

Proteção radiológica em medicina nuclear: blindagem para uma instalação pet.

Dagrimar Gomes da Silva 1*
Ivanesa Gusmão Martins Soares 2**

Resumo: Medicina Nuclear é uma especialidade médica que utiliza moléculas marcadas por radionuclídeos ou radiofármacos, com finalidade diagnóstica e terapêutica, este exame é indicado em casos de avaliações neuropsiquiátricas, cardiovasculares e diversos tipos de carcinomas. Nesta especialidade o paciente é a fonte de radiação, pois o mesmo após receber a dosagem de determinado radiofármaco passa a emitir radiação, sendo esta capturada pela gama câmara. A PET (Positron Emission Tomography), cuja energia emitida pelo fóton é em torno de 511 keV, foi recentemente introduzida na Medicina Nuclear, associada ao CT (Computational Tomography). Com vista à proteção radiológica e devido o exame PET corresponder à radiação gama de alta energia, este trabalho teve como finalidade explicar os fatores utilizados para cálculo de blindagem bem como sua importância para o PET-CT por meio das normas e diretrizes internacionais e nacionais como a (ICRP) 103 de 2007, CNEN-NE-3.01 e Portaria do Ministério da Saúde, nº 453, com o intuito de promover informação e segurança de Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs), pacientes e indivíduos do público nos serviços de radiodiagnóstico, especialmente em instalações de PET-CT.

Palavras Chaves: medicina nuclear, radiofármacos, cálculos de blindagem para pet/ct, proteção radiológica, pet/ct.

1* Graduando do Curso de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Integradas de Patos, Paraíba, Brasil. E-mail: dagrimargomes@hotmail.com

2**Professora do Curso de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Integradas de Patos, Paraíba, Brasil. E-mail: ivanesagusmao@ymail.com

Abstract: Nuclear medicine is a medical specialty that uses molecules labeled by radionuclides and radiopharmaceuticals for diagnostic and therapeutic purposes, this test is indicated in cases of neuropsychiatric evaluations, cardiovascular and various types of carcinomas. In this art the patient is the source of radiation, since the same dosage after receiving the particular radiopharmaceutical starts emitting radiation is being captured by the gamma camera. PET (Positron Emission Tomography), the energy emitted by the photon is around 511 keV, was recently introduced in Nuclear Medicine, associated with CT (Computational Tomography). With a view to radiation protection and because the PET scan match the gamma radiation of high energy, this study aimed to explain the factors used for shielding calculation and its importance to the PET-CT through to international and national guidelines as the (ICRP) 103 2007 CNEN-NE-3:01 and Ordinance of the Ministry of Health, nº. 453, in order to promote information and security Individuals Occupationally Exposed (IONs), patients and individuals of the public in diagnostic radiology services, especially PET-CT facilities.

Key words: nuclear medicine, radiopharmaceuticals, shielding calculations for pet / ct, radiological protection, pet / ct.

INTRODUÇÃO

A Medicina Nuclear tem início no ano de 1896, quando o processo conhecido como radioatividade foi descoberto por Henri Becquerel juntamente com a descoberta de dois novos elementos naturais radioativos, pelo casal Marie e Pierre Curie, no entanto, com tais descobertas, esses três cientistas receberam o Prêmio Nobel de Física em 1903. Mas, essa especialidade somente veio tomar maiores proporções quando em 1913 o químico húngaro George de Hevesy, fundamentou biologicamente como o “princípio do traçador” para esta especialidade, através de experiências com nitrato de chumbo marcado com o nuclídeo radioativo ^{210}Pb , mostrando sua capacidade de absorção e sua movimentação em plantas. Com isto, Hevesy recebeu o Prêmio Nobel de Química em 1943. Já em 1927, foi realizada a primeira medida da velocidade sanguínea por Herrmann L. Blumgart e Soma Weiss, após injetar uma solução de radônio-C em um braço e em seguida com uma câmara de Wilson realizar sua verificação até chegar ao outro braço, era o início de um grande avanço na quantidade de substâncias como os hormônios no sangue que foram alcançados com a técnica de ensaios radioimunológicos (radioimmunoassay, RIA), desenvolvida por Rosalyn S. Yalow e Solomon A. Berson. Yalow se tornou a primeira física a receber um Prêmio Nobel de Medicina e Fisiologia, em 1977. Em 1932, Ernest O. Lawrence e M. Stanley Livingstone inventaram e construíram o Cíclotron, um equipamento que através do bombardeamento de núcleos-alvos por partículas positivas aceleradas, produz artificialmente radionuclídeos. No

entanto durante a Segunda Guerra Mundial teve início a produção de quantidades suficientes de radionuclídeos para uso médico com o advento dos reatores nucleares desenvolvidos. Nos EUA, o reator de Oak Ridge começou em escala comercial sua produção em 1946, no ano seguinte em 1947, o Reino Unido iniciou sua produção com o Harwell (ROBILLOTA, 2006).

A Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) é um exame de diagnóstico por imagem, não invasivo, que avalia simultaneamente as condições funcionais, o metabolismo do paciente, o exame realizado visualiza imagens do corpo inteiro do paciente para diagnóstico de metástases tumorais, fornece informações através do radiofármaco que percorre dentro do organismo do paciente, para realização dos exames são utilizados radiofármacos emissores de pósitrons com propriedades diferentes dos utilizados nas demais técnicas de medicina nuclear, este exame é indicado em casos de avaliações neuropsiquiátricas, cardiovasculares e diversos tipos de carcinomas (ROBILLOTA, 2006).

Segundo Robillota (2006), antes da realização do exame o radiofármaco é administrado por via intravenosa no paciente. Relata ainda, que as células tumorais se reproduzem rapidamente com o consumo de bastante energia, fazendo com que se mantenham em atividade e esta por sua vez seja aumentada, por este motivo o consumo de glicose aumenta na região afetada. Ainda segundo este autor, levando em consideração que o FDG é um análogo da glicose, ele será hipercaptado nessas regiões, a partir disso, as moléculas são marcadas por um radioisótopo e injetadas no paciente que por sua vez irão se concentrar nas células anormais evidenciando as células cancerígenas, isso ocorre, pois a ingestão da glicose faz um mapeamento do organismo localizando toda a área concentrada pelo radiofármaco no organismo do paciente.

Após a administração do radiofármaco, de acordo com o protocolo de exames, o paciente torna-se a fonte radioativa, sendo necessária a sua monitoração durante todo o tempo que passa na clínica. Em vista disso, a alta energia dos fótons de aniquilação representa um desafio em termos de blindagem quando se pretende projetar uma instalação para PET (MADSEN et al., 2006).

No intuito de garantir a proteção radiológica para a saúde humana e o meio ambiente, devido a possíveis efeitos danosos resultantes da exposição á radiação, foi criada a Internacional Commission on Radiological Protection (ICRP) 103 de 2007. No âmbito nacional, a Comissão Nacional de Energia Nuclear CNEN-NE-3.01 e a portaria do Ministério da Saúde, nº 453 são responsáveis por regularizar o uso das radiações em radiodiagnóstico médico e odontológico, além de adotar os princípios regidos nas ICRPs. Conforme a norma 3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear, as doses efetivas anuais proporcionadas por

exposições à radiação em práticas autorizadas não devem exceder 20 mSv para IOEs e 1 mSv para indivíduos do público. Portanto este trabalho objetivou explicar os fatores utilizados para cálculos de blindagem bem como sua importância, visto que, faz-se necessária a utilização de barreiras com blindagens apropriadas a fim de que os níveis de exposição para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e do público possam ser mantidos aceitáveis.

METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho consiste em uma revisão bibliográfica, onde se buscou analisar as normas que determinam os níveis de exposição aceitáveis em serviços de radiodiagnóstico, em especial o de PET-CT. De acordo com as normas internacionais (ICRP) 103 de 2007 e nacionais CNEN-NE-3.01-Diretrizes Básicas de Radioproteção, de agosto de 1988, e Portaria do Ministério da Saúde, nº 453. Em seguida foram demonstrados cálculos e fórmulas de blindagem para serviços de Medicina Nuclear que incluam uma sala de Tomografia por Emissão de Pósitrons. Este trabalho não consistiu na avaliação de pacientes, portanto foram utilizadas apenas referências bibliográficas, como artigos, sites de instituições e livros.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Parâmetros como distância, tempo e blindagem são primordiais no tocante a proteção radiológica dos profissionais e do público alvo. Além destes parâmetros, é importante associar testes e treinamentos no intuito de conseguir minimizar possíveis falhas e riscos de exposições desnecessárias, desta forma é preferível que se aumente a distância bem como o material de blindagem nos locais onde se tem atividades radioativas (TAUHATA, et al., 2003).

