

CALIBRAÇÃO TEÓRICA DE UM DETETOR NaI(Tl) PARA A DETERMINAÇÃO DE ^{131}I EM UM SIMULADOR DE TIREÓIDE

Luzia Venturini

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Departamento de Metrologia das Radiações
Caixa Postal 11049, CEP 05422-970, São Paulo, Brasil
E-mail: lventur@net.ipen.br

RESUMO

Neste trabalho é descrita a calibração teórica de um detetor NaI(Tl), por meio da técnica de Monte Carlo, para a medida de ^{131}I em um simulador de tireóide. A tireóide é representada pela região compreendida entre dois cilindros concêntricos, onde o cilindro interno representa a traquéia e o cilindro externo representa o pescoço. O radionuclídeo utilizado na calibração é o ^{133}Ba . Os resultados mostram que a calibração, segundo o procedimento utilizado, é adequada para a medida de ^{131}I .

Keywords: internal contamination, radiation monitoring, thyroid

I. INTRODUÇÃO

A monitoração In Vivo é uma técnica utilizada na quantificação de radionuclídeos internamente depositados no corpo humano. Para as medidas, a pessoa a ser monitorada é acomodada dentro de uma sala blindada, onde estão instalados os detetores. O tipo de detetor e o órgão a ser monitorado dependem da energia e da bio-cinética do radionuclídeo. Na monitoração de ^{131}I é realizada a medida da tireóide utilizando-se um detetor NaI(Tl), blindado lateralmente para minimizar a interferência de eventuais contaminações externas que a pessoa a ser monitorada possa portar.

A calibração do detetor pode ser teórica ou experimental. Na calibração teórica, desenvolve-se um modelo analítico do órgão a ser monitorado e simula-se a emissão de radiação pelo órgão, a interação da radiação com o órgão, com o meio interposto entre o órgão e o detetor, e com o detetor. A simulação é realizada pela técnica de Monte Carlo [1]. No presente trabalho foram medidas as dimensões de um simulador experimental e elaborado um modelo matemático a partir do qual foi realizada a simulação das medidas experimentais. A finalidade do simulador é calibrar o sistema para a medida de ^{131}I , cuja determinação é feita por meio da transição gama de 364 keV. Como este isótopo tem meia-vida curta, é comum utilizar-se o ^{133}Ba na calibração.

II. MATERIAIS

O simulador experimental consiste em uma peça, que simula o pescoço, na qual são inseridas outras duas

peças que simulam a tireóide e uma camada extra de tecido superposto à tireóide. O simulador do pescoço é aproximadamente um cilindro elíptico confeccionado em um material que teoricamente representa o tecido humano. O material que simula a camada extra de tecido é confeccionado em lucite e seu formato acompanha o formato da peça que simula a tireóide.

A tireóide é representada pela região compreendida entre dois cilindros elípticos também confeccionados em lucite. A região que representa a tireóide é preenchida por um material que teoricamente representa o tecido do órgão e ao qual foi adicionada uma determinada quantidade de ^{133}Ba , homogêaneamente distribuída. A geometria da medida experimental da peça é mostrada na Fig.1.

