



Utilização de labirinto em bunker de cíclotron

**Fernando A. Fernandes, Juliano S. Alves, Cintia Fochesatto,
Luciane Cerioli, João Alfredo Borges, Delfin Gonzalez e Daniel C. Silva**

Delfin Fármacos e Derivados (Biofármaco Marcadores Moleculares)
Rua Jackson Buenno, 817 - Pitangueiras
42700-000 Lauro de Freitas, BA
fernandofernandes@biofarmaco.com.br

ABSTRACT

O aumento do número de cíclotrons no Brasil deve-se a emenda constitucional 49/06 que possibilitou a produção de radiofármacos de meia-vida curta por empresas privadas. Os radionuclídeos utilizados para PET-CT necessitam de centros produtivos próximos ou dentro dos centros diagnóstico. A fim de minimizar a manutenção e riscos de operação, ganhando eficiência, nossa instalação foi pioneira no Brasil ao utilizar o acesso ao bunker do cíclotron via labirinto, ao invés de porta blindada do tipo rolha.

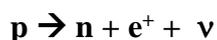
Os cálculos de projeto foram baseados no método Monte Carlo (MCNP5 – Monte Carlo N-Particletransportcode versão 5). Nas extremidades do labirinto foram instaladas: uma porta de polietileno, para termalização dos nêutrons, e outra de madeira para limitação de acesso. As duas pernas do labirinto possuem paredes com espessura de 100cm. Na inspeção a CNEN realizou medidas de taxa de dose para nêutrons e gama em 9 pontos: 7 ao redor do bunker, 1 sobre bunker e 1 na exaustão com o cíclotron operando com carga máxima, feixe duplo de 50uA por 2 horas. Após o comissionamento foram realizadas, ao redor do bunker, as seguintes medidas: dose acumulada em três meses com dosímetros termoluminescentes para nêutrons, taxa de dose com um detector a gás do tipo proporcional preenchido com ^3He e moderador de polietileno para nêutrons e taxa de dose com um detector Geiger-Müller para radiação gama. As leituras com detectores de nêutrons foram classificadas como radiação de fundo e as taxas de dose estiveram sempre abaixo dos limites estabelecidos na norma NE 3.01, bem como do previsto nos cálculos independentemente da intensidade de irradiação dentro do bunker.

A utilização de labirintos como forma de acesso a bunkers para cíclotron demonstrou-se eficaz quanto à blindagem da radiação e eficiente por permitir acesso rápido e simples, praticamente eliminando a necessidade de manutenção.

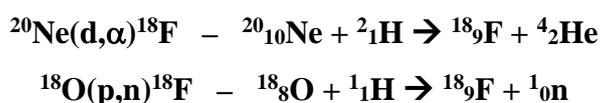
1. INTRODUÇÃO

Inicialmente, no Brasil, a produção de radioisótopos era monopólio do governo e sendo assim somente a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e seus institutos podiam produzir e distribuir materiais radioativos. Contudo mudanças foram necessárias com a expansão e popularização da Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET). Uma nova série de equipamentos surgiu da combinação do PET com a Tomografia Computadorizada (CT) em um único equipamento, o PET-CT, realizada pioneiramente por Townsend DW, Nutt R e colaboradores [1,2,3], que trouxe para a realidade da Medicina Nuclear a utilização dos elementos de meia-vida curta e, conseqüentemente, a necessidade de fornecimento contínuo de material. O FDG- ^{18}F , único radiofármaco comercialmente disponível para PET no Brasil, foi primeiro produzido apenas pelo IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, em São Paulo), e depois no IEN (Instituto de Engenharia Nuclear, no Rio de Janeiro), CRCN (Centro Regional de Ciências Nucleares, em Recife) e CDTN (Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, em Belo Horizonte), até que em 2006 a Emenda Constitucional 49/06 liberou a produção de radiofármacos por instituições privadas. Atualmente o Brasil possui 11 instalações produtoras de radiofármacos, sendo 6 privadas e 5 públicas, que conseguem cobrir praticamente todo território nacional.

