



CNEN/SP



BR9939126

**ipen** Instituto de Pesquisas  
Energéticas e Nucleares

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

INIS-BR-3739

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

**ELAINE MARTINI**

**Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do  
Grau de Mestre em Ciências na Área  
de Tecnologia Nuclear.**

**Orientador:**

**Dr. Carlos Henrique Mesquita**

**São Paulo**

**1995**

074

*L*

**30 - 44**

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

Elaine Martini

## RESUMO

Os princípios de funcionamento e da construção de detetores plásticos foram descritos. 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). A transparência desse detetor à sua própria luz foi avaliada pela excitação de uma fonte de  $^{241}\text{Am}$  posicionada na face oposta daquela acoplada à fotomultiplicadora. A atenuação luminosa em função da espessura do detetor se ajustou a uma função bi-exponencial: Altura de pulso relativa =  $0,519e^{-0,0016x} + 0,481e^{-0,02112x}$ . Para avaliar o desempenho do sistema foram utilizadas quatro fontes radioativas, a saber:  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{54}\text{Mn}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{131}\text{I}$ . 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  $^{137}\text{Cs}$  localizada na região central do poço detetor.

# DEVELOPMENT OF A COMPTON SUPPRESSION WHOLE BODY COUNTING FOR SMALL ANIMALS

Elaine Martini

## 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 polymerisation 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. The transparency of this detector was evaluated by excitation of the  $^{241}\text{Am}$  source located directly in the back surface plastic coupled to a photomultiplier. The light attenuation according to the detector thickness has fitted to a two-exponential function: Relative height pulse =  $0.519 e^{-0.0016 \cdot x} + 0.481 e^{-0.02112 \cdot x}$ . Four radioactive sources:  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{54}\text{Mn}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{131}\text{I}$  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  $1.308 \pm 0.109$ . 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  $^{137}\text{Cs}$  source, located in the central region of the well counter the geometrical efficiency detector was about 5%.

# SUMÁRIO

	Página	
1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Interação da Radiação Gama com a Matéria	3
1.2	Características dos Detetores Cintiladores	6
1.3	Processos Fotofísicos da Cintilação no Detetor Plástico	9
1.3.1	Conversão da Energia da Radiação Incidente em Excitação das Moléculas da Cadeia Polimérica X	9
1.3.2	Migração da Energia na Cadeia Polimérica	10
1.3.3	Processos de Transferência de Energia entre a Cadeia Polimérica e o Cintilador Primário (PPO)	11
1.3.4	Processos de Desexcitação Radiante das Moléculas: Luminescência, Fluorescência e Fosforescência	13
1.3.5	Processo de Transferência de Energia entre Moléculas: Cintilador Primário (PPO) → Cintilador Secundário (POPOP)	14
1.4	Estudo da Atenuação Luminosa no Plástico Cintilador	14
1.5	Sistema de Supressão Compton	16
1.6	Propósito do trabalho	20
2	MATERIAL E MÉTODOS	21
2.1	Materiais Utilizados na Fabricação do Plástico Cintilador	21
2.1.1	Reagentes	21
2.1.2	Equipamentos Utilizados na Polimerização do Plástico Cintilador	21
2.1.3	Polimento do Plástico Cintilador	22
2.1.4	Acabamento Final do Plástico Cintilador	22
2.2	Procedimento Experimental	23
2.2.1	Confecção do Plástico Cintilador	23
2.2.2	Determinação da Atenuação Luminosa do Plástico Cintilador	24
2.2.3	Caracterização do Sistema Supressor Compton	26
2.2.3.1	Calibração da Eletrônica Associada	28
2.2.3.2	Determinação dos Fatores de Supressão Compton (FSC) e de Redução (FR)	28

2.2.3.3	Curva de Calibração	30
2.2.3.4	Sensibilidade e a Quantidade Mínima Detectável (MQD)	31
2.2.3.5	Eficiência de Contagem	32
3	RESULTADOS	37
3.1	Degradação dos Cintiladores	37
3.2	Atenuação Luminosa do Plástico Cintilador	37
3.3	Fator de Supressão e de Redução Compton	39
3.4	Curva de Calibração	42
3.5	Sensibilidade de Detecção	42
3.6	Eficiência de Contagem	43
4	DISCUSSÃO	46
5	CONCLUSÕES	52
	APÊNDICE - Abreviaturas Utilizadas	53
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

## 1 INTRODUÇÃO

O detetor de corpo inteiro é um instrumento utilizado para medir a radiação eletromagnética emitida por radionuclídeos presentes no corpo inteiro. O detetor de corpo inteiro, doravante denominado “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<sup>17,18,34\*</sup>.

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<sup>35</sup>.

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  $^{137}\text{Cs}$ <sup>5</sup>.

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<sup>6,7,23</sup> e na determinação de quantidade de sódio no corpo, correlacionando-o com doenças neuromotoras e desidratação infantil<sup>16</sup>.

Nos ensaios do campo da nutrição nem sempre dispomos de traçadores radioativos com alta atividade específica (radioatividade por unidade de massa da amostra). Nesses casos, para se obter o nível adequado de radioatividade é necessário introduzir grande massa do elemento químico devido a sua relativa pobreza radioisotópica. 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 detetor de radiação eficiente e sensível. Quanto maior a sensibilidade do detetor, menor será a quantidade de material radioativo necessário às medidas seqüenciais.

---

\* 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.

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 detetores cintiladores, a resolução está relacionada com as dimensões geométricas do detetor, a energia do radioisótopo, o número atômico ( $Z$ ) do detetor, a transparência óptica e a relação sinal/ruído<sup>19,28</sup>.

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 detetor 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<sup>18,34</sup>.

A radiação de fundo pode ser parcialmente reduzida por blindagens com material de densidade alta<sup>34,38</sup>. 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 se adicionam aos da fonte. Um recurso para atenuar este efeito consiste em envolver o detetor principal com um outro detetor de maior volume. Os sinais de cada um dos detetores 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<sup>8,25,26,30,36,40</sup>.

## 1.1 Interação da Radiação Gama com a Matéria

No projeto e construção de um detector é necessário conhecer os processos de interação da radiação com o detector a fim de compreender seu funcionamento e projetá-lo de modo otimizado.

As radiações  $\gamma$  ou X ao atravessarem os materiais perdem suas energias preferencialmente por três processos: efeito fotoelétrico (EFE), espalhamento Compton (EC) e produção de pares (PP). A ocorrência desses processos depende da energia do fóton incidente e do número atômico do material, como mostra a Figura 1.1.

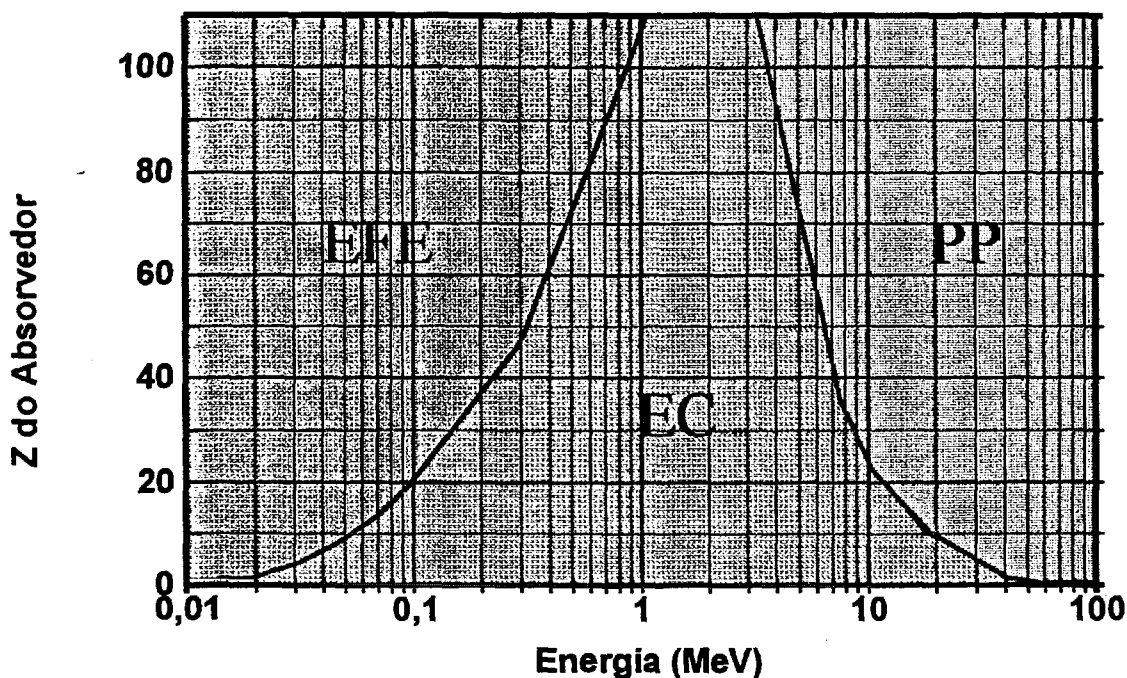


Figura 1.1 - Regiões de predominância de cada uma das interações da radiação  $\gamma$  e X em função da energia e do número atômico Z do meio absorvedor. Figura modificada de Knoll<sup>19</sup>.

