



**AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA**  
**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR**  
**INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA**

**DOSE OCUPACIONAL NA MANIPULAÇÃO**  
**DO GERADOR MOLIBDÊNIO  $^{99}\text{Mo}$  /TECNÍCIO  $^{99m}\text{Tc}$**

Cleovanes Alex da Costa e Silva

Balbino Oliveira Maciel

Orientadora: Professora Dra. Lidia Vasconcellos de Sá

RIO DE JANEIRO - RJ

NOVEMBRO DE 2011

BALBINO OLIVEIRA MACIEL

CLEOVANES ALEX DA COSTA E SILVA

**DOSE OCUPACIONAL DA MANIPULAÇÃO  
DO GERADOR MOLIBDÊNIO  $^{99}\text{Mo}$  /TECNÍCIO  $^{99m}\text{Tc}$**

*“Trabalho de Conclusão de Curso apresentado para obtenção do Título de Especialista pelo Programa de Pós-Graduação em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas da Agência Internacional de Energia Atômica em parceria com o Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, na Área de Medicina Nuclear”.*

*Orientadora:*

*Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lidia Vasconcellos de Sá  
IRD/CNEN*

Rio de Janeiro - Brasil  
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear  
Coordenação de Pós-Graduação  
2011

Maciel, Balbino Oliveira e Costa e Silva, Cleovanes Alex  
Dose Ocupacional na Manipulação do Gerador Molibdênio  $^{99}\text{Mo}$   
/Tecnécio  $^{99m}\text{Tc}$ . / Balbino Oliveira Maciel e Cleovanes Alex Costa e  
Silva. –Rio de Janeiro: IRD, 2011.  
xv, 48 p. 29,7 cm: il., tab.

Orientador: Lidia Vasconcellos de Sá  
Monografia (Lato Sensu) - TCC Trabalho de Conclusão de Curso  
(Especialista) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão  
Nacional de Energia Nuclear – Agência Internacional de Energia  
Atômica, Rio de Janeiro, 2011.

Referência bibliográfica: f. 48 - 53

1. Medicina nuclear 2. Exposição ocupacional 3. Molibdênio 4.  
Tecnécio I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria II. Título

BALBINO OLIVEIRA MACIEL  
CLEOVANES ALEX DA COSTA E SILVA

**DOSE OCUPACIONAL DA MANIPULAÇÃO  
DO GERADOR DE MOLIBDÊNIO  $^{99}\text{Mo}$  /TECNÍCIO  $^{99m}\text{Tc}$**

**Rio de Janeiro, 16 de Novembro de 2011**

---

**Prof. Msc. Daniel Bonifácio**

---

**Prof. Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa**

---

***Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lidia Vasconcellos de Sá***

## **BALBINO OLIVEIRA MACIEL**

“A Deus por minha existência.  
Aos meus Pais, pelo terno apoio durante todas as etapas de minha vida.  
Ao Governo do Estado do Amapá que me apoiou financeiramente nesta jornada como servidor, e a minha esposa Eliana e filha Mariana a paciência e compreensão pelas faltas e ausência.  
A todos os Professores do curso Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas, que nos transmitiram seus conhecimentos possibilitando a conquista deste título constituindo um crescimento que nos será útil não só na vida profissional com na vida pessoal.  
A professora Dra. Lidia Vasconcellos que quando desanimei muito me incentivou e ajudou neste trabalho, meu especial agradecimento.”

## **CLEOVANES ALEX COSTA E SILVA**

*“A minha profunda gratidão a Deus todo-poderoso, por todas as bênçãos, por toda a proteção recebida a cada minuto de minha vida pessoal e profissional e, sobretudo, pelas pessoas especiais que Ele pôs em meu caminho. Aos meus pais Everaldo e Adenil, pelo eterno incentivo. A minha extraordinária esposa Emanuela e a minha fantástica filha Emily, e toda a minha família pelo carinho que tenho recebido e que por capricho do destino têm que suportar a minha ausência. E a todos os professores que contribuirão para o nosso aprendizado, e em especial a nossa orientadora professora Dra. Lidia Vasconcellos de Sá”.*

## RESUMO

### Dose ocupacional na manipulação do gerador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$

A medicina nuclear se apresenta como uma especialidade de grande importância entre aquelas relacionadas ao diagnóstico e terapêutico. Essa especialidade médica utiliza equipamentos modernos para o diagnóstico através de imagens e informações clínicas, obtidas por meio do uso de radioisótopos. Foi efetuada uma revisão referente à manipulação do gerador de Molibdênio 99/ Tecnécio 99m. A idéia central foi verificar se as doses ocupacionais durante o processo de manipulação dos trabalhadores estão abaixo dos limites estipulados nas normas da CNEN.

De acordo com as análises realizadas foi verificado que todo o processo envolvendo as fontes não seladas usadas na medicina nuclear, tanto para exames de imagiologia quanto para tratamento, requer uma cultura de segurança no nível das normas vigentes. Existe vários procedimentos na medicina nuclear para fins diagnósticos que utilizam radionuclídeos específicos no estudo da fisiologia dos sistemas orgânicos, sendo o tecnécio-99m o mais empregado. O  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é obtido através de eluição em geradores de molibdênio-99. Foram estabelecidos os tempos máximos gastos em cada etapa do processo. Após a análise das doses envolvidas em cada etapa, cálculo de blindagens requeridas para uma otimização utilizando-se um nível de restrição de dose de 6 mSv/ano, para os geradores de 37 GBq (1,0 Ci), 55,5 GBq (1,5 Ci) e 74 GBq (2,0 Ci) foram realizadas e, dessa forma, verificou-se que as doses dos indivíduos ocupacionalmente expostos encontram-se dentro dos limites aceitos pelas normas da autoridade reguladora do país.

Palavras chaves: Medicina nuclear, Exposição ocupacional, Gerador, Molibdênio, Tecnécio.

## ABSTRACT

### Dose-related occupational handling of $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ generator

Nuclear medicine is presented as a specialty among the major ones related to diagnosis and treatment. This specialty uses modern's equipment for diagnosis via images and clinical information obtained through the use of radioisotopes. A literature revision regarding the handling of the generator Molybdenum-99 / Technetium-99m was done. The main goal was to verify if the occupational doses during the handling process workers are below the limits of the rules of the CNEN.

According to the analysis, it was verified that the whole process involving unsealed sources used in nuclear medicine for, imaging examinations and treatments, requires a safety culture in terms of standards. There are several procedures in nuclear medicine for diagnostic purposes using specific radionuclides for physiology studies in organ systems. Technetium-99m is the most important of them and it is obtained by molybdenum-99 elution generators. We set the maximum time spent in each stage of the process. After reviewing the doses involved in each step, the calculation of shielding required for an optimization using a dose constraint level of 6 mSv/year for generators of 37 GBq (1,0 Ci), 55,5 GBq (1,5 Ci) and 74 GBq (2,0 Ci) were performed and, therefore, it was found that doses of occupationally exposed individuals are within the limits accepted by the standards of the regulatory authority of the country.

Keywords: nuclear medicine, occupational exposure, molybdenum-technetium generator

## SUMÁRIO

RESUMO.....	5
ABSTRACT .....	6
1. INTRODUÇÃO .....	9
2. OBJETIVO.....	11
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	12
3.1 – Radiação.....	12
3.2 – Medicina Nuclear .....	13
3.3 – GERADOR DE MOLIBDÊNIO/TECNÉCIO .....	18
3.4. Proteção Radiológica em Medicina Nuclear .....	23
3.4.1 – Princípios Gerais da Radioproteção .....	23
3.4.2 Principais Grandezas e Unidades de Radioproteção.....	24
3.4.2.1 Atividade.....	24
3.4.2.2 Exposição (X) .....	25
3.4.2.3 Dose Absorvida (D) .....	25
3.4.2.4 Dose Equivalente (Equivalent Dose) ( $H_T$ ).....	25
3.4.2.5 Kerma (K) .....	26
3.4.2.6 Dose Efetiva (E) .....	26
3.4.3 Radioproteção no Brasil.....	27
3.4.4 Interação da Radiação X e Gama com a Matéria .....	28
3.4.5 Curvas de Atenuação e Atenuação para Fins de Blindagem em Radioproteção .....	30
3.4.6 Proteção Contra Radiações Ionizantes.....	33
3.4.7 Limitação do Tempo de Exposição .....	33
3.4.8 Blindagem da Fonte de Radiação.....	33
3.4.9 Camada Semi-Redutora e Deci-Redutoras .....	34



4 ESTRUTURA FÍSICA E QUADRO FUNCIONAL DE UMA UNIDADE DE MEDICINA NUCLEAR.....	36
4.1 Pessoal .....	36
4.2 Equipamentos e Materiais de Radioproteção .....	36
4.3 Calibração de Monitores .....	37
4.4 Testes da Instrumentação.....	37
4.4.1 Sistema de Registro.....	37
4.4.2 Dependências Indispensáveis ao Serviço de Medicina Nuclear.....	37
4.5 Plano de Radioproteção.....	38
5. METODOLOGIA.....	40
6. ANÁLISE .....	41
7. RECOMENDAÇÕES.....	41
8. CONCLUSÕES .....	41
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	488

## 1. INTRODUÇÃO

A medicina nuclear é uma especialidade médica que emprega fontes não seladas de radionuclídeos com finalidade diagnóstica ou terapêutica<sup>1</sup>.

Por ser administrada internamente ao paciente e participar do processo metabólico do corpo, a medicina nuclear possibilita aplicações médicas tão diversas como:

- O estudo da morfologia de um órgão;
- A evolução de uma função fisiológica;
- A análise de um componente biológico;
- O tratamento de processo patológico<sup>2</sup>.

Dependendo da técnica e da natureza da aplicação, estes radioisótopos também podem estar presentes na sua forma química mais simples ou então incorporados a uma variedade de substâncias ou moléculas sintetizadas que são selecionadas em função de sua propriedade bioquímica, fisiológica e metabólica favoráveis ao manuseio e, principalmente, aplicáveis em diagnóstico e terapia de pacientes<sup>3</sup>.

Além disso, esses radiofármacos, podem ser distribuídos a classe médica sob a forma de sistema de geradores  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$ , garantindo autonomia e praticidade em sua utilização<sup>4</sup>.

Os radiofármacos de tecnécio-99m ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) tornaram-se, nos últimos 30 anos, importantes ferramentas para o diagnóstico de várias doenças ou disfunções de órgãos e sistemas que compõem o corpo humano. Atualmente, existem aproximadamente 30 desses compostos sendo utilizado em medicina nuclear, gerando um volume de exames correspondente a 80% da rotina clínica desses serviços. O Tecnécio-99m é o elemento radioativo mais utilizado em Medicina Nuclear, uma vez que pode compor diferentes radiofármacos, destinados a diferentes órgãos e sistemas<sup>5</sup>. O elevado índice de utilização desses compostos é resultado das propriedades físicas e químicas ideais do radioisótopo, tais como: meia-vida física de 6,01 horas; decaimento por emissão de radiação gama pura, monoenergético, com fótons de 140 keV<sup>5, 6</sup>.

Como a meia-vida física do  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é relativamente curta, inviabiliza sua produção direta, uma alternativa encontrada foi disponibilizá-lo à classe médica na forma de um gerador portátil de  $^{99\text{m}}\text{Mo}$ , sendo o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  produzido no gerador, a partir do decaimento radioativo do  $^{99}\text{Mo}$ <sup>7</sup>.

A atividade do sistema decai com a meia-vida do nuclídeo pai, que resulta na formação do elemento filho, possibilitando a utilização do radionuclídeo de meia-vida curta em locais distantes daquele onde foi produzido<sup>8</sup>.

A produção de imagens na medicina nuclear requer um conjunto de técnicas que tem como objetivo o estudo de estruturas e órgãos do corpo humano conhecida como imagenologia médica. Este processo ocorre envolvendo as mais diversas áreas como a anatomia, biologia, física, matemática e engenharia.

A imagem na medicina nuclear é gerada após a administração de radiofármacos, ou seja, um fármaco marcado por um radioisótopo e administrado por via oral ou endovenosa. Sua composição visa não produzir nenhum efeito farmacológico, traduzindo apenas uma determinada função no organismo humano. Além de seu uso no diagnóstico, o método também permite avaliar recidivas, acompanhar a evolução, a remissão ou a progressão de certas enfermidades. Os procedimentos usados na medicina nuclear tem a virtude de substituir outros testes que submetem o paciente a um maior risco iatrogênico, a maior exposição às radiações, ou metodologias que lhes causem maior desconforto. Também substituem outras formas de exame mais onerosos usados em diagnóstico<sup>9</sup>.

Para a formação da imagem as radiações partem do interior do corpo e são captadas por detectores dotados de um cristal sensível aonde cada radiação que chega produz uma centelha ou cintilação para formar a imagem final, daí o nome cintilografia<sup>10</sup>.

Esses equipamentos conhecidos como gama - câmaras ou câmaras de cintilação realizam a aquisição das imagens cintilográficas em um único plano<sup>11</sup>. No entanto, a tais dispositivos podem estar associados tomógrafos, que permitem a aquisição de imagens em múltiplos cortes. Possibilitando a avaliação de uma estrutura em toda a sua profundidade e extensão<sup>11</sup>.

