

DESENVOLVIMENTO DE UM DETETOR DE CORPO INTEIRO COM SUPRESSÃO COMPTON PARA PEQUENOS ANIMAIS

Elaine Martini e Carlos Henrique de Mesquita

IPEN/CNEN-SP
Caixa Postal 11049
05499-970, São Paulo, SP, Brasil

RESUMO

Descreve-se o desenvolvimento de um detetor de corpo inteiro tipo poço adequado para medida da radioatividade em pequenos animais. Combinou-se dois blocos detetores para atuarem com o princípio da supressão Compton com a finalidade de aumentar a sensibilidade do sistema. Os detetores foram construídos com monômero de estireno e 0,5% de PPO (2,5-difeniloxazol) e 0,05% de POPOP (1,4-di-[2-(5-fenil-oxazolil)]-benzeno). Para avaliar o desempenho do sistema foram utilizadas quatro fontes radioativas, a saber: ^{22}Na , ^{54}Mn , ^{137}Cs e ^{131}I . O fator médio de eficácia da redução Compton, determinado pela razão entre os resultados sem e com a ação do sistema de supressão Compton, foi de aproximadamente 1,16. O fator de supressão Compton avaliado pela razão entre as áreas líquidas do fotopico com e sem o sistema de anticoincidência foi aproximadamente igual a $1,308 \pm 0,109$. A sensibilidade do sistema, expresso pela menor quantidade de radioatividade diferenciável do BG na região do fotopico foi de 9,44 cps. O detetor foi projetado primeiramente para atender aos estudos biológicos de medidas de corpo inteiro de pequenos animais. Utilizando-se um fantom (simulador de um pequeno animal) determinou-se a eficiência geométrica do detetor, sendo de aproximadamente 5% para uma fonte puntual de ^{137}Cs localizada na região central do poço detetor.

INTRODUÇÃO

O detetor de corpo inteiro é um instrumento utilizado para medir a radiação γ ou X emitida por radionuclídeos presentes no corpo inteiro. O detetor de corpo inteiro (DCI) possui várias utilidades, principalmente na monitoração de profissionais que manipulam substâncias radioativas. Dentre as práticas modernas de monitoração e da avaliação da incorporação de radioisótopos o DCI é o instrumento de maior confiabilidade [1,2,3]*.

Os DCIs foram muito utilizados nas avaliações das contaminações provenientes do acidente nuclear de Chernobyl. Praticamente todas as nações da Europa relataram dados de monitorações de seus cidadãos, utilizando a metodologia dos DCIs [4].

No Brasil, esse detetor mostrou-se muito útil nas avaliações da contaminação interna dos indivíduos envolvidos no acidente de Goiana, em 1987, quando foi violada uma fonte de ^{137}Cs [5,6].

O uso do contador de corpo inteiro transcende a finalidade de avaliar contaminações, pois tem sido utilizado em estudos de nutrição na avaliação da biodisponibilidade de nutrientes [7,8,9] e na determinação da quantidade de sódio no corpo, correlacionando-o com doenças neuromotoras e desidratação infantil [10].

No campo da nutrição nem sempre se dispõe de traçadores radioativos com alta atividade específica, nesses casos, para se alcançar o nível adequado de radioatividade é necessário introduzir grande massa do elemento químico devido a sua relativa pobreza radioisotópica.

* As incorporações de radioisótopos podem ser classificadas em (i) acidental, (ii) intencional, radioisótopos utilizados nos exames clínicos e na pesquisa e (iii) natural, ingestão ou inalação de radioisótopos naturais presentes na dieta e no ar.

Como consequência, ao se introduzir na dieta o traçador radioativo, altera-se o equilíbrio dos micronutrientes. Uma forma de contornar este problema é utilizar um detector de radiação mais eficiente e sensível.

Quanto maior a sensibilidade do detector, menor será a quantidade de material radioativo necessário às medidas seqüenciais.

Um instrumento com tantas aplicações, como o DCI, necessita de esforços contínuos para melhorar seu desempenho. Nesse sentido, é necessário investir no seu aperfeiçoamento, principalmente, em duas de suas características metodológicas, a saber: capacidade de resolução energética e sensibilidade.

A resolução energética é determinada pela largura, em energia, à meia altura do fotopico. Nos detectores cintiladores, a resolução está relacionada com as dimensões geométricas do detector, a energia do radioisótopo, o número atômico (Z) do detector, a transparência óptica e a relação sinal/ruído [11,12].