De acordo com Xavier et al. (2006) para a blindagem em instalações em Medicina Nuclear, este parâmetro de blindagem tem como finalidade reduzir a dose absorvida, sendo o paciente a fonte emissora de radiação, é necessário que haja instalações blindadas, dado que grande parte da radiação fique retida na barreira blindada, garantindo uma proteção ainda maior para aqueles envolvidos no manuseio de fontes radioativas ou em aparelhos cujo seu

princípio seja os raios X, como os profissionais das ciências radiológicas. Além disso, também se faz necessário à utilização de meios ou acessórios que contribuam para a limitação de doses como: colimadores, biombos de chumbo, óculos plumbífero, dosímetros e aventais de chumbo. Segundo este mesmo autor, o material e espessura a serem utilizados na blindagem, são fatores determinados através do tipo de dispositivo emissor de radiação, seja ele raios X, raios gama, partículas alfa, beta e nêutrons, além de sua intensidade do feixe de radiação, considera-se também que a potência do equipamento receptor de radiação e atividade do elemento radioativo são bastante influentes, pois através deles avalia-se o valor da dose depois da utilização da blindagem, se a mesma continua a corresponder os níveis aceitáveis. No entanto, para realizar os cálculos de blindagem, são levados em consideração alguns aspectos importantes como: tipo de radiação, escolha do material, tempo de manuseio do material radioativo, atividade injetada no paciente, números de pacientes atendidos por semana, fatores de ocupação empregados, as direções de incidência do feixe, dentre outros aspectos (XAVIER et al., 2006).

De acordo com a norma CNEN-NE-3.01-Diretrizes Básicas de Radioproteção, de agosto de 1988, no tocante aos cálculos de blindagens para raios gama, pode ser observado que, quando um feixe de raios gama monoenergéticos colimados passam através de um material absorvedor de espessura variável, verifica-se uma atenuação exponencial desses raios. Cada um dos processos de interação com a matéria remove fótons do feixe, ou por absorção ou por espalhamento, e pode ser caracterizado por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento (espessura) do material absorvedor, ou seja, quando o feixe incidente propõe que os fótons espalhados pelo efeito Compton sejam desviados do feixe e com esse desvio sejam transmitidos na direção da detecção. Esta norma informa ainda, que, torna-se essencialmente característico que apenas os raios gama sejam detectados por não interagirem com o meio, tendo como representação do coeficiente linear de atenuação total o μ (Coeficiente de atenuação linear), fato que também pode ser observado pela probabilidade do fóton ser removido deste feixe pela unidade de comprimento, o mesmo pode ser representado, pois ocorrerá o processo de interação quando o obstáculo mais espesso for, está representada pela expressão abaixo, esta Lei de atenuação exponencial.

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

Onde:

I = é o número de fótons emitidos da radiação gama transmitida;

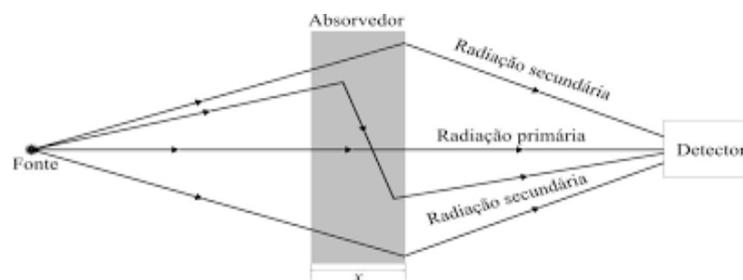
I_0 = é o número de fótons sem a presença do material absorvedor;

μ = Coeficiente de atenuação linear;

X = é a espessura do obstáculo;

De acordo com Nascimento et al. (2013) somente atendem aos requisitos de boa geometria o feixe colimado e espessura fina de blindagem. Portanto, não ressalta os fótons espalhados, pois os mesmos atingem o detector como radiação secundária, isso ocorre dentro da geometria no feixe largo ou de blindagem grossa, como demonstrado na figura 1, onde mesmo os fótons espalhados atingem o detector.

Figura 1: Absorção de raios gama sob condições de geometria de feixe largo, mostrando que fótons espalhados também atingem o detector.



Fonte: CEMBER; JOHNSON, 2009.

Apresentando algumas falhas devido aos erros que podem ocorrer por meio da variação de densidade do material (ρ) que é absorvedor, a Lei de atenuação exponencial, o massivo μ/ρ que é um novo coeficiente de atenuação, foi obtido através da variação da energia do elemento radioativo. Como exemplifica a expressão a seguir:

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

O grau de atenuação é o produto $\rho \cdot x$ (mg/cm²), uma vez que μ/ρ é praticamente constante para diversos materiais (XAVIER et al., 2006).