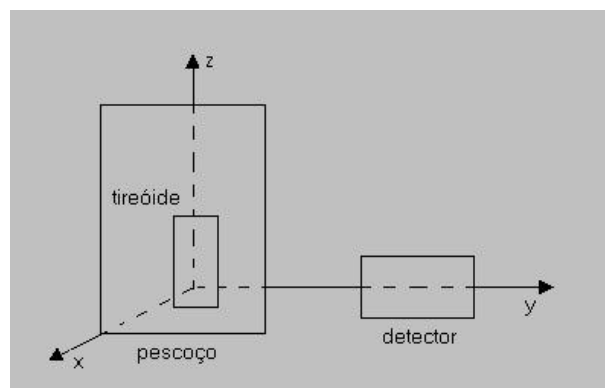


Figura 1. Geometria da medida

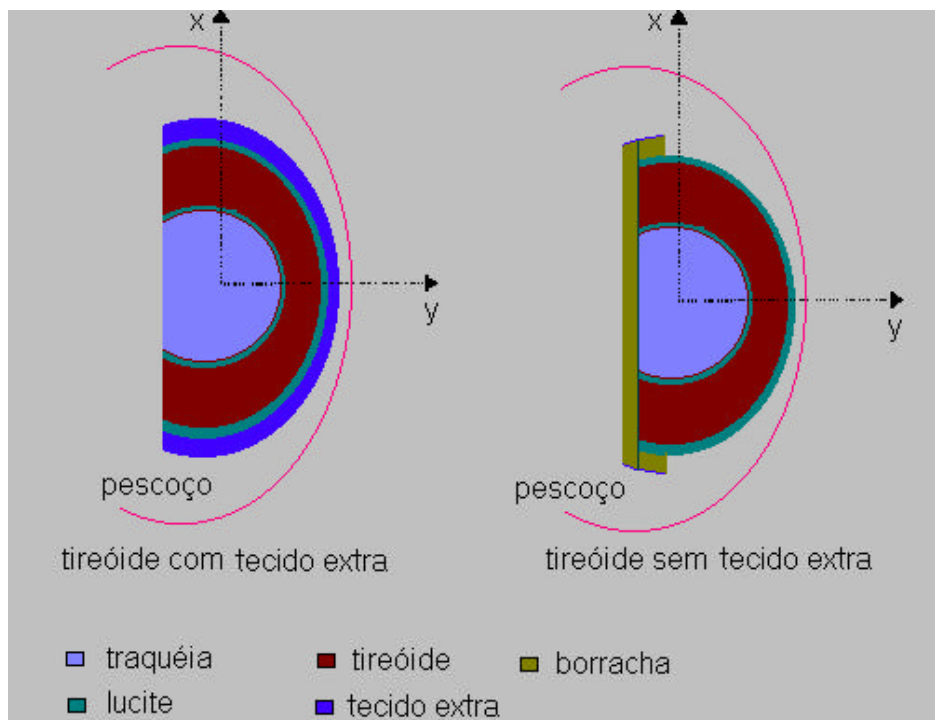


Figura 2. Diagrama esquemático da montagem da tireóide no interior do pescoço

Os cilindros não são concêntricos em relação ao eixo y e portanto as peças são deslocadas em relação a este eixo. A tireóide é fixada ao pescoço, na parte posterior, por um suporte de borracha. Para inserir o tecido adicional, o suporte de borracha é retirado, a tireóide é deslocada para

trás e o simulador deste tecido é posicionado à frente da tireóide. O centro da tireóide, quando fixada pelo suporte de borracha, foi considerado como a origem do sistema de coordenadas. A geometria deste conjunto é mostrada na Fig. 2. As dimensões das peças são dadas na Tabela 1.

TABELA 1. Dimensões das peças e deslocamentos em relação ao eixo y.

Órgão	espessura da parede (cm)		semi-eixo x (cm)	semi-eixo y (cm)	deslocamento do centro da peça em relação ao eixo y (cm)	
		(lucite)			sem tecido adicional	com tecido adicional
tireóide	0,3	(lucite)	3,3	2,5	0,0	-0,6
traquéia	0,4	(lucite)	1,4	1,4	-0,4	-1,0
tecido adicional	0,6	(lucite)	3,6	3,1	0,0	-
pescoço	0,5	(tecido)	6,0	5,5	-1,9	-1,9

As medidas experimentais foram realizadas com dois detectores diferentes. Um deles é um detector NaI(Tl) blindado lateralmente. O segundo é um detector HPGe sem blindagem. O cintilador é um detector de volume relativamente grande, utilizado na medida de emissores de radiação gama acima de 100 keV. É um cristal de densidade $3,67 \text{ g.cm}^{-3}$, com 7,5 cm de diâmetro e 7,5 cm de altura. O cristal é instalado dentro de um invólucro de alumínio, de espessura 0,081 cm. A camada de ar entre o alumínio e o cristal é de 0,36 cm. É blindado lateralmente por 2,5 cm de chumbo e 0,5 cm alumínio.

O detector HPGe é um detector de volume menor, sem blindagem, densidade $5,32 \text{ g.cm}^{-3}$, com 5 cm de diâmetro e 2 cm de altura, utilizado na medida de radiação gama de baixa energia (15 keV a 300 keV).

