AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**Avaliação dos níveis de radiação ambiental no laboratório de tomografia por
emissão de pósitrons acoplada a tomografia computadorizada, microPET/CT**

Daniele Martins Sarmiento

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Janete Cristina G. G. Carneiro

São Paulo

2016

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Avaliação dos níveis de radiação ambiental no laboratório de tomografia por
emissão de pósitrons acoplada a tomografia computadorizada, microPET/CT**

Daniele Martins Sarmento

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Janete Cristina G. G. Carneiro

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2016

À minha família
Detimar, Nilza, Denis e Débora

AGRADECIMENTOS

À Dra. Janete Carneiro, pela orientação dedicada e ajuda.

Ao M.Sc. Peterson Squair Lima, por toda paciência e disponibilidade.

Ao Dr. Gian-Maria A. A. Sordi, por sempre dividir seu conhecimento.

Ao Dr. Demerval Leônidas Rodrigues, por estar disposto a ajudar desde a época do meu TCC.

À minha tia Antônia Martins, por me incentivar.

A todos meus familiares e amigos que sempre acreditaram que era possível.

Ao IPEN, pela oportunidade de ingressar na pós-graduação.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, participaram e ajudaram no desenvolvimento e conclusão desse trabalho.

AVALIAÇÃO DOS NÍVEIS DE RADIAÇÃO AMBIENTAL NO LABORATÓRIO DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS ACOPLADA A TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA, MICROPET/CT

Daniele Martins Sarmento

RESUMO

O sistema microPET/CT é um importante equipamento utilizado nas pesquisas de imagem diagnóstica em pequenos animais. O radiofármaco mais usado nesta tecnologia é o fluordeoxiglicose marcado com flúor-18. Este estudo tem como objetivo efetuar o controle radiológico no laboratório de pesquisa microPET/CT do Centro de Radiofarmácia do IPEN-CNEN/SP, de forma a satisfazer tanto as normas nacionais como as recomendações internacionais. O laboratório está classificado pela equipe de radioproteção da instalação como área supervisionada, nas quais embora não seja obrigatória a adoção de medidas específicas de proteção e segurança, devem ser submetidas reavaliações regulares das condições do ambiente de trabalho. Visando assegurar a proteção radiológica dos trabalhadores diretamente envolvidos no manuseio do equipamento, realizou-se o monitoramento do local de trabalho e a avaliação do controle de dose individual. Inicialmente foi feito o monitoramento pré-operacional, isto é, o levantamento radiométrico no laboratório. Além disso, mediu-se nível de radiação externa nas instalações do laboratório e suas adjacências, por meio da colocação de nove dosímetros termoluminescentes (TL) de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, em locais previamente selecionados. Os indivíduos ocupacionalmente expostos foram avaliados mensalmente por meio do uso de dosímetros TL posicionados no tórax e por medidas de corpo inteiro, tomadas a cada seis meses. O período do estudo foi de dois anos, com início em abril de 2014. Para o controle do microPET/CT realizou-se testes de desempenho de acordo com o protocolo padrão do equipamento e em conformidade com a norma desenvolvida pela força tarefa para estudos com PET em animais “*Animal PET Standard Task Force*”. O presente estudo permitiu demonstrar que os níveis de radiação das áreas (estimativas de dose ambiente e dose efetiva), assim como a blindagem do equipamento estão adequados de acordo com os limites da exposição ocupacional. Ressalta-se a importância de se seguir rigorosamente os princípios de radioproteção, já que se trata de pesquisas com fontes radioativas não seladas.

EVALUATION OF AMBIENT RADIATION LEVELS IN POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY/COMPUTED TOMOGRAPHY IN MICROPET/CT LABORATORY

Daniele Martins Sarmento

ABSTRACT

Micro PET/CT scanner is an essential tool generally used for small animal molecular imaging. Fluorine-18-labeled fluorodeoxyglucose is the most widely used radioisotope in this technique. The present study aimed to evaluate the radiation levels in a micro PET/CT research laboratory of the Radiopharmacy Center at IPEN-CNEN / SP, in order to accomplish both national standards and international recommendations. The radioprotection team has classified the laboratory as supervised area; even this laboratory does not require the adoption of specific measures for protection and safety, should be done regular re-evaluation of the conditions of occupational exposures. Workplace monitoring and individual control assessment were carried out to ensure the radiological protection of all workers directly involved in handling the scanner. Initially, there was conducted a radiometric survey, as well as measurements of the external radiation level in the workplace and its surroundings. To achieve this goal, there were placed nine thermoluminescent dosimeters of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ in preselected locations. Monthly evaluations of the occupationally exposed individuals were carried out through the use of TL dosimeters, ported in the workers' chest. Moreover, whole body measurements were performed every six months. The study period was about two-years which started in April 2014. All tests to evaluate micro PET/CT performance were based on the standard protocol of the equipment in accordance with the standard developed by the Animal PET Standard Task Force. Present study's results demonstrated that the ambient radiation levels (ambient and effective estimated radiation dose), as well as the effective shielding equipment are both adequate. This study emphasizes that it is essential to strictly follow the principles of radioprotection in workplace, whenever researches involve radioactive unsealed sources.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
1.1 Considerações gerais	12
1.2 Finalidade e objetivos	15
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1 Tomografia por emissão de pósitrons, PET	16
2.2 Fusão de imagens PET/CT e suas vantagens	18
2.3 Principais aplicações do PET e PET/CT	19
2.4 Equipamento de imagem Albira: MicroPET/SPECT/CT	19
2.4.1 Módulo PET Albira	21
2.4.2 Módulo SPECT Albira	22
2.4.3 Módulo CT Albira	23
2.5 Estudo dos parâmetros físicos do microPET	24
2.6 Radioproteção - Exposição ocupacional decorrente das práticas com PET/CT	25
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	27
3.1 Interação da radiação com a matéria	27
3.1.1 Considerações gerais	27
3.1.2 Principais interações da radiação eletromagnética	32
3.2 Principais grandezas e unidades de proteção radiológica	35
3.2.1 Atividade, A	35
3.2.2 Exposição, X	35
3.2.3 Kerma, K	36
3.2.4 Fluência, Φ	36
3.2.5 Dose absorvida, D	37

3.2.6 Dose equivalente, HT	37
3.2.7 Equivalente de dose	38
3.2.8 Dose efetiva, E	38
3.3 Princípios básicos de proteção radiológica	39
3.4 Restrição de dose, níveis de referência ocupacionais e classificação de áreas	40
3.4.1 Restrição de dose	40
3.4.2 Níveis de Registro e de Investigação	41
3.4.3 Classificação de áreas	41
3.5 Programa de monitoramento da radiação ionizante para o trabalhador	42
4. MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1 Local de estudo: Centro de Radiofarmácia	43
4.2 Etapa 1 - Monitoramento do local de trabalho - pré-operacional	43
4.3 Etapa 2 - Dosimetria termoluminescente, TLD - Local de trabalho	44
4.4 Etapa 3 - Monitoramento individual	46
4.5 Etapa 4 - Realização de testes de desempenho do microPET/CT	46
4.6 Etapa 5 - Interpretação dos resultados	48
4.7 Estimativa das Incertezas	48
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
5.1 Avaliação do local de trabalho	50
5.1.1 Medidas do nível de radiação de fundo (BG) do laboratório	50
5.1.2 MicroPET/CT operando os módulos: PET e PET/CT	50
5.1.3 Avaliação do equivalente de dose ambiente	54
5.2 Monitoramento Individual	57
5.3 Testes de desempenho no microPET/CT	58
5.3.1 Módulo PET	58
5.3.1.1 Resolução espacial	59

5.3.1.2 Sensibilidade	68
5.3.1.3 Fração espalhada, perdas de contagem e as medidas de eventos aleatórios	70
5.3.2 Módulo CT - Teste de Radiação de fuga	73
6. CONCLUSÕES	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78
ANEXO A	82
ANEXO B	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas PET.	17
Figura 2.2 Equipamento de imagem Albira, unidades A,(zona de acesso) B (sistema de aquisição de imagem) e C (sensores eletrônicos).	20
Figura 2.3 Sistema de aquisição de imagem pré-clínica.	21
Figura 2.4 (a) Módulo de imagem PET Albira; (b) sensor PET.	22
Figura 2.5 Módulo SPECT Albira.	22
Figura 2.6 Módulo de imagem CT Albira.	23
Figura 3.1 Núcleo atinge o estado fundamental, emite a energia excedente sob forma de radiação γ .	29
Figura 3.2 Emissão da radiação β .	30
Figura 3.3 Valores de número atômico e energia em que predomina cada interação.	33
Figura 4.1 (a)Câmara de ionização Radcal, Modelo 9010 (10x5-1800); (b) montagem do tripé com a câmara de ionização.	44
Figura 4.2 Disposição dos nove dosímetros TL no laboratório microPET/CT.	45
Figura 4.3 (a) movimentação da fonte no sentido radial, nos eixos x e y; (b) fonte de ^{22}Na puntiforme encapsulada em material de acrílico; (c) molde de isopor do tamanho da FOV do detector microPET; (d) imagem da câmera interna, do centro da FOV do detector.	47
Figura 4.4 Simulador cilíndrico de PMMA (polimetilmetacrilato) para testes com radionuclídeos.	48
Figura 5.1 Distância das medidas realizadas da porta do visor de vidro plumbífero até a mesa do operador, utilizando o módulo PET do equipamento.	51
Figura 5.2 Visualização do equipamento com a porta do visor de vidro plumbífero fechada (a) e aberta (b).	51
Figura 5.3 Distância das medidas realizadas utilizando o módulo PET/CT do equipamento.	53
Figura 5.4 Representação da movimentação da fonte ^{22}Na , do centro para as extremidades.	59

- Figura 5.5** Representação da gaussiana formada nos três cortes transversal, coronal e sagital. 60
- Figura 5.6** Imagem gerada do teste de sensibilidade. 69
- Figura 5.7** Pontos selecionados na blindagem para medidas de radiação de fuga. 74

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 Resolução espacial em "X" transversal e coronal	66
Gráfico 5.2 Resolução espacial em "X" sagital	66
Gráfico 5.3 Resolução espacial em "Y" transversal e coronal	67
Gráfico 5.4 Resolução espacial em "Y" sagital	67
Gráfico 5.5 Tempo x Contagens	72
Gráfico 5.6 Tempo x Atividade	72
Gráfico 5.7 Atividade x Contagens	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 Limites de doses anuais	40
Tabela 4.1 Fontes de incertezas do tipo B	49
Tabela 5.1 Média da taxa de dose obtida no módulo PET	52
Tabela 5.2 Média da taxa de dose obtida no módulo PET/CT	53
Tabela 5.3 Resultados do equivalente de dose ambiente (em mSv) no período estudado	55
Tabela 5.4 Média equivalente de dose ambiente (mSv) no período estudado	56
Tabela 5.5 Dose efetiva dos IOEs no período estudado	58
Tabela 5.6 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) na posição 0 em "X" e "Y" (mm)	61
Tabela 5.7 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "X" direita (mm)	62
Tabela 5.8 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "X" esquerda (mm)	63
Tabela 5.9 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "Y" superior (mm)	64
Tabela 5.10 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "Y" inferior (mm)	65
Tabela 5.11 Resultados das medidas realizadas durante o decaimento da fonte de ^{18}F -FDG com atividade de 51,8 MBq	71
Tabela 5.12 Taxa de dose nos 12 pontos da blindagem	75

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações gerais

Na última década têm ocorrido avanços tecnológicos significativos na medicina nuclear, com o objetivo de melhorar a precisão do diagnóstico e consequentemente o prognóstico. A imagiologia médica é a avaliação de tecidos e funções orgânicas do corpo humano, normais e anormais, por meio de imagens. Entre as diversas técnicas de diagnóstico clínico por imagem, evidencia-se a Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography*, CT), com reconstrução 3D, e a Tomografia por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography*, PET) [1].

Uma imagem CT resulta do processamento por computador da informação recolhida, após o paciente submeter-se a uma sucessão de exposições com raios X. Tecidos com diferentes composições absorvem a radiação de forma diferente, ou seja, tecidos mais densos (como o fígado), ou com elementos mais pesados (como o cálcio, presente nos ossos), absorvem mais radiação que os tecidos menos densos (como o pulmão, que está cheio de ar), produzindo assim uma imagem anatômica dos órgãos [1, 2].

Uma imagem PET é formada pela localização do processo de aniquilação de pósitrons emitidos por radionuclídeos. Estes radionuclídeos são ligações químicas entre um elemento radioativo e uma molécula capaz de participar num determinado processo metabólico (atividade metabólica de células e órgãos), e que é injetado no paciente [1].

