

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA NUCLEAR**

CLAUDIA CELESTE FRUTUOSO

ANÁLISE APLICADA DA NORMA CNEN PARA INSTALAÇÕES DE MEDICINA NUCLEAR

Rio de Janeiro

2015

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

CLAUDIA CELESTE FRUTUOSO

**ANÁLISE APLICADA DA NORMA CNEN PARA INSTALAÇÕES DE MEDICINA
NUCLEAR**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Claudio Luiz de Oliveira – Ph.D.
Prof. Sérgio Gavazza – Ph.D.
Prof. Anderson de Oliveira – M.Sc. (CNEN)

Rio de Janeiro

2015

C 2015

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, a reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que não tenha finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

621.48 Frutuoso, Claudia Celeste.

F945a Análise aplicada da norma CNEN para instalações de medicina nuclear / Claudia Celeste Frutuoso; orientada por Claudio Luiz de Oliveira e Sérgio Gavazza – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2015.

85 p. : il

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia – Rio de Janeiro, 2015.

1. Curso de Engenharia Nuclear – teses e dissertações. 2. Medicina Nuclear. 3. Radiação I. Oliveira, Claudio Luiz II. Gavazza, Sergio. Título. III. Título. IV. Instituto Militar de Engenharia.

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

CLAUDIA CELESTE FRUTUOSO

**ANÁLISE APLICADA DA NORMA CNEN PARA INSTALAÇÕES DE MEDICINA
NUCLEAR**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Claudio Luiz de Oliveira – Ph.D.
Prof. Sérgio Gavazza – Ph.D.
Prof. Anderson de Oliveira – M.Sc. (CNEN)

Aprovada em 26 de Agosto de 2015, pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Claudio Luiz de Oliveira – Ph.D. do IME – Presidente.

Prof. Sérgio Gavazza – Ph.D. do IME.

Prof^ª. Maria da Conceição Michiyo Koide – D.Sc. da CNEN

Prof. João Claudio Batista Fiel – D.Sc. do IME

Prof. Anderson de Oliveira – M.Sc. da CNEN.

Rio de Janeiro

2015

A você minha MÃE que apesar da ausência física, esteve junto a mim, em meu coração, durante mais esta etapa da minha vida. Obrigada por me ensinar a não desistir por mais difícil que pudesse parecer à caminhada. Meu AMOR ETERNO.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a DEUS, pois hoje mais do que nunca compreendo a existência de uma força maior. E esta força me ajudou a trilhar e seguir até o fim desta jornada. E que me levará a completar qualquer caminho.

Aos meus orientadores Claudio Luiz de Oliveira, Sérgio Gavazza e Anderson de Oliveira, pela disponibilidade em ter aceitado esse desafio, paciência ao repassar seus conhecimentos e companheirismo em todos momentos.

Ao corpo docente e demais funcionários da Seção de Engenharia Nuclear, aqui representados pelo professor e coordenador Maj. João Cláudio Batista Fiel, pelo tratamento diferenciado, quase familiar, que em outras instituições não existe.

Aos meus queridos amigos do curso, quero agradecer os grandes momentos de alegria e também as maratonas de estudos, tão desgastantes, mas, tão necessárias para a nossa formação.

As minhas amigas Krause Salles, Daniela Moura, Rita Moura e Luciana Ferreira, pelos momentos alegres e o ombro amigo quando a ansiedade surgia.

À minha irmã Teresa de Jesus Manuel por estar sempre ao meu lado, me incentivando e tornando a minha vida mais FELIZ!

À minha sogra Margarete Lopes da Silva e cunhado Thiago Lopes de Souza pelo incentivo, pela paciência nos momentos mais difíceis, e por me acolherem de forma tão amável em sua família.

A Fernando Daniel Lopes de Souza, meu marido, pelo carinho, apoio e por ter me aturado nos momentos de maior estresse. Graças a sua presença foi mais fácil transpor os dias de desânimo e cansaço!

Enfim, a todos que de alguma maneira contribuíram para a execução desse trabalho, seja pela ajuda constante ou por uma palavra de amizade!

“Não se deve ir atrás de objetivos fáceis, é preciso buscar o que só pode ser alcançado por meio dos maiores esforços.”

ALBERT EINSTEIN

SUMÁRIO

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES.....	10
LISTA DE TABELAS.....	11
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	12
LISTA DE SÍGLAS.....	14
1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Escopo do Trabalho	18
1.2 A Medicina Nuclear.....	19
1.3 Histórico da Evolução da Medicina Nuclear	22
1.4 Tomografia por Emissão de Pósitron.....	27
1.4.1 Histórico do PET/CT	29
1.4.2 A Evolução do PET/CT no Brasil	32
2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	36
2.1 Introdução	36
2.2 Tipos de Radiações e suas Interações com a Matéria	36
2.2.1 Partículas.....	37
2.2.3 Radiações	40
2.3 Interação de Raios Gama e Raios-X	41
2.3.1 Efeito Fotoelétrico	42
2.3.2 Efeito Compton.....	43
2.3.3 Produção de Pares	44
3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	45
3.1 Introdução	45
3.2 Unidades de Radiação e Radioatividade.....	45
3.2.1 Grandezas de Medidas de Radiação e Unidades.....	46
3.2.1.1 Exposição	47
3.2.1.2 Dose Absorvida	47
3.2.1.3 Dose Equivalente	48
3.3 Fontes de Radiação.....	48

3.3.1	Radiação de Fundo Natural.....	49
3.4	Efeitos Biologicos da Radiacao Ionizante.....	50
3.5	Limitar a Exposição	52
3.6	Normas e Regulamentação de Exposição à Radiação	53
4	BLINDAGEM	55
4.1	Introdução	55
4.2	Blindagem Aplicada a Instalações de Medicina Nuclear.	56
4.2.1	Blindagem para Fontes Emissoras de Radiação X e Gama	56
4.2.2	Camada Semi-Redutora	58
4.2.3	Camada Deci-Redutora	58
4.2.4	Fator de Redução ou Atenuação	59
4.2.5	Fator de Reprodução ou Acumulação “ Buildup” (<i>B</i>)	59
4.3	Materiais de Blindagem	61
4.4	Limites Autorizados e Classificação de Áreas	62
5	ANÁLISE COMPARATIVA DA DETERMINAÇÃO DA BLINDAGEM PARA UMA INSTALAÇÃO DE MEDICINA NUCLEAR COM PET/CT.....	62
5.1	Introdução	63
5.1.1	Radionuclídeos Pósitron-Emissores.....	63
5.2	Métodos.....	67
5.2.1	Método da AAPM 108.....	67
5.2.1.1	Atenuação do Paciente	68
5.2.1.2	Decaimento Radioativo.....	68
5.2.1.3	Limites Regulatórios.....	69
5.2.1.4	Cálculos na Sala de Absorção.....	69
5.2.2	Método de Foderaro.....	71
5.3	Cálculode Blindagem para Instalações de PET/CT	72
5.3.1	O Caso Exemplo	73
5.3.2	Método da AAPM 108.....	73
5.3.3	Método de Foderaro.....	73
5.4.	Fatores de Transmissão da Blindagem de Chumbo.....	75
5.4.1	Método da AAPM 108.....	75

5.4.2	Método de Foderaro com <i>Buildup</i> de Taylor	76
5.4.3	Método de Foderaro com <i>Buildup</i> de Berger	77
6	CONCLUSÃO	80
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFIAS	82

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 1 Como os radionuclídeos são utilizados em medicina nuclear.	20
FIG. 2 Primeira Radiografia feita por Röntgen.	23
FIG. 3 Tomografia por emissão de pósitrons (PET): esquema de decaimento do $^{11}_6\text{C}$ para $^{11}_5\text{B}$, e da aniquilação do pósitron com elétron e formação do par de fótons de 511 keV cada, em direções opostas.	28
FIG. 4 Funcionamento do PET.	31
FIG. 5 Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas dedicados de PET.	31
FIG. 6 (a) Sistema PET/CT comercial. (b) Posicionamento do paciente no interior da gantry. (c) Esquema de construção do sistema PET/CT.	34
FIG. 7 Protocolo padrão de um PET/CT.	35
FIG. 8 Representação da emissão de uma partícula α pelo núcleo.	39
FIG. 9 Representação da emissão de uma partícula β pelo núcleo.	40
FIG. 10 Representação da emissão da radiação γ pelo núcleo.	41
FIG. 11 Efeito Fotoelétrico.	42
FIG. 12 Espalhamento de Compton.	43
FIG. 13 Formação da Produção de Pares.	44
FIG. 14 Fontes de radiação.	49
FIG. 15 Doses médias anuais a partir de fontes naturais de radiação.	52
FIG. 16 Gráfico do Fator de Transmissão x Espessura de Chumbo em mm.	79

LISTA DE TABELAS

TAB. 1 Interações possíveis de ocorrer para partículas carregadas rápidas e consequências das interações.	38
TAB. 2 Coeficiente de atenuação mássico (cm^2/g)	60
TAB. 3 Constantes do Fator de <i>Buildup</i> , para diversos meios	60
TAB. 4 Propriedades Físicas dos materiais mais utilizados em blindagem	61
TAB. 5 Propriedades físicas de radionuclídeos usados em PET	64
TAB. 6 Constantes de taxa de dose equivalentes efetivas para radionuclídeos usados em PET.	65
TAB. 7 Valores reportados de constantes de taxa de dose e exposição de ^{18}F	65
TAB. 8 Fatores de transmissão de feixe largo para 511 keV no chumbo, concreto e ferro. ...	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

A_0	Atividade administrada para o paciente
a	Distância da fonte
B	Fator de transmissão da Blindagem
d	Distância da fonte à barreira
D	Dose absorvida
\dot{D}	Taxa de dose
D_w	Dose total semanal
E	Energia da fonte
FT	Fator de transmissão
F_U	Fator de decaimento no tempo de absorção
$k(E)$	Fator de conversão de fluxo para taxa de dose
m_e	Massa do elétron
N_w	O número de pacientes examinados por semana
n_{HVL}	número de camadas semi-redutora
n_{TVL}	número de camadas deci-redutora
rad	<i>Radiation absorbed dose</i>
rem	<i>Rontgen Equivalent Man</i>
R_t	Fator de redução
sem	Semana
t	Tempo
t_U	Tempo de absorção
t_I	Tempo de aquisição de imagem
x	Espessura da blindagem
w	<i>Week</i> - semana

SÍMBOLOS

Bq	Bequerel
c	Velocidade da luz

C	Coulomb
Ci	Curie
Gy	Gray
h	Constante de Planck
H	Dose Equivalente
I	Intensidade da radiação
J	Joule
N	Fator modificante da radiação
$NaI(Tl)$	Iodeto de Sódio Ativado com Tálcio
P	Limite de dose semanal
Q	Fator de absorção efetiva da radiação
R	Roentgen
S_0	Atividade da fonte
Sv	Sievert
T	Fator de ocupação
$T_{\frac{1}{2}}$	Meia vida do radionuclídeo
U	Fator de uso
ρ	Densidade do material
μ	Coefficiente de atenuação
X	Exposição
λ_f	Comprimento de onda final
λ_i	Comprimento de onda inicial
θ	Ângulo de espalhamento

LISTA DE SÍGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> “Tão baixo quanto razoavelmente exequível”
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BGO	Germanato de Bismuto
CDR	Camada deci-redutora
CSR	Camada semi-redutora
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CT	<i>Computerized Tomography</i> – Tomografia computadorizada
FDG	Fluorodeoxiglicose ou Fluordesoxiglicose
FIG.	Figura
HC-FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HVL	<i>Half Value Layer</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> -Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
INCA	Instituto Nacional do Câncer
InCor	Instituto do Coração
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LNT	<i>Linear no Threshold</i>
LSO	Ortosilicato de Lutécio
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> – Ressonância Magnética
NCRP-49	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements Report Nº 49</i>
ONU	Organização das Nações Unidas
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> – Tomografia por Emissão de Pósitrons
PET/CT	<i>Positron Emission Tomography / Computed Tomography</i>
PHS	Sistema de Movimentação do Doente (<i>Patient Handling System</i>)
SBMN	Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear

SI	Sistema Internacional
SPECT	<i>Single-photon emission computed tomography</i> - Tomografia por Emissão de um Único Fóton
TVL	<i>Tenth Value Layer</i>
UCLA	<i>University of California Los Angeles</i>
UNSCEAR	Comissão das Nações Unidas Científico sobre os Efeitos da Radiação Atômica
WNA	<i>World Nuclear Association</i>

RESUMO

A medicina nuclear é hoje uma das principais ferramentas utilizadas pelos profissionais de saúde tanto para diagnóstico quanto para terapia. Dentre estas ferramentas destaca-se o PET/CT, como o mais atual protocolo de diagnóstico. Os exames PET (*Pósitron Emission Tomography* - Tomografia por Emissão de Pósitrons) e CT (*Computerized Tomography* - Tomografia Computadorizada) são ambas ferramentas padrões de imagens que profissionais da saúde utilizam para diagnóstico. Um exame utilizando PET demonstra a função biológica do corpo antes que mudanças anatômicas ocorram, enquanto que o exame utilizando CT fornece informações sobre a anatomia do corpo como tamanho, formato e localização de possíveis alterações. Pela combinação destas duas tecnologias de exames, um exame PET/CT permite que profissionais da saúde identifiquem com mais precisão doenças como: o câncer, isquemia miocárdica, depressão, entre outras. Pela intensa utilização de radiação, as instalações onde estes exames são realizados devem ser blindadas, de acordo com normas restritas, visando à proteção do paciente e dos profissionais de saúde. Nesta dissertação é feita uma breve revisão de interação da radiação com a matéria, radioproteção e blindagem, como suporte para a análise comparativa entre a metodologia AAPM 108, ora em uso pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) para licenciamento de instalações de Medicina Nuclear onde são realizados procedimentos envolvendo tomografia por emissão de pósitrons (PET) e a abordagem considerada convencional para o mesmo problema, considerando-se o chumbo como material a ser usado na blindagem das radiações.

ABSTRACT

Nowadays the nuclear medicine is one of the most used tools by health professionals, both to make diagnosis and therapy. The emphasis is on PET/CT for being the most current diagnosis protocol. The PET (Positron Emission Tomography) and CT (Computerized Tomography) exams are both Picture patterns used by health professionals to make a diagnosis. An exam using PET can show the biological function of the body before anatomical changes happen. Otherwise exams using CT detect information about the body's anatomy, such as: size, shape and location of possible changes. By using these two exams technologies combined, it is possible to identify more precisely diseases as: cancer, heart ischemia, depression and so on. Because of the intense use of radiation, the imaging room requires a precise shielding design, in accordance with restrictive rules, to prevent both the patient and the health professional from any problem. This dissertation makes a brief review about radiation and matter interaction, radioprotection and shielding, as a support to the comparative analysis between the AAPM Task Group 108, that is used by CNEN (National Commission of Nuclear Energy - Comissão Nacional de Energia Nuclear) for licensing Nuclear Medicine facilities where Positron Emission Tomography (PET) take place, and the conventional approach to the same problem, that is, by using lead to protect as radiation shielding.

1 INTRODUÇÃO

1.1 ESCOPO DO TRABALHO

Instalações de medicina nuclear, por utilizarem fontes de radiação, necessitam utilizar sistemas de proteção radiológica que incluem blindagens para proteção dos pacientes, profissionais e públicos em geral. A blindagem das radiações envolve um projeto que determina qual espessura de determinado material, material de blindagem, deve ser utilizado para a proteção dos seres. É um projeto que envolve custos consideravelmente elevados. Visando a simplificação do projeto, a AAPM apresentou uma metodologia que permite o cálculo da espessura de blindagem necessária para uma dose requerida de modo mais direto que aqueles preconizados pela literatura consagrada.

Este trabalho tem como objetivo realizar uma análise comparativa entre a metodologia desenvolvida pela AAPM TASK GROUP 108, para cálculo de espessuras de blindagens em instalações onde são realizadas tomografias por emissão de pósitrons combinados ou não com tomografias computadorizadas, com os resultados obtidos, em situações idênticas, utilizando-se a metodologia convencional preconizada por autores clássicos da bibliografia pertinente.

O trabalho é organizado em capítulos onde o capítulo 1, este capítulo, trata de medicina nuclear, seus paradigmas e sua evolução temporal, conceitos básicos sobre tomografia por emissão de pósitrons e sua evolução histórica e no Brasil.

O capítulo 2 trata dos tipos de interação da radiação (e partículas) com a matéria, já que o trabalho trata, primordialmente, de blindagem que, em essência, é uma aplicação dos conceitos de interação da radiação com a matéria.

O capítulo 3 trata de proteção radiológica, protocolos e normas de procedimentos, inclusive limites de dose específicos para proteção dos seres quando expostos ou com probabilidade de exposição a materiais radiativos.

O capítulo 4 trata de forma sucinta de blindagem das radiações, objeto principal deste trabalho.

No capítulo 5 é feita uma análise comparativa entre os resultados obtidos segundo a abordagem preconizada pela AAPM 108 e os resultados, para um mesmo problema, obtidos por métodos indicados pela literatura consagrada.

No capítulo 6 são apresentadas as conclusões e sugestões para continuidade do trabalho.

