

**Universidade de Brasília/ Faculdade de Ceilândia**  
**Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde**

NELSON RODRIGUES BRAGA

ESTUDO DA DOSE DE RADIAÇÃO ABSORVIDA EM INDIVÍDUO  
OCUPACIONALMENTE EXPOSTO EM SERVIÇOS DE PET-CT.

Dissertação submetida ao  
Programa de Pós-Graduação em  
Ciências e Tecnologias em  
Saúde, como requisito para  
obtenção do título de Mestre em  
Ciências e Tecnologias em saúde.  
Orientador: Prof. Dr. Araken dos  
S. Werneck Rodrigues

Brasília

Junho de 2018

Futura ficha catalográfica

**Faculdade de Ceilândia**

**Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde**

**Mestrado em Ciências e Tecnologias em Saúde.**

**Mecanismos Básicos e Tecnologias em Saúde.**

**ESTUDO DA DOSE DE RADIAÇÃO ABSORVIDA POR  
INDIVÍDUO OCUPACIONALMENTE EXPOSTO EM  
SERVIÇOS DE PET-CT.**

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Araken dos S. Werneck Rodrigues (FCE - UnB) – Titular

---

Prof. Dra. Maria Hosana Conceição (UnB) - Titular

---

Prof. Dr. Vinícius Ricardo Marques de Souza (IESB - SEEDF) - Titular

---

Prof. Dr. João Paulo Chierogado Matheus (UnB) - Suplente

Dedico esse trabalho aos meus pais: Nelson e Lourdes, à minha esposa Camila, aos meus filhos: Matheus, Arthur e Theo e a todos os demais parentes.

## **AGRADECIMENTO**

Agradeço,

Ao professor Araken dos S. Werneck Rodrigues pelas orientações e construção desse projeto.

Aos amigos que conquistei durante a Pós-Graduação nesta Universidade.

Aos amigos de profissão de magistério na Secretaria de Estado de Educação do Distrito Federal.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde.

À Universidade de Brasília, que me propiciou esses valiosos momentos de aprendizado.

À Secretaria de Estado de Educação do Distrito Federal pela oportunidade de estar afastado do trabalho para estudo, e haver possibilitado executar esse projeto em regime de dedicação integral.

Ao Hospital das Forças Armadas (HFA), por permitir a realização de parte da pesquisa na pessoa da Simone Lopes do Nascimento.

A todos, sinceros agradecimentos hoje e sempre. Muito obrigado!

## RESUMO

**Introdução:** Com a descoberta dos raios-x e dos isótopos radioativos com aplicações na medicina, várias técnicas foram, e têm sido desenvolvidas com o objetivo de utilização em terapia e diagnóstico. Ainda nos primórdios do uso das radiações ionizantes, provenientes dos raios-x e dos radioisótopos, os efeitos deletérios nos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) já eram observados. Ações visando a minimização e proteção foram adotadas, dentre elas a utilização de blindagens plumbífera. No entanto, uma nova tecnologia, PET (*Positron Emission Tomography*) foi desenvolvida; essa técnica faz uso de um radioisótopo emissor de pósitron,  $^{18}\text{F}$  com energia de 511 keV. A interação com núcleos pesados, o chumbo por exemplo, emite raio-x característico. Este trabalho apresenta resultados conclusivos de que o uso da proteção plumbífera por parte do IOE's é mais danoso ao organismo, por possibilitar mais efeitos deletérios em função da ação dos raios-x característicos. **Objetivo:** Este estudo analisa os níveis das doses de radiações absorvidas por raios-x e gama em indivíduos ocupacionalmente expostos em serviços de PET-CT. **Metodologia:** O método desenvolvido na pesquisa foi dividido em dois momentos: no primeiro as aquisições foram realizadas sem o avental de proteção plumbífera e no segundo com o avental, para efeito de comparação. Esse procedimento foi realizado em duas etapas, a primeira etapa foi utilizada uma fonte de  $^{18}\text{F}$ -FDG, com 10 mCi, e na segunda de  $^{137}\text{Cs}$ , com 194  $\mu\text{C}$ . **Resultados:** Na primeira etapa a representação das médias são:  $0,044 \pm 0,017$  sem o uso do avental e  $0,054 \pm 0,017$  com o uso do avental de proteção plumbífera. A média das radiações apresentada tem o valor de  $95 \pm 3$  % para radiação  $\gamma$  e  $5 \pm 3$  % para raio-x. Na segunda etapa as médias são:  $2,7 \pm 0,8$  sem o uso do avental e  $2,8 \pm 0,8$  com o uso do avental de proteção plumbífera. A média das radiações tem o valor de  $65 \pm 8$  % para radiação  $\gamma$  e  $35 \pm 8$  % para raio-x. **Conclusão:** Apesar dos níveis elevados de radiações envolvidas, durante a manipulação e administração do  $^{18}\text{F}$ -FDG para exames de imagem PET/CT, não é recomendado o uso de avental de proteção plumbífera pelos IOE'S, em virtude da produção de raios-x característico pelo efeito fotoelétrico que ocorre decorrente das interações dos raios gama de alta energia com os átomos de chumbo.

Palavras-chave: proteção radiológica; medicina nuclear; IOE;  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT;

## ABSTRACT

**Introduction:** With the discovery of x-rays and radioactive isotopes with applications in medicine, several techniques have been and have been developed for the purpose of use in therapy and diagnosis. In the early days of the use of ionizing radiation from x-rays and radioisotopes, deleterious effects in occupationally exposed individuals (IOE) were already observed. Actions aimed at minimization and protection were adopted, among them the use of plumbífera shields. However, a new technology, PET (Positron Emission Tomography) was developed; this technique makes use of a positron emitting radioisotope,  $^{18}\text{F}$  with energy of 511 keV. The interaction with heavy nuclei, lead for example, emits characteristic x-ray. This paper presents conclusive results that the IOE's use of lead protection is more damaging to the organism because it allows more deleterious effects as a function of the characteristic x-rays. **Objective:** This study analyzes the levels of radiation doses absorbed by x-rays and gamma rays in occupationally exposed individuals in PET-CT services. **Methodology:** The method developed in the research was divided in two moments: in the first the acquisitions were carried out without the apron of protection plumbífera and in the second with the apron, for comparison effect. This procedure was performed in two steps, the first step was a source of  $^{18}\text{F}$ -FDG, with 10 mCi, and in the second of  $^{137}\text{Cs}$ , with 194  $\mu\text{C}$ . **Results:** In the first stage, the means were:  $0.044 \pm 0.017$  without the apron and  $0.054 \pm 0.017$  with the use of the protective apron. The average radiation presented is  $95 \pm 3\%$  for radiation  $\gamma$  and  $5 \pm 3\%$  for x-ray. In the second stage the averages were:  $2.7 \pm 0.8$  without the use of the apron and  $2.8 \pm 0.8$  with the use of the protective coat apron. The average radiation has a value of  $65 \pm 8\%$  for radiation  $\gamma$  and  $35 \pm 8\%$  for x-ray. **Conclusion:** Despite the high levels of radiation involved during the manipulation and administration of  $^{18}\text{F}$ -FDG for PET / CT imaging studies, it is not recommended to wear a protective coat of IOE, due to the production of x-rays characteristic of photoelectric effect that occurs due to the interactions of the high energy gamma rays with the lead atoms.

Keywords: radiation protection; nuclear medicine; IOE;  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-C;

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema do decaimento do $^{18}\text{F}$ em $^{18}\text{O}$ .....	21
Figura 2 – Efeito Fotoelétrico - Elétron ejetado devido sua interação com fóton incidente.....	23
Figura 3 - Efeito fotoelétrico - produção do raio-x característico.....	24
Figura 4 - Relação entre número atômico e energia do fóton com as possíveis formas de interação da radiação com a matéria.....	25
Figura 5 - (a) Molécula de glicose. (b) FDG 2-[ $^{18}\text{F}$ ] flúor-2-deoxi-D-glucose.....	28
Figura 6 - Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material.....	30
Figura 7 - Reação de aniquilação entre o pósitron e elétron.....	39
Figura 8 - Etapas do exame PET/CT.....	40
Figura 9 – Processo de produção de raio-x em tubo por freamento dos elétrons emitidos de maneira termoiônica.....	41
Figura 10 - Esquema do processo de dosimetria por OSLD.....	48
Figura 11 – Composição dos dosímetro: modelo Basic Inlight.....	48
Figura 12 - Syringe Shield.....	51
Figura 13 - Simulação da captação da radiação sem passar pelo avental de proteção plumbífera.....	51
Figura 14 - Simulação da captação da radiação passando pelo avental de proteção plumbífera.....	51
Figura 15 - Visão frontal da fonte de $^{137}\text{Cs}$ e do fantoma sem o avental.....	53
Figura 16 - Visão frontal da fonte de $^{137}\text{Cs}$ e do fantoma com o avental.....	53



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limites de doses anuais.....	44
Tabela 2 - Valores de doses coletados, com e sem o avental de proteção plumbífera, na 1º etapa da pesquisa.....	54
Tabela 3 – Resumo estatístico das doses coletadas, com e sem o avental de proteção plumbífera, no fantoma com fonte de FDG e 10 mCi .....	54
Tabela 4 - Valores de doses coletados na 2º etapa da pesquisa.....	56
Tabela 5 – Resumo estatístico das doses coletadas, com e sem o avental de proteção plumbífera, no fantoma com fonte de <sup>137</sup> Cs e 194 µCi .....	57
Tabela 6 – Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 1, na segunda etapa .....	57
Tabela 7 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 3, na segunda etapa .....	58
Tabela 8 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 5, na segunda etapa .....	58
Tabela 9 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 7, na segunda etapa .....	59
Tabela 10 - Resumo estatístico dos percentuais das radiações absorvidas pelos dosímetros ímpares sem o avental de proteção plumbífera.....	59
Tabela 11 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 2, na segunda etapa .....	60
Tabela 12 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 4, na segunda etapa .....	60
Tabela 13 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 6, na segunda etapa .....	61
Tabela 14 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 8, na segunda etapa .....	61
Tabela 15 - Resumo estatístico dos percentuais das radiações absorvidas pelos dosímetros pares com o avental de proteção plumbífera.....	62

## LISTA DE ANEXOS

8.1	Comprovante de Submissão do Artigo	70
8.2	Anexo 1 – Artigo Científico	71

## LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

$\epsilon^-$  - Elétron Hidratado

$^{18}\text{F}$  – Fluor 18

$^{18}\text{F}$ -FDG - Fluorodesoxiglicose

$^{99\text{m}}\text{Tc}$  – Tecnécio

ALARA – *As Low Reassuably Achievable*

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

Cs – Césio

DBPR - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica

DNA – *Desoxyribonucleic acid*

EBR – Eficácia Biológica Relativa

FCE/UnB – Faculdade da Ceilândia/ Universidade de Brasília

HFA – Hospital das Forças Armadas

IOE - Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IPEN - Instituto de Pesquisa Energética e Nucleares

LED – *Light-emitting diodes*

LET - Transferência Linear de Energia

OSLD – Dosímetro de luminescência opticamente estimulada

NDR - *National Dose Registry*

PET/CT – *Positron Emission Tomography/Tomography Computer*

PMT – *Photomultiplier Tube*

SMIE - Serviço de Monitoramento Individual Externo

SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*

UNSCEAR - *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>17</b>
2.1	MEDICINA NUCLEAR	17
2.2	INDIVÍDUO OCUPACIONALMENTE EXPOSTO (IOE)	17
2.3	RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA IONIZANTE	18
2.3.1	DECAIMENTO BETA ( $\beta^-$ )	19
2.3.2	EMISSÃO DE PÓSITRON ( $\beta^+$ )	20
2.3.3	DECAIMENTO POR EMISSÃO DE RAIOS GAMA ( $\gamma$ )	21
2.4	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	21
2.4.1	EFEITO FOTOELÉTRICO	23
2.4.2	EFEITO COMPTON	24
2.5	DECAIMENTO RADIOATIVO	25
2.5.1	ATIVIDADE (A)	25
2.5.2	CONSTANTE RADIOATIVA	26
2.5.3	TEMPO DE MEIA-VIDA	26
2.6	FLUORODESOXIGLICOSE ( $^{18}\text{F}$ -FDG)	27
2.7	EFEITOS PRODUZIDOS POR RADIAÇÃO IONIZANTE	29
2.7.1	TRANSFERÊNCIA LINEAR DE ENERGIA (LET)	29
2.7.2	EFICÁCIA BIOLÓGICA RELATIVA (EBR)	30
2.7.3	EFEITOS RADIOQUÍMICOS	31
2.7.4	EFEITOS BIOLÓGICOS	32
2.8	DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	33
2.8.1	FLUÊNCIA ( $\Phi$ )	34
2.8.2	ROENTEGEN (R)	35
2.8.3	TAXA DE DOSE EFETIVA	35
2.8.4	DOSE ABSORVIDA (D)	35
2.8.5	EQUIVALENTE DE DOSE (H)	36
2.8.6	DOSE EQUIVALENTE ( $H_T$ )	36
2.8.7	DOSE EFETIVA	36
2.8.8	KERMA (K)	37
2.8.9	DOSE ABSORVIDA COMPROMETIDA (DT)	37

2.8.10	DOSE EFETIVA COMPROMETIDA ( $E \tau$ )	37
2.9	$^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT	38
2.10	RAIO – X	41
2.11	FATORES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	43
<b>3</b>	<b>OBJETIVO</b>	<b>46</b>
<b>4</b>	<b>MÉTODO</b>	<b>47</b>
4.1	MATERIAIS	47
4.2	PROCEDIMENTOS	50
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>53</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>62</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>64</b>
<b>8</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>66</b>
<b>9</b>	<b>LISTA DE ANEXOS</b>	<b>70</b>
9.1	COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO ARTIGO	70
9.2	ANEXO 1 – ARTIGO CIENTÍFICO	71

## **1 INTRODUÇÃO**

Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE), em medicina nuclear, consiste no sujeito exposto, em condição normal ou potencial em decorrência do seu trabalho ou treinamento, através de práticas ou intervenções à radiação ionizante (CNEN, 2014).

No contexto do estudo, a radiação ionizante consiste em uma onda eletromagnética de alta energia capaz de ao interagir com a matéria ionizá-la, ou seja, quebrar as ligações químicas, fazendo com que se tornem elétrons livres, passando a se movimentar de maneira a transferir energia a outros átomos, situação essa chamada de radiação ionizante secundária (Flôr & Kirchhof, 2006).

Em decorrência da exposição à radiação ionizante é necessário um acompanhamento e estudos relativos as consequências causadas no IOE pela radiação ionizante. Estudos citogenéticos comprovam o aumento de fragmentações genéticas nas moléculas do DNA, ocorridas em IOE expostos a radiação com baixa intensidade; parte desses danos são reparados e o restante se reagrupam tornando-se mutações estáveis com grande potencial gerador de risco à saúde (Martínez & et al, 2010). A *National Dose Registry* (NDR) do Canadá possui um estudo de coorte entre 1951 e 2007, que mostra a relação de casualidade entre o serviço desempenhado por alguns profissionais e os casos de câncer, e até morte, em decorrência de radiação absorvida pelos mesmos (Zielinski, Shilnikova, & Krewski, 2008).

O uso de radiação ionizante por fontes artificiais controláveis ocorre quase que em sua totalidade no âmbito da medicina nuclear. A cada ano o número de procedimento médicos realizados, tendo com insumos fontes radioativas, cresce progressivamente no mundo. Nesse contexto, a radiação envolvida para fins medicinais deve ser sempre a adequada, o que implica muitas das vezes uma exposição, por parte do IOE, a doses elevadas de radiação. O *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR) estima que exista mais de 2,5 milhões de IOE'S monitorados no mundo (Holmberg, Czarwinski, & Mettlerb).