Aproximadamente 100 % do Flúor encontrado na natureza está em sua forma estável ^{19}F e todos os demais 17 isótopos possíveis são instáveis e sintéticos, sendo que o ^{18}F é o menos instável e tem tempo de meia-vida de 109,77 minutos. Com o núcleo composto por 9 prótons e 9 nêutrons, o ^{18}F é um emissor de pósitrons, e^+ ou β^+ , com uma abundância de 96,73 %, energia máxima de 633,5 keV e média de 250 keV. Esta distribuição energética ocorre devido ao compartilhamento da energia total da reação com um neutrino gerado no processo, conforme esquema de decaimento abaixo:



O pósitron, que tem alcance máximo é de 178 cm no ar e 0,02 cm na água, ao encontrar um elétron sofre reação de aniquilação, produzindo 2 fótons de 511keV cada e emitidos com aproximadamente 180° entre eles. A colinearidade dos fótons é um dos princípios fundamentais para a formação de imagens de PET. Diversas reações nucleares são capazes de produzir ^{18}F , porém apenas duas estão disponíveis para aceleradores de partículas do tipo cíclotron com fins comerciais:



A produção de ^{18}F baseada na irradiação de ^{18}O por feixe de prótons é largamente a mais usada, dentre os fatores desta escolha podem ser destacadas: as desvantagens de usar um feixe de dêuterons, o diferente rendimento das reações e as diferenças químicas do produto final. A reação $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ tem energia mínima (threshold) de aproximadamente 2 MeV e o rendimento máximo ocorre abaixo de 10 MeV, além do ^{18}F produzido, um nêutron é liberado. Dessa forma as principais fontes de exposição e radiações no bunker do cíclotron são o ^{18}F produzido (emissor gama), os nêutrons gerados na reação nuclear, o feixe primário de prótons e a radiação induzida pelos feixes primário e secundário no próprio acelerador e no bunker.

A atenuação dos prótons no alvo e a atenuação dos nêutrons no concreto dominam a emissão de radiação gama. Estas atenuações são responsáveis pela geração de aproximadamente 70% da radiação gama emitida durante o processo de irradiação. Os nêutrons produzidos geram uma taxa de dose de aproximadamente 300 mSv/h para cada μA de feixe a um metro de distância do alvo [4]. Para uma corrente de feixe de 40 μA , a taxa de dose a um metro do alvo é de 12 Sv/h, conforme estudo realizado por Gallerani e colaboradores [4]. Logo após o término da irradiação, mesmo na ausência de feixe, há considerável quantidade de radioatividade induzida pela interação dos nêutrons e prótons no próprio Cíclotron e nas paredes do Bunker, principalmente devido ao radionuclídeos de meia-vida muito curta. Dados os níveis de dose acima expostos e os riscos associados, é fundamental que o Bunker tenha blindagens bem dimensionadas e um rigoroso

sistema de segurança. A fim de minimizar a manutenção e riscos de operação, ganhando eficiência, nossa instalação foi pioneira no Brasil ao utilizar o acesso ao bunker do ciclotron via labirinto, ao invés de porta blindada do tipo rolha. A porta blindada tipo rolha necessita de um sistema robusto para sua movimentação, visto que suas dimensões e peso são comparáveis as de uma parede do bunker, enquanto o sistema de labirinto divide a blindagem necessária em segmentos, permitindo acesso rápido e fácil ao bunker.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Descrição da instalação:

Foi utilizado um ciclotron PETtrace10 fabricado pela GE Healthcare. A energia final do feixe de prótons é de 16,5 MeV e a corrente máxima é de 75 uA para feixe único e 100 uA para feixe duplo[5]. O tempo máximo de irradiação especificado pelo fabricante é de 120 minutos. A fonte de íons é interna do tipo PIG (penning ion gauge) com cátodo frio e gera íons negativos de hidrogênio. O vácuo no tanque é realizado através de um sistema em série de bombas de vácuo, uma mecânica rotativa e uma por difusão de óleo, chegando a menos do que 2×10^{-7} mbar. O campo magnético médio é de 1,8 T. O sistema de radiofrequência (RF) é composto por dois dês (D) que cobrem um ângulo de 75° cada. O sistema de extração do feixe é composto por dois carroceis com íons de carbono. Os alvos tem corpo de nióbio e volume interno de 2,5 mL, tendo um rendimento mínimo especificado de 198 mCi/uA.