A sensibilidade de detecção responderá pela capacidade de medir a radioatividade, com precisão, no intervalo de tempo preestabelecido. É dependente de dois fatores: 1º) da eficiência de contagem e 2º) do nível de radiação de fundo. A sensibilidade de um detector é inversamente proporcional a relação sinal/ruído, isto é, da sua capacidade em distinguir os sinais verdadeiros da fonte radioativa daqueles sinais espúrios provenientes de ruídos eletrônicos e da radiação de fundo[2,3].

A radiação de fundo pode ser parcialmente reduzida por blindagens com material de densidade alta[3,13]. No caso de medidas com fontes de atividade baixa o sistema de blindagem convencional não é suficiente, porque as radiações cósmicas portadoras de alta energia geram, no interior da própria blindagem, feixes de radiações secundárias produzindo sinais que são adicionados aos da fonte. Um recurso para atenuar este efeito consiste em envolver o detector principal com um outro de maior volume. Os sinais de cada um dos detectores são selecionados pelo critério de anticoincidência, processo este denominado de "supressão Compton". Esse método tem sido utilizado em diversas configurações como por exemplo em medidas de radioatividade ambiental, cósmica e mais genericamente, em medidas de fontes de baixa atividade[14,15].

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados dois blocos de detectores plástico cintilador, conforme metodologia descrita por Hamada e Mesquita [16], correspondente a unidade denominada "*detector principal*", e outra denominada "*supressor Compton*".

Os detectores e os guias de luz foram acoplados às fotomultiplicadoras, utilizando-se graxa de Silicone Dow Corning 0,5 McStokes (EUA)[17]. Os dois blocos do detector plástico cintilador e os guias de luz foram cobertos com tinta refletora à base de titânio. Cinco fotomultiplicadoras, RCA - modelo 6342A, foram utilizadas. Quatro foram acopladas ao detector secundário e

uma ao detector principal. A Figura 1 mostra o esquema e a eletrônica associada ao detector desenvolvido neste trabalho.

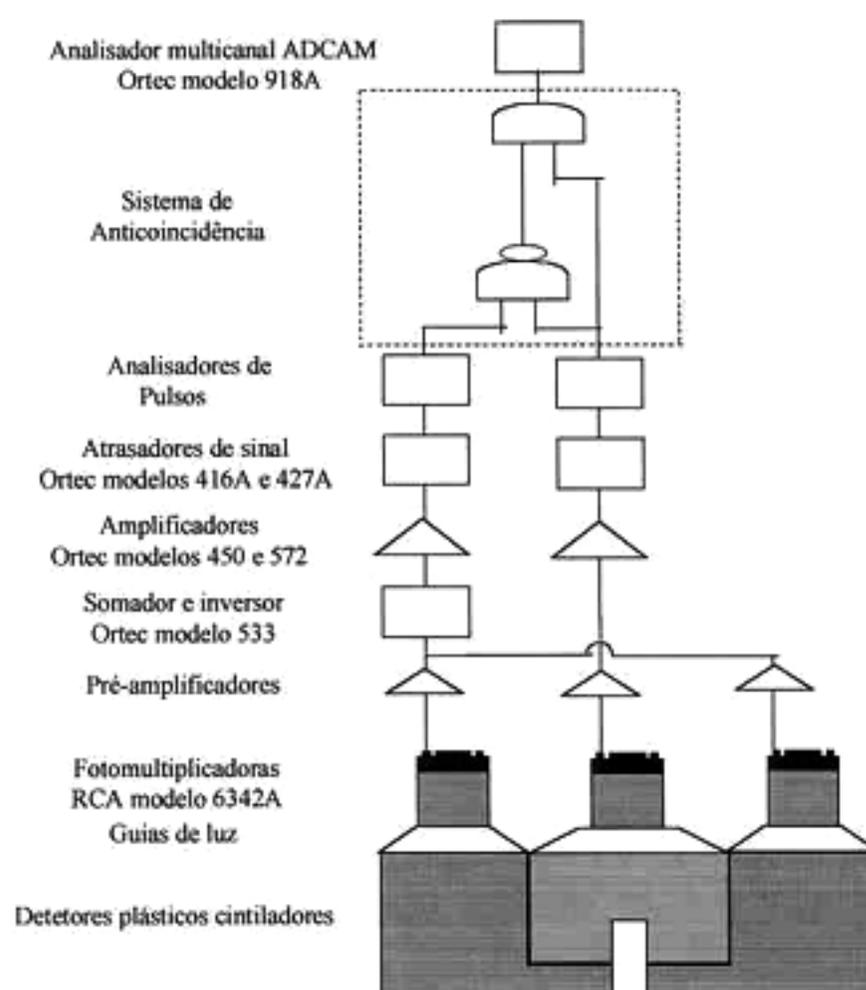


Figura 1 - Esquema do Sistema Eletrônico Associado ao Sistema de Detector Plástico Cintilador.