Cada exame é levado em consideração características clínicas particulares dos pacientes, fazendo assim uma adequação entre o perfil do paciente e a dose administrada ao mesmo. Não quer dizer com isso que a exposição do IOE não deva ser controlada e otimizada, muito pelo contrário, a adequação de dose deve ser tão menor quanto razoavelmente possível para o fim desejado (Holmberg, Czarwinski, & Mettlerb).

A necessidade de sempre aprimorar técnicas e aparelhos em medicina nuclear não se baseia apenas na aquisição de imagens com excelentes qualidades. A evolução tecnológica e procedimental faz com que o IOE esteja cada vez menos

exposto à radiação e com doses absorvidas não ultrapassando os limites já estabelecidos, no intuito de reduzir os danos deletérios. Por natureza o IOE se enquadra em um grupo de risco aos efeitos da radiação ionizante, haja vista que sua exposição é voluntária e contínua. Efeitos estocásticos, determinísticos e hereditários possuem ocorrência prevista em grande escala nesse grupo de pessoas devido ao tipo de radiação e o tempo de exposição (Masood & et Al, 2012).

O IOE em questão nesse trabalho estará submetido à radiação proveniente do  $^{18}\text{F}$ -FDG, um radiofármaco para diagnóstico em exames de PET/CT (Saha, 2003). O exame PET (*Positron Emission Tomography*) é o mais utilizado atualmente, gerando grande preocupação e necessidade de estudos sobre os meios de proteção. É um exame com sensibilidade 100 vezes maior que a do exame SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*). A sensibilidade é determinada pela capacidade de detectar doenças. Sua resolução é de 3 a 4 vezes maior que do SPECT, ou seja, possui maior contagem de pontos formadores da imagem (pixel) em determinada região (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

O  $^{18}\text{F}$ -FDG é um radiofármaco utilizado como marcador, sem ação farmacológica, e por ser análogo da glicose é capaz de avaliar o metabolismo tumoral benigno ou maligno em exames de PET/CT. Em caso de tumores malignos consegue-se graduar, monitorar e verificar as alterações apresentadas durante o tratamento (Lowe & et al, 2003).

Estudos mostram que é notório e evidente a exposição radioativa das pessoas que se encontram, de maneira transitória e/ou permanente, em clínicas de imagens que utilizam  $^{18}\text{F}$ -FDG em exames de PET/CT. Isto posto, proteção, técnicas adequadas e protocolos atualizados são ferramentas cruciais para a otimização e redução das doses absorvidas pelo IOE. A dose absorvida pelo IOE durante todo o processo de aquisição da imagem é bem reduzida, no entanto, tem de se levar em consideração o total de radiação submetida, ao mesmo, durante um período maior de tempo, um ano por exemplo. Nesse contexto, nunca se deve ultrapassar os limites pré-estabelecidos pelos órgãos de controles nacionais e mundiais (Kearns & et al, 2008).

O fato das doses serem baixas e estarem dentro do padrão da normalidade não impede que se pense e utilize novas técnicas protetivas para o IOE. Quanto menor a exposição melhor será para o IOE ao longo de sua vida profissional. Sendo assim, no transporte do FDG que será administrado ao paciente pode-se levar em consideração

o uso de uma blindagem e seringa feita de tungstênio, para redução da dose absorvida pelas mãos do IOE. Situação essa que se enquadra entre as de maior exposição durante todo o procedimento de realização do exame de  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT (Fiona & et al, 2005).

O advento de novas tecnologias e o aprimoramento dos conceitos já adquiridos pela comunidade científica possibilita uma maior prevenção e precauções à saúde do IOE. Isto posto, esse trabalho pretende determinar a eficácia do uso de avental de chumbo na proteção radiológica em medicina nuclear e especialmente PET-CT. Isso será feito comparando os dados coletados por dosímetros, em uma simulação experimental, em um momento sem o avental e posteriormente com o avental de proteção plumbífera. Com isso conseguiremos aferir as doses de radiação gama e raio-x a que estão submetidos os IOE'S.



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Na sequência segue uma revisão literária tratando dos pontos principais do tema abordado no trabalho, para pesquisa e melhor compreensão sobre o tema abordado.

### **2.1 MEDICINA NUCLEAR**

A medicina nuclear tem por finalidade utilizar radioisótopos em métodos diagnósticos e terapêuticos. Historicamente a medicina nuclear iniciou-se com o advento da radioatividade natural em 1896, por Becquerel, e da descoberta dos elementos radioativos em 1898, por Marie e Pierre Curie.

Com a criação dos ciclotrons e reatores nucleares em 1931, por Ernest O. Lawrence e M. Stanley Livingstone, foi possível a criação de isótopos artificiais e, posteriormente, de radionuclídeos para fins diagnósticos.

Paul Harper determinou o tecnécio ( $^{99m}\text{Tc}$ ), um radionuclídeo marcador que facilitou a detecção de anomalias, possibilitando exames em tempos razoáveis, com grande qualidade. Na década de 60, com a implementação e popularização do uso de computadores, as relações envolvendo o campo da medicina nuclear se tornaram mais fáceis no que se refere à aquisição, ao armazenamento, a reconstrução, a correção e o processamento das imagens.

Como a tecnologia envolvendo computadores evoluiu rapidamente, foi possível desenvolver o SPECT, tomografia por emissão de fóton único, e o PET, tomografia computadorizada por emissão de pósitrons, que começaram a fornecer informações biológicas e fisiológicas dos órgãos (Robilotta, 2006).

### **2.2 INDIVÍDUO OCUPACIONALMENTE EXPOSTO (IOE)**

Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) engloba um grupo de pessoas que no desempenho de suas funções profissionais, de modo permanente ou temporário, estão sujeitos à radiação (CNEN, 2011).

O contexto da realização dos exames PET/CT seria representado por grupos diversificados de profissionais, dentre alguns deles temos:

- Físico médico – é um profissional que desempenha diversas funções no centro de imagens; dentre as sujeitas à exposição seriam: supervisão

dos procedimentos necessários à realização do Exame PET-CT e a preparação do  $^{18}\text{F}$ -FDG;

- Farmacêutico – é o profissional responsável, juntamente com o físico, por preparar o  $^{18}\text{F}$ -FDG para realização do exame de PET-CT. O  $^{18}\text{F}$ -FDG, na maioria das vezes, não é produzido onde se realiza o exame. Desse modo, centros produtores desse insumo o fornece às clínicas de imagens em dose única, que devem ser diluídas e divididas pelos farmacêuticos;
- Enfermeiro – também possui diversas funções nas clínicas de imagens, são elas: entrevista prévia dos pacientes, administração do radiofármaco  $^{18}\text{F}$ -FDG no paciente, condução do paciente à sala de repouso e, posteriormente, à do PET-CT, retirada e dispensa dos materiais utilizados na manipulação do  $^{18}\text{F}$ -FDG;
- Técnico – realiza os procedimentos relativos à aquisição de imagens no equipamento de PET/CT;
- Médico – analisa as imagens coletadas durante o exame, emite relatórios diagnósticos e supervisiona os procedimentos realizados pelos enfermeiros;

Esses profissionais seriam os IOE'S mais diretamente expostos à radiação ionizante na realização dos exames  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT; no entanto, todo e qualquer outra pessoa que desempenha alguma função nas clínicas de imagens são considerados IOE'S, porém com menor grau de exposição. (CNEN, 2011)

## 2.3 RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA IONIZANTE

As formas de radiações ionizantes emitidas são diversas e dependem das propriedades nucleares dos núclídeos envolvidos no processo. Um núclídeo radioativo pai, ao sofrer um processo de desintegração, transforma-se em um núclídeo filho, no intuito de se estabilizar; este, por sua vez, pode ficar estável ou ainda ser radioativo e sofrer novas desintegrações. Essa situação ocorre em decorrência da instabilidade existente nos elementos radioativos, pois como há uma busca à estabilidade, ela será atingida quando o número de prótons se aproximar ao de nêutrons, fazendo com que a razão desses números seja próxima de 1,  $\frac{N}{Z} \approx 1$  (Saha, 2003).

### 2.3.1 DECAIMENTO BETA ( $\beta^-$ )

O decaimento Beta ocorre quando o núcleo é rico em nêutrons, isso implica que  $\frac{N}{Z} > 1$ , ou seja, instável (Saha, 2003). Para compensar essa diferença ocorre a transformação de um nêutron em um próton e a partícula  $\beta^-$ , que consiste em um elétron oriundo do núcleo do átomo, emitida durante o processo (Tauhata & et al, 2013). A radiação emitida possui energia variável e contínua de zero até a energia de decaimento. Inicialmente pensou-se que a estabilidade do nuclídeo pai ocorreria com a conversão do nêutron em próton e partícula  $\beta^-$ , no entanto, como elas são emitidas com energias menores do que a máxima e de modo contínuo e gradual, teria sobra de energia (Scaff, 1997). Para solucionar esse problema, observa-se a emissão do antineutrino ( $\bar{\nu}$ ) com energia sendo a diferença entre a energia do decaimento e a da partícula  $\beta^-$ :



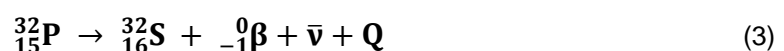
A partícula  $\beta^-$  possui massa e carga de um elétron, enquanto o antineutrino possui carga nula, massa praticamente zero e se desloca com a velocidade da luz. Os radionuclídeos que realizam esse decaimento são, por exemplo: iodo ( $^{131}\text{I}$ ), ferro ( $^{59}\text{Fe}$ ), molibdênio ( $^{99}\text{Mo}$ ), cobalto ( $^{60}\text{Co}$ ) (Saha, 2003). A equação que relaciona esse decaimento pode ser expressa por:



- X – Nuclídeo pai.
- Y – Nuclídeo filho.
- $\beta^-$  – Radiação emitida.
- $\bar{\nu}$  – Antineutrino.
- Q – Energia liberada decorrente da diferença de massa.

A partícula  $\beta^-$  pode produzir raio-X por frenamento; isso ocorre devido a atração columbiana, quando há interação com a matéria perdendo energia (Saha, 2003).

Por exemplo, o núcleo de fósforo ao sofrer decaimento  $\beta^-$  se transforma em enxofre, do seguinte modo:



### 2.3.2 EMISSÃO DE PÓSITRON ( $\beta^+$ )

Esse decaimento ocorre quando o núcleo pai é rico em prótons; isso implica que  $\frac{N}{Z} < 1$ , ou seja, instável e com o decaimento emite o pósitron ( $\beta^+$ ) e um neutrino ( $\nu$ ). Ao sofrer decaimento o nuclídeo pai perde um próton que tinha em excesso, convertendo-se em um nêutron, fazendo com que o nuclídeo filho tenha um próton a menos. O pósitron é emitido com energia de zero até a máxima de decaimento; a diferença de energia representa a energia do neutrino ( $\nu$ ) (Saha, 2003).



O pósitron possui a mesma massa e carga do elétron, porém com sinal positivo. Sua radiação emitida se apresenta em um espectro contínuo de energia variável, com maior valor dependendo do número atômico do nuclídeo pai (Scaff, 1997). O neutrino se apresenta sem carga com massa de repouso pequena se movendo à velocidade da luz. Os radionuclídeos que realizam esse decaimento são, por exemplo: ferro ( $^{52}\text{Fe}$ ), cobre ( $^{64}\text{Cu}$ ), oxigênio ( $^{15}\text{O}$ ) e o que será objeto de estudo, o flúor ( $^{18}\text{F}$ ). A equação que relaciona este decaimento pode ser expressa por:



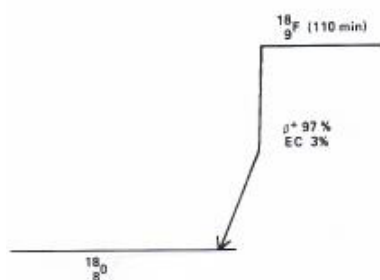
- X – Nuclídeo pai.
- Y – Nuclídeo filho.
- $\beta^+$  – Pósitron.
- $\nu$  – Neutrino.
- Q – Energia liberada decorrente da diferença de massa.

O flúor ao emitir pósitrons se transforma em oxigênio de acordo com a equação:



Em seguida ao processo de decaimento, o pósitron continua a se deslocar de modo a interagir com um elétron do meio, ocasionando a aniquilação de ambos e emitindo dois fótons com 511 keV em sentidos opostos (Saha, 2003).

Figura 1 - Esquema do decaimento do  $^{18}\text{F}$  em  $^{18}\text{O}$



Fonte: Saha (2003).

A Figura 1 apresenta o decaimento sofrido pelo flúor ( $^{18}\text{F}$ ), com  $Z = 9$ , se transformando em oxigênio ( $^{18}\text{O}$ ), com  $Z = 8$ . Nesse processo 97% ocorre por emissão de pósitron com tempo de meia vida de 110 minutos e 3 % em captura eletrônica. O oxigênio em questão adquire sua estabilidade não sofrendo decaimentos secundários.

### 2.3.3 DECAIMENTO POR EMISSÃO DE RAIOS GAMA ( $\gamma$ )

Esse decaimento ocorre quando, por exemplo, um núcleo se encontra em estado excitado e ao retornar para o estado fundamental emite energia na forma de radiação gama ( $\gamma$ ) até se estabilizar, geralmente ocorre após a emissão de pósitrons ( $\beta^+$ ) e decaimento ( $\beta^-$ ) (Tauhata & et al, 2013).

## 2.4 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

A radiação eletromagnética não necessita de meio material para se propagar, o que não impede ocorrer interação da mesma com a matéria, ou seja, transferência de energia para átomos e moléculas que se encontram no caminho do feixe emitido (Xavier & et al, 2014). Isso ocorre em decorrência do seu caráter ondulatório, ou seja, não possui carga nem massa de repouso, e ao penetrar em determinado meio pode percorrer grandes distâncias antes de sofrer a primeira interação (Tauhata & et al, 2013). Nada impede, porém, que o fóton passe através do meio sem sofrer interação, impossibilitando, assim, determinar seu alcance (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

Em condições ideais existem duas situações possíveis: a primeira, um feixe de radiação incide em um meio e suas partículas são absorvidas de modo a não sofrerem espalhamento, nem produção de partículas secundárias. A segunda, o feixe passa pelo meio sem alterar seu direcionamento nem a energia envolvida, no entanto sofrerá diminuição exponencial de sua intensidade (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

Tanto em condições ideais como nas experimentais ocorre uma redução da intensidade da radiação incidente do seguinte modo:

$$I = B \cdot I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (7)$$

- B – Fator de crescimento relativo a partículas espalhadas e reincidência da radiação.
- $I_0$  – Intensidade inicial da radiação.
- $\mu$  – Coeficiente de atenuação linear, relacionado com o meio absorvedor e a energia da radiação.
- x – Profundidade dentro do meio.

A interação entre radiação e matéria pode produzir ionização, sendo um átomo carregado (íon) gerado pela remoção ou acréscimo de elétrons. Outra possibilidade é a excitação, que consiste em promover elétrons de seus estados fundamentais de equilíbrio para níveis excitados. Como essa situação não é estável, ao retornar para o estado fundamental há liberação de radiação (Xavier & et al, 2014).

A interação com a matéria pode ocorrer com energia superior à de ligação dos núcleons, produzindo reações nucleares que geram núcleo residual emitindo radiação, essa situação é o que se chama de ativação do núcleo. Um caso específico ocorre quando se analisa o raio-X que é produzido devido à frenagem do elétron, diminuindo sua energia cinética devido a interação do mesmo com o campo elétrico do núcleo alvo por ter elevado número atômico, e essa situação caracteriza a radiação de frenagem (*bremstrahlung*) (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

Como as radiações emitidas e partículas são diferentes, suas interações com a matéria ocorrem de maneiras diversas. Desta forma é fundamental conhecer as propriedades e efeitos entre radiação e matéria (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

Dentre os quesitos relevantes para análise, destaca-se:

- A detecção de substâncias radioativas;
- Interpretação da aplicação dos elementos radioativos;
- Medidas preventivas aos humanos de proteção contra efeitos nocivos.