1.2 A MEDICINA NUCLEAR

É uma especialidade médica onde são utilizados compostos marcados com radionuclídeos, os radiofármacos, para fins de diagnóstico e terapia. No que diz respeito a radiodiagnósticos os compostos seguem caminhos funcionais ou metabólicos específicos no organismo humano, sendo atraídos para órgãos, ossos ou tecidos específicos o que permite que um diagnóstico baseado na sua utilização possa determinar características não apresentadas por nenhum outro tipo de exame para elaboração de diagnóstico. Esta detecção precoce permite o tratamento da doença numa fase em que o prognóstico tem mais probabilidades de ter sucesso.

Ao permitir a caracterização funcional e metabólica dos tecidos, principalmente por meio de imagem, a medicina nuclear acrescenta dados aos demais métodos que não se mostraram adequados a diagnósticos conclusivos, auxiliando na gestão do tratamento e prevenção de doenças graves.

A detecção externa da radiação emitida pelo radiofármaco permite diagnosticar precocemente muitas doenças, utilizando métodos pouco invasivos, enquanto que as alterações anatômicas, mais facilmente observáveis, muitas vezes, não se manifestam senão em estágios relativamente avançados, como no caso de diversos tipos de câncer. Outra característica importante dos exames realizados com radiofármacos é a sua alta sensibilidade, ou seja, é possível obter informações biológicas com concentrações de radiofármacos em níveis de nano ou picomolares. Além disso, a marcação de diferentes moléculas com um único radionuclídeo permite avaliações e estudos de um mesmo órgão ou sistema em seus aspectos tanto macroscópicos quanto moleculares. Tais estudos podem

ser realizados através de imagens obtidas “in vivo” ou através de ensaios laboratoriais. Atualmente, a maior parte dos estudos radionuclídicos clínicos é de imagens, em especial as tomográficas. (ROBILOTTA, 2006).

O uso de radionuclídeos em terapias foi outro avanço da medicina nuclear. O radiofármaco é uma substância que, de acordo com sua forma farmacêutica, quantidade e qualidade de radiação, pode ser utilizada no diagnóstico, como já mencionado, e no tratamento de várias patologias obtendo-se resposta mais rápida e eficiente. De forma mais simples, pode-se dizer que radiofármacos são moléculas ligadas a elementos radioativos (radioisótopos ou radionuclídeos), constituindo-se, dessa forma, em traçadores radioativos, com a finalidade de diagnosticar patologias e disfunções do organismo. Em menor extensão, são aplicados na terapia de doenças, particularmente no tratamento de células tumorais tem, também, aplicação no tratamento de doenças benignas (hipertireoidismo, artrite). A primeira utilização de radioisótopos num humano com finalidade de diagnóstico, foi com o protactínio ^{228}Pa para estudar o tempo de circulação do sangue no corpo humano (COLOMBETTI, 1979).

A FIG. 1 apresenta um fluxograma da prática de medicina nuclear, apresentando os dois tipos de procedimento (terapêutico e diagnóstico) e os métodos de análise e administração de radionuclídeos.

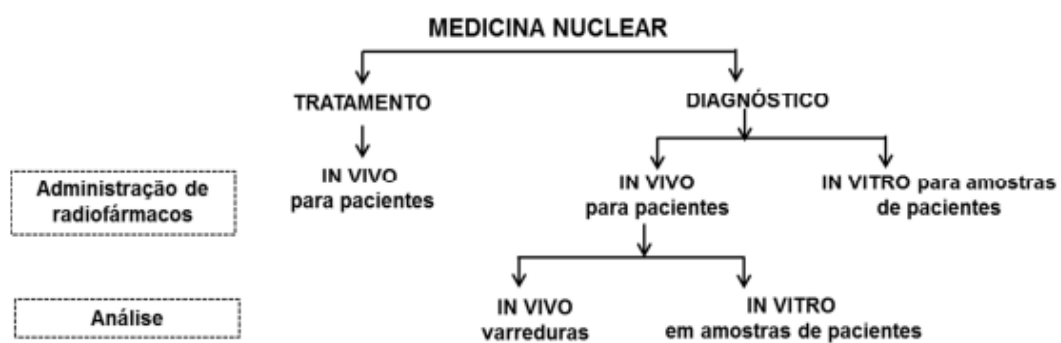


FIG. 1 Como os radionuclídeos são utilizados em medicina nuclear.
(Fonte: CNEN/IRD, 2011)

Radionuclídeos são administrados diretamente no paciente (oralmente, por inalação ou por via intravenosa), ou são adicionados em amostras extraídas do paciente (por

exemplo, sangue, urina ou qualquer tecido do corpo). O primeiro método é chamado “in vivo”, ou seja, “no corpo vivo”. O segundo método é denominado “in vitro”, ou seja, “em vidro”. Procedimentos terapêuticos sempre exigem administração “in vivo”, porém a administração para estudos de diagnóstico pode ser in vivo ou in vitro. Administração in vivo é mais comum em diagnóstico na medicina nuclear, pois permite o estudo em tempo real do que está acontecendo no corpo do paciente, ou seja, estudo funcional do órgão ou tecido de interesse. A distribuição de radioatividade em órgãos e tecidos é medida através da detecção de fótons emitidos do corpo. Realizam-se varreduras de parte do corpo, ou do todo, utilizando um dispositivo como um detector cintilador, denominado gama câmara, onde é efetuada a medição da absorção de radioatividade em órgãos para estudos “in vivo” como, por exemplo, a cintilografia da tireóide. (CNEN/IRD, 2011)

Os radiofármacos usados em medicina nuclear emitem raios gama que podem ser detectados externamente por tipos especiais de câmara: gama ou PET câmaras.

Estas câmaras funcionam em conjunção com computadores que são usados para formar imagens que providenciam dados e informação acerca da área do corpo que está sujeita a exame. Pode-se então visualizar a anatomia do paciente a partir do resultado da câmara. O radioisótopo tem que ter uma meia-vida¹ curta de modo a que não permaneça no corpo por um período de tempo muito prolongado.

Assim a medicina nuclear no que diz respeito ao diagnóstico é essencialmente a criação de mapas anatômicos de órgãos. O material radioativo é absorvido pela região objeto de pesquisa levando à determinação destes mapas anatômicos.

Atualmente, a medicina nuclear oferece procedimentos que são de grande ajuda para uma vasta área de especialidades médicas, desde pediatria até cardiologia passando pela psiquiatria.

¹ Meia-vida é o tempo necessário para que metade da quantidade inicialmente existente no material radioativo decaia.

1.3 HISTÓRICO DA EVOLUÇÃO DA MEDICINA NUCLEAR

Os principais fatos que envolveram a descoberta da radioatividade e seu uso na terapia e nos exames são, a seguir, apresentados em ordem cronológica:

1890 – O ponto mais remoto da origem da própria medicina nuclear. Embora não tenha relação direta com a questão nuclear, os raios X (raios catódicos) suscitaram a descoberta, no ano seguinte, da radioatividade natural dos átomos por Becquerel.

O indício do surgimento da medicina nuclear diagnóstica foi desenvolvido em 1890, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) que detectou pela primeira vez os raios X, assim chamados devido ao desconhecimento, por parte da comunidade científica da época, a respeito da natureza dessa radiação.

A descoberta ocorreu quando Röntgen estudava o fenômeno da luminescência produzida por raios catódicos num tubo de Crookes. Todo o aparato foi envolvido por uma caixa com um filme negro em seu interior e guardado numa câmara escura. Próximo à caixa, havia um pedaço de papel recoberto de platinocianeto de bário. Röntgen percebeu que quando fornecia energia cinética aos elétrons do tubo, estes emitiam uma radiação que marcava a chapa fotográfica. Intrigado, resolveu colocar entre o tubo de raios catódicos e o papel fotográfico alguns corpos opacos à luz visível. Desta forma, observou que vários materiais opacos à luz diminuía, mas não eliminavam a chegada desta estranha radiação até a placa de platinocianeto de bário. Isto indicava que a radiação possui alto poder de penetração. Após exaustivas experiências com objetos inanimados, Röntgen pediu à sua esposa que posicionasse sua mão entre o dispositivo e o papel fotográfico.

O resultado foi uma foto que revelou a estrutura óssea interna da mão humana. Essa foi a primeira radiografia nome dado pelo cientista à sua descoberta em 8 de novembro de 1895. Posteriormente à descoberta do novo tipo de radiação, cientistas perceberam que esta causava vermelhidão da pele, ulcerações e emolamento, para quem se expusesse sem nenhum tipo de proteção. Em casos mais graves, poderia causar sérias lesões cancerígenas, necrose e leucemia, e então à morte. A FIG. 2 a seguir retrata a primeira radiografia feita por Röntgen, referente a mão da sua

esposa, onde foi utilizado um material radioativo para constituir a imagem dos ossos sem técnicas invasivas tirada em 22 de dezembro de 1895 e apresentada ao Professor Ludwig Zehnder, do Instituto de Física da Universidade de Freiburg, em 1 de janeiro de 1896.



FIG. 2 Primeira Radiografia feita por Röntgen.
(Fonte: WIKIPEDIA.)

1896 - O primeiro marco da medicina nuclear surgiu quando Becquerel descobriu a atividade radioativa natural do urânio.

1897 - Descoberta do elemento químico Rádio, ^{226}Ra , pelo casal Curie.

1898 – A definição do termo radioatividade;

1901 - Danlos e Eugene Bloch colocaram rádio sobre uma lesão de pele causada pela tuberculose;

1903 - Graham Bell sugeriu a colocação de fontes contendo rádio próximo ou dentro de tumores para o tratamento do câncer.

As descobertas anteriores concederam aos cientistas, Becquerel e ao casal Curie, o Prêmio Nobel de Física de 1903;

1913 – Frederick Proescher publicou o primeiro estudo sobre a injeção intravenosa de rádio para a terapia de vários tumores; desenvolvimento do conceito de isótopo por Soddy.

Entretanto, foi o “princípio do traçador”, proposto pelo químico húngaro George de Hevesy, em 1913, que realmente forneceu o fundamento biológico para a especialidade de medicina nuclear. Ele confirmou o princípio através de experiências com nitrato de chumbo marcado com o nuclídeo radioativo ^{210}Pb , mostrando sua absorção e seu movimento em plantas.

1923 – Primeira aplicação em seres humanos de traçadores radioativos para exploração biológica por Hermann Blumgart;

1927 – Proposta de um detector de radiações por Geiger e Müller;

Em 1927, Herrmann L. Blumgart e Soma Weiss realizaram a primeira medida da velocidade sanguínea, mediante a injeção de uma solução de radônio-C em um braço e a subsequente verificação, com uma câmara de Wilson, de sua chegada no outro braço.

1932 – Construção do primeiro cíclotron. A invenção e a construção do cíclotron, por Ernest O. Lawrence e M. Stanley Livingstone, possibilitou a produção de radionuclídeos artificiais, através do bombardeamento de núcleos-alvos por partículas positivas aceleradas.

1934 – Descoberta da radioatividade artificial do ^{30}P por Irené e Frédéric Joliot Curie.

1936 – John Lawrence fez a primeira aplicação terapêutica de radionuclídeos artificiais quando usou o ^{32}P no tratamento de leucemia;

1937 – Descoberta do ^{59}Fe por John Livingood, Fred Fairbrother e Glenn Seaborg; aplicação da radiação em seres humanos na Califórnia, USA;

1938 – Tratamento de câncer de tiróide com o ^{131}I ;

O primeiro uso clínico de material radioativo foi usado, para tratar um paciente com leucemia na Universidade de Berkeley na Califórnia. O acontecimento que é considerado como sendo o marco da medicina nuclear moderna foi o uso de iodo radioativo para tratar doenças da tiróide. O iodo radioativo foi injetado no paciente e seguiu o trajeto normal que o iodo seguiria. Foi absorvido pela tiróide onde era usado tanto para fins terapêuticos como para obtenção de imagens.

1939 – Primeiras aplicações terapêuticas;

O Prêmio Nobel de Física de 1939 foi para Ernest Lawrence, pela invenção e a construção do cíclotron.

1943– O princípio do traçador, proposto em 1913 concedeu ao químico Hevesy o Prêmio Nobel de Química de 1943.

1946 – Construção do primeiro reator nuclear produtor de radionuclídeos;

A produção de quantidades suficientes de radionuclídeos para uso médico só se iniciou com o advento dos reatores nucleares, desenvolvidos durante a Segunda Guerra Mundial. O reator de Oak Ridge (Estados Unidos) começou sua produção em escala comercial em 1946, e o de Harwell (Reino Unido), em 1947. Em 1946 foi relatado que após um tratamento com iodo radioativo o crescimento do tumor cancerígeno no paciente tinha completamente desaparecido.

1951 – Construção do "scanner" com cristal de cintilação de iodeto de sódio, o que permite realizar as primeiras gamagrafias por Reed e Libby.

Foi Benedict Cassen quem, em 1951, ao inventar e construir o mapeador linear deu início à era de diagnóstico por imagens radionuclídicas;

1952 – A terminologia Medicina Nuclear substitui a expressão Medicina Atômica, utilizada até então;

1956 – Instauração da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN com o propósito de normatizar e orientar a aplicação da energia nuclear para fins pacíficos no Brasil.

Ainda em 1956 foi instituído o Instituto de Energia Atômica – IEA (atual Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN –CNEN/SP)

1957 – Hal Anger inventou a câmara de cintilação, um dispositivo de imagem que permitia a visualização de exames dinâmicos;

A câmara de cintilação é um sistema de formação de imagens que não exigia que o detector fosse movimentado e que apresentava maior resolução geométrica, além da possibilidade de se obter projeções diferentes de uma mesma distribuição de radiofármaco. As informações adquiridas pela câmara de cintilação eram transformadas em imagens e exibidas por um tubo de raios catódicos, de modo que podiam ser registradas em filmes ou chapas fotográficas. As modernas câmaras usadas atualmente são derivadas da câmara Anger.

1962 – A tomografia por reconstrução de emissão foi apresentada por David Kuhl. O método foi depois alterado para o que atualmente é chamado de SPECT e PET;

- 1970** – Louis Sokoloff e Martin Reivich mostraram que a desoxiglicose marcada com ^{14}C era capaz de mapear o metabolismo cerebral;
- 1971** – A Associação Americana de Medicina reconheceu oficialmente a medicina nuclear como uma especialidade médica;
- 1972** – Godfrey Hounsfield e Allan Cormack constroem o primeiro equipamento de tomografia computadorizada (CT);
- 1973** – Strauss introduziu o teste de exercício com estresse físico para avaliação miocárdial;
- 1975** – A desoxiglicose marcada com ^{18}F -FDG foi sintetizada;
- 1976** – John Keyes desenvolveu a primeira câmara de tomografia computadorizada de emissão de fótons únicos de uso geral; Ronald Jaszczak desenvolveu a primeira câmara para uma cabeça detectora SPECT;
- 1977** – Solomon A. Berson e Rosalyn S. Yalow, desenvolveram a técnica de ensaios radioimunológicos, gerando um grande avanço na quantificação de substâncias como os hormônios no sangue. Neste ano e por esse trabalho, Yalow foi a primeira física a receber um Prêmio Nobel de Medicina e Fisiologia.
- 1978** – Anticorpos marcados radiativamente são usados por David Goldenberg para realizar a imagem de tumores.
- 1979** – Phelps obtém a primeira imagem PET com o FDG;
- 1983** – William Eckelman e Richard Reba realizaram o primeiro SPECT cerebral com neuroreceptores em humanos;
- 1995** – ADAC *Laboratories* lança a primeira gama-câmara para imagens FDG/PET (imagens por coincidência);

Atualmente existe uma infinidade de procedimentos de medicina nuclear podendo ser aplicada a qualquer órgão do corpo humano. Se os avanços tecnológicos na medicina nuclear continuarem a possibilidade de novos desenvolvimentos é interminável.

Desde a sua introdução em aplicações clínicas, as técnicas de tomografia por emissão de pósitrons, SPECT de duas cabeças em modo de coincidência e PET, vêm suprindo a comunidade médica com informações biológicas distribuídas no espaço e no tempo. Entretanto, devido à meia-vida física extremamente curta dos emissores de pósitron viáveis

e ao alto custo de implantação e execução, só nos anos 1990 a tecnologia PET se fixou definitivamente, mesmo nos países desenvolvidos, na rotina de grande parte das clínicas nucleares, com o uso da ^{18}F -FDG, composto análogo à glicose, marcado inicialmente com ^{14}C por Louis Sokoloff e equipe, e, posteriormente, com ^{18}F por Tatuio Ido e colaboradores. A SPECT (tomografia computadorizada por emissão de fótons simples), por outro lado, foi absorvida de imediato, e muitos radiofármacos (a maior parte marcada com $^{99\text{m}}\text{Tc}$) e procedimentos foram e continuam sendo desenvolvidos.

A partir daí fica difícil uma análise temporal, já que vários desenvolvimentos ocorreram quase que concomitantemente.

Associada ao desenvolvimento farmacológico, a pesquisa para melhorar a instrumentação, com o uso de detectores mais eficientes e de eletrônica mais rápida, tem impulsionado tanto a SPECT como a PET em suas aplicações. Em especial, a combinação da PET com a tomografia computadorizada (*computed tomography*, CT) — o sistema combinado PET/CT— por David W. Townsend e equipe, na Universidade de Pittsburgh, acoplando um tomógrafo por emissão de pósitrons a um outro multicortes por transmissão de raios X, permite a extração máxima dos benefícios que essas modalidades podem oferecer, em conjunto, aos médicos e seus pacientes.