Para o cálculo da blindagem de concreto do ciclotron foi utilizado, de modo conservador, o procedimento apresentado na NCRP N° 51 [6]. A definição dos limites de exposição para os trabalhadores e indivíduos do público foi feita levando-se em consideração a norma CNEN-NN-3.01[7]. Foi considerado que a blindagem seria construída utilizando-se concreto convencional com densidade de 2,35 g/cc e foi definida a espessura de 200 cm para o teto e de 190 cm para as paredes do bunker. As penetrações foram criadas através de cálculos realizados

computacionalmente utilizando simulação estatística pelo método de Monte Carlo, código MCNP5 (Monte Carlo N-Particle Transport Code Versão 5). A partir destes cálculos optou-se por utilizar um labirinto como forma de acesso ao bunker, que foi construído com duas pernas, 100 cm de espessura em cada parede e que possui uma porta de polietileno, entre o fim do labirinto e o interior do bunker, para termalização dos nêutrons. Na outra extremidade do labirinto existe uma porta de madeira para limitação de acesso, que só pode ser realizado através de uma chave específica compartilhada com o sistema de acionamento do cíclotron.

Para monitoramento da radiação na instalação e verificação das blindagens foram utilizados detectores de radiação Geiger-Müllers Ludlum portáteis modelo 14C, Geiger-Müllers Rotem fixos modelos GM-41 e GM-42, dosímetros de estado sólido de leitura direta RADOS modelo RAD-60R, dosímetros TLD para radiação gama, dosímetros TLD para nêutrons, detector proporcional de nêutrons Ludlum portatil modelo 12-4 com probe 42-31H.

2.2. Validação das blindagens:

Primariamente foi utilizada simulação estatística pelo método de Monte Carlo, código MCNP5 (Monte Carlo N-Particle Transport Code Versão 5), para verificação do dimensionamento das blindagens. Os parâmetros utilizados foram retirados das publicações NCRP N° 51 [6], NCRP N° 144 [8], CNEN-NN-3.01[7] e AAPM Task Group 108 [9].

Nos três primeiros meses de operação, incluindo comissionamento e testes/calibrações de instalação do fabricante, os dosímetros TLD para nêutrons permaneceram posicionados em 7 pontos ao redor do bunker, 1 sobre bunker e 1 na exaustão (Fig. 1). A dose efetiva acumulada neste período foi menor ou igual ao nível de radiação de fundo em todos os pontos.

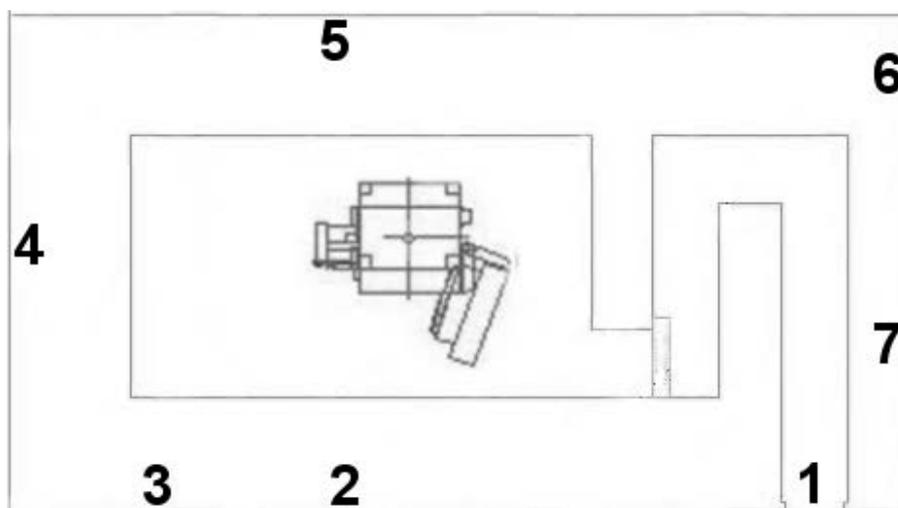


Figura 1. Bunker e pontos de medição.

