAUHATA *et al.*, 2003).

No SI a dose absorvida é expressa em J.kg^{-1} , a mesma utilizada para *kerma*, contudo, é comumente chamada de *gray* ($\text{J.kg}^{-1} = \text{gray}$) (ATTIX, 1986; TAUHATA *et al.*, 2003).

2.3.5. Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é uma grandeza mensurada a partir da soma ponderada (Tabela 2.3) das doses equivalentes em todos os órgãos ou tecidos do corpo. É expressa de acordo com a equação (2.8).

$$E = \sum w_T \cdot H_T \quad (2.8)$$

O valor w_T é o fator de peso referente a um dado tecido ou órgão, e o valor H_T refere-se à dose equivalente a ele atribuída. No SI, a unidade de dose efetiva recebe o nome de *sievert*.

Tabela 2. 3. Fatores de peso para órgãos ou tecidos para o cálculo de dose efetiva (CNEN, 2011b; ICRP, 2007)

| Tecido ou órgão | Fator de Peso do Tecido ou órgão (w_T) | |
|------------------|--|----------|
| | CNEN NN 3.01 | ICRP 103 |
| Medula Óssea | 0,12 | 0,12 |
| Cólon | 0,12 | 0,12 |
| Pulmão | 0,12 | 0,12 |
| Estômago | 0,12 | 0,12 |
| Mamas | 0,05 | 0,12 |
| Gônadas | 0,20 | 0,08 |
| Bexiga | 0,05 | 0,04 |
| Fígado | 0,05 | 0,04 |
| Esôfago | 0,05 | 0,04 |
| Tireoide | 0,05 | 0,04 |
| Pele | 0,01 | 0,01 |
| Superfície óssea | 0,01 | 0,01 |
| Restante* | 0,05 | 0,12 |

*Os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

2.3.6. Dose Equivalente

A grandeza física fundamental da dosimetria é a *dose absorvida*. Entretanto, em proteção radiológica, a grandeza fundamental é a dose absorvida média no órgão ou tecido humano. A dose equivalente (H_T) foi uma grandeza introduzida para considerar os efeitos das diferentes qualidades de radiação (tipo e energia) para uma mesma dose absorvida. Esta grandeza é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso da radiação (w_R) adimensional, relativo ao tipo de radiação incidente R , como pode ser visto na equação (2.9) (CNEN, 2011b):

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.9)$$

No SI, a dose equivalente é expressa em *sievert*. Os fatores de peso da radiação estipulados pela ICRP 103 podem ser observados na tabela 2.4., e foram relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos internamente depositados no corpo.

Tabela 2. 4. Fatores de peso das radiações (w_R) (ICRP, 2007; CNEN, 2011b)

| Tipos de Radiação e intervalos de Energia | Fator de peso da radiação (w_R) | |
|--|--|--------------|
| | ICRP 103 | CNEN NN 3.01 |
| Fótons, todas as energias | 1 | 1 |
| Elétrons e muons, todas as energias | 1 | 1 |
| Nêutrons, energia < 10 keV | <i>Fatores apresentados em uma curva contínua em função da energia do neutron (figura 2.8)</i> | 5 |
| 10 keV a 100 keV | | 10 |
| > 100 keV a 2 MeV | | 20 |
| > 2 MeV a 20 MeV | | 10 |
| > 20 MeV | | 5 |
| Prótons, (não de recuo), energia > 2 MeV | 2 | 5 |
| Partículas alfa, fragmento de fissão e núcleos pesados | 20 | 20 |

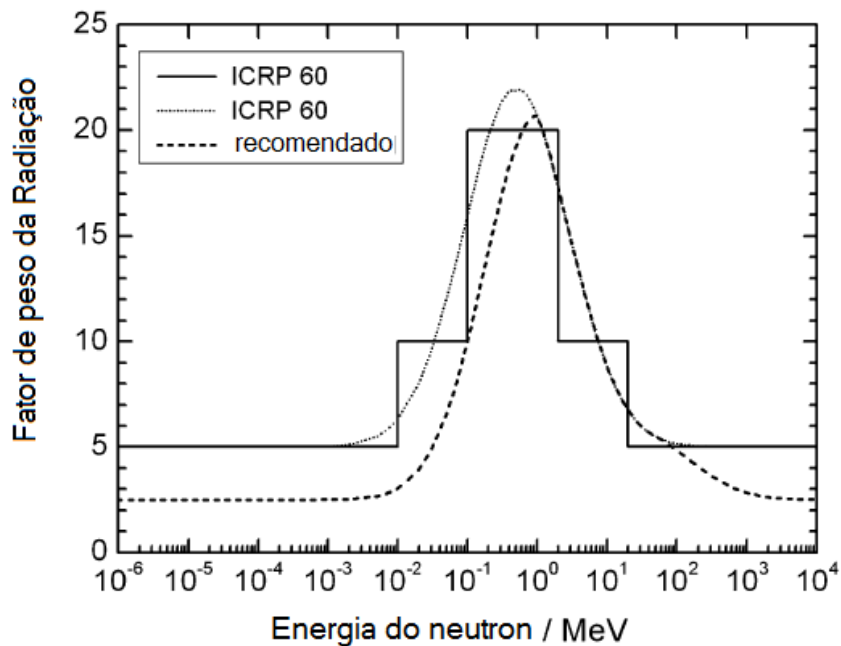


Figura 2. 8. Fator de peso da radiação, para nêutrons, em função da energia. Pode ser observada na figura a função segundo a ICRP 60 (1991), e a função adotada pelas recomendações de 2007 pela ICRP 103.

A ICRP 60 de 1991, e a norma NN 3.01 de setembro de 2011 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN, 2011c), recomendam um limite de dose efetiva para trabalhadores ocupacionalmente expostos de 20 mSv/ano, o qual é a média avaliada durante 5 anos – ou seja, a dose efetiva deve ser inferior a 100 mSv nesse período. Contudo, a dose efetiva deve ser inferior a 50 mSv em um único ano. É importante salientar que neste limite de dose não estão incluídas doses recebidas por exposições médicas, nem por exposições à radiação natural.

Existem também, recomendações de limites de dose anual para cristalino dos olhos e área da pele, a fim de prevenir efeitos determinísticos - já que os limites de dose efetiva recomendada de 20 mSv/ano são suficientes para prevenir efeitos estocásticos. Para o cristalino o limite anual é de 20 mSv, enquanto para a pele é de 500 mSv para uma área de 1 cm².

CAPÍTULO III

Materiais e Métodos

Para a construção do fantoma geométrico foi necessário, em um primeiro momento, definir as formas a serem usadas para ossos, tecido mole e pele dos membros superiores (antebraço e mão), obedecendo à estrutura do objeto real (figura 3.1).

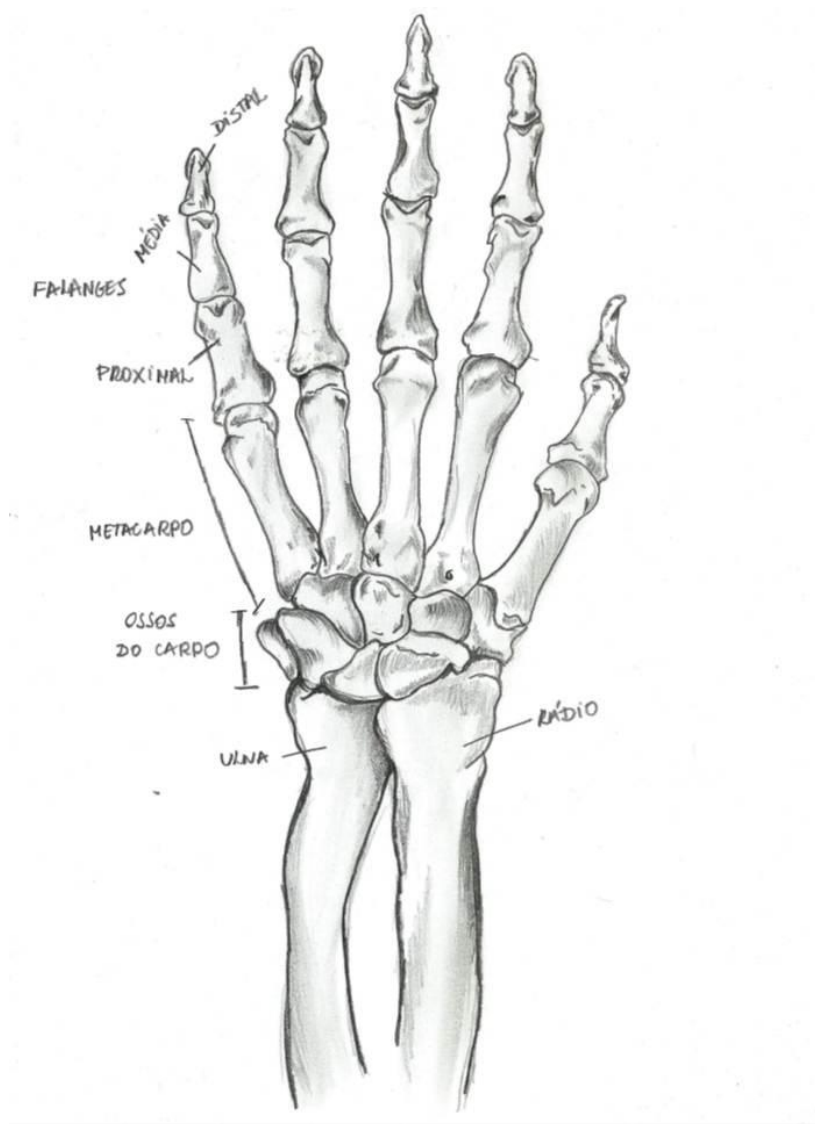


Figura 3. 1. Osteologia de mão, pulso e antebraço. Visão dorsal da mão esquerda (esquema baseado em GRAY & GOSS, 1977)

A montagem do fantoma geométrico teve início após definição de quais estruturas seriam simuladas. Como não seria necessário considerar a articulação do pulso, os ossos do carpo não foram representados em simulação, sendo apenas considerados os demais ossos da mão (falanges e metacarpo) e antebraço (ulna e rádio) (figura 3.1).

Durante a modelagem no código Geant4 foram utilizadas formas prismáticas e cilíndricas (figura 3.2), por serem as que melhor se aproximavam das figuras de referência. Considerou-se então para a representação dos ossos, somente cilindros (figura 3.2.a), assim como para os dedos; para projeção da região que compreende a palma da mão, foi usado um prisma retangular (figura 3.2.b) e para o segmento do antebraço foi utilizado um prisma de base elíptica (figura 3.2.c).