É instalado dentro de um invólucro de alumínio de 0,35 cm de espessura e janela de carbono de 0,060 cm. A espessura de ar, lateral, entre o invólucro de alumínio e o cristal é de 0,0625 cm. A espessura de ar (frontal) entre a janela e o cristal é 0,5 cm. A janela é transparente para radiação gama acima de 30 keV.

Na montagem experimental, foi necessário deslocar o detector NaI, ao longo do eixo x. Os posicionamentos dos detectores são independentes, e as distâncias entre o simulador e o detector, na medida experimental, foram diferentes uma da outra. A Tabela 2 mostra os deslocamentos dos detectores em relação à origem do sistema de coordenadas, nas medidas com e sem tecido extra (lucite).

TABELA 2. Deslocamentos dos detectores e tempo de medida

Medida	Deslocamento eixo x (cm)	Deslocamento eixo y (cm)	Deslocamento eixo z (cm)	tempo (s)
NaI sem tecido	1,5	17,8	0,0	1000
NaI com tecido	1,5	17,8	0,0	1000
Ge sem tecido	0,0	17,5	0,0	500
Ge com tecido	0,0	16,8	0,0	500

III. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

As eficiências são as quantidades a serem simuladas. As relações teóricas entre as mesmas são obtidas a partir dos valores encontrados. O argumento para validar os resultados da simulação por meio da medida de um mesmo simulador é o fato de tratar-se de dois detectores com características diferentes.

A radiação emitida é parcialmente auto-absorvida na própria tireóide e atenuada nos tecidos, ar e janela do detector. Ao chegar ao cristal, a interação da radiação pode ocorrer por efeito fotoelétrico, espalhamento coerente e espalhamento incoerente. Somente quando a radiação interage com o cristal depositando nele toda a sua energia inicial é que ela irá contribuir para o pico de absorção total dos espectros gama medidos.

A simulação, realizada por meio da técnica de Monte Carlo, consiste em gerar pontos aleatórios dentro do simulador da tireóide, a partir do qual a radiação gama é emitida em direções aleatórias e contabilizar os fótons que depositam toda a energia no cristal. A eficiência teórica de fotopico corresponde à razão entre o número de fótons que depositam toda a sua energia no cristal e o número total de fótons emitidos. Na prática, ela pode diferir da eficiência de fotopico detector e é necessário considerar o que é feito com esta energia, ou seja, considerar o princípio de operação do detector. No caso do NaI, ocorre a produção de luz, que é captada e guiada para uma fotomultiplicadora, onde irá causar a emissão de fotoelétrons. No caso do HPGe, são produzidos pares elétron-vacância, que serão coletados. Se houver perda nestes processos, a eficiência do detector diminui. Assim, é necessário verificar quanto a eficiência experimental se desvia do valor teórico. Isto foi realizado para o detector NaI, por meio de experimentos com fontes puntiformes, encontrando-se um desvio, na faixa de energia 50 keV a 1,4 MeV, menor do que 10%.

O método de Monte Carlo é utilizado na estimativa de quantidades físicas de natureza estatística. Ele se fundamenta no fato de que a probabilidade de ocorrência de um entre uma série de possíveis eventos, independentes e mutuamente exclusivos, pode ser representada por um número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1. Sejam: $p(x)$ = função densidade de probabilidade de x ; $P(x)$ = função distribuição de probabilidade de x ; $P(x)dx$ = probabilidade de que x pertença ao intervalo entre x e $x + dx$;

r = número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1.

Se os valores possíveis de x são limitados tal que $a \leq x < b$, e se:

$$\int_a^b p(x)dx = 1 \quad e \quad r = P(x) = \int_a^x p(x)dx \quad (1)$$

quando r for uniformemente distribuído entre 0 e 1, x pertencerá ao intervalo $x, x+dx$ com frequência $p(x)dx$.

A história do fóton pode ser dividida em duas fases. Na primeira, que se inicia na emissão do fóton e termina na sua entrada no detector, não interessa o tipo de interação e sim se a interação ocorre ou não. A história do fóton termina se ele não for emitido na direção do detector, se ele interagir antes de chegar ao detector ou não interagir com o detector.