No efeito fotoelétrico, toda a energia  $h\nu$  do fóton incidente é transferida a um elétron orbital, geralmente da camada K, que sai de sua órbita com energia cinética  $E_c = h\nu - B_e$ , onde  $B_e$  é a energia de ligação do elétron orbital. Esse processo é seguido imediatamente pela recomposição das camadas eletrônicas do átomo com a emissão de um



ou mais Raio-X característico. Devido a sua baixa energia são reabsorvidos gerando outros EFE. O fotoelétron emitido, provavelmente, é reabsorvido no próprio material devido ao seu pequeno alcance. No processo fotoelétrico, o coeficiente de absorção ( $\tau$ ) é estimado pela expressão (1.1)<sup>28</sup>:

$$\tau \propto N.Z^5.(h\nu)^{-3,5} \quad (1.1)$$

onde N é o número de átomos por unidade de volume e Z o número atômico do absorvedor. O EFE é predominante na interação de raios  $\gamma$  e X com energias baixas e em materiais de número atômico alto (elementos pesados).

À medida que a energia aumenta, o espalhamento Compton (EC) predomina sobre o EFE. No EC, o fóton incidente é espalhado por elétrons do átomo, geralmente aqueles menos ligados ou livres. Esses elétrons são arrancados da estrutura atômica sem absorver totalmente a energia disponível  $h\nu$ . O fóton incidente é espalhado numa direção diferente da inicial e com energia menor ( $h\nu'$ ).

A relação entre a energia do fóton espalhado,  $h\nu'$ , e a energia do fóton incidente,  $h\nu$ , é calculada por:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (1.2)$$

onde  $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$ .

Da equação (1.2) infere-se que se  $\theta = 0^\circ$  então  $h\nu' = h\nu_{\text{máx}} = h\nu$  e se

$\theta=180^\circ$  então  $h\nu' = h\nu_{\text{min}} = \frac{h\nu}{1+2\alpha}$

A energia cinética do fóton ejetado ( $E_c$ ) é igual à:

$$E_c = h\nu - h\nu' \quad (1.3)$$

Pela análise da equação (1.3) conclui-se que a energia cinética máxima ( $E_{\text{máx}}$ ) corresponde a situação do fóton ser retroespalhado ( $\theta = 180^\circ$ ) e pode-se demonstrar que:

$$E_{\text{máx}} = \frac{2(h\nu)^2}{m_0c^2 + 2h\nu} \quad (1.4)$$

O coeficiente de absorção ( $\sigma$ ) para o EC é diretamente proporcional ao número de átomos por unidade do absorvedor (N) e ao número atômico do absorvedor (Z). É também inversamente proporcional a energia  $h\nu$  do fóton<sup>28</sup>, segundo a expressão:

$$\sigma \propto \frac{N \cdot Z}{h\nu} \quad (1.5)$$

Conforme a energia dos fótons aumenta, a probabilidade de ocorrência do EFE e EC diminui e predomina a ocorrência da produção de pares (PP). Na PP, os fótons com energia acima de 1,02 MeV, ao passar pelas proximidades do núcleo atômico, região do campo coulombiano, desaparecem e são criados um elétron e um pósitron. Nesta transformação o restante da energia do fóton é convertida em energia cinética,  $E_c = h\nu - 2m_0c^2$ , fornecida ao par de elétrons. A parcela  $2m_0c^2$  é a energia equivalente às massas de repouso dos dois elétrons. O pósitron, interagindo com outro elétron do meio material, é aniquilado. No processo de aniquilação as massas dos elétrons se transformam em energia eletromagnética originando dois fótons com energia de 0,511 MeV, que são emitidos em direções opostas<sup>19</sup>.

O coeficiente de absorção ( $\kappa$ ) na PP, para energias superiores a 1,02 MeV, mantém a seguinte proporcionalidade<sup>28</sup>:

$$\kappa \propto N \cdot Z^2 (h\nu - 2m_0c^2) \quad (1.6)$$

A Figura 1.2 mostra os gráficos dos coeficientes de absorção  $\tau$  (EFE),  $\sigma$  (EC) e  $\kappa$  (PP) versus energia para os detectores Antraceno e NaI(Tl).

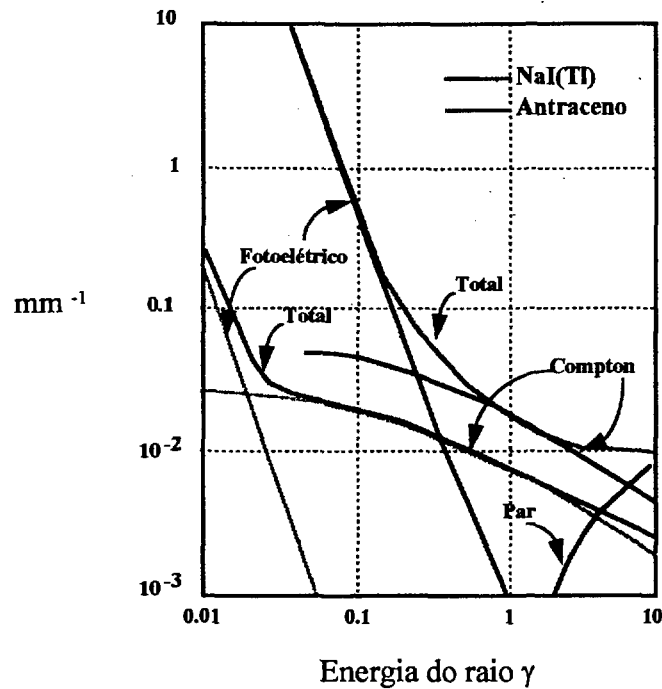


Figura 1.2 - Coeficiente de absorção total e parcial da radiação  $\gamma$  nos detectores Antraceno e NaI(Tl). Figura modificada de Neiler e Bell, apud Nicholson<sup>28</sup>.

## 1.2 Características dos Detectores Cintiladores

No desenvolvimento de detectores com substâncias orgânicas cintiladoras é desejável que o detector projetado tenha as seguintes qualidades<sup>19,32</sup>:

- alta transparência à própria luz fluorescente;
- tempo de decaimento da cintilação curto, da ordem de nanosegundos ( $10^{-9}$ s);
- comprimento de onda de fluorescência concordante com a eficiência quântica do sensor (fotomultiplicadoras, fotodiodos), como mostra a Figura 1.3;
- ausência de fosforescência notável em condições normais de trabalho e
- possibilidade de confecção de blocos detectores grandes e transparentes.

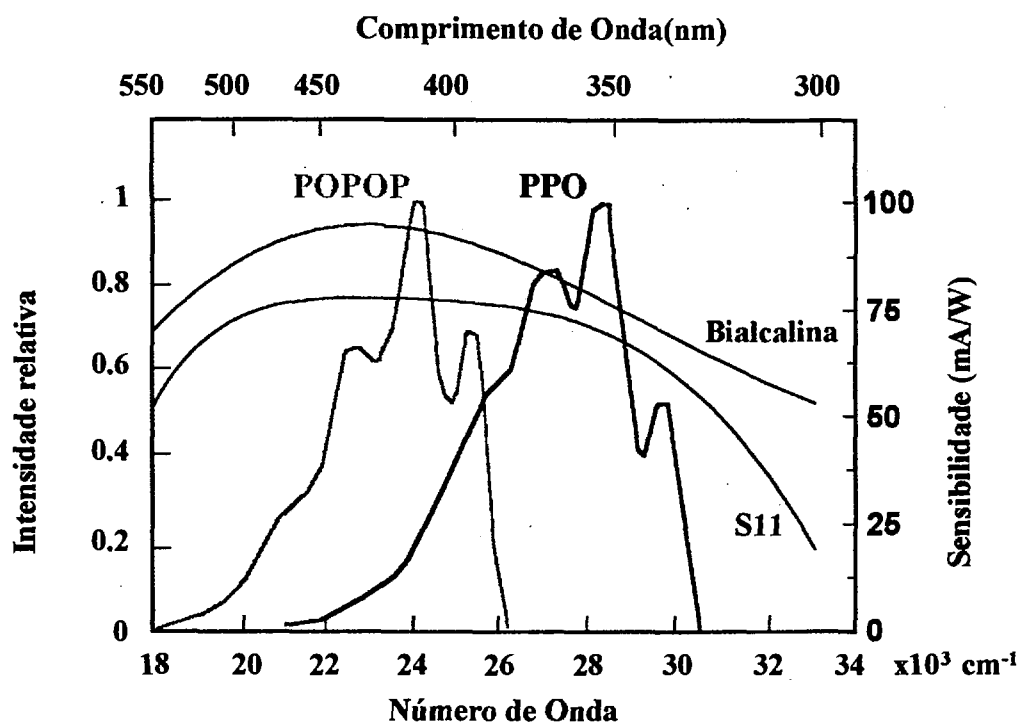


Figura 1.3 - Espectro de fluorescência dos cintiladores PPO e POPOP e o espectro de resposta da fotomultiplicadora. Figura modificada de Mesquita<sup>24</sup>.

Os detetores cintiladores orgânicos podem ser divididos em três classes: cristalinos, líquidos e plásticos<sup>2,32</sup>. Na presente dissertação utilizou-se o detetor plástico cintilador devido ao seu caráter monolítico que lhe confere boa resistência mecânica, não é inflamável e baixo custo de produção. Estas características são importantes na confecção de detetores de corpo inteiro, principalmente quando se deseja transportá-lo com freqüência e segurança. Os cristais orgânicos também atendem a estes quesitos porém sua confecção é mais onerosa.