No Brasil, a tecnologia PET foi introduzida em 1998, no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. As imagens PET são exclusivamente realizadas com Fluorodeoxiglicose, ^{18}F -FDG [3]. Esse composto consiste de uma molécula de glicose marcada com o radioisótopo ^{18}F . O FDG é absorvido e metabolizado por uma grande variedade de células.

Uma característica importante do radiofármaco ^{18}F -FDG é a sua meia vida de 110 minutos, relativamente longa, o que permite transportá-lo de um ciclotron (local onde é produzido) até o Serviço de Medicina Nuclear (SMN), onde será utilizado, num tempo máximo de 2-3 horas [4].

Em oncologia, a imagem PET é formada pelo aumento da captação de glicose pelas células cancerosas, já que estas metabolizam a glicose em taxas mais altas que as células de um tecido normal. Dessa forma, um procedimento usando FDG pode identificar um câncer primário ou metastático antes que as evidências estruturais da doença estejam presentes [5].

De maneira similar à atividade das células cancerosas, outros processos inflamatórios, como a atividade metabólica no cérebro, no coração e em outros órgãos, podem captar a glicose independentemente da existência de tumores, o que possibilita o uso do ^{18}F -FDG também em exames PET, para finalidades não oncológicas [4].

Os componentes do PET e do CT podem ser operados separadamente ou de modo combinado, montados dentro de um único *gantry* (sistema mecânico de movimento, suporte rotacional). A tecnologia PET-CT une as técnicas da Medicina Nuclear (PET) com a Radiologia (CT) apresentando vantagem em relação às outras modalidades de diagnóstico por imagem, já que tem a capacidade de avaliar o metabolismo das lesões, demonstrando a presença de alterações funcionais antes mesmo que a anatomia seja afetada, o que permite um diagnóstico precoce e mais preciso [5].

O sucesso de PET *scanners* em humanos levou, naturalmente, ao interesse da indústria farmacêutica e empresas biomédicas a iniciarem, na década de 1990, o desenvolvimento dos scanners PET para animais de pequeno porte, os microPET *scanners*, com propósito de dar continuidade às pesquisas. Os principais fatores que impulsionaram seu desenvolvimento foram a inadequação dos *scanners* existentes para estudos em camundongos, ratos etc., além das questões legais no uso de dispositivos humanos em animais de pequeno porte. O preço do *scanner* foi também um fator importante a ser

considerado, pois a diferença nas dimensões físicas de um microPET, em comparação com um PET para aplicação em humanos, seria muito menor [6].

Estes sistemas apresentam ainda a vantagem nas pesquisas com animais de pequeno porte, apresentando melhor a resolução espacial, possibilitando a realização de testes pré-clínicos com drogas (novos medicamentos) destinadas ao tratamento de tumores em humanos. O desenvolvimento paralelo de sistemas microPET é também claramente vantajoso para o desenvolvimento de PET *scanners* para uso em humanos, viabilizando a transferência de tecnologia [6].

Os marcadores de alta energia utilizados para estudos de PET/CT, essencialmente, requerem uma blindagem adequada, de modo a garantir que as condições de trabalho sejam aceitavelmente seguras e satisfatórias para os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) no desempenho de suas tarefas. Os raios gama altamente energéticos emitidos pelo ^{18}F (511 keV) podem acarretar uma dose de corpo inteiro mais elevada para os trabalhadores do que para aqueles que utilizam os traçadores marcados com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ou ^{123}I na medicina nuclear convencional [7].

Este trabalho de pesquisa visa a utilização de técnicas de monitoramento ambiental e individual para avaliar o nível de radiação no ambiente, além de estimar as doses dos IOEs envolvidos nas pesquisas com o microPET/CT (condições radiológicas do local de trabalho).

O programa de monitoração ambiental irá assegurar que as condições de trabalho sejam aceitavelmente seguras e satisfatórias para os indivíduos ocupacionalmente expostos e que os níveis de dose estabelecidos pela autoridade regulatória no Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, tanto para áreas livres quanto para áreas controladas, não sejam ultrapassados [8].

1.2 Finalidade e objetivos

Este trabalho tem como finalidade realizar o controle radiológico nas dependências físicas do laboratório de Pesquisa&Desenvolvimento, do Centro de Radiofarmácia (CR) do IPEN, o qual possui atualmente um sistema microPET/SPECT/CT Albira. Este estudo envolve o controle do microPET/CT, utilizado para fins de pesquisa em animais de pequeno porte.

Para alcançar a finalidade deste estudo será necessário estabelecer os objetivos a seguir:

1. Realizar o monitoramento pré-operacional no local de trabalho, isto é, avaliar os níveis de radiação nas áreas em contato com o laboratório, onde está instalado o microPET/SPECT/CT, utilizando um equipamento portátil;
2. Efetuar o monitoramento de área dos laboratórios, identificando os locais com maior probabilidade de exposição à radiação externa, e colocar os detectores, dosímetros termoluminescentes (TLD), no ambiente (teste operacional);
3. Avaliar a exposição ocupacional tanto de área como individual na utilização do sistema microPET/CT;
4. Realizar testes de desempenho do sistema microPET segundo a norma NEMA NU 4-2008 [9], para animais de pequeno porte, com intuito de analisar parâmetros como resolução espacial, sensibilidade e fração de espalhamento, por meio da utilização de simulador padrão e fonte puntiforme.
5. Comparar os resultados dos testes de desempenho obtidos com o protocolo padrão, pré-estabelecido pelo fabricante do equipamento.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Tomografia por emissão de pósitrons, PET

A tomografia por emissão de pósitrons é um estudo em que a detecção de coincidência de dois fótons com energia de 511 keV, liberados do processo de aniquilação entre pósitrons emitidos pelo radiofármaco e elétrons do meio, é usada a fim de verificar a distribuição e cinética do radiofármaco emissor de pósitrons, in vivo. [4, 10]

O sistema de detecção do equipamento PET consiste em um anel com detectores (materiais cintiladores¹) distribuídos ao longo de si, associados a circuitos eletrônicos que identificam os fótons provenientes de cada aniquilação. Cada aniquilação é registrada como um único evento, ocorrido em um ponto sobre a linha que une os dois sítios de detecção, a Linha de Resposta (LOR). Esse sistema é chamado de sistema de detecção de coincidência (Figura 2.1). Nele também se pode distinguir os fótons secundários sem a necessidade dos colimadores de chumbo, o que aumenta a sensibilidade; a colimação utilizada é a eletrônica, onde os pares de fótons que são detectados em diferentes posições, dentro de um intervalo de tempo muito curto, caracterizam uma coincidência e constituem um evento [4].

¹Materiais Cintiladores: geralmente cristais, transformam a energia cinética da radiação incidente em luz detectável pelas fotomultiplicadoras [11].

Figura 2.1 Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas PET [3].

Atualmente, os sistemas modernos de PET são equipamentos híbridos, acoplados com tomografias computadorizadas e/ ou ressonâncias magnéticas e são formados por mais de 20 mil elementos de detecção dispostos em anéis adjacentes, que registram eventos de coincidência dentro de intervalos da ordem de nanossegundos [3, 4].

O arranjo de detectores é montado em um *gantry* e faz um círculo completo ou parte de um círculo ao redor do paciente, permitindo a aquisição de dados de vários ângulos de projeções simultâneas e permitindo a redução de artefatos causados pela movimentação do paciente. A adição de um circuito de coincidência a uma gama câmara convencional de duas cabeças também possibilita seu uso para adquirir imagens com emissor de pósitrons, desde que a espessura do cristal e o sistema permitam esse tipo de modificação. Dentre os modelos existentes, pode haver diferença no tipo de cristal (os cristais mais usados são os cristais de Ortosilicato de Lutécio (LSO) ou de Iodeto de Sódio,

(NaI), no número de anéis de detectores e se são ou não acoplados a um aparelho de tomografia computadorizada ou ressonância magnética [3].

Atualmente, o PET é o procedimento mais avançado e sofisticado no campo da medicina nuclear, é uma técnica poderosa de imagem metabólica que usa radionuclídeos emissores de pósitrons como traçadores metabolicamente ativos, ou seja, uma molécula biológica que carrega um emissor de pósitrons como o ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ou o ^{18}F [4, 10].

A tomografia computadorizada, CT, utiliza raios X com a tecnologia computacional, mostra a anatomia dos órgãos e possibilita realizar imagens precisas da localização, tamanho e formato do tumor/ lesões de um órgão.

No Brasil, praticamente todo o parque de PET-Scans instalado corresponde a equipamentos PET/CT.

Por uma questão técnica, toda imagem PET necessita obrigatoriamente da chamada “correção de atenuação”. Sem isso, as imagens perdem qualidade e não podem ser quantificadas. Nos equipamentos PET/CT a correção de atenuação é feita a partir das imagens da CT [12].

2.2 Fusão de imagens PET/CT e suas vantagens

O aparelho realiza os dois exames para avaliar o metabolismo celular e anatomia de corpo inteiro, possibilitando diagnósticos mais precisos, detecção de enfermidades no estágio inicial, planejamento radioterápico, monitoramento e a escolha de um tratamento mais eficaz, dependendo de cada caso.

A fusão das Imagens de PET e CT permitem um melhor diagnóstico pela integração e visualização nos exames. Enquanto o PET mostra imagens de atividades do metabolismo celular (informação funcional) a CT mostra anatomia dos órgãos o que permite localizar a região, tamanho e formato do tumor. Além disso, não é necessário deslocar e reposicionar o doente em cada um dos sistemas separadamente. O uso de dados de CT, no sentido da correção de atenuação dos dados PET, evita uma aquisição longa em PET, que antigamente era feita em relação às fontes radioativas externas e, conseqüentemente,

diminuição do tempo total de aquisição PET/CT. O sistema PET/CT permite também um relatório clínico mais completo, pois contém a fusão das imagens funcionais e anatômicas [4].

2.3 Principais aplicações do PET e PET/CT

A técnica PET tem sido usada basicamente em três áreas importantes do diagnóstico clínico: oncologia [85%], seguida da neurologia/ psiquiatria [10%] e cardiologia [5%]. A maior aplicação está na oncologia, proporcionando a detecção, localização e estadiamento de tumores; na neurologia e psiquiatria, possibilita a avaliação de demência, convulsões, distúrbios de movimento e diagnóstico de enfermidades, como o mal de Alzheimer e na cardiologia, onde atua principalmente nos problemas relacionados às artérias coronarianas [13].

A utilização dos sistemas PET/CT tem crescido nos últimos anos, na comunidade médica. A fusão das imagens funcionais e anatômicas, realizadas em PET e CT, respectivamente, permite o desenvolvimento de um melhor diagnóstico, em oncologia clínica, assim como uma melhor assistência e benefício ao paciente [1].

2.4 Equipamento de imagem Albira: MicroPET/SPECT/CT

O equipamento de imagem Albira, ilustrado na Figura 2.2, combina as técnicas de imagem de Tomografia por Emissão de Pósitron (PET), de tomografia por emissão de fóton único (SPECT) e Tomografia Computadorizada (CT), para uso com animais de pequeno porte por meio de uma grande variedade de campos de pesquisa (pré-clínica). O projeto do sistema modular permite a escolha de uma ou outra combinação dessas modalidades [14, 15].

O Equipamento de imagem Albira possui quatro unidades:

Figura 2.2 Equipamento de imagem Albira, unidades A,(zona de acesso) B (sistema de aquisição de imagem) e C (sensores eletrônicos) [15].

A) A unidade de preparação do animal (zona de acesso ou maca) contém o sistema de movimento de translação que permite o acesso do animal para a realização dos procedimentos de rotina.

B) O sistema de aquisição de imagem no qual é possível instalar os módulos PET, CT e SPECT. O equipamento presente no laboratório Microbiológico do Centro de Radiofarmácia possui atualmente os três módulos, todos com data de instalação; o PET em 25/02/2013, o CT em 29/11/2013 e o SPECT em 08/08/2014. O equipamento está monitorado por sensores com sistema de alarme redundantes para restringir o acesso ao pessoal de serviço autorizado.

C) A unidade inferior do sistema contém os subsistemas de sensores e eletrônicos associados para aquisição das imagens e controle.

D) A unidade de controle é constituída por dois computadores externos, onde um é utilizado pelo sistema de aquisição e processamento e o outro, para armazenamento dos dados produzidos (imagens).

A Figura 2.3 apresenta um esquema da aquisição de imagem similar ao disponível no IPEN.

Figura 2.3 Sistema de aquisição de imagem pré-clínica [15].