O fator de supressão Compton (FSC) foi calculado de acordo com Petra e Landsberger [18], conforme expressão (1).

$$FSC = \frac{(P/C)_{\text{COM SUPRESSÃO}}}{(P/C)_{\text{SEM SUPRESSÃO}}} \quad (1)$$

onde P/C é a razão da área líquida do fotopico pela área de mesma largura espectral abaixo da região Compton-contínuo.

O Fator de Redução-Compton (FR) foi calculado pela razão entre a taxa de contagem em cada canal do espectro sem a ação do supressor Compton pelo respectivo canal do espectro com a supressão Compton [18], isto é:

$$FR = \frac{x_{SSC}}{x_{CSC}} \quad (2)$$

A razão FR foi calculada para todos os pontos dos espectros estudados (Figura 2) e também particularizada (Tabela 2) para os pontos situados: (a) no início do espectro; (b) no início da região do fotopico; (c) no fotopico e (d) no final da região do fotopico.

O fator de eficácia da redução Compton foi calculado, para cada uma das fontes radioativas utilizadas, pela razão entre o FR na região Compton pelo FR na região do fotopico utilizando-se os dados da Tabela 2, conforme equação (3).

$$\text{Fator de Eficácia} = \frac{FR_{\text{Compton}}}{FR_{\text{Pico}}} \quad (3)$$

A sensibilidade de um detetor é um parâmetro que representa a menor quantidade de radiação que o detetor é capaz de distinguir com significância estatística do nível do BG. Neste trabalho a radiação de fundo do sistema foi determinada pela área correspondente do espectro do BG delimitada pela região do fotopico para cada fonte radioativa utilizada. A menor quantidade detectável (MQD) foi estimada por $BG + 3\sqrt{BG}$ na respectiva região de energia. Esses critérios são fundamentados na distribuição de Poisson a qual se prevê que o desvio-padrão de uma amostra é igual à raiz quadrada da contagem acumulada. Adotando-se o critério de $P \leq 0,01$, as amostras que apresentam medidas maiores que três desvios-padrão são consideradas significativamente maiores do que o BG. A sensibilidade varia com a energia da radiação devido a extensão da área considerada do fotopico e do espectro da radiação de fundo. A fim de estimar a sensibilidade para qualquer energia utilizou-se os valores experimentais de quatro níveis de energia provenientes das fontes de: ^{22}Na ; ^{131}I ; ^{137}Cs e ^{54}Mn . Valores intermediários das energias estudadas terão sua sensibilidade estimadas por interpolação.

A eficiência de contagem em relação a posição de uma fonte puntual foi estimada por meio de um recipiente contendo água (fantom), com dimensões aproximadas ao do poço do detetor. Variou-se a posição de uma fonte de ^{137}Cs à profundidade de 0 a 9 cm na posição do eixo central e de 0 a 8 cm para o eixo lateral

A eficiência experimental foi obtida segundo a expressão:

$$\text{Eficiência Exp.(\%)} = \frac{\text{Atividade medida(cps)}}{\text{Atividade da fonte (Bq)}} \cdot 100 \quad (4)$$

Supondo que a única componente de variação da eficiência seja o ângulo sólido de escape da radiação, a eficiência estimada foi calculada segundo a expressão:

$$\text{Eficiência Estimada (\%)} = \left(\frac{0,3287}{\text{Proporção do ângulo sólido}} \right) \cdot 6,2 \quad (5)$$

onde o valor de 0,3287 corresponde a proporção do ângulo sólido de escape relativo ao eixo central da fonte de ^{137}Cs na posição aproximada a 5,39 cm (vizinhanças do centro do poço). A eficiência experimental para a fonte de ^{137}Cs foi de 6,2% nesta posição.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

A Tabela 1 apresenta os valores do fator de supressão Compton (FSC) para cada uma das fontes utilizadas:

TABELA 1 - Fator de Supressão Compton para Diversos Níveis de Energia

Elemento Radioativo	Energia (keV)	Fator de supressão
^{131}I	364,48	$1,215 \pm 0,034$
^{137}Cs	661	$1,252 \pm 0,012$
^{22}Na	511	$1,301 \pm 0,009$
^{54}Mn	834,83	$1,462 \pm 0,118$

Na Tabela 2 são mostrados para cada uma das fontes utilizadas os fatores de redução em quatro pontos distintos do espectro: início do espectro; início da região do fotopico; fotopico e final da região do fotopico.