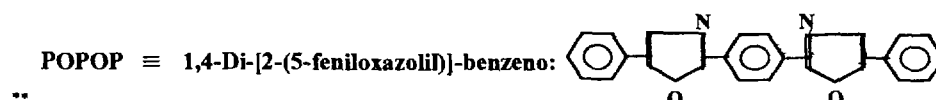
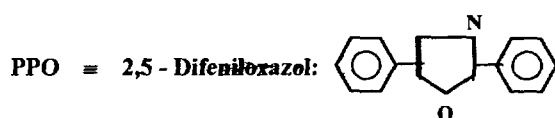
Os detetores cintiladores orgânicos possuem vantagens e desvantagens. A desvantagem mais marcante é a sua baixa resolução energética quando comparada a dos cristais inorgânicos de NaI(Tl) e CsI(Tl). Esta desvantagem é devida aos elementos orgânicos conterem basicamente o Hidrogênio ( $Z=1$ ) e o Carbono ( $Z=6$ ), elementos de número atômico baixo. Como mostrado na Figura 1.1, no intervalo de energia entre 0,1 a 1 MeV, ocorre a predominância do EC nos materiais de baixo número atômico e com isso fica prejudicada a discriminação de energias. Assim, esses detetores não são apropriados nos estudos de espectrometria  $\gamma$  ou de raios X<sup>12,24,32</sup>.

A eficiência de cintilação é definida como a fração da energia da partícula incidente que é convertida em fótons de luz com comprimento de onda capaz de sensibilizar o fotosensor<sup>19,32</sup>. Vários processos físico-químicos podem contribuir para diminuir a eficiência da cintilação. Esses processos que atenuam ou extinguem o “flash” de fótons são conhecidos genericamente, pelo termo “quenching”<sup>2,3,24</sup>. Na fabricação dos cintiladores orgânicos é importante eliminar as impurezas, como o oxigênio presente no monômero, durante a fase de polimerização para reduzir o efeito de “quenching”<sup>12</sup>.

O plástico cintilador é constituído de um ou mais produtos cintiladores (p. ex., PPO\* + POPOP\*\* ) dispostos em uma cadeia polimérica (poliestireno ou polivinil tolueno). Os princípios fotoluminescentes no plástico cintilador são semelhantes aos que ocorrem no líquido cintilador<sup>32</sup>.

As vantagens do plástico cintilador sobre os demais cintiladores referem-se<sup>12,37</sup>:

- à facilidade de fabricá-los em diversos tamanhos e formas;
- à alta resistência mecânica;
- à não ser inflamável;
- ao baixo custo de produção e
- à rápida resposta de luminescência, característica esta, muito útil nos estudos das reações nucleares.



### 1.3 Processos Fotofísicos da Cintilação no Detetor Plástico

O detetor plástico cintilador é constituído pelos seguintes componentes químicos\*:

- a) monômero (estireno, metilestireno, dimetilestireno) utilizado como polímero;
- b) cintilador primário (PPO, p-Terfenil, PBD);
- c) opcionalmente cintilador secundário (POPOP, dimetil-POPOP, DPS);

O bloco detetor é acoplado à fotomultiplicadora que transforma os fótons de luz emergentes do detetor num fluxo de elétrons que é convertido em pulso elétrico.

O processo de cintilação no plástico cintilador é produzido numa seqüência de eventos que inclui (i) a cadeia polimérica X (estireno polimerizado), (ii) o soluto primário Y (PPO) e (iii) o soluto secundário Z (POPOP). Neste sistema a radiação nuclear dissipa inicialmente sua energia na cadeia polimérica X e migra pelas cadeias até encontrar uma molécula do cintilador primário Y<sup>3,24</sup>.

#### 1.3.1 Conversão da Energia da Radiação Incidente em Excitação das Moléculas da Cadeia Polimérica X

No plástico cintilador as moléculas X são as primeiras a serem excitadas, devido ao grande número das moléculas do monômero polimerizado ( $\sim 46 \times 10^{23}$  mol/L) em relação ao soluto Y (PPO  $\sim 0,1 \times 10^{23}$  mol/L). A radiação nuclear ao interagir com a cadeia polimérica X produz efeitos diferentes, a saber: (1) ionização; (2) geração de radicais; (3) reações químicas; (4) alteração do estado vibracional, rotacional e cinético das moléculas e (5) elevação dos níveis energéticos dos orbitais (excitação dos orbitais). Só aproximadamente 5% da energia da radiação incidente é convertida em luz, o restante é dissipada em outras formas de energia, por exemplo, o calor<sup>3</sup>.

É a energia de excitação eletrônica a responsável pela luminescência. Os processos acima mencionados podem eventualmente conduzir a excitação dos orbitais

---

\* Vide tabela X e XI, página 72-3 da referência 32 e capítulo VI, página 29 da referência 24.

eletrônicos, como por exemplo, as moléculas ionizadas que ao se recombinarem com elétrons lentos originam moléculas excitadas<sup>3,24</sup>.

O estado não excitado dos elétrons “ $\pi$ ” das moléculas aromáticas é denominado de estado fundamental singlete  $S_0$ . É caracterizado pelo emparelhamento dos *spins* eletrônicos. Quando esses elétrons são excitados, ocorrem duas alternativas:

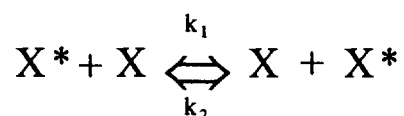
- 1) saltam para estados singletos mais elevados mantendo-se o emparelhamento dos *spins* eletrônicos;
- 2) saltam para estados tripletos ocorrendo o desemparelhamento dos *spins*.

Tanto os estados singletos como os tripletos possuem níveis de energia até o potencial de ionização da molécula<sup>24</sup>.

### 1.3.2 Migração da Energia na Cadeia Polimérica

Em certas moléculas, a desexcitação da energia dos diversos singletos para o estado fundamental compete com o processo de migração da energia de uma estrutura excitada para outra não excitada adjacente. A migração de energia entre as moléculas é explicada por três teorias: (a) difusão térmica; (b) interação à distância entre dipolo-dipolo e (c) formação de dímeros<sup>2,3,24</sup>.

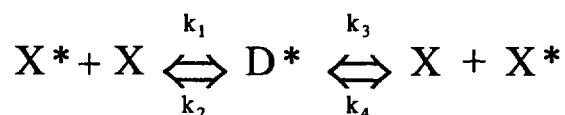
De acordo com a teoria da difusão térmica<sup>3</sup> as moléculas de uma solução estão em contínuo movimento (movimento browniano) e deste modo a molécula excitada  $X^*$  ao colidir com outra não excitada  $X$  transfere sua energia, e assim numa sucessão de eventos, promove a migração da energia de excitação, conforme esquema:



Os fenômenos desta reação ocorrem em tempos da ordem de  $10^{-11}$  segundos. Entretanto, os valores experimentais das constantes de transferência  $k_1$  e  $k_2$  não concordam com os previstos pela teoria da difusão térmica levando a supor a existência da contribuição de

outros fenômenos, dentre eles, as interações à distância por interações do tipo dipolo-dipolo. Esta teoria explica bem a sobreposição dos espectros de fluorescência do solvente “X” com o espectro de absorção do soluto “Y” (Figura 3.3), contudo não é completamente satisfatória.

A teoria da formação de dímeros é representada pelas reações a seguir:



Nesta teoria, uma molécula excitada reage com outra adjacente formando um dímero  $D^*$  o qual é instável e se decompõem em curto espaço de tempo ( $10^{-12}$  segundos). Esta teoria mostra boa concordância entre as medidas experimentais das constantes de transferências “k”. Atualmente parece haver consenso de que esse processo é o mais importante para explicar a migração da energia pelas estruturas que compõem os líquidos e plásticos cintiladores<sup>2,3</sup>.

### 1.3.3 Processo de Transferência de Energia entre a Cadeia Polimérica e o Cintilador Primário (PPO)

A migração da energia de excitação progride até ocorrer uma interação com as moléculas do cintilador primário Y. As moléculas do cintilador ao receberem a energia de excitação a converte em fótons de luz, na região do ultravioleta, pelo processo da fluorescência. A Figura 1.4 esquematiza o processo de migração de energia entre as moléculas e a desexcitação por fluorescência.



POLÍMERO → POLÍMERO → ... → POLÍMERO → CINTILADOR → FLUORESCÊNCIA

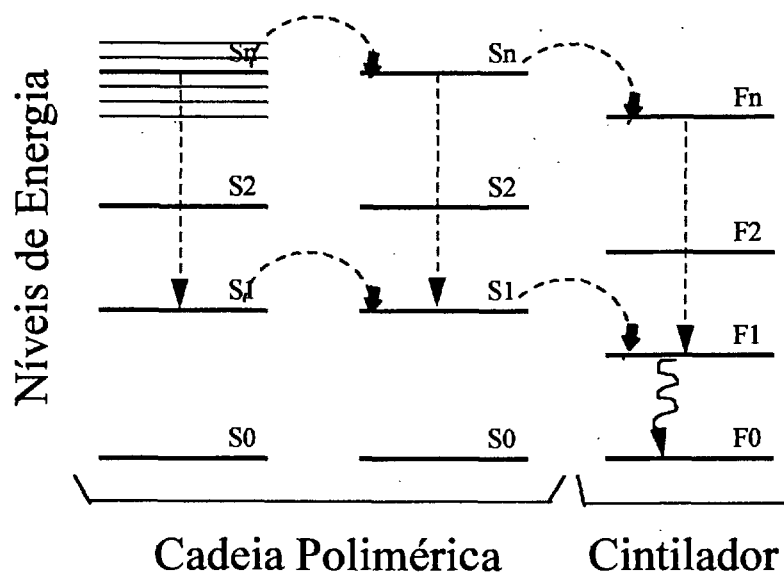


Figura 1.4 - Esquema de transferência da energia de excitação. Primeiramente a energia de excitação migra nas cadeias poliméricas até que seja capturada pelas moléculas do cintilador. Neste, o processo de fluorescência é mais provável. Observar que os níveis excitados das cadeias poliméricas são ligeiramente superiores aos níveis do cintilador. Esse “degrau” de energia é convertido em outras formas de energia (por exemplo, calor). Figura modificada de Laustriat, apud Bransome<sup>3</sup>.