Partículas carregadas podem interagir com elétrons, núcleos e moléculas positivamente carregadas em decorrência da força columbiana existente, situação essa que reduz a energia da partícula. Outra situação presente são as colisões das partículas com a matéria que dissipam energia até que acabe integralmente,

dependendo da espessura do material. Ao ocorrer essas interações, os fótons serão absorvidos ou desviados em sua trajetória (Xavier & et al, 2014).

### 2.4.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

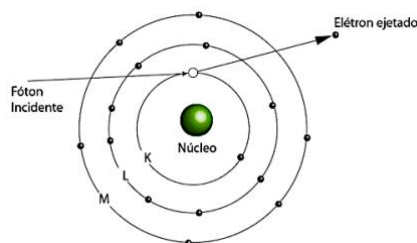
Caracteriza-se por ser um efeito produzido pela interação entre radiação e matéria, onde há transferência de energia de um fóton a um elétron, fazendo com que este se desprenda de sua órbita e se movimente com certa energia cinética. O efeito se torna mais evidente em elementos com elevado número atômico, como por exemplo o chumbo com energia do fóton menor do que 600 keV (Xavier & et al, 2014).

$$E_c = h.f - W_0 \quad (8)$$

- $E_c$  – Energia cinética.
- $h$  – Constante de Planck.
- $f$  – Frequência da radiação.
- $W_0$  – Função trabalho, energia de ligação do elétron.

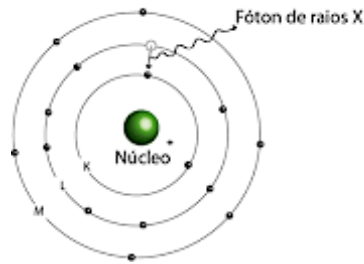
A expulsão do elétron ocorre, geralmente, com os ocupantes da camada K, o que não impede que ocorra com elétrons ocupantes de outras camadas, como apresenta a Figura 2. Como a camada K é a mais interna esse átomo ficará ionizado e instável, sendo assim, devem ocorrer demãos sucessivas dos elétrons mais externos até que ocorra estabilização atômica, produzindo, assim, raio-X característico ou elétrons Auger, como apresenta a Figura 3 (Scaff, 1997).

**Figura 2 – Efeito Fotoelétrico - Elétron ejetado devido sua interação com fóton incidente.**



Fonte: (Hipermedia, s.d.).

**Figura 3 - Efeito fotoelétrico - produção do raio-x característico.**



Fonte: (Hipermédia, s.d.).

As Figura 2 e 3 representam o efeito fotoelétrico produzido no átomo de chumbo, que no contexto do estudo recebe fótons com 511 keV e liberam elétrons da camada K com energia de ligação de 89,558 keV, o que produz ao elétron ejetado uma energia cinética de 421,442 keV e velocidade próxima de  $9,62 \cdot 10^6$  m/s.

#### **2.4.2 EFEITO COMPTON**

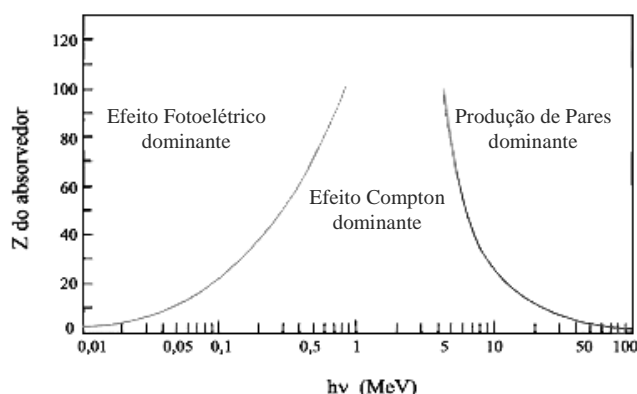
É outro efeito caracterizado pela interação entre radiação e matéria, em que um fóton incidente interage com um elétron periférico do átomo, tendo parte de sua energia utilizada para retirar o elétron do átomo, enquanto o restante segue sua trajetória com certo desvio. O movimento do elétron ejetado é aleatório e depende da energia transferida pelo fóton incidente. O efeito Compton é mais provável com energia do fóton na faixa entre 100 keV a 1 MeV (Xavier & et al, 2014):

$$\frac{1}{E'} - \frac{1}{E} = \frac{1}{m_0 \cdot c^2} \cdot (1 - \cos \theta) \quad (9)$$

A probabilidade desses fenômenos ocorrerem depende do material irradiado, pois relaciona o número atômico e a energia do fóton incidente (Tauhata & et al, 2013). Isso se exemplifica do seguinte modo:



**Figura 4 - Relação entre número atômico e energia do fóton com as possíveis formas de interação da radiação com a matéria.**



Fonte: Tauhata (2013).

A Figura 4 nos mostra a relação do número atômico com a energia do fóton incidente e os possíveis efeitos de interação com a matéria. Para o chumbo a dominância se dá com o efeito fotoelétrico, tendo como base seu número atômico que vale 82 a energia envolvida será maior que 500 keV. Essa situação se enquadra na energia do fóton liberado pelo decaimento por emissão de pósitrons no fluordeoxiglicose (FDG), bem como no decaimento  $\beta^-$  que ocorre no césio ( $^{137}\text{Cs}$ )

## 2.5 DECAIMENTO RADIOATIVO

É um processo que ocorre quando há instabilidade do núcleo atômico. Para produzir a estabilização do núcleo pai ocorre desintegração do mesmo, emitindo radiação alfa, beta, gama, pósitrons, captura eletrônica gerando um núcleo filho.

### 2.5.1 ATIVIDADE (A)

A Atividade representa o processo pelo qual determina o número de desintegrações espontâneas ocorridas por átomos instáveis em certo tempo (Tauhata & et al, 2013). É dada pela relação:

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (10)$$

O termo dN representa a diferença entre o número inicial de átomos e a quantidade de átomos que ainda não foram desintegrados. O termo dt é o intervalo de tempo durante a desintegração dos átomos. Tendo como unidades:

- Curie (Ci) que representa  $3,7 \cdot 10^{10}$  desintegrações / segundo.

- Becquerel (Bq) que representa 1 desintegração / segundo.

A atividade é proporcional ao número de átomos radioativos, devido à redução do número de átomos por unidade de tempo; o termo constante deve ser negativo (Scaff, 1997). Do seguinte modo:

$$A = \frac{dN}{dt} = -\lambda \cdot N \quad (11)$$

Por consequência:

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (12)$$

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (13)$$

- $N_0$  – Número de átomos no instante inicial.
- $N$  – Número de átomos no instante final.
- $\lambda$  – Constante de desintegração radioativa.
- $t$  – Tempo decorrido na desintegração.
- $A_0$  – Atividade no instante inicial.
- $A$  – Atividade no instante final.

## 2.5.2 CONSTANTE RADIOATIVA

Devido ao seu estado excitado, cada isótopo em seu processo de desintegração possui uma atividade diferente. Para estabilizar o átomo leva-se em consideração características físicas tais como: energia, momento angular, spin, dentre outras. Além de emitir radiação específica definida pela constante de desintegração ou constante radioativa ( $\lambda$ ) (Tauhata & et al, 2013).

## 2.5.3 TEMPO DE MEIA-VIDA

Como o radionuclídeo sofre desintegração, observa-se que, após um determinado tempo, o número de átomos final será a metade do número de átomos inicial,  $N = \frac{N_0}{2}$ , caracterizando assim o tempo de meia-vida ( $t_{1/2}$ ). Outra observação possível será em relação a atividade do átomo, produzindo o mesmo resultado (Xavier & et al, 2014). De acordo com a relação:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} = \frac{0,693}{t_{1/2}} \quad (14)$$

A relação acima determina o comportamento da constante de desintegração e o tempo de meia-vida físico. Um organismo ao ingerir, inalar ou ser administrado um radioisótopo, a eliminação do mesmo obedece ao tempo de meia-vida biológico ( $t_b$ ), sendo o tempo necessário para que elimine metade do elemento ingerido por vias normais, ou seja, através da metabolização e excreção do elemento (Xavier & et al, 2014).

Quando se leva em consideração o tempo de meia vida físico e o biológico, determina-se o tempo de meia-vida efetivo ( $t_{ef}$ ), por meio da constante de desintegração radioativa efetiva, que é a soma das constantes biológicas e físicas (Scaff, 1997). Do seguinte modo:

$$\lambda_{ef} = \lambda + \lambda_B \quad (15)$$

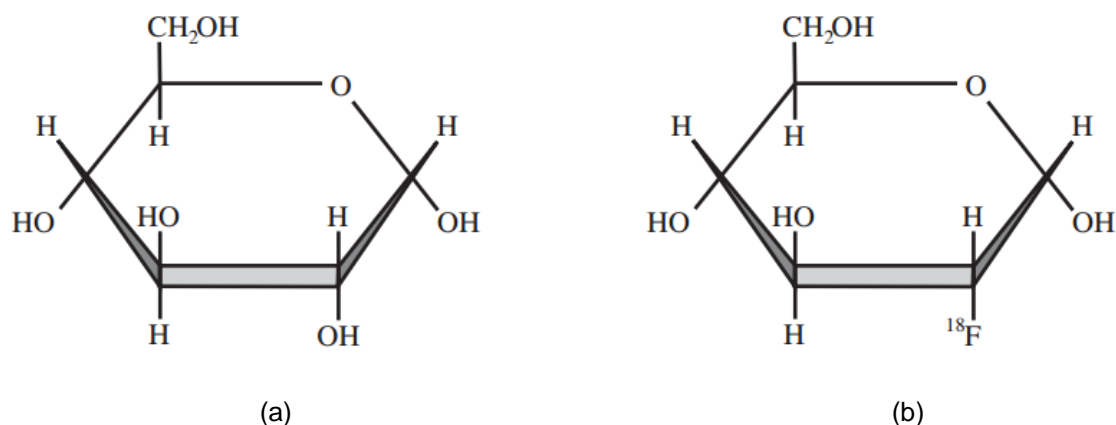
- $\lambda_{ef}$  – constante de desintegração efetiva,  $\lambda_{EF} = \frac{0,693}{t_{EF}}$ .
- $\lambda$  – constante de desintegração física.
- $\lambda_B$  – constante de desintegração biológica,  $\lambda_B = \frac{0,693}{t_B}$ .

$$t_{ef} = \frac{t_{1/2} \cdot t_b}{t_{1/2} + t_b} \quad (16)$$

## 2.6 FLUORODESOXIGLICOSE ( $^{18}\text{F}$ -FDG)

O  $^{18}\text{F}$ -FDG é um radiofármaco utilizado como marcador, sem ação farmacológica, e por ser análogo da glicose é capaz de avaliar o metabolismo tumoral benigno ou maligno em exames de PET/CT. Em caso de tumores malignos consegue-se graduar, monitorar e verificar as alterações apresentadas durante o tratamento (Lowe & et al, 2003). Sua produção iniciou-se no Brasil em 1997, sendo realizada no Instituto de Pesquisa Energética e Nucleares (IPEN), com produção aproximada de 10.000 doses em todo território nacional (Videira, 2014).

Figura 5 - (a) Molécula de glicose. (b) FDG 2-[<sup>18</sup>F] flúor-2-deoxi-D-glucose.



Fonte: Workman (2006).

Todo radiofármaco possui um caráter físico-químico com propriedade de se fixar nos órgãos de maneira seletiva. Pela similaridade com a glicose, como apresentada na Figura 5, ele se concentra em regiões como o córtex cerebral e miocárdio, no entanto, sua excreção se dá por via renal, fazendo com que a bexiga receba a maior dose de radiação (Welch & Redvanly, 2003).

Ao observar e comparar o FDG com a molécula de glicose verifica-se que suas estruturas se diferem na troca do grupo hidroxila pelo <sup>18</sup>F. No geral utiliza-se esse radiofármaco, em exames PET/CT, com atividade de em média 10 mCi. Sua meia-vida é 110 minutos, com decaimento por emissão de pósitrons ( $\beta^+$ ), gerando radiação gama ao ser aniquilado, com alto grau de penetração e detectáveis ao sair dos órgãos (Saha, 2003), (Flux, 2016).

Por ser um elemento radioativo necessita-se de cuidados na manipulação aos pacientes; para tal situação alguns procedimentos são necessários: eficiência na marcação dos exames, composto quimicamente estável para que não ocorra problema entre o radionuclídeo e o órgão a ser ligado e controle na geração de impurezas radioquímicas (Oliveira & Carneiro-Leão, 2007).

A produção do <sup>18</sup>F-FDG ocorre em um processo dividido em 6 etapas: produção, transferência, síntese, fracionamento, controle e transporte. A produção ocorre em um acelerador de partícula, ciclotron, que transfere energia às partículas subatômicas devidamente carregadas através de uma interação com os campos elétricos e magnéticos, bombardeando água enriquecida com prótons. A etapa de transferência se dá ao transportar o material que fora produzido para célula quente por meio de linhas e válvulas pneumáticas. Após essa etapa ocorre a síntese no intuito

de organizar as moléculas por processos químicos, o que na prática consiste em marcar o radiofármaco com radioisótopo. O fracionamento existe nos centros de produção para encaminhamento das doses para as clínicas de imagem em dose única, e essas, por sua vez, são posteriormente subdivididas e diluídas para administração em cada paciente. Por fim, o transporte ocorre de maneira mais breve quanto possível, em recipientes com blindagens adequadas e munidos de toda documentação pertinente para tal (Hays & et al, 2002)(Videira, 2014).

## **2.7 EFEITOS PRODUZIDOS POR RADIAÇÃO IONIZANTE**

A matéria, ao absorver energia, pode alterar suas propriedades, produzindo efeitos diversos, tanto em níveis atômicos quanto em todo corpo alvo. Em se tratando de matéria orgânica a excitação produzida pode gerar eritemas, alteração molecular em material biológico gerada por mudanças nas moléculas de água, proteína, açúcar, DNA, dentre outras.

Quando seres vivos sofrem a ação de radiação ionizante alguns efeitos são esperados, no entanto, dependem: da dosagem absorvida, do tecido atingido e da taxa de absorção do órgão irradiado (Xavier & et al, 2014).

### **2.7.1 TRANSFERÊNCIA LINEAR DE ENERGIA (LET)**

Quando células estão submetidas à radiação ionizante leva-se em consideração a quantidade e qualidade da radiação emitida (massa, energia e carga), determinando, assim, a quantidade de ionização possível (Biral, 2002).

Essa, por sua vez, determina a transferência linear de energia (LET) ou poder de freamento, que representa a energia perdida pelos elétrons decorrente de colisões dentro do meio material.

$$\text{LET} = \frac{dE}{dx} \quad (17)$$

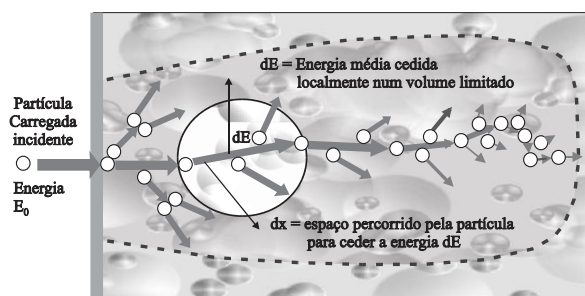
- $dE$  – Energia média cedida pela partícula.
- $dx$  – Distância percorrida dentro do meio material.

A energia liberada por unidade de comprimento ao longo do caminho percorrido dentro do meio é expressa em keV/ $\mu\text{m}$ . As partículas penetram dentro do meio até que sua energia cinética entre em equilíbrio térmico com o mesmo, determinando, assim, seu alcance (Tauhata & et al, 2013).