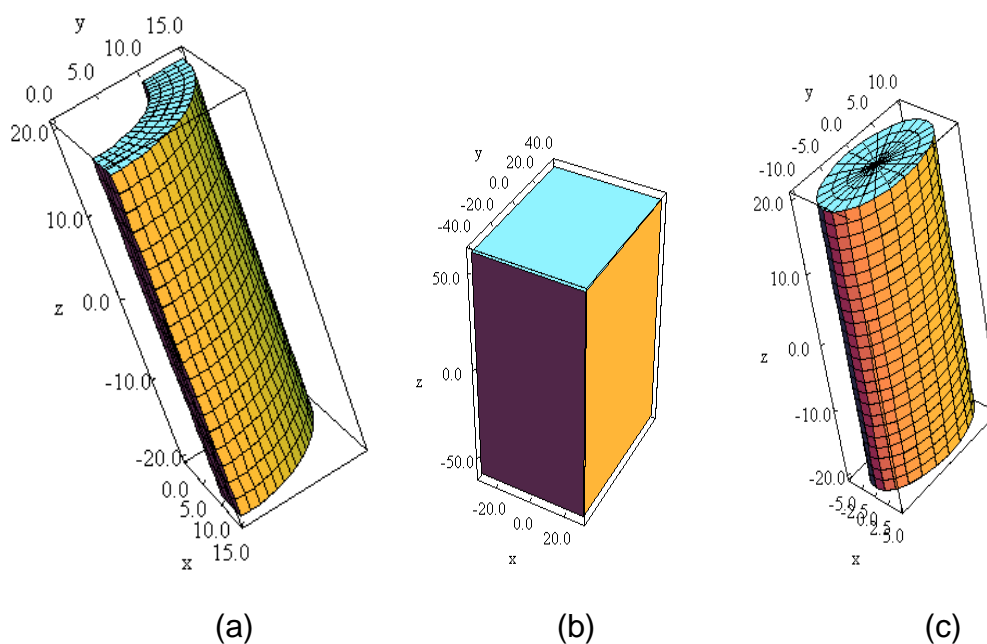


Figura 3. 2. Sólidos modelados no Geant4 para construção do fantoma de mão. (a) Cilindro, sendo aqui representado apenas $\frac{1}{4}$ de sua estrutura, para melhor visualização de seus eixos de coordenadas; (b) Prisma retangular; (c) Prisma de base elíptica.

Estas formas, ou modelos geométricos, encontram-se preestabelecidos em "bibliotecas" pertencentes ao código Geant4.

A representação geométrica no código é feita pela descrição de sólidos geométricos obedecendo ao sistema de coordenadas cartesianas

tridimensional. Estes sólidos são posicionados espacialmente a partir de um volume inicial - também chamado *volume-mãe* -, onde deverão ser inscritos os demais volumes (ou sólidos) que representam suas estruturas internas - também chamados pelo código de *volumes-filhos*.

A construção da geometria teve início então, a partir da pele (*volume-mãe*), onde foi inserido o tecido mole – representando músculos, juntas e ligamentos – e por fim os ossos (*volumes-filhos*), com suas respectivas espessuras de acordo com Gray e Goss (1977) (figuras 3.3 e 3.4).

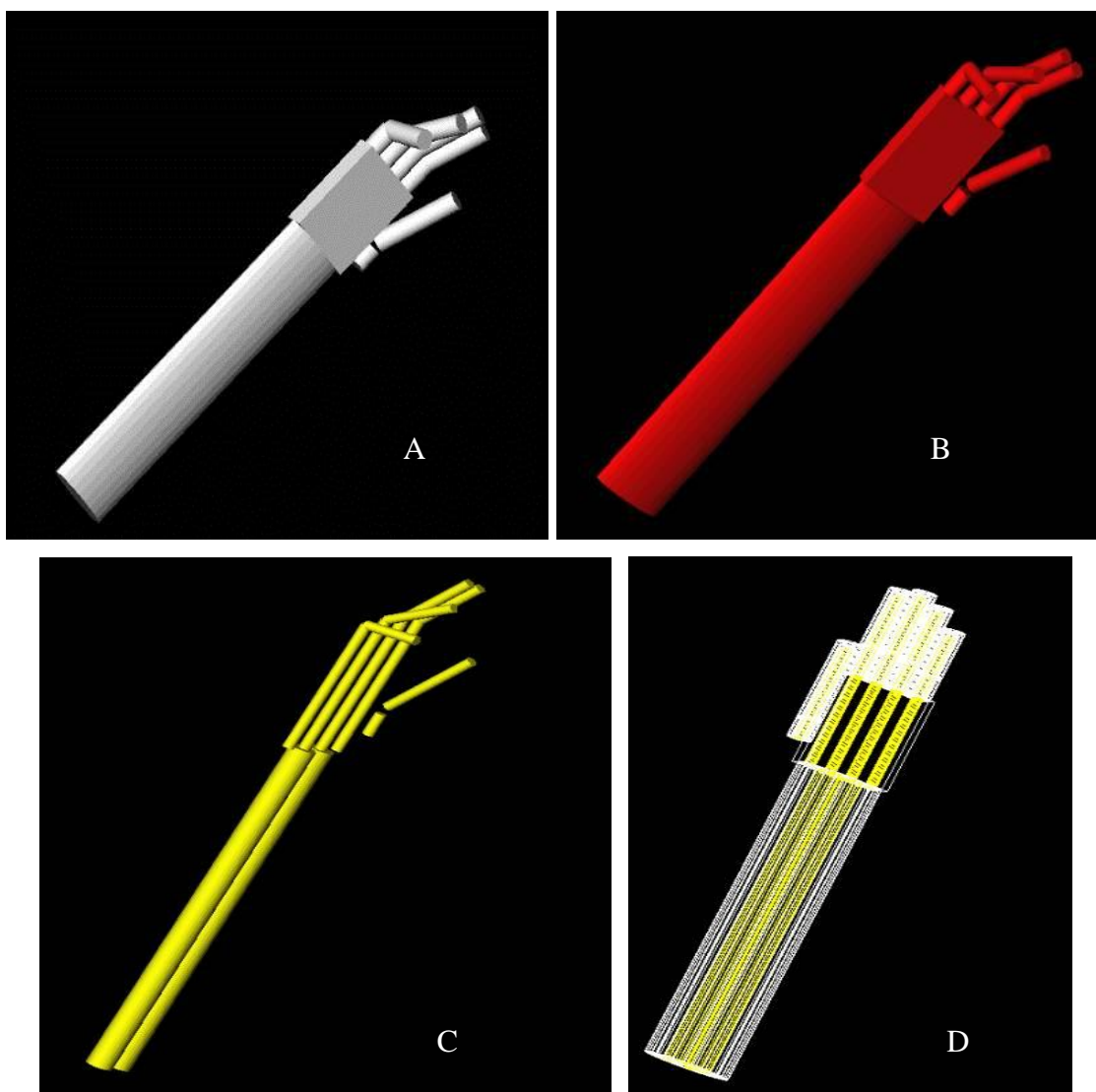


Figura 3. 3. Composição da geometria construída. (A) Representação da pele; (B) Representação do tecido mole; (C) Representação dos ossos; (D) Fantoma geométrico com representação das estruturas internas - ossos, tecido mole e pele.

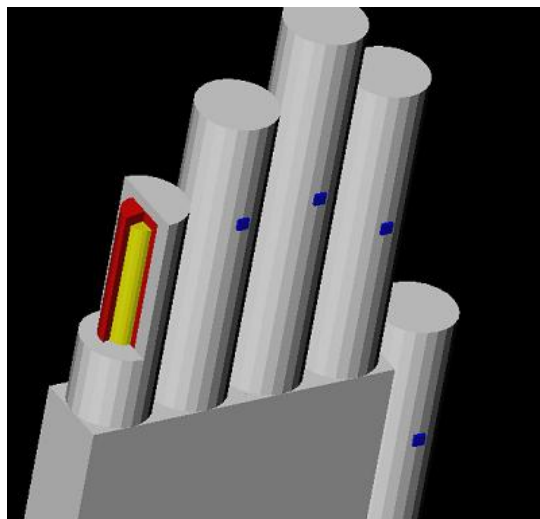


Figura 3. 4. Fantoma geométrico com corte em uma das falanges para representação das estruturas internas.

Na tabela 3.1 são encontrados os materiais utilizados na modelagem do fantoma durante a construção da geometria.

Tabela 3. 1. Elementos que compõem os tecidos utilizados no fantoma (ICRP 23, 1975).

| Elementos | Fração de massa (%) | | |
|-------------------------------------|---------------------|--------------|--------------|
| | Ossos | Tecido Mole | Pele |
| H | 0,07 | 0,10 | 0,1022 |
| C | 0,23 | 0,23 | 0,2693 |
| N | 0,039 | 0,023 | 0,0426 |
| O | 0,49 | 0,63 | 0,5804 |
| Na | 0,0032 | 0,0013 | 0,00012 |
| Mg | 0,0011 | 0,00015 | 5,4E-05 |
| P | 0,069 | 0,0024 | 0,0031 |
| S | 0,0017 | 0,0022 | 0,0015 |
| Cl | 0,0014 | 0,0014 | 0,00253 |
| K | 0,0015 | 0,0021 | 0,0008 |
| Ca | 0,099 | - | 0,0014 |
| Fe | 8,0E-05 | 6,3E-05 | 1,5E-05 |
| Zn | 4,8E-05 | 3,2E-05 | 5,4E-06 |
| Rb | - | 5,7E-06 | 2,1E-09 |
| Sr | 3,2E-05 | 3,4E-07 | 6,6E-07 |
| Zr | - | 8,0E-06 | 1,86E-06 |
| Pb | 1,1E-05 | 1,6E-07 | 2,8E-07 |
| Densidade (g/cm³) | 1,486 | 0,987 | 1,105 |

Nas figuras 3.5 e 3.6, podem ser visualizadas as dimensões utilizadas na construção da geometria, de acordo com a tabela 3.2.