2.4.1 Módulo PET Albira

O módulo de imagem PET Albira está alojado na região inicial do sistema de aquisição de imagem. O PET é um dispositivo modular que pode ser configurado com 1, 2 ou 3 anéis (8 detectores PET por anel – “instalado com 2 anéis”, Fig.2.4.a.) O desempenho do sistema (resolução, sensibilidade e campo de visão, ou FOV - field of vision) melhora com a adição de cada anel. Cada sensor PET consiste em um cristal contínuo, uma fotomultiplicadora (PSMT), e uma rede de captação de sinais, como mostra a Figura 2.4 (a) e (b) [14, 15].

Figura 2.4 (a) Módulo de imagem PET Albira; **(b)** sensor PET [14, 15].

2.4.2 Módulo SPECT Albira

O módulo de imagem SPECT está alojado na região central do sistema de aquisição de imagem (Figura 2.5). As componentes centrais da gama câmara são: os colimadores (pinhole única ou multi-pinhole), uma cintilação contínua cristal e uma fotomultiplicadora (PSMT). As placas SPECT são projetadas para alta portabilidade e pequeno ruído eletrônico. Portanto, o módulo SPECT Albira, como um todo, tem um pequeno ruído eletrônico, o que é necessário para obter imagens de alta resolução [15].

Figura 2.5 Módulo SPECT Albira [15].

2.4.3 Módulo CT Albira

O módulo de imagem CT está alojado no sistema de aquisição de imagem (Figura 2.6), de forma que fique em plano paralelo com os dois módulos PET e SPECT, pois fornece uma imagem anatômica que atua como uma referência útil para imagens funcionais. O CT utiliza um tubo de raios X de aplicações industriais com ponto focal nominal de 35 μm , adequado para obtenção de imagens de pequenos animais. O ânodo é feito de tungstênio. A tensão para o tubo de raios X do módulo Albira CT pode ser ajustada para 35 ou 45 kV com 400 ou 800 μA . Normalmente o tubo de raios X é projetado para trabalhar entre 10 e 50 kV com corrente máxima de 1 mA. Ajustes de energia dos raios X podem ser feitos para minimizar a dose de raios X ou maximizar a qualidade da imagem, quando necessário. O detector (*Flat Panel*) é construído em formato de matriz permitindo subunidades de alta resolução (50 μm) ao longo de grandes áreas. O sensor é formado por uma matriz de 2400 x 2400 pixels. Isso se traduz em uma área de detecção 2D de 120 mm x 120 mm, possibilitando a visualização da imagem total de um animal (camundongo) em uma única rotação [15, 16].

Figura 2.6 Módulo de imagem CT Albira [15].

A montagem do sistema é feita com as partes de aquisição de imagem e dois computadores. O controle operacional do sistema de imagem Albira é realizado por meio de uma interface software Albira Suite [15, 16].

2.5 Estudo dos parâmetros físicos do microPET

Apesar do desempenho de um equipamento PET não depender apenas dos detectores, mas do projeto do tomógrafo como um todo, é importante observar se há variação de parâmetros físicos fornecidos pelo fabricante. Assim alguns testes, entre eles, de resolução, sensibilidade, uniformidade e campo de visão (FOV), são fundamentais para verificar o cumprimento das principais características de funcionamento do sistema. O uso de um simulador de avaliação padrão pode indicar se há variações no desempenho e no controle do equipamento [17].

No Brasil as normas para o PET/CT humano podem ser seguidas por meio da realização dos testes de controle de qualidade para PET, PET/CT e CT (*Quality Assurance for PET and PET/CT Systems* [18], CNEN NN 3.05 [19] e Anvisa (1998) [20]; nestas normas são descritos os limites para os indivíduos ocupacionais e parâmetros funcionais dos equipamentos.

Em relação aos equipamentos pré-clínicos é importante avaliar e padronizar os testes realizados no país, sendo que equipamentos para animais de pequeno porte tem padrões diferentes dos PET humanos.

Neste contexto, recomenda-se utilizar a publicação da Associação dos Fabricantes dos Equipamentos Elétricos e de Imagem Médica, NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*). Esta norma nacional americana fornece um fórum para o desenvolvimento de normas técnicas de interesse da indústria e de seus usuários [21].

No caso dos microPET recomenda-se a utilização da publicação NEMA NU 4-2008 [9] que propõe uma metodologia padronizada para avaliar o desempenho dos sistemas microPET projetados para a imagem de animais de pequeno porte [9, 21].

A norma estabelece uma linha de base de desempenho do sistema, em condições normais de imagem, independentes do projeto da câmara, e se aplica a uma ampla variedade de modelos de câmara e geometrias. Representa um subconjunto de medidas que caracterizam o desempenho dos PETs com

objetivos específicos, que são encontrados em laboratórios de imagem de pequenos animais. Este subconjunto é considerado comum a todos os tomógrafos existentes no momento da publicação [9].

2.6 Radioproteção - Exposição ocupacional decorrente das práticas com PET/CT

Como mencionado anteriormente, o ^{18}F é o radionuclídeo utilizado no Brasil e sua administração nos estudos/ procedimentos PET é feita utilizando o radiofármaco fluordeoxiglicose, FDG. Devido à alta energia dos fótons originados e do aumento do número de exames PET no Brasil, é necessário otimizar as técnicas de utilização do ^{18}F -FDG para garantir o cumprimento das diretrizes de proteção radiológica, dispostos nas normas CNEN-NN-3.01 [8] e Anvisa 1998 [20]. Assim, uma das metas deste trabalho é avaliar a exposição ocupacional (irradiação externa e contaminação interna) dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos, IOEs, envolvidos nas pesquisas, identificando as etapas do processo onde possam ocorrer os maiores níveis de exposições.

De acordo com o estudo de KUBO [4] e outros estudos encontrados na literatura [22, 23] doses recebidas pelos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) nos Serviços de Medicina Nuclear podem ser elevadas principalmente nas mãos, o que justifica uma preocupação constante de otimização da radioproteção e acompanhamento realístico das doses individuais. As exposições externas podem ser minimizadas, por exemplo, por meio de treinamento dos IOEs e blindagens adicionais, a fim de reduzir as doses durante os procedimentos. As tarefas em que os IOEs recebem os maiores níveis de exposição à radiação incluem a preparação do radiofármaco; a verificação da atividade do radiofármaco a ser injetado, administração de radiofármacos aos pacientes; realização de tarefas perto dos pacientes, após estes terem sido injetados; acompanhamento do paciente antes, durante e após o exame; bem como o controle de qualidade dos equipamentos, utilizando fontes seladas ou não seladas.

Dados do Relatório UNSCEAR 2008 [24] relatam que a exposição ocupacional dos técnicos que realizam procedimentos PET pode ser bastante elevada, com valores de 3, 10 e 12 mSv. Estes valores de dose são superiores

aos valores encontrados, em média de 3 e 2 mSv para os técnicos que realizam outros procedimentos na medicina nuclear convencional. Embora a exposição ocasionada pelas emissões do ^{18}F -FDG seja superior à exposição ocasionada por outros radiofármacos (^{67}Ga , ^{201}Tl etc.), utilizados em procedimentos de medicina nuclear convencional ela não representa risco maior para os IOEs. [24].

A Publicação do UNSCEAR 2008 [24] reporta que as doses ocupacionais recebidas nos procedimentos CT são muito pequenas e a técnica não representa uma fonte significativa de exposição ocupacional. Isso se deve à alta colimação do feixe primário de raios X e consequentemente pequenos níveis de radiação espalhada. Em todas as unidades de CT, a radiação de fuga é praticamente zero. A sala de controle, onde fica o técnico, de uma instalação projetada para CT não representa uma fonte significativa de radiação [24].

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Interação da radiação com a matéria

3.1.1 Considerações gerais

As radiações ionizantes são ondas eletromagnéticas (fótons de raios X ou gama) ou partículas; elétrons, prótons e nêutrons capazes de excitar, ionizar e/ou ativar átomos da matéria com a qual interagem. As radiações podem ser produzidas por processos de ajustes que ocorrem dentro do núcleo ou nas camadas eletrônicas, pela interação do núcleo ou do átomo com outras radiações ou partículas. A radiação beta e radiação gama (ajuste no núcleo) e os raios X característicos (ajuste na estrutura eletrônica) são bons exemplos [11].

Quando a radiação eletromagnética interage com a matéria, de maneira geral, podem ocorrer três tipos de fenômenos, excitação, ionização e ativação [4].

a) Excitação: Nesse caso, a radiação ionizante não transfere energia suficiente para arrancar elétrons do átomo. Os elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio para outro mais energético e, ao retornarem, emitem a energia excedente sob a forma de radiação.

b) Ionização: Quando a radiação tem energia suficiente para arrancar o elétron do átomo, ou seja, provocar uma ionização.

c) Ativação: Ocorre quando a radiação incidente interage com o núcleo do átomo, formando radionuclídeos. Quando o átomo busca a estabilidade, ele emite o excesso de energia na forma de radiação.

As radiações ionizantes podem ainda ser classificadas como diretamente ionizantes e indiretamente ionizantes [4]:

Radiações diretamente ionizantes: partículas carregadas rápidas (por exemplo, β^+ , β^- e α), que liberam sua energia diretamente na matéria, por meio de muitas pequenas interações coulombianas ao longo de sua trajetória.

Radiações indiretamente ionizantes: fótons de raios X, fótons de raios γ e nêutrons, ou seja, partículas não carregadas que, primeiro, transferem sua energia para partículas carregadas na matéria, através da qual passam fazendo relativamente poucas interações. Em seguida, as partículas carregadas, entregam a energia para a matéria como no item anterior.

Os radionuclídeos sofrem decaimento radioativo pela perda de quantidades discretas de energia, sob a forma de uma ou mais partículas atômicas ou fótons. As principais radiações ionizantes emitidas a serem consideradas são raios X, raios γ , radiação β^+ , β^- e partícula α e nêutrons [4].

Raios X

Os raios X são fótons de alta energia, provenientes de transições eletrônicas nos átomos. Sabe-se que os raios X são radiações eletromagnéticas, com comprimentos de onda superiores as radiações ultravioletas. Os raios X podem ser classificados de duas formas, raios X característico (emitido por partículas carregadas quando mudam de nível de energia atômica) e raios X de freamento ou de bremsstrahlung (emitidos devido à interação coulombiana com núcleos de número atômico elevado ou com outros elétrons da eletrosfera) [1, 4].

Raios γ (gama)

Possui a mesma natureza eletromagnética da radiação, diferindo somente na origem, já que os raios gama são de origem nuclear, enquanto os raios X são produzidos na eletrosfera. Quando um núcleo decai por emissão de radiação alfa ou beta; quando o núcleo residual tem seus núcleons fora da configuração de equilíbrio, estes estão alocados em estados excitados. Assim, para atingir o estado fundamental, emitem a energia excedente sob a forma de radiação eletromagnética, denominada raios γ , conforme ilustrado na Figura 3.1 [4, 11].

Figura 3.1 Núcleo atinge o estado fundamental, emite a energia excedente sob forma de radiação γ [11].

Radiação β^+ , β^-

Radiação beta é o termo usado para descrever elétrons (néutrons e pósitrons) de origem nuclear, carregados positivamente ou negativamente. Sua emissão constitui processo comum em núcleos de massa pequena ou intermediária, que possuem excesso de nêutrons ou prótons em relação à estrutura estável correspondente. A Figura 3.2 ilustra o processo de decaimento beta [4, 11].

Figura 3.2 Emissão da radiação β [11].

Emissão β^-

Quando um núcleo tem excesso de nêutrons em seu interior, o mecanismo de compensação se dá por meio da transformação de um nêutron em um próton, liberando um anti-neutrino ($\bar{\nu}$) e um elétron (chamado de partícula β^-), emitidos no processo de decaimento. Para que haja a conservação da energia durante o processo de decaimento, o anti-neutrino (partícula com massa aproximadamente zero e sem carga) é emitido de forma a dividir com o elétron emitido a energia liberada pelo núcleo [4, 11].

A transformação do nêutron em um próton pelo processo de emissão β^- pode ser representada pela equação:

Emissão β^+

Ocorre com núcleos com excesso de prótons. Nesse caso, o próton se transforma em nêutron emitindo uma partícula β^+ (chamada de pósitron) e um neutrino (ν), com função semelhante ao anti-neutrino, explicada no item anterior [4, 11].

A transformação do próton em um nêutron pelo processo de emissão β^+ pode ser representada pela equação:

Após ser ejetado do núcleo, o pósitron perde sua energia cinética em colisões com átomos da matéria ao redor e atinge o repouso. Isso ocorre a poucos milímetros do lugar de origem. O pósitron se combina com o elétron em uma reação de aniquilação, onde suas massas são convertidas em dois fótons de 511 keV cada um, deixando o local de aniquilação em direções aproximadamente opostas ($180^\circ \pm 0,5^\circ$) [4].

