

DETERMINAÇÃO DA EFICIÊNCIA DO CONTADOR DE CORPO INTEIRO (CCI) PELO MÉTODO DE MONTE CARLO, UTILIZANDO UM MICRO COMPUTADOR

José Maria Fernandes Neto, (CMN-FMUSP)
 Carlos Henrique Mesquita, (CNEN/SP) e
 Sudernaique Fernandes Deus, (CNEN/SP)

INTRODUÇÃO:

Contadores de Corpo Inteiro (CCI) são sistemas destinados à detecção da radioatividade corpórea total, decorrente da presença natural, acidental ou intencional de radionuclídeos, independentemente de sua distribuição nos órgãos e tecidos.

Os CCIs foram inicialmente concebidos para a mensuração da atividade residual de trabalhadores que haviam ingerido tintas contendo rádio, mas o grande impulso só ocorreu na década de 50 quando Anderson⁽¹⁾, Marinelli e colaboradores⁽²⁾, conseguiram em um contador de corpo inteiro, a detecção da radioatividade corpórea natural, que é da ordem de nanocurie (kBq).

Três áreas de ação distintas compõem o campo de aplicações do contador de corpo inteiro.

A primeira é a que concerne à radioatividade natural, que é composta, além de outros radionuclídeos naturais, do ^{40}K e das séries radioativas naturais. O segundo é representado pela investigação nos casos de acidentes com material radioativo, e a história demonstra que, além do caso dos pintores de mostradores de relógios que ingeriram sais de rádio sob a forma de tintas, houve também episódios com o tório e mesotório. Acidentes de trabalho com Américio também já foram registrados. Os estudos referentes aos mesmos constituem contribuições relevantes do contador de corpo inteiro. Os CCIs têm indicação para o acompanhamento de trabalhadores que, em consequência de atividade profissional (processamento e manipulação de fontes não seladas) devem ser examinados para mensuração de possível contaminação radioativa interna. O último ramo de aplicação dos contadores de corpo inteiro é a sua utilização na pesquisa clínica científica.

Observação especial deve ser feita referente à pesquisa de contaminantes radioativos atmosféricos que, provenientes de explosões nucleares (Fall out), podem ser incorporadas ao homem, quer diretamente ou por meio da cadeia alimentar vegetal-animal-homem. Exemplo típico deste caso é o Estrôncio 90 e o Césio 137. Do exposto se conclui a sua importância para a radioproteção.

A medição da radioatividade corpórea total por este método, oferece um novo recurso para uma grande variedade de investigações com radionuclídeos tais como o ferro, bromo, cálcio etc., no animal e no homem (9 e 8). Estes estudos tendem a ser executados a níveis de radioatividade muito abaixo das usadas sem o recurso dos CCIs.

Para todas estas aplicações, entretanto, existe uma condição básica, que o radionuclídeo pesquisado seja compatível com sua detecção externa, o que limita a técnica ao emprego de emissores gama e de alguns emissores beta de alta energia, os quais geram radiação eletromagnética (raios-X) pelo efeito de freamento da mesma.

Os contadores de corpo inteiro, para atender as suas múltiplas aplicações, devem apresentar duas características básicas a saber:

- a - sensibilidade de detecção e
- b - uniformidade de resposta

A determinação da eficiência de contagem, sensibilidade de detecção, em função da geometria de contagem utilizada depende da distribuição do radioisótopo e das características antropométricas do indivíduo a ser medido.

A uniformidade de resposta especial está essencialmente vinculada à geome-

três em que se efetua a medição. Existem diversos arranjos especiais a saber: cadeira reclinável, arco e maca⁽⁹⁾.

Após levantamento da literatura referente aos contadores de corpo inteiro, não dependeramos com trabalhos sobre o cálculo da estimativa da eficiência de contagem por meio da simulação computacional.

OBJETIVOS:

Neste trabalho propõe-se desenvolver um programa computacional utilizando-se o método de Monte Carlo para calcular a eficiência global de contagens de radiação distribuída no corpo humano.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a comprovação dos dados fornecidos pelo método de Monte Carlo utilizou-se um simulador das proporções humanas que simula um homem de 1,70 metros de altura e 70 quilogramas, e outro simulando uma criança.

Os simuladores foram preenchidos com uma solução conhecida e uniforme contendo uma certa quantidade de radioisótopos. No experimento foram utilizados o ^{99m}Tc (140 keV), ^{131}I (364 keV) e ^{42}K (1,52 MeV). As atividades dos radioisótopos foram conferidas por meio do cintilador líquido marca Beckman modelo LS-150.

Os simuladores foram posicionados na geometria tipo maca, efetuando-se medidas a 1 m e 1,45 m da linha média do mesmo.

O contador de corpo inteiro utilizado possui um cristal de NaI (Tl) de 20 x 8 cm acoplado a 4 fotomultiplicadores RCA 8054 alimentadas por uma fonte de tensão marca TMC modelo 520 P. O conjunto, cristal mais fotos, fica situado dentro de uma cela de 3 m x 3 m x 3 m com blindagem de 10 cm de aço e 4 mm de chumbo de cada lado da citada blindagem. Esses materiais apresentam uma baixa radiação de fundo por terem sido obtidos antes de 1945.