TABELA 2 - Apresentação dos Fatores de Redução, das Quatro Fontes Utilizadas

	Posição	Fator de Redução
^{137}Cs	início	$1,56 \pm 0,16$
	início pico	$1,30 \pm 0,13$
	pico	$1,28 \pm 0,07$
	final pico	$1,32 \pm 0,07$
^{22}Na	início	$2,05 \pm 0,09$
	início pico	$1,84 \pm 0,02$
	pico	$1,80 \pm 0,03$
	final pico	$1,84 \pm 0,06$
^{131}I	início	$2,07 \pm 0,27$
	início pico	$2,01 \pm 0,14$
	pico	$1,96 \pm 0,11$
	final pico	$1,93 \pm 0,16$
^{54}Mn	início	$1,67 \pm 0,15$
	início pico	$1,47 \pm 0,08$
	pico	$1,35 \pm 0,12$
	final pico	$1,41 \pm 0,13$

O Fator de eficácia médio da Redução Compton, conforme equação 3, foi de 1,16, sugerindo uma efetividade de 16% da ação do supressor Compton. A melhoria das características do detetor quando apreciada pelo parâmetro de supressão Compton (FSC), calculado pela razão entre áreas e não por um determinado ponto do espectro, mostrou um valor médio de aproximadamente $1,308 \pm 0,109$. Cooper e Brownell [19] descreveram para a combinação Ge(Li)-Plástico Cintilador (PC) o FSC igual a aproximadamente dois, logo a combinação PC-PC, utilizada neste trabalho, equivale a 35% comparativamente ao Ge(Li)-PC. O desempenho do supressor Compton para a combinação de detetores PC-PC mostrou ser relativamente menos efetivo. Este fato pode ser explicado supondo-se que a redução da intensidade do fotopico pelo escape de fótons Compton é relativamente pequena quando comparada com os fatores de atenuação do sinal devido à autoabsorção da luz e de outros fatores geométricos. De qualquer modo, o supressor Compton, utilizado no presente trabalho, conferiu ao sistema uma melhoria global de aproximadamente 31%, calculada pelo $FSC \cong 1,31$.

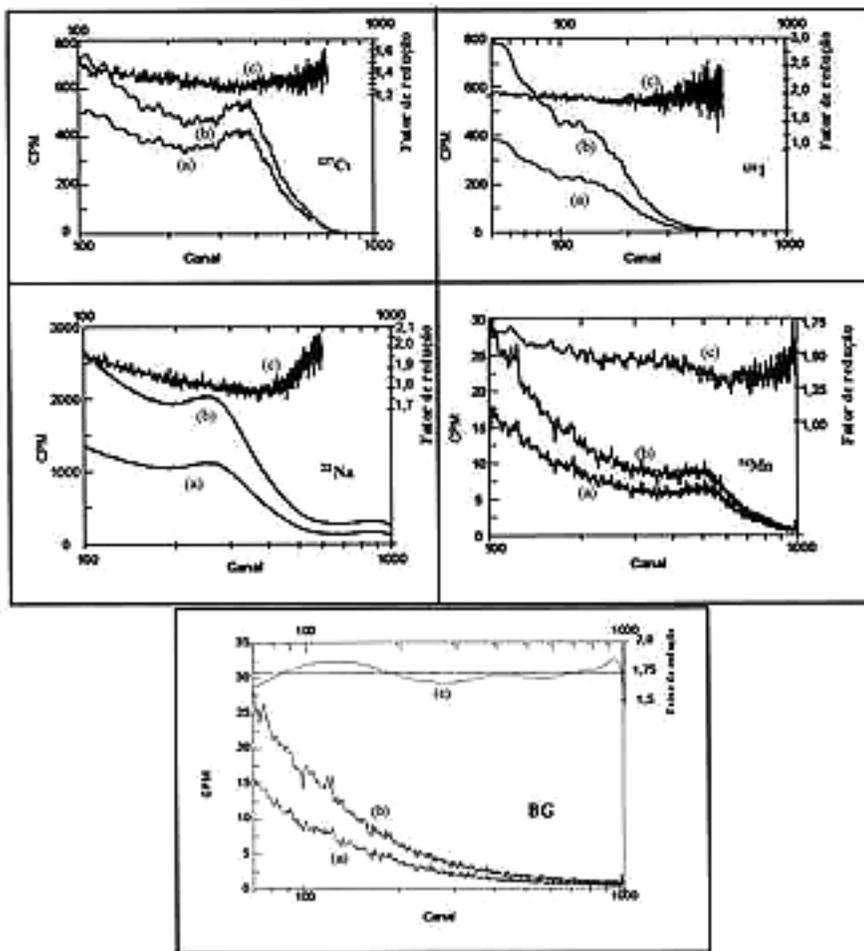


Figura 2- Espectros (a) Com e (b) Sem Supressão e a (c) Curva do Fator de Redução