Quando LET assume valores elevados, a área alvo sofrerá ionização com vários efeitos biológicos danosos, não importando a dosagem. Caso o LET seja baixo, é possível um reparo molecular pelos pequenos danos biológicos causados.

Radiações gama, raio-x e partículas  $\beta$  possuem a capacidade de liberação de energia em grandes trajetórias, ou seja, suas interações com os átomos da região irradiada são baixas. Partículas  $\alpha$ , prótons e nêutrons são partículas pesadas e fazem o inverso, ou seja, colidem facilmente com as moléculas do meio que sofreu a incidência da radiação (Xavier & et al, 2014).

**Figura 6 - Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material.**



Fonte: Tauhata (2013).

A Figura 6 apresenta o comportamento das partículas carregadas ao incidir sobre as moléculas e durante seu deslocamento dentro da célula sofre dissipação de energia. Seu movimento se dá de modo a se dispersar em direções diferentes dentro da célula devido às colisões sofridas, com isso a energia cinética é reduzida até se igualar a térmica.

## 2.7.2 EFICÁCIA BIOLÓGICA RELATIVA (EBR)

Os efeitos biológicos associados à radiação incidente em um tecido ou órgão determinam a dose absorvida para cada radiação incidente. Essa situação produz o EBR, que consiste na eficácia biológica relativa definida como sendo a razão entre a dose de referência ( $D_R$ ), geralmente radiação X filtrada com camada semi-redutora de 1,5 mm de Cu em tensão de pico com 200kV, e a dose de estudo (D), contando que ambas produzem o mesmo efeito (Biral, 2002).

$$EBR = \frac{D_R}{D} \quad (18)$$

Nesse contexto não se deve esquecer que a qualidade ou tipo de radiação envolvida na EBR também tem de ser considerada, ou seja, se tiver radiações incidentes diferentes, os efeitos biológicos serão estocásticos e diferentes, podendo ser comparados de acordo com a relação:

$$\frac{EBR_1}{EBR_2} = \frac{D_2}{D_1} \quad (19)$$

- EBR<sub>1</sub> – Eficácia Biológica Relativa da radiação 1.
- EBR<sub>2</sub> – Eficácia Biológica Relativa da radiação 2.
- D<sub>1</sub> – Dose de estudo da radiação 1.
- D<sub>2</sub> – Dose de estudo da radiação 2.

### 2.7.3 EFEITOS RADIOQUÍMICOS

A radiação incidente, ao entrar no organismo vivo, age, sendo absorvida grande parte pela água presente nas células, isso faz com que a mesma se ionize, emitindo, assim, um elétron hidratado ( $\epsilon^-$ ), de acordo com o esquema:



Por sua vez a molécula ionizada pode sofrer dissociação, gerando um íon de hidrogênio e um radical hidroxila do seguinte modo:



Esses produtos gerados pelas radiações ionizantes nas moléculas de água são precursores de mudanças nas bases nitrogenadas do DNA e produzem consequências danosas aos seres vivos devido às mutações genéticas ou quebras moleculares. Essas alterações ocorrem na mudança ou perda das informações contidas nos genes e podem gerar câncer. Quando ocorre a quebra, torna-se difícil passar integralmente o material genético para as células filhas, pois pode acarretar possíveis mortes em novas divisões celulares.

Não se pode esquecer que esses processos são bastante específicos e variáveis, ou seja, não existem consequências previsíveis, tudo se mostra muito particular dependendo da dose, do local e principalmente do indivíduo (Xavier & et al, 2014).

## 2.7.4 EFEITOS BIOLÓGICOS

O efeito biológico, ao contrário dos efeitos químicos, possui o tempo de ação muito variado e depende dos sintomas apresentados. O efeito biológico ocorre devido ao efeito químico, ou seja, há uma relação entre os efeitos apresentados.

Dessa forma, o efeito biológico são respostas do organismo a ação de um agente agressor, uma radiação ionizante. Caso sejam pequenos, não muito danosos, a recuperação pode ser rápida e imperceptível, comprovando que nem sempre são produtores de doenças. Logo, eles dependem: da quantidade total de radiação recebida, quantidade total de radiação anteriormente recebida e acumulada ao organismo sem recuperação, textura do órgão do indivíduo, dano físico causado no indivíduo e tempo de exposição. Portanto, caso os efeitos sejam elevados e frequentes, ocasiona um desequilíbrio no indivíduo em relação ao funcionamento dos seus órgãos, produzindo, assim, as doenças, como por exemplo os tumores cancerígenos radioinduzidos (Tauhata & et al, 2013).

A radiação ionizante provoca alguns efeitos biológicos com algumas características peculiares, sendo elas:

- Especificidade – relaciona os agentes físicos, químicos e biológicos específicos para determinado evento;
- Reversibilidade – em decorrência dos danos parciais causados, as células possuem a capacidade de restaurar sua estrutura (Xavier & et al, 2014);
- Transmissividade – com exceção do que ocorre nas gônadas que transmitem alterações celulares aos descendentes, a maior parte das alterações não são passadas às outras células, sendo assim, uma pessoa com danos causados pela radiação pode ser manuseada, transportada e medicada como um paciente comum que não transmitirá doença (Biral, 2002);
- Radiossensibilidade – está diretamente associada à capacidade de reprodução e inversamente ao grau de especialização, pelo fato de que cada célula tem um comportamento ao ser irradiada (Xavier & et al, 2014);
- Fatores de influência – cada pessoa possui um comportamento, um dano e um tempo de resposta ao receber a mesma dose de radiação;



- Tempo de latência – tempo gasto para se observar as primeiras reações visíveis após a área ter sido irradiada;
- Limiar – dose mínima para se perceber o efeito;
- Efeitos imediatos – efeitos biológicos que são causados pela radiação com reação em poucas horas ou até mesmo em algumas semanas. São gerados por radiações em doses elevadas e intermediárias, a depender da região irradiada, podendo gerar consequências severas e até mesmo letais;
- Efeitos tardios – são efeitos biológicos que aparecem após anos ou até mesmo décadas após exposição à radiação (Tauhata & et al, 2013);
- Efeitos somáticos – efeitos observados no indivíduo de modo a sempre aumentar as consequências (Xavier & et al, 2014). Dependem da dose absorvida, da taxa de absorção de energia da radiação, da região e área do corpo irradiada;
- Efeitos hereditários – os efeitos são percebidos nas gerações subsequentes como resultado do dano da radiação em órgãos reprodutores (Tauhata & et al, 2013);
- Efeitos estocásticos – são efeitos percebidos após muito tempo de irradiação de modo acumulativo entre as dosagens absorvidas pelo organismo (Xavier & et al, 2014). Como não existe limiar, doses abaixo dos limites estabelecidos e o uso de proteção também podem induzir esse efeito (Tauhata & et al, 2013);
- Efeitos determinísticos – aparecem em curto período de tempo devido ao valor de dose administrada, que causa morte celular, gerando prejuízo no funcionamento do órgão. Esse efeito é produzido quando a dose supera o limiar, onde a gravidade do dano aumenta diretamente devido a dose aplicada (Biral, 2002);

## **2.8 DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

A exposição a radiações ionizantes requer estudo para que se possa precaver dos malefícios gerados. Com isso, foram criadas as normas de radioproteção, que recomenda: blindagens de chumbo quando exposto ao raio-x, proteção nos locais de

exames, protocolos que protegiam os IOE'S não estipulando época nem o limiar das doses administradas (CNEN, 2014).

As diretrizes básicas de proteção radiológica (DBPR) vieram normatizar todas as situações envolvendo radiações e as proteções devidas, incluindo, assim, o limiar de doses permitidas.

No Brasil, quem executa esse papel é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), uma autarquia federal vinculada ao Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, com as seguintes finalidades: formular a política nacional de energia, promover pesquisa, desenvolvimento e prestação de serviço em tecnologia nuclear para fins pacíficos, de modo a regular, licenciar, autorizar, controlar e fiscalizar qualquer atividade relacionada com energia nuclear (CNEN, 2014).

As pesquisas desenvolvidas estão no sentido de garantir, de modo seguro, as vantagens na utilização de energia nuclear, assegurando a segurança dos indivíduos que direta ou indiretamente se expõe à radiação nuclear.

A CNEN atua nas seguintes áreas: geração de energia elétrica, medicina nuclear, aplicação industrial, agrícola e de meio ambiente, benefício de minerais nucleares, propulsão nuclear marítima, tratamento e armazenamento de rejeitos radioativos (CNEN, 2014).

Para tal foi necessário a determinação de algumas grandezas relacionadas com a radiação ionizante, bem como suas respectivas unidades. Dentre elas temos:

### 2.8.1 FLUÊNCIA ( $\Phi$ )

Mede o número de partículas ou fótons incidentes em uma seção da área de uma esfera, usada primordialmente para medir nêutrons de acordo com a relação (Biral, 2002):

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (22)$$

- $dN$  – Número de partículas incidentes.
- $dA$  – Área irradiada.

## 2.8.2 ROENTGEN (R)

Determina a quantidade de radiação X ou gama ( $\gamma$ ) capaz de gerar uma unidade de carga com  $3,34 \cdot 10^{-10}$  C, em 1,293 mg de ar em condições normais da CNTP. Com unidade no sistema internacional  $1R = 2,58 \cdot 10^{-4}$  C/kg. A exposição X é dada por:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (23)$$

- dQ – Soma das cargas dos íons de mesmo sinal produzidos no ar.
- dm – Massa de repouso no ar capaz de frear os elétrons.

Em se tratando de fontes emissoras de radiação  $\gamma$  a taxa de exposição x é diretamente proporcional à atividade do radionuclídeo e inversamente proporcional ao quadrado de distância entre a fonte e o objeto considerado, medido em R/h, do seguinte modo (Tauhata & et al, 2013):

$$\dot{X} = \frac{\Gamma \cdot A}{d^2} \quad (24)$$

- $\Gamma$  – Constante de radiação gama, em R.m<sup>2</sup>/h.Ci.
- d – Distância da fonte, em metros.
- A – Atividade, em Ci.

## 2.8.3 TAXA DE DOSE EFETIVA

Representa o Roentgen e substitui a constante específica de radiação ( $\Gamma$ ) pelo fator de conversão ( $FC_p$ ), medido em mSv.m<sup>2</sup>/kBq.h. Com essa relação é determinada a taxa de dose efetiva em mSv/h (Xavier & et al, 2014).

## 2.8.4 DOSE ABSORVIDA (D)

Determina a energia média depositada pela fonte em certo volume elementar de matéria ( $\Delta m$ ), com unidade sendo o rad (1 rad = 100 ergs/g de material irradiado, no ar 1 R = 0,86 rad e em tecido humano 1 R = 0,96 rad). Essa dose em rad é comumente usada para medir raio-X, raios gama e elétrons, pelo fato do dano biológico ser proporcional à energia depositada (Xavier & et al, 2014).

### 2.8.5 EQUIVALENTE DE DOSE (H)

Grandeza utilizada em ionizações mais fortes decorrentes de fissão nuclear, partícula alfa, prótons, dentre outras. Representa a dose absorvida pelo ser humano levando em consideração os efeitos biológicos gerados pela radiação ionizante, representada por:

$$H = D \cdot Q \quad (25)$$

- Q - Fator de qualidade da radiação no local incidente relacionado com o coeficiente de transferência linear (LET) da radiação na água.
- D – Dose absorvida.

Em unidades do sistema universal é determinada em Sievert (Sv), de tal modo que  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ . O fator de qualidade assume valor 1 quando a radiação incidente for Raios-X, Raios Gama e elétrons, para prótons de alta energia o valor já passa para 10 e assume valor 20 em emissões de nêutrons, partícula alfa, produtos de fissão nuclear (Xavier & et al, 2014).

### 2.8.6 DOSE EQUIVALENTE (H<sub>T</sub>)

Em se tratando de proteção contra radiações ionizantes é necessário que se determine a dosagem absorvida média. Para tal é utilizado o fator de ponderação da radiação ( $W_R$ ) que está relacionado com: o efeito estocástico produzido em doses reduzidas, o tipo e a quantidade da radiação incidente e a eficácia biológica relativa produzidos pelas fontes internas. Essa dosagem é determinada do seguinte modo (Xavier & et al, 2014):

$$H_T = \sum_{r=1}^n w_R \cdot D_{TR} \quad (26)$$

- $D_{TR}$  - Dose absorvida média em um órgão ou tecido gerada pela radiação R.

### 2.8.7 DOSE EFETIVA

É a média ponderada das doses equivalentes em cada órgão, ou seja, a soma de todas doses equivalentes levando-se em consideração os fatores de ponderação de cada órgão irradiado. Possui unidade sendo J/kg, ou seja, o Sievert (Sv) (Xavier & et al, 2014).

### 2.8.8 KERMA (K)

Determina a energia cinética liberada por unidade de massa:

$$k = \frac{dE_{ct}}{d_m} \quad (27)$$

Sendo  $dE_{ct}$  a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por nêutrons ou por fóton incidentes, em uma massa  $d_m$ .

Pode se considerar também como a energia recebida pelas partículas eletrizadas que ao se chocarem podem dissipar energia com outras cargas ou produzir radiação de freamento, o que resulta:

$$K = K_c + K_r \quad (28)$$

- $K_c$  – Kerma de colisão, que dissipa energia em um determinado local por ionização ou excitação.
- $K_r$  – Kerma de radiação, que dissipa energia por emissão de raio-X longe do local de incidência.

O kerma de colisão pode se igualar à dose absorvida quando: o meio é homogêneo, com mesma composição atômica e possui um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante (Tauhata & et al, 2013).

### 2.8.9 DOSE ABSORVIDA COMPROMETIDA (DT)

É determinada do seguinte modo:

$$D(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \frac{dD(t)}{dt} \cdot dt \quad (29)$$

Com  $\frac{dD(t)}{dt}$ , sendo a taxa de dose absorvida no tecido ou órgão em certo instante,  $t_0$  o instante da admissão do material radioativo no organismo,  $\tau$  tempo decorrido, sendo 50 anos para adultos e 70 anos para crianças (Xavier & et al, 2014).

### 2.8.10 DOSE EFETIVA COMPROMETIDA (E $\tau$ )

Por analogia das grandezas anteriores é determinada, sendo: (Xavier & et al, 2014)

$$E(\tau) = \sum_T \omega_T \cdot H_T(\tau) \quad (30)$$

- $H_T(\tau)$  - Dose equivalente comprometida no tecido.

- $\omega_T$  – Fator de ponderação do órgão ou tecido.

## 2.9 $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT

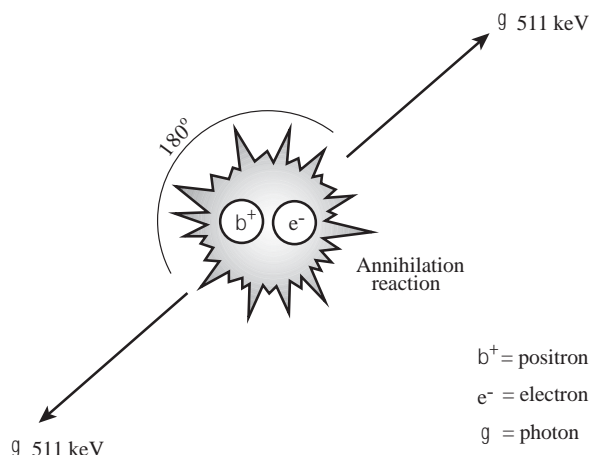
A tecnologia utilizada nos exames de  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT é recente no mundo e chegou ao Brasil em 1998, começando seus trabalhos na Universidade de São Paulo (Robilotta, 2006). Esse tipo de exame é muito satisfatório na obtenção das informações relativas às células tumorais, com excelentes resultados apresentados para diferentes fases e níveis de desenvolvimento (Farzan & Min, 2014).