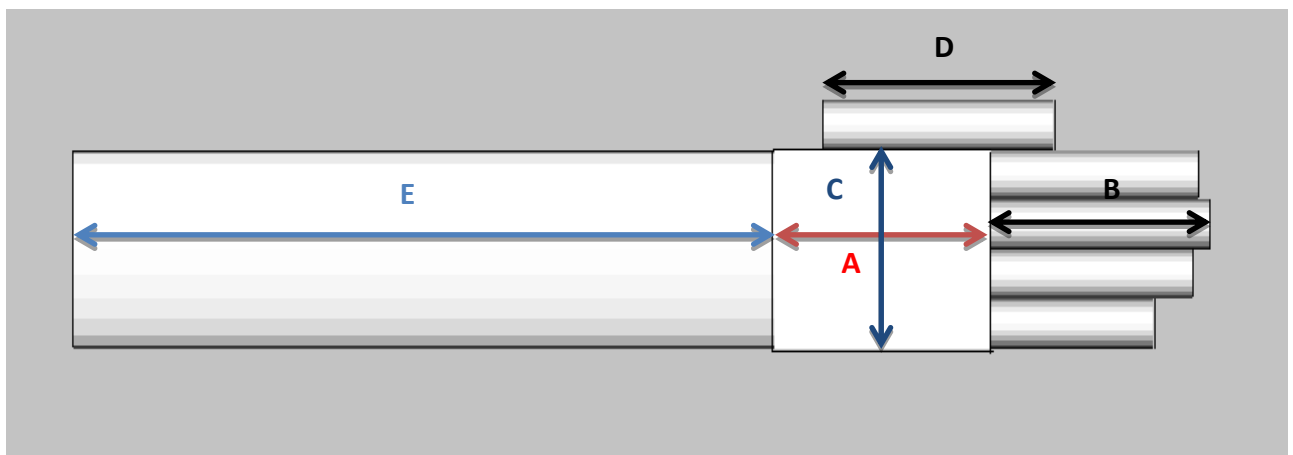
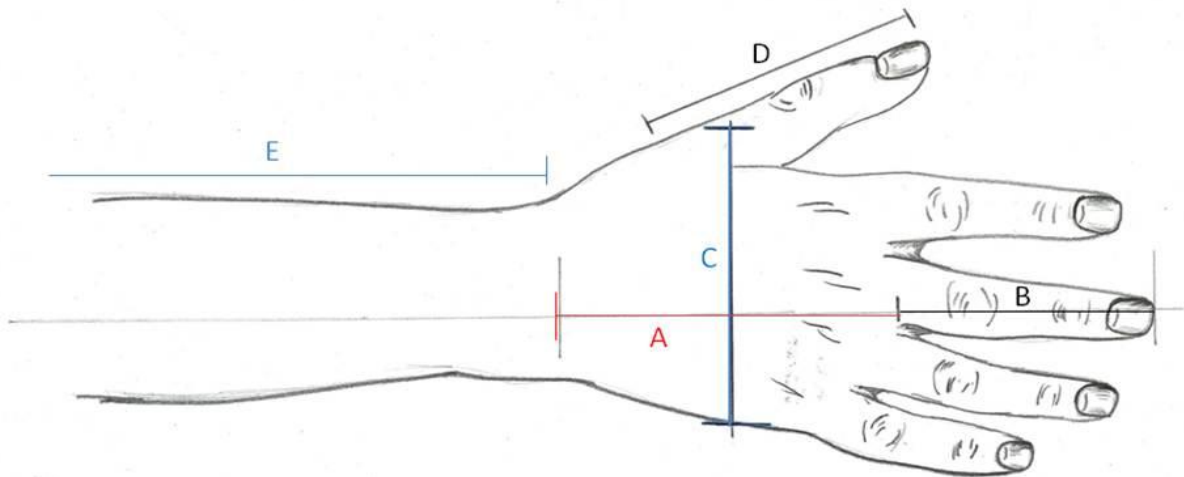


Figura 3. 5. Esquema da mão (Frente) (Baseado em GRAY & GOSS, 1977) e fantoma geométrico com dimensões usadas. A – Dorso da mão; B - Comprimento do dedo médio; C – Largura da mão; D – Comprimento do polegar; E – Comprimento do antebraço.

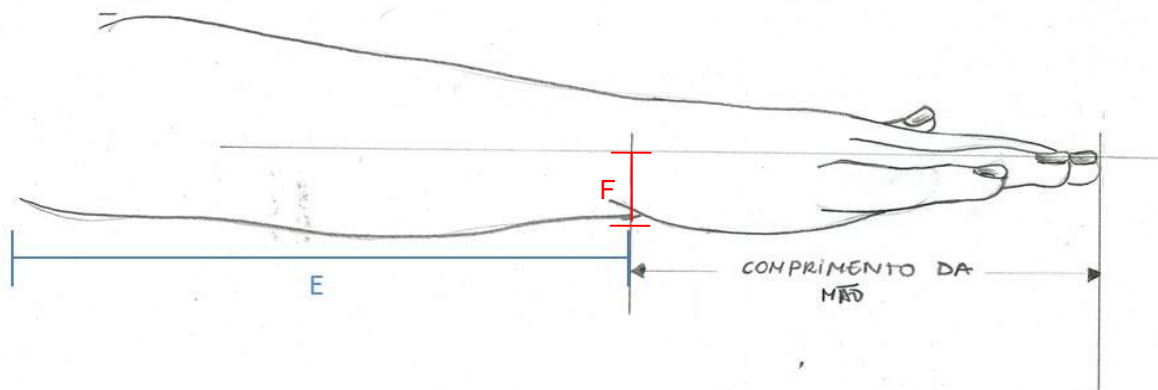


Figura 3. 6. Esquema da mão (Perfil) (Baseado em GRAY & GOSS, 1977). E – Comprimento do antebraço; F- Espessura da mão.

Tabela 3. 2. Dimensões usadas na modelagem do fantoma de mão (FILHO, 2005).

| | Segmento | Tamanho (cm) |
|-----------------------------|----------|--------------|
| Comprimento do dorso da mão | A | 9,89 |
| Comprimento do médio | B | 10,43 |
| Largura da mão | C | 10,60 |
| Comprimento do polegar | D | 6,38 |
| Comprimento do antebraço | E | 30,0 |
| Espessura da mão | F | 3,0 |

A especificação das peças anatômicas representando as falanges da mão foi formada por dois grupos de segmentos de sólidos cilíndricos. O primeiro segmento foi utilizado para representar as falanges proximais, e o segundo segmento as falanges média e distal.

Esta estrutura foi obedecida durante a construção dos segmentos que representaram os tecidos mole e epitelial, proporcionando aos dedos uma modelagem a partir de um conjunto de cilindros concêntricos, os quais retratavam suas estruturas internas.

Esta configuração teve como exceção o polegar, onde um dos segmentos cilíndricos representava as falanges (proximal, média e distal) e o segundo segmento representava o metacarpo. A partir da especificidade destes vértices é que o fantoma geométrico torna-se capaz de promover a simulação de movimentos, através da definição de ângulos nas articulações

entre as falanges proximal e média. Um exemplo de configuração das articulações dos dedos pode ser observado na figura 3.7.

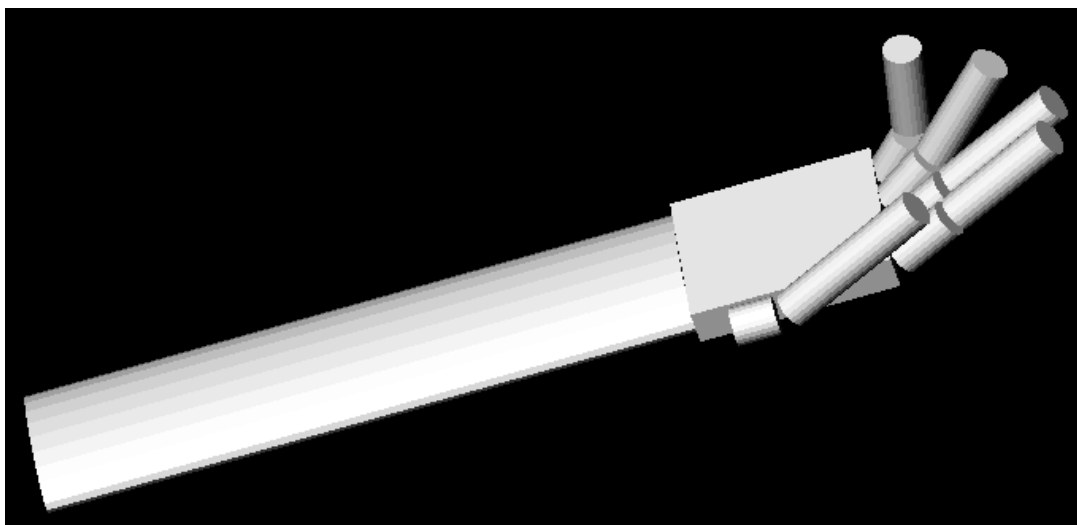


Figura 3. 7. Exemplo de articulações que podem ser realizadas com o fantoma geométrico.

A característica de maleabilidade da mão pode ser considerada como de extrema relevância ao considerá-la como principal órgão eferente do homem. É esse o fato que possibilita a manipulação de objetos diferentes com eficácia, precisão e força.

Como a construção da geometria de simulação foi voltada para modelagem da mão de trabalhador de PET em procedimento de injeção (figura 3.8), apenas as articulações falângicas foram simuladas.



Figura 3. 8. Posição de injeção, objetivo da simulação (Fonte: <http://diariodovale.uol.com.br>, acessado em 04 de janeiro de 2012).

3.1. A Validação do Programa

O programa foi validado a partir da irradiação de um fantoma físico, medições de kerma no ar com cristais termoluminescentes e comparação com valores obtidos na simulação.

Os critérios para validação do programa obedeceram aos parâmetros antropométricos de largura e comprimento, além de materiais, que compõem o fantoma REMAB[®] descritos pela ICRU 48 (1992) - casca de acetato de celulose, contendo esqueleto humano, que permite o seu preenchimento com água.

Apenas o segmento de mão e antebraço do fantoma REMAB[®] foi utilizado (figuras 3.9 e 3.10), já que se buscava determinar a exposição de extremidades dos membros superiores.



Figura 3. 9. Segmento de antebraço e mão do Fantoma REMAB[®] (visão anterior)



Figura 3. 10. Segmento de antebraço e mão do Fantoma REMAB[®] (visão posterior).