Partícula α

Ocorre em núcleos com número elevado de prótons e nêutrons. Quando isso acontece, o núcleo pode se tornar instável porque a repulsão elétrica entre os prótons pode superar a força nuclear atrativa. Nesse caso, é possível ocorrer a emissão de partícula α , que é composta por 2 prótons e 2 nêutrons (essencialmente o núcleo do átomo de ${}^4\text{He}$), com grande quantidade de energia [4].

Nesse tipo de decaimento, as modificações nucleares são descritas como na equação a seguir:

As partículas α também possuem um grande poder de ionização, sendo a principal forma pela qual perdem energia antes de serem absorvidas [4, 11].

Nêutrons

O nêutron possui grande massa e não interage com a matéria por meio da força coulombiana, que predomina nos processos de transferência de energia da

radiação para a matéria. Por esse motivo, é bastante penetrante e, ao contrário da radiação gama, as radiações secundárias são frequentemente núcleos de recuo, principalmente para materiais hidrogenados, com alto poder de ionização. Além dos núcleos de recuo, existem os produtos de reações nucleares tipo (n, α) , altamente ionizantes. Ao contrário das outras radiações ionizantes, o nêutron tem facilidade de interagir com o núcleo atômico e, às vezes, ativá-lo [4, 11].

3.1.2 Principais interações da radiação eletromagnética

Os fótons interagem indiretamente com a matéria, transferindo toda a energia, ou parte dela, para os elétrons, que, por sua vez, provocam ionizações. A presença de um feixe de fótons só pode ser percebida quando há liberação da energia destes, em um meio absorvedor através de algumas interações. Com isso, a radiação que passa por um detector só pode ser detectada se houver perda de energia dessa radiação para o meio. Da mesma forma, a radiação que passa através de um tecido humano, sem transferência de energia para este, não libera dose no meio [4].

Na medicina nuclear, os principais modos de interação dos fótons com a matéria são: **efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares**. A probabilidade de ocorrência desses efeitos depende tanto da energia do fóton (E) quanto do número atômico (Z) do meio absorvedor. A Figura 3.3 indica as regiões de Z e E em que cada interação predomina [4].

Figura 3.3 Valores de número atômico e energia em que predomina cada interação [4].

Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico corresponde à interação dos fótons com os elétrons que se encontram nas órbitas de maior energia do átomo (órbitas mais internas). O fóton transfere toda sua energia para o elétron. Parte dessa energia é usada para superar a energia de ligação do elétron e a energia restante é transferida para o próprio elétron, sob forma de energia cinética. A probabilidade de ocorrer este processo diminui com o aumento da energia dos fótons, mas aumenta com o aumento do número atômico do material. O efeito fotoelétrico é dominante em tecidos humanos para energias inferiores a 100 keV, aproximadamente, apresentando um papel muito importante em imagens de raios X [1].

Efeito Compton

O efeito de Compton corresponde à interação do fóton com o elétron que se encontra numa das órbitas de menor energia (órbita mais externa). Como a energia de ligação desses elétrons é muito pequena considera-se que o elétron é livre. Este efeito predomina em tecidos humanos para energias entre os 100 keV e 2 MeV, aproximadamente. A energia potencial do elétron é muito pequena se comparada com a energia do fóton e pode ser considerada como desprezável para o cálculo. Depois da interação, o fóton é desviado e o elétron é ejetado do átomo. A perda de energia pelo fóton é dividida entre a energia de equilíbrio do elétron e a energia cinética que este adquire. A energia transferida não depende das propriedades do material ou da densidade eletrônica. O fóton, ao ser desviado do seu percurso, pode voltar a interagir com a matéria sob a forma de efeito de Compton ou efeito fotoelétrico, ou simplesmente não voltar a interagir com a matéria [1].

Produção de pares

A produção de pares é um processo de absorção em que um fóton desaparece e dá origem a um par, ambos com massa de um elétron, mas com cargas opostas, ou seja, um par elétron-pósitron (e^-e^+), que são ejetados do local da interação. Este fenômeno ocorre quando um fóton com energia mínima de 1,022 MeV (duas vezes a energia da massa do elétron em repouso, m_0c^2) interage com um campo elétrico intenso de uma partícula carregada, normalmente um núcleo atômico [4].

Como é necessária a presença de um campo eletromagnético elevado para que haja a produção de pares, a probabilidade de ocorrência deste efeito aumenta quanto maior for a carga envolvida, ou seja, quanto maior for o número atômico do material [4].

O pósitron criado tem meia vida curta, pois, após perder sua energia cinética, colide com um elétron e ambos se aniquilam, gerando dois fótons com energias iguais, de maior probabilidade de ocorrência de 0,511 MeV, emitidos em direções diametralmente opostas [4].

3.2 Principais grandezas e unidades de proteção radiológica

As grandezas utilizadas para os limites de dose são chamadas de grandezas de limitação de dose. Apesar de serem calculáveis, essas grandezas não são mensuráveis. Entretanto, podem ser estimadas a partir de grandezas básicas de dosimetria, como dose absorvida, kerma ou fluência, bem como atividade incorporada ou atividade presente no ambiente [25].

3.2.1 Atividade, A

Atividade de um material radioativo é a quantidade de radionuclídeo em um determinado estado de energia, em um instante de tempo. Essa grandeza é definida por:

$$A = \frac{dN}{dt}$$

Onde dN é o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas daquele estado de energia no intervalo de tempo dt [8, 26] e a unidade no Sistema Internacional, SI, é denominada Becquerel (Bq).

3.2.2 Exposição, X

A grandeza *exposição* é definida como o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons em um volume de ar, de massa dm , são completamente freados no ar, conforme equação abaixo [11].

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Esta grandeza somente é válida para radiação X e gama e sua unidade no SI é C/Kg [26].

3.2.3 Kerma, K

A grandeza Kerma (*kinectic energy released per unit of mass*) é definida como o quociente dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm [26].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

A unidade correspondente, o Joule/kilograma (J/Kg), recebe também o nome especial de Gray (Gy) (Gray), sendo que $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}^{-1}$.

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), assim,

$$K = K_c + K_r$$

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

3.2.4 Fluência, Φ

A grandeza Fluência é o quociente de dN/da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de secção de área da , medida em unidades de m^{-2} [26].

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

O número de partículas N pode corresponder a partículas emitidas, transferidas ou recebidas. Esta grandeza é muito utilizada na medição de nêutrons.

3.2.5 Dose absorvida, D

A grandeza *dose absorvida*, D, foi proposta para suprir as limitações da grandeza *exposição*; é válida para todos os tipos de radiação ionizante e para qualquer tipo de material absorvedor. Ela é definida como o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a quantidade de energia média depositada num determinado volume de matéria, de massa dm , pela radiação ionizante, conforme equação abaixo.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

A unidade atual da grandeza *dose absorvida* é o Gray (Gy) que equivale a 1 J/kg [8, 26, 27,].

3.2.6 Dose equivalente, H_T

A grandeza *dose equivalente*, H_T, foi definida para fornecer informações sobre o dano biológico causado no homem por cada tipo de radiação. Ela considera fatores como o tipo de radiação ionizante, a energia e a distribuição da radiação no tecido.

A dose equivalente é expressa por:

$$H_T = D_T w_R$$

Onde D_T é a dose absorvida média no órgão ou tecido e w_R é o fator de ponderação da radiação [8, 26, 27].

Os valores de w_R foram definidos com base na eficácia biológica relativa (EBR) dos diferentes tipos de radiação.

A unidade de grandeza *dose equivalente* no SI é o J/kg, denominada Sievert (Sv).

3.2.7 Equivalente de dose

Grandezas operacionais para monitoração externa podem ser definidas com características metrológicas e ainda levar em conta as diferentes eficácias de danos para diferentes tipos e energia da radiação. São elas, o equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ e o equivalente de dose ambiente $H^*(d)$. Essas grandezas utilizam os fatores de qualidade da radiação Q como fator de ponderação, em lugar dos fatores de ponderação da radiação w_R . Os fatores de qualidade de radiação são dados em função da transferência linear de energia não restrita (também chamada de poder de freamento não restrito) e são estabelecidos na Posição Regulatória CNEN 3.01/002:2011 [25].

Equivalente de dose pessoal - $H_p(d)$ - é uma grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade d do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto [25].

Equivalente de dose ambiente - $H^*(d)$ - é uma grandeza operacional para monitoração em área de ambiente de trabalho, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, pelo fator de qualidade da radiação, correspondente ao que seria produzido em uma esfera de tecido equivalente de 30 cm de diâmetro, na profundidade d [25].

3.2.8 Dose efetiva, E

Com o objetivo de limitar o risco dos efeitos estocásticos, introduziu-se o conceito de dose efetiva. Esta grandeza parte do princípio que para um certo nível de proteção, o risco deve ser igual se o corpo inteiro for irradiado uniformemente, ou se a irradiação é localizada em um determinado órgão.

A dose efetiva é dada pela soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos e definida pela equação que segue:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Onde w_T é o fator de ponderação do órgão ou tecido, que leva em conta o risco de efeito estocástico, e H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão [8, 26, 27].

A unidade da grandeza dose equivalente no SI é o J/kg, denominada Sievert (Sv).

3.3 Princípios básicos de proteção radiológica [8]

A principal finalidade da proteção radiológica é proteger os indivíduos dos efeitos danosos das radiações ionizantes, permitindo o trabalho seguro nas atividades utilizando a radiação. A filosofia da proteção radiológica adota os seguintes princípios:

Princípio da justificativa: Nenhuma prática ou fonte associada a essa prática deve ser autorizada, a não ser que a prática produza benefícios para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente, tendo-se em conta fatores sociais e econômicos, assim como outros fatores pertinentes.

Princípio de otimização: Em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se “tão pequenas quanto possa ser razoavelmente exequível”, segundo o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), tendo em conta os fatores econômicos e sociais. Nesse processo de otimização, observa-se que as doses dos indivíduos oriundos da exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte.

Princípio da limitação de dose individual: A exposição normal dos indivíduos deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva, nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, ambas causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de doses anuais estabelecidos e apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Limites de doses anuais [8]

Limites de Dose Anuais [a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente exposto	Indivíduo do público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
Dose equivalente	Cristalino	20 mSv	15 mSv
	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

[a] Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

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

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

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

Os valores de dose efetiva aplicam-se à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses comprometidas efetivas (integradas em 50 anos, para adultos e até a idade de 70 anos, para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano.

3.4 Restrição de dose, níveis de referência ocupacionais e classificação de áreas [28]

3.4.1 Restrição de dose

Com a finalidade de garantir um nível adequado de proteção individual para cada IOE, estabelece-se, como condição limitante do processo de otimização da proteção radiológica, um valor de restrição de dose efetiva, levando em consideração as incertezas a ela associadas, relativa a qualquer fonte ou instalação sob o controle regulatório.

3.4.2 Níveis de Registro e de Investigação

O nível de registro para monitoração individual mensal de IOE é de 0,20 mSv para dose efetiva; todas as doses maiores ou iguais a 0,20 mSv devem ser registradas, embora o registro das doses abaixo desse nível também sejam possíveis.

O nível de investigação para monitoração individual de IOE deve ser, para dose efetiva, 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês. Para dose equivalente, o nível de investigação para pele, mãos e pés é de 150 mSv por ano ou 20 mSv em qualquer mês. Para o cristalino, o nível de investigação é de 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês.

3.4.3 Classificação de áreas

O sistema de classificação de áreas é proposto para auxiliar o controle das exposições ocupacionais. Considera a designação dos locais de trabalho em dois tipos de áreas: áreas controladas e áreas supervisionadas.

Área controlada - área sujeita a regras especiais de proteção e segurança, com a finalidade de controlar as exposições normais, prevenir a disseminação de contaminação radioativa e prevenir ou limitar a amplitude das exposições potenciais.

Área supervisionada - área onde as condições de exposição ocupacional são mantidas sob supervisão, mesmo que medidas de proteção e segurança específicas não sejam normalmente necessárias.

Quando a possibilidade de contaminação por materiais radioativos é remota, as áreas podem ser, algumas vezes, definidas em termos da taxa de dose em seus contornos. O uso de fontes móveis demanda alguma flexibilidade na definição dessas áreas.