Todas essas teorias admitem que a eficiência do processo de migração poderá ser comprometida pela presença de impurezas no detetor o que impediria a migração da energia, porque:

- podem inibir o contato entre as moléculas X\* e X;
- “roubam” a energia de excitação da molécula X\* consumindo-a em outras transformações físico-químicas.

Esses fenômenos causariam a atenuação da intensidade da cintilação pelo efeito denominado de extinção ou “quench”.

### 1.3.4 Processos de Desexcitação Radiante das Moléculas: Luminescência, Fluorescência e Fosforescência

O decaimento da energia de excitação eletrônica inclui uma seqüência de eventos radiantes (com emissão de fótons de luz) e não radiantes conforme o diagrama de Jablonski mostrado na Figura 1.5.

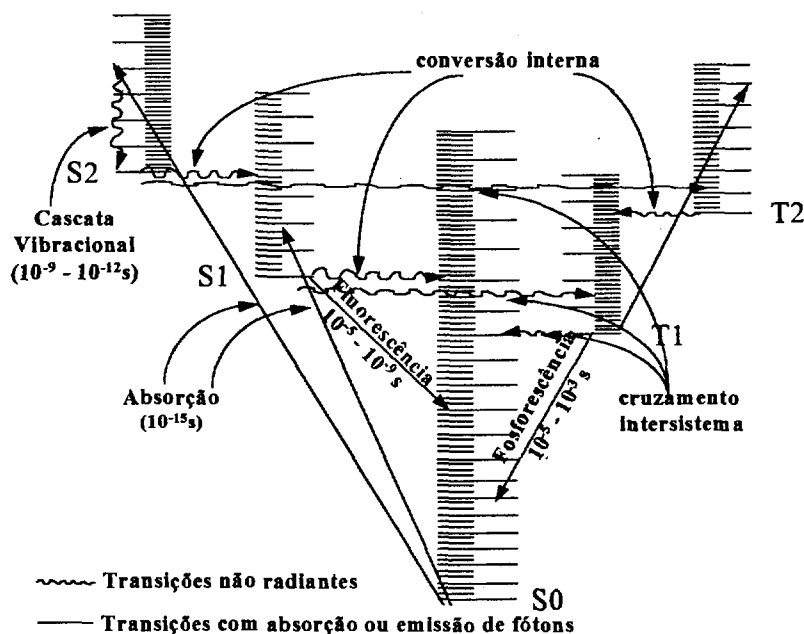


Figura 1.5 - Esquema simplificado dos processos prováveis de conversão de energia, proposto por Jablonski. Figura modificada de Horrocks apud Bransome<sup>3</sup>.

Utilizou-se indiscriminadamente o termo “luminescência” para descrever a emissão de fótons de luz. Luminescência é o termo genérico para descrever a emissão de luz pelas espécies excitadas. A fluorescência descreve a emissão de fótons provenientes da transição do tipo  $S_n^* \rightarrow S_0$ , (singleto  $\rightarrow$  fundamental) enquanto que a fosforescência representa a luminescência devida as transferências dos estados tripletos  $T_n^* \rightarrow S_0$ . A fluorescência responde pelo processo de cintilação no detetor cintilador convencional enquanto a fosforescência está relacionada com certos aspectos do efeito de “quench”<sup>3,24</sup>.

### 1.3.5 Processo de Transferência de Energia entre Moléculas: Cintilador Primário (PPO) → Cintilador Secundário (POPOP)

Devido à baixa concentração das moléculas do cintilador secundário Z (POPOP) a probabilidade da ocorrência das interações de formação de dímeros e dipolo-dipolo é pequena. As moléculas do cintilador secundário, POPOP, absorvem a energia dos fótons de luz emitidos pelo cintilador primário, PPO, por meio do processo da foto-captura. A seguir as moléculas do cintilador secundário se desexcitam pela fluorescência. Esses novos fótons são emitidos com menor energia, ou seja, maior comprimento de onda associado e atendem melhor a curva de eficiência quântica da maioria das fotomultiplicadoras disponíveis (Figura 1.3)<sup>3,24</sup>.

## 1.4 Estudo da Atenuação Luminosa no Plástico Cintilador

A eficiência da produção de luz no detector plástico cintilador depende da transparência óptica, " $T_p$ ", para a sua própria radiação de fluorescência. Define-se " $T_p$ " em função do coeficiente de atenuação óptico " $\mu$ " e da distância " $x$ ", que o fóton percorre no bloco detector, conforme a equação (1.7)<sup>2,21</sup>:

$$T_p = e^{-\mu x} \quad (1.7)$$

onde o coeficiente de atenuação,  $\mu$  ( $\text{mm}^{-1}$ ) varia com o comprimento de onda da luz.

Nos detectores cintiladores orgânicos há uma fração do espectro de absorção que se sobrepõem sobre o de emissão (região de sobreposição ou "overlap"), conforme mostra a Figura 1.6.

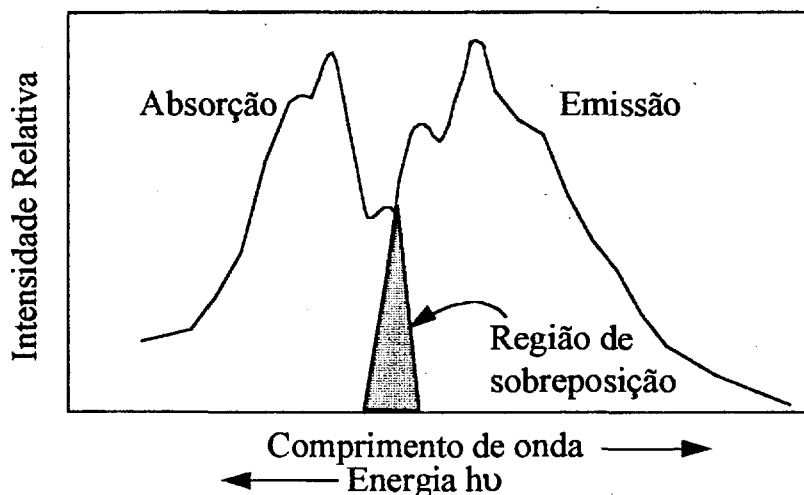


Figura 1.6 - Espectro de emissão e absorção de energia de um cintilador. Na região hachurada os fótons de luz emitidos podem ser recapturados e sua energia convertida em calor. Figura modificada de Knoll<sup>19</sup>.

Os fótons de comprimento de onda especialmente na região de sobreposição podem ser extintos ao percorrer poucos milímetros "x" do detetor. No processo de desexcitação da molécula ocorre preferencialmente a perda de energia pela dissipação de calor. Assim, somente os fótons com comprimento de onda fora da região de sobreposição terão maior possibilidade de atravessar o detetor e atingir o sensor óptico (fotomultiplicadora ou fotodiodo)<sup>2,21</sup>. A Figura 1.7 representa os processos fotofísicos de cintilação no detetor plástico, onde a radiação incidente interage com o bloco detetor ocorrendo emissão de fótons de luz que sensibilizam a fotomultiplicadora.

Outro fator que contribui com o desaparecimento de fótons no detetor está relacionado com efeitos geométricos e ópticos (índice de refração e reflexão). Nos processos de cintilação as moléculas emitem fótons isotropicamente e uma fração desses poderá escapar do detetor<sup>2</sup>. Os plásticos cintiladores possuem índice de refração de aproximadamente 1,51<sup>12</sup>, logo o ângulo crítico\* para a refração é de 41,5°, em relação a superfície da parede do detetor. Fótons incidentes com ângulos abaixo do ângulo crítico escapam do detetor e atenuam o sinal gerado no sensor óptico. Este efeito pode ser minimizado se as superfícies do detetor forem espelhadas. As tintas a base de Titânio ou as fitas de Teflon<sup>®13</sup> são consideradas bons refletores. O efeito de perdas de fótons por refração nas paredes laterais do detetor está esquematizado na Figura 1.7.

\* Pela Lei de Snell:  $\theta = \arcseno(1/1,51)$



(1,46MeV), do  $^{214}\text{Bi}^*$  e do  $^{208}\text{Tl}^{**}$ . Estes dois últimos radionuclídeos decaem por uma cascata complexa de fótons gama e  $X^{38}$ .

Ao nível do solo, a Terra é bombardeada por radiações cósmicas. Os muons, com energia da ordem de 1 GeV, e as radiações particuladas, prótons e neutrons, são as mais importantes. Estas partículas produzem radiações eletromagnéticas secundárias gerando verdadeiros “chuveiros” de radiação que atingem os detetores, por exemplo, muons de 1 GeV depositam no detetor de NaI  $1,47 \text{ MeV.cm}^2/\text{g}^{38}$ . A Figura 1.8 mostra o espectro de coincidência do BG comparada aos diversos tipos de blindagens.