Como consequência da evolução instrumental e farmacológica, as imagens radionuclídicas estão fornecendo informações cada vez mais em nível molecular, de modo que a escolha dos métodos de reconstrução tomográfica e as correções, assim como as quantificações em tomografia por emissão, têm merecido atenção especial por parte da comunidade. Pesquisas que enfocam a busca de resultados quantitativos mais precisos, confiáveis e rápidos estão sendo realizadas em inúmeros centros do mundo, inclusive no Brasil.(ROBILOTTA, 2006)

1.4 TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRON

A tomografia por emissão de pósitrons (PET - *Positron Emission Tomography*), é uma técnica que utiliza radionuclídeos emissores de pósitrons, que interagem quase que

instantaneamente com elétrons, proporcionando a aniquilação de pares (elétron-pósitron) com subsequente emissão de radiação gama. Quando os pósitrons se aniquilam por combinação com elétrons negativos, dão origem, na maioria das vezes, a dois fótons de 511 keV em direções opostas formando um ângulo de 180°. (THRALL et al, 2003).

Para reproduzir a imagem o aparelho de PET utiliza um anel de detectores de modo que sempre existem dois detectores dispostos em lados opostos para capturar os pares de fótons produzidos na aniquilação.

O decaimento por emissão de pósitron pode ser descrito por, ${}^A_ZX \rightarrow ({}^{A}_{Z-1}Y + {}^0_{+1}e + \nu$, onde o radionuclídeo pai A_ZX decai para o nuclídeo filha ${}^{A}_{Z-1}Y$, com a subsequente emissão de um pósitron β^+ e de um neutrino ν . (ROBILOTTA, 2006).

A FIG. 3 ilustra o esquema de decaimento do ${}^{11}_6C$ para ${}^{11}_5B$, o caminho percorrido até a aniquilação do pósitron com um elétron do meio e a consequente formação do par de fótons de 511 keV cada, em direções opostas.

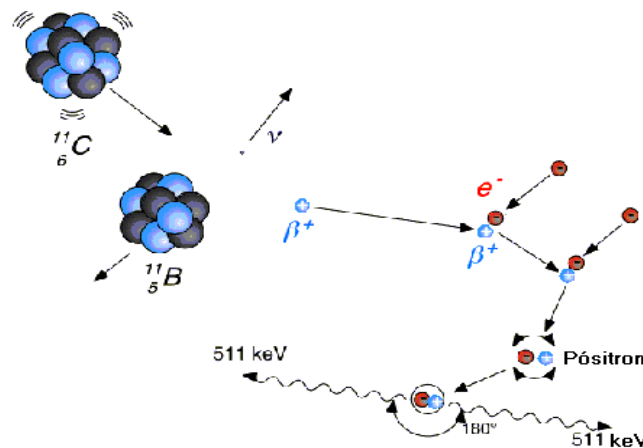


FIG. 3 Tomografia por emissão de pósitrons (PET): esquema de decaimento do ${}^{11}_6C$ para ${}^{11}_5B$, e da aniquilação do pósitron com elétron e formação do par de fótons de 511 keV cada, em direções opostas. (Fonte: De OLIVEIRA 2002.)

As imagens por emissão de pósitrons podem ser obtidas com dois tipos de equipamento: os sistemas dedicados e os baseados em câmaras de cintilação. Ambos utilizam a colimação eletrônica para registrar os eventos de coincidência, isto é, os pares de fótons que forem detectados em diferentes posições, dentro de um intervalo de tempo muito curto para caracterizar a coincidência, pré-definido pelo fabricante, vão constituir esses eventos. A linha que une os dois fótons detectados em coincidência define a linha de resposta, que é usada, posteriormente, na reconstrução do corte tomográfico. Se os dois

fótons detectados provierem de uma mesma aniquilação, sem interagir com o meio, o evento é chamado de coincidência verdadeira, e o local de aniquilação estará sobre a linha de resposta. Se os fótons forem originados de uma mesma aniquilação, porém um deles tiver interagido com o meio, o local de aniquilação não estará mais sobre a linha de resposta e o evento é denominado espalhado. Se ambos os fótons se originarem de aniquilações diferentes, o par detectado definirá uma linha de resposta errada, resultando em um evento aleatório. Os modernos sistemas de PET dedicados são formados por mais de 15 000 elementos de detecção, dispostos em anéis adjacentes, que vão registrar os eventos de coincidência dentro de intervalos da ordem de 10 a 12 nanossegundos. Os elementos de detecção são pequenos cristais de cintilação, BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) ou LSO $[(\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce}))]$, agrupados e acoplados a tubos fotomultiplicadores. As saídas dos tubos vão alimentar um sistema complexo de análise, discriminação e processamento que vai fornecer, no final, a imagem tomográfica. Como muitas aniquilações ocorrem simultaneamente nos volumes que contêm o radiofármaco, nem todos os eventos de coincidência registrados são formados por fótons criados na mesma aniquilação. Assim, é necessário excluir ou minimizar os eventos não-verdadeiros, para que a imagem reconstruída represente, da maneira mais próxima possível, a distribuição original.

1.4.1 HISTÓRICO DO PET/CT

Os conceitos de tomografia por emissão e transmissão remontam aos anos 50, quando os médicos David Kuhl e Roy Edwards construíram, na Universidade da Pensilvânia, equipamentos para mapear a distribuição de radionuclídeos no organismo.

No início dos anos 70, Louis Sokoloff e Martin Reivich mostraram que a desóxi-glicose marcada com ^{14}C era capaz de mapear o metabolismo cerebral e que era uma excelente opção para o mapeamento da atividade metabólica do cérebro e de outros órgãos.

Em meados de 1973, o grupo liderado por David Kuhl na Universidade da Califórnia em Los Angeles (UCLA) dedicou-se à exploração de aplicações clínicas das imagens PET, principalmente na avaliação de desordens do sistema nervoso central. Isto foi possível

porque era uma das poucas universidades que dispunham de um ciclotron² dedicado à produção de radioisótopos para uso médico.

No final de 1973 percebeu-se que o ¹⁸F, devido à sua meia-vida de 109,8 minutos e sua radiação gama de 511 keV, permitiria obter imagens em seres humanos. Em 1975, a desoxiglicose marcada com ¹⁸F-FDG – foi sintetizada, e os primeiros testes com dois voluntários saudáveis foram feitos em 1976. A qualidade da imagem não era ideal, mas os resultados foram gratificantes.

Desde a metade da década de 80, o PET é utilizado em exames cerebrais para investigação de tecidos malignos recorrentes. Ainda nos anos 80, o desempenho das imagens PET de corpo inteiro foi melhorado e, no início dos anos 90, sua aplicação como modalidade diagnóstica passou a ser reconhecida. O único inconveniente está nos radiofármacos, que, devido à meia-vida curta dos emissores de pósitrons, como o ¹⁸F, que tem sua atividade radioativa reduzida à metade a cada uma hora e cinquenta minutos, devem ser produzidos próximo ao local de aplicação.

A proliferação de centros produtores de ¹⁸F-FDG só foi acontecer em meados da década de 1990 nos Estados Unidos e em boa parte do mundo.

O PET/CT representa um novo padrão de imagens para a escolha da melhor forma de conduzir os pacientes oncológicos. Em Neurologia, há diversas aplicações, mas o seu uso principal ocorre em casos de epilepsia e demências.

² Um ciclotron é um acelerador de partículas usado para produzir radioisótopos utilizando a diferença de potencial elétrico. Com o aumento da velocidade da partícula, um feixe vai tendo seu raio aumentado, numa trajetória em espiral, até que ele é deslocado em direção ao alvo a ser bombardeado.

Nas FIGs. 4 e 5 podemos observar o funcionamento do PET.

■ TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRON (PET)

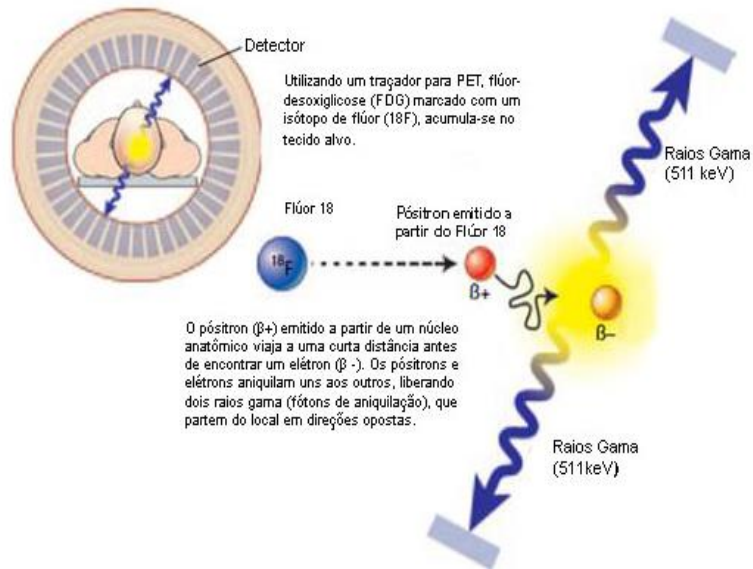


FIG. 4 Funcionamento do PET.
(Fonte: Cleveland Clinic Journal of Medicine.2006)

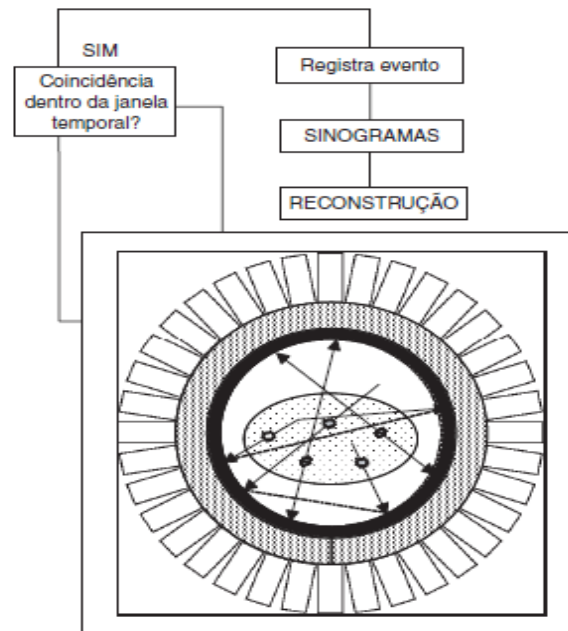


FIG. 5 Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas dedicados de PET
(Fonte ROBILOTTA. 2006)

Os estudos com PET são alternativas economicamente viáveis e eficientes no diagnóstico e tratamento do câncer e de outras moléstias; ferramentas poderosas para o gerenciamento de doenças; fundamentais nas decisões corretas e precoces, na redução de riscos cirúrgicos, tratamentos intensivos e longas convalescenças; um instrumento promissor na saga da Medicina pelo predomínio da prevenção sobre o remédio.

1.4.2 A EVOLUÇÃO DO PET/CT NO BRASIL

O Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP), em 1998 introduziu no Brasil a tecnologia PET, com a instalação de uma câmara PET/SPECT. Essa nova tecnologia estendeu a metodologia já bem estabelecida em SPECT ao PET a um custo reduzido e sustentável quando comparado ao custo da PET dedicada, além de permitir o uso contínuo da câmara quando da ausência de fornecimento da ^{18}F -FDG.

Os sistemas PET/SPECT permitiram que a comunidade médica brasileira se familiarizasse com a utilização de emissores de pósitrons, principalmente do ponto de vista dos protocolos clínicos, pois, até então, todos os estudos eram feitos com compostos emissores de fótons, como o $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

No final de 2002, foi instalado o primeiro tomógrafo dedicado a PET no Serviço de Radioisótopos do InCor, substituindo o sistema PET/SPECT.

O maior benefício desses sistemas está na aquisição de duas modalidades de imagens a partir do mesmo referencial, permitindo assim que o paciente não seja deslocado entre um exame e outro, possibilitando a fusão das duas imagens para a identificação das regiões analisadas. Devido à maior sensibilidade dos sistemas dedicados, é possível realizar uma quantidade maior de exames do que com os sistemas baseados em câmaras de cintilação.

Quanto à preparação dos pacientes, novos cuidados foram introduzidos, já que a ^{18}F -FDG é consumida por tecidos metabolicamente ativos. Além disso, a manipulação de material com produção de fótons de aniquilação de 511 keV, bem maior do que os 140 keV do fóton do $^{99\text{m}}\text{Tc}$, o radionuclídeo mais usado em medicina nuclear, exigiu uma nova

abordagem quanto à proteção radiológica. Por outro lado, a meia-vida física bastante curta facilitou o tratamento do rejeito.

A adoção de sistemas baseados em câmaras de cintilação também motivou os físicos-médicos que atuam em medicina nuclear a ampliar seus conhecimentos e adaptar procedimentos de controle de qualidade e proteção radiológica, assim como desenvolver estudos e metodologias para a quantificação, reconstrução totalmente 3D e fusão de imagens. A grande parte dos resultados conseguidos pode ser facilmente estendida aos sistemas dedicados.

No Brasil, assim como no resto do mundo, a maior contribuição clínica dos estudos de PET com ^{18}F -FDG está na oncologia, para detecção, localização e estadiamento de tumores primários, diferenciação entre tumores benignos e malignos, detecção e avaliação de recorrências e metástases, diferenciação entre recorrências e alterações pós-cirúrgicas, seguimento e avaliação de procedimentos terapêuticos. Os resultados obtidos, em especial aqueles com os sistemas combinados PET/CT, têm ajudado a indicar, ajustar e, até mesmo, alterar procedimentos em pacientes com tumores de diversos tipos.

A introdução da tomografia por emissão de pósitrons, em particular o uso de sistemas PET/CT, está propiciando uma interação maior entre médicos especializados em medicina nuclear e radiologistas no que se refere à análise e à avaliação das imagens compostas de anatomia e fisiologia, e entre os médicos especialistas em imagens e oncologistas no que tange aos resultados obtidos. Além disso, a possibilidade de utilização direta das informações metabólicas fornecidas pelas imagens de PET, combinadas com as informações anatômicas presentes na tomografia computadorizada por raios X, está também contribuindo para tornar o planejamento radioterapêutico mais adequado a cada paciente, principalmente quanto à proteção dos tecidos sãos ao redor do tumor.

Com relação às outras aplicações, o impacto tem sido menor, um pouco menos significativo em neurologia e psiquiatria do que em cardiologia, seguindo a distribuição das aplicações em países mais experientes em tecnologia PET.

Segundo dados da SBMN (Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear), atualmente, existem aproximadamente 110 equipamentos PET/CT instalados no Brasil.

O PET/CT consegue associar à alta sensibilidade metabólica e resolução espacial do PET, uma correlação anatômica até então inconcebível, possibilitando a detecção precoce e

a localização precisa de uma lesão. O PET/CT representa o estado da arte em tomografia por emissão de pósitrons e veio substituir os equipamentos PET que não dispõem de CT acoplado. O poder extraordinário destas imagens, principalmente das imagens de fusão, fez-se sentir logo na primeira paciente a ser submetida a estes estudos na América Latina, no dia 30 de maio de 2003. Era uma paciente de 49 anos de idade, com câncer de mama a dez anos, submetida à mastectomia radical, quimioterapia e radioterapia, e que então apresentava elevação do marcador tumoral. As imagens PET mostraram apenas duas lesões no terço ao braço direito, mas não era possível decidir sua localização exata: partes moles, linfonodos, ossos. As imagens CT não mostravam as lesões. Mas a fusão de imagens mostrou claramente serem metástases no úmero direito, alterando significativamente a conduta para esta paciente (CAMARGO, 2005).

O PET/CT é um equipamento que une os recursos diagnósticos da Medicina Nuclear (PET) e da Radiologia (CT). O equipamento sobrepõe imagens metabólicas (PET) às imagens anatômicas (CT), produzindo assim um terceiro tipo de imagem (MARTINS et al, 2008).

Nas FIGs. 6 e 7 poderá ser observado respectivamente, Sistema PET/CT e um esquema simplificado de um Protocolo padrão de um PET/CT.

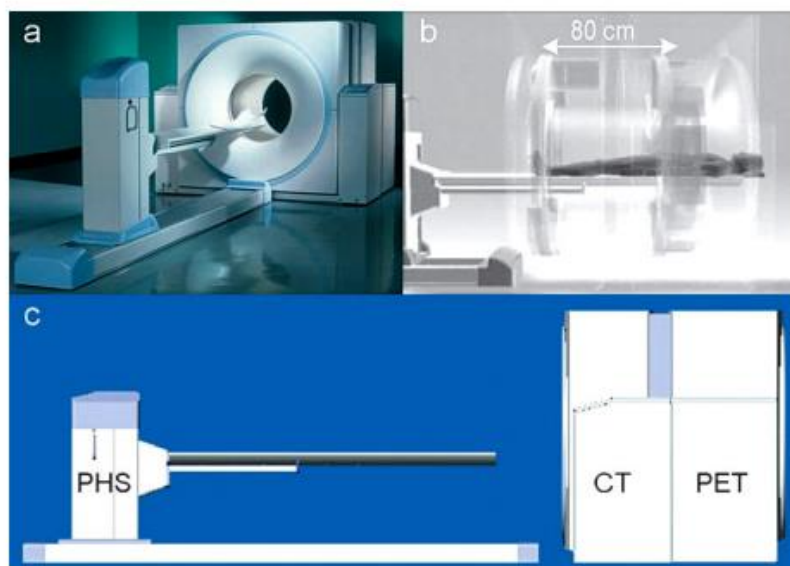


FIG. 6 (a) Sistema PET/CT comercial. (b) Posicionamento do paciente no interior da gantry. (c) Esquema de construção do sistema PET/CT. (SILVA, 2008).