O fator de redução para os espectros da radiação de fundo (Figura 2) mostrou ser aproximadamente igual a 1,75. Esta ordem de grandeza não é desprezível e reflete-se na sensibilidade de detecção. A menor quantidade detectável (MQD) para ensaios que utilizam a blindagem ativa (supressor Compton) foi igual a 9,44 cps enquanto que nas medidas sem a utilização da blindagem ativa a MQD foi igual a 12,25 cps, ou seja, o detetor com a blindagem ativa melhora sua sensibilidade em 23%.

O gráfico da Figura 3 mostra a região de sensibilidade e os limites da região do fotopico em função da energia. No intervalo de energia de 300 à 900 keV a sensibilidade do detetor com a ação do supressor Compton é praticamente constante e igual a $9,44 \pm 0,73$ cps.

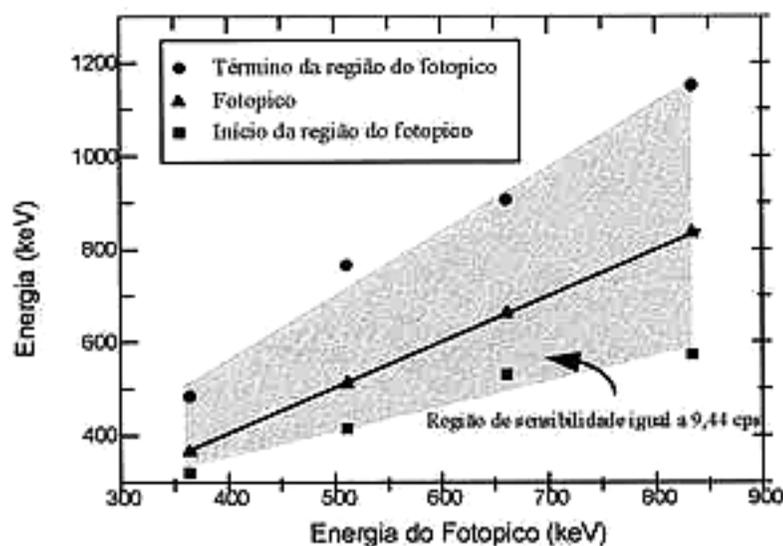


Figura 3 - Gráfico para a Determinação dos Limites da Região do Fotopico (eixo y) em Função da Energia (eixo x).

A variação da eficiência de contagem, em função da posição da fonte no poço detetor, foi determinada

utilizando-se uma fonte puntual de ^{137}Cs , colocando-a primeiramente no eixo central do detetor e variando a sua posição do topo até o fundo do poço. Subseqüentemente, repetiu-se esse mesmo experimento utilizando-se um eixo próximo às faces internas do poço (eixo lateral).

Na Figura 4 estão representados os valores de eficiência experimental e estimada por fatores geométricos, sem levar em consideração a absorção da radiação na água.

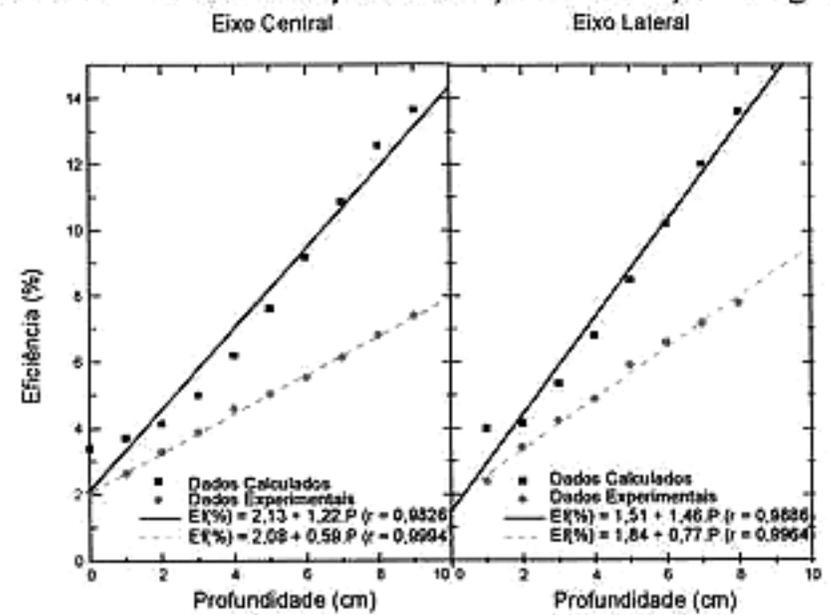


Figura 4 - Curvas de Eficiência em Função da Profundidade de uma Fonte Puntual no Poço Detetor.