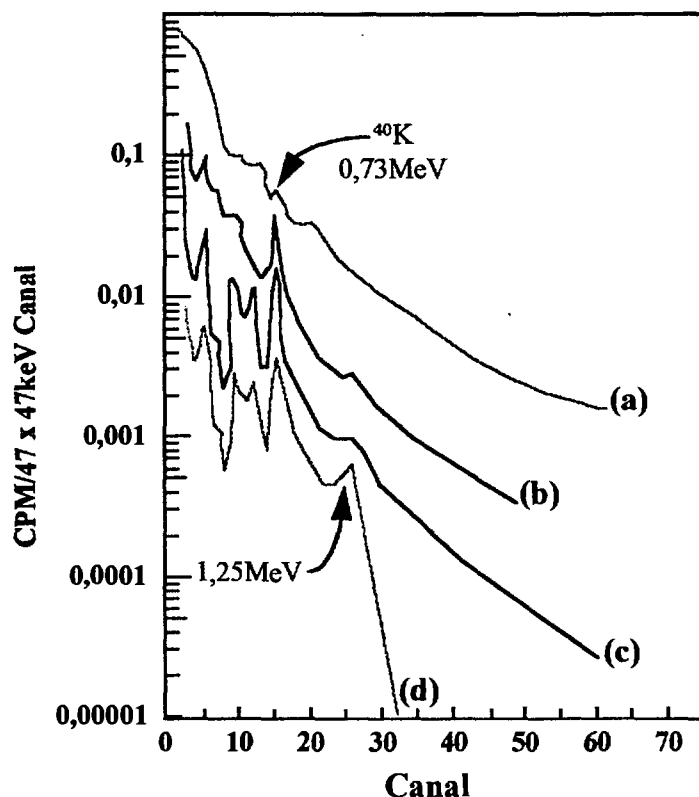


Figura 1.8 - Comparação dos espectros (a) sem o sistema de anticoincidência ao nível do solo, (b) com anticoincidência ao nível do solo, (c) com anticoincidência e absorvedor de Chumbo e (d) com anticoincidência e absorvedor de Chumbo à 110 metros de profundidade. Figura modificada de Wogman<sup>38</sup>.

O espectro da radiação de fundo adicionado à região do Compton contínuo mostra perfil mais elevado para os níveis baixos de energia e diminui com o aumento da energia. O espectro combinado, quando medido com um detetor com boa resolução, mostra

\* O  $^{214}\text{Bi}$  emite 56 raios gama ou X com energias entre 0,11 a 2,45 MeV.

\*\* O  $^{208}\text{Tl}$  emite 18 raios gama ou X com energias entre 0,01 a 2,61 MeV.

a ocorrência de vários fotopicos característicos, como o de 1,46MeV do  $^{40}\text{K}$ , conforme mostrado na Figura 1.9. A radiação de fundo  *mascara*  o espectro de uma fonte de atividade baixa. Em outros termos, a radiação de fundo e a contribuição da região do Compton contínuo reduzem a sensibilidade de um detetor. Alguns autores definem este parâmetro (sensibilidade) pela razão entre a eficiência de detecção e a intensidade da radiação de fundo na região do fotopico<sup>10</sup>. Uma outra definição para o parâmetro sensibilidade, se fundamenta na distribuição de Poisson<sup>19,28,33</sup>. De acordo com a distribuição de Poisson o erro na  *medida*  da radioatividade de uma fonte é igual a  $\sqrt{\text{medida}}$ . Pela teoria da Estatística, a probabilidade da medida de uma fonte radioativa resultar num valor acima da média do BG acrescido de três desvios-padrão é igual a 1 % ( $P = 0,01$ ). Por esse critério, qualquer amostra radioativa com valor acima de  $BG + 3 \cdot \sqrt{BG}$  poderá ser considerada significativamente maior que o BG<sup>15</sup>.

Desde a década de 60 são descritos sistemas detetores constituídos por um detetor principal envolvido por um outro de maior volume com os sinais selecionados por um critério de anticoincidência<sup>19,30,31</sup>: (a) rejeita-se os sinais gerados simultaneamente nos dois detetores ou exclusivamente no detetor secundário e (b) aceita-se somente os sinais proveniente do detetor principal. No efeito Compton, uma fração  $f$  dos fótons perde sua energia no detetor principal e a fração restante,  $1-f$ , no detetor secundário gerando sinais simultâneos. Como o sistema eletrônico rejeita esta situação, verifica-se uma diminuição da intensidade de contagem na região do Compton contínuo. Deste modo, foram propostas várias combinações de detetores que seguem este princípio<sup>4,19,25,30,31,38</sup>.

O plástico cintilador NE-110 foi inicialmente utilizado por causa de sua disponibilidade e pelas facilidades de ser obtido na configuração geométrica desejada. O NE-110 tem densidade de  $1 \text{ g/cm}^3$  e é relativamente bom conversor de luz (25 a 35% em relação ao NaI)<sup>9</sup>. Sua fluorescência decai em intervalo curto de tempo da ordem de  $2\text{ns}^{2,3}$ . Por ser pouco denso ( $1\text{g/cm}^3$ ) é necessário utilizar um volume grande de plástico cintilador para atuar eficientemente como supressor Compton<sup>38</sup>. Por esta razão vários autores preferiram substituí-lo por cristais de NaI(Tl) ou BGO<sup>1,4,10,30,38</sup>.

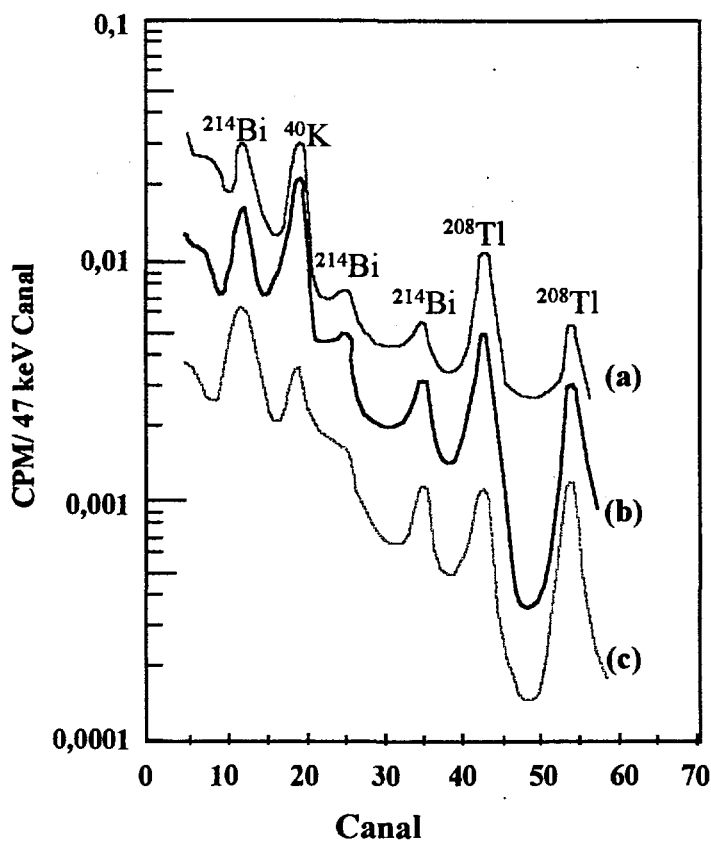


Figura 1.9 - Efeito da blindagem passiva (massa) sobre o perfil do espectro da radiação de fundo: (a) medida com o detector NaI(Tl) sem blindagem e ao nível do solo; (b) detector localizado em uma caverna a 110 m de profundidade e (c) idêntico ao item (b) e com uma parede de chumbo de 10 cm de espessura. Figura modificada de Wogman e col <sup>38</sup>.

A configuração supressor Compton oferece maior sensibilidade e capacidade de resolução energética. Estas características aconselham o uso desta configuração nos estudos de (i) amostras ambientais<sup>38</sup>, (ii) nutricionais<sup>23</sup> (quando não se dispõe de traçador radioativo com alta atividade específica) e (iii) seres humanos onde a dose radioativa introduzida deve ser a mínima possível<sup>16,17,18,27</sup>.



## 1.6 Propósito do Trabalho

O objetivo deste trabalho foi desenvolver e construir um protótipo de detector de corpo inteiro tipo poço para pequenos animais com recursos de supressão Compton, utilizando a combinação Plástico Cintilador - Plástico Cintilador. Com esse protótipo serão estudados os seguintes parâmetros:

1. Integridade dos Cintiladores após a polimerização;
2. Atenuação Luminosa do PC;
3. Fator de supressão Compton (FSC);
4. Fator de redução Compton (FR);
5. Sensibilidade (MQD) do detector com o uso do sistema supressor Compton;
6. Eficiência do sistema de detecção.

## **2 MATERIAL E MÉTODOS**

Detetor de corpo inteiro tipo poço com sistema supressor Compton construído com dois blocos de plástico cintilador.

### **2.1 Materiais Utilizados na Fabricação do Plástico Cintilador**

#### **2.1.1 Reagentes**

1. Monômero de estireno (pureza 99,6%) - Companhia Brasileira de Estireno - Cubatão - São Paulo;
2. PPO (2,5 - Difeniloxazol) - Merck S.A. - Darmstadt - Alemanha;
3. POPOP (1,4 - Di -[2 -(5-feniloxazolil)] - benzeno) - Merck S.A. - Darmstadt - Alemanha.