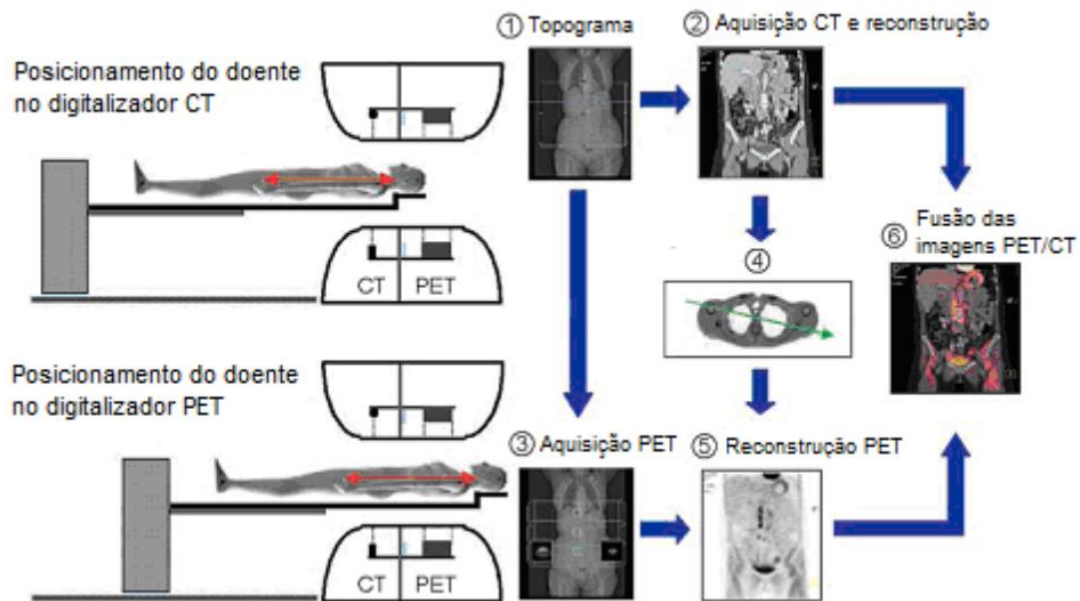


FIG. 7 Protocolo padrão de um PET/CT. (1) O doente é posicionado no digitalizador CT e é realizado totopograma. (2) É iniciado a aquisição CT e ao mesmo tempo a reconstrução do mesmo. (3) Enquanto a reconstrução do CT finaliza, o doente é automaticamente posicionado no digitalizador PET iniciando-se a aquisição. (4) Assim que a reconstrução do CT estiver completa os coeficientes de correção de atenuação são armazenados no computador. (5) No fim da aquisição PET a reconstrução total é disponibilizada. (6) As imagens são fundidas e visualizadas. (SILVA, 2008).

2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

2.1 INTRODUÇÃO

Como anteriormente mencionado, a medicina nuclear é uma especialidade médica que utiliza compostos marcados com radionuclídeos, os radiofármacos, para fins de diagnóstico e terapia. A base sobre a qual esta modalidade repousa refere-se à maneira com que a radiação ou partículas emitidas no processo de decaimento radioativo interagem com a matéria, permitindo que sejam obtidas imagens (diagnóstico, onde o paciente é a própria fonte de radiação, que, emitida, gera a imagem desejada), ou que células tumorais sejam aniquiladas pela energia da radiação recebida (terapia). A interação da radiação com a matéria não é um processo único, depende da radiação (ou partícula), sua energia e o meio onde interage. O estudo proposto referente à análise de tipos de blindagem requer o conhecimento adequado da interação da radiação com a matéria.

2.2 TIPOS DE RADIAÇÕES E SUAS INTERAÇÕES COM A MATÉRIA

A radiação nuclear surge a partir de centenas de diferentes tipos de núcleos instáveis, naturais e artificiais. Enquanto muitos existem na natureza, a maioria é criada em reações nucleares. Elementos naturalmente radiativos emitem partículas alfa, beta e radiação gama. É possível a criação de elementos artificialmente radiativos, que, após formados, comportam-se como os naturalmente radiativos, e podem emitir outros tipos de partículas. Todos, partículas e radiações, interagem com a matéria criando pares de íons. As partículas carregadas produzem ionização à sua passagem pela matéria, radiações eletromagnéticas apresentam meios próprios de interagir com a matéria, porém o resultado é deposição de energia sob forma de calor e ionização da matéria. Tal ionização pode danificar seriamente tecidos vivos.

A interação das radiações com a matéria depende da composição do meio e da energia da radiação. (KAPLAN, 1978)

A detecção da radiação é realizada pelo resultado produzido pela interação da radiação com um meio sensível (detector). Em um sistema detector os detectores de radiação são os elementos ou dispositivos sensíveis à radiação ionizante utilizados para determinar a quantidade de radiação presente em um determinado meio de interesse. O sistema integrado detector/medidor é chamado de monitor de radiação. Os sistemas detectores que indicam a radiação total a que uma pessoa foi exposta são chamados de dosímetros.

Com isto, os efeitos produzidos pela interação da radiação com o detector permitem chegar a conclusões sobre a quantidade e propriedades da radiação detectada.

2.2.1 PARTÍCULAS

As partículas carregadas interagem no meio material, pois existem cargas distribuídas em todo meio e a força coulombiana é de longo alcance. O modelo mais frequentemente utilizado para descrever a passagem de uma partícula carregada pela matéria supõe que há uma sequência contínua de interações nas quais a partícula perde pequenas frações de sua energia, até ser completamente freada e não ser mais considerada uma fonte de ionização.

A ocorrência de cada tipo de interação e a correspondente perda de energia dependem basicamente da seção de choque para aquele tipo de interação. As interações com o núcleo são mais raras, pois este ocupa uma área muito pequena do átomo. O choque mais frequente é com a eletrosfera, ou seja, predominam-se as colisões suaves.

Entre as partículas ionizantes, o elétron é a partícula carregada de menor massa de repouso ($m_e c^2 = 0,511\text{MeV}$), de maneira que sua energia cinética, em geral, não é desprezível se comparada com a energia de repouso. Esse é o principal motivo para que o tratamento físico da interação das partículas carregadas com a matéria seja subdividido em dois grupos: elétrons, que inclui elétrons e pósitrons, e partículas carregadas pesadas, como as partículas alfa. A TAB.1 mostra algumas interações possíveis entre partículas carregadas e a matéria.

TAB. 1 Interações possíveis de ocorrer para partículas carregadas rápidas e consequências das interações.

Partícula Carregada	Interações Possíveis	O que muda no meio de interação	Radiação ionizante produzida
Elétrons, pósitrons e íons pesados	Colisões inelásticas com o átomo (colisão suave).	Excitação e eventual ionização de átomos em camada de valência.	Partícula primária com pequena mudança de direção, eventualmente um elétron rápido secundário.
	Colisões com elétrons fortemente ligado (colisão dura)	Ionização (camada interna) e excitação do átomo.	Partículas primária, elétron rápido (secundário), raios X característicos, elétron Auger.
	Choque elástico com o núcleo	Reco do Núcleo	Partícula primária com mesma energia e outra trajetória.
Elétrons e pósitrons	Choque inelástico com o núcleo	Reco do núcleo	Partícula primária e radiação de frenamento (Bremsstrahlung)
Pósitrons	Aniquilação com um elétron do meio	Ionização e excitação do átomo	Dois fótons de aniquilação, cada um com 0,511 Mev
Todos	Reação nuclear	Núcleo modificado (Z ou A) e excitado	Partículas subnucleares, raios gama de desexcitação nuclear.

(Fonte: YOSHIMURA, 2009)

a) Partículas Alfa

A experiência de Sir James Dewar em 1908 e repetida por Rutherford e Royds em 1909, confirmaram a identidade da partícula alfa, com um núcleo de hélio ${}^4_2\text{He}$.

Os núcleos de hélio que consistem em dois prótons e dois nêutrons ${}^4_2\text{He}$ e são emitidos a partir de ocorrência natural em elementos pesados como o urânio e rádio, bem como a partir de alguns elementos transurânicos. Partículas alfa são intensamente ionizantes, devido à sua dupla carga positiva e, devido à grande produção de pares de íons à sua passagem, perdem rapidamente a energia, tendo baixo poder de penetração sendo motivo de preocupação quando a matéria emissora é introduzida no organismo. Em geral, a emissão de partículas alfa é acompanhada por emissões de raio gama, de acordo com o espectro característico de cada elemento. (KAPLAN, 1978). A FIG. 8 representa a emissão de uma partícula α pelo núcleo.

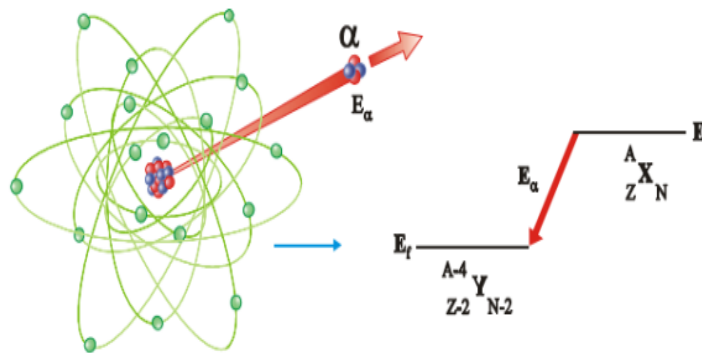


FIG. 8 Representação da emissão de uma partícula α pelo núcleo.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

b) Partículas beta

A emissão de partículas beta (β) é um processo mais comum entre os núcleos leves ou de massa intermediária, que possuem um excesso de nêutrons ou de prótons em relação à estrutura estável correspondente. Para descrever elétrons de origem nuclear, carregados negativamente (e^-), ou positivamente (e^+) utiliza-se o termo partícula beta.

Estas são partículas com mesma massa de repouso do elétron, com grande energia cinética, emitidos por muitos elementos radioativos. São mais penetrantes e menos ionizantes que as partículas alfa, mas são facilmente blindados por alguns milímetros de madeira ou de alumínio. Devido à baixa ionização quando comparada às partículas alfa, são mais penetrantes, embora tenham trajetória pouco definida devido a sua pequena massa. A exposição à essas partículas produz um efeito similar ao de queimaduras solares, pela deposição da energia na matéria. Dependendo da energia da partícula e do material onde ocorre a interação, é possível a emissão de radiação eletromagnética, raios X. Substâncias beta-radioativas, fontes, são seguras se mantidas em blindagem adequada. A FIG. 9 representa a emissão de uma partícula β pelo núcleo.

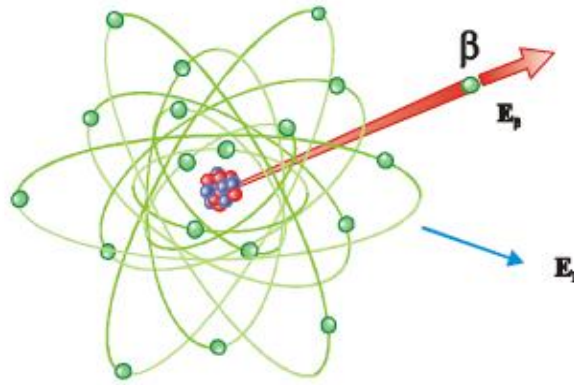


FIG. 9 Representação da emissão de uma partícula β pelo núcleo.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

2.2.3 RADIAÇÕES

a) Raios gama

Estas radiações eletromagnéticas de energia variável de acordo com o emissor, de origem nuclear, são emitidas em vários decaimentos radioativos e, por não terem carga, são muito penetrantes, exigindo assim uma blindagem mais substancial. Os raios gama são o principal perigo para as pessoas que lidam com materiais radioativos. Medidores da dose de radiação são usados por trabalhadores em situações expostas para detectá-las e monitorar a exposição. Todos recebem aproximadamente de $0,5 - 1 \text{ mSv}$ por ano de radiação gama dos raios cósmicos e das rochas, e em alguns lugares, muito mais. Na FIG. 10 observa-se a representação da emissão de um raio gama pelo núcleo

b) Raios X

São, também, radiações eletromagnéticas, virtualmente idênticas aos raios gama, mas não de origem nuclear. São originárias, principalmente, da desaceleração de elétrons devido proximidade da carga positiva de um núcleo.

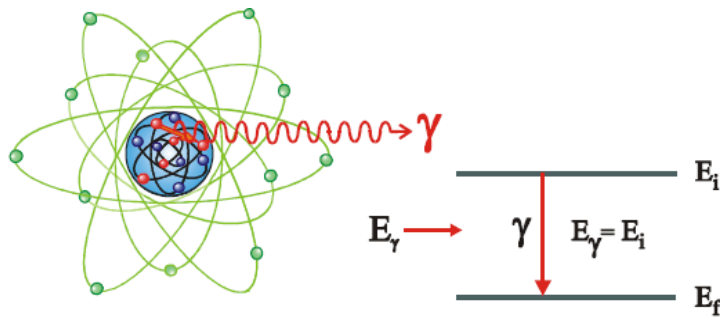


FIG. 10 Representação da emissão da radiação γ pelo núcleo.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

2.3 INTERAÇÃO DE RAIOS GAMA E RAIOS-X

Quando um fóton, radiação γ (ou X), interage com a matéria pode transferir parcial ou totalmente, a sua energia para o objeto. Quando isso acontece pode ocorrer a ionização ou a excitação dos átomos do material absorvente. Geralmente, quanto maior a massa específica do meio em que a radiação se propaga, maior é a probabilidade de ocorrer uma interação. Os fótons interagem com a matéria por diversos mecanismos, dependendo de sua energia.

As ondas eletromagnéticas podem interagir com o átomo ou com elétrons atômicos ou ainda com o núcleo, mas há também a possibilidade de não interação, ou seja, ela pode atravessar distâncias consideráveis em um meio material sem modificá-lo e sem se modificar.

As probabilidades de interação (e de não interação) dependem das características do meio e da radiação. Em algumas interações da radiação eletromagnética com a matéria, o conceito de ondas não é suficiente para explicar os fenômenos que ocorrem, então, será introduzido o conceito dos pacotes de energia, os fótons. Esse conceito foi teorizado por Planck e utilizado por Albert Einstein em 1905 para explicar o efeito fotoelétrico. A energia correspondente a um fóton está relacionada com a frequência da onda eletromagnética:

$$E = h\nu$$

Na qual, ν é a frequência e h é a constante de Planck. E o momento associado é:

$$p = \frac{E}{c} = \frac{h\nu}{c}$$

Na qual, ao fóton $h\nu$ corresponde um *momentum* associado p .

Sendo assim, podem ocorrer 'colisões' em que o fóton transfere energia e *momentum* para outras partículas. As principais interações que ocorrem na matéria com fótons de energias na faixa de poucos keV até dezenas de MeV são: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. A seguir, será discutida cada uma dessas interações.

2.3.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

Este fenômeno ocorre quando um fóton colide com um elétron de uma camada interna e é totalmente absorvido. Como consequência, o elétron é ejetado da sua órbita, deixando o átomo em estado ionizado. A FIG. 11 a seguir ilustra o efeito fotoelétrico.

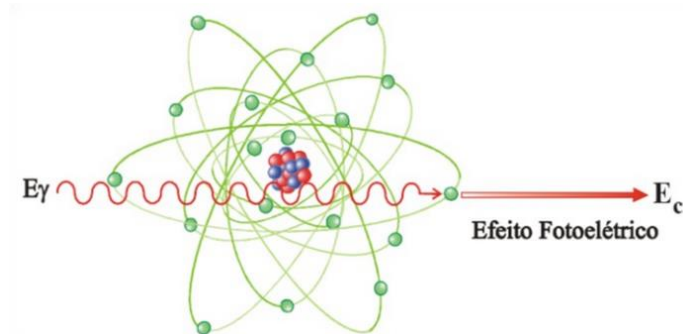


FIG. 11 Efeito Fotoelétrico.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

O elétron ejetado, chamado de fotoelétron, possui uma energia igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a sua energia de ligação inicial. Após ejetado, o fotoelétron percorre uma pequena distância e é rapidamente absorvido. A deficiência de um elétron devido à interação fotoelétrica causa a transição de um elétron de uma camada superior para a camada do elétron ejetado. Ocorre assim a emissão de radiação

característica. 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.