As dimensões do fantoma REMAB[®] foram obtidas com o auxílio de um paquímetro, para ajustar os valores da modelagem computacional e permitir a validação do programa. A partir de algumas poucas alterações em seu código, o fantoma geométrico permite o ajuste de suas dimensões e/ou materiais e elementos de acordo com as necessidades do usuário.

As novas dimensões, utilizadas nesta etapa podem ser observadas na tabela 3.3.

Tabela 3. 3. Dimensões do Fantoma REMAB[®] (utilizadas em simulação para validação do programa).

| Segmento | Tamanho (cm) |
|-------------------------------|--------------|
| Comprimento do dedo mínimo | 6,0 |
| Comprimento do dedo anelar | 8,38 |
| Comprimento do dedo médio | 10,43 |
| Comprimento do dedo indicador | 8,38 |
| Comprimento do polegar | 6,38 |
| Base do Polegar (comprimento) | 2,0 |
| Comprimento do dorso da mão | 9,5 |
| Largura da mão | 8,48 |
| Espessura da mão | 3,0 |
| Comprimento do antebraço | 30,0 |

Para esta etapa do trabalho, o fantoma simulado em código Geant4 deveria estar imerso em ambiente composto por ar, além de apresentar suas articulações com os mesmos ângulos do fantoma REMAB[®].

Foi utilizado para dosimetria do fantoma de mão e validação da simulação um total de 90 TLDs, retirados de um lote homogêneo de TLD-100 (LiF:Mg, Ti), de dimensões 0,9 mm x 0,9 mm x 3,0 mm, com desvio padrão inferior a 3%, pertencentes ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Destes, 10 TLDs foram irradiados no ar, em condições de equilíbrio eletrônico, em um campo padronizado de uma fonte de ¹³⁷Cs do Serviço de Monitoração Individual Externa (SEMEX/IRD), para que fosse obtido o fator de calibração para determinação dos valores de kerma no ar.

Os TLDs restantes foram separados em diferentes grupos, sendo um contendo 10 TLDs para medição do *background*, e os outros grupos - contendo 5 TLDs cada - colocados em invólucros plásticos, para que fossem posicionados sobre o fantoma (figura 3.11) irradiado pela mesma fonte utilizada para obtenção do fator de calibração para kerma no ar.

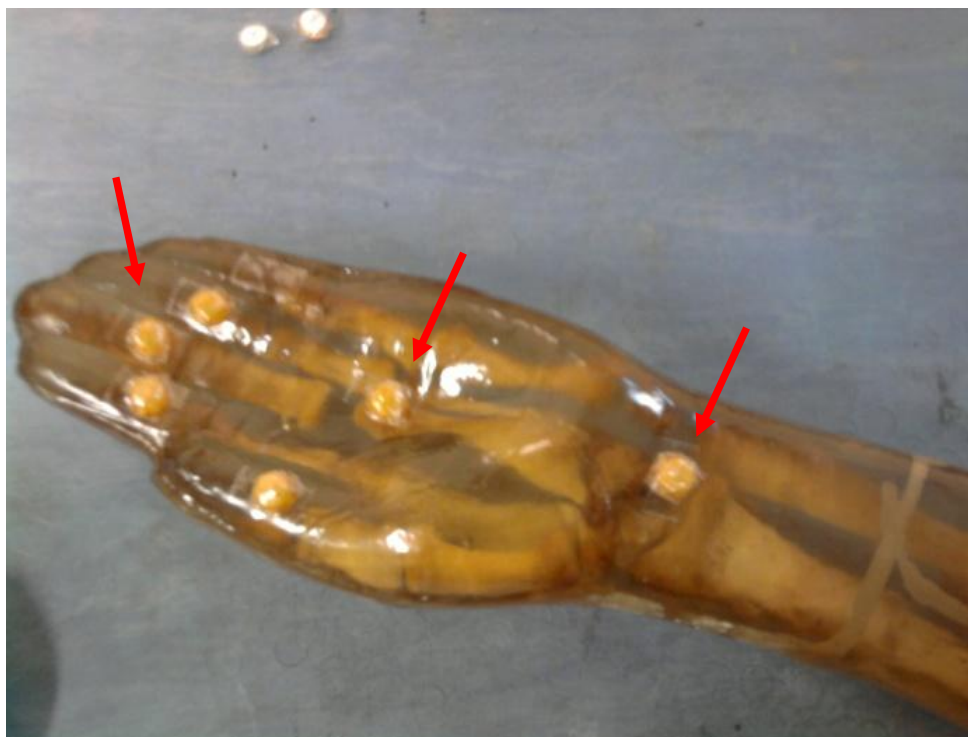


Figura 3. 11. TLDs sendo posicionados sobre o fantoma, indicados pelas setas.

Cada grupo de TLDs e cada TLD foram identificados numericamente para que fossem reconhecidos após sua leitura e avaliação. Os grupos, numerados de 1 a 14, foram colocados no fantoma de acordo com o posicionamento indicado na figura 3.12.

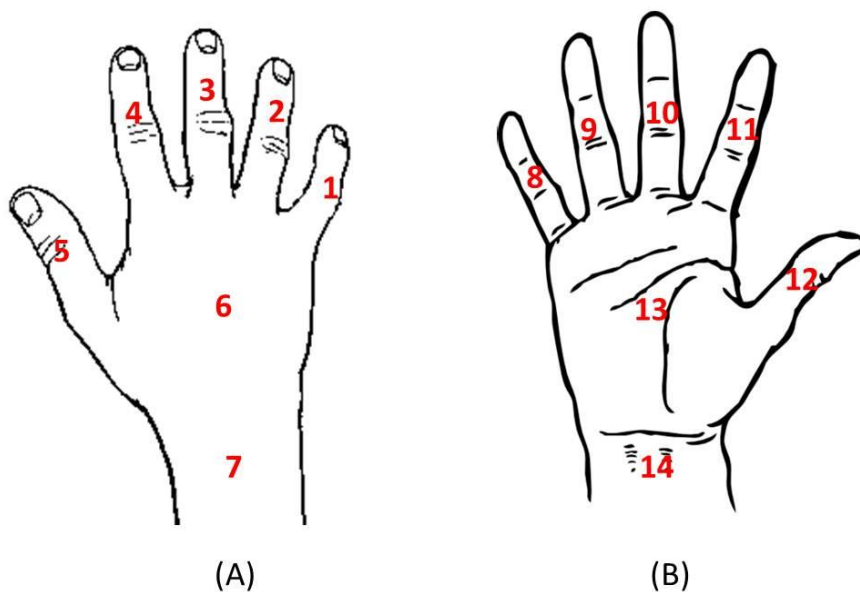


Figura 3. 12. Posições escolhidas para colocação dos TLDs e posterior obtenção dos valores de kerma. (A) TLDs anteriores; (B) TLDs posteriores.

A preparação, leitura e avaliação dos dosímetros utilizados seguiram os procedimentos rotineiros de laboratório. O mesmo padrão de posicionamento dos TLDs no fantoma REMAB[®] foi utilizado no fantoma geométrico.

Para validação do programa, o fantoma teve a configuração de ângulo das articulações falângicas modelada de forma que obedecesse a geometria de posicionamento de dedos do fantoma físico – mão com dedos esticados (figura 3.13).

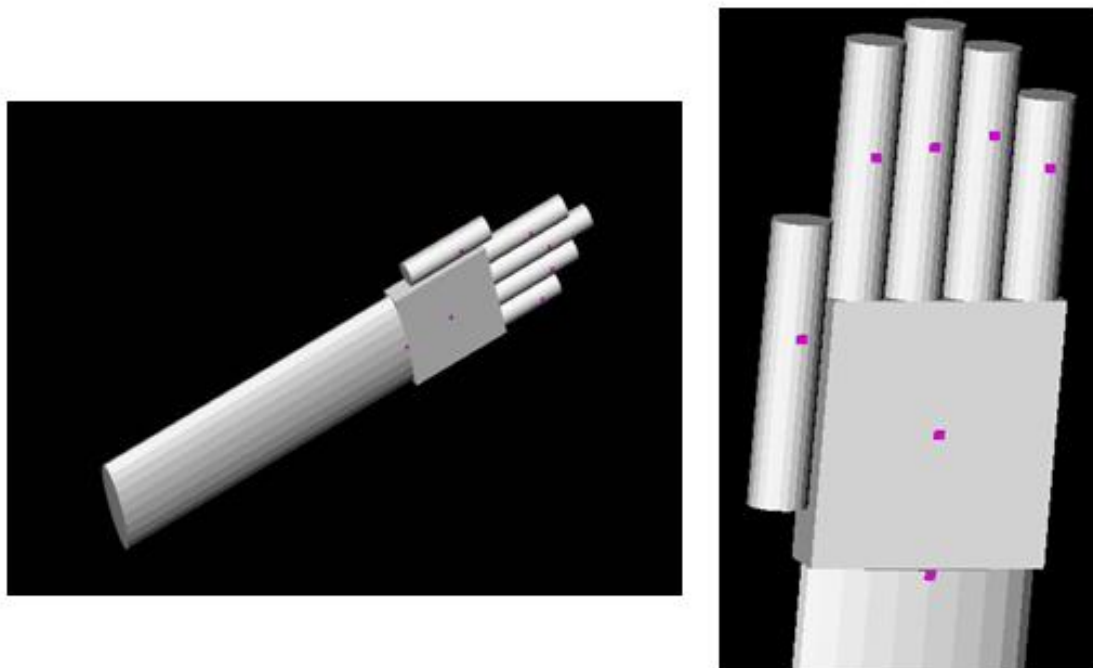


Figura 3. 13. Fantoma geométrico. Podem ser observadas estruturas nas mesmas posições dos TLDs usados em laboratório.

Os TLDs gerados em simulação possuíam as mesmas dimensões de um TLD real utilizado. Os dados obtidos em laboratório foram comparados com os valores de kerma no ar obtidos pela simulação do fantoma REMAB[®] em código Geant4, obedecendo a critérios como posicionamento em relação à fonte de ^{137}Cs e a energia do feixe (figuras 3.14 a 3.16).

A fonte de ^{137}Cs foi simulada como uma fonte plana, de modo que, a dimensão do feixe de partículas gerado fosse suficiente pra cobrir a área do fantoma geométrico onde os TLDs estavam posicionados (figura 3.16).



Figura 3. 14. Fantoma posicionado para irradiação com feixe de ^{137}Cs .



Figura 3. 15. Arranjo com placa de acrílico (PMMA) inserida à frente do fantoma para garantia do equilíbrio eletrônico.