O caminho livre médio de um fóton em um meio uniforme de coeficiente de atenuação μ , é dado por:

$$L = \frac{-\ln(r)}{\mu} \quad (2)$$

onde r é um número aleatório uniformemente distribuído entre 0 e 1. Para um meio não uniforme, que pode ser dividido em n regiões uniformes de diferentes coeficientes de atenuação, vale a relação:

$$\sum_{k=1}^n u_k L_k = -\ln(r) \quad (3)$$

onde L_k é o caminho percorrido no k -ésimo meio.

Na segunda fase interessa o tipo de interação. A probabilidade de ocorrer cada uma destas interações depende das respectivas seções de choque. No efeito fotoelétrico, a energia do fóton é transferida a um elétron ligado. Parte desta energia é utilizada para romper a ligação do elétron e o restante convertido em sua energia cinética. Neste tipo de interação pode ocorrer a emissão dos chamados raios X característicos, resultante do rearranjo da camada eletrônica. Tanto a energia cinética cedida ao elétron quanto a dos raios X característicos são consideradas localmente absorvidas por causa das densidades dos cristais utilizados.

No espalhamento coerente, o fóton é espalhado sem perda de energia. A seção de choque para o espalhamento coerente de fótons pela camada eletrônica é dada por [2]:

$$\frac{d\sigma_{co}}{d\Omega} = \frac{1}{2} r_0^2 (1 + \cos^2 \theta) [F(q, Z)]^2 \quad (4)$$

onde F é o fator de forma que representa a probabilidade de que o momento de recuo \vec{q} seja transferido para os Z elétrons de um átomo sem que ocorra absorção de energia. O termo $\frac{1}{2} r_0^2$ é a seção de choque para o espalhamento Thomson por um único elétron. O ângulo θ é o ângulo de espalhamento do fóton.

$$\sigma_E(\Omega) d\Omega = \frac{r_0^2}{2} \cdot \frac{1 + a^2}{[1 + E(1 - a)]^2} \cdot \left\{ 1 + \frac{E^2(1 - a)^2}{(1 + a^2)[1 + E(1 - a)]} \right\} \cdot d\Omega \quad (5)$$

onde $a = \cos\theta$ e $r_0 = \frac{e^2}{mc^2} = 0,28183 \times 10^{-12}$ cm.

IV. RESULTADOS E CONCLUSÕES

A Tabela 3 mostra os resultados das medidas experimentais. Nesta Tabela são dadas as áreas líquidas medidas com cada detector para as montagens sem o

No efeito Compton, o fóton é sucessivamente espalhado e a quantidade de energia transferida aos elétrons em cada colisão depende da direção de incidência do fóton. Nos espalhamentos sucessivos o fóton pode escapar do cristal levando parte de sua energia. A seção de choque diferencial que governa a distribuição de $\cos\theta$ é conhecida como "seção de choque diferencial de Klein-Nishina" [3]:

tecido extra e com o tecido extra. A razão $\epsilon(\text{NaI})/\epsilon(\text{Ge})$ é a razão entre as eficiências de medida, para cada caso (com e sem tecido adicional), e corresponde à razão entre as áreas líquidas dos picos dos espectros obtidos nas medidas realizadas com cada detector.

TABELA 3. Áreas líquidas e razão entre as eficiências

Medida	81 keV	276 keV	302 keV	356 keV	383 keV
NaI sem tecido	-	4563 ± 3,2%	10896 ± 1,5%	31368 ± 0,7%	4051 ± 4,2%
Ge sem tecido	5874 ± 0,7%	465 ± 2,5%	1023 ± 1,7%	2803 ± 1,2%	368 ± 3,2%
$\epsilon(\text{NaI}) / \epsilon(\text{Ge})$ sem tecido	-	4,91 ± 4,1%	5,33 ± 2,3%	5,60 ± 1,4%	5,50 ± 5,3%
NaI com tecido	-	3966 ± 3,1%	9938 ± 1,4%	27045 ± 0,8%	3236 ± 4,6%
Ge com tecido	4484 ± 1,2%	353 ± 2,9%	830 ± 2,0%	2298 ± 1,1%	298 ± 2,7%
$\epsilon(\text{NaI})/\epsilon(\text{Ge})$ com tecido	-	5,62 ± 4,3%	5,99 ± 2,5%	5,88 ± 1,4%	5,43 ± 5,4%