Os exames PET (*Positron Emission Tomography*) são os mais utilizados atualmente, gerando grande preocupação e necessidade de estudos sobre os meios de proteção. É um exame com sensibilidade 100 vezes maior que a do exame SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*). A sensibilidade é determinada pela capacidade de detectar doenças. Sua resolução é de 3 a 4 vezes maior que do SPECT, ou seja, possui maior contagem de pontos formadores da imagem (Pixel) em determinada região (Benjamin, 2005) (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012).

O processo de realização do exame se inicia com a divisão e diluição do  $^{18}\text{F}$ -FDG, em uma solução isotônica, que foi recebido pela clínica de imagem em dose única para todos os exames que serão realizados no dia, posteriormente administração do radiofármaco de perfusão que servirá como traçador. O paciente permanece em repouso por cerca de 1 hora; isso é feito para que o fluxo sanguíneo aloje o radiofármaco de onde se deseja coletar as radiações para formar as imagens (Oliveira & Carneiro-Leão, 2007) (Hays & et al, 2002).

Como o núcleo radioativo é instável sofrerá decaimento com emissão de pósitron, que sofrerá aniquilação ao interagir com elétrons, transformando suas massas em energia por meio de dois fótons opostos com 511 keV em sentidos opostos, como mostra a Figura 7 (Workman & Coleman, 2006).

**Figura 7 - Reação de aniquilação entre o pósitron e elétron.**



Fonte: Workman (2006).

O corpo e o órgão alvo do paciente passam a emitir radiações gama que serão detectadas por uma combinação de cristais de cintilação, convertendo os fótons em luz visível, que, por sua vez, em um tubo fotomultiplicador transforma a luz em sinal elétrico, formando a imagem (Workman & Coleman, 2006).

Esse exame é mais utilizado para fins oncológicos haja vista que o radioisótopo FDG é captado em grande quantidade por essas células cancerosas durante o processo de metabolização. Com isso pode-se identificar processos cancerosos antes mesmo de evidências estruturais da doença, determinando se o mesmo é primário ou em fase de metástase. Outra finalidade é para fins inflamatórios com atividades metabólicas no cérebro e coração, mesmo que não estejam com presença de tumor (Pacheco, 2012).

O  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT é um exame híbrido onde envolve diferentes técnicas para captação e melhoramento da imagem. Em termos técnicos, é a junção de procedimentos em medicina nuclear com a radiológica (Tomografia Computadorizada). O resultado disso é a capacidade de determinar os metabolismos das lesões e alterações funcionais dos órgãos, permitindo um diagnóstico preciso e precoce do local, tamanho e metabolismo das células tumorais (Sarmiento, 2016). Com isso se permite avaliar quantitativamente e de maneira não-invasiva os processos fisiológicos, observando a distribuição espacial e temporal dos marcadores fisiológicos funcionais (Pacheco, 2012). A tomografia computadorizada utiliza técnicas de raio-X com tecnologia computacional (radiografias transversais), com a

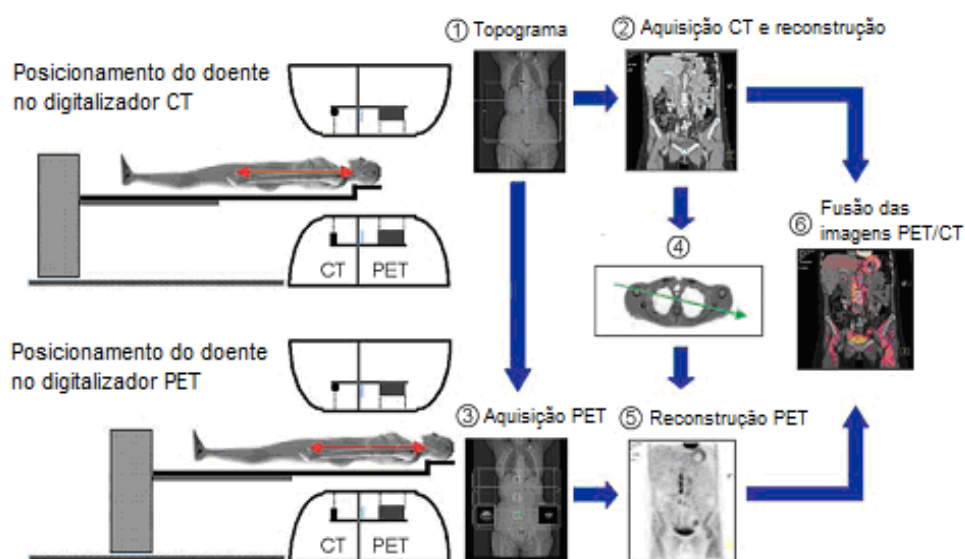
finalidade de realizar correção das imagens obtidas, diminuindo, assim, o tempo total do exame (Huang, Law, & Khong, 2009).

No Brasil essa técnica é normatizada por testes de controle de qualidade determinados pela ANVISA e CNEN, que limitam as doses cabíveis aos IOE'S e os parâmetros funcionais dos equipamentos (Sarmiento, 2016).

A etapas de um PET/CT, representadas na Figura 8, são:

1. O paciente é posicionado no digitalizador CT e é realizado o topograma, que consiste em imagens sequenciais digitalmente capturadas pelo movimento longitudinal do paciente dentro do tubo do tomógrafo;
2. É iniciada a aquisição da imagem por meio da CT e ao mesmo tempo a reconstrução da mesma;
3. Enquanto a reconstrução da imagem da CT é finaliza, o paciente é automaticamente posicionado no digitalizador PET, iniciando-se nova aquisição de imagem;
4. Assim que a reconstrução do CT estiver completa os coeficientes de correção de atenuação são armazenados no computador;
5. No fim da aquisição PET a reconstrução total é disponibilizada;
6. As imagens CT e PET são fundidas e visualizadas (Wernick & Aarsvold, 2004).

Figura 8 - Etapas do exame PET/CT.



Fonte: Wernick (2004).

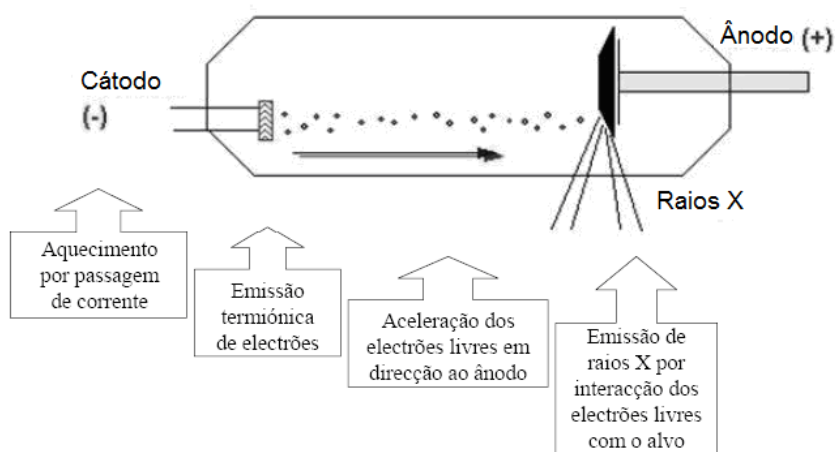


## 2.10 RAIOS X

O raio-x é uma onda eletromagnética com alta energia, de 1keV a 1MeV, e comprimento de onda variando de 0,01 nm a 10 nm, sendo considerada como radiação ionizante. O uso do avental de proteção plumbífero é o principal meio de proteção contra essas radiações primárias e secundárias em exames de raio-x (Eisberg & Resnick, 1974).

A produção do raio-x pode ocorrer em um tubo de raio-x, que possui elétrons com grande velocidade. Dentro do tubo há um cátodo com filamento, podendo ser de tungstênio e um ânodo isolado em uma ampola a vácuo. Por meio de corrente elétrica o filamento é aquecido e ao chegar a certa temperatura realiza a emissão termoiônica, ou seja, elétrons que saem do cátodo em direção ao ânodo. Esses elétrons colidem no alvo, o ânodo, e ao penetrarem nesse material são desacelerados por interação columbiana, perdendo energia e emitindo fótons de raio-x, esse é o processo de *bremsstrahlung* ou radiação de freamento, como está representado na Figura 9 (Webb, 2003).

**Figura 9 – Processo de produção de raio-x em tubo por freamento dos elétrons emitidos de maneira termoiônica.**



Fonte: Figueiredo, 2007

Uma outra possibilidade é a produção de raio-x característico, que recebe esse nome devido ao fato dos fótons emitidos serem monoenergéticos e dependentes da estrutura eletrônica do elemento químico envolvido no processo (Tauhata & et al, 2013).

Essa radiação é emitida pela liberação de energia no intuito de estabilizar o átomo ao eliminar as vacâncias internas dos elementos químicos excitados, a excitação ocorre devido à promoção dos elétrons de seus estados fundamentais de equilíbrio para níveis excitados ou banda de condução; como essa situação não é estável ao retornar para o estado fundamental, há liberação dessa radiação (Biral, 2002).

Ao promover elétrons da camada K para a banda de condução ocorrerá a remoção dos elétrons primordialmente da camada L. Um exemplo é a excitação dos elétrons produzidos ao manipular <sup>18</sup>F-FDG/PET-CT com avental de proteção plumbífera.

Como o avental possui chumbo, a energia de ligação para elétrons das camadas K e L é determinada aplicando a teoria atômica de Bohr para átomo de hidrogênio pela relação:

$$E = \frac{m \cdot e^4 \cdot (Z - b)^2}{8 \cdot \epsilon_0^2 \cdot h^2 \cdot n^2} \quad (31)$$

- E – Energia de ligação eletrônica.
- m – Massa de repouso do elétron.
- e – Carga elétrica do elétron.
- Z – Número atômico do elemento emissor dos raios X.
- b – Constante de Moseley, com valores iguais a 1 e 7,4, para as camadas K e L, respectivamente.
- $\epsilon_0$  – Permitividade elétrica no vácuo.
- h – Constante de Planck.
- n – Número quântico do nível eletrônico.

Como m, e, b, h são constantes a equação pode ser escrita, em unidade de energia em Joule, como:

$$E = \frac{2,18 \cdot 10^{-18} \cdot (Z - b)^2}{n^2} \quad (32)$$

A equação, em unidade de elétron-volt (eV), é dada como:

$$E = \frac{13,65 \cdot (Z - b)^2}{n^2} \quad (33)$$

Sendo assim, a energia para o chumbo da camada K é 89,558 keV, e para camada L é 18,991 keV. A segunda fase do processo na emissão do Raio-X

característico terá energia determinada pela diferença de energia dos dois níveis quânticos envolvidos, determinada por:

$$E_x = E_K - E_L \quad (34)$$

- $E_x$  – Energia do Raio-X característico.
- $E_K$  – Energia do elétron no nível inicial.
- $E_L$  – Energia do elétron no nível final.

Desse modo a energia do raio X característico produzido será de 70,567 keV (Eisberg & Resnick, 1974).

## 2.11 FATORES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Quando se trata sobre proteção radiológica leva-se em consideração medidas necessárias para proteger os IOE'S e o ecossistema dos efeitos das radiações ionizantes. Para tal é analisado o tipo de fonte, as radiações envolvidas, as interações e os riscos de contaminações. Essas análises são feitas de modo qualitativo e quantitativo, realizando um monitoramento por meio dos instrumentos de medidas, uso e aprimoramento dos protocolos durante exposição à radiação ionizante (Amundson & et al, 2001).

A partir desses princípios criou-se uma cultura de segurança que leva em consideração vários fatores norteadores. Dentre esses fatores temos: estrutura adequada do local onde se trabalha com essas radiações, obediência aos protocolos de proteção radiológica, execução cuidadosa e cautelosa dos procedimentos estabelecidos nos protocolos, treinamento, engajamento e sintonia entre os IOE'S envolvidos, buscando, assim, uma consciência coletiva de segurança (Peet & et al, 2012).

Um fator preponderante para a proteção radiológica é a justificativa cabível e necessária, aceita pelas regras da CNEN, que gere benefícios aos indivíduos que receberão a radiação ionizante. Com isso a proteção tem por objetivo prevenir e reduzir os efeitos somáticos, para tal se analisa as doses acumuladas em um período de alguns anos.

Otimizar o processo também é muito importante e relevante, sempre primando por doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA), evitando, assim, exposição desnecessária e quando for imprescindível que o menor número de pessoas se submeta à radiação (ICRP, 1977).

Os fatos apresentados se aplicam muito em escala industrial e relacionadas aos IOE'S, porque em se tratando de exames médicos de imagens e terapias as doses são elevadas para que o objetivo seja alcançado em menor número de seções e com grande qualidade (ICRP, 1977).

Restringir a dosagem é outro fator que deve ser levado em consideração para limitar a dose efetiva e a dose equivalente nos órgãos baseadas nas normas estabelecidas pela CNEN (CNEN, 2011). No Brasil há uma padronização no monitoramento realizada pelo Serviço de Monitoramento Individual Externo (SMIE), que autoriza, monitora e regulamenta as empresas que farão as devidas aferições das doses dos IOE'S. Os índices medidos em alguns estudos mostram que os limites indicados aos IOE'S estão sendo cumpridos adequadamente, mesmo os profissionais desempenhando suas funções em mais de uma instituição. Os enfermeiros e os técnicos em medicina nuclear são os profissionais que recebem as maiores doses de radiação, por serem responsáveis pela manipulação e administração do radiofármaco nos pacientes; os médicos nesse contexto são os que menos estão expostos (Mauricio & et al, 2011).

**Tabela 1 - Limites primários anuais de dose efetiva - CNEN-NN-3.01 (2011) e BSS 115.**

Grandeza		Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (mSv)	Indivíduo do Público (mSv)	Aprendiz ou Estudante (16 a 18 anos) (mSv)	Visitante ou Acompanhante (mSv)
Dose Efetiva ou de corpo inteiro		20 <sup>a,b</sup>	1 <sup>c</sup>	6	5 <sup>d</sup>
Dose Equivalente	Cristalino	150	15	50	
	Extremidades (Mãos e pés)	500 <sup>e</sup>	50 <sup>e</sup>	150 <sup>e</sup>	

Fonte: Tauhata, 2013.

<sup>a</sup> Em circunstâncias especiais, CNEN poderá autorizar temporariamente uma mudança de limitação de dose, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano, o período temporário da mudança não ultrapasse 5 anos consecutivos, e que a dose efetiva média nesse período temporário não exceda 20 mSv por ano.

<sup>b</sup> Mulheres grávidas(IOE) não podem exceder a 1 mSv por ano.

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

<sup>d</sup> Por período (diagnóstico + tratamento).

<sup>e</sup> Valor médio em uma área de 1 cm<sup>2</sup> da parte mais irradiada.

Os controles dessas dosagens são feitos, como já fora relatado, prevenindo e administrando o tempo de exposição e a distância da fonte, porém se faz necessária uma blindagem do local de manipulação. Isso pode ser feito com colimadores, biombo de chumbo, aventais com proteção plumbífera e óculos. A forma, espessura e o tipo de materiais usados para blindagem dependem: da radiação a que se estará exposto, da intensidade e dos valores aceitáveis após a blindagem. Esses parâmetros devem ser estabelecidos tanto para estrutura física quanto para proteção dos IOE'S (Tauhata & et al, 2013) (Xavier & et al, 2014) (CNEN, 2014) (CNEN, 2014).

O uso de avental de proteção plumbífera é o primeiro meio de proteção utilizado quando se pensa em proteção radiológica, o que é evidente, e necessário, quando se está exposto a raio-x. Apesar dos aventais serem feitos de compostos que possuem proteção equivalente ao chumbo puro (25 mm, 35 mm, 50 mm), suas taxas de transmissão são bem reduzidas para esse tipo de radiação e com limites específicos de energia para cada um deles (Mori & et al, 2013).