A eficiência de contagem calculada superestima o valor experimental por não considerar o efeito de absorção da radiação no volume de água do simulador. Para avaliar esse efeito calculou-se, ponto a ponto, a diferença de eficiência (ΔE_f) do valor estimado e experimental para cada um dos eixos estudados. Os pares de pontos relativos a variação de eficiência e eficiência experimental ($\Delta E_f, E_{f, \text{experimental}}$) foram plotados e obteve-se a curva de atenuação da eficiência em função da posição nos eixos devido à massa corpórea (água), como mostra a Figura 5.

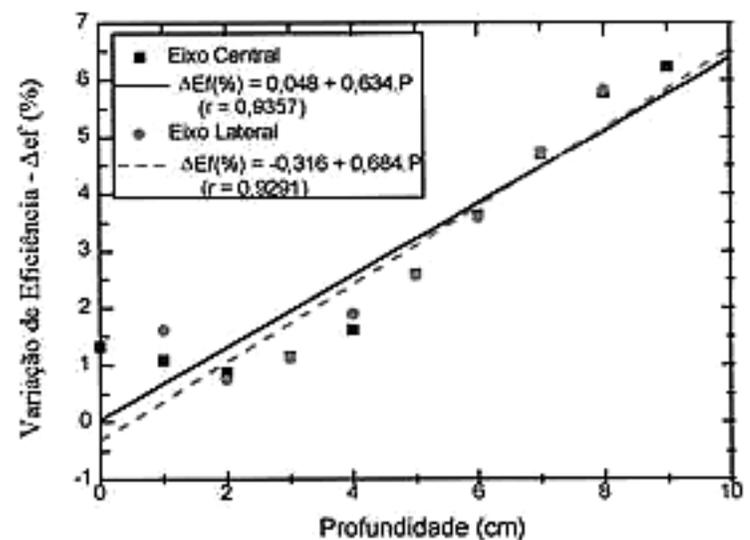


Figura 5 - Curva de Atenuação da Eficiência versus Profundidade para os Eixos Central e Lateral.

Idealmente, a eficiência de contagem dos detetores de corpo inteiro deveria ser independente da posição da fonte no corpo. Nos projetos de DCI ao procurar atender esse ideal deve-se considerar a relação do custo/benefício. Consegue-se a uniformidade de contagem, independentemente da biodistribuição do material radioativo no corpo, mantendo-se o detetor suficientemente distante do animal. Como a eficiência geométrica de

contagem de uma fonte é inversamente proporcional ao quadrado da distância conclui-se que esta alternativa tem a desvantagem de ser pouco eficiente. Outra alternativa, consiste em envolver todo o animal com um detetor de geometria 4π . Um detetor que satisfaça esta geometria mostra algumas dificuldades técnicas, como por exemplo: ser construído na forma de dois hemisférios que envolvam o animal no seu centro ou ainda construir um poço muito profundo de modo que o ângulo de escape da radiação seja desprezível. Esses detetores teriam seu custo elevado e seriam mais susceptíveis ao efeito da atenuação do sinal pela autoabsorção da luz. Nos projetos dos DCIs procura-se aproximar tanto quanto razoavelmente possível dessas condições. Na prática, os DCIs não medem as fontes radioativas com a mesma eficiência de contagem, sendo assim, há a necessidade de estudar a variação da eficiência de contagem em função da biodistribuição da fonte no corpo do animal. Para avaliar a eficiência de contagem em função da biodistribuição da fonte radioativa, pode-se utilizar uma fonte puntual variando-se a sua posição em relação ao detetor. Neste estudo o uso de um fantom para simular o corpo do animal fornece resultados mais realísticos.

Neste trabalho, o poço do detetor possui diâmetro de 67 mm e 93,3 mm de profundidade. Uma fonte puntual de ^{137}Cs , imersa num volume aquoso de proporções aproximadas à de um rato (fantom), foi deslocada desde o topo até as proximidades do fundo do poço e sua radioatividade determinada para cada posição. Os resultados mostraram que a eficiência de contagem variou linearmente com a posição da fonte. Obteve-se eficiência de contagem de aproximadamente 7,6% com a fonte no fundo do poço e 2,1% ao nível da superfície do poço (Figura 4). Verificou-se pequena variação na eficiência de contagem ao deslocar horizontalmente a fonte (ensaio com eixo lateral). Neste caso, a eficiência variou de 9,0% no fundo e 1,8% no topo.