As áreas devem ser classificadas sempre que houver previsão de exposição ocupacional e definidas claramente no Plano de Proteção Radiológica. Essa classificação deve ser revista, sempre que necessário, em função do modo

de operação ou de qualquer modificação que possa alterar as condições de exposição normal ou potencial. Fora das áreas designadas como controladas ou supervisionadas, a taxa de dose e o risco de contaminação por materiais radioativos devem ser pequenos o suficiente para assegurar que, em condições normais, o nível de proteção para aqueles que trabalham no local seja comparável com o nível de proteção requerido para exposições do público, isto é, 1 mSv/ano. Estas áreas são denominadas áreas livres, do ponto de vista de proteção radiológica ocupacional.

3.5 Programa de monitoramento da radiação ionizante para o trabalhador

O monitoramento é um processo contínuo, de caráter preventivo ou confirmatório. As técnicas de monitoramento permitem tanto alertar trabalhadores e indivíduos do público a respeito da presença da radiação, buscando evitar uma dose superior aos limites estabelecidos pelas normas nacionais, quanto avaliar as doses já recebidas, que não puderam ser evitadas.

O monitoramento preventivo é proporcional à dose que se estima que afetará o indivíduo ocupacionalmente exposto, IOE, e, portanto, quando a soma das doses é inferior a 1/10 do LAMA (limite Anual Máximo Admissível), não se justifica o monitoramento e o mesmo deve ser excluído [27, 29].

Há três tipos de monitoramento para o local de trabalho do IOE, que não necessariamente atuam ao mesmo tempo: para a radiação externa, para contaminação de superfície e para a contaminação do ar. Da mesma forma, os três tipos de monitoramento de caráter confirmatório para o IOE são utilizados de acordo com a sua necessidade de implementação: monitoramento individual para radiação externa, para contaminação interna e para a contaminação de pele e roupa.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local de estudo: Centro de Radiofarmácia

O laboratório Microbiológico onde está instalado o sistema **microPET/SPECT/CT Albira**, utilizado para fins de pesquisas em animais de pequeno porte, está classificado pela radioproteção da instalação como área supervisionada, que corresponde a uma área onde, embora não haja necessidade da adoção de medidas específicas de proteção e segurança, devem ser feitas reavaliações regulares das condições de exposição ocupacional, com o objetivo de determinar se a classificação das áreas de trabalho continua adequada e em conformidade com as restrições e limites de dose estabelecidos pela autoridade regulatória, CNEN [8, 28].

Para o desenvolvimento deste projeto as seguintes etapas foram realizadas:

4.2 Etapa 1 - Monitoramento do local de trabalho - pré-operacional

Nesta primeira etapa utilizou-se um detector portátil, câmara de ionização Radcal, Modelo 9010 (10x5-1800), (Figura 4.1a), para realizar o monitoramento, que incluiu a análise do equipamento microPET/CT, as condições de operação e ambiente dos laboratórios envolvidos. É importante que se faça o monitoramento pré-operacional para ter conhecimento da radiação de fundo, assim como verificar se há influência de outras atividades realizadas no Centro de Radiofarmácia em operação normal. Para uma maior precisão das medidas, se fez uso de um tripé (Figura 4.1b) e foram realizadas medidas no entorno do equipamento em distâncias pré-estabelecidas.

Figura 4.1 (a) Câmara de ionização Radcal, Modelo 9010 (10x5-1800);
(b) montagem do tripé com a câmara de ionização.

4.3 Etapa 2 - Dosimetria termoluminescente, TLD - Local de trabalho

A medição do nível de radiação externa na instalação do CR foi realizada por dosimetria termoluminescente, por meio da colocação de nove dosímetros termoluminescentes (TL). O dosímetro é composto por um porta-detector de plástico com filtros de chumbo e um conjunto de detectores (pastilhas termoluminescentes de sulfato de cálcio dopado com disprósio - $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ - com politetrafluoretileno).

Os dosímetros TL foram fixados na parede a uma altura de 1,5 m (referente à altura da posição dos dosímetros no tórax dos IOEs) do solo, em locais previamente selecionados conforme croqui apresentado na Figura 4.2. Os pontos de monitoramento escolhidos foram: um na sala de preparação/ administração dos radiofármacos, dois na sala do microbiológico, três na sala onde o microPET/CT está instalado, um na sala onde ficam os animais, um no corredor (área livre) e um na sala de rejeitos biológicos.

O monitoramento dos laboratórios envolvidos com as atividades do equipamento microPET/CT e das áreas circunvizinhas permitirá detectar qualquer desvio de normalidade (área livre) e auxiliar no controle das exposições ocupacionais.

Figura 4.2 Disposição dos nove dosímetros TL no laboratório microPET/CT.

Coleta de dados: o monitoramento ocorreu no período de Abril de 2014 a Novembro de 2015, com frequência de troca mensal por outro dosímetro semelhante. Os dosímetros ficaram expostos, nos nove pontos selecionados, durante 30 dias, sendo depois enviados para a leitura no Laboratório de Dosimetria Termoluminescente, LDT, do IPEN.

Durante a troca, os dosímetros foram acompanhados de um “dosímetro controle”, que permaneceu, durante o período de exposição dos dosímetros, em uma blindagem no LDT para a determinação precisa da dose.

Os relatórios dos resultados das medições, expressos na grandeza física equivalente de dose ambiente, (mSv) dos nove pontos de monitoramento foram fornecidos pelo LDT. Nos cálculos foi utilizado o coeficiente de conversão de kerma no ar, para o equivalente de dose ambiente “H*(10)” de 1,14 Sv/Gy, conforme Posição Regulatória CNEN 3.01/002:2011 [25].

Os valores obtidos de equivalente de dose ambiente (em mSv) foram corrigidos pelo dosímetros controle. O limite mínimo de detecção do método é de 0,02 mSv [30].

4.4 Etapa 3 - Monitoramento individual

As estimativas de dose efetiva e dose equivalente são realizadas de acordo com o programa de monitoramento estabelecido no plano de proteção radiológica da instalação.

Os indivíduos ocupacionalmente expostos, (IOEs), são controlados para a radiação externa com o uso de um dosímetro termoluminescente, (TL), posicionado na região do tórax.

O controle da incorporação do material radioativo pelos IOE's é realizado por meio de medidas in vivo (contador de corpo inteiro) com frequência semestral.

Os resultados das doses efetivas anuais individuais de três trabalhadores, diretamente envolvidos no manuseio do microPET/SCPECT/CT, no período de 2013 a 2015, foram analisados a partir da consulta ao histórico individual de doses e comparados com os limites de dose estabelecidos na norma CNEN-NN-3.01 [8].

4.5 Etapa 4 - Realização de testes de desempenho do microPET/CT

Utilizando o simulador padrão do fabricante, construído de acrílico ou polimetilmetacrilato (PMMA), os testes foram divididos em duas partes:

Testes para o PET: a norma NEMA NU 4-2008 [9] propõe uma metodologia padronizada para avaliar o desempenho dos PETs projetados para a imagem de animal.

A seguir são apresentados os testes realizados neste estudo:

I) Resolução espacial: compreende a capacidade do equipamento de distinguir entre dois pontos após reconstrução da imagem. Para esta medição o radionuclídeo utilizado foi o ^{22}Na (370 kBq em 1/10/12); que é uma fonte puntiforme encapsulada em material de acrílico (Figura 4.3 (b)). Como há uma

perda na resolução espacial quando a fonte é movida do centro do campo de visão (FOV) para as extremidade, os testes foram executados no centro e em outros pontos na direção radial, de 5 em 5 mm, como mostra a Figura 4.3 (a). Para que as medidas fossem mais precisas, preparou-se um molde de isopor do tamanho da FOV do detector microPET, facilitando a movimentação da fonte (Figura 4.3 (c) e (d)).

Figura 4.3 (a) Movimentação da fonte no sentido radial, nos eixos x e y; (b) fonte de ^{22}Na puntiforme encapsulada em material de acrílico; (c) molde de isopor do tamanho da FOV do detector microPET; (d) imagem da câmera interna, do centro da FOV do detector.

II) Fração espalhada, perdas de contagem, e as medidas de eventos aleatórios: Cada equipamento microPET possui diferente sensibilidade à radiação espalhada. A Figura 4.4 mostra o simulador cilíndrico utilizado com um orifício onde foi inserida a fonte de ^{18}F -FDG com atividade de aproximadamente de 51,8 MBq. Aquisições periódicas foram realizadas durante o decaimento da fonte (curva de decaimento). Este intervalo foi de 13 horas e foram realizadas 26 imagens.

Figura 4.4 Simulador cilíndrico de PMMA (polimetilmetacrilato) para testes com radionuclídeos.

III) Sensibilidade: é expressa como a taxa de contagens de eventos verdadeiros por segundo, detectados para uma determinada fonte conhecida. Com a fonte de ^{22}Na no centro do scanner, foi estabelecido um período de tempo de cinco minutos, o necessário para recolher 10.000 eventos verdadeiros (contagens).

Teste para o CT: O teste para **radiação de fuga** foi o único teste realizado para o módulo CT. Por meio de uma câmara de ionização Radcal, Modelo 9010 (10x5-1800) foram realizadas medições na blindagem do sistema microPET/CT para verificar a possibilidade de radiação de fuga.

4.6 Etapa 5 - Interpretação dos resultados

A interpretação dos resultados no período estudado foi realizada a partir dos resultados apresentados nos relatórios de dosimetria de área, fornecidos pelo laboratório (TL) e da comparação dos resultados dos testes realizados com o protocolo de teste padrão, pré-estabelecido pelo fabricante do equipamento.

4.7 Estimativa das Incertezas

Antes de expor os resultados, cabe ressaltar que as incertezas das medições realizadas estão de acordo com as considerações fornecidas pelo Guia para a expressão de incerteza de medição – GUM 2008, traduzido e adaptado

pelo INMETRO, foram estimadas as incertezas utilizando a incerteza-padrão combinada [31, 32].

A incerteza-padrão combinada se trata de um desvio padrão estimado, e caracteriza a dispersão dos valores que poderiam, razoavelmente, ser atribuídos ao mensurando. Essa incerteza é obtida por meio da equação [31]:

$$u_c = \sqrt{\sum_{i=1}^n (u_i)^2}$$

Onde, u_c é o somatório de todas as incertezas associadas às medições realizadas e u_i é a incerteza de cada medida.

Para compor as incertezas associadas, foram consideradas as incertezas do tipo A e B que fazem parte de distribuições de probabilidades que indicam a probabilidade de um determinado evento medido se encontrar nesse intervalo de incerteza [32].

Portanto as incertezas do tipo A são aquelas estimadas por métodos estatísticos. No caso usou-se o desvio padrão da média. As incertezas do tipo B estão relacionadas com as limitações e características dos instrumentos utilizados, tal como resolução, fator de calibração entre outros [31, 32]. Neste caso, as fontes de incertezas utilizadas estão dispostas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 Fontes de incertezas do tipo B

Fontes de incertezas	Dados
Câmara de ionização (Calibração)	3,5%
Trena (Resolução)	0,5 mm
Eletrômetro (Resolução)	0,01 mR/h
Cronômetro (Resolução)	0,01 s

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Avaliação do local de trabalho

Os resultados foram divididos em três etapas: medições do nível de radiação de fundo da sala, BG (pré-operacional) para verificar a influencia da produção de radioisótopos em operação normal obtidas no modo de taxa de dose; medidas das taxas de dose oriundas da utilização do microPET/CT operando os módulos PET e PET/CT; e avaliação dos relatórios de dose equivalente ambiente resultantes dos nove pontos selecionados.

5.1.1 Medidas do nível de radiação de fundo (BG) do laboratório

A média resultante das 10 medidas das taxas de dose do BG foi de $0,33 \pm 0,10 \mu\text{Sv/h}$ (medições realizadas em dias e horários diferentes), sendo que o maior valor do BG medido no período de estudo foi de $0,49 \pm 0,05 \mu\text{Sv/h}$.

5.1.2 MicroPET/CT operando os módulos: PET e PET/CT

O radionuclídeo utilizado para as medições foi o ^{18}F marcado, fluordesoxiglicose, ^{18}F -FDG. As atividades do ^{18}F -FDG utilizado foram: 37 MBq e 59,2 MBq.

a) Módulo PET

As medições foram realizadas variando a distância: a 30 cm (distância referente à manipulação do animal de pequeno porte), 100 cm (distância referente à circulação do operador pela sala do equipamento) e a 200 cm (distância referente à mesa do operador), conforme mostra a Figura 5.1. Para cada distância foram realizadas cinco medições.

Figura 5.1 Distância das medidas realizadas da porta do visor de vidro plumbífero até a mesa do operador, utilizando o módulo PET do equipamento.