Na simulação, foram utilizadas as seções de choque da água [4], corrigidas pelas densidades dos materiais. O material utilizado para simular o tecido humano não é descrito pelo fabricante. A densidade da tireóide foi considerada 0,95 g.cm⁻³. A densidade do tecido do pescoço foi considerada 1,07 g.cm⁻³. A Tabela 4 mostra os

resultados da simulação para os dois detectores e geometrias de medida utilizadas. A partir das áreas líquidas experimentais (Tabela 3) e das eficiências simuladas (Tabela 4), foi construída a Tabela 5, que mostra as atividades de ¹³³Ba, obtidas para cada transição gama medida e a média destas atividades.

TABELA 4. Eficiências simuladas

	81 keV	276 keV	302 keV	356 keV	383 keV
$\epsilon \times 10^{-3}$ NaI - sem tecido	-	5,53 ± 2,0%	5,26 ± 2,0%	4,94 ± 2,0%	4,75 ± 2,0%
$\epsilon \times 10^{-3}$ Ge - sem tecido	2,99 ± 2,0%	1,33 ± 2,0%	1,17 ± 2,0%	0,94 ± 2,0%	0,86 ± 2,0%
$\epsilon(\text{NaI}) / \epsilon(\text{Ge})$ - sem tecido	-	4,16 ± 2,8%	4,50 ± 2,8%	5,26 ± 2,8%	6,52 ± 2,8%
$\epsilon \times 10^{-3}$ NaI com tecido	-	4,85 ± 2,0%	4,61 ± 2,0%	4,36 ± 2,0%	4,20 ± 2,0%
$\epsilon \times 10^{-3}$ Ge - com tecido	2,51 ± 2,0%	1,16 ± 2,0%	1,01 ± 2,0%	0,82 ± 2,0%	0,76 ± 2,0%
$\epsilon(\text{NaI}) / \epsilon(\text{Ge})$ - com tecido	-	4,18 ± 2,8%	4,56 ± 2,8%	5,32 ± 2,8%	5,53 ± 2,8%

TABELA 5. Atividades (kBq) obtidas a partir dos dados experimentais e simulados

Energia (keV)	NaI - sem tecido	Ge sem tecido	NaI - com tecido	Ge - com tecido
81 keV	-	10,70 ± 4,0%	-	9,73 ± 4,1%
276 keV	11,51 ± 3,8%	9,75 ± 3,3%	11,41 ± 3,7%	8,49 ± 3,6%
302 keV	11,31 ± 2,5%	9,55 ± 2,7%	11,76 ± 2,5 %	8,97 ± 2,9%
356 keV	10,24 ± 2,2%	9,62 ± 2,4%	10,01 ± 2,2%	9,04 ± 2,4%
383 keV	9,55 ± 4,7%	9,58 ± 3,8%	8,36 ± 5,1%	8,78 ± 3,4%
Média	10,63 ± 1,5%	9,72 ± 1,4%	10,45 ± 1,4%	9,51 ± 1,5%

Os valores médios das atividades são as quantidades as serem comparadas. O detector HPGe possui excelente resolução e baixa eficiência para medida de transições gama com energias médias e altas por causa do tamanho do cristal. Em consequência, as áreas dos picos dos espectros gama são pequenas. O detector NaI(Tl) tem eficiência alta e resolução baixa. As quatro transições gama utilizadas aparecem como um multipletto no espectro gama. Na análise do multipletto, as larguras dos picos são determinadas pela largura do pico da transição gama para a qual o sistema apresenta maior sensibilidade, no caso a transição de 356 keV. A análise do multipletto é mais precisa para esta transição. A sensibilidade é dada pelo produto da eficiência pela intensidade da transição.

A eficiência do detector a 364 keV pode ser linearmente extrapolada a partir dos valores obtidos na simulação uma vez que na faixa de energia 276 keV a 383 keV, em escala logaritmica, a eficiência varia linearmente com a energia. Fora desta faixa, os valores da eficiência devem ser simulados.