A eficiência de contagem possui pelo menos duas componentes de variação, a saber: (1) radiação que escapa pela entrada do poço detetor e (2) pela absorção da radiação na massa corporal do animal a ser medido. A primeira componente, definida por fatores geométricos, é relativamente fácil de ser prevista. Ao contrário, a redução da eficiência de contagem devida a autoabsorção na amostra é complexa, não pela absorção em si na água mas, devido aos aspectos geométricos da fonte e do detetor. A variação da eficiência poderia ser em princípio avaliada pelo método de Monte Carlo entretanto esta avaliação transcende a finalidade inicial deste trabalho. Detendo-se somente aos aspectos geométricos observa-se que a eficiência de contagem prevista também apresenta perfil linear. Os valores da eficiência experimental em comparação com a estimada mostraram-se ligeiramente inferiores (Figura 4). Comparando-se, ponto a ponto, a eficiência experimental e estimada encontra-se significativa correlação entre as duas eficiências. Empiricamente, podemos explicar as diferenças das duas estimativas levando-se em conta a complexidade geométrica do detetor e a absorção da radiação na massa aquosa contida no fantom.

A diferença entre os dados experimentais e calculados, para cada um dos eixos ensaiados, resultam nas equações lineares: $\Delta E_{f_{\text{central}}} = 0,05 + 0,63.P$ e $\Delta E_{f_{\text{lateral}}} = -0,32 + 0,68.P$, onde P é a profundidade da fonte em relação ao poço detetor. A média da eficiência de contagem experimental no fundo do poço (9,33 cm) é igual a aproximadamente 8,3%. A diferença entre as eficiências é: de 6,0 pontos percentuais devido à autoabsorção na água para a fonte radioativa localizada no fundo do poço; de $\approx 1,8$ pontos percentuais no centro do poço e de $\approx 0,5$ pontos percentuais no topo do poço. Estes resultados devem ser considerados nos ensaios "in vivo". Nos estudos da absorção de nutrientes com ratos, logo após a ingestão, o material radioativo se encontra inicialmente no estômago do animal. O bolo alimentar durante a primeira fase da ingestão ficará situado nas proximidades do centro do poço do detetor. No decorrer do tempo se o material radioativo se distribuir uniformemente no corpo a eficiência de contagem não será tão afetada.

Alguns estudos da biodistribuição podem levar a resultados errôneos. O estudo da cinética da biodistribuição do ^{131}I serve como exemplo. Após o primeiro dia o iodo se concentra numa pequena região do corpo denominada tireóide. Os ratos tendem a se movimentar elevando a cabeça para fora do poço detetor, com isso levam a tireóide para a região menos sensível do detetor. Nesses casos o pesquisador deve estar atento à padronização da medida, como por exemplo, promover uma imobilização do animal procurando-se mantê-los o mais próximo possível do centro do poço detetor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] JALES, R.L.C. *Contadores de corpo inteiro: tipo desempenho e aplicações*. Rio de Janeiro, 1983. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [2]- KIEFFER, J. *Descrição, características e desempenho de um protótipo de Contador de Corpo Inteiro para uso clínico*. São Paulo, 1970. Tese (Doutoramento) - Faculdade de Medicina, USP.
- [3] SPIERS, F.W. Whole-body counting: An introductory review In: *Symposium on Whole-body counting* 12-16 June, 1961, Neue Hofburg: Viena, International Atomic Energy Agency, 1962, p. 3-12.
- [4] TOOHEY, R.; PALMER, E.; ANDERSON, L.; BERGER, C.; COHEN, N.; WCHHOLZ, B. AND JUNIOR, W.B. Current status of whole-body counting as a means to detect and qualify previous exposure to radioactive materials. *Health Phys.*, v. 60, p.7-42, 1991.
- [5] CAMPOS, I.M.A.; SANTOS, O.R. AND MESQUITA, C. H. Dose estimation by cytogenetic analysis in a radiation accidente with ^{137}Cs in Goiânia (Brazil): Evaluation of probable exposure doses range. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.30, n°1, p.33-6, 1990