2.3.2 EFEITO COMPTON

Trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron considerado como se fosse livre já que a energia do fóton é muito maior que a energia de ligação do elétron ao núcleo. Há transferência de parte da energia e do momento do fóton para o elétron, e um fóton com a energia restante é espalhado em outra direção. A FIG. 12 ilustra o espalhamento de Compton:

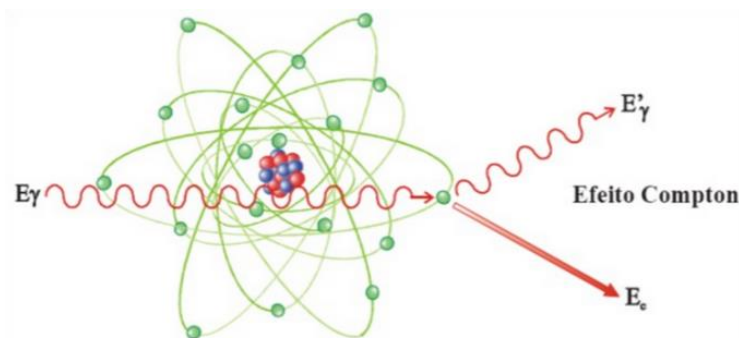


FIG. 12 Espalhamento de Compton.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

Como possui energia menor, o fóton espalhado apresenta um comprimento de onda maior que o fóton original. A variação de comprimento de onda é função do ângulo de espalhamento θ . Quanto maior o ângulo, maior a mudança de comprimento de onda. Esta relação é expressa pela fórmula de Compton, representada pela equação 1:

$$\lambda_f - \lambda_i = \Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad (1)$$

onde: λ_f é o comprimento de onda final, λ_i é o comprimento de onda inicial, h é a constante de Planck dividida por 2π , m_e é a massa do elétron, c é a velocidade da luz e θ é o ângulo de espalhamento.(EISEMBERG E RESNICK, 1986).

2.3.3 PRODUÇÃO DE PARES

Neste processo, o fóton é absorvido e toda sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par partícula/antipartícula – elétron/pósitron. É interpretada como a transição de um elétron de um estado de energia total negativa para um estado de energia total positiva; a diferença de energia entre os dois estados é a energia do fóton incidente, que é absorvido; a lacuna de um elétron no conjunto de estados de energia negativa é observada como um pósitron. A FIG. 13 ilustra a produção de pares

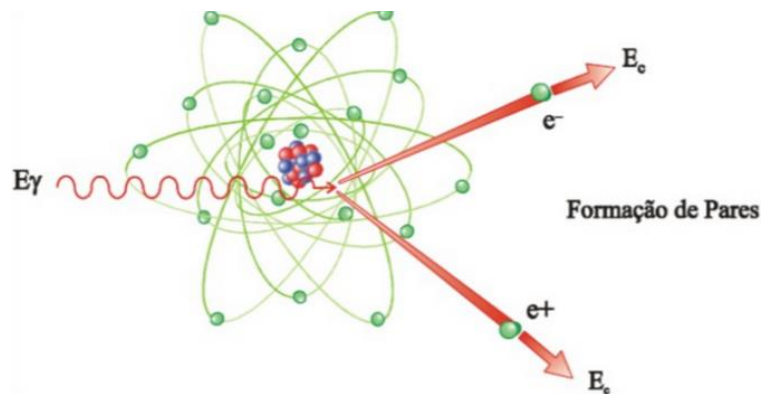


FIG. 13 Formação da Produção de Pares.
(Fonte: TAUHATA et al., 2006)

As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e da origem a dois fótons, cada um com energia de 511keV .(TAUHATA et al., 2006)

3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

3.1 INTRODUÇÃO

Como visto a interação da radiação com a matéria, seja ela em um tecido humano ou uma estrutura, mostra que radiações e partículas emitidas por um núcleo tanto podem ser utilizadas de modo benéfico para a espécie humana como também podem causar danos. Assim, sistemas de detecção são necessários para verificar e quantificar (intensidade e energia) a presença de radiações. Muitas vezes é necessária a intervenção de pessoas em ambientes e situações nos quais estarão sujeitos a riscos radiológicos, como é o caso de instalações de medicina nuclear e reatores nucleares. Embora estas instalações tenham sistemas de proteção adequadamente projetados, blindagens (objeto deste trabalho), muitas vezes o próprio paciente é a fonte de radiação e o profissional de saúde também poderá estar, ocasionalmente, sujeitos a exposições. Daí a necessidade de adotar-se medidas de proteção radiológica em ambientes onde haja fontes radioativas como em uma sala de diagnóstico/terapia onde é utilizada a energia nuclear, como exemplificada nesta dissertação.

3.2 UNIDADES DE RADIAÇÃO E RADIOATIVIDADE

Para quantificar a quantidade de radiação e avaliar os potenciais impactos sobre a saúde, foi necessário estabelecer uma unidade de medida. A unidade básica de dose de radiação absorvida no tecido é denominada *gray* (Gy), onde um Gy representa a deposição de um joule de energia por kg de tecido.

No entanto, uma vez que nêutrons e partículas alfa causam mais dano por Gy do que gama ou partícula beta, outra unidade, o *Sievert* (Sv) é utilizado na definição de normas de proteção radiológica. Esta unidade de medição leva em conta os efeitos biológicos de

diferentes tipos de radiação. Um Gy de partículas beta ou radiação gama tem um Sv de efeito biológico, um Gy de partículas alfa tem efeito $20 Sv$ e um Gy de nêutrons é equivalente a cerca de $10 Sv$ (dependendo da sua energia). Uma vez que um Sv é um valor relativamente grande, a dose para seres humanos é normalmente medida em milisieverts (mSv), um milésimo de um Sv .

Note-se que as doses expressas em Sv e Gy são acumulados ao longo do tempo, ao passo que o dano (ou efeito) depende da taxa de dose real, por exemplo, mSv por dia ou do ano, Gy por dia em radioterapia.

O becquerel (Bq) é uma unidade de medida utilizada pelo sistema internacional (SI) para radioatividade. Pode ser definido como a atividade de um material radioativo no qual se produz uma desintegração nuclear por segundo ($1 Bq = 1 \text{ desintegração / seg}$). As quantidades de materiais radioativos são geralmente estimadas medindo a quantidade de radioatividade em becquerel intrínseca, usando a lei exponencial do decaimento radiativo – e, de acordo com o material e com o tempo uma atividade de $1 Bq$. Isto pode ser transmitida através de uma massa muito grande.

Unidades mais antigas de medição de radiação continuam em uso em alguma literatura:

$$1 Gy = 100 \text{ rads (Radiation Absorbed Dose)}$$

$$1 Sv = 100 \text{ rem}$$

$$1 Bq = 2,7 \times 10^{-11} Ci, \text{ o curie (Ci), era originalmente a atividade de um grama de } ^{226}\text{Ra, e corresponde a } 3,7 \times 10^{10} \text{ desintegrações/seg.}$$

$$1 Ci = 3,7 \times 10^{10} Bq$$

3.2.1 GRANDEZAS DE MEDIDAS DE RADIAÇÃO E UNIDADES

Para correlacionar as diversas radiações com os efeitos biológicos foram estabelecidos, entre outras as seguintes grandezas: Exposição, Dose Absorvida e Dose Equivalente. Cada uma destas grandezas físicas possui uma unidade em que a mesma é expressa.

3.2.1.1 EXPOSIÇÃO

A Exposição (X) é uma medida da quantidade de radiação, definida como a carga liberada por unidade de massa de ar. Sua unidade é o Coulomb por quilograma (C/kg). A unidade mais antiga era o Röntgen (R), equivalente a $2,5 \times 10^{-4} C/kg$.

A intensidade da radiação (I) mede a quantidade de energia transferida por unidade de área exposta à radiação, na unidade de tempo. A intensidade I é proporcional à atividade da fonte radioativa, multiplicada pela energia da radiação incidente por unidade de área na unidade de tempo. No sistema SI a unidade de intensidade é $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$.

3.2.1.2 DOSE ABSORVIDA

O Conceito de dose absorvida (D), foi introduzido para representar a energia média depositada pela radiação incidente em um volume elementar de matéria de massa. (Xavier-2006).

Do ponto de vista de proteção dos efeitos da radiação, usa-se o termo dose absorvida (D), ou simplesmente dose para outra importante medida da radiação.

$$D = \text{intensidade da radiação} \times \text{tempo de exposição}$$

A unidade antiga de dose era o *rad* (*radiation absorbed dose*). Um *rad* equivale à quantidade de radiação que provoca a absorção de $10^{-5}J$ de energia por grama de matéria, isto é, $1 \text{ rad} = 10^{-5}J/g$ de matéria que absorveu a radiação.

A unidade SI de dose absorvida é o gray (Gy), como já mencionado. Um Gy equivale à quantidade de radiação que provoca a absorção de $1J$ por kg de matéria exposta à radiação.

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg} = 100 \text{ rad}$$

3.2.1.3 DOSE EQUIVALENTE

Para levar em conta as diferentes capacidades de interações biológicas das diferentes radiações, foi criado o termo Dose equivalente. A unidade SI de dose equivalente é o Sievert (*Sv*). A dose equivalente (*H*), é dada pela relação:

$$H = D \times Q \times N$$

onde : *H* – dose equivalente em *Sv*,

D – dose de radiação em *Gy* ;

Q – fator de absorção efetiva da radiação em questão e ,

N – fator modificante da absorção, como por exemplo, o tipo de tecido que está absorvendo a radiação .

A unidade antiga de dose equivalente é o *rem* (*radiation equivalent men*). Equivale a dose de radiação cujo efeito é semelhante ao efeito de 1 röntgen no ser humano. Quando a matéria viva absorve 1 *Gy* de raios-X, a dose equivalente é de 1 *Sv*, que corresponde a aproximadamente 100 *rem* .

Quando um ser vivo é exposto a uma dose não letal e continuada de radiação, podem ocorrer defeitos genéticos ou formação de tumores cancerosos a longo prazo. Uma pessoa está sujeita à ação da radiação proveniente de várias fontes, cuja dose anual total encontra-se abaixo do máximo tolerado.

3.3 FONTES DE RADIAÇÃO

A radiação pode surgir a partir de atividades humanas ou de fontes naturais. A maior parte da exposição à radiação é a partir de fontes naturais. Estas incluem: radioatividade em rochas e solo da crosta da Terra, radônio, um gás radioativo liberado por muitas rochas vulcânicas e minério de urânio, e da radiação cósmica. O ambiente humano sempre foi radiativo e é responsável por até 85% da dose anual de radiação humana.

Radiação decorrente de atividades humanas normalmente é responsável por até 15% da exposição do público a cada ano. Esta radiação não é diferente da radiação natural, exceto que ela pode ser controlada. Raios-X e outros procedimentos médicos são os responsáveis pela maior exposição. Menos de 1% da exposição é devido à precipitação de testes de armas nucleares realizados no passado e outras causas onde é possível a liberação de radiações em baixa quantidade.

A dose anual máxima permitida para trabalhadores em instalações onde existam fontes radioativas é de 20 mSv / ano , embora, na prática, as doses são geralmente mantidas bem abaixo desse nível. Em comparação, a dose média recebida pelo público em instalações onde há substâncias radioativas é $0,0002 \text{ mSv / ano}$, que é da ordem de 10 mil vezes menor do que a dose total anual recebido pelo público em geral devido à radiação de fundo. A FIG. 14 ilustra as fontes de radiação.

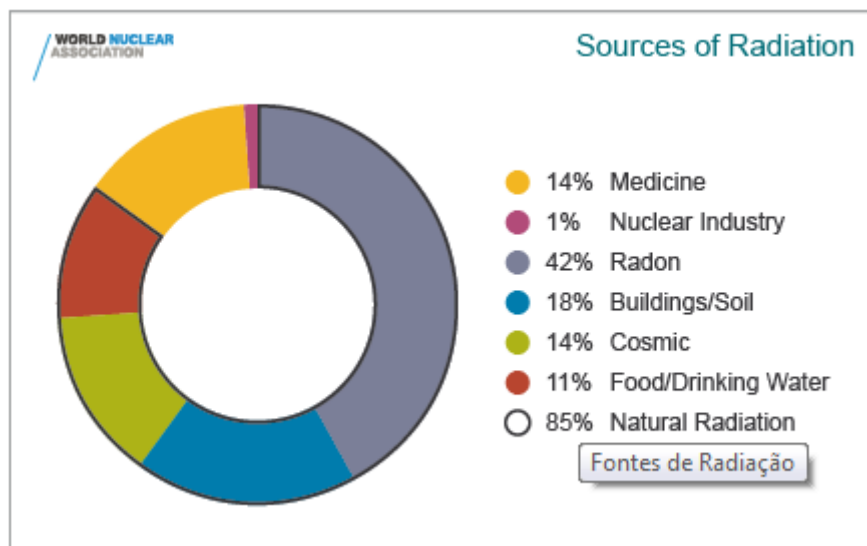


FIG. 14 Fontes de radiação.
(Fonte: WNA, 2015.)

3.3.1 RADIAÇÃO DE FUNDO NATURAL

A radiação de fundo é a principal fonte de exposição para a maioria das pessoas, e fornece uma perspectiva sobre a exposição à radiação a partir da energia nuclear. A dose

média recebida por todos nós da radiação de fundo é de cerca de, $2,4 \text{ mSv} / \text{ano}$, o que pode variar de acordo com a geologia e a altitude onde as pessoas vivem, possibilitando que ocorram variações entre 1 e $10 \text{ mSv} / \text{ano}$, podendo, em alguns casos, ser superior a $50 \text{ mSv} / \text{ano}$. (WNA, 2015)

3.4 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE

A radiação eletromagnética, dependendo de sua energia, pode ser considerada como radiação ionizante, que é aquela radiação capaz de ejetar elétrons dos orbitais dos átomos da matéria. Tem como seus representantes os raios X e gama.

As consequências das radiações ionizantes para os humanos são muito variáveis dependendo do órgão e sistemas atingidos bem como do tipo de energia de radiação e da frequência de exposição entre outros. De um modo geral os efeitos são divididos como se segue:

a) em função do dano:

- somáticos: que são aqueles que apresentam-se em pessoas cujas as células irradiadas foram células somáticas, não interferindo nas gerações posteriores;
- hereditários: que surgem nos descendentes da pessoa irradiada, como resultado de danos por irradiação em células reprodutoras (gametas) nas gônadas.

b) em função do tempo de manifestação:

- imediatos: que ocorrem num período de poucas horas ou até algumas semanas após a exposição (por exemplo a radiodermite³);

³ Radiodermite, também denominada como radiodermatite, é a lesão cutânea resultante de excesso de exposição à radiação ionizante, que é considerada queimadura complexa.

- tardios ou retardados: que aparecem depois de anos ou mesmo décadas (por exemplo o câncer);

c) em função da dose:

- estocásticos: aqueles que não apresentam um limiar de dose. No entanto, a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose recebida. É o caso do câncer, onde os efeitos podem aparecer até 40 anos após a irradiação;
- determinísticos: aqueles que apresentam um limiar de dose para ocorrência, ou seja, a probabilidade deste efeito ocorrer é nula para doses abaixo do limiar e de 100% para doses acima desse limiar.

Em radioproteção busca-se prevenir os efeitos estocásticos e evitar os efeitos determinísticos nos trabalhadores e no público.

Em uma instalação de medicina nuclear, a fim de proteger os trabalhadores e os indivíduos do público em geral dos efeitos indesejáveis da radiação eletromagnética ionizante, faz-se necessária, entre outras medidas de proteção, a blindagem das salas onde ocorrem procedimentos que envolvem estas radiações.

O principal corpo de especialistas em análise e determinação de efeitos da radiação é a Comissão Científica das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR), criado em 1955, se reporta à Assembleia Geral da ONU. Ela envolve cientistas de mais de 20 países e publica as suas conclusões em relatórios periódicos. O relatório UNSCEAR 2006 trata em geral, os efeitos da radiação ionizante. Outro valioso relatório, intitulado Radiação de Baixo Nível e as suas Implicações para a Recuperação de Fukushima, foi publicada em junho de 2012 pela Sociedade Nuclear Americana.

Em 2012 a UNSCEAR encaminhou à Assembleia Geral da ONU relatório sobre os efeitos da radiação, "para esclarecer ainda mais a avaliação do potencial dano devido à exposição crônica de baixo nível entre as grandes populações e também a imputabilidade dos efeitos na saúde" para exposição à radiação. É dito que, embora alguns efeitos de doses elevadas agudas eram claras, mas outros não, e não podia ser atribuída à exposição, e que isto era especialmente verdadeiro em níveis baixos. "Em geral, o aumento na incidência de efeitos na saúde das populações não pode ser atribuído sem equívocos à exposição crônica à

radiação em níveis que são típicos dos níveis médios globais de radiação de fundo”. Além disso, a multiplicação de doses muito baixas por um grande número de indivíduos não dá um resultado significativo em relação a efeitos na saúde. A UNSCEAR também abordou as incertezas na estimativa de risco relacionados ao câncer.

A FIG.15 apresenta um gráfico com as doses médias anuais a partir de fontes naturais de radiação.