Quando há necessidade de se obter imagens tridimensionais ou dinâmicas de órgãos ou tecidos de pacientes, utiliza-se a técnica de tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), a qual é baseada na emissão de fótons imitados por um determinado radioisótopo ou traçador radioativo associados na maioria das vezes a fármaco específico<sup>11</sup>.

O tomógrafo, que é composto por um conjunto de detectores dispostos em geometria circular, executa rotações de 180 ou 360 graus ao redor do paciente captando imagens de múltiplas posições (transaxiais, sagitais e coronais) do órgão ou da região de interesse ao longo do eixo longitudinal do mesmo<sup>11</sup>.

Cada detector é constituído de uma série de cristais de cintilação, responsáveis por converter os raios gamas emitidos do pacientes em fótons de luz, que por sua vez encontram-se associados a pequenos tubos fotomultiplicadores, cuja função é ampliar e também converter os fótons em sinal elétricos para então serem processados, possibilitando a reconstrução da imagem<sup>11</sup>.

## 2. OBJETIVO

Este trabalho tem por finalidade estudar as doses e o tempo de exposição ocupacionais durante a manipulação dos radiofármacos preparados com o radionuclídeo  $^{99m}\text{Tc}$  e, ainda, provenientes do manuseio do gerador Molibdênio-99/Tecnécio-99m.

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 – Radiação

Em 1896, Antoine Henry Becquerel constatou que o sal de urânio [ $K^2UO_2(SO_4)_2$ ], extraído do mineral *pechblenda*, também provocava velamento de filmes protegidos pela luz, como acontece com os raios-X. Becquerel associou esta propriedade à emissão de algum tipo de raio capaz de atravessar a proteção e atuar sobre o filme. Em 1897, Pierre e Marie Curie isolaram desse mesmo mineral, dois elementos até então desconhecidos: o Polônio e o Rádio. A partir de então, o fenômeno de emissão de energia por estas substâncias foi denominado de radioatividade. Entre 1898 e 1900, Ernest Rutherford e Paul Villard descobriram que as emissões das substâncias naturalmente radioativas podiam ser de três tipos: alfa, beta e gama. Posteriormente, comprovou-se que tais emissões estavam associadas aos núcleos dos elementos radioativos<sup>11</sup>.

Quando um isótopo encontra-se numa configuração instável, ou seja, com muita energia ou com muitos nêutrons, ele emitirá radiação para atingir um estado estável. O processo pelo qual um átomo libera energia do núcleo espontaneamente é chamado de decaimento radioativo. Energia e partículas emitidas de núcleos instáveis são capazes de causar ionização. As partículas emitidas pelo núcleo instável são denominadas de partículas alfa, beta ou nêutrons; já no caso da emissão de energia, esta ocorre na forma de ondas eletromagnéticas, que são os raios gama ou raios-X<sup>11,12</sup>.

As partículas alfa são constituídas de dois prótons e dois nêutrons; sendo assim, como em núcleos de Hélio. Estas partículas são produzidas principalmente nos decaimentos de elementos pesados como urânio, plutônio, rádio, etc.<sup>13</sup>.

As partículas beta são emitidas quando um nêutron do átomo se transforma em um próton, ou quando um próton se transforma em um nêutron. Uma partícula beta é muito mais leve do que uma partícula alfa, sendo a beta, essencialmente, um elétron ou um pósitron com grande energia cinética<sup>13</sup>.

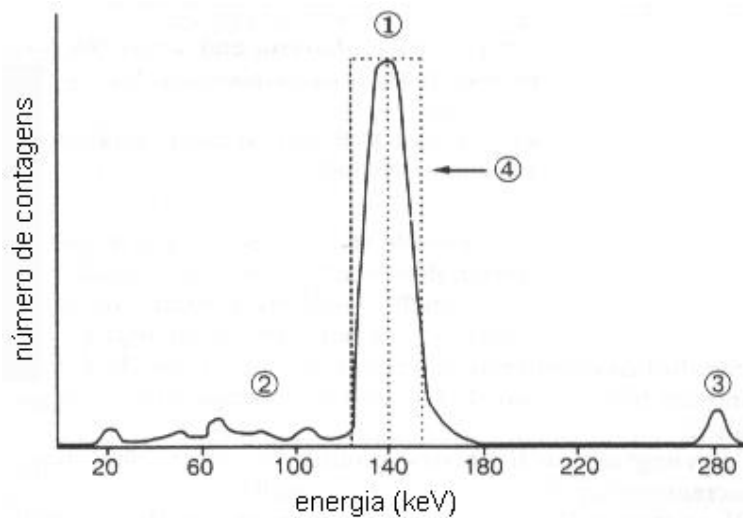
A emissão de nêutrons é associada à fissão nuclear, que envolve a divisão de átomos com muitos prótons e nêutrons (como o urânio 235) em átomos menores. O processo de fissão libera energia e dois ou três nêutrons<sup>11</sup>.

Os raios gama são fótons de alta energia emitidos pelo núcleo de um átomo. São similares aos raios-X, diferenciando-se quanto à origem; os raios gama são produzidos na passagem de um núcleon de um nível excitado para outro de menor energia e, ainda, na desintegração de isótopos radioativos. Geralmente estão associados com a energia nuclear e aos reatores nucleares. Os raios gama são capazes de penetrar na matéria mais profundamente que a radiação alfa e beta, podendo causar danos no núcleo das células<sup>13</sup>.

Na Figura 1.1 é apresentado um exemplo de um radioisótopo emissor de radiação gama. A radiação gama, proveniente desse elemento radioativo é

emitida com intensidades e energias bem definidas, caracterizando um espectro discreto de emissão<sup>14</sup>.

Então, pode-se dizer que radiação é um fenômeno natural definido por “certa quantidade” de energia que é irradiada. E, a depender da quantidade, podem ser descritas como não-ionizantes, quando possuem relativamente baixa energia, a exemplo da luz, calor, ondas de radio, etc. e ionizante, com níveis altos de energia, geralmente provenientes do núcleo do átomo<sup>14</sup>.



**Figura 1.1.:** Espectro de tecnécio e ajustes da janela do fotopico. O fotopico (1) é o resultado da completa absorção dos fótons gama do  $^{99m}\text{Tc}$ .

### 3.2 – Medicina Nuclear

A medicina nuclear é uma especialidade médica que emprega fontes abertas de radionuclídeos com finalidade diagnóstica e terapêutica. Geralmente, os materiais são administrados *in-vivo* e apresentam distribuições específicas para determinados órgãos ou tipos celulares. Muitas vezes o elemento radioativo é ligado a um outro grupo químico, formando um radiofármaco com afinidade por determinado tecido ou órgão<sup>15</sup>.

O uso das radiações na medicina se iniciou no final do século XIX com a descoberta da radioatividade. Desde então, cientistas de diversas áreas como química, física, medicina, farmacologia e engenharia tem dado importantes contribuições para a área médica<sup>2</sup>.

A Organização Mundial da Saúde assim define a Medicina Nuclear: “A Medicina Nuclear é a especialidade que se ocupa do diagnóstico, tratamento e investigação médica mediante o uso de radioisótopos como fontes radioativas abertas”<sup>3</sup>.

A Sociedade Brasileira de Biologia, Medicina Nuclear e Imagem Molecular a define como “a especialidade médica que emprega fontes abertas de radionuclídeos com finalidade de diagnóstico e de terapia”<sup>16</sup>.

Trata-se de uma especialidade médica (que é ramo da Radiologia) que se fundamenta na utilização da energia nuclear para fins médicos de diagnóstico e de terapia mediante o uso de substâncias conhecidas na física como isótopos radioativos porque emitem radiações<sup>16</sup>.

Como recurso diagnóstico, a Medicina Nuclear é um meio seguro e eficiente, em geral indolor e não invasivo, para se obter informações que, de outra maneira, seriam impossíveis de conseguir. Trata-se de um conjunto de procedimentos de alta sensibilidade utilizados para encontrar anormalidades na estrutura e na função dos órgãos estudados, com a virtude de identificar, precocemente, numerosas alterações orgânicas e funcionais em relação a outros métodos diagnósticos<sup>16</sup>.

A história da medicina nuclear é rico em contribuições de cientistas talentosos em diferentes disciplinas de física, química, engenharia e medicina<sup>4</sup>.

A natureza multidisciplinar da Medicina Nuclear torna difícil para os historiadores médicos determinar a data de nascimento da prática<sup>17</sup>.

Muitos historiadores consideram a descoberta de radioisótopos produzidos artificialmente por Frédéric Joliot-Curie e Irène Joliot-Curie em 1934 como o marco mais significativo em Medicina Nuclear. Embora, a primeira utilização do <sup>131</sup>I tenha sido dedicada à terapia de câncer de tireóide, seu uso foi posteriormente ampliado no desenvolvimento de metodologias para a realização de imagens da glândula tireóide, a quantificação da função tireóideana e, ainda, a terapia para hipertireoidismo<sup>17</sup>.

Inicialmente, os nomes mais importantes foram George Hevesy (1885 - 1966), Pierre Curie (1895 – 1906) e Marie Curie (1867 –1934). Em meados do século XX, Benedict Cassen construiu o primeiro mapeador retilíneo que permitia a análise funcional dos diversos órgãos e sistemas do corpo humano iniciando, assim, a prática clínica efetiva da medicina nuclear<sup>15</sup>.

Posteriormente, em 1952, o mapeador foi aprimorado por David Kuhl, sendo que em 1951, o físico H. Anger desenvolveu o primeiro “Scanner” de corpo inteiro<sup>15</sup>.

O uso clínico generalizado da Medicina Nuclear começou no início dos anos 1950, com o conhecimento ampliado sobre a produção de radionuclídeos, a melhoria na detecção da radioatividade e o desenvolvimento de radionuclídeos específicos para rastreamento de processos bioquímicos<sup>17</sup>.

Os trabalhos pioneiros de Bento Cassen no desenvolvimento do primeiro scanner retilíneo e de Hal O. Anger na câmara de cintilação (câmara Anger) tornou a jovem disciplina de Medicina Nuclear em uma especialidade de imagem de pleno uso na área médica. Nos anos seguintes, o crescimento foi fenomenal. A Sociedade de Medicina Nuclear foi formada em 1954, em Spokane, Washington, EUA<sup>17</sup>.

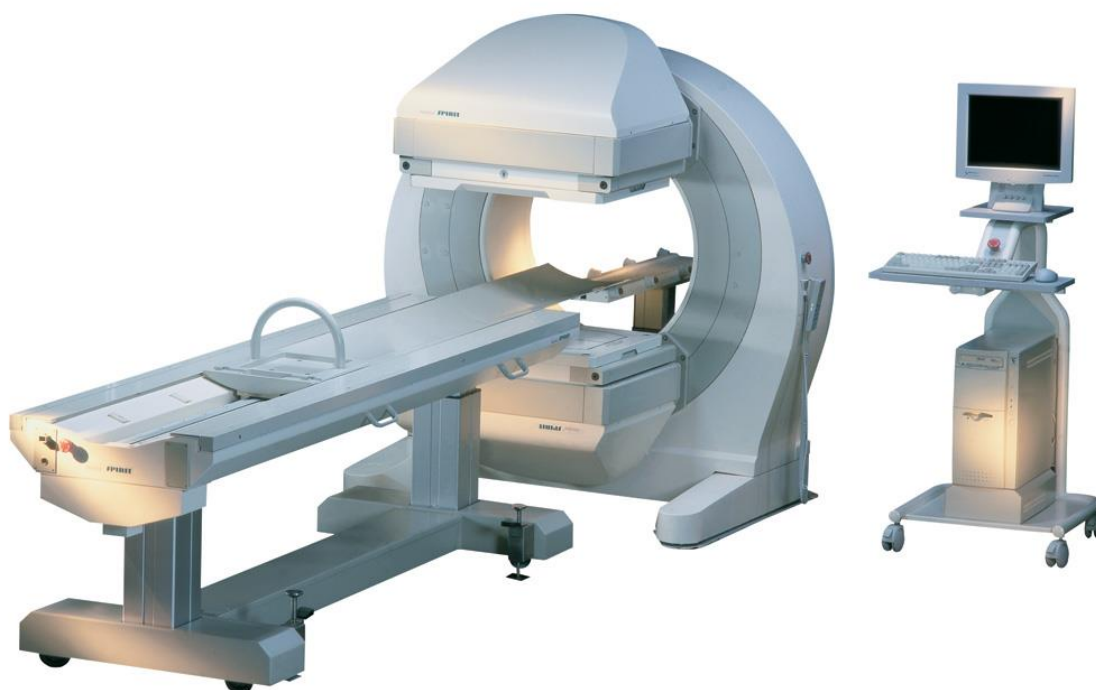
O desenvolvimento de um sistema gerador para produzir Tecnécio-99m na década de 1960 tornou-se um método prático para uso médico. Hoje,

Tecnécio-99m é o elemento mais utilizado em Medicina Nuclear e é empregado em uma grande variedade de estudos de imagem<sup>17</sup>.

Já na década de 1970, a maioria dos órgãos do corpo podia ser visualizada através de procedimentos de Medicina Nuclear. Em 1971, a *American Medical Association* reconheceu oficialmente a medicina nuclear como uma especialidade médica<sup>17</sup>.