Referente à camada Semi Redutora (CSR) ou em inglês Half Value Layer (HVL), de acordo com Lacerda et al. (2007), a mesma pode ser definida como a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe de raios X a 50% do valor inicial, em condições de boa geometria e que esta condição resultará em uma configuração que minimize a influência do espalhamento que tende a aumentar o valor da CSR, como mostra a equação abaixo:

$$CSR = \ln 2 / \mu \text{ ou } CSR = 0,693 / \mu$$

Este valor da camada Semi-Redutora é obtido porque o coeficiente linear μ de vários materiais tem o seu valor tabelado. Conforme a tabela 1:

Tabela 1: Valores de CSR e TLV em (cm) para alguns materiais

Fonte de Radiação	Aluminio 2,3g/cm ³ HVL TLV		Chumbo 12g/cm ³ HVL TLV		Concreto 2,3g/ cm ³ HVL TL		Aço 7,8g/ cm ³ HVL TLV	
	RX 100 (KVp)	10,24	34,00	0,026	0,087	1,65	5,42	-
RX 200 (KVp)	2,20	7,32	0,043	0,142	1,65	8,55	-	-
RX 250* (KVp)	-	-	0,088	0,29	2,59	0,94	-	-
RX 300* (KVp)	-	-	0,147	0,48	0,28	1,04	-	-
RX 400* (KVp)	-	-	0,25	0,83	0,31	1,09	-	-
Írídio 192	3,66	12,16	0,55	1,90	0,33	14,00	1,30	4,30
Cobalto 60	5,36	17,80	1,10	4,00	4,30	20,30	2,00	2,70
Césio 137	4,17	13,85	0,65	2,20	4,90	16,30	1,60	5,40

FONTE: IAEA, MANUAL ON GAMMA RADIOGRAPHY, E NCRP.

* valores aproximados obtidos para voltagem de pico de um tubo direcional para uso médico.

No tocante a Camada Deci-Redutora (CDR) ou TLV, de acordo com Barros e Caldas (2009) é tida como a espessura de material que atenua por um fator de 10 a intensidade do feixe de fótons. O que também está de acordo com a definição dada por Felinto (2009), podendo ser expressa por:

$$TLV = 2,30/\mu$$

Nascimento et al. (2013) e Tauhata et al. (2003) informam que outro quesito muito importante para blindagem é o Fator de Redução ou Atenuação (FR), de acordo com estes autores, pode ser definido como um parâmetro empregado para estimar a espessura do material de blindagem. Sugere-se que para as camadas semi-redutoras (CSR) use-se ⁿ.

$$FR = 2^n \quad \text{OU} \quad FR = I_0/I_{60}$$

Sendo ^m usado para camadas deci-redutoras (CDR):

$$FR = 10^m$$

É dada a expressão **x = m. CDR** ou **x = n. CSR** para calcular um determinado fator de redução FR, diante a espessura do material utilizado neste tipo de blindagem.

Segundo Xavier et al.(2006) e Filho et al. (2004), o fator de Build-up tem grande capacidade de detectar os feixes primários e secundários de raios gama, sendo (B) o valor de Build-up ou valor de correção, sendo também inserido ocorrendo uma soma de ambas radiações ao que refere-se a primária e secundária, caso houvesse uma boa geometria e fosse coletado, partiria do princípio que não fosse maior do que o sinal obtido. Então, sendo a radiação espalhada determinada pela expressão B para que demonstre o valor de sua intensidade, tornando o fator de B totalmente dependente do feixe incidente da energia da radiação, e a expressão abaixo demonstrando a espessura do material que absorve e o coeficiente de atenuação.

$$I = I_0 \cdot B(x, E\gamma \exp. [(-\mu./\rho) \cdot \rho \cdot x])$$

Com isto, pode ser observado que, através de formas empíricas o fator de Build-up pode ser estimado com proximidade, fato que pode ser comprovado com a utilização da fórmula de Taylor abaixo.

$$B(\mu, x) = A_1 \cdot \exp. (-\alpha_1 \cdot \mu \cdot x) + (1 - A_1) \cdot \exp. (-\alpha_2 \cdot \mu \cdot x)$$

Sendo,

x - espessura do meio, em cm;

μ - soma dos coeficientes de atenuação linear, em cm⁻¹, obtido multiplicando-se o coeficiente de atenuação mássico;

Na tabela 2 podemos visualizar a densidade do respectivo meio.

Tabela 2: Coeficiente de atenuação mássico (cm²/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	0,953	0,868	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 et al.(2006).

Os coeficientes empíricos A_1 e a_1 e a_2 tem uma variação devido a função da energia e do tipo de material de blindagem, conforme tabela a seguir.