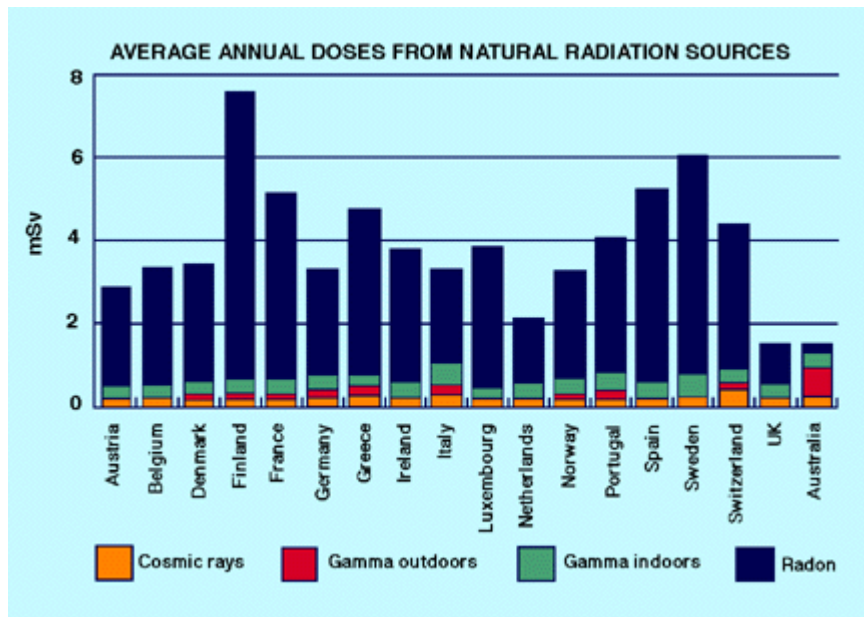


FIG. 15 Doses médias anuais a partir de fontes naturais de radiação.
(Fonte: WNA, 2015)

3.5 LIMITAR A EXPOSIÇÃO

Na maioria dos países, a dose máxima atual para os trabalhadores de radiação é de 20 *mSv* por ano, em média, em cinco anos, com um máximo de 50 *mSv* em qualquer ano. Isto está acima de exposição do fundo, e exclui a exposição médica. O valor se origina da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), e está associada com a exigência de manter a exposição a um valor tão baixo quanto razoavelmente possível (ALARA – *as low as reasonably achievable*) - levando-se em conta fatores sociais e econômicos.

Há quatro maneiras em que as pessoas estão protegidas de fontes de radiação identificados:

- Limitando o tempo. Em situações de trabalho, a dose é reduzida, limitando o tempo de exposição.
- Distância. A intensidade da radiação diminui com a distância a partir da sua fonte.
- Blindagem. Barreiras de chumbo, de concreto ou de água dar uma boa proteção de altos níveis de radiação penetrante, como raios gama. Materiais intensamente radioativos são, portanto, muitas vezes armazenados ou manuseados sob a água, ou por controle remoto em salas construídas de concreto grosso ou forrada com chumbo.
- Contenção. Materiais altamente radioativos são confinados e mantidos fora do local de trabalho e meio ambiente. Reatores nucleares operam dentro de sistemas fechados, com múltiplas barreiras que mantêm os materiais radioativos contidos.

3.6 NORMAS E REGULAMENTAÇÃO DE EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), criada em 1928, é uma respeitada fonte de orientação sobre a proteção contra as radiações, e suas recomendações são amplamente seguidas pelas autoridades sanitárias nacionais. Ela mantém a hipótese LNT como um princípio orientador.

A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) publica normas internacionais de proteção contra as radiações desde 1962. É o único órgão das Nações Unidas com responsabilidades legais específicas para a proteção e segurança radiológica. Seus princípios fundamentais de segurança são aplicadas em normas básicas de segurança e regulamentos consequentes. No entanto, o Comité Científico da ONU sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR), criada em 1955, é a fonte mais confiável de informações sobre radiação ionizante e seus efeitos.

Em todo o país, as normas de proteção contra as radiações são definidas pelas autoridades governamentais, em geral, de acordo com recomendações da ICRP, sempre observando a obrigação de manter a exposição a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível (ALARA) - levando-se em conta fatores sociais e econômicos. A autoridade do ICRP vem do estatuto científico dos seus membros e do mérito das suas recomendações.

Os três pontos principais das recomendações da ICRP são:

- Justificação. Nenhuma prática deve ser adotada a menos que sua introdução produza um benefício líquido positivo.
- Otimização. Todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente possível, os fatores econômicos e sociais a ser levado em conta.
- Limitação. A exposição dos indivíduos não deve exceder os limites recomendados para as circunstâncias apropriadas.

Normas nacionais de proteção contra radiações são enquadrados por categorias de exposição, tanto pública quanto ocupacional.

A ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) recomenda que a dose máxima permitida para a exposição ocupacional deve ser de 20 *milisievert* por ano, em média, mais de cinco anos (ou seja 100 *milisievert* em 5 anos), com um máximo de 50 *milisievert* em qualquer ano. Para a exposição pública, *um milisievert por ano*, em média, ao longo de cinco anos é o limite. Em ambas as categorias, os valores estão acima dos níveis de fundo, e excluir a exposição médica.

4 BLINDAGEM

Devido à alta energia de radiação de aniquilação, os requerimentos de blindagem são uma consideração importante no projeto de uma instalação de PET ou PET/CT. (MADSEN et al, 2005.).

A radioproteção do pessoal que trabalha com radiação ionizante e do público é obtida garantindo que as doses de radiação absorvidas pelos indivíduos sejam mantidas abaixo dos níveis admissíveis. O aumento da distância interposta entre a fonte de radiação e os lugares em que as pessoas se encontram constitui um meio eficaz para reduzir as doses de radiação, uma vez que esta varia com o inverso do quadrado da distância. Muitas vezes somente este recurso é insuficiente e, portanto devem ser utilizados materiais como blindagem que absorvam a proporção necessária de radiação de modo que seja transmitida por eles uma dose menor que aquela correspondente aos limites autorizados.

A ação como blindagem de um material é o resultado da interação da radiação com o mesmo. A atenuação da taxa de dose deve-se à absorção de energia e à dispersão que o material provoca. (SANCHES, 2010)

4.1 INTRODUÇÃO

Quando os níveis de radiação permanecem altos, mesmo que, dentro do aceitável, seja mínimo o tempo de permanência em locais que possuam fontes emissoras de radiação e máxima a distância mantida dessa fonte, é necessário introduzir o fator blindagem, para fins de limitação de dose. Acessórios como colimadores, biombo e óculos de proteção são exemplos de dispositivos empregados para minimizar a exposição à radiação. (XAVIER, 2006)

4.2 BLINDAGEM APLICADA A INSTALAÇÕES DE MEDICINA NUCLEAR.

A escolha do material a ser utilizado na blindagem e sua espessura dependem do tipo de dispositivo emissor de radiação (raios X, raios gama, partículas alfa, ou beta e nêutrons) e também da intensidade do feixe de radiação, porém deve ser levada em consideração a atividade do elemento radioativo, a potência do equipamento emissor de raios X e se o valor da dose depois da utilização da blindagem corresponde a níveis aceitáveis.

Para a execução dos cálculos de blindagem são avaliados alguns aspectos importantes como: escolha do material, tipo de radiação, números de pacientes atendidos por semana, atividade injetada no paciente, fatores de ocupação empregados, as direções de incidência do feixe, tempo de manuseio do material radioativo, dentre outros aspectos.

A memória do cálculo de blindagens de radioproteção é parte integrante do RPAS (Relatório Preliminar de Análise de Segurança) e deve constar em capítulo exclusivo dentro do relatório. Todas as premissas usadas devem ser relatadas de maneira clara, obedecendo às recomendações da CNEN. (INCA, 2000)

4.2.1 BLINDAGEM PARA FONTES EMISSORAS DE RADIAÇÃO X E GAMA

Quando um feixe de raios gama monoenergéticos colimados passam através de um material absorvedor de espessura variável, observa-se uma atenuação exponencial desses raios. Um coeficiente linear de atenuação total μ , pode ser interpretado então como a probabilidade de que um fóton seja removido do feixe por unidade de comprimento, já que o processo de interação ocorrerá mais vezes quanto mais espesso seja o obstáculo. Tem-se então a Lei de atenuação exponencial. (XAVIER, 2006)

A Lei de atenuação exponencial é representada através da expressão:

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

Onde: I – é o número de fótons emitidos;

I_0 – número de fótons sem a presença do material absorvedor;

μ – coeficiente de atenuação;

x – espessura do obstáculo

A lei de atenuação apresentava ainda algumas falhas, então como uma forma de reduzir os erros ocorridos devido à variação da densidade do material (ρ) absorvedor, buscou-se um novo coeficiente de atenuação mássico, μ/ρ , obtido experimentalmente e variando de acordo com a energia do elemento radioativo. Deste modo pela equação 1 tem-se que:

$$I = I_0 \cdot e^{[-\mu x] \cdot \rho} \quad (1)$$

O produto $\mu \cdot x$, conhecido por espessura mássica do absorvedor ou da blindagem, é o parâmetro que determina o grau de atenuação (uma vez que μ/ρ é praticamente constante para diversos materiais), e vem sendo historicamente expresso em mg/cm^2 .

A lei de atenuação para a taxa de dose é dada pela equação 2

$$D_\gamma = D_{o,\gamma} \cdot B \cdot e^{-(\mu/\rho) \cdot \rho \cdot x} \quad (2)$$

Onde: (μ/ρ) – é o coeficiente de atenuação mássico;

B – é o fator de reprodução.

Os materiais mais comuns empregados em blindagens para radiação X e gama são o ferro e o chumbo. O concreto e água são utilizados onde a espessura e a massa não apresentam inconvenientes. Devido a isto, nenhum intervalo finito de fótons é definido como ideal para caracterizar a atenuação pela camada semi-redutora - HVL, que é de grande interesse prático na estimativa de blindagens.

4.2.2 CAMADA SEMI-REDUTORA

Uma maneira de calcular a blindagem é utilizando o conceito de camada semi-redutora (CSR) ou em inglês “*Half Value Layer*” (HVL), que seria a espessura do material absorvedor que reduz a intensidade do feixe de fóton pela metade, sabendo que a intensidade do fóton não pode ser totalmente atenuada através da blindagem. Podemos determinar a HVL a partir da equação abaixo, quando $I = I_0/2$, temos a equação 3

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (3)$$

$$HVL \text{ ou } X_{\frac{1}{2}} = \frac{0,693}{\mu}$$

Podemos determinar facilmente o valor da camada semi-redutora (HVL), pois o valor do coeficiente de atenuação linear μ para diversos materiais é tabelado.

4.2.3 CAMADA DECI-REDUTORA

Da mesma forma que da CSR existe o conceito da camada deci-redutora (CDR) ou em inglês “*tenth-value layer*” (TLV), que seria a espessura do material absorvedor, capaz de atenuar em 10 (dez) vezes o feixe de fótons. Também possuindo a relação observada na equação 4.

$$TVL = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (4)$$

$$TVL \text{ ou } X_{\frac{1}{10}} = \frac{2,30}{\mu}$$

4.2.4 FATOR DE REDUÇÃO OU ATENUAÇÃO

Ainda outro parâmetro empregado para estimar a espessura do material de blindagem é o Fator de Redução, FR (ou fator de atenuação), equação 5:

$$FR = I/I_0 \quad (5)$$

$$FR = 2^n, \quad \text{para } n \text{ HVL}$$

$$FR = 10^m, \quad \text{para } m \text{ TVL}$$

Então, por meio do Fator de Redução podemos encontrar a espessura do material de blindagem, sendo:

$$x = n \cdot HVL \quad \text{ou} \quad x = m \cdot TVL$$

4.2.5 FATOR DE REPRODUÇÃO OU ACUMULAÇÃO - " BUILDUP" (B)

Devido à capacidade de o detector registrar raios gama de feixe primário bem como de secundários, o valor de *Buildup* (B) ou valor de correção é inserido para que o somatório da radiação primária e secundária não seja maior do que o sinal obtido se fosse coletado onde houvesse boa geometria. O valor de B estima a intensidade de radiação espalhada. O fator de B depende da energia da radiação incidente, a espessura do material absorvedor e do coeficiente de atenuação, e pode ser representado pela expressão representada pela equação 6.

$$I = I_0 \cdot B(x, E_\gamma) \cdot e^{[(\mu/\rho) \cdot \rho \cdot x]} \quad (6)$$

O fator de *Buildup* pode ser estimado, com boa aproximação, por fórmulas semi-empíricas, como a fórmula de Taylor, equação 7.

$$B_{(\mu,x)} = A_1 \cdot e^{(-\alpha_1 \cdot \mu \cdot x)} + (1 - A_1) \cdot e^{(-\alpha_2 \cdot \mu \cdot x)} \quad (7)$$

Onde: x – espessura do meio, em cm;

μ - soma dos coeficientes de atenuação linear, em cm^{-1} , obtido multiplicando-se o coeficiente de atenuação mássico, fornecido na TAB. 2 pela densidade do respectivo meio.

TAB. 2 Coeficiente de atenuação mássico (cm^2/g)

Material	Energia gama em MeV						
	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,25	1,50
Chumbo	0,208	0,145	0,114	0,0836	0,0684	0,0569	0,0512
Ar	0,0953	0,0868	0,0804	0,0706	0,0655	0,0567	0,0517
Concreto	0,0954	0,0870	0,0804	0,0706	0,0635	0,0567	0,0517
Pele	0,1000	0,0936	0,0867	0,0761	0,1683	0,0600	0,0556

Fonte: (XAVIER, 2006)

Os parâmetros A_1 , α_1 e α_2 , que são coeficientes empíricos e variam em função da energia e do tipo de material de blindagem, estão descritos na TAB. 3.

TAB. 3 Constantes do Fator de *Buildup*, para diversos meios

Material	Energia (MeV)	A_1	α_1	α_2
Água	0,5	100,845	0,12687	-0,10925
	1,0	19,601	0,09037	-0,02522
	2,0	12,612	0,05320	0,01932
Concreto	0,5	38,225	0,14824	-0,10579
	1,0	25,502	0,07230	-0,01843
	2,0	18,089	0,04250	0,00849
Alumínio	0,5	38,911	0,10015	-0,06312
	1,0	28,782	0,06820	-0,02973
	2,0	16,981	0,04588	0,02721
Ferro	0,5	31,379	0,06842	-0,03742
	1,0	24,957	0,06086	-0,02463
	2,0	17,622	0,04627	0,00526
Chumbo	0,5	1,677	0,03084	0,30941
	1,0	2,984	0,03503	0,13486
	2,0	5,421	0,03482	0,04379

Fonte: (XAVIER, 2006)

4.3 MATERIAIS DE BLINDAGEM

Diversos materiais podem ser utilizados em blindagem contanto que seja empregada a espessura suficiente para atenuar a intensidade da radiação aos limites autorizados. As características principais dos materiais a serem consideradas são:

- Área (espaço físico) para a instalação;
- Espessura e peso da barreira;
- Uso múltiplo (blindagem e estrutura);
- Blindagem de vários tipos de radiação;
- Uniformidade e homogeneidade;
- Estabilidade;
- Custo da construção;
- Acabamento, limpeza e conservação.

A TAB 4, resume algumas propriedades físicas dos materiais mais utilizados em blindagem.

TAB. 4 Propriedades Físicas dos materiais mais utilizados em blindagem

Material	Densidade (g cm ⁻³)	Nº atômico	Custo relativo
Concreto comum	2,3 - 2,4	11	1,0
Concreto denso	3,0 - 4,8	26	5,8
Aço de baixo C	7,87	26	3,0
Chumbo	11,35	82	22
Terra (seca-compacta)	1,5	-	baixo

Fonte:(INCA, 2000)

O concreto comum tem a vantagem do baixo custo e da facilidade de construção. Embora as blindagens em concreto sejam bastante espessas, devido ao número atômico e densidade relativamente baixos, ele é o material de escolha quando espaço não é problema.

A concretagem exige armação de ferragem para aumentar a resistência, e formas para contenção da massa fluida. Sempre que possível ela deve ser feita de forma contínua e vibratória para evitar fendas e espaços vazios. A dosagem do concreto fresco deve ser cuidadosa e corpos de prova devem assegurar a necessária densidade, resistência à

compressão e à tração e propriedades elásticas. O controle de temperatura é essencial para evitar perda rápida de água. Como as espessuras são baseadas em concreto comum de $2,35 \text{ g/cm}^{-3}$, qualquer variação na densidade do concreto usado acarreta um ajuste na espessura calculada que, se não for muito grande, pode ser feito baseado na razão entre as densidades.

Concreto de alta densidade pode ser usado quando o espaço é limitado. Entretanto, seu custo relativamente alto e a falta de curvas de atenuação apropriadas contraídicam sua utilização de rotina. O uso da relação de densidades na correção da espessura superestima a espessura necessária. Caso seja indicado o uso do concreto de alta densidade, deve-se medir ou obter as curvas de atenuação para a energia empregada e usá-las na determinação das espessuras de blindagem.

Aço de baixo teor de carbono apresenta características favoráveis de blindagem e, devido à resistência, pode também ser usado como componente estrutural. Placas de aço podem ser usadas complementarmente ao concreto quando o espaço está a prêmio e também como marco e blindagem de portas e ainda como preenchimento de recessos nas paredes. Chumbo só é aconselhado como blindagem nas portas. Embora esse material seja denso, lençóis ou lâminas de chumbo são difíceis de manusear, possuem baixa resistência e são muito caros.

Terra compactada é um material de baixo custo e pode ser usado tanto em encostas, diminuindo a espessura de concreto (desde que se assegure que jamais ela será removida), quanto para preencher regiões entre dois arrimos. A atenuação oferecida pela terra depende da densidade e composição, que pode ser bastante variável de um local para outro.

4.4 LIMITES AUTORIZADOS E CLASSIFICAÇÃO DE ÁREAS

As blindagens de fontes de radiação e as dimensões da instalação devem ser tais que estejam em conformidade com os limites autorizados pela CNEN e com o princípio da otimização.

As áreas onde são utilizadas fontes de radiações ionizantes, devem ser classificadas em áreas controladas, supervisionadas ou livres.