O desenvolvimento de novos materiais para detecção da radiação, mais eficientes e mais rápidos, também contribuiu para a difusão da técnica. Na década de 1970 ocorreu ainda a utilização de cristais com diâmetros maiores e conseqüentemente, maior capacidade de cintilação quando expostos aos feixes de radiação, possibilitando a produção de *scanners* ou gamacâmaras mais eficientes<sup>17</sup>.

As gamacâmaras utilizam normalmente um cristal de iodeto de sódio, que é um detector sólido de cintilação considerado mais eficiente. Este cristal é opticamente transparente e apresenta um coeficiente de atenuação a radiação suficiente para ser sensível à detecção dos raios gama dos radiofármacos mais utilizados. No final da década de 1970, Jaszczak desenvolveu as gamacâmaras tomográficas do tipo SPECT, cuja sigla significa tomografia computadorizada por emissão de fóton único (*single photon emission computed tomography*). Em 1971, Ter-Pogossian desenvolveu as câmaras PET, câmaras tomográficas por emissão de pósitron (*positron emission tomography*)<sup>15, 17</sup>. Na Figura 1.2 é apresentada uma fotografia de uma gamacâmara.



**Figura 1.2:** Fotografia de gamacâmara do Fabricante: Mediso - Medical Imaging Systems.

Os conceitos fundamentais de física que são aplicados na medicina nuclear estão relacionados com a emissão e detecção da radiação ionizante.



Os diagnósticos e terapias em medicina nuclear utilizam emissores de radiação gama, porém, devido aos processos de decaimento radioativo dos radionuclídeos empregados nos exames e terapias, tem-se também nestes processos a emissão de radiação corpuscular beta. No Brasil, os radioisótopos mais empregados na medicina nuclear são  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{14}\text{C}$  e  $^{153}\text{Sm}$ . Estes radioisótopos são, em grande parte, produzidos pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN-SP, e são distribuídos semanalmente aos usuários autorizados. O tecnécio ( $^{99m}\text{Tc}$ ) é obtido através da eluição de geradores de molibdênio ( $^{99}\text{Mo}$ ). Na Figura 1.3 é apresentada a fotografia de um gerador de tecnécio. O tecnécio é um emissor somente de radiação gama, com energia de 140 keV e meia-vida curta de 6,02 horas. Por ter meia-vida curta e pelo fato de que é facilmente associado com vários tipos de marcadores de tecido, é o radioisótopo mais utilizado nos estudos cintilográficos, ou seja, na obtenção de mapeamento de diversos órgãos como em cintilografia renal, cerebral, hepatobiliar, pulmonar, óssea, diagnóstico do infarto agudo do miocárdio e em estudos circulatórios; já o  $^{153}\text{Sm}$  é injetado em pacientes com metástases como paliativo para a dor<sup>15</sup>.

Outro radioisótopo muito utilizado em diagnóstico e em tratamento é o  $^{131}\text{I}$ , com meia-vida de 8 dias. O  $^{131}\text{I}$  é produzido em reator nuclear pela irradiação do Telúrio ( $^{132}\text{Te}$ ). O espectro de emissão deste elemento é complexo, com várias emissões diferentes, incluindo a radiação beta, com energia máxima beta de 800 keV, mas para tal radioisótopo a energia de maior ocorrência é o gama de 364 keV<sup>13,15</sup>.



**Figura 1.3:** Gerador de  $^{99m}\text{Tc}$  (Fonte: IPEN - CNEC).

Na medicina nuclear, a manipulação de materiais radioativos ocorre de maneira rotineira. A manipulação é necessária durante o preparo dos radioisótopos para administração em pacientes que serão submetidos a exames diagnósticos e terapêuticos. São encontrados na literatura relatos de valores de doses equivalentes consideráveis recebidas por determinadas partes do corpo dos trabalhadores que fazem a manipulação, principalmente em partes como mãos, antebraços e braços<sup>17,18,19</sup>. Dessa maneira, o uso de monitor pessoal para extremidades é muito importante e objetiva quantificar a radiação recebida pelo trabalhador como decorrência de seu trabalho, além de permitir observar as condições da instalação com relação a blindagens e maneira incorreta de trabalho<sup>20,21,22</sup>. Outra importante função de um monitoramento individual é fornecer informações para o controle das exposições, e verificar se as doses recebidas pelos trabalhadores estão dentro dos limites recomendados por órgãos responsáveis pela radioproteção<sup>21</sup>.

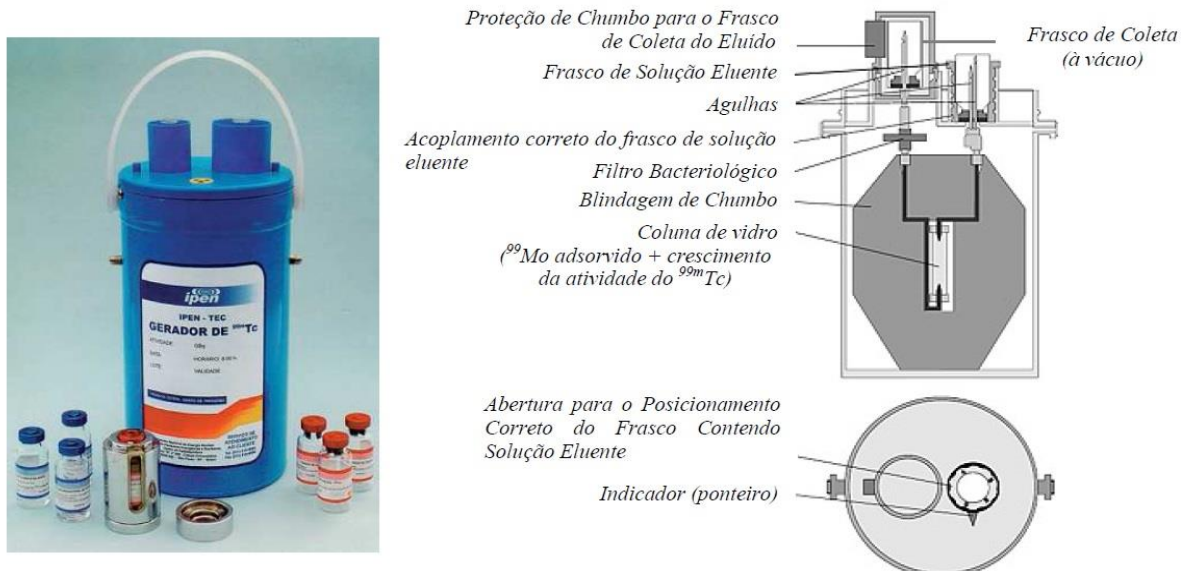
O monitoramento individual pode ser feito através da avaliação da dose recebida pelo trabalhador. Segundo o documento "General principles for radiation protection of workers" publicado em 1997 pela International Commission on Radiation Protection (ICRP), o principal objetivo do programa de monitoração individual para exposição externa é obter uma estimativa da dose efetiva e da dose equivalente em tecidos expostos, e assim, obter informações para atuação da proteção radiológica<sup>23,24</sup>.

O conhecimento dos níveis de dose na proteção da radiação é muito importante para a avaliação do risco decorrente da exposição<sup>22</sup>. Para restringir a exposição a radiação ionizante a ICRP recomenda limites de doses para os trabalhadores e os membros do público em geral. O documento ICRP 60 restringe para exposição ocupacional um limite de dose efetiva de 20 mSv por ano, num período de 5 anos, com a condição de que a dose efetiva não ultrapasse 50 mSv em um único ano. Com relação ao cristalino, é recomendado um limite de dose equivalente anual de 150 mSv, e a fim de impedir efeitos determinísticos para exposições localizadas, na pele o limite recomendado é de 500mSv por ano, independente da área exposta. Esse limite também pode ser aplicado para as extremidades (tecidos das mãos e pés)<sup>21</sup>.

No Brasil, o órgão responsável pela radioproteção na medicina nuclear é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que por meio da norma CNEN-NE 3.01- Diretrizes Básicas de Radioproteção de Agosto de 1988 estabelecia para o trabalhador os limites primários anuais de dose efetiva de 50 mSv, dose equivalente para pele de 500mSv, dose equivalente para o cristalino de 150mSv, dose equivalente para extremidades de 500mSv e para o indivíduo do público de 1mSv. Numa atualização desta norma, feita em Janeiro de 2005, foi estabelecido que o limite de dose efetiva para trabalhadores passaria a ser 20 mSv anuais, sem nenhuma alteração quanto aos demais limites estabelecidos na publicação destas diretrizes<sup>21</sup>. Porém, a Resolução CNEN nº 114/2011 alterou a Norma CNEN-NN-3.01 (Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica), reduzindo drasticamente o limite de dose no cristalino do olho, de acordo com recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica, para 20 mSv/ano<sup>48</sup>.

### 3.3 – GERADOR DE MOLIBDÊNIO/TECNÉCIO

O gerador de  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é, sem dúvidas, o mais utilizado em função da inegável utilidade do  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  na rotina clínica em Medicina Nuclear. No gerador de  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , o radionuclídeo filho ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , de tempo de meia vida de 6 horas) é separado do radionuclídeo pai ( $^{99}\text{Mo}$ , tempo de meia vida de 60 horas) através de um sistema de separação conveniente. O mais utilizado atualmente é o sistema de separação cromatográfico que consiste basicamente de uma coluna cromatográfica de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (alumina ou óxido de alumínio) na qual o  $^{99}\text{Mo}$  é adsorvido. O decaimento do  $^{99}\text{Mo}$  origina o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  que pode ser seletivamente extraído da coluna (eluído) utilizando-se um solvente específico, no caso, solução salina<sup>25</sup>.

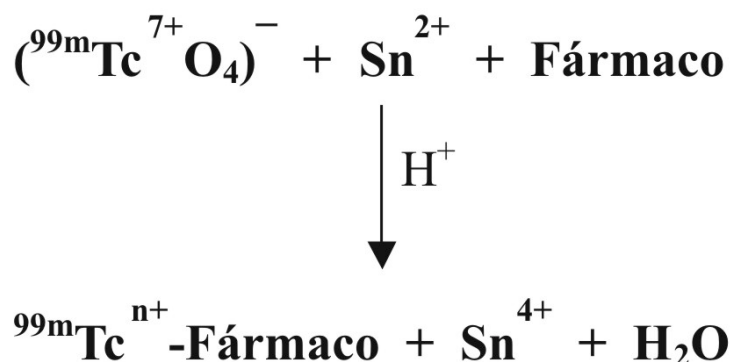


**Figura 1.4:** Gerador de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (Fonte: IPEN - CNEC)

Dos radiofármacos utilizados para diagnóstico, os que contêm na sua composição  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  representam cerca de 90% da totalidade. Este fato deve-se às características físicas do  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ : Tempo de meia-vida física ( $T_{1/2}$ ) de 6 h, emissão  $\gamma$  monoenergética de 140 keV e disponível na forma de um gerador de baixo custo<sup>26</sup>. O tempo de meia-vida de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é suficientemente longo para a preparação dos radiofármacos, administração e aquisição das imagens e suficientemente curto para minimizar a dose de radiação para o paciente.

Na forma de pertecnetato, tal como é obtido do gerador, o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é quimicamente estável. Contudo, como o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é um metal de transição pode existir em 9 estados de oxidação (-1 a +7), o que lhe dá a possibilidade de formar complexos com numerosos agentes quelantes. A ligação de agentes quelantes ao  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  é feita quando o metal se encontra em estados de oxidação inferiores ao VII. A redução do metal, do estado de oxidação VII para outros estados de oxidação, é realizada normalmente com cloreto estano<sup>27,28</sup>.

A praticidade da obtenção do radioisótopo a partir de um sistema gerador de molibdênio-99/tecnécio-99m ( $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) é a possibilidade do metal atingir vários estados de oxidação e de ligação, dando origem a diferentes radiofármacos, a partir da simples reconstituição de conjuntos de reativos liofilizados (“kits”), conforme apresentado na Figura 1.5. Também, o baixo índice de reações adversas desses agentes, quando comparado a outros agentes de contraste, favorece sua ampla utilização. No entanto, as reações de complexação do radioisótopo pelo fármaco podem não ser tão eficientes, em consequência da qualidade do eluato, dos componentes dos “kits” ou dos procedimentos utilizados para as marcações. Nesses casos, a ineficiência nos processos pode dar origem a impurezas radioquímicas, como o próprio pertecnetato ( $^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ ), decorrente da sua não-redução; o óxido de tecnécio ( $\text{TcO}_2$ ), também denominado de tecnécio hidrolisado e reduzido (TcHR), decorrente da redução e não-complexação do metal; e outras espécies reduzidas e complexadas com arranjos diferentes do desejado<sup>29</sup>.



**[n+ = estado de oxidação (1 a 6)]**

**Figura 1.5:** Esquema geral da reação de oxirredução e complexação para obtenção dos radiofármacos de tecnécio-99m.

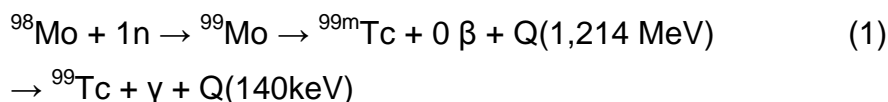
Devido aos possíveis problemas que podem ocorrer durante a preparação dos radiofármacos marcados com  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , é importante que o próprio usuário seja capaz de certificar a qualidade do eluato do gerador e do produto marcado, ainda que caiba à indústria produtora a garantia da qualidade dos geradores de  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  e dos “kits” para marcação<sup>30</sup>.