Durante o período de comissionamento a CNEN realizou medidas de taxa de dose para radiação gama e nêutrons com o ciclotron operando com carga máxima, feixe duplo de 50 uA por 2 horas. A taxa para nêutrons foi de 0,0 μ Sv enquanto para gama a taxa máxima foi de 0,8 μ Sv.

Em operação normal foram realizadas medidas em 8 pontos ao redor do bunker, por 6 meses, para levantamento radiométrico mensal da taxa de dose efetiva, com o detector proporcional para nêutrons; levantamento radiométrico quinzenal da dose efetiva, com Geiger-Müller para radiação gama, e avaliação direta da taxa de dose efetiva ambiente no bunker, com Geiger-Müller para radiação gama posicionado perpendicularmente a 2 metros dos alvos. As taxas de dose medidas com o Geiger-Müller tiveram média de $0,02 \pm 0,01 \mu$ Sv e máximo de 0,08 μ Sv. As taxas medidas com o detector proporcional não apresentaram leituras significativas. No interior do bunker, a taxa de dose máxima foi de 174,2 μ Sv/h e a dose acumulada no período foi 6,774 Sv.

No mesmo período a dosimetria mensal dos IOEs (indivíduos ocupacionalmente expostos) envolvidos diretamente na produção e manipulação do material radioativo ficou dentro dos limites estabelecidos pela CNEN [7], sendo que a dose efetiva máxima, medida no torax, foi de 0,9 μ Sv e a dose equivalente máxima, medida no dedo, foi de 2,0 μ Sv.

3. CONCLUSÕES

A utilização de labirintos como forma de acesso a bunkers para cíclotron demonstrou-se eficaz quanto à blindagem da radiação, todos os parâmetros avaliados ficaram abaixo das especificações exigidas pela legislação vigente. Além disso, o acesso ao bunkers é eficiente, rápido e simples, praticamente eliminando a necessidade de manutenção.

Estudos futuros podem ser realizados com o objetivo de avaliar os custos, em comparação com as demais alternativas, e de analisar a eficiência deste sistema ao longo do tempo.

REFERÊNCIAS

1. DW Townsend, T Beyer, J Jerin, CC Watson, J Young, R Nutt. “The ECAT ART scanner for Positron Emission Tomography: 1. Improvements in performance characteristics”. *Clinical Positron Imaging*, **Volume 2, issue 1**, pp.5–15 (1999).
2. T Beyer, DW Townsend, T Brun, PE Kinahan, M Charron, R Roddy, et al. “A combined PET/CT tomograph for clinical oncology”. *J Nucl Med*, **Volume 41**, pp. 1369–1379 (2000).
3. T Beyer, DW Townsend, R Nutt, M Charron, PE Kinahan, CC Meltzer. “Combined PET/CT imaging using a single, dual-modality tomograph: a promising approach to clinical oncology of the future.”. *PET in Clinical Oncology*. Darmstadt: Steinkopff; p. 101–124 (2000).
4. R. Gallerani, G. Cicoria, E. Fantuzzi, M. Marengo, D. Mostacci, “Neutron production in the operation of a 16.5 MeV PETTrace cyclotron”, *Progress in Nuclear Energy*, **Volume 50 – 8**, pp. 939-943, 2008.
5. “PETtrace – PET Tracer Production System - Technical Specification,” GE Healthcare. <http://apps.gehealthcare.com/servlet/ClientServlet?REQ=Enter%2bDocumentation%2bLibrary> (2009).
6. “NCRP Report No. 51 – Radiation Protection Design Guidelines for 0.1-100MeV Particle Accelerator Facilities”, (1979).

7. “Norma CNEN-NN-3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica”, <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf> (2005).
8. “NCRP Report No. 144 - Radiation Protection for Particle Accelerator Facilities”, <http://www.ncrppublications.org/Reports/144> (2003)
9. MT Madsen, JA Andeson, JR Halama, et al. “AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements”, *Medical Physics*, **Volume 33-1**, pp.4-15 (2006).