5 ANÁLISE COMPARATIVA DA DETERMINAÇÃO DA BLINDAGEM PARA UMA INSTALAÇÃO DE MEDICINA NUCLEAR COM PET/CT.

5.1 INTRODUÇÃO

A tomografia por emissão de pósitrons (PET- *Póstron Emission Tomography*) vem sendo objeto de estudo desde o início da década de 80, mas seu uso era restrito devido a pouca disponibilidade da produção do ^{18}F (Flúor) e de equipamentos específicos para imagens. A partir da década de 90 multiplicaram-se os centros de produção do FDG (fluordesoxiglicose) e de equipamentos para a aplicação clínica do PET, em diferentes patologias, em especial na Europa e nos EUA.

A eficiência da PET está associada à capacidade de capturar a fisiologia e então obter informação diagnóstica crucial inacessível originada de imagens de alta resolução da anatomia. Deve-se atribuir esta eficiência ao poder do radiotraçador da atividade metabólica e da detecção coincidente do aparelho.

5.1.1 RADIONUCLÍDEOS PÓSITRON-EMISSORES

Todos os tomógrafos da PET usam a detecção de coincidência de fótons de aniquilação elétron-póstron para aquisição de dados necessários para imagens tomográficas. Os radionuclídeos póstron-emissores usados em imagens médicas têm, tipicamente, meias-vidas curtas e conseqüentemente, muitos deles, como o ^{15}O , ^{13}N , e o ^{11}C , têm que ser produzidos num cíclotron, no local. Estes cíclotrons são usados, também, para produzir o FDG; cuja a meia-vida é de 109,8 minutos. O outro traçador do PET em uso clínico atualmente que não requer um cíclotron é o ^{82}Rb , que possui o tempo de meia-vida de 72 s, é produzido por um gerador de radionuclídeos que tem uma vida útil de 1 mês. Informações sobre radionuclídeos póstron-emissores comumente usados são fornecidas na TAB. 5.

Neste trabalho utilizaremos preferencialmente o FDG como referência, por ser o radionuclídeo mais usado em PET, pois apresenta um tempo de meia vida (109,8 minutos) relativamente longo quando comparado a outros radionuclídeos pósitron-emissores. Pode-se esperar que a blindagem adequada para o FDG deve ser mais adequada para procedimentos onde os radionuclídeos de meia-vida curta (^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{82}Rb) ou aqueles com taxas de dose menores (^{64}Cu , ^{68}Ga) sejam administrados com quantidades similares de radioatividade. Nota-se que radionuclídeos pósitron-emissores que possuem meia-vida maior e tem emissões gama de alta energia além da radiação de aniquilação podem não ser adequadamente blindados numa instalação projetada para o FDG.

TAB. 5 Propriedades físicas de radionuclídeos usados em PET

Nuclídeo	Meia-vida	Modo de decaimento	Energia máxima do pósitron (MeV)	Fóton de emissão (keV)	Fótons/decaimento
^{11}C	20,4 min	β^+	0,96	511	2
^{13}N	10,0 min	β^+	1,19	511	2
^{15}O	2,0 min	β^+	1,72	511	2
^{18}F	109,8 min	β^- , β^+ , CE	0,63	511	1,93
^{64}Cu	12,7 h	β^+ , CE	0,65	511, 1346	0,38; 0,005
^{68}Ga	68,3 min	β^+ , CE	1,9	511	1,84
^{82}Rb	76 s	β^+ , CE	3,35	511, 776	1,9; 0,13
^{124}I	4,2 d	β^+ , CE	1,54; 2,17	511, 603, 1693	0,5; 0,62; 0,3

(Fonte: MADSEN et al., 2005)

A TAB. 6 a seguir apresenta a taxa de constante de dose dos radionuclídeos, obtidos por cálculos de dose efetiva equivalente fornecidos no relatório 1991 ANSI/ANS-6.1.1. A revisão da literatura apresenta várias medidas de exposição e constante de dose já utilizadas para cálculos de blindagem para o FDG, que podem ser observadas na TAB.7. O grupo tarefa 108 da AAPM acredita que $0,143 \mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 / \text{MBq} \cdot \text{h}$ é o valor mais apropriado para utilizar nas blindagens, já que os limites regulatórios são expressos em dose equivalente efetiva. Este trabalho seguirá esse limite como referência.

TAB. 6 Constantes de taxa de dose equivalentes efetivas para radionuclídeos usados em PET.

Nuclídeo	Constante de taxa de dose ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$)	Dose integrada em 1 hora ($\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$)
^{11}C	0,148	0,063
^{13}N	0,148	0,034
^{15}O	0,148	0,007
^{18}F	0,143	0,119
^{64}Cu	0,029	0,024
^{68}Ga	0,134	0,101
^{82}Rb	0,159	0,006
^{124}I	0,185	0,184

(Fonte: MADSEN et al., 2005)

TAB. 7 Valores reportados de constantes de taxa de dose e exposição de ^{18}F .

Constantes do F-18	Valores	Unidades
Taxa de exposição	15,4	$\mu\text{R.m}^2/\text{MBq.h}$
Taxa de kerma no ar	0,134	$\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$
Dose equivalente efetiva (ANS-1991)	0,143	$\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$
Dose no tecido ^a	0,148	$\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$
Dose equivalente profunda (ANS-1977)	0,183	$\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$
Dose máxima (ANS-1977)	0,188	$\mu\text{Sv.m}^2/\text{MBq.h}$

^a Dose para 1 cm^3 de tecido no ar.

(Fonte: MADSEN et al., 2005)

A AAPM 108 utilizou valores dos fatores de transmissão de feixe largo para chumbo, concreto, e ferro, baseados em cálculos de Monte Carlo executados por Douglas Simpkin, um dos autores do relatório do grupo tarefa. Estes fatores de transmissão constam na TAB. 8.

TAB. 8 Fatores de transmissão de feixe largo para 511 keV no chumbo, concreto e ferro.

Espessura ^{a,b}	Fatores de transmissão		
	Chumbo	Concreto	Ferro
0	1,0000	1,0000	1,0000
1	0,8912	0,9583	0,7484
2	0,7873	0,9088	0,5325
3	0,6905	0,8519	0,3614
4	0,6021	0,7889	0,2353
5	0,5227	0,7218	0,1479
6	0,4522	0,6528	0,0905
7	0,3903	0,5842	0,0542
8	0,3362	0,5180	0,0319
9	0,2892	0,4558	0,0186
10	0,2485	0,3987	0,0107
12	0,1831	0,3008	0,0035
14	0,1347	0,2243	0,0011
16	0,0990	0,1662	0,0004
18	0,0728	0,1227	0,0001
20	0,0535	0,0904	-
25	0,0247	0,0419	-
30	0,0114	0,0194	-
40	0,0024	0,0042	-
50	0,0005	0,0009	-

^a Espessura em mm para chumbo.

^b Espessura em cm para concreto e ferro.

^c Densidade do concreto = 2,35 g/cm³

(Fonte: MADSEN et al., 2005)

5.2 MÉTODOS

5.2.1 Método da AAPM 108

O relatório apresentado pelo Grupo Tarefa 108 da Associação Americana de Físicos Médicos, intitulado Requisitos de Blindagem para instalações de PET e PET/CT fornece um resumo detalhado dos aspectos que devem ser considerados em projetos para blindagem de instalações de PET e PET/CT, junto com cálculos e exemplos.

De acordo com o relatório do grupo tarefa 108 existem fatores que afetam a proteção radiológica:

- Número de pacientes examinados;
- A quantidade de radionuclídeos traçadores administrado por paciente;
- Período de tempo em que cada paciente permanece na sala de exame e na sala de preparo;
- Localização do equipamento, as dependências contiguas e layout.

Fatores que afetam as taxas de doses devidas a pacientes radioativos:

- O paciente é a fonte primária de radiação;
- Constante para a taxa de dose.

As constantes para as taxas de doses estão abaixo especificadas:

$$0,143 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h}$$

$$37MBq = 1mCi$$

$$5,3 \frac{mSv}{mCi \cdot h} \text{ a } 1 \text{ metro da fonte pontual não blindada.}$$

5.2.1.1 ATENUAÇÃO DO PACIENTE:

Uma vez que o corpo absorve alguma radiação de aniquilação, a taxa de dose do paciente é reduzida por um fator significativo. O Grupo tarefa 108 da AAPM recomenda usar uma taxa de dose ao paciente de $0.092 \mu Sv \cdot m^2 / MBq \cdot h$ ($3.4 \mu Sv \cdot m^2 / h / 37 MBq$) imediatamente após a administração. Isto corresponde a um fator de absorção no corpo de 0.36, que está de acordo com o fator de absorção total do corpo de 0.34 para os fótons de $500 keV$.

$$0,092 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h}$$

$$0,092 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h \times \frac{mCi}{37MBq}} = 3,4 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{mCi \cdot h}$$

5.2.1.2 DECAIMENTO RADIOATIVO

Pelo fato dos traçadores de PET terem meias-vidas curtas, a dose total de radiação recebida num período de tempo t , $D(t)$, é menor que o produto da taxa de dose inicial pelo tempo $[D_0 \times t]$. O fator da redução, R_t , é calculado como equações 8 e 9.

$$R_t = \frac{D(t)}{[D_0 \times t]} \quad (8)$$

$$R_t = 1,443 \times \left(\frac{T_{1/2}}{t}\right) \times \left[1 - \exp\left(\frac{-0,693t}{T_{1/2}}\right)\right] \quad (9)$$

Para o FDG que de acordo com a TAB.5 apresenta $T_{1/2} = 109,8 \text{ min}$, isso corresponde aos fatores:

$$R_t = 0,91 \text{ quando } t = 30 \text{ min}$$

$$R_t = 0,83 \text{ quando } t = 60 \text{ min}$$

$$R_t = 0,76 \text{ quando } t = 90 \text{ min}$$

5.2.1.3 LIMITES REGULATÓRIOS

Doses Equivalentes:

- Áreas não controladas (áreas livres): $\leq 1 \frac{mSv}{ano}$
 $\leq 20 \frac{\mu Sv}{sem}$
- Áreas controladas: $\leq 50 \frac{mSv}{ano}$
 $\leq 5 \frac{mSv}{ano}$ (*Consistentes com ALARA*)

5.2.1.4 CÁLCULOS NA SALA DE ABSORÇÃO

Os pacientes injetados devem ficar em repouso antes do exame para reduzir a absorção nos músculos do esqueleto. Este tempo de absorção varia de acordo com o procedimento, mas está na faixa de 30 a 90 minutos. A dose total num ponto a “d” metros do paciente durante o tempo de absorção (t_U) é dada pela equação 10.

$$D(t_U) = 0,092 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \times A_0 (MBq) \times t_U (h) \times \frac{R_{t_U}}{d(m)^2} \quad (10)$$

Sendo N_w o número total de pacientes examinados por semana, a dose total semanal será dada pela equação 11.

$$D_w = 0,092 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U (h) \times \frac{R_{t_U}}{[d(m)]^2} \quad (11)$$

onde: D_w – Dose total semanal
 N_w – O número de pacientes examinados por semana;
 A_0 – Atividade administrada para o paciente;

P – Limite de dose semanal;
 B – Fator de transmissão da Blindagem;
 T – Fator de ocupação

Os procedimentos e as transferências necessárias para calcular o fator de transmissão da blindagem estão especificados a seguir:

$$P = T \times D \times B$$

$$P = T \times 0,092 \frac{mSv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U (h) \times R_{t_U} \frac{1}{[d(m)]^2} \times B$$

$$\frac{1}{0,092} = 10,87 \cong 10,9$$

Assim, o fator de transmissão (B) necessário é dado pela equação 12.

$$B = 10,9 \times \frac{MBq \cdot h}{\mu Sv \cdot m^2} \times \frac{P (\mu Sv) \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U (h) \times R_{t_U}}$$

$$B = \frac{10,9 \times P \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U \times R_{t_U}} \quad (12)$$

No Brasil, $P = 20 \mu Sv/sem$ para áreas livres, correspondendo ao limite de $1 mSv/ano$ para o público em geral e $P = 100 \mu Sv/sem$ para níveis ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*), ou tão baixos quanto racionalmente exequível em áreas controladas.

Assim, para áreas livres tem-se:

$$P = 20 \mu Sv \quad ; \quad 20 \times 10,9 = 218$$

Logo o fator de transmissão é dado pela equação 13.

$$B = \frac{218 \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U \times R_{t_U}} \quad (13)$$

Se a atividade for considerada em mCi , o fator de transmissão será calculado pelos procedimentos e transformações abaixo indicados abaixo pela equação 14.

$$\text{Taxa de dose para } mCi = 3,4 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{mCi \cdot h}$$

$$P = T \times 3,4 \frac{\mu Sv \cdot m^2}{mCi \cdot h} \times N_w \times A_0 (mCi) \times t_U (h) \times R_{t_U} \frac{1}{[d(m)]^2} \times B$$

$$\frac{1}{3,4} = 0,2941 \cong 0,294$$

$$B = 0,294 \times \frac{\mu Sv \cdot m^2}{mCi \cdot h} \times \frac{P(\mu Sv) \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0(mCi) \times t_U(h) \times R_{t_U}}$$

$$P = 20 \mu Sv \quad 20 \times 0,294 \cong 5,89$$

$$B = \frac{5,89 \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (mCi) \times t_U \times R_{t_U}} \quad (14)$$

E, para áreas controladas em níveis ALARA:

Os procedimentos para o cálculo do fator de transmissão estão indicados a seguir e será calculado pelas equações 15 e 16.

$$P = 100 \mu Sv$$

$$MBq : 100 \times 10,9 = 1090$$

$$mCi: 100 \times 0,294 = 29,4 \cong 29,5$$

$$B = \frac{1090 \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (MBq) \times t_U \times R_{t_U}} \quad (15)$$

$$B = \frac{29,5 \times [d(m)]^2}{T \times N_w \times A_0 (mCi) \times t_U \times R_{t_U}} \quad (16)$$

5.2.2 MÉTODO de FODERARO

“*The Photon Shielding Manual*” - (Manual de Blindagem de fótons), desenvolvido por *Anthony Foderaro*, foi elaborado para atender as necessidades de profissionais de projetos e estudantes de blindagem contra radiações. De acordo com *Foderaro*, o

profissional pode usar seu manual com confiança; pois as equações e dados foram revisados cuidadosamente. O Manual contém as informações necessárias para resolver uma fração considerável, talvez noventa por cento, dos problemas encontrados em blindagem de fótons na indústria nuclear. O Manual consta de duas partes:

Parte I - Contem as equações para o cálculo de doses utilizando vários tipos de fontes. Todas as equações foram reformuladas para um programa de computação mais fácil e preciso. Desta forma *Foderaro*, acredita que profissionais e estudantes de blindagem poderão resolver de forma mais rápida a problemas relacionados à blindagem. A equação básica de Foderaro é dada pela equação 17.

$$\dot{D} = k(E).E.S_0.\sum_{i=1}^2 \frac{A_i.e^{-\mu_{1,i}}}{4\pi a^2} \quad (17)$$

onde, $k(E)$ – fator de conversão de fluxo para dose, E – energia da fonte (MeV), S_0 – atividade da fonte.

Parte II - Contem as tabelas de dados, apresentados na ordem em que os dados são normalmente utilizados nos cálculos. Todos os dados utilizados são tabelados em malhas suficientemente finas, permitindo que através da interpolação linear, sejam reproduzidos valores tão precisos quanto os valores tabelados. Tabelas especiais são incluídas para ajudar na determinação dos fatores de "Buildup" em função do material e da energia. Para construir estas tabelas Foderaro utilizou o método de expansão de Taylor.

5.3 CÁLCULO DE BLINDAGEM PARA INSTALAÇÕES DE PET/CT

O material de blindagem utilizado para os cálculos foi o chumbo.

5.3.1 O CASO EXEMPLO

O caso exemplo considerado é apresentado no relatório do grupo tarefa AAPM 108 (MADSEN, et al, 2005).

O objetivo é calcular o fator de transmissão necessário para uma blindagem de chumbo, para uma área livre (fator de ocupação $T = 1$) em um ponto a 4 m da cadeira do paciente numa sala de absorção. Suponha-se que os pacientes foram injetados com 555 MBq de FDG, há 40 pacientes por semana, e o tempo de absorção é 1 h.

5.3.2 MÉTODO DA AAPM 108

Pelo método da AAPM 108 identificam-se os seguintes dados do caso exemplo.

Dados: Área não controlada.

$$T_{1/2} \text{ do FDG} = 109,8 \text{ min}$$

$$T = 1,0$$

$$N_w = 40$$

$$A_0 = 555 \text{ MBq}$$

$$t_U = 1 \text{ hora} = 60 \text{ min}$$

$$R_{t_U} = 1,443 \times \left(\frac{T_{1/2}}{t_U}\right) \times \left[1 - \exp\left(\frac{-0,693 t_U}{T_{1/2}}\right)\right]$$

$$R_{t_U} = 1,443 \times \left(\frac{109,8}{60}\right) \times \left[1 - \exp\left(\frac{-0,693 \cdot 60}{109,8}\right)\right]$$

$$R_{t_U} = 0,83$$

$$B = \frac{\frac{218 \text{ MBq} \cdot \text{h}}{\text{m}^2} \times [4(\text{m})]^2}{1 \times 40 \times 555 \text{ MBq} \times 1 \text{ h} \times 0,83} = 0,189$$

Usando os valores da TAB.8, 1.2 cm de chumbo são necessários para a blindagem.