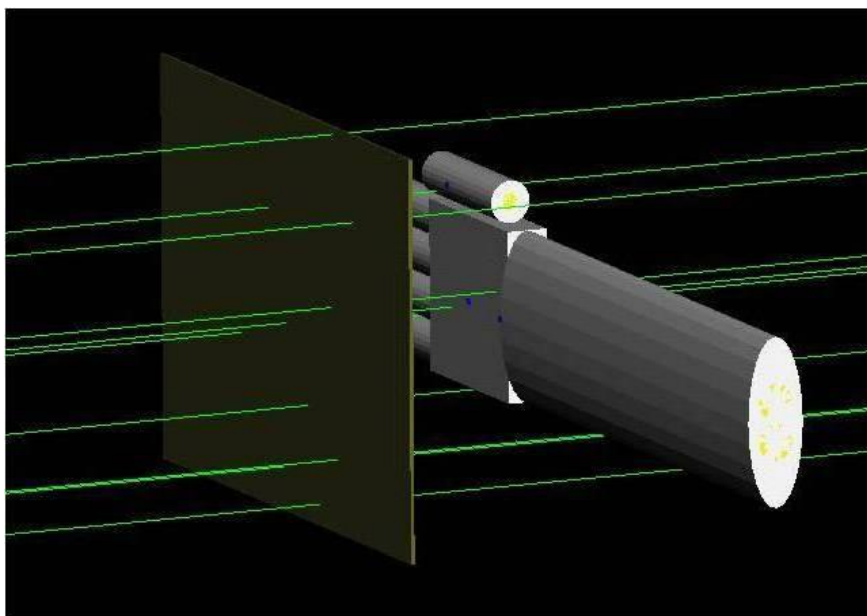


Figura 3. 16. Simulação do Fantoma REMAB[®]. Visualização do campo de irradiação.

A avaliação das incertezas na parte experimental foi feita por meio do desvio padrão das cinco leituras dos TLDs posicionados em cada um dos 14 pontos de monitoração. Na simulação as incertezas foram obtidas por meio do desvio padrão dos valores de kerma obtidos para cada evento gerado.

3.2. Simulação da administração do ¹⁸F

Para esta etapa do trabalho, o fantoma geométrico teve os ângulos das articulações dos dedos novamente modificados, para que pudessem ser posicionados de modo a segurar uma seringa de injeção de 3 ml, (material polietileno) utilizada em procedimentos de PET durante a administração do ¹⁸F-FDG ao paciente (figura 3.17).

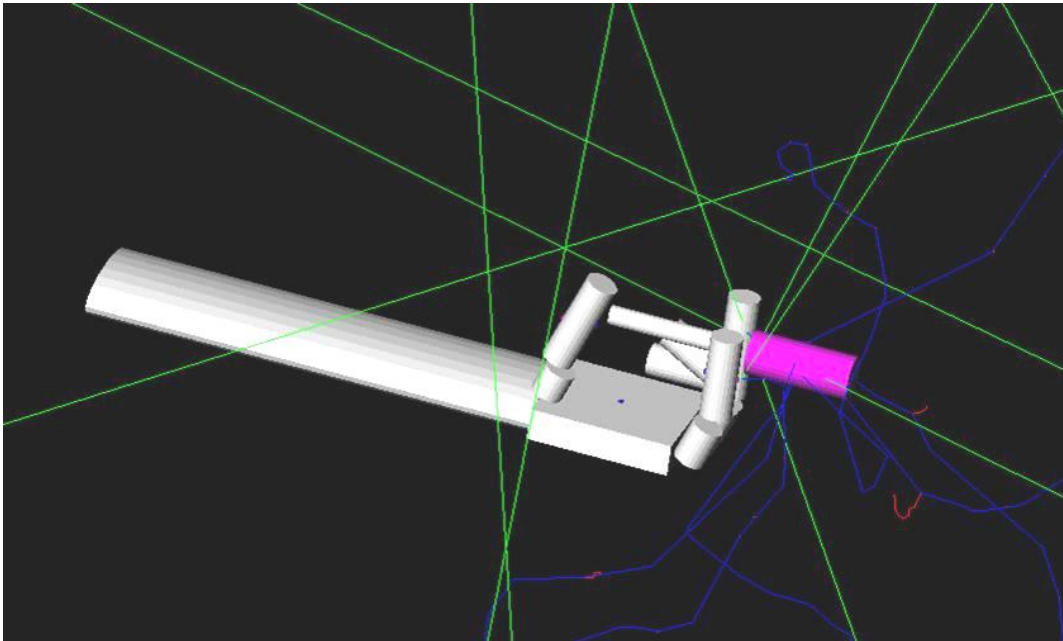


Figura 3. 17. Fantoma de mão segurando seringa de injeção (com blindagem).

Foi simulado, em todo segmento que correspondeu ao tambor da seringa, emissões aleatórias de pósitrons de energia média, segundo espectro de decaimento do radionuclídeo ^{18}F (JAN *et al.*, 2005). Os valores de kerma no ar obtidos em simulação – para todos os pontos de posicionamento dos TLDs considerando meios homogêneos -, admitiram a utilização de seringas com e sem blindagens (de material tungstênio de 8 mm de espessura) conforme as blindagens reais utilizadas em procedimentos de medicina nuclear em tomógrafos PET.

Na tabela 3.4 podem ser observados os materiais utilizados para modelagem do fantoma geométrico e ambiente de simulação.

Tabela 3. 4. Materiais utilizados em simulação

| Material | Densidade (g/cm³) | Elemento (Símbolo) |
|--|-------------------------------------|---|
| Tenite II (acetato de celulose) <i>(preenchimento do fantoma)</i> | 1,27 | Carbono (C), Hidrogênio (H) Oxigênio (O) |
| Blindagem <i>(utilizada na seringa)</i> | 19,3 | Tungstênio (W) |
| Água <i>(preenchimento do fantoma)</i> | 1 | Hidrogênio (H), Oxigênio (O) |
| Polietileno <i>(utilizado na seringa)</i> | 0,94 | Carbono (C), Hidrogênio (H) |
| Ar <i>(preenchimento do ambiente)</i> | 1,29E-03 | Nitrogênio (N), Oxigênio (O) |
| Acrílico (PMMA) <i>(placa de equilíbrio eletrônico)</i> | 1,2 | Hidrogênio (H), Oxigênio (O) |

CAPÍTULO IV

Resultados e Discussões

4.1. Validação do fantoma geométrico

Os valores de kerma no ar obtidos em código Geant4, com o uso de uma fonte plana de ^{137}Cs , são observados na Tabela 4.1.

Tabela 4. 1. Valores de kerma no ar por fóton, obtidos a partir da simulação de fonte de ^{137}Cs .

| Volume | TLD | kerma (nGy/fóton) | Desvio Padrão (nGy/fóton) |
|---------------------|-----|----------------------|------------------------------|
| Mínimo anterior | 1 | 7,83E-06 | 2,26E-09 |
| Anelar anterior | 2 | 7,85E-06 | 2,25E-09 |
| Médio anterior | 3 | 7,84E-06 | 2,25E-09 |
| Indicador anterior | 4 | 7,85E-06 | 2,25E-09 |
| Polegar anterior | 5 | 7,85E-06 | 2,45E-09 |
| Palma da mão | 6 | 7,91E-06 | 2,21E-09 |
| Pulso anterior | 7 | 7,88E-06 | 2,21E-09 |
| Mínimo posterior | 8 | 6,89E-06 | 2,41E-09 |
| Anelar posterior | 9 | 6,95E-06 | 2,39E-09 |
| Médio posterior | 10 | 6,92E-06 | 2,39E-09 |
| Indicador posterior | 11 | 6,91E-06 | 2,40E-09 |
| Polegar posterior | 12 | 6,95E-06 | 2,39E-09 |
| Dorso | 13 | 7,29E-06 | 2,31E-09 |
| Pulso posterior | 14 | 6,88E-06 | 2,37E-09 |

Para a obtenção dos valores de kerma no ar nos pontos de análise, se faz necessário conhecer a quantidade de fótons incidentes na superfície dos volumes dos TLDs - gerados durante o decaimento da fonte de ^{137}Cs - para um intervalo de tempo previamente estabelecido.

De acordo com a dosimetria da fonte de ^{137}Cs , no ponto em que foi colocado o fantoma (2 m da fonte), a taxa de kerma no ar no dia da irradiação era de 8,822 mGy/h com uma incerteza de 2% ($k = 2$).

O tempo de irradiação foi escolhido de modo a obter 2 mGy para o kerma total livre no ar (k_T), no ponto da irradiação. Podemos então escrever:

$$k_T = \text{fluência} \times f_C \quad (4.1)$$

Onde o fator de conversão (f_C) para uma energia de 662 keV – energia dos fótons de ^{137}Cs - vale 3,10 pGy.cm² (ICRP, 1996).

Da equação 4.1, temos:

$$\text{fluência} = \frac{2\text{mGy}}{3,10\text{pGy cm}^2} \quad (4.2)$$

A partir do valor de fluência, obtemos o número total de fótons gerados pela fonte simulada, incidentes na área de irradiação do fantoma, de dimensões 20 cm x 20 cm (equação 4.3).

$$N_{\text{fótons}} = \text{fluência} \times \text{área de irradiação} \quad (4.3)$$

De acordo com as equações 4.2 e 4.3:

$$N_{\text{fótons}} = \frac{2\text{mGy}}{3,10\text{pGy cm}^2} \times 400\text{ cm}^2 = 2,56 \times 10^{11} \text{ fótons} \quad (4.4)$$

Multiplicando este número pelos valores de *kerma por fóton* obtidos em simulação para cada cristal termoluminescente (tabela 4.1), obtemos os valores a serem comparados com as medidas experimentais.

Assim, por exemplo, para o *TLD 1* (volume mínimo anterior) temos:

$$\text{kerma} = \frac{\text{kerma}}{(\text{nGy/fóton})} \times N_{\text{fótons}} = 7,83 \times 10^{-06} \times 2,56 \times 10^{11} = 2,00 \text{ mGy} \quad (4.5)$$

Os valores de kerma no ar e seus respectivos desvios padrão irradiados em ^{137}Cs para a validação do programa podem então ser encontrados na Tabela 4.2.