Tabela 3: Constantes do Fator de Build-up, para diversos meios

Material	Energia (MeV)	A_1	a_1	a_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	32,379	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 et al. (2006).

De acordo com Xavier et al. (2006) a expressão é dada da seguinte forma quando o Fator de Buil-up não for usado na taxa de exposição:

$$X = \Gamma A/d^2 (R/h)$$

E á taxa de dose no ar por:

$$D = 0,86. X$$

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com a realização do presente estudo, foram demonstrados os principais tipos de cálculos e fórmulas necessários para viabilizar a instalação de um serviço de radiodiagnóstico que ofereça segurança e excelência, especificamente para o setor de PET-CT. De acordo com o exposto, baseando-se em normas e diretrizes nacionais e internacionais, foi possível observar os principais parâmetros para se garantir a proteção radiológica tanto para saúde humana quanto ao meio ambiente. Além de promover informação e segurança para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs), pacientes e indivíduos do público nos serviços de radiodiagnóstico, o presente estudo ressaltou ainda a importância de boa prática e técnica de qualidade no exercício das ciências radiológicas, uma vez que estes critérios afetam indiretamente na exposição desnecessária e devem ser seguidos para bom diagnóstico clínico e radiológico do paciente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARAÚJO E.B., NAGAMATI L.T., CALDEIRA FILHO J.S., COLTURATO M.T., SILVA C.P.G. **Labeling of DOTATATE with 131-iodine for therapy application.** World J. Nucl. Med., Lemesos, v.3, suppl. 1, S32, 2004.
- BARROS, A. S. J.; CALDAS L. V. E. **V CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA Metrologia para a competitividade em áreas estratégicas** - Cálculo das blindagens do projeto de um laboratório integrado de calibração de instrumentos no IPEN - Instituto de pesquisas energéticas e nucleares, IPEN – CNEN/SP, São Paulo, Brasil. 2009.
- CEMBER, H.; JOHNSON, T. **Introduction to Health Physics**, Fourth Edition. USA, 2009.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR-CNEN-NN-3.01- **Diretrizes Básicas de Radioproteção.** Rio de Janeiro: DOU Janeiro de 2005.
- FELINTO, C. P., FERRARI, T.B. **Blindagem Radioativa.** PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO. TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO. Brasília, 2009.
- FILHO, P.F.H.; XAVIER, A.M.; PONTENDEIRO, E. M.; FERREIRA, M.S. Segurança Nuclear e Proteção do Meio Ambiente. **Blindagem das radiações.** Cap.3. Pag.77. E-papers. Rio de Janeiro. 2004.
- LACERDA, M. A. S.; SILVA, T.A., OLIVEIRA, A.H. **Influência da metodologia de avaliação da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica.** Radiol Bras 2007; 40(5):331–336.
- MADSEN, M. T. et al, AAPM Task Group 108: **PET and PET/CT Shielding Requirements.** Medical Physics, Vol. 33, N° 1, Janeiro 2006.
- NASCIMENTO, E.M.; Filho, F.J.L.; SOUZA, M.T.B.; FILHO, G.L.A. **Estudos para cálculos das espessuras de blindagem necessárias para implementação de um serviço de medicina nuclear com pet-ct.** International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2013 Recife, PE, Brazil, November 24-29, 2013.
- PEREGRINO, A. A. F., COELHO. D. C., VIANNA. C. M. M. **Avaliação tecnológica da Tomografia de Emissão de Pósitrons (PET).** Rio de Janeiro; Ministério da Saúde/Departamento de Ciência e Tecnologia (DECIT/MS) ao Centro de Estudos e Pesquisas em Saúde Coletiva do Instituto de Medicina Social da UERJ; Agosto de 2004.
- ROBILLOTA, CC. **A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira.** Rev Panam Salud Publica. 2006, 20(2/3):134-42.
- TAUHATA, Luiz; SALATI, Ivan. P. A.; PRINZIO, Renato. Di.; PRINZIO, M.A.R.R.Di.; Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. 5ª edição, Rio de Janeiro, IRD/CNEM, 242p, Ago/2003.
- XAVIER, Ana M., MORO, José T., HEILBRON, Paulo F., “Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica”, UFRGS, 3ª Edição, Set/2006.
- YU, S. **Review of 18F-FDG synthesis and quality control.** Biomed Imaging Interv, v.2, n. 57, p. 1-11, dez. 2006.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Radiopharmaceutical products. In: Quality assurance of pharmaceuticals. A compendium of guidelines and related materials. Good Manufacturing practices and inspection. Geneva, 2004. v.2, p. 130-153.