A Figura 5.2 ilustra a porta com o visor de vidro plumbífero, fechada (a) e aberta (b) do equipamento, onde é posicionado o animal para o exame ou a colocação do simulador com o ^{18}F -FDG utilizado. Os valores de taxa de dose para as distâncias de 100 e 30 cm [25], estão apresentados na Tabela 5.1.

Figura 5.2 Visualização do equipamento com a porta do visor de vidro plumbífero fechada (a) e aberta (b).

Tabela 5.1 Média da taxa de dose obtida no módulo PET

Atividade	Distância			
	100 cm		30 cm	
	Porta do visor de vidro plumbífero fechada ($\mu\text{Sv/h}$)	Porta do visor de vidro plumbífero aberta ($\mu\text{Sv/h}$)	Porta do visor de vidro plumbífero fechada ($\mu\text{Sv/h}$)	Porta do visor de vidro plumbífero aberta ($\mu\text{Sv/h}$)
37 MBq	$1,6 \pm 0,3$	$2,8 \pm 0,3$	$9,0 \pm 0,5$	$16,0 \pm 0,6$
59,2 MBq	$2,5 \pm 0,5$	$4,5 \pm 0,5$	$18,5 \pm 3,6$	$29,0 \pm 6,1$

A distância de 200 cm foi medida apenas com a porta do visor de vidro plumbífero fechada (referente ao operador na mesa de controle) e atividade de 59,2 MBq, sendo que o resultado da média da taxa de dose foi de $0,11 \pm 0,04 \mu\text{Sv/h}$.

No módulo PET, a taxa de dose com a porta do visor de vidro plumbífero aberta representa a taxa de dose em que o IOE é exposto ao posicionar o animal de pequeno porte para a aquisição de dados. O maior valor obtido foi de $29,0 \pm 6,1 \mu\text{Sv/h}$ (Tab.5.1).

Supondo que o IOE trabalhando na preparação do animal para o exame levasse 15 min por dia, em 20 dias no mês, em 11 meses, este poderia ter no máximo uma dose de 1,6 mSv/ano, portanto valor menor do que os limites de investigação que é para valores acima de 2,4 mSv/ano [8]. Portanto, quanto menor tempo de manuseio com o animal de pequeno porte, menor será a dose efetiva recebida pelo IOE. Levando em consideração o maior valor de taxa de dose $29,0 \pm 6,1 \mu\text{Sv/h}$ (Tab. 5.3), o IOE não poderia ultrapassar mais do que 23 minutos por dia no manuseio do animal de pequeno porte.

b) Módulo PET/CT

Os seguintes parâmetros para o módulo PET/CT foram considerados:

- ✓ Corrente de 400 μ A,
- ✓ Tensão de 45 kV
- ✓ Resolução de imagem cerca de 1000 projeções em 25 minutos [15]
- ✓ Atividade de 37 MBq de F¹⁸-FDG foi utilizada para a distancia de 50 cm.

A Figura 5.3 ilustra os pontos do monitoramento, referente à circulação das pessoas na sala do laboratório microbiológico, no corredor e na sala do microPET/CT.

Figura 5.3 Distância das medidas realizadas utilizando o módulo PET/CT do equipamento.

Os valores medidos devido à exposição nos pontos selecionados (Fig.5.3) foram convertidos em taxa de dose [8, 19] e a média da taxa de dose é apresentada na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 Média da taxa de dose obtida no módulo PET/CT

Pontos de monitoramentos	Média de taxa de dose μ Sv/h
Sala do MicroPET/CT	0,29 $\pm$ 0,02
Corredor	0,17 $\pm$ 0,01
Sala do Microbiológico	0,14 $\pm$ 0,02

No módulo PET/CT, as taxas de doses foram medidas a partir do revestimento do equipamento e os resultados mostraram-se menores do que os valores medidos no módulo PET, que teve como referência a porta do visor de vidro plumbífero.

5.1.3 Avaliação do equivalente de dose ambiente

No período de abril de 2014 a novembro de 2015 foi realizada a avaliação dos relatórios de dosimetria de área dos nove pontos monitorados. Os valores obtidos do equivalente de dose ambiente (em mSv) foram subtraídos de um dosímetro controle, apresentados na Tabela 5.3 [30].

Tabela 5.3 Resultados do equivalente de dose ambiente (em mSv) no período estudado.

		Equivalente de dose Ambiente H*(10) (mSv)									
		Dosímetro									
	Mês S%	Controle	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2014	Abril	0,16	0,33	0,21	0,21	0,2	0,25	0,29	0,19	0,18	0,17
	S%	2,5	3,8	2,4	1,2	1,4	8,4	1,9	8,3	3,9	3,3
	Maio	0,18	0,16	0,1	0,09	0,09	0,15	0,14	0,08	0,11	0,09
	S%	4,1	1,1	5,6	6,1	2	5,7	1,5	6,5	1,9	2,6
	Junho	0,18	0,28	0,1	0,1	0,09	0,23	0,22	0,09	0,1	0,08
	S%	8,1	2,8	3,4	1,3	13	6,3	12	13	9,5	6,9
	Julho	0,19	0,26	0,14	0,15	0,12	1,52	0,2	0,1	0,16	0,12
	S%	7,9	11,3	2,8	2,1	3,7	12,8	7,8	4,4	10,5	3,3
	Agosto	0,31	0,38	0,15	0,13	0,11	0,49	0,15	0,1	0,13	0,1
	S%	2,6	*	6,1	6,5	2,6	11	8,4	2,5	9,1	5,3
	Setembro	0,13	0,27	0,13	0,09	0,13	0,2	0,16	0,08	0,1	0,11
	S%	4,5	10	5,2	9,5	1,9	3,3	9	6,2	3	3,1
	Outubro	0,21	0,17	0,09	0,1	0,04	0,38	0,11	0,05	0,16	0,15
	S%	4,1	5,6	4,8	8,9	3,6	9,1	4,2	0,8	1,3	5,5
	Novembro	0,29	0,13	0,1	0,09	0,08	0,8	0,11	0,04	0,11	0,06
	S%	8	8,1	5,6	1,5	5,2	22	4,8	2,1	5,2	7,6
	Dezembro	0,2	0,15	0,08	0,09	0,03	0,33	0,09	0,04	0,14	0,13
	S%	4,1	5,6	4,8	8,9	3,6	9,1	4,2	0,8	1,3	5,5
2015	Janeiro	0,12	0,2	0,16	0,13	0,15	0,28	0,18	0,13	0,17	0,15
	S%	5,2	6	7,5	2,3	2,9	8,7	3,2	1,5	2,6	2,9
	Fevereiro	0,14	0,19	0,09	0,08	0,12	0,26	0,2	0,08	0,12	0,08
	S%	3,3	4,1	4,5	3,7	3,2	3,1	15	5,9	7	3,1
	Março	0,4	0,12	0,05	0,02	0,03	0,2	0,15	0,03	0,06	0,04
	S%	5,3	7,2	3,4	2,3	3,7	3,7	8,9	4,6	5,7	5
	Abril	0,4	0,08	0,03	0,04	0,04	0,26	0,14	0,04	0,03	0,03
	S%	5,2	4,5	1,2	2,6	2,4	21	11	5,7	11	4,6
	Maio	0,28	0,08	0,07	0,04	0,1	0,18	0,17	0,05	0,04	0,05
	S%	1,5	7,6	0,4	4,7	18	6,9	16	5,2	0,6	2,3
	Junho	0,19	0,06	0,07	0,04	0,05	0,29	0,13	0,05	0,05	0,05
	S%	7	3,4	5,1	1,9	4,6	16	6,3	4,3	7,2	2,7
	Julho	0,22	0,06	0,06	0,05	0,05	0,19	0,12	0,05	0,07	0,05
	S%	6,1	2,6	4	13	1,5	2,4	3,8	3,3	12	2,8
	Agosto	0,25	0,12	0,08	0,05	0,04	0,12	0,19	0,08	0,05	0,05
	S%	8,9	3,4	8,4	4,6	3,8	11	7,7	2,6	7,7	2,4
	Setembro	0,16	0,2	0,11	0,12	0,1	0,93	0,18	0,1	0,13	0,16
	S%	3,2	8,8	3,1	6,3	7,9	8,5	14	16	3,9	18
	Outubro	0,21	0,2	0,11	0,09	0,08	0,58	0,16	0,19	0,08	0,09
	S%	8,1	13	7,3	6,4	6,3	18	11	24	4	8
	Novembro	0,14	0,32	0,24	0,19	0,2	0,49	0,32	0,33	0,22	0,21
	S%	3,3	12	3,3	8	0,7	4,5	17	20	3,5	6,6

* Desvio padrão maior que 20%

S% desvio padrão percentual dos três detectores presentes no mesmo dosímetro [23] .

Os resultados da Tabela 5.3 mostram que o dosímetro localizado no ponto 5 (sala de preparação/administração dos radiofármacos) foi o que apresentou maior dose. Após investigação, as possíveis razões foram o manuseio de uma quantidade maior de radiofármacos e também o armazenamento de fontes radioativas não seladas no local.

O resultado da média equivalente de dose ambiente (mSv) resultantes dos nove pontos monitorados com dosímetro TL estão dispostos na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 Média do equivalente de dose ambiente (mSv) no período estudado

Dosímetro	Média do Equivalente Dose Ambiente (mSv)
1	0,19 ± 0,09
2	0,11 ± 0,05
3	0,10 ± 0,05
4	0,09 ± 0,05
5	0,41 ± 0,34
6	0,17 ± 0,06
7	0,10 ± 0,07
8	0,11 ± 0,05
9	0,10 ± 0,05

Observa-se na Tabela 5.4 que a média do equivalente de dose ambiente no ponto 5 é maior em relação aos demais pontos, o valor está nos limites de uma área supervisionada que está no intervalo de 0,08 mSv/mês a 0,5 mSv/mês [8].

As instalações microPET/CT são classificadas como área supervisionada, portanto deve-se ficar atento em relação as doses para não ultrapassar os limites anuais. Em Julho/2014, no ponto 5 teve uma dose de 1,52 mSv o que levou a uma investigação; não sendo possível precisar a quantidade de radiofármacos que entraram no laboratório e nem o aumento no numero de testes realizados [8, 24].

A partir de novembro de 2014, foram implementados dois formulários, para registro dos usuários, com intuito de ter um maior controle sobre a atividade manuseada dos radiofármacos e armazenamento de fontes radioativas não seladas na sala. Um dos formulários, denominado como “Registro do uso de radiofármacos no laboratórioMicroPET/CT, [Anexo A] registra a entrada e saída de material na sala de preparação/administração dos radiofármacos e na sala do MicroPET/CT. O Outro formulário registra a utilização do equipamento, denominado como “Registro do uso do equipamento Albira MicroPET/CT [Anexo B].

5.2 Monitoramento Individual

Todos os IOE's do CR IPEN-CNEN/SP envolvidos diretamente nos estudos ou nas pesquisas relacionadas aos processos envolvendo as instalações do microPET/CT seguem as recomendações da Radioproteção.

O resultado das doses efetivas dos três IOE's apresentado na Tabela 5.6, mostra que os valores das doses nos anos de 2013 a 2015 estão menor ou praticamente igual ao nível de registro para monitoração individual anual que é igual a 2,4 mSv, conforme estabelecido pela norma CNEN-NN-301 [8].

Tabela 5.5 Dose efetiva dos IOEs no período estudado

IOE	Dose Efetiva (mSv) 2013	Dose Efetiva (mSv) 2014	Dose Efetiva (mSv) 2015
A	2,24	2,46	2,40
B	2,40	2,20	2,40
C	*	2,20	2,40

*IOE não tem dados de monitoração, não estava na instituição.

As atividades com o microPET/CT começaram em novembro de 2013, porém o estudo no local teve início em abril de 2014. Observa-se na Tab.5.5 que não houve um aumento significativo nas doses individuais.

5.3 Testes de desempenho no microPET/CT

5.3.1 Módulo PET

Mediante a realização dos testes do equipamento microPET/CT Albira de acordo com a norma NEMA NU 4- 2008 [9] foi possível verificar o funcionamento do modo de aquisição PET. Os testes foram adaptados de acordo com as condições das montagens experimentais.

O intuito de realizar os testes de desempenho do microPET, é para verificar se os valores obtidos estão dentro dos valores propostos pelo fabricante, isto é, se nesse período o equipamento ainda mantém suas condições de uso.

As imagens geradas foram visualizadas com o programa AMIDE, pois é uma ferramenta disponibilizada e útil para visualização, além de analisar e registrar os conjuntos de dados de imagens médicas volumétricas [33, 34].