Tabela 4. 2. Comparação entre os valores de kerma no ar obtidos a partir da simulação e experimentação para fonte de ^{137}Cs .

| Volume | TLD | Simulação | | Experimental | | Desvio entre valores experimental e simulação (%) |
|---------------------|-----|-------------|---------------------|--------------|---------------------|---|
| | | kerma (mGy) | Desvio Padrão (mGy) | kerma (mGy) | Desvio Padrão (mGy) | |
| Mínimo anterior | 1 | 2,00 | 0,00058 | 1,88 | 0,11 | 6,6 |
| Anelar anterior | 2 | 2,01 | 0,00058 | 1,89 | 0,08 | 6,4 |
| Médio anterior | 3 | 2,01 | 0,00058 | 1,90 | 0,08 | 5,6 |
| Indicador anterior | 4 | 2,01 | 0,00058 | 1,95 | 0,01 | 3,1 |
| Polegar anterior | 5 | 2,01 | 0,00063 | 1,88 | 0,09 | 7,0 |
| Palma da mão | 6 | 2,03 | 0,00057 | 2,00 | 0,15 | 1,2 |
| Pulso anterior | 7 | 2,02 | 0,00056 | 2,03 | 0,16 | 0,6 |
| Mínimo posterior | 8 | 1,76 | 0,00062 | 1,63 | 0,14 | 8,2 |
| Anelar posterior | 9 | 1,78 | 0,00061 | 1,71 | 0,10 | 4,2 |
| Médio posterior | 10 | 1,77 | 0,00061 | 1,71 | 0,07 | 3,6 |
| Indicador posterior | 11 | 1,77 | 0,00061 | 1,66 | 0,16 | 6,6 |
| Polegar posterior | 12 | 1,78 | 0,00061 | 1,87 | 0,12 | 4,9 |
| Dorso | 13 | 1,87 | 0,00059 | 1,58 | 0,05 | 18,1 |
| Pulso posterior | 14 | 1,76 | 0,00061 | 1,44 | 0,10 | 22,2 |

A figura 4.1 mostra uma comparação entre os valores obtidos experimentalmente e através de simulação em código Geant4 já observados na tabela 4.2.

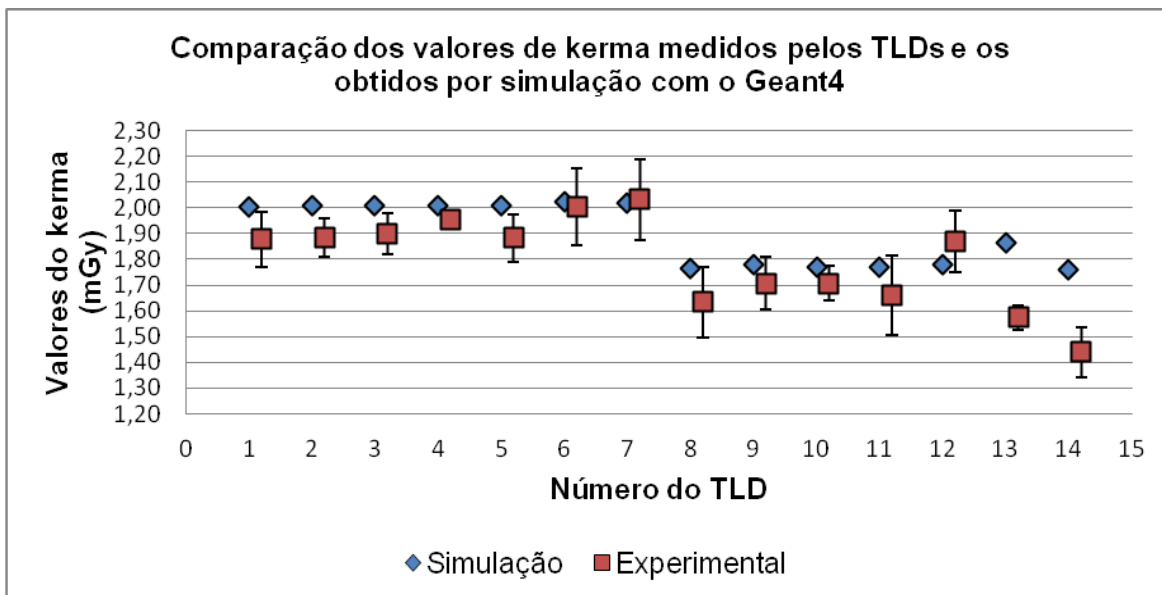


Figura 4. 1. Dados experimentais e de simulação referentes à etapa de validação do programa.

A incerteza máxima para os valores estabelecidos nas medidas experimentais foi de aproximadamente 10%. Esta incerteza foi obtida através da análise de cinco dosímetros para cada ponto estabelecido na mão (figura 3.10).

Nos resultados da simulação, foram consideradas apenas as incertezas do tipo A. Contribuições de alguns parâmetros, tais como a distinção entre os volumes reais e volumes utilizados no fantoma durante a simulação não foram considerados, bem como as incertezas associadas às características dos materiais que o compõem.

Os dados observados na tabela 4.1 mostram uma discrepância entre os valores de até 8,2%, com exceção dos dois últimos pontos (volumes dorso e pulso posterior) onde as discrepâncias atingiram valores de 18 e 22%, respectivamente.

Uma das razões para os valores de kerma no ar nos segmentos dorso e pulso posterior apresentarem diferenças significativas entre os valores experimentais e simulados, deve-se ao fato do fantoma físico possuir em sua estrutura todos os segmentos que compõem o tecido esquelético do membro

superior, contando assim com os ossos que fazem parte do carpo (região do pulso).

Durante a modelagem do fantoma geométrico, os segmentos representativos dos ossos que compõem a região do pulso não foram simulados, assim como os ângulos promovidos pelo posicionamento dos ossos de metacarpo (figura 3.1), já que para o objetivo do trabalho seria necessário somente a representação das articulações falângicas para movimentação dos dedos e obtenção de uma geometria que reproduzisse a administração do radiofármaco ^{18}F -FDG. A existência dos ossos do carpo e dos ângulos que os ossos do metacarpo formam entre si, observados no fantoma físico, funcionariam como uma blindagem à passagem de radiação em alguns pontos da região de dorso e pulso.

A partir dos dados da tabela 4.1 e figura 4.1, podemos concluir que a implementação do fantoma geométrico em código Monte Carlo Geant4 foi validada, já que os valores para kerma encontrados em simulação e experimentação mostram-se compatíveis.

Observamos também que os valores de kerma obtidos pelos TLDs colocados na parte anterior do fantoma foram ligeiramente maiores que os valores de kerma encontrados nos TLD situados na parte posterior. Isso se deve ao fato do próprio fantoma contribuir para a atenuação à passagem da radiação de uma região a outra.

4.2. Simulação da administração do ^{18}F em seringa de injeção

Os valores de dose absorvida obtidos dos valores de kerma para o fantoma de mão em código Geant4, podem ser encontrados na Tabela 4.3, onde cada valor está relacionado com os correspondentes segmentos apresentados na Tabela 4.2. Os resultados da simulação admitem o uso e não uso de blindagem de seringa de injeção de material tungstênio com espessura de 8 mm, durante o procedimento de administração do ^{18}F .

Tabela 4. 3. Resultados da simulação da geometria de mão segurando seringa com e sem uso de blindagem em procedimento de PET.

| Volume | TLD | Sem Blindagem | | Com Blindagem | |
|---------------------|-----|----------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------|
| | | Dose Absorvida (nGy/fóton) | Desvio Padrão (nGy/fóton) | Dose Absorvida (nGy/fóton) | Desvio Padrão (nGy/fóton) |
| Mínimo anterior | 1 | 6,49E-07 | 4,78E-09 | 3,59E-07 | 8,59E-09 |
| Anelar anterior | 2 | 1,12E-06 | 2,24E-09 | 5,94E-07 | 4,71E-09 |
| Médio anterior | 3 | 2,48E-06 | 8,67E-10 | 1,20E-06 | 4,08E-09 |
| Indicador anterior | 4 | 2,25E-06 | 9,23E-10 | 7,64E-07 | 3,35E-09 |
| Polegar anterior | 5 | 6,17E-07 | 4,55E-09 | 4,66E-07 | 6,11E-09 |
| Palma da mão | 6 | 5,99E-07 | 5,68E-09 | 3,32E-07 | 1,30E-08 |
| Pulso anterior | 7 | 4,56E-07 | 9,03E-09 | 2,47E-07 | 1,60E-08 |
| Mínimo posterior | 8 | 3,73E-07 | 5,88E-09 | 1,95E-07 | 8,21E-09 |
| Anelar posterior | 9 | 2,81E-06 | 1,24E-09 | 1,74E-06 | 2,33E-09 |
| Médio posterior | 10 | 1,24E-05 | 3,32E-10 | 2,02E-06 | 2,32E-09 |
| Indicador posterior | 11 | 1,12E-05 | 3,56E-10 | 4,09E-06 | 1,13E-09 |
| Polegar posterior | 12 | 3,02E-07 | 6,12E-09 | 2,02E-07 | 9,49E-09 |
| Dorso | 13 | 4,44E-07 | 6,81E-09 | 2,56E-07 | 1,20E-08 |
| Pulso Posterior | 14 | 3,36E-07 | 9,84E-09 | 1,86E-07 | 1,88E-08 |

A partir dos dados apresentados na tabela 4.3. foi feita uma estimativa para dose por procedimento (tabela 4.4), considerando que um profissional em serviço de medicina nuclear manipule o radiofármaco em um tempo médio de 40 segundos (tempo de exposição). Foram considerados também, para estes cálculos, a administração recomendada de uma atividade de 370 MBq (10 mCi) de ^{18}F -FDG em seringa de injeção, para um adulto padrão de 70 kg de massa (VILLAS BOAS, 2012).

Assim, para a estimativa de dose equivalente na pele para os segmentos da tabela 4.4, utilizamos os dados da tabela 4.3 e as equações 4.1 e 4.2⁶:

$$\text{Dose Eq. na pele (mSv)} = \text{Dose Abs. no ar (nGy/fóton)} \times \text{Número de fótons por procedimento} \times \text{Fator de peso da radiação (W}_R) \times \text{Fator de conversão Dose ar/pele} \times 0,97 \quad (4.1)$$

(tabela 2.1)

Onde:

$$\text{Número de fótons por procedimento} = \text{Atividade (MBq)} \times 2 \times \text{tempo de exposição} \quad (4.2)$$

$$\text{Fator de conversão Dose ar/pele} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{pele}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ar}} \approx 1,1 \text{ para energia do fóton} = 0,511 \text{ MeV} \quad (\text{ICRU, 1989})$$

$$\text{Fator de peso da radiação (W}_R) = 1 \text{ para fótons (tabela 2.4).}$$

⁶ Na equação 4.2 a atividade deve ser multiplicada pelo fator 2 pois cada decaimento do ¹⁸F emite apenas um pósitron, que ao aniquilar com a matéria produz 2 fótons.