- [6] OLIVEIRA, C. A. N. *Contribuição para a Avaliação da Contaminação Interna através de medidas in vivo realizadas em decorrência do Acidente Radiológico de Goiânia* Rio de Janeiro: 1994, Tese (Doutoramento) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [7] CESAR, T.B.; MESQUITA, C.H.; MORIBE, C.K.; FARIA, J.B.; ROSSI, E.A.; DEMONTE, A. Cinética da absorção e metabolismo do cromo de dieta enteral em ratos. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE NUTRIÇÃO PARENTERAL E ENTERAL. *Nutrição parenteral e enteral: anais do X congresso brasileiro sobre...*, realizado em Canela, 24-27 out. 1993. Rio Grande Do Sul, 1992. O.89
- [8] CESAR, T.B.; MESQUITA, C.H.; MORIBE, C.K.; FARIA, J.B.; ROSSI, E.A.; DEMONTE, A. Cinética da absorção e metabolismo do zinco de dieta enteral em ratos. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE NUTRIÇÃO PARENTERAL E ENTERAL. *Nutrição parenteral e enteral: anais do X congresso brasileiro sobre...*, realizado em Canela, 24-27 out, 1993. Rio Grande Do Sul, 1992. O.90.
- [9] MESQUITA, C. H. *Modelo para determinação da absorção de substâncias radioativas e aplicação em radiodosimetria e nutrição*. São Paulo: 1991, Tese (Doutoramento) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY - *Clinical Uses of Whole-body Counting*, Held in Vienne, 28 jun - 2 jul, 1965
- [11] KNOLL, G.F. *Radiation Detection and Measurements*. New York, John Wiley, 1989. p. 215-50.
- [12] NICHOLSON, P. W. *Nuclear Electronics*. London: John Wiley, 1974.
- [13] WOGMAN, N. A.; PERKINS, R. W AND KAYE J.H. An all sodium iodide anticoincidence shield multidimensional gamma-ray spectrometer for low-activity sample. *Nucl. Instrum. Methods*, v. 74, p. 197-212, 1969.
- [14] VILLELA, T. ;BRAGA, J.; D'AMICO, F. AND JAYANTHI, U.B. *A mura-based coded mask telescope*. *Adv. Space Res.*, v.15, p95-98, 1995.
- [15] WUENSCHÉ, C. A.; BRAGA,J.; JAYANTHI, U.B.; VILLELA,T. *Aplicações astronômicas de um método de imageamento em raios gama*. In: REUNIÃO DE TRABALHOS SOBRE FÍSICA NUCLEAR, 13º, 1990, Caxambu. *Anais...* Minas Gerais: SOCIEDADE BRASILEIRA DE FÍSICA: 1990, v.1, p. 247-261.
- [16] HAMADA, M.M.; MESQUITA, C.H. *Preparação de detectores plásticos cintiladores e caracterização dos parâmetros físico-químicos*. São Paulo, 1988. (IPEN- Pub- 216).
- [17] HAMADA, M.M.; MADI Fº, T.; MESQUITA, C.H. *Estudo do acoplamento óptico de detectores plásticos cintiladores: avaliação de diferentes produtos de silicone*. In: CONGRESSO GERAL DE ENERGIA NUCLEAR, 3º, 22-27 julho, 1990,Rio de Janeiro. *Anais...* Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Energia Nuclear, 1990, v. 3, p. 18.
- [18] PETRA, M.; SWIFT, G., LANDSBERGER, S. Design of a Ge-NaI(Tl) Compton suppression spectrometer and its use in neutron activation analysis. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res Sec. A*, v. 299, p. 85-7, 1990.
- [19] COOPER, R. D. AND BROWNELL. A large coaxial Ge(Li) detector with anticoincidence scintillator for activation analysis. *Nucl. Instrum. Methods* , v. 51, p. 72-76, 1967.

ABSTRACT

The basic operation, design and construction of the plastic scintillator detector is described. In order to increase the sensitivity of this detector, two blocks of plastic scintillator have been assembled to act as an anticompton system. The detectors were produced by polymerization of styrene monomer with PPO (2,5 diphenyl-oxazole) and POPOP (1,4 bis(-5 phenyl-2-oxazolyl)benzene) in proportions of 0.5 and 0.05% respectively. Four radioactive sources: ^{22}Na , ^{54}Mn , ^{137}Cs and ^{131}I were used to evaluate the performance of this system. The Compton reduction factor, determined by the ratio of the energy peak values of suppressed and unsuppressed spectra, was 1.16. The Compton suppression factor determined by the ratio of the net photopeak area to the area of an equal spectral width in the Compton continuum, was approximately 1.308 ± 0.109 . The sensitivity of the system, defined as the least amount of a radioactivity that can be quantified in the photopeak region, was 9.44 cps. First, the detector was assembled, to be applied in biological studies of whole body counter measurements of small animals. Using a phantom (small animal simulator) and a punctual ^{137}Cs source, located in the central region of the well counter the geometrical efficiency detector was about 5%.