#### **2.1.2 Equipamentos Utilizados na Polimerização do Plástico Cintilador**

1. Bomba de vácuo mecânica - HF Vácuo Indústria e Comércio Ltda. - Campinas - São Paulo;
2. Manta de aquecimento com controlador de temperatura - Quimis Aparelhos Científicos Ltda. - Diadema - São Paulo;
3. Forma de aço inox contendo óleo de Silicone - HOMA - Ind. Com. de Produtos Químicos Ltda - São Paulo - para aquecimento durante a polimerização;
4. Balão de fundo redondo com capacidade de cinco litros - Vidrolex Indústria e Comércio Ltda - São Paulo;

5. Condensador de vidro com juntas esmerilhadas e com entradas para termômetro e manômetro utilizado na destilação a baixa pressão (Projetado no IPEN);
6. Manômetro (escala 0 -760 mmHg) - Cellabras Indústria e Comércio Ltda - São Paulo;
7. Termômetros de mercúrio com escala de -10° a 250°C;
8. Estufa - modelo 170 - SOC FABBE Ltda - Ind. Brasileira - São Paulo;
9. Sistema de refrigeração - modelo: RAI 015 ACE - REFRIAC - Refrigeração e Ar Condicionado Ltda. - Santo André - São Paulo.

### **2.1.3 Polimento do Plástico Cintilador**

1. Feltro para polimento (n° 40-7308) - Buehlerltd - Illinois - EUA.;
2. Politriz - Precision Scientific - Chicago - Illinois - EUA;
3. Abrasivos: solução de Alumínio e solução de óxido de Cromo - Merck S.A. - Darmstadt - Alemanha.

### **2.1.4 Acabamento Final do Plástico Cintilador**

1. Chapa de aço inox (AISI 304) de 3,18 mm de espessura para o revestimento do PC;
2. Chapa de lucite de espessura 40 mm utilizada para a confecção dos guias de luz;
3. Tinta a base de Titânio utilizado como refletor;
4. Fita teflon para vedação.

## 2.2 Procedimento Experimental

### 2.2.1 Confeção do Plástico Cintilador

Foram confeccionados dois blocos de detectores plástico cintilador, conforme metodologia descrita por Hamada e Mesquita<sup>12</sup>, correspondente a unidade denominada "*detetor principal*", e outra denominada "*supressor Compton*", os quais seguiram as etapas descritas abaixo:

- 1º) O monômero de estireno foi bi-destilado à baixa pressão (10mmHg) a temperatura de 31°C;
- 2º) Colocou-se, num frasco Pyrex, estireno bi-destilado adicionando-se 0,5% de PPO (2,5 difenil-oxazol) e 0,05% de POPOP (1,4-di-2-(5 fenil-oxazolil)-benzeno). Fez-se vácuo (em torno de 10mmHg) no recipiente;
- 3º) A degaseificação, com a intenção principal de reduzir a presença de O<sub>2</sub>, foi efetuada congelando e descongelando a solução sob baixa pressão;
- 4º) O sistema foi selado;
- 5º) A polimerização do monômero se deu pela elevação da temperatura. O sistema foi imerso em banho termostaticado inicialmente a 25°C, aumentando-a gradativamente de 1 em 1°C/dia até atingir a temperatura de 100°C;
- 6º) Com o intuito de completar a polimerização de todos os resíduos do monômero elevou-se rapidamente a temperatura até 180°C;
- 7º) O resfriamento foi efetuado lentamente à taxa de 1°C/hora.

Após a polimerização, o bloco plástico cintilador foi usinado e polido, conforme esquema da Figura 2.1:

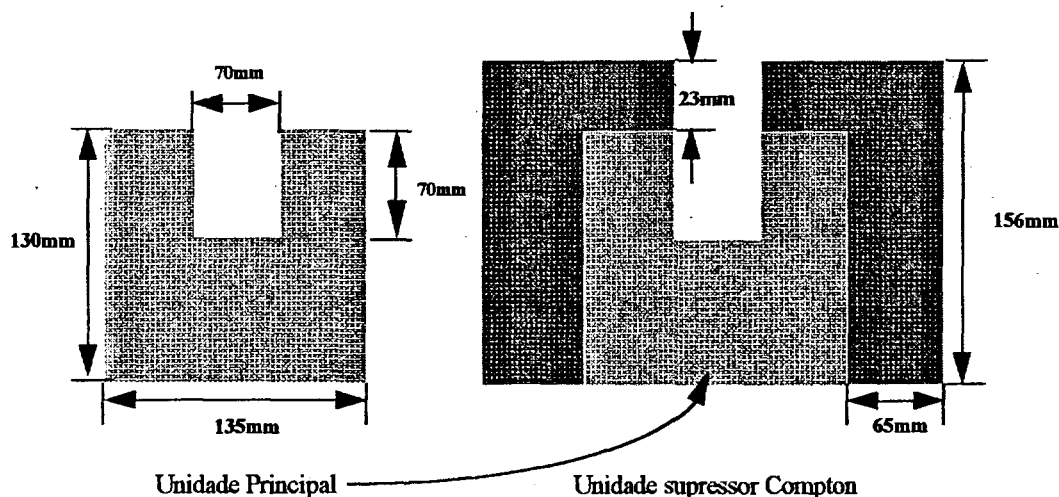


Figura 2.1 - Diagrama dos dois blocos plásticos cintiladores.

### 2.2.2 Determinação da Atenuação Luminosa do Plástico Cintilador

Este estudo consiste em determinar o coeficiente de atenuação da luz para o plástico cintilador produzido em nossos laboratórios

Para caracterizar a absorção da luz nos plásticos cintiladores produzidos no IPEN, a altura do pulso gerado pela fotomultiplicadora foi medida para detectores plásticos cintiladores de várias espessuras. Para isso um bloco de plástico cintilador foi fatiado em espessuras que variaram de 1,0 mm a 163,8 mm e com um diâmetro de 40 mm. Nas medidas da atenuação da altura do sinal foi utilizado uma fonte radioativa emissora- $\alpha$  de  $^{241}\text{Am}$ . Cada fatia foi polida e acoplada à fotomultiplicadora com graxa de silicone Dow Corning<sup>11</sup>. A seguir, foram envolvidas em fita Teflon, que serviu como refletor. Medidas da radiação de fundo e da fonte radioativa, foram efetuadas para cada fatia do detector plástico por tempo de 10 minutos, respectivamente. A fotomultiplicadora utilizada foi RCA-modelo 6342A e o analisador multicanal ADCAM (Ortec modelo 918A).

O comprimento de onda de emissão máxima de fluorescência foi avaliado por um espectrofotômetro de fluorescência marca Perkin Elmer, modelo MPS-2A.

Avaliou-se o efeito da atenuação luminosa em função da espessura dos detectores tomando-se o canal correspondente ao fotopico para cada um dos 16 detectores (fatias). A altura de pulso de fotopico, expresso em Volt (V), foi determinada sabendo-se

que o canal 1024 equivale a 10 V, conforme consta das características técnicas do analisador multicanal ADCAM. Os pares de pontos relativos à altura de pulso (V) versus a espessura (mm) das detetores foram ajustados a uma função bi-exponencial.

$$\text{Altura de Pulso Relativa} = a_1 \cdot e^{-\mu_1 \cdot x} + a_2 \cdot e^{-\mu_2 \cdot x} \quad (2.1)$$

onde  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $\mu_1$  e  $\mu_2$  são parâmetros estimados pelo método não linear dos mínimos quadrados utilizando-se o programa computacional AnaComp<sup>23</sup>. O coeficiente  $\mu_1$  é representativo da atenuação do sinal devido aos efeitos de transparência do próprio detector enquanto o coeficiente  $\mu_2$  corresponde a atenuação do sinal devida às perdas de fótons por fenômenos de refração e outros fatores fotogeométricos. Os parâmetros lineares,  $a_1$  e  $a_2$  foram normalizados ( $a_1 + a_2 = 1$ ) e representam a fração da altura de pulsos atenuada por cada um dos componentes de atenuação: autoabsorção e perdas nas paredes. A Figura 2.2 mostra a entrada de dados para o programa ANACOMP e o esquema do modelo adotado.