Observa-se, pela Tabela 5, que as atividades obtidas com o detector NaI, são cerca de 10% maiores do que as obtidas com o detector HPGe. Isto decorre, além dos erros experimentais, dos desvios entre as eficiências experimentais e teóricas, citados anteriormente.

No caso do simulador experimental descrito, não há grandes dificuldades na elaboração da sua representação matemática. Entretanto é necessário definir os limites da aplicação do método utilizado, o que inclui o teste do comportamento do detector, na questão do desvio entre a eficiência teórica e a eficiência experimental. O detector NaI(Tl) é geralmente empregado na monitoração de ^{131}I na tireóide, cuja transição gama de 364 keV é facilmente mensurável. Já o detector HPGe é utilizado para a medida de radionuclídeos de energias mais baixas, tais como ^{241}Am (59 keV) e ^{125}I (faixa de até 100 keV).

A transmissão relativa à interposição do tecido extra (lucite) pode ser obtida dividindo-se as eficiências de medida na presença e na ausência do tecido. Pelos dados da Tabela 3, observa-se a transmissão da radiação na faixa de energia 276 keV a 383 keV é constante, em torno de 88%, Isto ocorre porque, nesta faixa de energia e em escala logaritmica, a eficiência apresenta dependência linear da energia. Os erros sistemáticos decorrentes da aproximação da seção de choque (utilização da seção de choque da água corrigida pela densidade dos componentes do

corpo humano em substituição aos componentes dos materiais utilizados, que não são conhecidos) não se atenuam nem se agravam nesta faixa de energia. O mesmo não ocorre a 81 keV. A transmissão experimental é de 76% enquanto a simulada é 84%. Esta transição gama tem energia suficientemente baixa e intensidade suficientemente alta para ser bem medida com o detector HPGe.

Os resultados mostram que os dados utilizados na simulação começam a apresentar desvios maiores em relação ao valor experimental, a energias menores ou em torno de 81 keV. Isto significa que, para transições gama de energias baixas, materiais e parâmetros da simulação precisam descrever com maior fidelidade o objeto medido.

A rigor, na confecção de um padrão, os materiais devem ser bem conhecidos. Entretanto na utilização de um simulador comercial isto nem sempre ocorre. O simulador utilizado, por exemplo, foi medido durante a nossa participação em uma intercomparação internacional. No caso desta intercomparação é importante ressaltar que o objetivo maior é apontar a tendenciosidade da calibração em relação ao objeto medido. Tanto o simulador experimental quanto o modelo utilizado são aproximações da tireóide humana.

O erro sistemático resultante da utilização de ambos na calibração de um sistema de medidas, destinado a medir a tireóide humana permanece a ser determinado. Estes estudos estão em desenvolvimento no Laboratório de Monitoração In Vivo, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e são o tema da atual linha de pesquisa do Laboratório.

REFERÊNCIAS

- 1] Bevington, P. R.; Robinson, K. D. *Data reduction and error analysis for the physical sciences*. McGraw-Hill, New York, 1992.
- 2] Storm, E.; Israel, H. I. *Photons cross sections from 0.001 to 100 MeV for elements 1 through 100*. Los Alamos Scientific Laboratory. LA-3753, Los Alamos, 1967.
- 3] Shreider, Yu. A. *Method of Statistical Testing. Monte Carlo Method*. Amsterdam: Elsevier, 1964.
- 4] Berger, M. J.; Hubbell, H. J.; Seltzer, S. M.; Coursey, J. S.; Zucker, D. S. *XCOM: Photon Cross Section Database*. Version 1.2. 1999. National Institute of Standards and Technology. Gaithersburg, MD. [Http://physics.nist.gov](http://physics.nist.gov).

ABSTRACT

This paper describes the theoretical calibration of a NaI(Tl) detector using Monte Carlo Method, for the measurement of ^{131}I in a thyroid phantom. The thyroid is represented by the region between two concentric cylinders, where the inner one represents the trachea and the outer one represents the neck. ^{133}Ba was used for experimental calibration. The results shows that the calibration procedure is suitable for ^{131}I measurements.