Numerosos isótopos radioativos são encontrados na natureza. Geralmente, são isótopos de elementos pesados, emissores de radiação alfa ou beta menos e de tempo de meia vida longo. Estas características tornam estes isótopos pouco recomendados para utilização como traçadores radioativos em processos biológicos, físicos ou químicos. Radionuclídeos podem ser produzidos artificialmente em reatores nucleares ou em aceleradores de partículas<sup>31</sup>.

O núcleo de um reator nuclear consiste de material fissionável, geralmente Urânio. Como resultado dos eventos de fissão no núcleo do reator, ocorre a formação de um intenso fluxo de nêutrons. É possível produzir-se radionuclídeos a partir da irradiação de alvos de núcleos estáveis com um fluxo de nêutrons conveniente (por exemplo,  $^{98}\text{Mo}(n,\gamma)^{99}\text{Mo}$ ;  $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ , ou por separação dos subprodutos da fissão (exemplo,  $^{131}\text{Xe}$ ,  $^{131}\text{I}$ ).

O radionuclídeo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  pode ser produzido a partir do decaimento do  $^{99}\text{Mo}$  que, por sua vez, pode ser produzido em reator nuclear a partir da irradiação com nêutrons de átomos de  $^{98}\text{Mo}$  ou, ainda, como subproduto de fissão do Urânio<sup>32</sup>.

No caso do bombardeamento de alvo de  $^{98}\text{Mo}$ , o  $^{99}\text{Mo}$  é produzido por reação do tipo nêutron-gama,  $(n, \gamma)$ , na qual um nêutron é absorvido pelo átomo alvo e ocorre liberação de radiação gama no processo.



Outro conceito importante na produção de radioisótopos de interesse clínico é o de gerador de radionuclídeos. Um gerador é um dispositivo através do qual um radionuclídeo filho, de tempo de meia vida relativamente curto, é separado quimicamente do radionuclídeo pai que possui tempo de meia vida longo. No sistema gerador, o radionuclídeo pai é embalado no Centro Nuclear produtor num sistema de separação adequado a partir do qual o radioisótopo filho pode ser facilmente extraído, sempre que necessário e durante o tempo funcional do sistema<sup>33</sup>.

Para separar-se o radioisótopo filho, do pai, vários geradores têm sido propostos, utilizando sistemas cromatográficos, métodos de sublimação ou ainda separação por solventes.

A natureza química do elemento radioativo e do substrato determina a escolha do método de marcação que pode envolver diferentes tipos de reações, tais como, reações de troca isotópica, onde um dado elemento presente em uma molécula é trocado por isótopo radioativo; reações de substituição nucleofílica e eletrofílica; marcação por adição do elemento radioativo à dupla ligações; marcação por síntese química, biossíntese ou ainda, por formação de complexos.

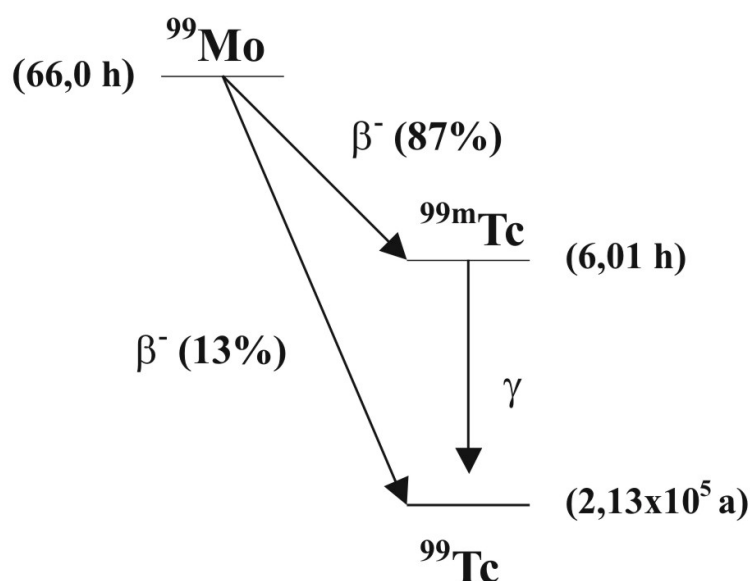
A maioria dos radiofármacos empregados em Medicina nuclear são complexos formados entre substâncias de natureza orgânica ou inorgânica e o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  obtido dos geradores de  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  na forma de pertecnetato de sódio.

A composição do radiofármaco de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  envolve a introdução da solução estéril e apirogênica de pertecnetato de sódio ( $\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ ) em frascos contendo o substrato para marcação. No pertecnetato de sódio, o Tc encontra-se no estado de valência +7.

Para formar quelatos estáveis, o estado de valência deve ser reduzido, o que é conseguido com a introdução de um agente redutor na formulação do radiofármaco, geralmente o cloreto estanoso. Devido ao tempo de meia vida relativamente curto do  $^{99m}\text{Tc}$  (aproximadamente 6 horas), os radiofármacos de  $^{99m}\text{Tc}$  devem ser preparados e dispensados no momento de sua utilização na Radiofarmácia hospitalar<sup>34</sup>.

O gerador  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$  é um sistema composto por uma coluna cromatográfica empacotada com óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), onde é depositado o molibdato ( $^{99}\text{MoO}_4$ ), o qual decai a  $^{99m}\text{TcO}_4^-$ , conforme se vê na Figura 1.6.

Estas duas espécies apresentam diferentes afinidades pelo  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , possibilitando que o  $^{99m}\text{TcO}_4^-$ , juntamente com seu isômero “não-radioativo” ou carreador ( $^{99}\text{TcO}_4$ ), sejam extraídos do gerador<sup>35</sup>.



**Figura 1.6:** Diagrama do decaimento do  $^{99}\text{Mo}$  a  $^{99m}\text{Tc}$ .

No entanto, algumas vezes também são extraídos excessos de íons  $\text{Al}_{3+}$ ,  $^{99}\text{MoO}_4$  e compostos de tecnécio com outros estados de oxidação, que são considerados impurezas presentes no eluato e devem ser quantificados antes da utilização, para que sejam respeitados os limites descritos nas farmacopéias, conforme apresentado na tabela<sup>1</sup><sup>36</sup>.

**Tabela 1** - Limites estabelecidos pela farmacopéia americana (USP-XXIII) e pela farmacopéia européia (EP) quanto à qualidade do eluato do gerador de  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ .

Parâmetro	USP-XXIII(4)	EP(5)
Eficiência de eluição	90%	90–110%
Pureza radionuclídica ( $^{99}\text{Mo}$ )	0,15 micronCi/mCi	1,0 micronCi/mCi
Pureza radioquímica	95%	95%
Pureza química ( $\text{Al}_{3+}$ )	10 ppm	20 ppm
pH	4,0–7,0	4,0–8,0

USP, United States Pharmacopéia; EP, European Pharmacopoeia.

Embora a determinação da eficiência de eluição, ou seja, a razão entre a atividade eluída e a atividade teórica esperada para um determinado horário não caracterize nenhuma das impurezas citadas anteriormente, rendimentos inferiores a 90% para geradores de leite seco podem indicar problemas no empacotamento da coluna, com conseqüente aumento nos índices de contaminação. Também, a determinação deste parâmetro pode ser utilizada para indicar o regime de eluição a ser seguido, pois a máxima atividade no eluato é alcançada em diferentes tempos, em função do  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  remanescente na coluna<sup>37,38</sup>.

A determinação do  $^{99}\text{Mo}$ , considerado uma impureza radionuclídica, é importante para prevenir a exposição desnecessária do paciente à radiação beta, proveniente do seu decaimento, podendo também prejudicar a qualidade das imagens em função da emissão de radiação gama, com energia de aproximadamente 740 keV. Nos casos de contaminação com índices acima do permitido, existe a possibilidade, pouco usual, de regenerar o eluato passando-o pela coluna de um gerador recém-eluído e que tenha apresentado resultado negativo para  $^{99}\text{Mo}$ <sup>39</sup>.

Do mesmo modo, a determinação de formas de  $^{99m}\text{Tc}$  com outros estados de oxidação<sup>40</sup>, considerados impurezas radioquímicas, é importante, porque durante o processo de marcação dos radiofármacos podem dar origem a compostos com características biológicas diferentes daquelas desejadas. A determinação da concentração de íons  $\text{Al}^{3+}$ , ou pureza química, serve para prevenir o grande número de problemas com a qualidade dos radiofármacos associados à presença deste íon. As principais alterações são: floculação do  $^{99m}\text{Tc}$ -enxofre coloidal, levando à retenção do produto nos capilares pulmonares; aglutinação dos  $^{99m}\text{Tc}$ -eritrócitos<sup>41</sup>; formação de radiocolóide pela interação do íon  $\text{Al}^{3+}$  com os  $^{99m}\text{Tc}$ -difosfonatos, permitindo a visualização da atividade hepática e esplênica; aumento no tamanho das partículas do  $^{99m}\text{Tc}$ -microagregado de albumina, com conseqüente aumento da concentração do produto nos pulmões<sup>42</sup>; dissociação do complexo  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA, aumentando a concentração de tecnécio livre e, portanto, subestimando a taxa da filtração glomerular; e, ainda, a alteração da captação do  $^{99m}\text{TcO}_4$  pela tireóide em concentrações de  $\text{Al}^{3+}$  superiores a 4  $\mu\text{g}/\text{ml}$ . Nesses casos, constatada a alta concentração do íon no eluato, o gerador deve ser eluído seguidamente até a obtenção de solução dentro dos limites aceitáveis<sup>43</sup>. Também, a presença de altas concentrações do íon  $\text{Al}^{3+}$  no organismo, decorrentes de administrações de medicamentos, pode levar à mudança no comportamento dos radiofármacos, como já observado para o DTPA<sup>44</sup>.

Para o pH, embora as farmacopéias aceitem uma considerável faixa de valores, variando de 4,0 a 7,0, o que se observa, em geradores de diferentes procedências, é um valor médio de pH de 5,5. É provável que eluatos com valor de pH diferente deste possam alterar o pH de marcação dos "kits" e, por conseqüente, prejudicar a eficiência de marcação e a biodistribuição.

Estudos rotineiros com geradores de diferentes procedências<sup>45,46</sup> têm demonstrado aumento na qualidade dos produtos, com aprovação de todas as unidades avaliadas recentemente. Contudo, o número de amostras é insignificante perto da demanda mundial de geradores, e os resultados não devem ser utilizados como parâmetro para a não-realização dos controles de qualidade.



Além dos aspectos mencionados anteriormente, existe uma característica no eluato de  $^{99m}\text{TcO}_4$  que não faz parte dos controles de qualidade, mas interfere na qualidade dos radiofármacos. Esta característica é a atividade específica, a qual é definida como a relação entre a atividade da espécie radioativa ( $^{99m}\text{TcO}_4$ ) e a massa total da espécie ( $^{99m}\text{TcO}_4 + ^{99}\text{TcO}_4$ ).

Para melhor entender a importância desta característica, deve-se pensar a atividade e a massa como número de átomos.

Nessa circunstância, para geradores não eluídos há 24, 48 e 72 horas, a concentração total da espécie radioativa é de 28%, 14% e 7%, respectivamente. Assim, no uso de eluatos de geradores não eluídos há 72 horas existe grande possibilidade de ocorrerem marcações com baixa pureza radioquímica, por causa das reações concorrentes de oxidação e complexação com o isômero não radioativo ( $^{99}\text{TcO}_4$ ), em detrimento da espécie radioativa ( $^{99m}\text{TcO}_4$ ), já que ambos possuem as mesmas propriedades químicas e este último está em uma concentração muito menor. A importância da atividade específica na qualidade dos radiofármacos foi enfatizada em estudo realizado na Universidade de Iowa<sup>10</sup>, entre 1983 e 1985, onde foram realizados controles de qualidade em 3.775 marcações, das quais 20 (0,5%) foram rejeitadas, sendo que 18 referiam-se a agregados de albumina, os quais possuem baixa concentração de estanho e foram marcados com primeiro eluato dos geradores não eluídos a mais de 24 horas, ou então com eluatos que tinham decaído por mais de 12 horas.

Em estudos recentes<sup>11,12</sup> utilizando muitos dos novos radiofármacos disponíveis, como o HMPAO, o MAG3®, anticorpos monoclonais, etc., todos com baixa concentração de estanho, a taxa de rejeição no controle de qualidade subiu para aproximadamente 7% das marcações. Assim, é recomendável a eluição rotineira de todos os geradores, mesmo que seus eluatos não sejam utilizados. Esta eluição pode se dar em períodos de 24 horas ou em intervalos inferiores a este, em função das necessidades da rotina de trabalho nas clínicas<sup>13</sup>.

### **3.4. Proteção Radiológica em Medicina Nuclear**

#### **3.4.1 – Princípios Gerais da Radioproteção**

As recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), publicação nº 26<sup>46</sup> e publicação nº 60<sup>47</sup> servem de base para as normas de proteção radiológica atualmente utilizadas no Brasil. A radioproteção está fundamentada em três princípios básicos:

Justificação: nenhuma prática que envolva exposição à radiação deve ser adotada a menos que produza um benefício líquido positivo ao indivíduo exposto ou à sociedade.



Otimização: todas as exposições às radiações devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. A aplicação desse princípio requer a otimização da proteção radiológica em todas as situações onde possam ser controlados por medidas de proteção, particularmente na seleção, planejamento de equipamentos, operações e sistemas de proteção. Os esforços envolvidos na proteção e o detrimento da radiação podem ser considerados em termos de custos; desta forma uma otimização em termos quantitativos pode ser realizada com base numa análise custo-benefício.

Limitação da dose individual: As doses individuais de trabalhadores e de indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de equivalente de dose efetiva estabelecidos na Norma 3.01 - Diretrizes Básicas de Radioproteção, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)<sup>48</sup>, que estabelece:

Trabalhadores: Uma média de 20 mSv por ano, num total de 100 mSv em um período de 5 anos, não podendo ultrapassar 50 mSv em um único ano<sup>48</sup>.

Indivíduos do público: 1 mSv/ano.

### 3.4.2 Principais Grandezas e Unidades de Radioproteção

Na utilização das radiações ionizantes, uma das questões iniciais é como realizar uma medição de grandezas utilizando a própria radiação ou os efeitos e subprodutos de suas interações com a matéria<sup>14</sup>.

#### 3.4.2.1 Atividade

A atividade de um material radioativo é definida como sendo o número de transformações nucleares que ocorrem em uma dada amostra, por unidade de tempo.

$$A = \lambda N \quad (2)$$

N: número de átomos radioativos, contido na amostra ou material.

$\lambda = \ln 2 / T_{1/2}$  (constante de desintegração)

$T_{1/2}$ : Tempo de Meia-Vida (é o intervalo de tempo necessário para que a atividade inicial de um radioisótopo decresça à metade)

A unidade adotada pelo Sistema Internacional (SI) para a Atividade é o Becquerel (Bq), que corresponde a uma desintegração radioativa por segundo.

### 3.4.2.2 Exposição (X)

A exposição é a grandeza física definida como sendo a quantidade total de cargas elétricas  $dQ$  por unidade de massa  $dm$ , de todos os íons de um mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no elemento de volume de ar são completamente freados no ar, isto é:

$$D_M = \frac{dQ}{X} \quad (3)$$

A unidade de exposição no SI é C/kg. A unidade antiga de exposição tem como símbolo R (Roentgen), sendo:

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg.}$$

### 3.5.2.3 Dose Absorvida (D)

A dose absorvida é a quantidade de energia depositada ( $dE$ ) pela radiação ionizante em qualquer meio, por unidade de massa ( $Dm$ ) do material absorvedor. E expressa por:

$$D_M = \frac{dE}{D} \quad (4)$$

No SI, a unidade de dose absorvida é o Gray (1Gy = 1J/kg).

### 3.5.2.4 Dose Equivalente (Equivalent Dose) ( $H_T$ )

A dose equivalente é a medida da equivalência em energia absorvida pelo tecido biológico, considerando a eficácia biológica relativa (RBE), isto é, atribui-se à dose absorvida um peso característico da radiação absorvida (R).

A necessidade desta grandeza decorre do fato de que doses iguais de radiações podem produzir danos biológicos de diferentes intensidades. Para fins de proteção radiológica, considera-se o limite superior do fator RBE para cada tipo de radiação e o seu efeito<sup>45</sup>.

$$H_T = D \cdot R \quad (5)$$

A unidade especial da dose equivalente é o Sievert, cujo símbolo é Sv. No SI, a unidade é J/kg, sendo: 1 Sv = 1 J/kg.

#### 3.4.2.5 Kerma (K)

Kerma (*kinetic energy released in matter*) é definido como sendo a soma das energias cinéticas iniciais ( $dE$ ) de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa ( $dm$ )<sup>45</sup>.

$$D_M = \frac{dE}{dm} \quad (6)$$

O kerma tem dimensões de energia por unidade de massa e se exprime por Gray (Gy), sendo: 1 Gy = 1 J/kg.

#### 3.4.2.6 Dose Efetiva (E)

De acordo com a lei básica da radiobiologia<sup>49</sup>, elaborada por J. Bergonié e L. Tribondeau, A radiosensibilidade das células é diretamente proporcional à sua atividade reprodutiva e inversamente proporcional ao seu grau de diferenciação.

Assim, com o objetivo de comparar o dano biológico devido a uma exposição não uniforme, com o dano causado por uma exposição uniforme (corpo inteiro), a ICRP na sua publicação 60<sup>44</sup>, definiu a dose efetiva ( $E$ ) para vários tecidos e órgãos do corpo, como sendo:

$$E = \sum W_T H_T (7)$$

sendo:

*W<sub>T</sub>*: é o fator de ponderação para órgãos ou tecidos.

*H<sub>T</sub>*: é a dose equivalente (*equivalent dose*) no tecido ou órgão. A unidade de dose efetiva no SI é a mesma da dose equivalente *H<sub>T</sub>*.

### 3.4.3 Radioproteção no Brasil

Em radioproteção, a aplicação dos regulamentos constitui um pré-requisito para a utilização de fontes de radiação. As autoridades competentes de cada país devem estabelecer as regras necessárias aplicáveis para as práticas, instalações, fontes e equipamentos de radiação, como também para profissionais, indivíduos do público e meio ambiente em função do grau de risco associado<sup>50</sup>.

No Brasil, as atividades de controle regulatório no uso e aplicações de fontes radioativas estão a cargo da Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN. Compete à CNEN as atividades regulatórias das instalações nucleares, emitir regulamentos técnicos relativos à proteção radiológica e segurança nuclear, fiscalizar e autorizar o funcionamento de instalações que utilizam produtos radioativos, controlar o comércio desses produtos, armazenar rejeitos radioativos, entre outras<sup>48</sup>.

A Norma CNEN-NE-3.01, (Resolução nº 12, de 1988), estabelece as diretrizes básicas gerais de proteção radiológica no Brasil a partir do sistema de limitação de doses para exposições ocupacionais e do público. Também estabelece requisitos para controles básicos, responsabilidades e atribuições da direção e da supervisão de proteção radiológica em instalações nucleares e radiológicas. O sistema de limitação de dose adotado integra a justificação da prática, a otimização da proteção radiológica e a limitação das doses individuais para trabalhadores e indivíduos do público<sup>48</sup>.

Em conformidade com a legislação nuclear, a CNEN não executa atividades regulatórias nas instalações de radiodiagnóstico. Entretanto, ciente da vasta utilização dos raios-X na área de radiologia, responsável por mais de 90% das exposições da população às fontes de radiação ionizante produzidas pelo homem, a CNEN tem desenvolvido competência técnico-científica e promove desde 1974 várias ações de proteção radiológica nessa área. A Resolução nº 6, de 1988, do Conselho Nacional de Saúde<sup>51</sup>, regulamenta para as autoridades sanitárias os processos de licenciamento e fiscalização dos estabelecimentos de saúde públicos e privados de medicina nuclear, radioterapia e radiodiagnóstico, estabelecendo formalmente uma complementaridade nas ações regulatórias desenvolvidas pela CNEN<sup>51</sup>.

No âmbito da saúde do trabalhador, o Ministério da Saúde e o Ministério do Trabalho e Emprego exercem atividades regulatórias específicas e consideram, como guia, as normas de proteção radiológica da CNEN<sup>48,52</sup>. As

responsabilidades do Sistema Único de Saúde (SUS) relativas à saúde do trabalhador<sup>53</sup> incluem as ações de Vigilância Sanitária e Epidemiológica, promoção e proteção da saúde, recuperação e reabilitação dos trabalhadores submetidos a riscos e agravos das condições de trabalho.

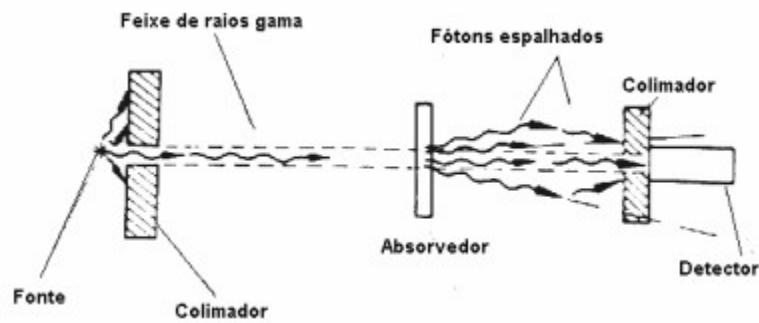
Em 1998, as Diretrizes de Proteção Radiológica para Radiodiagnóstico Médico e Odontológico<sup>54</sup> foram estabelecidas através da Portaria nº 453, do Ministério da Saúde. O escopo e os requisitos estabelecidos nesse regulamento estão baseados nas recomendações da ICRP<sup>46,47,57</sup> e nas recomendações<sup>55,56</sup> internacionais de segurança.

O Ministério do Trabalho e Emprego instituiu através da Lei nº 6.514, de 22.12.1977<sup>58</sup> as Normas Regulamentadoras NR, aprovadas pela Portaria nº 3.214, de 08.06.1978<sup>59</sup>, em que enquadrou as atividades laborais com radiações ionizantes como perigosas (NR-16)<sup>60</sup> e estabeleceu a obrigatoriedade da elaboração e implementação, por parte de todos os empregadores e instituições que admitam trabalhadores como empregados, do Programa de Controle Médico de Saúde Ocupacional PCMSO - (NR-7)<sup>61</sup>, com o objetivo de promoção e preservação da saúde do conjunto dos seus trabalhadores. Além disso, obriga a empresa a fornecer aos empregados, gratuitamente, equipamentos de proteção individual (NR-6)<sup>62</sup> adequados ao risco e em perfeito estado de conservação e funcionamento, sempre que as medidas de ordem geral não ofereçam completa proteção contra os riscos de acidentes e danos à saúde dos trabalhadores. No âmbito das normas não compulsórias, deve-se destacar o sistema desenvolvido pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) que, através de seus comitês específicos formados por representantes das empresas associadas, elabora normas técnicas brasileiras de caráter voluntário, aplicáveis aos vários segmentos da indústria. Essas normas seguem os regulamentos e determinações legais do governo e consideram os padrões internacionais.

Na área nuclear, o Comitê Brasileiro de Energia Nuclear da ABNT tem um papel importante na padronização das especificações da fabricação e ensaios de equipamentos e fontes de radiação ionizante. No âmbito de protocolos de guias de prática, pode-se destacar a atuação do Colégio Brasileiro de Radiologia e da Associação Brasileira de Física Médica.

#### **3.4.4 Interação da Radiação X e Gama com a Matéria**

A radiação X ou gama pode ter a sua intensidade significativamente reduzida quando é utilizado um absorvedor de alta densidade. Se medidas de atenuação dos raios-X ou gama são feitas sob condições de boa geometria, ou seja, com um feixe de radiação bem colimado e estreito, como apresentado na Figura 1.7, a relação entre a intensidade inicial ( $I_0$ ) e a intensidade final ( $I$ ) é dada pela equação 7<sup>63</sup>.



**Figura 1.7:** Arranjo de irradiação com fonte de  $^{60}\text{Co}$ <sup>46</sup>.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (8)$$

sendo:

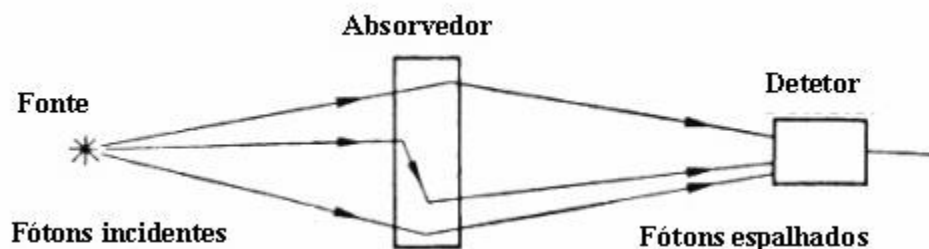
$I_0$ : intensidade da radiação X ou gama sem o absorvedor

$x$ : espessura do absorvedor

$I$ : intensidade da radiação X ou gama transmitida através de um absorvedor com espessura  $x$

$\mu$ : coeficiente de atenuação linear ( $\text{cm}^{-1}$ )

Porém, quando não se tem uma condição de boa geometria, como ilustrado na Figura 1.8, e o feixe de radiação é polienergético, a equação 7 não é aplicada, uma vez que a mesma não considera os fótons que são espalhados e atingem o detector como radiação secundária. Em geral, uma fração dos fótons espalhados reincidente também na direção do detector, contribuindo para o feixe transmitido e alterando o comportamento exponencial da atenuação do feixe. Essa contribuição aditiva representa efetivamente um crescimento da intensidade do feixe em relação ao valor esperado. A diferença pode ser corrigida por um fator, denominado fator de crescimento (fator de *buildup*), que depende da energia da radiação, do material de blindagem e da sua espessura.



**Figura 1.8:** Absorção de raios sob condições de geometria de feixe largo, mostrando que fótons espalhados também atingem o detector<sup>46</sup>.

Dessa forma, a lei de atenuação pode ser escrita como:

$$I = B I_0 e^{-\mu x} \quad (9)$$

Em que  $B$  é o fator de *buildup*, definido como a razão entre a intensidade da radiação, incluindo tanto a primária quanto a espalhada, em qualquer ponto de um feixe, e a intensidade primária que seria medida naquele ponto.

### **3.4.5 Curvas de Atenuação e Atenuação para Fins de Blindagem em Radioproteção**

As Figuras 1.9 mostram a fração de radiação atenuada e transmitida através do concreto, em função da espessura do absorvedor, para algumas energias das radiações X e gama, respectivamente.

Observa-se na Figura 1.10, por exemplo, que para reduzir a intensidade do feixe de radiação gama do  $^{60}\text{Co}$ , por um fator de 10 (camada deci-redutora), deve ser utilizada uma espessura de concreto, de aproximadamente, 25,4 cm<sup>63</sup>.

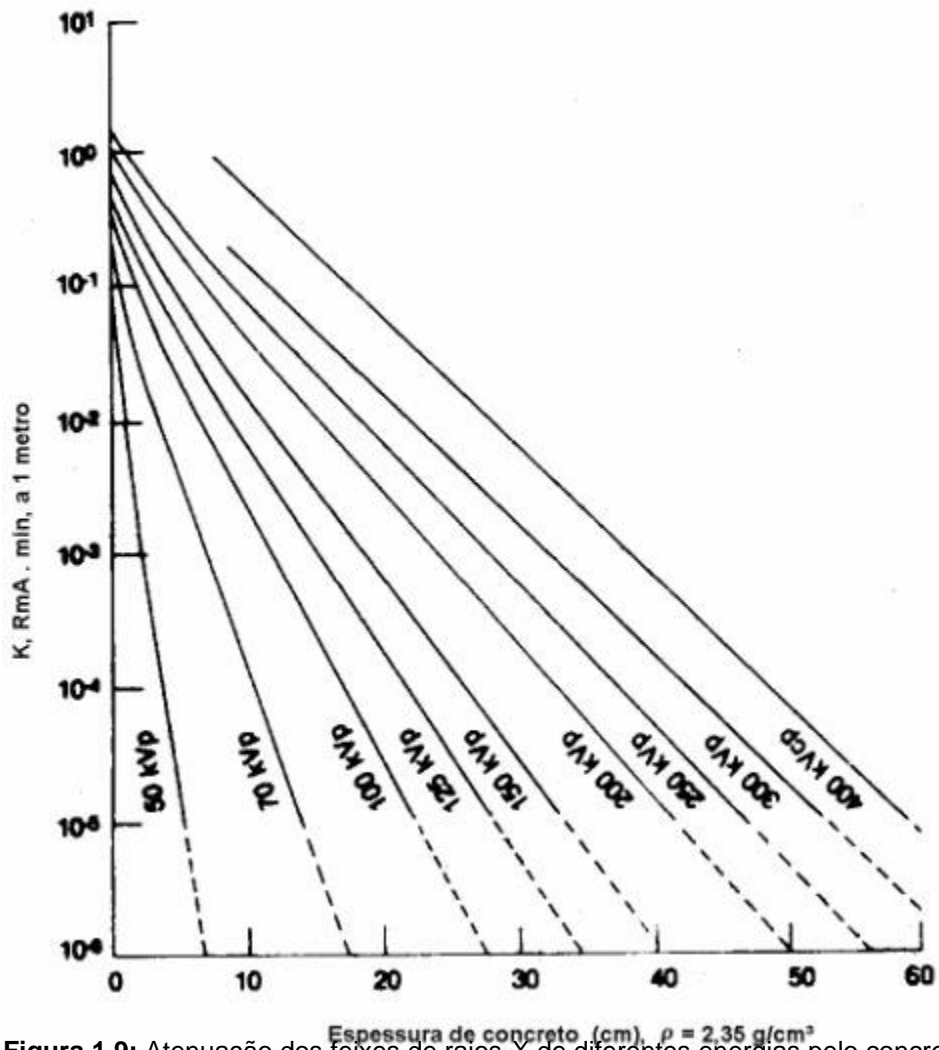
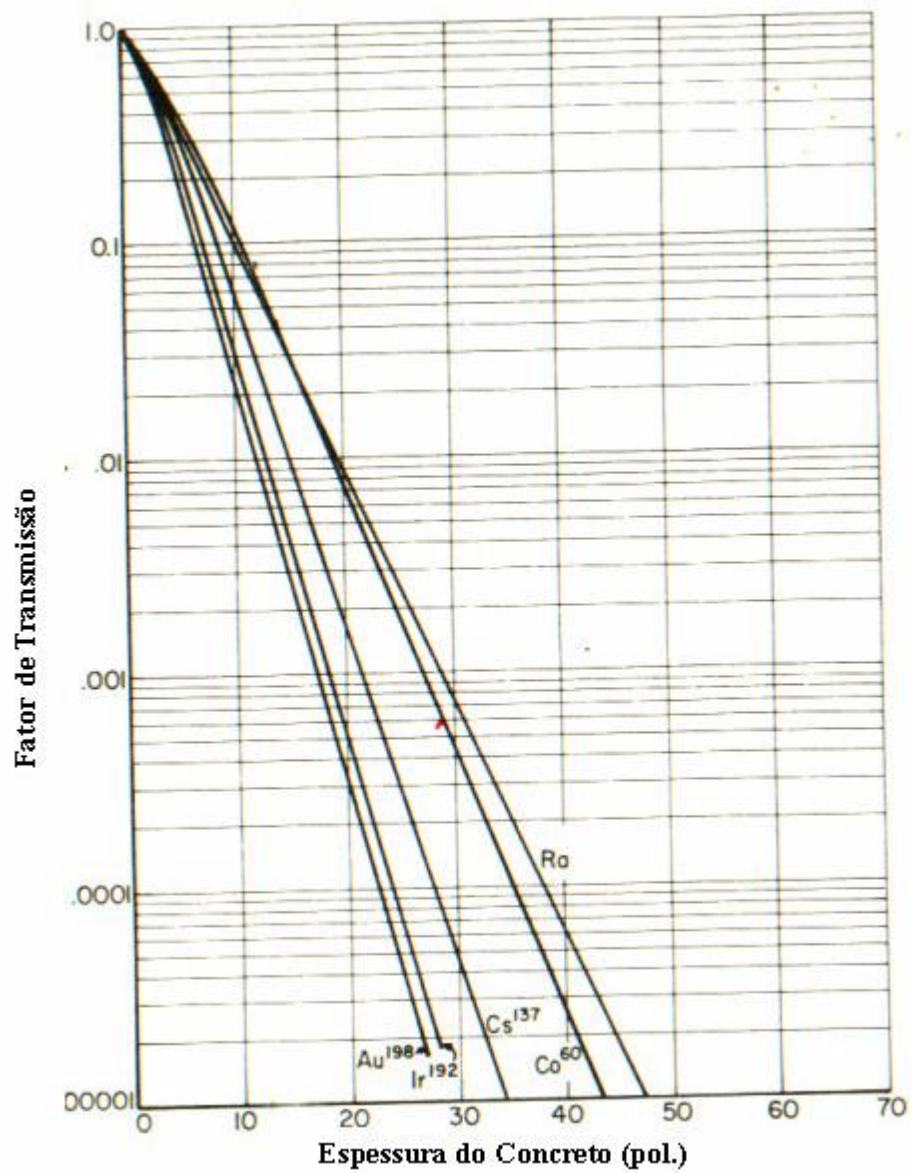


Figura 1.9: Atenuação dos feixes de raios-X de diferentes energias pelo concreto





**Figura 1.10:** Fração de raios gama do <sup>137</sup>Cs, <sup>60</sup>Co, Ra, <sup>198</sup>Au e <sup>192</sup>Ir transmitidos através do concreto<sup>46</sup>.

### 3.4.6 Proteção Contra Radiações Ionizantes

A prática da proteção radiológica é um aspecto especial do controle dos perigos para a saúde do homem e do seu ambiente contra possíveis efeitos indevidos causados pela radiação ionizante. No ambiente industrial, o primeiro procedimento habitual a se implementar é a eliminação do perigo. Se não é possível eliminá-lo, deve-se tentar isolá-lo. Se ambas as técnicas falharem, então é necessário proteger o trabalhador. A maneira exata de como se aplicam esses princípios gerais depende de cada situação em particular<sup>45,47</sup>.

A radiação externa se origina de máquinas de raios-X e de outras fontes especialmente designadas para produção de radiação, e a exposição de pessoas a essas fontes de radiação ionizante deve ser submetida à aplicação de uma ou mais das seguintes técnicas<sup>46</sup>:

- Limitação do tempo de exposição;
- Maximização da distância da fonte de radiação;
- Blindagem da fonte de radiação.

### 3.4.7 Limitação do Tempo de Exposição

A exposição à radiação decresce com o inverso do quadrado da distância entre a fonte e o alvo<sup>46</sup>. Assim, a maximização da distância da fonte de radiação é uma providência que visa proteger o homem, reduzindo o nível de radiação ao qual estaria sujeito.

### 3.4.8 Blindagem da Fonte de Radiação

A redução do nível de radiação ionizante, em um ambiente onde existe uma fonte de radiação, é alcançada através da blindagem dessa fonte<sup>46</sup>.

Entretanto, a eficiência da blindagem da instalação depende, dentre outros fatores, do material a ser utilizado e do tipo de radiação emitida pela fonte.

### 3.4.9 Camada Semi-Redutora e Deci-Redutoras

O coeficiente de atenuação total ( $m$ ) depende do material atenuador e da energia do feixe incidente. No caso de uma fonte que emite fótons de várias energias, devem-se utilizar diferentes valores de ( $m$ ), correspondentes às diversas energias do feixe e às diversas taxas de emissão de cada fonte de radiação. Na determinação da espessura de um material absorvedor para ser utilizado na blindagem ou atenuação da radiação, para feixe monoenergético e de boa geometria, pode-se utilizar o método da camada semiredutora (CSR), definida como sendo a espessura de material que reduz à metade a intensidade do feixe de fótons de raios-X ou gama<sup>46</sup>.

A Tabela 2 mostra valores de camadas semi-redutoras e deci-redutoras para diferentes tensões do tubo de raios-X e fontes emissoras de raios gama para chumbo, concreto e ferro<sup>46</sup>.

**Tabela 2:** Camadas semi-redutoras e deci-redutoras

Voltagem de pico (kV)	MATERIAL ATENUADOR					
	CHUMBO (cm) P = 11,35 g/cm <sup>3</sup>		CONCRETO (cm) P = 2,35 g/cm <sup>3</sup>		FERRO (cm) P = 7,80 g/cm <sup>3</sup>	
	xCSR	xCDR	xCSR	xCDR	xCSR	xCDR
50	0,60	1,70	0,43	1,50	--	--
70	1,70	5,20	0,84	2,80	--	--
100	2,70	8,80	1,60	5,30	--	--
125	2,80	9,30	2,00	6,60	--	--
150	3,00	9,90	2,24	7,40	--	--
200	5,20	17,00	2,50	8,40	--	--
250	8,80	29,00	2,80	9,40	--	--
300	14,70	48,00	3,10	10,40	--	--
400	25,00	83,00	3,30	10,90	--	--
500	36,00	119,00	3,60	11,70	--	--
1000	79,00	260,00	4,40	14,70	--	--
2000	125,00	420,00	6,40	21,00	--	--
3000	145,00	485,00	7,40	24,50	--	--
4000	160,00	530,00	8,80	29,20	2,70	9,10
6000	169,00	560,00	10,40	34,50	3,00	9,90
8000	169,00	560,00	11,40	37,80	3,10	10,30
10000	166,00	550,00	11,90	39,60	3,20	10,50
<sup>137</sup> Cs	65,00	216,00	4,80	15,70	1,60	5,30
<sup>60</sup> Co	120,00	400,00	6,20	20,60	2,10	6,90
Rádio	166,00	550,00	6,90	23,40	2,20	7,40

A relação entre  $\mu$  e CSR é dada pela equação:

$$\mu = \frac{172}{CSR} \quad (10)$$

Da mesma forma que a CSR, outro parâmetro muito utilizado no cálculo de espessuras de blindagem é a camada deci-redutora (CDR) definida como sendo a espessura de material que atenua por um fator de 10, a intensidade do feixe de fótons de radiação X ou gama.

## **4 ESTRUTURA FÍSICA E QUADRO FUNCIONAL DE UMA UNIDADE DE MEDICINA NUCLEAR**

### **4.1 Pessoal**

O serviço de medicina nuclear deve ser constituído por, no mínimo, um médico qualificado em Medicina Nuclear responsável pelo SMN, um supervisor de radioproteção com qualificação certificada pela CNEN, e um ou mais técnicos de nível superior e/ou médio qualificados para o exercício de suas funções específicas conforme Norma CNEN-NE-3.05, “Serviços de Radioproteção” e com qualificação certificada pela CNEN, necessários para o cumprimento dos requisitos desta Norma<sup>52</sup>.

O médico qualificado em Medicina Nuclear pode acumular as funções de supervisor de radioproteção, desde que compatibilizadas as respectivas cargas horárias.

O diagnóstico e a terapia com radiofármacos é da responsabilidade de profissional médico que tenha qualificação em Medicina Nuclear dada por órgão competente, de acordo com a legislação em vigor<sup>52</sup>.

### **4.2 Equipamentos e Materiais de Radioproteção**

O serviço de medicina nuclear deve estar equipado com, no mínimo, os seguintes equipamentos e materiais:

- a) Monitor de Taxa de Exposição;
- b) Monitor de Contaminação de Superfície ;
- c) Dosímetros individuais
- d) Dosímetros de controle;
- d) Equipamentos e materiais de proteção individual (luvas, aventais, pinças, etc...)<sup>48</sup>;

### **4.3 Calibração de Monitores**

Os monitores de taxa de exposição e os de contaminação de superfície devem ser calibrados, bienalmente, por laboratório credenciado pela CNEN e sempre que os instrumentos sofrerem reparos.

### **4.4 Testes da Instrumentação**

O serviço de medicina nuclear ou a quem ele delegar, deve realizar os testes abaixo discriminados:

a) Nos monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície:

- Teste de reprodutibilidade, mensalmente, com, no mínimo, 25% de incerteza.

Nos procedimentos a serem estabelecidos para a realização dos testes citados em que deverão constar os critérios de aceitação desses testes<sup>48</sup>.

#### **4.4.1 Sistema de Registro**

Os resultados obtidos na calibração de monitores e nos testes de instrumentação devem constar em um sistema de registro. Nos testes da instrumentação devem constar: a data de sua realização, o nome profissional que realizou o teste e o visto do supervisor de radioproteção<sup>48</sup>.

#### **4.4.2 Dependências Indispensáveis ao Serviço de Medicina Nuclear**

O serviço de medicina nuclear deve possuir as seguintes dependências:

- a) sala de espera de pacientes;
- b) sanitário exclusivo de pacientes;
- c) local para armazenamento de rejeitos radioativos;
- d) laboratório de manipulação e armazenamento de fontes em uso;
- e) sala de administração de radiofármacos;

f) sala(s) de exame(s);

g) quarto para internação de paciente com dose terapêutica, com sanitário privativo, quando forem aplicadas doses terapêuticas de Iodo<sup>131</sup>, acima de 1,11 Gbq (30 mCi) pelo SMN<sup>48</sup>.

As dependências citadas acima devem ser classificadas de acordo com a Norma CNEN-NE 3.01 “Diretrizes Básicas de Radioproteção” e visivelmente identificadas e, se necessário, providas de blindagem de modo que as áreas externas sejam classificadas como livres.

As áreas restritas do serviço de medicina nuclear devem ter pisos e paredes impermeáveis que permitam descontaminação.

O local para armazenamento de rejeitos radioativos deve ser constituído de compartimentos que possibilitem a segregação destes por grupo de radionuclídeos com meias vidas físicas próximas e por estado físico. Deve, ainda, possuir blindagem adequada, ser sinalizado e localizado em área de acesso controlado<sup>48</sup>.

O laboratório de manipulação e armazenamento de fontes em uso deve ser construído com material impermeável que permita descontaminação, ter pisos e paredes com cantos arredondados, bancadas, tanque com no mínimo 40 cm de profundidade e torneiras sem controle manual. Nos casos de fontes voláteis (Iodo<sub>131</sub>) ou de serviços que realizem estudos de ventilação pulmonar, é necessário um sistema de extração de ar.

O quarto destinado à internação de paciente, com dose terapêutica, deve possuir paredes e pisos construídos com materiais impermeáveis que permitam descontaminação, cantos arredondados, sanitário privativo, biombo blindado junto ao leito, sinalizado e com acesso controlado<sup>48</sup>.

#### **4.5 Plano de Radioproteção**

O Serviço de Medicina Nuclear deve estabelecer e implementar o Plano de Radioproteção contendo, pelo menos, as informações pertinentes da Norma CNEN-NE 3.01 “Diretrizes Básicas de Radioproteção”<sup>48</sup>.

O Plano de Radioproteção deve se elaborado de maneira lógica e clara, abordando os seguintes tópicos:

a) Organização e gerenciamento relacionados com a segurança radiológica, onde devem ser estabelecidas as obrigações do responsável pela radioproteção e pelo manuseio do material radioativo;

b) Seleção e treinamento do pessoal, onde devem ser estabelecidos critérios de seleção, programas de treinamentos específicos e programas de reciclagem;

c) Controle radiológico ocupacional, onde devem ser estabelecidos:

1) os controles relacionados com as fontes de radiação tais como: controle de acesso e sinalização específica, dispositivos de segurança, dispositivos e controles administrativos;

2) os níveis de referência; e

3) os programas de monitoração do local de trabalho, individual e avaliação dos dados;

d) Controle radiológico do público, onde devem ser identificadas as fontes potenciais de irradiação do público, e descritos os procedimentos de radioproteção segundo os critérios de limite de dose para o público. (No caso de visitas, as exposições voluntárias não obedecem aos limites de dose, porém as instruções devem contemplar todos os procedimentos pertinentes)<sup>48</sup>;

e) Procedimentos para atuação em emergência contendo a identificação das situações potenciais de acidente e a avaliação dessas situações;

f) Descrição do sistema de gerência de rejeitos radioativos, em conformidade com a Norma CNEN-NE 6.05 - "Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radiativas"<sup>52</sup>.



## 5. METODOLOGIA

Obteve-se os dados do fornecedor, IPEN/SP (Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares) que é o único fornecedor nacional do gerador  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ , referindo-se as taxas de dose envolvidas na superfície do embalado, na superfície do gerador e a um metro da superfície do embalado utilizado para transporte dos geradores mais utilizados nos serviço de medicina nuclear do país.

Foi definido um nível de restrição de dose anual e taxas de dose para todas as etapas de manipulação, eluição e fracionamento. Pelas taxas de dose obtidas pelo fornecedor, foram estimados os tempos de manipulação para os geradores em cada etapa.

Foram calculadas as blindagens e o tempo de exposição necessária para garantir uma taxa de dose menor que o limite de restrição imposto no presente trabalho.

## 6. ANÁLISE

Dados referentes aos geradores de  $^{90}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  utilizados no país foram obtidos junto ao IPEN/SP (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares), único fornecedor no Brasil. Esses geradores são fornecidos de acordo com o número de exames propostos pelo usuário e , portanto, apresentam atividades distintas, conforme a tabela a seguir:

Tabela 3: Dados dos geradores fornecidos pelo IPEN/SP

Tabela de Atividades e Taxas de Doses dos Geradores			
Atividade do gerador (GBq)	Taxa de dose na superfície gerador	Taxa de dose na superfície do embalado	Taxa de dose a 1 metro da superfície do embalado
37 (1,0 Ci)	4 mSv/h	600 $\mu\text{Sv/h}$	20 $\mu\text{Sv/h}$
55,5 (1,5 Ci)	6 mSv/h	800 $\mu\text{Sv/h}$	28 $\mu\text{Sv/h}$
74 (2,0 Ci)	7 mSv/h	980 $\mu\text{Sv/h}$	32 $\mu\text{Sv/h}$

Como um dos princípios de otimização na proteção radiológica ocupacional, foi estabelecida uma restrição de dose anual, escolhida no presente trabalho como de 6 mSv/ano.

### NÍVEL DE RESTRIÇÃO DE DOSE ADOTADO

- 6 mSv/ano

Derivando para taxa de dose:

- 2000h/ano para o Trabalhador Ocupacionalmente Exposto

- 0,003 mSv = 3  $\mu\text{Sv/h}$

Foram considerados os tempos máximos para cada etapa de manipulação, desde a abertura do embalado, até a marcação e fracionamento das doses individuais. Os resultados são apresentados nas tabelas a seguir:

Tabela 4: Cálculo das doses envolvidas na manipulação de um gerador de atividade 37 GBq (1 Ci)

Tabela de exposição por Gerador 37 GBq (1,0 Ci)					
Etapa	Blindagem chumbo	Tempo	Dias	Semanas	Soma das doses semanais em $\mu\text{Sv}$
1ª etapa tempo de exposição na superfície do embalado	_____	1 min. = 10 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	10
2ª etapa tempo de exposição na superfície do gerador	_____	20 seg. = 22,22 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	22,22
3ª etapa eluição	1,50 cm	20 seg = 0,017 $\mu\text{Sv}$	1 vez	5 vezes	0,085
4ª etapa marcação do radionuclídeo	1,50 cm	2 min = 0,1 $\mu\text{Sv}$	5 vezes	5 vezes	2,5
5ª etapa fracionamento do radiofármaco	1,50 cm	30 seg. = 0,025 $\mu\text{Sv}$	30 vezes	5 vezes	3,75
Total = 1.927,75 $\mu\text{Sv/ano}$					

Tabela 4: Cálculo das doses envolvidas na manipulação de um gerador de atividade 55,5 GBq (1,5 Ci).

Tabela de exposição por Gerador 55,5 GBq (1,5 Ci)					
Etapa	Blindagem chumbo	Tempo	Dias	Semanas	Soma das doses semanais em $\mu\text{Sv}$
1ª etapa tempo de exposição na superfície do embalado	_____	1 min. = 13,33 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	13,33
2ª etapa tempo de exposição na superfície do gerador	_____	20 seg. = 33,33 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	33,33
3ª etapa eluição	1,54 cm	20 seg. = 0,017 $\mu\text{Sv}$	1 vez	5 vezes	0,085
4ª etapa marcação do radionuclídeo	1,54 cm	2 min. = 0,1 $\mu\text{Sv}$	5 vezes	5 vezes	2,5
5ª etapa fracionamento do radiofármaco	1,54 cm	30 seg. = 0,025 $\mu\text{Sv}$	30 vezes	5 vezes	3,75
Total = 2.649,75 $\mu\text{Sv}/\text{ano}$					

Tabela 5: Cálculo das doses envolvidas na manipulação de um gerador de atividade 74 GBq (2,0 Ci)

Tabela de exposição por Gerador 74 GBq (2,0 Ci)					
Etapa	Blindagem chumbo	Tempo	Dias	Semanas	Soma das doses semanais em $\mu\text{Sv}$
1ª etapa tempo de exposição na superfície do embalado	————	1 min. = 16,33 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	16,33
2ª etapa tempo de exposição na superfície do gerador	————	20 seg. = 38,89 $\mu\text{Sv}$	1 vez	1 vez	38,89
3ª etapa eluição	1,57 cm	20 seg. = 0,017 $\mu\text{Sv}$	1 vez	5 vezes	0,085
4ª etapa marcação do radionuclídeo	1,57 cm	2 min. = 0,1 $\mu\text{Sv}$	5 vezes	5 vezes	2,5
5ª etapa fracionamento do radiofármaco	1,57 cm	30 seg. = 0,025 $\mu\text{Sv}$	30 vezes	5 vezes	3,75
Total = 3.077,75 $\mu\text{Sv/ano}$					

Tabela 6: Cálculo de dose envolvido na manipulação diária, semanal e anual dos um geradores de atividade 37 GBq (1,0 Ci); 55,5 GBq (1,5 Ci) e 74 GBq (2,0 Ci).

<b>Tabela Geral de Atividades e Taxas de Doses dos Geradores</b>			
Atividade do gerador (GBq)	Taxa de doses diárias	Taxa de doses semanais	Dose anual
37 (1,0 Ci)	33,487 $\mu$ Sv/h	38,555 $\mu$ Sv/h	1.927,75 $\mu$ Sv/h
55,5 (1,5 Ci)	47,927 $\mu$ Sv/h	52,995 $\mu$ Sv/h	2.649,75 $\mu$ Sv/h
74 (2,0 Ci)	56,487 $\mu$ Sv/h	61,555 $\mu$ Sv/h	3.077,75 $\mu$ Sv/h

Dessa forma, as doses envolvidas em cada etapa se apresentaram bem abaixo dos valores limites estabelecidos, garantindo o processo de otimização.

## 7. RECOMENDAÇÕES

Se o serviço de medicina nuclear adotar medidas de otimização como:

- Usar avental de chumbo durante o recebimento e abertura do embalado na eluição, marcação e fracionamento dos radiofármacos;
- Ter no mínimo três profissionais que se revezem no serviço da radiofarmácia;
- Usar a blindagem do gerador de  $^{74}\text{GBq}$  (2,0) que é a de maior valor, porque caso venha-se obter um gerador de menos atividade a sua otimização será muito maior.

## 8. CONCLUSÃO

Este trabalho juntou diversas informações sobre o trabalho em unidade de Medicina Nuclear, suas atividades, equipamentos necessários, condições ambientais, zonas e fluxos. Servirá com subsídio para a prática Segura no manuseio e desde a chegada do embalado do gerador  $^{99}\text{Mo} / ^{99\text{m}}\text{Tc}$  até a saída com segurança do produto final da radiofarmácia para ser administrado no paciente.

Cabe aos profissionais envolvidos com a medicina nuclear conhecer os aspectos relacionados com a preparação e manipulação dos radiofármacos e implantar um programa de controle de qualidade, utilizando as várias técnicas apresentadas nesse trabalho, para identificar e corrigir eventuais problemas, ou mesmo evitá-los.

Conforme os dados obtidos nos estudos realizados nos geradores ficam a sugestão de se utilizar a blindagem no maior valor de atividade do gerador de 74 GBq (2,0 Ci).



## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- <sup>1</sup> THRALL, J, H., ZIESSSMAN, H. A. **Medicina Nuclear**, 2 Edição, Ed. Guanabara Koogan, pp. 50-58, 1995.
- <sup>2</sup> LOPES,P, R, C. **Estudo da Eluição dos Sistemas de Geradores <sup>99</sup>Mo-<sup>99m</sup>Tc Produzidos no IPEN-CNEN-SP**. Monografia (Projeto de conclusão de Curso) – Potifícia Universidade Católica de São Paulo-Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2006.
- <sup>3</sup> SAHA, G, B. **Fundamentals of Nuclear Pharmacy**. Cleveland, U. S. A., Ed. Springer, 1998.
- <sup>4</sup> ZIESSSMAN, H. A., MALLEY,J ,P, O., **Los Requisitos en Radiologia: Medicina Nuclear**, 1 edição., Ed. Harcourt Brace, S, A,. 2007.
- <sup>5</sup> DEWANJEE M.K. **The chemistry of <sup>99m</sup>Tc-labeled radiopharmaceuticals**. Semin. Nucl. Med. 1990;20: 5–27.
- <sup>6</sup> JURRISSON S., BERNING D., JIA W., MA D. **Coordination compounds in nuclear medicine**. Chem. Ver. 1993;93:1137–56.
- <sup>7</sup> CASTRO JR., A. **Medicina Nuclear**, In: NOBREGA, A.I. (org.). **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. São Caetano do Sul / SP: Difusão, 2006.
- <sup>8</sup> MORAES, A. F. **Manual de medicina nuclear**. São Paulo: Ateneu, 2007.
- <sup>9</sup> THRALL, J, H., ZIESSSMAN, H. A. **Medicina Nuclear**, 2 Edição, Ed. Guanabara Koogan, pp. 50-58, 1995.
- <sup>10</sup> ZIESSSMAN, H. A., MALLEY,J ,P, O., **Los Requisitos en Radiologia: Medicina Nuclear**, 1 edição., Ed. Harcourt Brace, S, A,. 2007.
- <sup>11</sup> TAUHATA, L.; SALATI I. P. A.; DI PRINZIO, R. E. **Fundamentos de Radioproteção de Dosimetria**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. CNEN. Rio de Janeiro, 180 p., 1999.

<sup>12</sup> INTITUTO DE PESQUISAS ENERGETICAS E NUCLEARES. **Noções Básicas de Proteção Radiológica**. Divisão de Recursos Humanos. IPEN, 2002.

<sup>13</sup> MAHESH, K.; WENG P. S.; FURETTA C. - **Thermoluminescence in Solids and its Applications**. Nuclear Technology Publishing. Ashford, Kent, England 1989.

<sup>14</sup> TAUHATA, L.; SALATI I. P. A.; DI PRINZIO, R. E. **Fundamentos de Radioproteção de Dosimetria**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. CNEN. Rio de Janeiro, 180 p., 1999.

<sup>15</sup> KNOLL, G. F. - **Radiation Detection and Measurement**. Edit. Werley. Second Edition, USA, 1989.

<sup>16</sup> ANDREUCCI, R. **Proteção Radiológica: Aspectos Industriais**. São Paulo, 2005.

<sup>17</sup> JUNIOR, A.; ROSSI, G.; DIMENSTEIN, R. - **Guia Prático em Medicina Nuclear: A instrumentação**. 2a edição. Ed. SENAC, São Paulo, 2004.

<sup>18</sup> SANTA MARIA – RS, **Serviço de Medicina Nuclear de Santa Maria**. In: **História da Medicina Nuclear**,:<[http://www.medicinanuclear\\_santa-maria.com.br / historico.html](http://www.medicinanuclear_santa-maria.com.br / historico.html)>.Acessado em: 20/10/2011.

<sup>19</sup> AUS-Sydney. **News Medical**, In: History Medicine Nuclear, Disponível em: <<http://www.news-medical.net/health/History-of-Nuclear-Medicine.aspx>>. Acessado em: 21/10/2011.

<sup>20</sup> LIMA, R. A.; VILELA, E. C. ; NOGUEIRA, M. S. ; FERREIRA, A. L. ; CASTRO, W. A.. – Dosimetria Pessoal de Extremidades utilizando Anéis Harshaw XD-100 no Centro Regional de Ciências Nucleares. In: **VII Congresso Geral de Energia Nuclear**, 2000, Rio de Janeiro. Proceedings, 2000.

<sup>21</sup> CNEN-NN 3.01- **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Rio de Janeiro: DOU, Janeiro de 2005;

- <sup>22</sup> LIMA, R. A.; VILELA, E. C.; NOGUEIRA, M. S.; SANTOS, M. A. S.; LIMA, F. F.; CASTRO, W. A. - Estudo do desempenho de um dosimetro termoluminescente para monitoração individual externa. In: **V Internacional Congress on Radiation Protection and Safety** - Regional IRPA 2001, Recife. 2001.
- <sup>23</sup> ICRP- **General Principles for Radiation Protection of Workers**. Oxford Pergamon Press, v.75, 1997, 61p.
- <sup>24</sup> ICRP- **Radiological Protections and Safety in Medicine**. Oxford Pergamon Press, v.73, 1996. 47p.
- <sup>25</sup> BUCHMAN, Wagner Szabo. **Principles of Nuclear Medicine**. 1995.
- <sup>26</sup> PATEL, Mohan & SADEK, Samy, **The handbook of radiopharmaceuticals**. 1995.
- <sup>27</sup> ROCHA & HARBERT. **Bases da Medicina Nuclear**. 1979.
- <sup>28</sup> SAHA, Gopal B. **Fundamentals of Nuclear Pharmacy**. 1992.
- <sup>29</sup> RAKIAS, F.; ZOLLE, I. **Handbook of quality control methods of <sup>99m</sup>Tc radiopharmaceuticals in Nuclear Medicine**; COST B3: WG-1; 1996.
- <sup>30</sup> JURISSON, S.; BERNING, D.; JIA, W.; MA, D. **Coordination compounds in nuclear medicine**. *Chem. Rev.*, v. 93, p. 1137-1156, 1993.
- <sup>31</sup> HESSLEWOOD S.R., KEELING D.H.. **Frequency of adverse reactions to radiopharmaceuticals in Europe**. *Eur. J. Nucl. Med.*, 1997;24:1179–82.
- <sup>32</sup> DILWORTH, JURISSON *et al.* **The biomedical chemistry of technetium and rhenium**. *Chem. Soc. Rev.*, v. 27, p. 43-55, 1993.
- <sup>33</sup> HUSÁK V., VLCEK J. **Some remarks on <sup>99</sup>Mo-<sup>99m</sup>Tc generator kinetics**. *Eur. J. Nucl. Med.* 1982;7:331– 2.
- <sup>34</sup> MOORE P.W. **Technetium-99 in generator systems**. *J. Nucl. Med.* 1984;25:499–502.

- <sup>35</sup> LO H.H., BERKE R.A., POTSAID M.S. **A simple method of correcting <sup>99</sup>Mo breakthrough from a <sup>99m</sup>Tc- <sup>99</sup>Mo generator.** Radiology 1969;93:1198–9.
- <sup>36</sup> CÍFKA J. **Lower-oxidation-state <sup>99m</sup>Tc in the generator product – its determination and occurrence.** Int. J. Appl. Radiat. Isot. 1982;33:849–55.
- <sup>37</sup> LIN M.S., MACGREGOR-Jr R.D., YANO Y. **Ionic aluminum (III) in generator eluate as an erythrocyteagglutinating agent.** J. Nucl. Med. 1971;12:297–9.
- <sup>38</sup> CHIA H.L., DE SCHRIJVER M. **Modified *in vivo* behaviour of <sup>99m</sup>Tc-labelled liver-spleen preparations due to <sup>99</sup>Mo/<sup>99m</sup>Tc-generator eluate impurities.** Eur. J. Nucl. Med. 1983;8:450–3.
- <sup>39</sup> SPECHT H.D., BELSEY R., HANADA J. **Aluminemic disturbance of technetium-99m DTPA renal function measurement.** J. Nucl. Med. 1987;28:383–6.
- <sup>40</sup> WEBBER M.M., CRAGIN M.D., VICTERY W.K. **Aluminum content in eluents from commercial technetium generators.** J. Nucl. Med. 1971;12:700.
- <sup>41</sup> MARENGO M., APRILE C., BAGNARA C., *et al.* **Quality control of <sup>99</sup>Mo/<sup>99m</sup>Tc generators: results of a Survey of the Radiopharmacy Working Group of the Italian Association of Nuclear Medicine (AIMN).** Nucle. Med. Commun. 1999;20:1077–84.
- <sup>42</sup> PONTO J.A., PONTO L.L. **Cost-effectiveness of routine radiochemical quality assurance testing of technetium <sup>99m</sup>Tc- radiopharmaceuticals.** Am. J. Hosp. Pharm. 1986;43:1218–22.
- <sup>43</sup> DECRISTOFORO C., CHEN F., RICCABONA G. **Quality control of radiopharmaceuticals from the clinical aspect – a necessity.** Nuklearmedizin, German, 1993;32:144–8.
- <sup>44</sup> DECRISTOFORO C., CHEN F., STÖGER A., RICCABONA G. **Failure of labelling of anti-granulocyte antibody.** Eur. J. Nucl. Med., 1993;20:565–6.
- <sup>45</sup> MURPHY C.A. **Generator <sup>99</sup>Mo-<sup>99m</sup>Tc.** In: Murphy CA, ed. **El tecnecio en la medicina nuclear.** México: Sociedad Mexicana de Medicina Nuclear, 1989:277–90.

<sup>46</sup> INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, ICRP Report 26, ICRP Publications. Elmsford, NY, Pergamon Press, 1977.

<sup>47</sup> INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, ICRP Report 60, ICRP Publications. Elmsford, NY, Pergamon Press, 1990.

<sup>48</sup> COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR: **Diretrizes básicas de radioproteção**. CNEN/NE - 3.01, 1988.

<sup>49</sup> CEMBER H. **Introduction to Health Physics**. Third edition, USA: Pergamon Press, p. 418-462, 1996.

<sup>50</sup> SCAFF, L. **Bases físicas da radiologia: diagnóstico e terapia**. São Paulo: Sarvier, 1979. 334p.

<sup>51</sup> BRASIL: CONSELHO NACIONAL DE SAÚDE. Resolução nº 6, de 1988. **Normas técnicas gerais sobre o sistema nacional de vigilância sanitária**. Brasília, DF. 1988.

<sup>52</sup> COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR: **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de medicina nuclear**. CNEN/NE-3.05, 1996.

<sup>53</sup> ALMEIDA, C. D.; ALMEIDA, C. E. **Metodologia para implantação do programa de controle e garantia de qualidade na radiologia de um hospital universitário**. In: Encontro Nacional de Aplicações Nucleares, v.2, p. 1161-1166, São Paulo, 1995.

<sup>54</sup> BRASIL: MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria nº 453, de 06 de junho de 1978: **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**, Brasília, DF, 1978.

<sup>55</sup> INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, **Radiological protection and safety in medicine**, ICRP Report 73, ICRP Publications. Elmsford, NY, Pergamon Press, 1996.

<sup>56</sup> INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY: **Recommendations for the safe use and regulation of radiation sources in industry, medicine, research and teaching.** Safety Series, Nº 102, Viena, 1990.

<sup>57</sup> UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION: **Sources and effects of ionizing radiation.** Report to the General Assembly, with Scientific annexes, New York: United Nations, 1993.

<sup>58</sup> BRASIL: Lei Ordinária nº 6.514, de 22 de dezembro 1977. **Altera o Capítulo V do Título II da Consolidação das Leis do Trabalho, relativo à segurança e medicina do trabalho.** Brasília, 1977.

<sup>59</sup> BRASIL: MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO. **Portaria nº 3.214, de 08 de junho de 1978. Aprova as normas regulamentadoras - NR, do Capítulo V do Título II, da Consolidação das Leis do Trabalho, relativo à segurança e medicina do trabalho.** Brasília, 1978.

<sup>60</sup> BRASIL: MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO. Portaria nº 3.214, de 08 de junho de 1978. **NR-16: Atividades e operações perigosas,** Brasília, DF, 1978.

<sup>61</sup> BRASIL: MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO. Portaria nº 3.214, de 08 de junho de 1978. **NR-7: Programa de controle médico de saúde ocupacional,** Brasília, DF, 1978.

<sup>62</sup> BRASIL: MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO. Portaria nº 3.214, de 08 de junho de 1978. **NR-6: Equipamento de proteção individual,** Brasília, DF, 1978.

<sup>63</sup> ALMEIDA JR., A, R. **Caracterização da Barita e do Vidro cristal Como atenuadores na Blindagem das radiações X e gama no CTG - DEN – PB.** Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco-Centro de Tecnologia e Geociência do Departamento de energia nuclear, Pernambuco, 2005.

---