5.3.1.1 Resolução espacial

A Figura 5.4 mostra esquematicamente o arranjo da fonte e a posição para as medidas de resolução. A fonte de ^{22}Na foi movimentada do centro do campo de visão (FOV) para as extremidades nos eixos x e y, com z constante no centro da FOV entre os dois anéis de detecção. O objetivo foi caracterizar as larguras das imagens reconstruídas de uma função de espalhamento puntiforme, medida como a largura total da metade da máxima amplitude (*full width at half-maximum amplitude* – *FWHM*) e pela largura total de um décimo da máxima amplitude (*full width at tenth-maximum amplitude* – *FWTM*). Quanto menor o valor, melhor a resolução do equipamento [9, 17]. O programa Amide foi utilizado para calcular a FWHM e FTHM, em três cortes: transversal, coronal e sagital (Fig. 5.5).

Figura 5.4 Representação da movimentação da fonte ^{22}Na , do centro para as extremidades.

Figura 5.5 Representação da gaussiana formada nos três cortes transversal, coronal e sagital.

Nas Tabelas 5.6 a 5.10 são apresentados os valores obtidos com suas respectivas incertezas de FWHM e FWTM.

Tabela 5.6 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) na posição 0 em "X" e "Y" (mm)

	TRANSVERSAL		CORONAL		SAGITAL	
Posição 0 em "X" e "Y"	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
	1,6157±0,000080284	2,9447±0,00014633	1,6157±0,000080284	2,9447±0,00014633	1,5881±0,000080024	2,8945±0,000014585

Tabela 5.7 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "X" direita (mm)

Posições em "X" direita	TRANSVERSAL		CORONAL		SAGITAL	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
5	1,7326±0,000095286	3,1578±0,0001736	1,7326±0,000095286	3,1578±0,00017367	1,648±0,00010161	3,0037±0,0001852
10	1,8812±0,00011437	3,4286±0,00020844	1,8812±0,00011437	3,4286±0,00020844	1,5816±0,000093013	2,8827±0,00016953
15	2,2208±0,00017164	4,0476±0,00031284	2,2208±0,00017164	4,0476±0,00031284	1,7061±0,00012488	3,1096±0,00022762
20	2,6405±0,00022777	4,8126±0,00041514	2,6405±0,00022777	4,8126±0,00041514	1,8791±0,00016891	3,4249±0,00030786
25	2,46447±0,00026897	4,8203±0,00049023	2,46447±0,00026897	4,8203±0,00049023	1,956±0,00019988	3,565±0,0003643
30	2,9585±0,00037276	5,3923±0,00067939	2,9585±0,00037276	5,3923±0,00067939	1,9252±0,00024509	3,5089±0,00044671
35	3,1578±0,00041942	5,7554±0,00076445	3,1578±0,00041942	5,7554±0,00076445	1,9021±0,00023352	3,4667±0,00042561
40	5,3251±0,085277	9,7056±0,15543	5,3251±0,085277	9,7056±0,15543	2,7766±0,00012515	5,0606±0,00022811

Tabela 5.8 Valores de FHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "X" esquerda (mm)

Posições em "X" esquerda	TRANSVERSAL		CORONAL		SAGITAL	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
40	4,5493±0,096803	8,2916±0,17643	4,5493±0,096803	8,2916±0,17643	2,7732±0,00014987	5,0544±0,00027315
35	2,8017±0,00032275	5,1065±0,00058825	2,8017±0,00032275	5,1065±0,00058825	1,8122±0,0002116	3,303±0,00038566
30	2,8771±0,00028896	5,2439±0,00052666	2,8771±0,00028896	5,2439±0,00052666	2,0134±0,00021579	3,6697±0,0003933
25	2,6551±0,00027052	4,8393±0,00049305	2,6551±0,00027052	4,8393±0,00049305	1,8817±0,00018846	3,4295±0,00034349
20	2,4659±0,00020304	4,4943±0,00037007	2,4659±0,00020304	4,4943±0,00037007	1,8132±0,00015094	3,3048±0,0002751
15	2,1411±0,00014533	3,9024±0,00026489	2,1411±0,00014533	3,9024±0,00026489	1,7685±0,00013151	3,2232±0,00023968
10	2,0109±0,00012741	3,665±0,00023222	2,0109±0,00012741	3,665±0,00023222	1,7945±0,00011565	3,2707±0,00021079
5	1,665±0,000096692	3,0347±0,00017623	1,665±0,000096692	3,0347±0,00017623	1,6291±0,000092812	2,9692±0,00016916

Tabela 5.9 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "Y" superior (mm)

Posições em "Y" superior	TRANSVERSAL		CORONAL		SAGITAL	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
5	1,7117±0,00010164	3,1198±0,00018525	1,7117±0,00010164	3,1198±0,00018525	1,7113±0,00010034	3,119±0,00018289
10	1,6827±0,0001075	3,0669±0,00019592	1,6827±0,0001075	3,0669±0,00019592	1,9945±0,00012208	3,6352±0,0002225
15	1,8522±0,00014508	3,3758±0,00026443	1,8522±0,00014508	3,3758±0,00026443	2,3366±0,00018807	4,2588±0,00034277
20	1,8116±0,00015317	3,3019±0,00027916	1,8116±0,00015317	3,3019±0,00027916	2,4696±0,00019804	4,5011±0,00036096
25	1,8754±0,00017824	3,4182±0,00032487	1,8754±0,00017824	3,4182±0,00032487	2,6414±0,00024881	4,8146±0,00045349
30	1,9472±0,00020493	3,5491±0,0003735	1,9472±0,00020493	3,5491±0,0003735	2,7093±0,0002743	4,938±0,00050008
35	1,9433±0,0002567	3,5419±0,00046786	1,9433±0,0002567	3,5419±0,00046786	3,0159±0,0004041	5,4969±0,00073652
40	2,4831±0,00013169	4,5258±0,00024002	2,4831±0,00013169	4,5258±0,00024002	7,8962±0,11053	14,392±0,2146

Tabela 5.10 Valores de FWHM (mm) e FWTM (mm) nas posições em "Y" inferior (mm)

Posições em "Y" inferior	TRANSVERSAL		CORONAL		SAGITAL	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
40	2,983±0,00014307	5,4369±0,00026077	2,983±0,00014307	5,4369±0,00026077	4,5779±0,090595	8,3437±0,16512
35	1,964±0,00026224	3,5795±0,00047795	1,964±0,00026224	3,5795±0,00047795	3,0717±0,00041087	5,5985±0,00074886
30	1,9126±0,00020773	3,486±0,00037861	1,9126±0,00020773	3,486±0,00037861	2,7273±0,00028832	4,9708±0,0005255
25	1,8667±0,00019096	3,4023±0,00034805	1,8667±0,00019096	3,4023±0,00034805	2,651±0,00026836	4,8317±0,00048912
20	1,797±0,00015407	3,2572±0,00028081	1,797±0,00015407	3,2572±0,00028081	2,4577±0,00018431	4,4795±0,00033593
15	1,6965±0,00012182	3,092±0,00022203	1,6965±0,00012182	3,092±0,00022203	2,2171±0,0001552	4,0408±0,00028286
10	1,6229±0,00011361	2,9579±0,00020707	1,6229±0,00011361	2,9579±0,00020707	2,0752±0,00012503	3,7823±0,00022788
5	1,6195±0,000092094	2,9518±0,00016785	1,6195±0,000092094	2,9518±0,00016785	1,7112±0,00010782	3,1189±0,00019651

As diferenças da resolução espacial em cada ponto, para os três cortes transversal, coronal e sagital são ilustradas nos gráficos 5.1 a 5.4 nos eixos x e y. As incertezas das medições não foram ilustradas nos gráficos, a maioria possui valores menores que 0,01% da medida.

Gráfico 5.1 Resolução espacial em "X" transversal e coronal

Gráfico 5.2 Resolução espacial em "X" sagital

Gráfico 5.3 Resolução espacial em "Y" transversal e coronal

Gráfico 5.4 Resolução espacial em "Y" sagital

No plano transversal e coronal no eixo "x" a variação da resolução espacial foi 1,61 a 5,32 mm.

No plano sagital "x" a variação da resolução espacial foi de 1,58 a 2,77 mm.

No plano transversal e coronal no eixo “y” a variação da resolução espacial foi 1,61 a 2,98 mm.

No plano sagital “x” a variação da resolução espacial foi de 1,58 a 7,89 mm.

Pode-se observar nos gráficos que conforme a movimentação da fonte da posição central para as extremidades houve uma perda de resolução. No centro do detector, posição zero, foi cerca de 1,6 mm, o que representa 20% a mais do valor do manual que é de 1,2 mm [15]. No entanto em outros estudos a resolução espacial do MicroPET/SPECT/CT da marca Albira, no centro do detector, o valor foi de 1,5 mm [35, 36].

5.3.1.2 Sensibilidade

A sensibilidade também foi medida com a fonte puntiforme de ^{22}Na . Os dados foram calculados apenas no centro do campo de visão (FOV). A fonte foi posicionada na cama e introduzida até o centro do detector como mostra as imagens da Figura 5.6.

Figura 5.6 Imagem gerada do teste de sensibilidade.

Uma vez que os dados do “sinograma” (que consiste no registro de eventos de coincidência num scanner PET em que as linhas de resposta são descritas em função da orientação angular e da posição em relação ao centro do campo de visão) [37] não estavam acessíveis (devido à falta de compreensão dos códigos de programação), o procedimento conforme estabelecido na NEMA [9] não foi realizado.

A sensibilidade absoluta (%), “SA” foi então calculada como [37]:

$$SA = (St * 100) / (A * 0,906)$$

Onde:

St - é a variação de contagem de eventos com a fonte – contagem de eventos sem a fonte

A - é a atividade da fonte certificada (Bq) fornecido pelo fabricante e 0,906 é fração de ramificação de ^{22}Na (um padrão para essa fonte, para esse uso).

A meia vida do ^{22}Na é de 2,6 anos e o “St” de 6,66 k-eventos.

O valor obtido no teste realizado de sensibilidade absoluta no centro da fonte foi de 4,83%, valor este, próximo ao valor dado pelo fabricante que é de 5% [15].

5.3.1.3 Fração espalhada, perdas de contagem e as medidas de eventos aleatórios

Foram realizados dois dias de medidas sendo que o tempo de cada medida foi de 13 horas. Além disso, foi observado o tempo de decaimento da fonte. Em cada dia, foram obtidas 26 imagens com um tempo de aquisição de 300 segundos e intervalo entre as aquisições de 1800 segundos. Os resultados são apresentados na Tabela 5.11 e ilustrados nos gráficos 5.5 ao 5.7.

Tabela 5.11 Resultados das medidas realizadas durante o decaimento da fonte de ^{18}F -FDG com atividade de 51,8 MBq

Medida 1		Medida 2		Calculado	
Tempo (s)	Contagens	Tempo (s)	Contagens	Tempo (s)	Atividade (MBq)
148,71	0	148,88	0	0	0
1960,9	98,06	1961,6	114,39	1800	42,86
3774,4	168,37	3775,3	189,32	3600	35,47
5588	264,22	5589	291,32	5400	29,35
7401,6	385,01	7401,2	412,68	7200	24,28
9215,3	530,99	9214	570,86	9000	20,09
11029	705,59	11027	772,87	10800	16,63
12844	723,68	12841	777,39	12600	13,76
14657	695,88	14654	764,07	14400	11,39
16469	664,83	16467	751,35	16200	9,42
18281	655,19	18280	751,99	18000	7,8
20095	629,35	20093	742,29	19800	6,45
21908	608,72	21906	715,4	21600	5,34
23722	573,47	23718	713,01	23400	4,42
25535	538,06	25531	674,82	25200	3,65
27348	486,54	27344	628,95	27000	3,02
29161	431,45	29158	595,32	28800	2,5
30974	359,02	30970	512,21	30600	2,07
32788	279,16	32783	454,82	32400	1,71
34600	186,38	34596	350,58	34200	1,42
36413	92,35	36409	231,69	36000	1,17
38227	18,47	38221	76,35	37800	0,97
40039	1,25	40034	21,4	39600	0,8
41852	0,18	41847	2,25	41400	0,66
43666	0	43660	0	43200	0,55
45478	0	45472	0	45000	0,46

Gráfico 5.5 Tempo x Contagens

Gráfico 5.6 Tempo x Atividade

Gráfico 5.7 Atividade x Contagens

Comparando os gráficos 5.5 e 5.6, observa-se que curva de decaimento do ^{18}F -FDG se comporta de forma diferente do calculado. No gráfico 5.5 a curva tem uma ascensão, representando a incapacidade do detector de fazer as contagens da radiação, isso se deve pela saturação do cristal decorrente da atividade alta de ^{18}F -FDG utilizada. No gráfico 5.7 ocorre uma ascensão, depois as curvas atingem um patamar (9,4 a 16,6 MBq) e em seguida decresce. Esse patamar representa o intervalo no qual o detector esta operando no seu limite máximo. Portanto, para que o detector tenha suas contagens de forma que o cristal não sature é relevante considerar a atividade ideal de operação do aparelho, isto é, menor que 9,4 MBq para ^{18}F -FDG [36, 37, 38].