Tabela 4. 4. Estimativa para Dose equivalente na pele por procedimento de PET.

| Volume | TLD | Sem Blindagem | Com Blindagem | Desvio Relativo (%) |
|---------------------|-----|------------------------|------------------------|---------------------|
| | | Dose Equivalente (mSv) | Dose Equivalente (mSv) | |
| Mínimo anterior | 1 | 0,020 | 0,012 | 75,0 |
| Anelar anterior | 2 | 0,035 | 0,018 | 89,5 |
| Médio anterior | 3 | 0,079 | 0,038 | 107,7 |
| Indicador anterior | 4 | 0,071 | 0,024 | 192,0 |
| Polegar anterior | 5 | 0,019 | 0,015 | 33,3 |
| Palma da mão | 6 | 0,019 | 0,011 | 81,8 |
| Pulso anterior | 7 | 0,015 | 0,008 | 87,5 |
| Mínimo posterior | 8 | 0,012 | 0,006 | 100,0 |
| Anelar posterior | 9 | 0,088 | 0,055 | 59,6 |
| Médio posterior | 10 | 0,390 | 0,064 | 509,1 |
| Indicador posterior | 11 | 0,355 | 0,129 | 175,2 |
| Polegar posterior | 12 | 0,010 | 0,007 | 42,9 |
| Dorso | 13 | 0,015 | 0,008 | 87,5 |
| Pulso Posterior | 14 | 0,011 | 0,006 | 83,3 |

A figura 4.2 mostra uma comparação entre as estimativas de Dose equivalente para pele por procedimento, já observadas na tabela 4.3, para administração de ^{18}F -FDG, levando em consideração o uso e o não uso de blindagem de seringa de injeção.

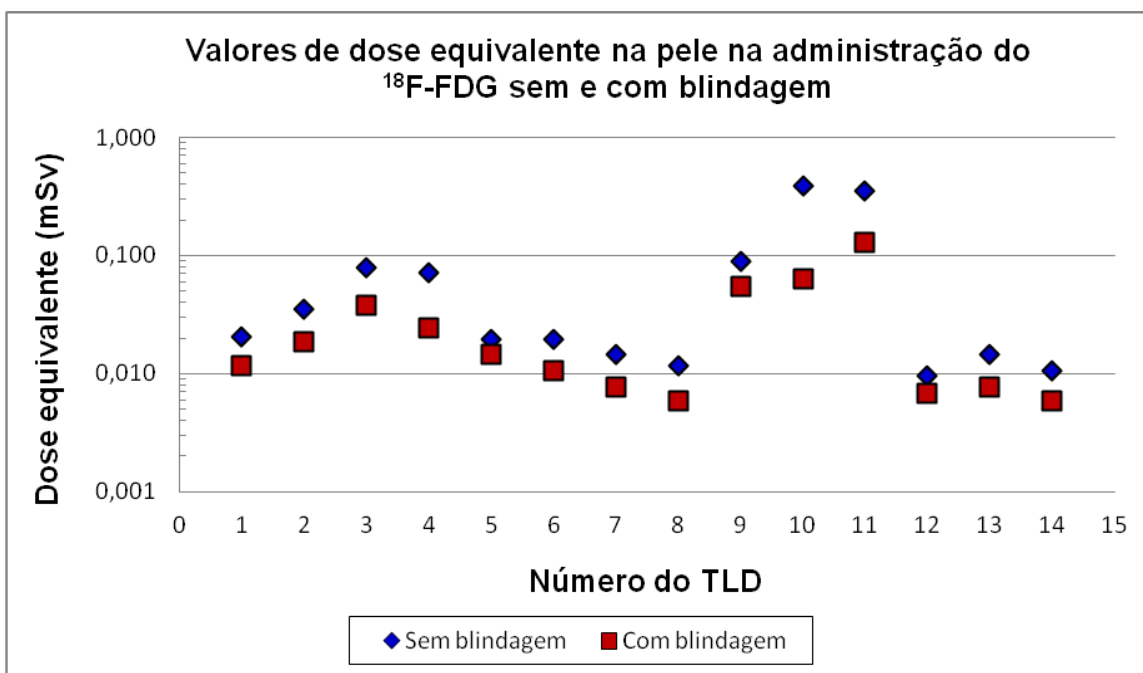


Figura 4. 2. Valores de dose equivalente na pele na administração do $^{18}\text{F-FDG}$.

Pelos dados descritos na tabela 4.4 e na figura 4.2, podemos observar que os pontos de maiores doses correspondem ao pontos do segmento que representa o dedo médio. Pode ser observado também que, o não uso da blindagem pode levar a valores de dose em extremidades até 6 vezes maiores.

Covens *et al.* (2010), em um levantamento bibliográfico sobre doses em extremidades em procedimentos de injeção em PET, observa que os valores para doses, recebidas por trabalhadores ocupacionalmente expostos apresenta-se maiores para os pontos de estudo correspondentes ao dedo médio.

A partir destes dados é possível reafirmar a importância da utilização dos acessórios e equipamentos de radioproteção nos procedimentos que envolvem o uso de radionuclídeos.

Para uma estimativa de dose equivalente anual (tabela 4.4), consideramos este mesmo profissional realizando um total de 6 procedimentos PET por dia de trabalho, em duas vezes por semana, o que leva a cerca de 530 procedimentos ao ano.

Tabela 4. 5. Estimativa de Dose equivalente anual para pele.

| Volume | TLD | Sem Blindagem | Com Blindagem |
|---------------------|-----|------------------------|------------------------|
| | | Dose Equivalente (mSv) | Dose Equivalente (mSv) |
| Mínimo anterior | 1 | 10,8 | 6,2 |
| Anelar anterior | 2 | 18,5 | 9,8 |
| Médio anterior | 3 | 41,6 | 20,0 |
| Indicador anterior | 4 | 37,5 | 12,9 |
| Polegar anterior | 5 | 10,3 | 7,7 |
| Palma da mão | 6 | 10,3 | 5,7 |
| Pulso anterior | 7 | 7,7 | 4,1 |
| Mínimo posterior | 8 | 6,2 | 3,1 |
| Anelar posterior | 9 | 46,8 | 29,3 |
| Médio posterior | 10 | 206,7 | 33,9 |
| Indicador posterior | 11 | 188,2 | 68,4 |
| Polegar posterior | 12 | 5,1 | 3,6 |
| Dorso | 13 | 7,7 | 4,1 |
| Pulso Posterior | 14 | 5,7 | 3,1 |

A partir da dosimetria no fantoma de mão e da extrapolação dos dados para obtenção de uma estimativa de dose equivalente anual, observamos uma grande variação nos valores obtidos para os 14 pontos escolhidos.

Em alguns pontos analisados (referentes aos segmentos representativos dos dedos médio e indicador) a estimativa de dose equivalente mostra-se extremamente alta quando comparada com a dose equivalente obtida para o pulso, podendo chegar a valores cerca de 35 vezes maior. Para as extrapolações referentes a procedimentos com o uso da blindagem, os dados

obtidos podem chegar a valores 6 vezes menores do que aqueles para procedimentos sem o uso de blindagem.

Mesmo nas maiores doses equivalentes (dedos indicador e médio) obtidas para uma estimativa anual para a pele (tabela 4.4), os valores relacionados a procedimentos sem e com o uso de blindagem não ultrapassam o limite máximo de 500 mSv/ano estabelecido pela norma da CNEN NN-3.01 de 2011.

É importante ressaltar que a extrapolação dos dados e as estimativas de dose deste trabalho foram obtidas apenas para uma geometria, a posição de manipulação em seringa de injeção já apresentada na figura 3.15.

CAPÍTULO V

Conclusões

O fantoma geométrico implementado em código de Monte Carlo Geant4 foi devidamente validado, sendo possível a obtenção de resultados para doses em extremidades durante administração do ^{18}F -FDG utilizando seringas de injeção em exames PET.

Contudo, a discrepância entre os dados obtidos para kerma no ar em fantoma geométrico e fantoma REMAB[®] utilizado em laboratório durante etapa de validação apresentou valores de até 20% em alguns pontos. Esta diferença pode estar associada à desigualdade das geometrias dos fantasmas utilizados – simulado e experimental - nos pontos considerados.

Com relação à exposição à radiação, o conhecimento sobre as estimativas de dose mostra-se de extrema relevância quanto às práticas de radioproteção dos profissionais inseridos nos serviços de Medicina Nuclear.

Faz parte do controle à exposição ocupacional a implementação de valores limite para doses, já que, ao estabelecer estes níveis assumimos os riscos dos danos causados pela radiação ionizante como aceitáveis e compatíveis com outras atividades consideradas seguras.

É a partir do cumprimento das normas de proteção radiológica que se faz a prevenção/redução de efeitos determinísticos/estocásticos causados pelas radiações ionizantes.

Sabendo que a avaliação das doses de extremidades dos profissionais inseridos em serviços de medicina nuclear é feita a partir do uso de pulseiras dosimétricas, podemos concluir que estas doses não seriam representativas para este tipo de avaliação. Isso pode ser observado a partir dos dados apresentados na tabela 4.4., onde encontramos valores cerca de 35 vezes menores para a região do pulso, quando comparados com os valores encontrados para os segmentos representativos dos dedos indicador e médio.

Apesar de terem sido encontradas doses em valores maiores para os pontos pertencentes aos dedos indicador e médio, as doses recebidas pelos trabalhadores durante os procedimentos em PET podem ser diferenciadas devido as diversas posições em que a seringa de injeção pode ser manipulada.

Segundo Ferreira *et al.* (2007), a administração de medicamentos pode ser considerada uma tarefa complexa e que envolve uma série de atributos dos profissionais de saúde, como conhecimentos científicos, habilidades técnicas, e compromisso ético.