A coleta dos dados foi efetuada utilizando um analisador multicanal marca TMC modelo 401.

O programa desenvolvido utiliza um simulador analítico baseado no modelo desenvolvido por Snyder e colaboradores⁽¹³⁾ com algumas modificações a saber:

- região da cabeça é um cilindro elíptico
- região das pernas é composta de dois cilindros circulares, cujo raio médio é proporcional ao modelo de Snyder.

O programa foi redigido em linguagem BASIC usando-se um micro computador CP-200 - Prologica da linha Sinclair.

A velocidade de processamento dos dados foi da ordem de 4:30 horas por 1000 histórias.

O MÉTODO DE MONTE CARLO

O princípio do método de Monte Carlo na metodologia da detecção da radiação gama consiste em simular a história (conjunto de ocorrências de grande número de fótons) desse gama, desde a sua origem no simulador até o seu eventual desaparecimento no detector. Os processos físicos envolvidos em cada história do fóton gama são amostrados aleatoriamente de acordo com funções de distribuições previamente estabelecidas.

A história de cada fóton basicamente deve considerar:

- a - a posição de sua origem
- b - a direção inicial adquirida
- c - a distância inicial até a primeira interação com a matéria
- d - tipo de interação com a matéria
- e - fenômenos consecutivos após a interação
- f - critérios para caracterizar o seu desaparecimento.

As coordenadas da posição inicial do fóton devem considerar os seus limites físicos e são gerados aleatoriamente segundo a expressão $V_1 + (V_2 - V_1) \cdot \xi$, onde V_1 e V_2 são os valores limites e ξ um número gerado aleatoriamente entre zero e um.

Quanto à direção inicial do fóton, optou-se pela técnica da redução da variância denominada particularmente de amostragem por importância⁽¹⁴⁾.

Somente as interações do tipo fotoelétrico e colisão Compton foram consideradas em virtude delas representarem a quase totalidade da probabilidade de interação do fóton no simulador e no detector para os níveis de energias utilizadas. O coeficiente μ_T de absorção no tecido humano foi extraído da tabela do NSRDS-NBS - 29 para cada nível de energia que, ajustado pela regressão, forneceu os parâmetros contidos na seguinte expressão:

$$1 \mu_T = 2,6599 - 0,5596 \cdot 1 \text{ nE} - 0,03711 \cdot (1 \text{ nE})^2 + 0,06922 \cdot (1 \text{ nE})^3 + 0,02060 (\text{nE})^4 \pm 0,1186$$

O coeficiente de absorção μ_C para a interação Compton no detector NaI (TI) foi estimada pelo polinômio: $1 \mu_C = - 2,9108 - 0,49128 \cdot 1 \text{ nE} - 0,05504 \cdot (1 \text{ nE})^2 \pm 0,00590$ e para efeito fotoelétrico utilizou-se:

$$1 \mu_{\text{FE}} = - 7,736534 - 2,7502753 \cdot 1 \text{ nE} \pm 0,0204 \quad (E < 33,2 \text{ keV})$$

$$1 \mu_{\text{FE}} = - 5,62966 - 2,117992 \cdot 1 \text{ nE} + 0,3391 \cdot (1 \text{ nE})^2 + 0,06003 \cdot (1 \text{ nE})^3 \pm 0,0127 \quad (E \geq 33,2 \text{ keV})$$

onde μ_{FE} é o coeficiente de absorção fotoelétrica e E a energia do fóton em keV.

Os parâmetros aqui utilizados foram calculados por regressão polinomial a partir de dados tabelados no NSRDS-NBS-29.

Nas estimativas do percurso "L" do fóton no tecido ou no detector utilizou-se a expressão:

$$L = - \frac{1}{\mu_T(E)} \cdot \ln \xi \quad (3)$$

onde μ_T é o coeficiente de absorção total igual a $\mu_{\text{FE}} + \mu_C$

Nas determinações dos ângulos sólidos e do percurso do fóton no detector utilizou-se as expressões descritas por Bean e col.⁽²⁾ e Vieira⁽¹⁴⁾.

Cada história é considerada terminada apenas quando:

a - o peso a ela atribuído assumir valores inferiores a 10^{-8}

b - quando a energia do fóton cair abaixo de 10 keV, pois neste caso a probabilidade de absorção por meio do efeito fotoelétrico é praticamente igual a 1.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As tabelas 1 e 2 a seguir resumem os resultados obtidos:

Para os radioisótopos utilizados, foi calculada a contagem integrada na região do fotopico e subsequentemente a eficiência de contagem. As tabelas 1 e 2 reúnem os resultados relativos às eficiências obtidas experimentalmente e previstas pelo método de Monte Carlo.