Em medicina nuclear, utilizando energia na faixa de 140 keV, a utilização do avental de proteção plumbífera, escudos protetivos e proteção de seringa (*Syringe Shield*) se fazem pertinentes com taxas de absorções, da radiação, em níveis consideráveis, situação essa que ocorre em exames utilizando tecnécio. No entanto, para fótons com 511 keV o uso não se faz pertinente pelo fato da taxa de absorção ser insignificante e a possível produção de outras radiações (Fog & Collins, 2008).

Os recentes exames de <sup>18</sup>F-FDG/PET-CT possuem maior nível de dose absorvida pelo IOE na administração venosa do radiofármaco ao paciente. Para tal é utilizada a já citada proteção de seringa, *Syringe Shield*, feita de tungstênio com blindagem equivalente a 12,7 mm e uma janela de vidro com equivalência de 8,7 mm de chumbo, no intuito de reduzir as doses absorvidas pelas mãos do IOE durante o transporte da seringa. No entanto, pelo fato da administração ser feita por meio de cateter e a proteção ser relativamente pesada, cerca de 1 kg, nesse momento do processo, muitas das vezes, não é utilizada (Benjamin, 2005) (Demir & et al, 2010).

Fatores de proteção que podem gerar resultados significantes é o uso de mais de um método de proteção. Isso pode ser evidenciado ao associar o uso da proteção

de seringas com um biombo de chumbo com espessura maior do que 30 mm, para radiações de alta energia, fótons com 511 keV (Fiona & et al).

Outro fator determinante é se portar tão distante quanto possível da fonte de  $^{18}\text{F}$ -FDG, em decorrência da relação entre a taxa de dose absorvida e o quadrado da distância. As reduções com esse procedimento se tornam mais evidentes e significativas, enquanto a proteção plumbífera isolada não apresenta bons resultados (Cao, Corley, & Allison, 2003). Nesse contexto não está sendo levado em consideração também a possível produção de raio-x característico, que é o objeto de estudo desse trabalho.

Com isso, recentemente, está sendo utilizado um dispositivo de infusão automatizado, com capacidade de reduzir em até 10 vezes a dose de radiação absorvida pelo IOE durante administração do radiofármaco no paciente. Isso ocorre em decorrência do aumento da distância entre a seringa e o IOE, bem como a blindagem presente nesse dispositivo elétrico a base de chumbo e tungstênio. Uma observação pertinente é o elevado custo e a falta de disponibilidade dessa tecnologia para diversas clínicas de imagem do mundo (Schleipman & Gerbaudo, 2012).

### **3 OBJETIVO**

O objetivo desse estudo é aferir e analisar os níveis das doses de radiações absorvidas por raios-x e gama em indivíduos ocupacionalmente expostos em serviços de PET-CT, em uma simulação experimental. Para tal serão comparadas as radiações, com seus respectivos espectros, supostamente recebidas por IOE'S ao preparar o paciente para o exame de  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT, com e sem avental de proteção plumbífera.

A ideia para o desenvolvimento desse trabalho se deu primeiramente pela análise teórica no que se refere à geração do efeito fotoelétrico em átomos expostos à radiação de alta energia. Com a busca de um equilíbrio eletrônico, isso faz com que ocorra demissão de um elétron mais externo, liberando energia na faixa do raio-x característico. Durante a pesquisa foi descoberto outro argumento para o estudo em questão que foi a simulação computacional realizada por (Fonseca, Amaral, & Campos, 2012) em seu estudo, avaliando a eficácia do avental equivalente a 0,5 mm de chumbo em tomografia por emissão de pósitrons através de simulações Monte Carlo.

## 4 MÉTODO

O método desenvolvido na pesquisa foi dividido em dois momentos: no primeiro as aferições eram feitas sem o avental de proteção plumbífera, e no segundo com o avental de proteção plumbífera.

Em decorrência de alguns imprevistos iniciais, ocorreu uma divisão em etapas de captação de dados que ajudou a confirmar de maneira mais completa os objetivos traçados. Isso foi feito em decorrência da impossibilidade do dosímetro utilizado não trazer o espectro de energia envolvido para baixas doses, tanto com a exposição à radiação sem o avental, quanto utilizando o avental de proteção plumbífera.

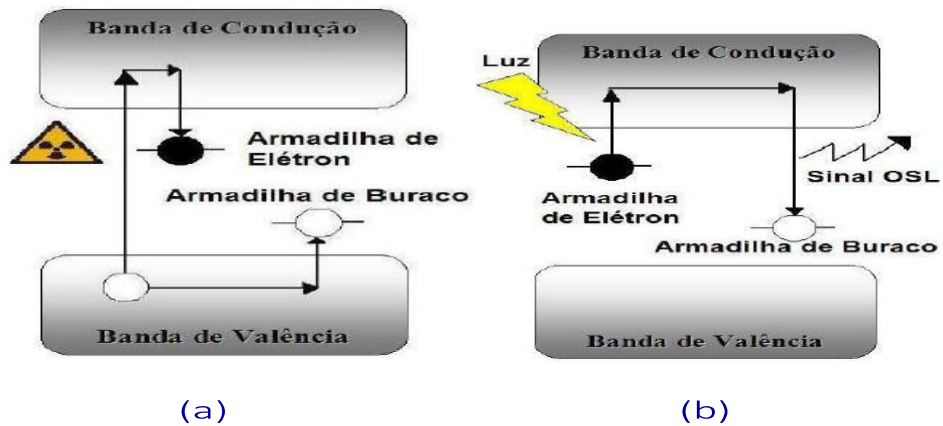
### 4.1 MATERIAIS

Nas duas etapas foram utilizados os mesmos materiais, descritos abaixo, com exceção da fonte radioativa que na primeira etapa foi utilizada uma de  $^{18}\text{F}$ -FDG e na segunda de  $\text{Cs}_{137}$ ; os materiais comuns foram:

- Um manequim de tronco simulando o IOE que estaria exposto à radiação (fantoma).
- Um avental de proteção plumbífera da marca KONEX, com referência: PFAMS5AZO2, lote: 000243, SN: 010553, ABNT NBR IEC 61331-3:2004, Registro MS Nº 10358460005, com 0,5 Pb na parte anterior e 0,25 Pb na parte posterior.
- Oito Dosímetros SAPRA OSL por mês.

A radiação ionizante ao ser absorvida pelo dosímetro se transforma, grande parte, em calor e a restante é utilizada para a quebra de ligações químicas. Pequena parte da radiação ionizante será absorvida por níveis metaestáveis e serão liberadas na forma de luz visível (Dosímetro de Luminescência Oticamente Estimulada - OSLD). A intensidade da luz emitida está relacionada com a quantidade de radiação incidente, quantidade de energia, intensidade da radiação incidente e características do material que o dosímetro é feito (SAPRA, 2017).

Figura 10 - Esquema do processo de dosimetria por OSLD.

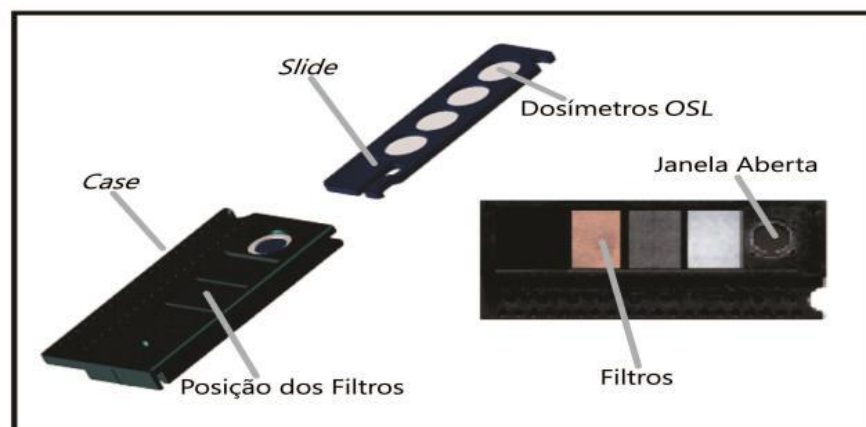


Fonte: SAPRA (2017).

- (a) Exposição à radiação ionizante com formação de pares (elétrons + buracos, lacunas) e armadilhamento nos traps.
- (b) Interação do feixe de estímulo (luz incidente) com os elétrons e buracos armadilhados, resultando na emissão de um fóton opticamente estimulado.

A Figura 10 mostra, de maneira simplificada, o processo da aferição realizada pelos dosímetros OSL. A radiação ionizante ao incidir sobre materiais isolantes ou semicondutores promove elétrons à banda de condução, gerando lacunas e recombinações eletrônicas, parte A da Figura 10. Essas recombinações não são plenas e são gerados os TRAPS, que representam armadilhas que prendem os elétrons e as lacunas nas bandas de condução e de valência, devido às impurezas decorrentes das dopagens dos materiais que compõe os dosímetros. Na parte B observa-se que os elétrons armadilhados que recebem radiação são levados à banda de condução, fazendo uma recombinação com os TRAPS (SAPRA, 2017)

Figura 11 – Composição dos dosímetro: modelo Basic Inlight.



Fonte: SAPRA (2017).



A Figura 11 mostra a composição dos dosímetros utilizados. O material que é feito o dosímetro é definido em decorrência do intervalo de uso, custo, disponibilidade e confiabilidade. Dosímetro modelo Basic Inlight possui 4 sensores, sendo 3 com filtros. Os dosímetros OSLD medem as radiações por meio de leitores InLight com detectores de  $AL_2O_3$ , através de um conjunto de Light-Emitting Diodes – LED para estimulá-los. A luz emitida pelo material OSLD é detectada e determinada por uma fotomultiplicadora (Photomultiplier Tube – PMT) usando um sistema de alta sensibilidade de contagem de fótons.

A quantidade de luz liberada durante o estímulo ótico é proporcional à dose de radiação na qual o dosímetro foi exposto e a intensidade da luz de estímulo, podendo viabilizar a releitura. Cada um desses sensores durante as exposições é submetido à radiação incidente, sendo que no primeiro sensor temos a janela aberta (sem filtro), no segundo sensor a radiação incidente é filtrada por um filtro de plástico, no terceiro sensor a radiação incidente é filtrada por um filtro de lâmina de Alumínio e no quarto sensor a radiação incidente é filtrada por lâmina de Cobre. É utilizado para determinação da dose acumulada mensal em unidades Hx, disponível o algoritmo para  $H_p(10)$  e  $H_p(0,07)$ . Os dosímetros utilizados apresentam dose mínima para posterior leitura de 0,01 mSv, o que implica seu erro experimental ser de  $\pm 0,005$  mSv (SAPRA, 2017).

No primeiro momento da pesquisa uma fonte de  $^{18}F$ -FDG com atividade de 10 mCi, que fora disponibilizada gentilmente pelo Hospital das Forças Armadas (HFA), por alguns minutos previamente a manipulação do mesmo aos pacientes. No segundo momento da pesquisa uma fonte de  $Cs_{137}$  com atividade de 194  $\mu$ Ci, que fora disponibilizada pela Universidade de Brasília por 24 dias de exposição.

Com objetivo de planejar, estimar as doses coletadas pelos dosímetros e o tempo necessário de exposição, fizemos uso da relação entre Dose efetiva (E) e a Atividade da fonte (A). Esta relação leva em consideração o tempo e um Fator de conversão de dose ( $FC_p$ ), determinado pelo Laboratório Nacional de Oak Ridge dos Estados Unidos. (Tauhata & et al, 2013)

Considerando uma geometria puntiforme da fonte, a relação se dá pela seguinte equação:

$$E_p = \frac{A \cdot FC_p \cdot t}{d^2} \quad (35)$$

- $E_P$  – Dose efetiva devida a exposição à fonte puntiforme.
- $A$  – Atividade da fonte.
- $FC_p$  – Fator de conversão para fonte puntiforme.
- $d$  – Distância.
- $t$  – Tempo de duração da exposição.

O FDG apresenta, como já relatado, meia vida 110 minutos com emissão de radiação, pelo decaimento por emissão de pósitron, com 511 keV. Tendo para o flúor ( $^{18}\text{F}$ ) o valor do  $FC_p$  sendo  $1,5 \cdot 10^{-7}$  mSv.m<sup>2</sup>/kBq.h, para um tempo de 3 minutos e distância de 50 cm a estimativa de dose absorvida é de 0,04 mSv (Tauhata & et al, 2013).

O  $^{137}\text{Cs}$  foi escolhido por possuir uma meia vida de 30,17 anos e a radiação gama emitida, em decorrência do seu decaimento beta, é de 662 keV, maior que os 511 keV do  $^{18}\text{F}$ -FDG simulando bem esse radiofármaco. Estimando a atividade em 1 mSv, a distância para 50 cm e sabendo que o  $FC_p = 6,2 \cdot 10^{-8}$  mSv.m<sup>2</sup>/kBq.h o tempo de exposição seria de aproximadamente 24 dias (Tauhata & et al, 2013).

## 4.2 PROCEDIMENTOS

O experimento foi realizado em duas etapas diferentes:

No primeiro momento as medidas foram realizadas no serviço de Medicina Nuclear do HFA (Hospital das Forças Armadas de Brasília). O procedimento realizado foi do seguinte modo:

1. Transporte da dose de  $^{18}\text{F}$ -FDG da farmácia do HFA, local esse que a mesma era diluída e medida sua atividade, posteriormente fixada num aparato de metal, como mostra a Figura 12. A proteção da seringa (*Syringe Shield*) é utilizada para reduzir a dose de radiação absorvida pelas mãos dos IOE'S (Guillet, et al., 2005).

**Figura 12 - Syringe Shield**



Fonte: O Autor.

2. Fixação dos dosímetros com numeração ímpar no fantoma para absorção direta da radiação, sem avental plumbífero, proveniente da fonte de  $^{18}\text{F}$ -FDG a 50 cm de distância, como mostra a Figura 13 abaixo.

**Figura 13 - Simulação da captação da radiação sem passar pelo avental de proteção plumbífera.**



Fonte: O Autor.

3. Fixação dos dosímetros com numeração par no fantoma para absorção da radiação proveniente da fonte de  $^{18}\text{F}$ -FDG a 50 cm de distância, utilizando o avental plumbífero, como mostra a Figura 14 abaixo.

**Figura 14 - Simulação da captação da radiação passando pelo avental de proteção plumbífera.**



Fonte: O Autor.

4. Os procedimentos 2 e 3 foram realizados sempre durante um período de 3 minutos com as seringas contendo  $^{18}\text{F}$ -FDG diluído com atividade, em média, de 10 mCi.

No segundo momento a pesquisa foi realizada nas dependências do campus da FCE/UnB. Essa situação não estava previamente prevista na idealização do projeto, nem tão pouco na execução do experimento. Só tivemos de recorrer a utilização do  $^{137}\text{Cs}$  devido ao fato de que os dosímetros SAPRA utilizados apresentaram problemas de ativação para emitir um relatório com o espectro das radiações absorvidas. Esse problema foi relatado pela empresa em decorrência da baixa dose registrada nos dosímetros e nos alegaram que seria necessária uma dose superior a 1 mSv para emitir esse relatório.

Desse modo o procedimento foi diferente do primeiro, pois foram feitas as medições com e sem avental de proteção plumbífera. Neste momento da pesquisa os dados foram coletados separadamente com e sem avental de proteção plumbífera e isoladamente. Tal procedimento foi adotado para eliminar uma possível ação cruzada, isto é, que os raios-x produzidos pelo avental plumbífero fossem registrados pelo conjunto de dosímetros utilizados para captação da radiação direta.