Referências Bibliográficas

- AGOSTINELLI *et al*, 2003. "Geant4 – A Simulation Toolkit". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. Vol. 506, pp. 250-303.
- ALLISON, J. *et al.*, 2006. "Geant4 developments and applications". IEEE Transactions on Nuclear Science. Vol. 53, 1, part 2. pp 270-278.
- AMARAL, A.; ITIÉ, C.; BOK, B., 2007. "Dose Absorbed by Technologists in Positron Emission Tomography Procedures with FDG". Brazilian Archives of Biology and Technology. Vol.50, Special Number, pp.129-134.
- ATTIX, F. H., 1986, *Introduction to radiological Physics and radiation Dosimetry*. Publicado por John Wiley & Sons. Nova Yorque.
- BÉ, M. M.; CHISTÉ, V.; DULIEU, C.; BROWNE, E.; CHECHEV, V.; KUZMENKO, N.; HELMER, R.; NICHOLS, A.; SCHÖNFELD, E.; DERSCH. R., 2004. "Table of Radionucléides". Editado por Bureau International des Poids et Mesures. Pavillion de Breteu, F-92310 Sévres. França.
- BIXLER, A.; SPRINGER, G.; LOVAS, R., 1999. "Practical Aspects of Radiation Safety for Using Fluorine-18". Journal of Nuclear Medicine Technology. Vol. 27. No. 1. pp 14-16.
- BOELLAARD, R., 2009. "Standards for PET Image Acquisition and Quantitative Data Analysis". The Journal of Nuclear Medicine. Vol. 50, No. 5 (Suppl).
- BONIFÁCIO, D. A. B., 2007. *Validação do Geant4 para produção e detecção de raios X na faixa de energia de radiodiagnóstico*. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo. São Paulo.
- BORTOLINI, A., 2009. *Avaliação de um Sistema de Colimação do Protótipo de um Tomógrafo Computadorizado por Feixe de Prótons por Simulações de Monte Carlo*. Dissertação de Mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba.

- CARRIÓ, I.; ESTORCH, M.; GONZÁLEZ, P., 2003. *Medicina Nuclear: Aplicaciones Clínicas*. Masson Editora. Barcelona.
- CASTRO, R. C. de, 2005. *Cálculo de Dose Equivalente em órgãos de Pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores nucleares clínicos*. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.
- CERN, 2010. "Introduction to Geant4". Versão: Geant4 9.4. Disponível em: <<http://geant4.web.cern.ch>>, acessado em 12 de fevereiro de 2011.
- CHAVES, A.; SHELLARD, R. C., 2005. *Física para o Brasil: Pensando o Futuro*. Editora Sociedade Brasileira de Física. 1ª Edição. São Paulo.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, 2011(a). CNEN Web Page: www.cnen.gov.br, acessado em 15 de janeiro de 2011.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, 2011(b). "CNEN - Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica". Posição Regulatória 3.01 /002, Brasil.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, 2011(c), "CNEN - Restrição De Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas". Posição Regulatória 3.01/004, Brasil.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, 2012. "CNEN – Entidades autorizadas e registradas". CNEN Web Page: <http://www.cnen.gov.br/seguranca/cons-ent-prof/lst-entidades-aut-cert.asp?p_ent=mnu>, acessado em 25 de março de 2012.
- COSTA, D. C.; OLIVEIRA, J. M. A. P.; BRESSAN, R. A., 2001. "PET e SPECT em neurologia e psiquiatria: do básico às aplicações clínicas". *Revista Brasileira de Psiquiatria*; 23(Supl I): pp. 4-5.
- COVENS, P.; BERUS, D.; VANHAVERE, F.; CAVELIERS, V., 2010. "The Introduction of automated dispensing and injection during PET procedures:

A step in the optimization of extremity doses and whole-body doses of nuclear medicine staff. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 140, No. 3, pp. 250–258.

DANTAS, B. M.; LUCENA, E. A.; DANTAS, A. L. A., 2008. “*Internal Exposure in Nuclear Medicine: Application of IAEA Criteria to Determine the Need for Internal Monitoring*”. Bras. Arch. Biol. Technol. Vol 51, No. Especial: pp 103-107.

FELIX, R. C. M.; CORREA, P. L.; AZEVEDO, J. C.; DOHMANN, H. F. R.; MESQUITA, E. T.; MESQUITA, C. T., 2006. “*Impacto clínico da Tomografia por Emissão de Pósitrons realizada pelo sistema de coincidência com FDG-¹⁸F, na conduta terapêutica de pacientes com cardiopatia isquêmica pós-infarto do miocárdio*”. Arq. Bras. Cardiol. [online]. Vol.86, No. 5, pp. 337-345.

FERREIRA, A. M.; TOLEDO, A. D.; SANTOS, G. P.; REZENDE, K., 2007. “*Técnica de preparo de medicamentos parenterais: Tocar ou não no êmbolo?*” Rev. Enferm UERJ, Rio de Janeiro; Vol. 15, No. 1, pp. 20-26.

FILHO, H. V., 2005. *Avaliação da Força de Preensão Palmar Plena e Pulpo-lateral: relação com a antropometria da mão e posições de trabalho*. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual Paulista, Bauru - SP.

FIRMINO, S. F., 2010. *Transmissão e Fluência de Fótons na área de Radiodiagnóstico para diferentes configurações de feixe e blindagens*. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre.

FORTRAN, 2011. Web Page: www.fortran.com, acessada em 16 de janeiro de 2011.

GRAY, H.; GOSS, C. M., 1977. *Anatomia*. Rio de Janeiro: Guanabara Kroogan.

GUIMARÃES, C. C., 2005. *Monitoração Individual Externa: Experimentos e Simulações com o Método de Monte Carlo*. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. São Paulo.

- HOLANDA, A. B., 2010. *Dicionário Aurélio da Língua Portuguesa*. 5ª edição. Editora Positivo.
- IEN, 2006. “Exames PET com FDG são utilizados em pesquisas médicas no Rio de Janeiro”. Artigo eletrônico disponível em: <http://www.ien.gov.br/noticias/noticias_arquivo/examespetcomfdgempesquisasmedicas.pdf>, acessado em 20 de abril de 2011.
- INSTITUTO DO CORAÇÃO, 2011. InCor Web Page: www.incor.usp.br, acessado em 25 de março de 2012.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 1996. “IAEA Safety Series No 115.” International Basic Safety Standards for Protection against Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA, Vienna.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2006. “Nuclear Medicine Resources Manual”. IAEA, Vienna.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2008. “Radiation Protection In Newer Medical Imaging Techniques: PET/CT”. Safety Reports Series, No. 58. IAEA, Vienna.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2011. “IAEA Training Material PET/CT.” Radiation Protection of Patients. Web Page: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/PETCT.htm, acessada em 08 de novembro de 2011.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1985. “Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources”, ICRU-39, Bethesda, MD.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1989. “Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement”, ICRU-44, Bethesda, MD.

- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1992. *"Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection"*, ICRU-48, Bethesda, MD.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1998. *"Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation"*, ICRU-57, Bethesda, MD.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1975. *"Report on the Task Group on Reference Man"*. ICRP Publication 23, Oxford: Pergamon Press; Ann. ICRP.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1996. *"Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation"*. ICRP Publication 74, Oxford: Pergamon Press; Ann. ICRP.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 2007. *"The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection"*. ICRP Publication 103, Oxford: Pergamon Press; Ann. ICRP.
- JAN, S.; COLLOT, J.; GALLIN-MARTEL, M.; MARTIN, P.; MAYET, F.; TOURNEFIER, E., 2005. *"GePEToS: A Geant4 Monte Carlo Simulation Package for Positron Emission Tomography"*. IEEE Transaction on Nuclear Science, Vol. 52, No. 1. pp.102–106.
- MENDES, L. C. G.; FONSECA, L. M. B.; CARVALHO, A. C. P., 2004. *"Proposta de Método de inspeção de Radioproteção aplicada em instalações de Medicina Nuclear"*. Radiol. Bras. Vol 37, No. 2, pp. 115-123. São Paulo.
- NATIONAL RESEARCH COUNCIL (U.S.); COMMITTEE ON STATE OF THE SCIENCE OF NUCLEAR MEDICINE (U.S.), 2007. *Advancing Nuclear Medicine Through Innovation*. National Academies Press.
- PEREGRINO, A. A. F.; COELHO, C. D.; VIANNA, C. M. M.; *et al.* 2004. *"Síntese das Avaliações Tecnológicas sobre PET realizadas por Agências Internacionais de ATS na área de Oncologia"*. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Ministério da Saúde/Departamento de

- Ciência e Tecnologia. Disponível em: <<http://portal.saude.gov.br>>, acessado em 20 de abril de 2011.
- PHELPS, M. E., 2006. *PET: Physics, Instrumentation, and Scanners*. Springer, United States of America.
- ROBILOTTA, C. C., 2006. “A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira”. *Rev. Panam. Salud Publica*. Vol.20, No. 2-3, pp.134–142.
- SANS MERCE, M. *et al.*, 2011. “*Extremity Exposure in Nuclear Medicine: Preliminary Results of a European Study*”. *Radiation Protection Dosimetry*, pp. 1–6.
- SANTIN, G.; STRUL, D.; LAZARO, D.; SIMON, L.; KRIEGUER, M.; VIEIRA MARTINS, M.; BRETON, V.; MOREL, C., 2003. “*GATE: A Geant4-Based Simulation Platform for PET and SPECT Integrating Movement and Time Management*”. *IEEE Transactions on nuclear science*, Vol. 50, No. 5. pp.1325–1329.
- SORENSEN, J. A.; PHELPS, M. E., 1982. *Physics in Nuclear Medicine*. W. B. Saunders Company, 2ª edição. Nova York.
- TAUHATA, I.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R., 2003. *Radioproteção e Dosimetria – Fundamentos*. 5ª revisão, IRD/CNEN. Rio de Janeiro.
- TERRA-FILHO, M.; BOMBARDA, S.; JÚNIOR, J. S.; MENEGHETTI, J. C., 2000. “*Tomografia por emissão de pósitrons (PET) no tórax: resultados preliminares de uma experiência brasileira*”. *J. Pneumologia*. Vol.26, No. 4. São Paulo.
- VILLAS BOAS, 2012. “[¹⁸F]FDG - Bula para o profissional de saúde”. Villas Boas Radiofármacos Brasil S/A. Documento eletrônico disponível em: <<http://www.vbrf.com.br/download/bulafdg.pdf>>, acessado em 18 de janeiro de 2012.

YORIYAZ, H., 2009. "*Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica*". Revista Brasileira de Física Médica; Vol. 3, No.1, pp.141-149.