Os resultados das tabelas 1 e 2 mostram estreita correlação entre os resultados na faixa de energia do ^{131}I (0,364 MeV) e ^{42}K (1,52 MeV) e apresenta razoável discrepância entre os resultados pertinentes ao $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (0,140 MeV).

CONCLUSÃO

O programa desenvolvido estima a eficiência de contagem do contador de corpo inteiro com geometria tipo maca na faixa de energia de 0,250 a 2 MeV.

Para baixas energias o programa desenvolvido superestima a eficiência de contagem por um fator de aproximadamente dois.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, E.C. & ALSON, D.C. A solutional technique for assessing quantity and distribution of body radioactivity. Health Phys., 13: 719-32, 1967.
2. BEAM, G.B.; WIELOPOLSKI, L.; GARDNER, R.; VERGHESE, K. - Monte Carlo calculation of efficiencies of right circular cylindrical NaI detectors arbitrarily located point sources. Nucl. Instrum. Meth., 154:501-8, 1978.
3. CASHWELL, E.D. & EVERET, C.J., A practical manual on the Monte Carlo method for random walk problems. New York, Pergamon, 1959.

4. ELLET, W.H.; BROWNELL, G.L.; REDDY, A.R., Assessment of Monte Carlo calculations to determine gamma ray dose from internal emitters. Phys.Med.Biol., 13:219-2, 1968.
5. EVANS, R.D. The atomic nucleus. New York, MacGraw-Hill, 1955.
6. FRANZEN, H.R.; MAFRA, O.Y.; BIANCHINI, F.G. Monte Carlo calculation of monochromatic gamma-rays energy loss application for NaI (TI) crystals. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, Ago. 1968. (IEA-Pub.-171)
7. HUBBELL, J.H. Photon Cross sections, attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. (NSRDS-NBS-29)
8. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Viena. Diagnosis and treatment in incorporated radionuclides. In: INTERNATIONAL SEMINAR ON DIAGNOSIS AND TREATMENT OF INCORPORATED RADIONUCLIDES, Viena, 1975, proceedings. IEAE, 1976.
9. KIEFFER, J. Descrição, características e desempenho de um protótipo de contador de corpo inteiro para uso clínico. São Paulo, 1970. Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
10. MAIORINO, J.R. Blindagem para reatores nucleares. São Paulo, IPEN, 1980 (Notas de aula)
11. MARINELLI, L.D. et alii. The quantitative determination of gamma ray emitting elements in living persons. Am. J. Roentgen., 72:661, 1955
12. MAMMIER, P. & SHELDON, E. Physics of Nuclear and particles. New York, Academic. 1969. v.1.
13. SNYDER, W.S.; FORD, M.R.; WARNER, G.G.; WATSON, S.B., A tabulation of dose equivalent per Microcurie-Day for Source and target organs of an Adult for various Radionuclides. (ORNL - 5000)
14. VIEIRA, W.J. Simulação do espectro de deposição de energia de raios gama em detectores de NaI utilizando o método de Monte Carlo. Dissertação de mestrado apresentado ao IPEN, 1982.

Eficiência de Contagem no Fotopico		Radioisótopo	Nível de Energia (MeV)	Experimental	[Simulado]	σ	CV (%)
Experimental	[Simulado]						
Distância do Detector d = 100 cm		^{99m}Tc	0,140	0,000490	[0,00108	$3,5 \times 10^{-5}$	3,24]
		^{131}I	0,364	0,00110	[0,00100	$3,4 \times 10^{-5}$	3,4]
		^{42}K	1,52	0,00088	[0,00083	$1,8 \times 10^{-5}$	2,3]
d = 145 cm		^{99m}Tc	0,140	0,00030	[0,00060	$3,7 \times 10^{-5}$	6,2]
		^{131}I	0,364	0,00063	[0,00054	$3,1 \times 10^{-5}$	5,7]
		^{42}K	1,52	0,00046	[0,00045	$1,9 \times 10^{-5}$	4,2]

Tabela 1 - Eficiências Experimentais e Simuladas para os Níveis de Energia Utilizadas para o Simulador Adulto

Distância do Detetador		Radioisótopo	Nível de Energia (MeV)	Eficiência de Contagem no Fotopico		
				Experimental	[Simulado	σ
d = 100 cm	^{99m}Tc	0,140	0,000905	[0,0015	$4,4 \times 10^{-5}$	3,1]
	^{131}I	0,364	0,0014	[0,0013	$1,2 \times 10^{-5}$	0,9]
	^{42}K	1,52	0,0012	[0,0011	$2,4 \times 10^{-5}$	2,2]
d = 145 cm	^{99m}Tc	0,140	0,000457	[0,00073	$4,5 \times 10^{-5}$	6,4]
	^{131}I	0,364	0,00069	[0,00069	$4,1 \times 10^{-5}$	6,0]
	^{42}K	1,52	0,00054	[0,00055	$2,5 \times 10^{-5}$	4,5]

Tabela 2 - Eficiências Experimentais e Simuladas para os Níveis de Energia Utilizadas para o Simulador Criança