O aparato experimental foi dividido em duas fases: na primeira colocamos os dosímetros ímpares na parede de uma caixa para receber diretamente a radiação emitida pela fonte, conforme a Figura 15, a 30 cm da fonte por um período de 24 dias. Na segunda fase desta etapa os dosímetros pares foram posicionados no fantoma atrás do avental de proteção plumbífera, para captação tanto da radiação gama incidente do  $^{137}\text{Cs}$  a 30 cm de distância, distância menor do que a estimada anteriormente para garantir que a dose absorvida seja maior do que 1mSv, por um período de 24 dias, como mostra a Figura 16.

**Figura 15 - Visão frontal da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e do fantoma sem o avental.**



Fonte: O Autor.

**Figura 16 - Visão frontal da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e do fantoma com o avental.**



Fonte: O Autor.

## **5 RESULTADOS**

Como mencionado anteriormente, a detecção dos raios-x característicos, produzidos em decorrência do efeito fotoelétrico, devido à interação da radiação gama como avental de proteção plumbífera, foi realizada em duas etapas. Essas, por sua vez, produziram resultados com valores diferentes, pelo fato da diferença entre os procedimentos, porém não conflitantes.

**Tabela 2 - Valores de doses coletados, com e sem o avental de proteção plumbífera, na 1ª etapa da pesquisa**

<b>DIA</b>	<b>DOSÍMETRO SEM AVENTAL, ÍMPAR. (<math>\mu</math>Sv)</b>	<b>DOSÍMETRO COM AVENTAL, PAR. (<math>\mu</math>Sv)</b>
<b>1º</b>	30 $\pm$ 5	36 $\pm$ 5
<b>2º</b>	30 $\pm$ 5	44 $\pm$ 5
<b>3º</b>	70 $\pm$ 5	80 $\pm$ 5
<b>4º</b>	50 $\pm$ 5	60 $\pm$ 5
<b>5º</b>	40 $\pm$ 5	50 $\pm$ 5

Fonte: SAPRA.

A Tabela 2 apresenta cinco medidas de doses coletadas na primeira etapa da pesquisa e foram as realizadas no HFA utilizado o  $^{18}\text{F}$ -FDG com atividade de 10 mCi. Não foi possível uma regularidade nos dias de medições, nem um tempo elevado, pois o radiofármaco seria administrado aos pacientes na sequência. No entanto, a cada dia de medição os dosímetros ímpares foram expostos durante, aproximadamente, 3 minutos (sem o avental de proteção plumbífera) e os pares também por aproximadamente 3 minutos, só que com o avental de proteção plumbífera, conforme as Figuras 12 e 13.

**Tabela 3 – Resumo estatístico das doses coletadas, com e sem o avental de proteção plumbífera, no fantoma com fonte de FDG e 10 mCi**

	<b>Dosímetros</b>	<b>N</b>	<b>Média(<math>\mu</math>Sv)</b>	<b>Desvio Padrão(<math>\mu</math>Sv)</b>
<b>Doses</b>	<b>Sem proteção plumbífera</b>	5	44	17
	<b>Com proteção plumbífera</b>	5	54	17
<b>Testes</b>	<b>Teste Levene</b>			p = 1,0
	<b>Teste t</b>			t = - 0,938
	<b>Significância bilateral</b>			p = 0,376
	<b>Diferença média</b>			p = 0,154

Fonte: O Autor.

A Tabela 3 apresenta os dados estatísticos referentes as doses da Tabela 2 onde se tem cinco amostras sem o uso do avental e cinco com o uso do avental (N = 5). Nesse contexto é relatado sobre a média das doses absorvidas sem e com avental de proteção plumbífera. A média consiste em um modelo hipotético com valor criado para resumir os dados coletados, onde foi apresentado o valor de  $44 \pm 17$  para sem o uso do avental e  $54 \pm 17$  com o uso do avental. Outra informação pertinente é o desvio padrão, que consiste na informação de como o modelo corresponde aos dados reais; sem e com o avental seu valor foi de 17. Esses dados são relativamente pequenos em comparação à média, o que significa pouca variação, ou seja, os dados reais se encontram próximos aos valores da média. Sendo assim a representação das médias deveriam ser:  $44 \pm 17$  sem o uso do avental e  $54 \pm 17$  com o uso do avental de proteção plumbífera.

A Tabela 3 também apresenta a estatística teste principal onde apresenta alguns testes a serem analisados. O teste *Levene* testa a hipótese de variância dos dois grupos analisados, ou seja, se são iguais ou significativamente diferentes. Nos dados apresentados como  $p = 1,0$ ,  $p > 0,05$ , o que implica que o teste não é significativo, pois não apresenta diferenças significativas entre as variações das amostras, contendo homogeneidade entre as variações. O teste t apresentou valor de  $-0,938$  com significância unilateral  $0,188$ , o que se apresenta com valor maior que 5% ( $p > 0,05$ ) e possibilidade de variância próximo a 18 %, o tamanho do efeito  $r = 0,29$ , o que representa a possibilidade próxima de 9% na variância total significativa, com diferença média de  $0,154$  entre as doses.

**Tabela 4 - Valores de doses coletados na 2<sup>o</sup> etapa da pesquisa.**

<b>DOSÍMETRO</b>	<b>DOSÍMETRO SEM AVENTAL, ÍMPAR. (mSv)</b>	<b>DOSÍMETRO COM AVENTAL, PAR. (mSv)</b>
<b>1</b>	2,600 ± 0,005	-
<b>2</b>	-	2,800 ± 0,005
<b>3</b>	2,700 ± 0,005	-
<b>4</b>	-	2,700 ± 0,005
<b>5</b>	2,700 ± 0,005	-
<b>6</b>	-	2,900 ± 0,005
<b>7</b>	2,700 ± 0,005	-
<b>8</b>	-	2,800 ± 0,005

Fonte: SAPRA.

A Tabela 4 apresenta doses coletadas na segunda etapa da pesquisa realizada na FCE/UnB com a fonte de <sup>137</sup>Cs durante 24 dias de exposição ininterruptas no primeiro momento para os dosímetros ímpares e posteriormente os pares, conforme as Figuras 14 e 15. Nessa situação as doses foram maiores que 1 mSv, tornando possível que a leitora do Laboratório de dosimetria da SAPRA determinasse o espectro de radiação apresentado em cada um dos dosímetros. Esses valores foram maiores em decorrência da distância entre os dosímetros e a fonte ter sido reduzida para 30 cm, situação feita para não correr o risco de ser insuficiente a dose aferida para determinação do espectro de radiação eletromagnética. Pelo fato dos dosímetros estarem dispostos conforme as Figuras 14 e 15 alguns apresentaram dosagens e espectros de radiações diferentes, apesar da diferença não ser tão significativa.



**Tabela 5 – Resumo estatístico das doses coletadas, com e sem o avental de proteção plumbífera, no fantoma com fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e 194  $\mu\text{Ci}$**

	Dosímetros	N	Média	Desvio Padrão
Doses	Sem proteção plumbífera	4	2,7	0,5
	Com proteção plumbífera	4	2,8	0,8
Testes	Teste <i>Levene</i>			$p = 0,705$
	Teste t			$t = -2,611$
	Significância bilateral			$p = 0,04$
	Diferença média			$p = 0,125$

Fonte: O Autor.

A Tabela 5 apresenta os dados estatísticos referentes as doses da Tabela 4, onde se tem quatro amostras sem o uso do avental e quatro com o uso do avental (N = 4). Nesse contexto é relatado sobre a média das doses absorvidas sem e com avental de proteção plumbífera. A média apresenta valor de 2,7 para sem o uso do avental e 2,8 com o uso do avental. O desvio padrão sem o avental foi de 0,5 e com o avental 0,8. Com essas informações a representação das médias deveriam ser:  $2,7 \pm 0,5$  sem o uso do avental e  $2,8 \pm 0,8$  com o uso do avental de proteção plumbífera.

A Tabela 5 também apresenta a estatística teste principal com teste *Levene* com  $p = 0,705$ ,  $p > 0,05$ , o que implica que o teste não é significativo, pois não apresenta diferenças significativas nas variações das amostras. O teste t apresentou valor de  $-2,611$ , com significância unilateral de 0,02 e com o tamanho do efeito  $r = 0,72$ , o que representa ter mais de 50% de variância total significativa, com diferença média de 0,125 entre as doses.

Os resultados que serão apresentados a seguir são muito significativos para a compreensão de que se ocorre ou não a produção de raio-x característico. As Tabelas 6, 7, 8 e 9, nos mostram os percentuais e o espectro das radiações absorvidas pelos dosímetros ímpares de forma direta, ou seja, sem passar pelo avental de proteção plumbífera.

**Tabela 6 – Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 1, na segunda etapa sem o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	2,6 mSv.
------	----------

<b>RAIO – <math>\gamma</math> Alta Energia</b>	92 %.
<b>RAIO – X 82 keV.</b>	7 %.
<b>RAIO – X 64 keV.</b>	1 %.

Fonte: SAPRA

Na Tabela 6 foi aferido que a dose de 2,6 mSv apresenta 2,4 mSv (92 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,2 mSv (8% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 7 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 3, na segunda etapa sem o avental de proteção plumbífera.**

<b>DOSE</b>	<b>2,7 mSv.</b>
<b>RAIO – <math>\gamma</math> Alta Energia</b>	96 %.
<b>RAIO – X 82 keV.</b>	4 %.
<b>RAIO – X 64 keV.</b>	-

Fonte: SAPRA

Na Tabela 7 foi aferido que a dose de 2,7 mSv apresenta 2,6 mSv (96 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,1 mSv (4% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 8 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 5, na segunda etapa sem o avental de proteção plumbífera.**

<b>DOSE</b>	<b>2,7 mSv.</b>
<b>RAIO – <math>\gamma</math> Alta Energia</b>	98 %.

RAIO – X 82 keV.	2 %.
RAIO – X 64 keV.	-

Fonte: SAPRA

Na Tabela 8 foi aferido que a dose de 2,7 mSv apresenta 2,6 mSv (98 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,05 mSv (2% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 9 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 7, na segunda etapa sem o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	<b>2,7 mSv.</b>
RAIO – $\gamma$ Alta Energia	95 %.
RAIO – X 82 keV.	4 %.
RAIO – X 64 keV.	1 %.

Fonte: SAPRA

Na tabela 9 foi aferido que a dose de 2,7 mSv apresenta 2,6 mSv (95 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,1 mSv (5% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 10 - Resumo estatístico dos percentuais das radiações absorvidas pelos dosímetros ímpares sem o avental de proteção plumbífera.**

	Radiação	N	Média	Desvio Padrão
<b>Percentual</b>	<b>Radiação <math>\gamma</math></b>	4	95 %	3 %
	<b>Raio-x</b>	4	5 %	3 %
<b>Testes</b>	<b>Teste Levene</b>			p = 1,00
	<b>Diferença média</b>			p = 90,50

A Tabela 10 apresenta os dados estatísticos referentes aos percentuais do espectro apresentado nas Tabelas 6, 7, 8 e 9 onde se tem quatro amostras sem o uso do avental (N = 4). Nesse contexto é relatado sobre a média das doses absorvidas, pelo IOE, sem avental de proteção plumbífera. A média apresentada tem o valor de 95 % para radiação  $\gamma$  e 5 % para raio-x, com desvios padrão de 3%; isso implica que as representações das médias deveriam ser:  $95 \pm 3$  % para radiação  $\gamma$  e  $5 \pm 3$  % para raio-x. O teste *Levene* apresenta  $p = 1,0$  contendo homogeneidade entre as variações, com diferença significativa de 90,5 % entre as radiações gama e x.

As Tabelas 11, 12, 13, 14, nos mostram os percentuais e o espectro das radiações absorvidas pelos dosímetros pares passando pelo avental de proteção plumbífera.

**Tabela 11 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 2, na segunda etapa com o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	<b>2,8 mSv.</b>
RAIO – $\gamma$ Alta Energia	69 %.
RAIO – X 82 keV.	24 %.
RAIO – X 64 keV.	7 %.

Fonte: SAPRA

Na Tabela 11 foi aferido que a dose de 2,8 mSv apresenta 1,9 mSv (69 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,9 mSv (31 % da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 12 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 4, na segunda etapa com o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	<b>2,7 mSv.</b>
RAIO – $\gamma$ Alta Energia	55 %.
RAIO – X 82 keV.	40 %.
RAIO – X	5 %.

64 keV.	
---------	--

Fonte: SAPRA

Na Tabela 12 foi aferido que a dose de 2,7 mSv apresenta 1,5 mSv (55 % da radiação) na forma de radiação gama e 1,2 mSv (45% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 13 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 6, na segunda etapa com o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	<b>2,9 mSv.</b>
RAIO – $\gamma$ Alta Energia	73 %.
RAIO – X 82 keV.	27 %.
RAIO – X 64 keV.	0 %.

Fonte: SAPRA

Na Tabela 13 foi aferido que a dose de 2,9 mSv apresenta 2,1 mSv (73 % da radiação) na forma de radiação gama e 0,8 mSv (27% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 14 - Espectro e percentual das doses absorvidas pelo dosímetro 8, na segunda etapa com o avental de proteção plumbífera.**

DOSE	<b>2,8 mSv.</b>
RAIO – $\gamma$ Alta Energia	63 %.
RAIO – X 82 keV.	30 %.
RAIO – X 64 keV.	7 %.

Fonte: SAPRA

Na Tabela 14 foi aferido que a dose de 2,8 mSv apresenta 1,8 mSv (63 % da radiação) na forma de radiação gama e 1,0 mSv (37% da radiação) sendo raio-x.

**Tabela 15 - Resumo estatístico dos percentuais das radiações absorvidas pelos dosímetros pares com o avental de proteção plumbífera.**

	<b>Radiação</b>	<b>N</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
<b>Percentual</b>	<b>Radiação <math>\gamma</math></b>	4	65 %	8 %
	<b>Raio-x</b>	4	35 %	8 %
<b>Testes</b>	<b>Teste <i>Levene</i></b>			p = 1,00
	<b>Diferença média</b>			p = 30,00

A Tabela 15 apresenta os dados estatísticos referentes aos percentuais do espectro apresentado nas Tabelas 11, 12, 13 e 14 onde se tem quatro amostras sem o uso do avental (N = 4). Nesse contexto é relatado sobre a média das doses absorvidas, pelo IOE, com avental de proteção plumbífera. A média apresentada tem o valor de 65 % para radiação  $\gamma$  e 35 % para raio-x. Seus desvios padrão foram 7,832, isso implica que as representações das médias deveriam ser:  $65 \pm 8$  % para radiação  $\gamma$  e  $35 \pm 8$  % para raio-x. O teste *Levene* apresenta p = 1,0 contendo homogeneidade entre as variações, com diferença significativa de 30 entre as radiações gama e x.

## 6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos durante as etapas é possível fazer algumas discussões relevantes. Mesmo as etapas tendo sido realizadas de maneiras e em tempos diferentes, as análises conduzem a conclusões similares e complementares.

Na primeira etapa, dados da Tabela 2, observa-se que nas medições realizadas no mesmo dia, com a fonte  $^{18}\text{F-FDG}$  de 10 mCi pelo período de 3 minutos, as doses aferidas apresentam média de  $44 \pm 17$  mSv sem o avental e  $54 \pm 17$  mSv com o avental, sendo superiores aos dados de Cao (2003).