5.3.3 MÉTODO DE FODERARO

Pelo método de Foderaro identificam-se os seguintes dados do caso exemplo.

Dados: $d = 4 \text{ m}$

$\text{Pb(Chumbo)} = 1,2 \text{ cm} \therefore x = 1,2 \text{ cm}$

$E_\gamma = 0,511 \text{ Mev}$

$\mu = 1,704 \text{ cm}^{-1}$

$\mu x = 1,704 \times 1,2 = 2,045$

A espessura de blindagem foi determinada utilizando-se o fator de transmissão calculado de 0,189 e interpolado na TAB.8.

Para $\mu x = 2,045$ o fator de *Buildup* para o chumbo, de acordo com Foderaro e usando a expansão de Taylor é igual a 1,42.

Ainda de acordo com Foderaro a dose calculada no ponto de interesse é dada pela equação 18.

$$D = \frac{k_m(E).E.S_0}{4\pi a^2} \times e^{-\mu x} \times B(\mu x) \quad (18)$$

onde, k_m é o fator de conversão de fluxo para a taxa de dose, E é a energia da fonte (MeV), S_0 é a atividade inicial, $a = d$ é a distância, o produto ($\mu \cdot x$) é o parâmetro que determina o grau de atenuação, $B(\mu x)$ é o fator de *Buildup*.

As constantes, as transformações e os cálculos necessários para dar continuidade ao método de Foderaro estão apresentadas abaixo.

$$E = 0,511 \text{ Mev} \Rightarrow k_m(E) = 2,32 \times 10^{-6} \frac{\frac{\text{rem}}{\text{h}}}{\frac{\text{Mev}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}}}$$

$$S_0 = [N_w \times A_0 (\text{MBq}) \times R_{t_U}]$$

$$S_0 = \left[40 \times 555 \times 10^6 \frac{\text{des}}{\text{s}} \times 0,83 \right] \text{ para } t = 1 \text{ h}$$

$$S_0 = 1,84 \times 10^{10} \frac{des}{s} \text{ de } E_\gamma = 0,511 \text{ Mev}$$

$$\text{Substituindo: } \dot{D} = 2,32 \times 10^{-6} \frac{\frac{rem}{h}}{\frac{Mev}{cm^2 \cdot s}} \times 0,511 \frac{Mev}{des} \times \frac{1,84 \times 10^{10} \frac{des}{s}}{4\pi \cdot 400^2 cm^2} \times e^{-2,045} \times 1,42$$

$$\dot{D} = 1,99 \times 10^{-3} \frac{rem}{h}$$

$$D_w = 1,99 \times 10^{-3} \frac{rem}{h} \times 1 h = 1,99 \times 10^{-3} rem = 1,99 \times 10^{-5} Sv = 19,9 \mu Sv$$

Nota-se que a dose calculada pelo método de Foderaro que é igual a $19,9 \mu Sv$ é praticamente igual a dose semanal calculada pelo método da AAPM 108.

5.4.FATORES DE TRANSMISSÃO DA BLINDAGEM DE CHUMBO

Este trabalho ensejou a comparação dos fatores de transmissão para uma blindagem de chumbo usando o método da AAPM 108 e métodos tradicionais de cálculo de blindagem usando fatores de *Buildup* de Taylor (FODERARO, 1978) e de Berger (CHILTON, 1984).

5.4.1 MÉTODO DA AAPM 108

Os fatores de transmissão calculados para a blindagem de chumbo, do caso exemplo, são apresentados na TAB. 8. Para o fator de transmissão de 0,189 determina-se o valor de 1,18 cm para a espessura da blindagem.

5.4.2 MÉTODO DE FODERARO COM *BUILDUP* DE TAYLOR

O fator de transmissão usando o método de Foderaro com *Buildup* de Taylor é calculado pela equação 19.

$$FT = e^{-\mu x} \cdot B(Z, E, \mu x) \quad (19)$$

onde, o *Buildup* de Taylor é

$$B(Z, E, \mu x) = A_1 \cdot e^{-\alpha_1 \cdot \mu x} + A_2 \cdot e^{-\alpha_2 \cdot \mu x}$$

Para a energia de $E_\gamma = 0,511 \text{ MeV}$, se encontra os valores para A_1 ; A_2 ; α_1 e α_2

$$A_1 = 1,706$$

$$A_2 = 1 - A_1 \therefore 1 - 1,706 = -0,76$$

$$\alpha_1 = -0,03093$$

$$\alpha_2 = 0,30557$$

$$\mu x = 1,704 \cdot x$$

$$e^{-\mu x} = e^{-1,704 \cdot x}$$

Assim, o fator de transmissão da blindagem é igual a

$$FT = A_1 \cdot e^{-\alpha_1 \cdot \mu x} \cdot e^{-\mu x} + A_2 \cdot e^{-\alpha_2 \cdot \mu x} \cdot e^{-\mu x}$$

$$FT = A_1 \cdot e^{-(\alpha_1 \cdot \mu x + \mu x)} + A_2 \cdot e^{-(\alpha_2 \cdot \mu x + \mu x)}$$

$$FT = A_1 \cdot e^{-(1+\alpha_1)\mu x} + A_2 \cdot e^{-(1+\alpha_2)\mu x}$$

Aplicando os valores acima se chega à expressão

$$FT = 1,706 \times 0,192^x - 0,706 \times 0,108^x$$

Considerando-se a espessura de 1,18 cm, determinada no caso exemplo obtém-se para o fator de transmissão.

$$FT = 1,706 \times 0,192^{1,18} - 0,706 \times 0,108^{1,18} = 0,192$$

Constata-se a boa concordância entre os valores do fator de transmissão da blindagem, calculados utilizando-se a metodologia da AAPM 108 e o Método de Foderaro com *Buildup* de Taylor, considerado como uma abordagem tradicional para o problema.

5.4.3 MÉTODO DE FODERARO COM *BUILDUP* DE BERGER

O fator de transmissão usando o método de Foderaro com *Buildup* de Berger é calculado pela equação 20

$$FT = e^{-\mu x} + a \cdot \mu x \cdot e^{b\mu x} \times e^{-\mu x} \quad (20)$$

onde, o *Buildup* de Berger é

$$B(\mu x) = 1 + a \cdot \mu x \cdot e^{b\mu x}$$

Para a energia de $E_\gamma = 0,511 \text{ MeV}$, encontra-se os valores para a e b

$$a = 0,154 \quad b = -0,0276$$

$$\mu x = 1,704 \cdot x$$

$$e^{-\mu x} = e^{-1,704 \cdot x}$$

Assim, o fator de transmissão da blindagem é igual a

$$FT = e^{-\mu x} + a. \mu x. e^{\beta \mu x} \times e^{-\mu x}$$

$$FT = e^{-\mu x} + a. \mu x. e^{\beta \mu x - \mu x}$$

$$FT = e^{-\mu x} + a. \mu x. e^{(\beta-1)\mu x}$$

Aplicando os valores acima se chega à expressão

$$FT = 0,182^x + 0,262x \times 0,174^x$$

Considerando-se a espessura de 1,18 cm, determinada no caso exemplo obtém-se para o fator de transmissão.

$$FT = 0,182^{1,18} + 0,262 \times 1,18 \times 0,174^{1,18} = 0,173$$

Constata-se a boa concordância entre os valores do fator de transmissão da blindagem, calculados utilizando-se a metodologia da AAPM 108 e o Método de Foderaro com *Buildup* de Berger, considerado como uma abordagem tradicional para o problema.

Em prosseguimento a análise feita, foram calculados os fatores de transmissão para uma blindagem chumbo, com diferentes espessuras, utilizando-se os métodos de Foderaro com *Buildup* de Taylor e de Foderaro com *Buildup* de Berger.

Os valores obtidos foram comparados com os publicados pela AAPM 108, que estão consolidados na TAB. 8. As curvas correspondentes aos fatores de transmissão, publicados pela AAPM 108 e calculados pelos dois métodos acima, estão apresentados na FIG.16 abaixo. Nota-se que existe muito boa concordância entre os valores obtidos pelos três métodos.

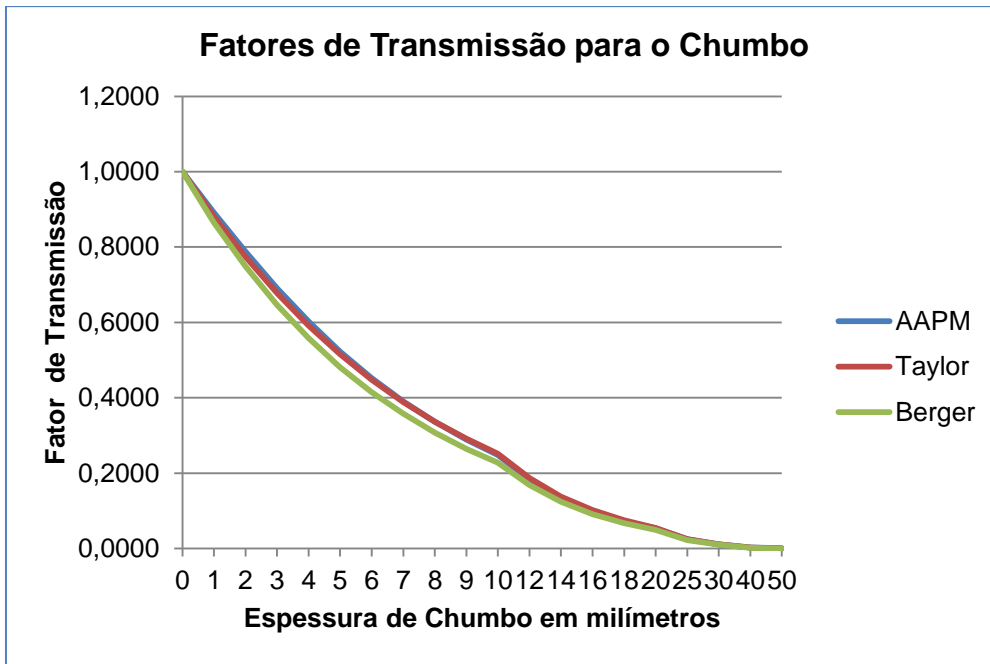


FIG. 16 Gráfico do Fator de Transmissão x Espessura de Chumbo em mm

6 CONCLUSÃO

Para desenvolver um projeto de blindagem para instalações de PET/CT, o cálculo da proteção requerida é diferente de outras técnicas de diagnósticos por imagem. Esta diferença se dá em função do poder de penetração dos fótons resultantes da aniquilação elétron-pósitron (511 keV), e também ao fato do paciente ser uma fonte constante de radiação durante todo o procedimento. A elaboração de um projeto de blindagem para a instalação de uma clínica com PET/CT deverá ser feita com a orientação de profissionais qualificados para que se possa produzir um custo efetivo baixo na estrutura sem comprometer as normas vigentes para a proteção radiológica.

Nesta dissertação foram comparados os resultados obtidos, de acordo com a publicação da AAPM 108, onde é simulada uma situação para calcular o fator de transmissão necessário para uma blindagem de chumbo, considerando-se uma série de fatores relevantes para o cálculo, tais como fator de ocupação, distância da fonte, tipo de sala, atividade da fonte, número de pacientes por semana e tempo de absorção. Foi determinado o fator de transmissão (que inclui o *“Buildup”*) e, por meio deste, determinada a espessura de chumbo necessária para obter-se uma determinada dose. O cálculo para uma mesma situação foi repetido considerando-se métodos consagrados de determinação de blindagem, utilizando-se a espessura previamente calculada para a determinação da dose correspondente. Foram utilizadas as aproximações de Taylor e Berger para cálculo do *“Buildup”* e os resultados de dose obtidos apresentaram muito boa concordância com os obtidos pelo método da AAPM 108.

Deve ser ressaltado que a análise foi realizada comparando-se os métodos, podendo-se concluir que a concordância de resultados deve ser a mesma para qualquer outro tipo de situação que envolva as variáveis mencionadas.

Segundo a AAPM 108, foi feita uma primeira modelagem para a determinação da espessura da blindagem usando-se o Método de Monte Carlo considerando um feixe fino de fótons que não apresentou bons resultados quando comparado com resultados experimentais. Isto levou a uma nova modelagem, utilizando-se um feixe mais largo de fótons, com melhores resultados, que passaram a ser utilizados para determinação de espessuras. A influência da largura dos feixes nos resultados, de acordo com a teoria, é

devida ao livre caminho médio dos fótons no material, o que é coerente com o conceito de “*Buildup*”. Por este motivo não foram feitas simulações envolvendo outros materiais de blindagem.

Sugere-se como desenvolvimento desta Dissertação a análise comparativa para outros tipos de materiais.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFIAS

ATTIX, Frank H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**, John Wiley & Sons, 1986. ISBN 0-471-01146-0.

CAMARGO, Edwaldo E.. **Experiência inicial com PET/CT**. Radiol Bras vol.38 no.1 São Paulo Jan./Feb. 2005. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842005000100001&lng=en&nrm=iso>. Acessado em 20/01/2015.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, NORMA CNEN NN 3.01: “**Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**”, Brasil, 2011. Disponível em: < <http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/drs/certificacao/protrad-am-mdn.pdf>>. Acessado em 10/03/2015.

CNEN/IRD - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, “Radioproteção em Medicina Nuclear”, Brasil, 2011.

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear, NORMA CNEN NN 3.05: “**Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear**”, Brasil, 2013. Disponível em: < <http://www.foroiberam.org/documents/193375/740127/Nrm305.pdf/5befc687-f750-40b3-a421-61b50e720861>>. Acessado em 01/07/2015.

CHILTON, Arthur B. et al. **Principles of radiation shielding** – Editora: Prentice-Hall, EUA, 1984. ISBN 013709907X

CLEVELAND CLINICAL JOURNAL OF MEDICINE. **PET and PET/CT imaging:What clinicians need to know**. 2006. Disponível em: <<http://ccjm.org/content/73/12/1075.full.pdf>>. Acessado em 21/01/2015.

COLOMBETTI, L.G. **Principles of radiopharmacology**. Boca Raton, CRC Press, 1979.

De OLIVEIRA, Anderson. **Análise de Parâmetros e Princípios de Formação de Imagem para Comparação de Tomografias por Emissão de Pósitrons e Fótons**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2002.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física quântica. Átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas**. Editora Campus Ltda, 4a edição, 1986.

FERREIRA,C.E.M. **Estudo comparativo entre as metodologias da NCRP-49 e da NCRP-147 para cálculo de blindagem para salas de fluoroscopia**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2011.

- FODERARO, A. **The photon shielding manual** - 2ª edition. University Park, April 1978.
- JUDENHOFER, M. S.; WEHRL, et al.; 2008, “**Simultaneous PET-MRI: a new approach for functional and morphological imaging**”, NAT MED, v.4, pp.459-465.
- KAPLAN, Irving – **Física Nuclear** – 2ª edição, editora Guanabara Dois, Rio de Janeiro, 1978.
- KNOLL, Glenn F. – **Radiation Detection and Measurement** - 3ª ed. Editora John Wiley & Sons, EUA, 1989.
- MARTINS, Rafael de Castro et al. **Valor do FDG[18F]-PET/CT como prediletor de câncer em nódulo pulmonar solitário**. J. bras. pneumol. vol.34 no.7 São Paulo July 2008. Disponível em:
<http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S18067132008000700007&lng=en&nrm=iso>Acessado em 20/02/2015.
- MADSEN, M. T. et al, **AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements**. Medical Physics, Vol. 33, Nº 1, Janeiro de 2006.
- Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer-INCA. **Blindagem em radioterapia: técnica e normas**. Rio de Janeiro: INCA, 2000. Disponível em: <http://www.fisica.net/nuclear/blindagem_em_radioterapia.pdf>. Acessado em 12/12/2014.
- OLIVEIRA, R. S., et al, **História da radiofarmácia e as implicações da Emenda Constitucional N. 49**, Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences, vol. 44, n. 3, jul./set., 2008.
- ROBILOTTA, C. C.; 2006, “**A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira**”, REV PANAM SALUD/PAN AM J PUBLIC HEALTHY, v.20(2/3), pp. 134-142.
- SAPIENZA, Marcelo T.; MARONE, Marília M. S.; CHIATTONE, Carlos S.. **Contribuição da medicina nuclear para avaliação dos linfomas**. Ver. Bras. Hematol. Hemoter., São José do Rio Preto, v.23, n.2,ago.2001. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-84842001000200004>. Acessado em 18/02/2015.
- SANCHES, M. P. et al. **Manual de Biossegurança** – Parte V – Radiações – Cap. 23.2001.
- SILVA Maria I. B.. **Caracterização Física de um sistema de imagem por PET/TC**. Tese de mestrado em Engenharia Física Tecnológica. UTL, 2008.

TAUHATA, L.; SALATI P. A. I.; PRINZIO R. D.; PRINZIO A. R. D. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), revisão, 2006.

THRALL, JH, Ziessman HA. **Medicina nuclear**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
WNA, **Nuclear Radiation and Health Effects**. May/2015. Disponível em <http://www.world-nuclear.org/info/Safety-and-Security/Radiation-and-Health/Nuclear-Radiation-and-Health-Effects/>. Acessado em 25/02/2015.

XAVIER, A. M. et al. **Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 3ª ed., revisada em 2006.

YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações: interação da radiação com a matéria**; Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):57-67.