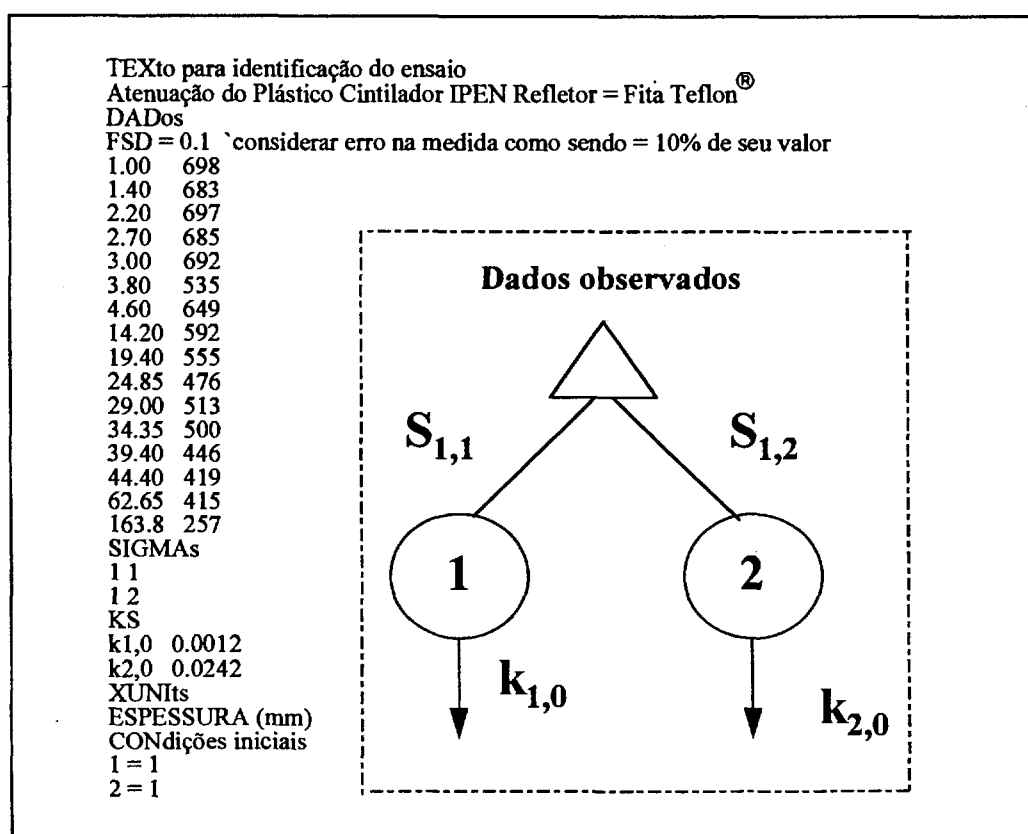


Figura 2.2 - Entrada de dados para o programa AnaComp e o modelo adotado para o ajuste pelo método dos mínimos quadrados não linear. No modelo  $\mu_1 = k_{1,0}$ ,  $\mu_2 = k_{2,0}$ ,  $a_1 = s_{1,1}$  e  $a_2 = s_{1,2}$ .

### 2.2.3 Caracterização do Sistema Supressor Compton

A Figura 2.3 mostra o conjunto de materiais que compõem o sistema de detecção do Detetor Plástico Cintilador.

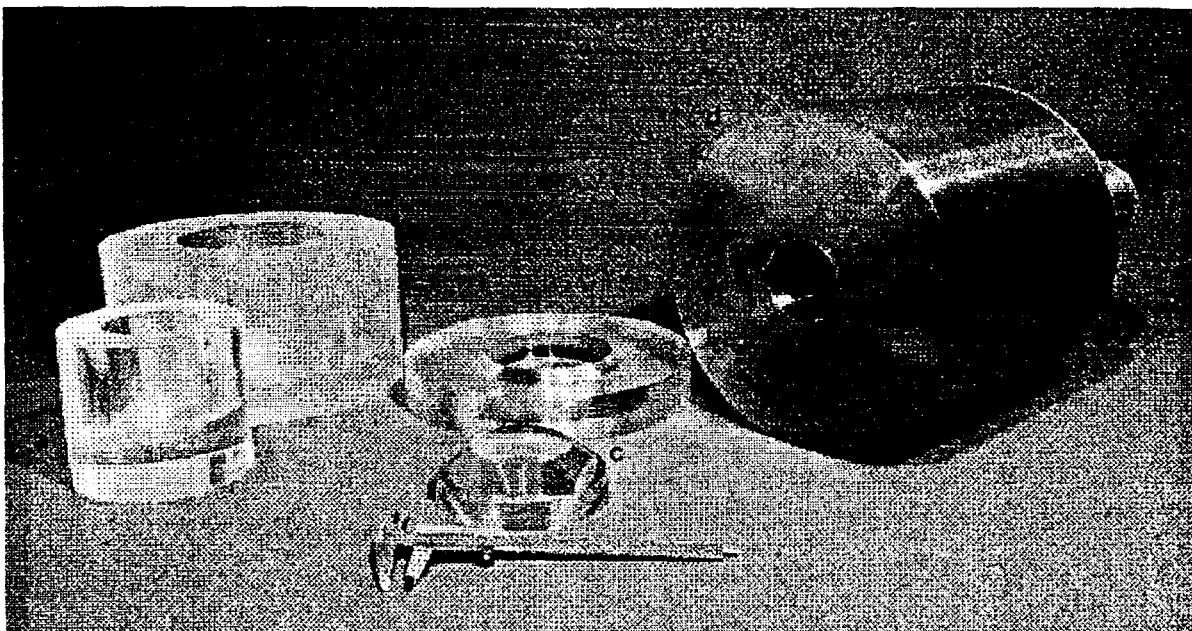


Figura 2.3 - Sistema de detecção do plástico cintilador: (a) detector principal; (b) detector supressor Compton; (c) guias de luz e (d) encapsulamento de aço inox.

Os detetores e os guias de luz foram acoplados às fotomultiplicadoras, utilizando-se graxa de Silicone Dow Corning 0,5 McStokes (EUA)<sup>11</sup>.

Os dois blocos do detetor 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 detetor secundário e uma ao detetor principal.

A Figura 2.4 mostra o esquema do detetor proposto que foi desenvolvido neste trabalho. A eletrônica associada aos detetores é constituído por:

- 1) cinco pré-amplificadores desenvolvidos em nossos laboratórios;
- 2) duas fontes de alta tensão (Ortec modelo 556 e Hamner modelo N401) para os detetores principal e supressor Compton, respectivamente;

- 3) dois amplificadores (Ortec modelos 450 e 572) para os detetores principal e supressor Compton, respectivamente;
- 4) um somador e inversor de sinais (Ortec modelo 533);
- 5) duas portas eletrônicas com atrasadores de sinais (Ortec modelo 416A e modelo 427A);
- 6) um analisador de pulsos multicanal ADCAM (Ortec modelo 918A),

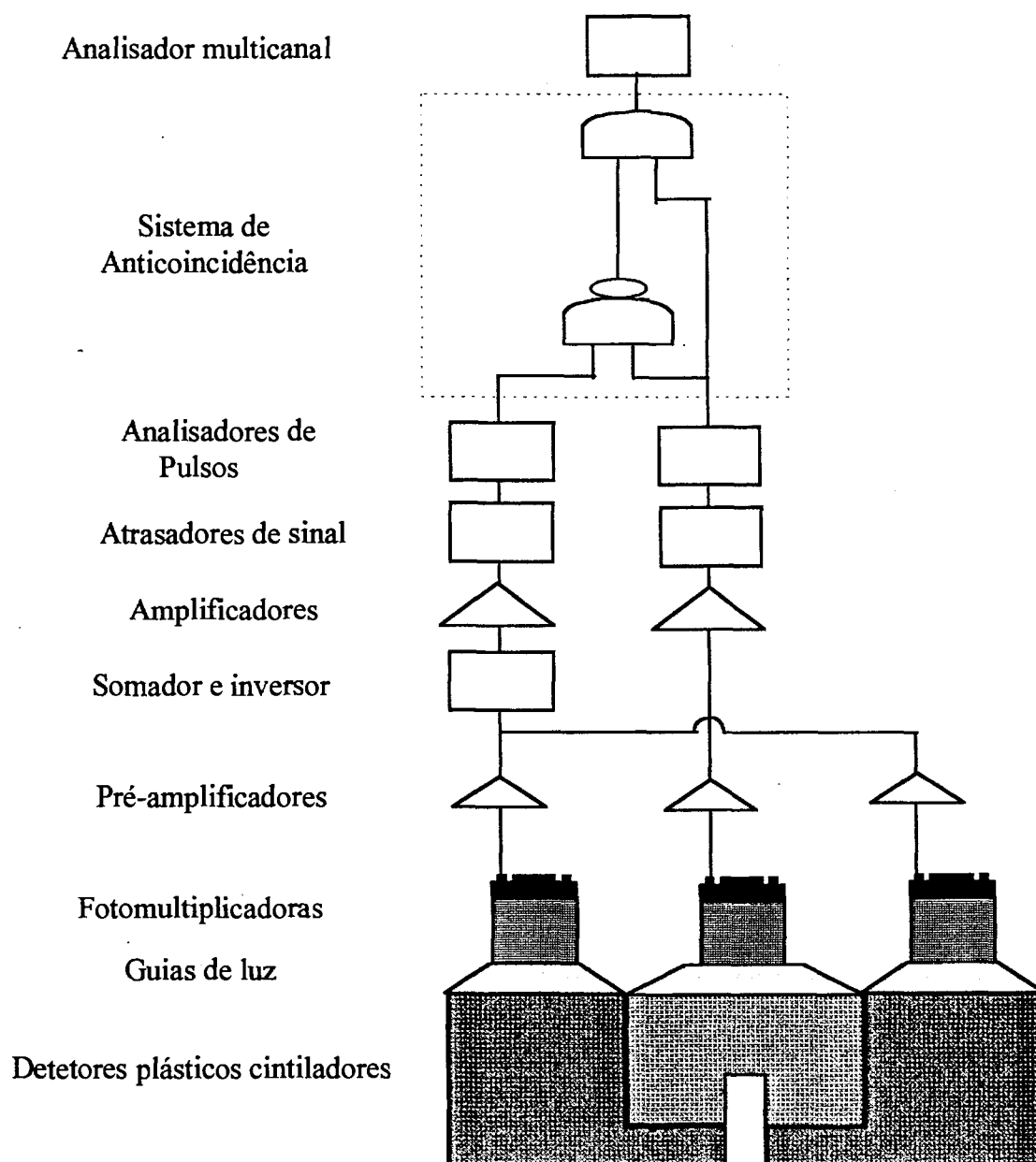


Figura 2.4 - Esquema do sistema eletrônico associado ao Sistema de Detector Plástico Cintilador.