5.3.2 Módulo CT - Teste de Radiação de fuga

Para verificar possíveis radiações de fuga da blindagem do equipamento foram selecionados 12 pontos, de acordo com os critérios de aceitação do fabricante, onde nenhum desses pontos pode ultrapassar o valor de 5 $\mu\text{Sv/h}$ de taxa de dose [14]. Os pontos selecionados estão dispostos na Figura. 5.6.

Figura 5.7 Pontos selecionados na blindagem para medidas de radiação de fuga.

Onde:

Ponto1 representa o local onde entra o sistema de anestesia;

Pontos 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 e 9 representam as junções das portas do equipamento;

Ponto10 representa o botão de ligar e desligar o equipamento;

Ponto11 a saída de ar e por fim,

Ponto 12 representa os fios que ligam o equipamento a rede elétrica.

Os resultados dessas medidas estão apresentados na Tab. 5.12.

Tabela 5.12 Taxa de dose nos 12 pontos da blindagem

Pontos na blindagem	Taxa de dose $\mu\text{Sv/h}$
1	$0,83 \pm 0,06$
2	$1,15 \pm 0,06$
3	$0,98 \pm 0,12$
4	$1,08 \pm 0,08$
5	$1,09 \pm 0,09$
6	$0,37 \pm 0,03$
7	$0,41 \pm 0,02$
8	$0,34 \pm 0,06$
9	$0,34 \pm 0,06$
10	$1,11 \pm 0,04$
11	$0,94 \pm 0,07$
12	$1,16 \pm 0,06$

Os resultados das medições de taxa de dose nos pontos selecionados da blindagem não indicam fuga de radiação superior ao limite de aceitação de $5 \mu\text{Sv/h}$, conforme estabelecido pelo fabricante [14].

6. CONCLUSÕES

O laboratório microPET/CT não têm uma rotina diária, mas este trabalho mostrou que, em relação à exposição ocupacional pelo uso do equipamento, a auto blindagem é eficaz, não havendo qualquer necessidade de mudanças na estrutura física do laboratório, uma vez que em nenhum ponto a dose de radiação excedeu os limites indicados nas normas.

A radiação média de fundo obtida foi de $0,33 \pm 0,10$ $\mu\text{Sv/h}$ e as taxas de dose durante a operação de microPET/CT foram inferiores a 5 $\mu\text{Sv/h}$, para uma distância de 1 m.

Em julho de 2014, o valor obtido da dose equivalente ambiente $H^*(10)$ foi de 1,52 mSv/mês, o que levou a uma preocupação sobre o tempo (fator de ocupação) que os IOEs estariam manipulando os radiofármacos.

Os resultados da avaliação dos níveis de radiação nas áreas do laboratório MicroPET/CT demonstram que as estimativas de dose em relação às normas da CNEN estão adequadas. Todos os pontos foram considerados satisfatórios, mostrando que a blindagem do equipamento é adequada e de acordo com a classificação das áreas supervisionadas e livres da instalação.

A dose efetiva anual média dos IOE monitorados não excedeu o nível de registro, igual a 2,4 mSv/ano.

Em relação aos testes realizados, foi possível ter uma ideia de alguns parâmetros do aparelho, que podem ajudar em novos estudos na radiofarmácia: como a melhor faixa de energia a ser utilizada e a região de melhor resolução do aparelho. Esses testes também podem ser aprimorados para fazerem parte de um conjunto de testes para o controle de qualidade do aparelho.

Atualmente, o SPECT foi instalado e provavelmente haverá um aumento do número de radiofármacos que podem ser usados no laboratório e do número de pessoas envolvidas nas atividades, assim como os níveis de radiação emitidos pelo microPET/SPECT/CT, evidenciando a importância de continuar monitorando o local de trabalho.

Deve-se ressaltar a importância de se seguir rigorosamente os princípios de radioproteção, já que se trata de um laboratório onde se manuseiam fontes radioativas não seladas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SILVA M. I. B.; ***“Caracterização Física de um Sistema de Imagem por PET/TC”***; Dissertação (Mestrado), Universidade Técnica de Lisboa; Portugal; 2008
- [2] BETTINARDI V., DANNA M., SAVI A., LECCHI M., CASTIGLIONI I., GILARDI M. C., BAMMER. H, LUCIGNANI G., FAZIO F.; ***“Performance Evaluation of the New Whole-Body PET/CT Scanner: Discovery ST”***; European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging; Jun,31(6):867-81; 2004
- [3] ROBILOTTA C.C.; ***“A Tomografia por Emissão de Pósitrons: Uma Nova Modalidade na Medicina Nuclear Brasileira”***, Rev. Panam Salud Publica. 2006; 20(2/3):134–42, 2006
- [4] KUBO A. L. S. L.; ***“Estudo da Exposição Ocupacional Externa nos Serviços de Medicina Nuclear do Rio de Janeiro”***; IRD; Rio de Janeiro; 2011
- [5] BEYER T., TOWNSEND D. W., BRUN T., KINAHAN P. E., CHARRON M., RODDY R., JERIN J., YOUNG J., BYARS I. and NUTT R.; ***“A Combined PET/CT Scanner for Clinical Oncology”***; The Journal of Nuclear medicine; Vol 41, Nº 8; 2000
- [6] PEREIRA N. J. S.; ***“MicroPET Scanner Characterization”***; Dissertação (Mestrado), Universidade Técnica de Lisboa; Portugal; 2008
- [7] MUSTAFAD et al.; ***“Radiation Doses to Technologists Working with ¹⁸F-FDG in a PET Center with high Patient Capacity”***; Nukleonika; 55(1)107–112; Turquia; 2010
- [8] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR; ***“Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica”***; Norma CNEN-NN-3.01; Resolução CNEN 164/14; (Alteração do item 5.4.3.1); Rio de Janeiro; Publicação DOU: 11/03/ 2014
- [9] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION; ***“Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs”***; NEMA NU 4-2008; USA; 2008
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; ***“Nuclear Medicine Resources Manual”***; Vienna; 2006
- [11] TAUHATA L., SALATI I.P.A., PRINZIO R. D.; ***“Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos”***; Instituto de Radioproteção e Dosimetria/CNEN; 5 Rev.; Rio de Janeiro; 2003
- [12] SOCIEDADE BRASILEIRA DE BIOLOGIA MEDICINA NUCLEAR E IMAGEM MOLECULAR; ***“As Diferenças entre PET/CT e PET Scan”***; Fonte: <<http://portaldaradiologia.com>>, acesso em 06/05/2013

- [13] BALTAZAR C.; ***“Avianca Inicia Transporte de FDG-¹⁸F que Impacta no Diagnóstico e no Manejo de Paciente com Câncer”***; Fonte: <www.avianca.com.br>; Acesso em 05/04/2013
- [14] SQUAIR P.L.; ***“Instalação de Equipamento (μ PET)”***; Sistema de Imagem Albira; GPD – Gerência de P&D DIRF, IPEN/CNEN; São Paulo; 03/2013
- [15] BRUKER CORPORATION; ***“Bruker Albira Imaging System User Manual”***; IB5438511 Rev. C 12/12; 2012
- [16] SQUAIR P.L.; ***“Instalação de Equipamento, UPGRADE – CT(μ PET-CT)”***; Sistema de Imagem Albira; GPD – Gerência de P&D DIRF, IPEN/CNEN; São Paulo; 11/2013
- [17] SÁ L.V.; ***“Controle de Qualidade em Tomografia por Emissão de Pósitron”***; Tese (Doutorado), COPE/UERJ; Rio de Janeiro; 2010
- [18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; ***“Quality Assurance for PET and PET/CT Systems”***; HUMAN HEALTH SERIES Nº 1; Vienna; 2009
- [19] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR; ***“Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear”***; Norma CNEN NN 3.05; Resolução CNEN 159/13, Dezembro/2013; Rio de Janeiro; 2013
- [20] SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA; ***“Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico”***; Ministério da Saúde, Anvisa; Portaria/MS/SVS nº 453; de 01 de junho de 1998; DOU de 02/06/98
- [21] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION; ***“About the National Electrical Manufacturers Association”***; Fonte: <http://www.nema.org>; Acesso em 02/03/16
- [22] PAÚRA C.L. e DANTAS B.M.; ***“Avaliação da Exposição Ocupacional na Utilização de ¹⁸F em Exames de Tomografia por Emissão de Pósitron”***; XI Congresso Brasileiro de Física Médica – *Proceedings*; Ribeirão Preto; 2006
- [23] SANTANA P. C.; OLIVEIRA P. M. C.; MAMEDE M.; SILVEIRA M. C.; AGUIAR P.; REAL R.V.; SILVA T. A.; ***“Ambient Radiation Levels in Positron Emission Tomography/Computed Tomography (PET/CT) Imaging Center”***; Radiologia Brasileira; vol. 48/nº 1; 2015
- [24] UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION; ***“Sources and Effects of Ionizing Radiation”***; UNSCEAR 2008; Report Vol.I; 2010
- [25] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR; ***“Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica”***; Posição Regulatória 3.01/002:2011; Rio de Janeiro; Brasil; 2011

- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS; ***“Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation”***; ICRU/Report.85^a ; Published by Oxford University Press; 2011
- [27] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION; ***“The 2007 Recommendation of the International Commission on Radiological Protection”***; Publication 103; Oxford; 2007
- [28] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR; ***“Restrição De Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas”***; Posição Regulatória 3.01/004:2011; Rio de Janeiro; 2011
- [29] LEVY S. D.; ***“Informatização e Unificação dos Programas de Proteção Radiológica: Monitoramento das Radiações Ionizantes”***; Tese (Doutorado); IPEN -Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2015
- [30] MANZOLI J. E., CAMPOS V. and DOI M.; ***“Evaluation of Reproducibility and Detection Limit of CaSO₄:Dy Radiation Detectors”***; Brazilian Archives of Biology and Technology; Vol 49: pp39-44; 2006
- [31] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL; ***“Avaliação de dados de medição - Guia para a expressão de incerteza de medição – GUM 2008”***; INMETRO; 1^a Edição Brasileira da 1^a Edição do BIPM de 2008; Rio de Janeiro; 2012
- [32] CORRÊA E.; ***“Metodologia de Controle de Qualidade e Implantação de Campos Padrões de Radiação X, Nível Mamografia, Seguindo a Norma Iec 61267”***; dissertação de mestrado; IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; São Paulo, 2010
- [33] AMIDE: Amide's a Medical Imaging Data Examiner, **Fonte:** <<http://amide.sourceforge.net>> acesso em 15/04/15
- [34] LOENING A.M., GAMBHIR S.S.; ***“AMIDE: A Completely Free System for Medical Imaging Data Analysis”***; Journal of Nuclear Medicine; 42(5):192P; Poster; 2001
- [35] SPINKS T.J., KARIA D., LEACH M. O. and FLUX, G.; ***“Quantitative PET and SPECT Performance Characteristics of the AlbiraTrimodal Pre-Clinical Tomography”***; Physics in Medicine and Biology; 59/pag.715–731; Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2014
- [36] SÁNCHEZ F. et al; ***“ALBIRA: A Small Animal PET/SPECT/CT Imaging System”***; Medical Physics; 40-051906. Abril 2013; American Association of Physicists in Medicine; disponível em: <<http://dx.doi.org.ez67.periodicos.capes.gov.br/10.1118/1.4800798>>; Acesso em: 04/02/2014
- [37] FERNANDES H.; ***“Reconstrução de Imagem PET por Decomposição do Sinograma”***; dissertação de mestrado; Integrado em Engenharia Biomédica; Instituto Biomédico de Investigação da Luz e Imagem – IBILI; 2009

[38] GOERTZEN A. L. et al.; ***“NEMA NU 4-2008 Comparison of Preclinical PET Imaging Systems”***; Published in: Journal of Nuclear Medicine, vol. 53/nº 8, Pp. 1-10; 2012

ANEXO A

REGISTRO DO USO DE RADIOFÁRMACOS NO LABORATÓRIO DO MICROPET/SPEC/CT

[illegible]

Observações:

•

[illegible]

Observações: