

Padronização do ^{57}Co por diferentes métodos do LNMRI

E A Rezende^{1,2}, C J da Silva³, R Poledna³, R L da Silva³, L Tauhata³, R T Lopes²

¹Instituto Federal do Rio de Janeiro - Campus Volta Redonda (IFRJ-CVR), RJ, Brasil; ²Universidade Federal do Rio de Janeiro (LIN/PEN/COPPE/UFRJ), RJ, Brasil; ³Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD/CNEN), RJ, Brasil.

E-mail: eduarda.rezende@ifrj.edu.br

Resumo: A atividade de uma solução de ^{57}Co foi determinada por quatro métodos de medição do LNMRI. A solução foi padronizada pelo método de anti-coincidência com cronometragem em tempo vivo e pelo método pico-soma. Os métodos de curva de eficiência e comparação padrão-amostra também foram usados nessa comparação. Os resultados encontrados e suas incertezas de medição mostram que os métodos são equivalentes.

Palavras-chave: método de anti-coincidência; método pico-soma; curva de eficiência; atividade; metrologia

Abstract: The activity of a ^{57}Co solution was determined using four LNMRI different measurement methods. The solution was standardized by live-timed anti-coincidence method and sum-peak method. The efficiency curve and standard-sample comparison methods were also used in this comparison. The results and their measurement uncertainties demonstrating the equivalence of these methods. As an additional contribution, the gamma emission probabilities of ^{57}Co were also determined.

Keywords: anti-coincidence method; sum-peak method; efficiency curve, activity; metrology

1. INTRODUÇÃO

O ^{57}Co tem uma meia-vida de 271,80 dias e decai em 100% por captura eletrônica, para estados excitados do ^{57}Fe , o qual retorna ao seu estado estável emitindo dois fótons, 136,47 keV e 706,42 keV, com intensidades de 99,82% e 0,18%, respectivamente (LNHB, 2013). O esquema de decaimento está representado na figura 1.

O ^{57}Co é o radionuclídeo utilizado para a verificação diária dos calibradores de dose (CNEN, 2013). Tendo fundamental importância no controle de qualidade dos calibradores usados na medicina nuclear e que, para exercer tal função, sua padronização se torna necessária.

A RESOLUÇÃO-RDC Nº 63, DE 18 DE DEZEMBRO DE 2009 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) dispõe sobre as boas práticas de fabricação de radiofármacos e reforça a necessidade da

padronização dos radionuclídeos usados na calibração dos calibradores de dose.

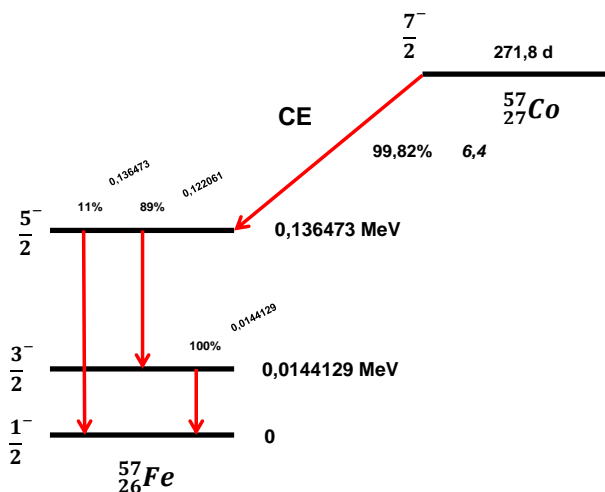


Figura 1 – Esquema de decaimento do ^{57}Co .

2. MATERIAS E MÉTODOS

2.1. Método de Anti-coincidência

O método de anti-coincidência foi sugerido pela primeira vez por Bryant (BRYANT,1962) e implementado no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) (DA SILVA, 2008). A instrumentação é composta por um detector de cintilação em meio líquido de geometria 4π

contendo duas fotomultiplicadoras e um detector cintilador NaI(Tl) (3 in x 3 in). Com esse sistema a variação da eficiência é feita por discriminação eletrônica.

A figura 2 ilustra o método de contagem em anti-ticoincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$. Onde o MTR2 é um gerador de tempo-morto, o MI-1 é uma unidade lógica que permite selecionar a contagem gama não coincidente, o MI-2 atua como gerador de tempo-vivo (para todo o sistema) e o MI-3 atua como discriminador no canal gama. Estes equipamentos foram desenvolvidos por Bouchard no LNHB (BOUCHARD, 2000)

Os componentes de incerteza são divididos em dois tipos: A e B. O tipo A são provenientes de variações estatísticas: a incerteza devido a estatística de contagem e a incerteza devido a extrapolação. O tipo B são as incertezas devido: ao tempo vivo, à massa, à radiação de fundo (bg) e à meia-vida ($T_{1/2}$).

2.2. Método Pico-soma

O método pico-soma permite medições absolutas de atividade em radionuclídeos que emitam pelo menos

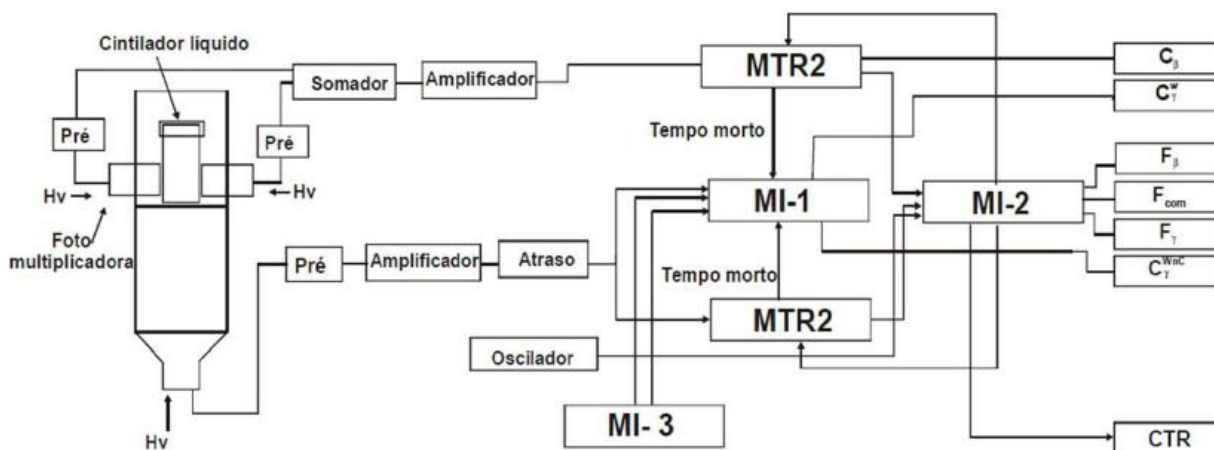


Figura. 2. Diagrama de blocos do sistema de contagem em anticoincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$ do LNMRI.

dois fótons sob regime de coincidência. A atividade de um radioisótopo que emita dois raios gama em coincidência pode ser obtida a partir das áreas sobre os dois fotopicos, a área do pico-soma e uma extrapolação da contagem para energia zero.

Para obter o pico-soma colocamos a fonte próximo a janela do detector, na posição P0 onde a fonte está a uma distância de 0 cm do detector. Assim os dois gamas coincidentes chegam junto ao detector e a eletrônica não consegue distinguí-los, formando o pico-soma

O detector utilizado neste trabalho foi o HPGe Planar e o sistema MAESTRO® para aquisição de dados.

Os componentes da incerteza para o método pico-soma são: massa, tempo vivo, meia-vida e estatística de contagem.

2.3. Curva de eficiência

O método Curva de Eficiência consiste em obter a eficiência do fotopico através de um sistema de espectrometria gama-X. (ARAÚJO, 2015)

Com o uso de padrões calibrados em energias e de intensidades conhecidas, através deste sistema de detecção com a geometria de contagem, obtém-se uma curva de eficiência em função da energia. O ajuste dos pontos experimentais é feito pelo LABFIT® que fornecerá o ajuste matemático mais adequado para cada tipo de curva.

No levantamento da curva de eficiência foram utilizados padrões sólidos de PVC. Os padrões utilizados para a curva foram: ^{133}Ba ,

^{152}Eu e $^{166\text{m}}\text{Ho}$. As medidas duraram em torno de 24 h para cada fonte na posição P2= 10cm.

As amostras foram medidas no mesmo detector e na mesma posição que os padrões utilizados para elaborar a curva de eficiência.

Os componentes da incerteza para a curva de eficiência são: incerteza devido a estatística de contagem e incerteza da atividade da fonte padrão fornecida pelo certificado de calibração, como incertezas do tipo A. Os componentes do tipo B são: incerteza da probabilidade de emissão gama ($P\gamma$) ou X, e incerteza no valor da meia-vida ($T_{1/2}$).

2.4. Padrão- Amostra

Para o método comparativo padrão-amostra foram usadas as mesmas condições de medição do método de curva de eficiência. O método consiste em comparar as contagens observadas entre a fonte padrão e a amostra, em função do tempo de contagem.

Os componentes da incerteza são: estatística de contagem, atividade do padrão (fornecida pelo certificado de calibração) e meia-vida ($T_{1/2}$).

2.5. Geometria

As fontes foram confeccionadas usando o método de pesagem diferencial no laboratório de preparação de fontes com as seguintes condições ambientais: temperatura entre 19,0 °C e 21,0 °C e umidade relativa do ar entre 49 % e 51%.

A figura 3 apresenta uma amostra em PVC usada na calibração por curva de

eficiência, por padrão-amostra e por pico-soma.



Figura 3. Geometria fonte sólida em PVC.

Para o método de anti-coincidência as amostras foram confeccionadas em frascos de cinilação.

3. RESULTADOS

Os resultados obtidos em cada um dos métodos descritos estão na tabela 1.

Tabela 1. Resultados da atividade do ^{57}Co

Método	Atividade	Incerteza
	kBq/g	% (k=2)
Anti-coincidência	2420,59	1,3
Pico-soma	2424,55	0,3
Curva de Eficiência	2590,49	1,1
Padrão-amostra	2598,92	1,2
Data de Referência: 18/06/2015 às 12 h		

Através da tabela 1 pode-se observar que a dispersão entre os valores obtidos pelos métodos anti-coincidência e pico-soma, são inferiores a 0,2 %, sendo a incerteza o fator relevante nestes resultados. O método pico-soma tem uma incerteza menor 1% que o método de anti-coincidência.

Os resultados obtidos pelos métodos relativos, curva de eficiência e padrão-amostra, ficaram cerca de 7 % acima dos métodos absolutos. A causa dessa dispersão pode ser a geometria dos padrões do LNMRI. A

geometria dos padrões é apresentada na figura 3.

4. CONCLUSÕES

Os resultados de atividade entre os métodos de calibração utilizados no LNMRI estão em concordância.

As incertezas obtidas nos métodos avaliados para um nível de confiança de 95% ($k=2$) estão dentro de um intervalo aceitável pela CNEN (CNEN, 2013) para o uso do ^{57}Co na medicina nuclear.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA. 2009. RDCN°63.Brasil.

Araújo, M T F. 2015. Padornização Absoluta do Te-121 por espectrometria gama utilizando o método pico-soma. Dissertação de Mestrado. IRD.CNEN.

CNEN. CNEN-NN-3.05. 2013. Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear.

Da Silva, C J. 2008. Implementação de um Sistema de Anticoincidência – Tese de Doutorado COPPE –UFRJ.

LNHB Disponível em: <http://www.nucleide.org/DDEP_WG/Nuclides/Co-57_tables.pdf> Acesso em 20/06/2014.

Iwahara, A. et al. 2009. Primary activity standardization of ^{57}Co by sum-peak method. *Applied Radiation and Isotopes* 67.1987-1991.

Koskinas, M F. et al. Primary standardization of ^{57}Co . 2010. *Applied Radiation and Isotopes* 68.1344-1348.