Analisando as Tabelas 2 e 3 verifica-se que os valores medidos estão muito próximos aos da média, com erro mostrando pouca variabilidade das doses absorvidas. Os grupos, sem avental e com avental, apresentam homogeneidade de variação das amostras entre si. Isso quer dizer que os dosímetros pares, colocados

embaixo do avental de proteção plumbífera, podem apresentar valores de doses maiores dos que foram atingidos diretamente pela radiação, ou seja, que estavam sem avental, dosímetros ímpares, no entanto, pela proximidade dos valores obtidos e levando em consideração os erros não há diferenças significativas entre a quantidade de doses absorvidas. Podemos inferir que isto ocorre devido ao efeito fotoelétrico produzido pela excitação de um elétron do avental de chumbo de sua camada K e a posterior demissão de outro da camada L liberando energia, acarretando acréscimo de energia registrada nos dosímetros pares, corroborando com o trabalho teórico de Fonseca (2012)

A segunda etapa não foi realizada para confrontar a primeira, mas sim aumentar os argumentos dos efeitos já observados. Ao analisarmos os dados das Tabelas 4 e 5, as médias apresentadas são bem maiores do que da primeira etapa,  $2,7 \pm 0,5$ , sem o uso do avental e  $2,8 \pm 0,8$  com o uso do avental. Uma similaridade com a primeira etapa, porém com valores mais expressivos. Do mesmo modo, levando em consideração a média das doses e os erros associados, não há diferença significativa entre as doses captadas pelos dosímetros ímpares, que receberam diretamente a radiação, e os pares que estavam posicionados fixados no fantoma depois do avental de proteção plumbífera.

Com um maior rigor na análise e lembrando de como fora realizado o experimento, situação apresentada nas Figuras 15 e 16, as conclusões voltam a ser as mesmas. Quando a literatura afirma que o efeito fotoelétrico será produzido gerando raio-x característico, essa radiação se espalha por toda a região, ou seja, sua propagação se deu em todas as direções e não de maneira orientada.

Continuando a interpretação dos dados apresentados na 2<sup>o</sup> etapa, observamos o espectro da radiação e os percentuais envolvidos durante o experimento sem o avental de proteção plumbífera, situação essa que comprova os objetivos do estudo. Nas Tabelas 6, 7, 8 e 9, todos apresentam radiação gama em grande quantidade e pouco raio-x. Ao analisar estatisticamente, Tabela 10, verifica-se que há uma homogeneidade entre as radiações absorvidas pelos dosímetros e quantidades muito diferentes entre a radiação gama e raio-x. Na maioria dos casos a quantidade de raio-x captada foi inferior a 5 %, o que pode se considerar com pouco significativo para esse grupo da amostra.

Já nas Tabelas 11, 12, 13 e 14 os percentuais e o espectro são das radiações absorvidas pelos dosímetros pares, que passam pelo avental de proteção plumbífera.

Essa situação apresenta radiação gama, alta energia, afinal, mesmo com o avental de proteção plumbífera, essa radiação não será bloqueada totalmente, ela possui ainda capacidade de atravessar o avental, porém em menos percentual, bem como o IOE sem causar nenhum dano aparente até então estudado. Foi constatado também a presença significativa de raio-x, com percentuais captados com 64 keV e 82 keV, faixa essa que se enquadra no que fora relatado por Eisberg e Resnick (1974), em relação à produção de raio-x característico produzido pelo avental de chumbo. A Tabela 15 mostra a análise estatística onde ocorre homogeneidade das amostras entre si e quantidades significativamente diferentes, mas com valores apreciáveis e consideráveis de radiação gama e de raio-x.

O estudo apresenta dados significativamente relevantes e diferentes ao comparar os percentuais de radiações, gama e raio-x, que foram detectados pelos dosímetros sem e com o avental de proteção plumbífera. Analisando as Tabelas 10 e 15 verifica-se uma diferença significativa entre as médias percentuais das radiações absorvidas pelos dosímetros ímpares e pares, ou seja, sem e com o avental de proteção plumbífera.

Pela análise dos dados coletados, a quantidade média de dose absorvida pelos dosímetros fixados no fantoma não é alterada. Isto pode ser justificado pelo fato do avental de proteção, feito de um material equivalente a 0,5 mm de chumbo, ter atenuado, simultaneamente, a passagem de radiação gama, oriunda da aniquilação do pósitron com o elétron, e produzido dose equivalente de raio-x característico. O que implica inferir que foi mantido os valores das doses, ou seja, sem diferenças significativas em quantidades totais, porém com tipos de radiações diferentes. Sem o avental de proteção plumbífera a média captada foi de:  $95 \pm 3$  % para radiação  $\gamma$  e  $5 \pm 3$  % para raio-x, enquanto com o avental a média é diferente e vale:  $65 \pm 8$  % para radiação  $\gamma$  e  $35 \pm 8$  % para raio-x. Isto posto, conclui-se que os dados são qualitativamente diferentes em relação às radiações eletromagnéticas medidas nos dosímetros pares e ímpares.

## **7 CONCLUSÕES**

O objetivo desse trabalho foi analisar a eficiência dos aventais de proteção plumbífera os níveis, comparando as doses e o espectro das radiações absorvidas,



raios-x e gama, por indivíduos ocupacionalmente expostos em serviços de  $^{18}\text{F}$ -FDG/PET-CT.

A análise dos resultados nas duas etapas corroborou com nossa proposta, que a ação das radiações gama de alta energia provenientes das aniquilações e posterior interação com átomos de chumbo do avental de proteção produz raio-X característicos. Esta radiação é mais prejudicial aos IOE'S em comparação à radiação gama que o atravessa quando não utiliza avental de proteção plumbífera. Comparamos nossos resultados com a literatura e a simulação computacional de Fonseca, Amaral & Campos (2012), o que mostrou coerência entre ambos, ratificando nosso trabalho.

O laboratório de dosimetria (SAPRA), no desempenho de suas funções e através de suas técnicas, que analisam as doses absorvidas pelos dosímetros, discrimina e contabiliza os fótons provenientes da interação, fornecendo a faixa de frequência da radiação captada. Ao fazermos as comparações observamos que os dosímetros pares, que captaram radiação gama e raio-x característico produzido pelo avental de proteção plumbífera, apresentam maior contagem de fótons em comparação aos ímpares que tiveram a captação direta, ou seja, sem o avental. Essa situação se explica pelo efeito fotoelétrico produzido na liberação de elétrons e as sucessivas demãos de elétrons mais externos, liberando energia na faixa do raio-x entre 64 e 82 keV. Mesmo que a quantidade total das doses absorvidas entre os dosímetros ímpares e pares não tenha sido significativamente diferente, afinal, ocorreu uma compensação quase igualitária entre a diminuição de radiação gama e raio-x aferido pelos dosímetros.

Isto posto, fica evidente a importância do estudo em questão devido à significância na busca incessante de melhorar e aprimorar a proteção dos IOE'S. O experimento realizado ratificou o que já havia sido estimado e teorizado pela literatura.

Apesar dos níveis elevados de radiações envolvidas, durante a manipulação e administração do  $^{18}\text{F}$ -FDG para exames de imagem PET/CT não é recomendado o uso de avental de proteção plumbífera pelos IOE'S, em virtude da produção de raio-x característico pelo efeito fotoelétrico ocorrido no átomo de chumbo.

A radiação gama emitida pelo radiofármaco  $^{18}\text{F}$ -FDG possui alta energia e passará pelos corpos dos IOE'S sem causar nenhum dano considerável, afinal a taxa de absorção é muito pequena para esse tipo de radiação.

Essa situação não será a mesma caso a radiação analisada seja o raio-x característico produzido pelo avental. Esse nível de energia é muito absorvido pelo organismo dos IOE'S, causando danos aos mesmos. Outro fato a ser analisado, caso use o avental, é que o efeito fotoelétrico que produzirá a radiação não o fará de maneira orientada, expondo somente o IOE que está manipulando ou administrando o  $^{18}\text{F}$ -FDG no paciente, caso contrário, a radiação se espalharia por todo o ambiente da clínica de imagem, e como a mesma possui uma blindagem com chumbo em suas paredes, causaria uma difícil dissipação dessa radiação.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Amundson, S. A., & et al. (2001). BIOLOGICAL INDICATORS FOR THE IDENTIFICATION OF IONIZING RADIATION EXPOSURE IN HUMANS. *Revista Molecular Diagnostic*, pp. 345-357.
2. Benjamin, G. (SEPTEMBER de 2005). Technologist Radiation Exposure in Routine Clinical Practice with  $^{18}\text{F}$ -FDG PET. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY*.
3. Biral, A. R. (2002). *Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos*. Florianópolis: Insular.
4. Cao, Z. J., Corley, J. H., & Allison, J. (December de 2003).  $^{18}\text{F}$  Protection Issues: Human and -Camera Considerations. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY*.
5. CNEN. (Setembro de 2011). Acesso em 11 de Setembro de 2017, disponível em <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm117.pdf>
6. CNEN. (2011). *COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. FATORES DE PONDERAÇÃO PARA AS GRANDEZAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA. POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01/002:2011. 2011.* Fonte: [http://www.cnen.gov.br: http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/pr301\\_02.pdf](http://www.cnen.gov.br: http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/pr301_02.pdf)
7. CNEN. (11 de 03 de 2014). Fonte: <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>
8. CNEN. (01 de Janeiro de 2014). <Http://www.cnen.gov.br>. Fonte: CNEN: <http://www.cnen.gov.br>
9. Demir, M., & et al. (2010). Radiation doses to technologists  $^{18}\text{F}$  working with F-FDG in a PET center with high patient capacity. *NUKLEONIKA*.
10. Eisberg, R., & Resnick, R. (1974). *QUANTUM PHYSICS OF ATOMS, MOLECULES, SOLIDS, NUCLEI AND PARTICLES*. New York: John Wiley & Sons.
11. Farzan, S., & Min, Y. (28 de June de 2014). Application of urodeoxyglucose positron emission tomography in the management of head and neck cancers. *World Journal of Radiology*.
12. Fiona, R. O., & et al. (March de 2005). Radiation Dose to PET Technologists and Strategies to Lower Occupational Exposure. *Journal of Nuclear Medicine Thecnology*.
13. Fiona, R. O., & et al. (s.d.). Radiation Dose to PET Technologists and Strategies to Lower Occupational Exposure.

14. Flôr, R. D., & Kirchhof, A. C. (maio de 2006). Uma prática educativa de sensibilização quanto à exposição a radiação ionizante com profissionais de saúde. *Revista Brasileira de Enfermagem*, 59(3), pp. 271-8.
15. Flux, G. (2016). The impact of PET and SPECT on dosimetry for targeted radionuclide therapy. *Zeitschrift für medizinische Physik*, pp. 47-59.
16. Fog, L. S., & Collins, P. (2008). Monte Carlo simulation of the dose to nuclear medicine staff wearing protective garments. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*.
17. Fonseca, R. B., Amaral, A. D., & Campos, L. (Abril de 2012). Eficácia de aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo em procedimentos PET usando o método Monte Carlo. *Scientia Plena*, 8(11), p. 1.
18. Guillet, B., Quentin, P., Waultier, S., Bourrelly, M., Pisano, P., & Mundler, O. (3 de September de 2005). Technologist Radiation Exposure in Routine Clinical Practice with 18F-FDG PET. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY*, 33, pp. 175-179.
19. Hays, M. T., & et al. (February de 2002). MIRDOSE Dose Estimate Report No. 19: Radiation Absorbed Dose Estimates from 18F-FDG. 210 *THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE*.
20. Hipermídia. (s.d.). Fonte: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/biblioteca>
21. Holmberg, O., Czarwinski, R., & Mettler, F. (s.d.). The importance and unique aspects of radiation protection in medicine. *European Journal of Radiology*.
22. Huang, B., Law, M. W.-M., & Khong, P.-L. (2009). WHOLE-BODY PET/CT SCANNING: ESTIMATION OF RADIATION DOSE AND CANCER RISK. *RSNA Radiology*, 166-174.
23. ICRP. (17 de January de 1977). RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.
24. Kearns, W. T., & et al. (23 de Junho de 2008). Radiation safety issues with positron-emission/computed tomography simulation for stereotactic body radiation therapy. *Journal of applied clinical medical physics*.
25. Lowe, V. J., & et al. (Setembro de 2003). 18F-FDG PET of Patients with Hu`rthle Cell Carcinoma. *THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE*, 44(9), p. 1402.
26. Martínez, A., & et al. (Janeiro de 2010). An assessment of immediate DNA damage to occupationally exposed workers to low dose ionizing radiation by using the comet assay. *Revista de investigación clínica; organo del Hospital de Enfermedades de la Nutrición*.
27. Masood, K., & et al. (September de 2012). Assessment of Occupational Exposure Among Pakistani Medical Staff During 2007–2011. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*.
28. Mauricio, C. L., & et al. (March de 2011). Nuclear medicine annual external occupational dose distribution: Rio de Janeiro, Brazil, year 2005. *Radiation Protection Dosimetry*.
29. Mori, H., & et al. (December de 2013). Evaluation of the effectiveness of X-ray protective aprons in experimental and practical fields. *Radiol Phys Technol*.
30. Oliveira, R. S., & Carneiro-Leão, A. D. (03 de August de 2007). TÉCNICAS PARA APLICAÇÃO DE FDG-18 NA CLÍNICA MÉDICA ONCOLÓGICA. *Acta Sci. Health Sci.*, 29, pp. 139-143.
31. Pacheco, E. F. (2012). QUANTIFICAÇÃO DA DINÂMICA DE ESTRUTURAS EM IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR NA MODALIDADE PET. *Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle*.
32. Peet, D. J., & et al. (May de 2012). RADIATION PROTECTION IN FIXED PET/CT FACILITIES - DESIGN AND OPERATION. *The British Journal of Radiology*, pp. 643–646.
33. Robilotta, C. C. (2 de 2006). A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. *Rev Panam Salud Publica.*, 20(3), pp. 134-42.
34. Saha, G. B. (2003). *Fundamentals of Nuclear Pharmacy* (5ª Edição ed.). (Springer-Verlag, Ed.) Cleveland: Springer-Verlag.
35. SAPRA. (2017). Acesso em 2017, disponível em Sapr Landauer Copyright: <http://www.sapralandauer.com.br>
36. Sarmento, D. M. (2016). Avaliação dos níveis de radiação ambiental no laboratório de tomografia por emissão de pósitrons acoplada a tomografia computadorizada, micropet/CT. *INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES Autarquia associada à Universidade de São Paulo*.
37. Scaff, L. A. (1997). *Física da Radioterapia* (1ª Edição ed.). (Savier, Ed.) São Paulo: CLR Balieiro Editores Ltda.
38. Schleipman, A. R., & Gerbaudo, V. H. (December de 2012). Occupational Radiation Dosimetry Assessment Using an Automated Infusion Device for Positron-Emitting Radiotracers. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY*.

39. Tauhata, L., & et al. (2013). *Radioproteção e Dosimetria* (9º Edição ed.). (I. D. Dosimetria, Ed.) Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear.
40. Therapy., T. I. (s.d.). The impact of PET and SPECT on dosimetry for targeted radionuclide therapy. .
41. Videira, H. S. (2014). Implantação de um processo comercial de produção de doses do radiofármaco 18F-FDG. *Implantação de um processo comercial de produção de doses do radiofármaco 18F-FDG*. Curitiba, Paraná, Brasil: Universidade Federal do Paraná.
42. Webb, A. (2003). *INTRODUCTION TO BIOMEDICAL IMAGING*. Urbana: John Wiley & Sons, Inc.
43. Welch, M. J., & Redvanly, C. S. (2003). *Handbook of Radiopharmaceuticals*. (1º Edição ed.). Chichester: Jhon Wiley & Sons Ltda.
44. Wernick, M. N., & Aarsvold, J. N. (2004). *Emission Tomography. The Fundamentals of PET and SPECT*. San Diego: Elseiver Academic.
45. Workman, R. B., & Coleman, R. E. (2006). *PET/CT Essentials for Clinical Practice*. Charleston: Springer.
46. Xavier, A. M., & et al. (2014). *Princípios Básicos De Segurança E Proteção Radiológica* (4º Edição ed.). (C. N. Nuclear, Ed.) Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
47. Zielinski, J. M., Shilnikova, N. S., & Krewski, D. (17 de October de 2008). CANADIAN NATIONAL DOSE REGISTRY OF RADIATION WORKERS: OVERVIEW OF RESEARCH FROM 1951 THROUGH 2007. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*.