### 2.2.3.1 Calibração da Eletrônica Associada

O sistema de detecção (supressor e principal) foi previamente ajustado utilizando-se uma fonte radioativa de  $^{137}\text{Cs}$ . O ganho dos pré-amplificadores foi selecionado para que todos produzissem a mesma altura de pulso na saída, quando o sensor foi estimulado por uma mesma intensidade de cintilação. As tensões de operação para as quatro fotomultiplicadoras do detetor secundário e para a fotomultiplicadora do detetor principal foram estabelecidas de modo a operarem dentro do patamar da curva tensão

Conforme esquema da Figura 2.4 os sinais provenientes das fotomultiplicadoras do supressor foram somados para a posterior amplificação.

Os sinais de saída dos amplificadores foram ajustados de modo que estes sinais tivessem aproximadamente a mesma altura de processamento eletrônico. Os sinais provenientes do detetor supressor apresentavam um atraso em tempo comparado com os do detetor principal devido às etapas do somador, inversor de sinais e do amplificador. A fim de garantir que os dois sinais chegassem ao mesmo tempo na porta de anticoincidência, os sinais do detetor principal foram submetidos a um atraso por meio da unidade “Delay Amplifier” (Ortec modelo 427A). Os sinais do detetor supressor foram processados por uma unidade “Gate & Delay Generator” (Ortec modelo 416A), com a finalidade de manter a identidade de largura dos sinais durante a comparação de anticoincidência.

### 2.2.3.2 Determinação dos Fatores de Supressão Compton (FSC) e de Redução (FR).

O fator de supressão Compton (FSC) foi calculado de acordo com Petra e Landsberger<sup>30</sup> conforme expressão (2.2) e esquema da Figura 2.5.

$$\text{FSC} = \frac{(P/C)_{\text{COM SUPRESSÃO}}}{(P/C)_{\text{SEM SUPRESSÃO}}} \quad (2.2)$$

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

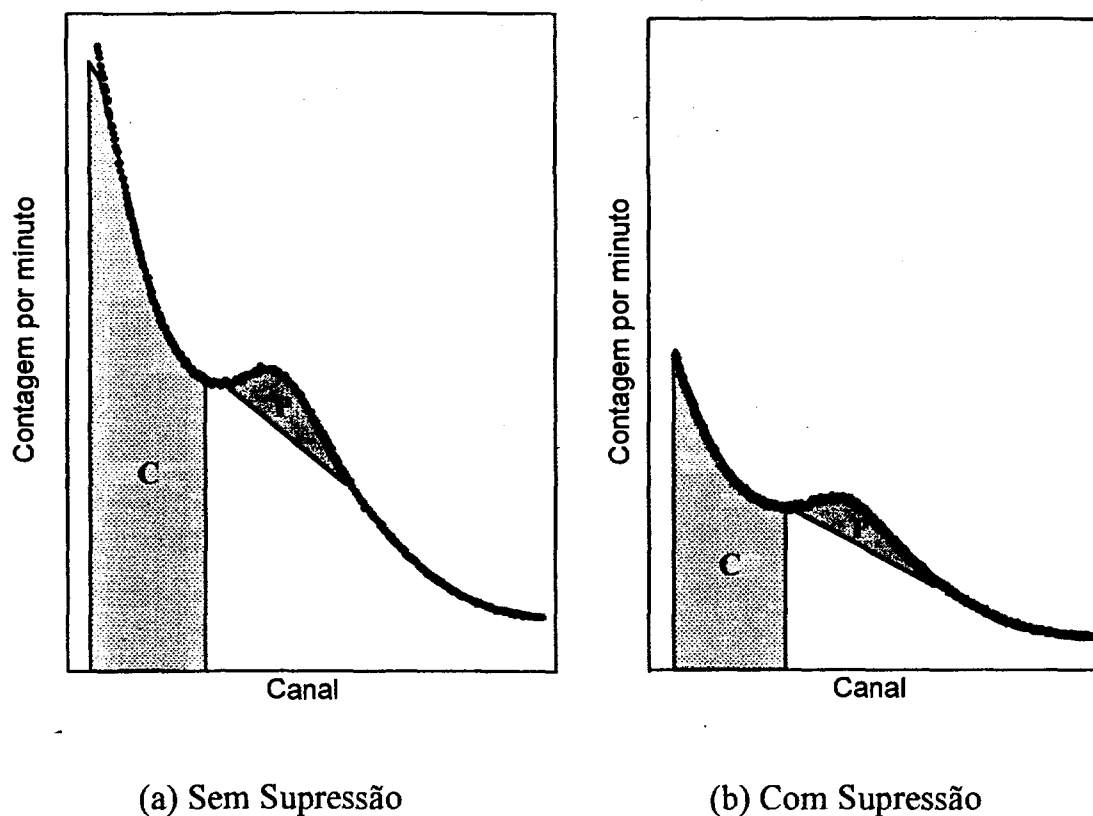


Figura 2.5 - Esquema correspondente às áreas P/C (a) sem a ação do supressor Compton e (b) com supressão.

O Fator de Redução-Compton (FR) representa a razão entre altura de um ponto do espectro sem a ação do supressor Compton pelo ponto equivalente do espectro com supressão Compton<sup>30</sup>, isto é:

$$FR = \frac{\bar{x}_{SSC}}{\bar{x}_{CSC}} \quad (2.3)$$

onde  $\bar{x}_{SSC}$  e  $\bar{x}_{CSC}$  são valores médios dos pontos vizinhos à região considerada nos espectros.

A razão FR foi calculada para todos os pontos dos espectros estudados (Figura 3.4). Esta razão foi também particularizada (Tabela 3.2) 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. A estimativa do erro para esses pontos foi calculada segundo a equação (2.4).

$$s_{FR} = FR \cdot \sqrt{\left(\frac{s_{SSC}}{x_{SSC}}\right)^2 + \left(\frac{s_{CSC}}{x_{CSC}}\right)^2} \quad (2.4)$$

O fator de eficácia da redução Compton foi calculado para cada uma das fontes utilizadas como sendo a razão entre o FR na região Compton pelo FR na região do fotopico utilizando-se os dados da Tabela 3.2, conforme equação (2.5).

$$\text{Fator de Eficácia} = \frac{FR_{\text{Compton}}}{FR_{\text{Pico}}} \quad (2.5)$$

### 2.2.3.3 Curva de Calibração

A curva de calibração, canal versus energia, relaciona a energia da radiação incidente no sistema detetor com a posição do canal de fotopico. Na determinação da curva de calibração foram utilizados os espectros das seguintes fontes de  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{131}\text{I}$  e  $^{54}\text{Mn}$ . Os pares de pontos, canal de fotopico versus energia, foram plotados e submetidos à regressão linear.

$$\text{Energia(keV)} = a + b \cdot \text{N}^\circ \text{ do Canal} \quad (2.6)$$

onde **a** corresponde ao valor da energia para o canal igual a zero, idealmente  $a = 0$ , e o parâmetro **b** representa o coeficiente angular (keV/canal).

### 2.2.3.4 Sensibilidade e a Quantidade Mínima Detectável (MQD)

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 ao nível do BG. Neste trabalho a radiação de fundo do sistema foi determinado pela área correspondente do espectro de BG delimitada pela região do fotopico da fonte radioativa a ser medida. A MQD foi estimada por  $BG + 3\sqrt{BG}$  na respectiva região de energia. Esses critérios são fundamentados na distribuição de Poisson quando 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 disponíveis:  $^{22}\text{Na}$ ;  $^{131}\text{I}$ ;  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{54}\text{Mn}$ . Valores intermediários de energia terão sua sensibilidade obtidas por interpolação.

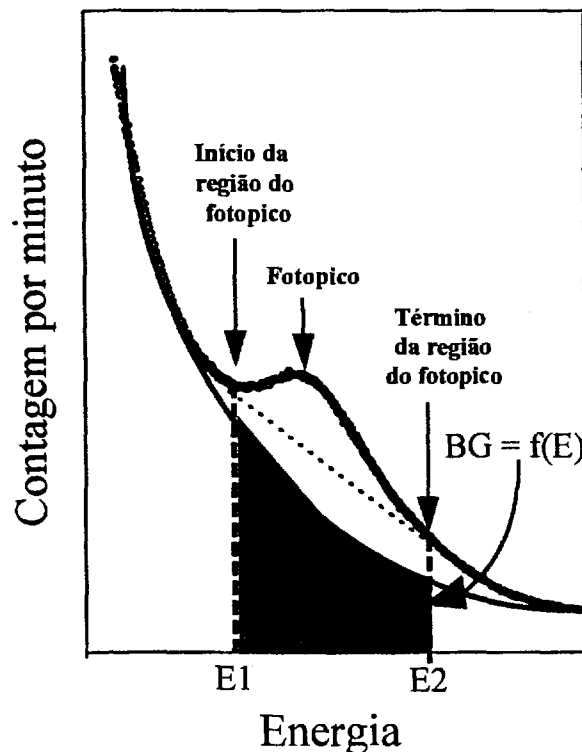


Figura 2.6 - Esquema representativo para a obtenção da sensibilidade do detetor plástico cintilador.

Como o BG é função da energia, i.é.  $BG = f(E)$ , então sua área foi calculada por meio da equação (2.7).

$$A = \int_{E_1}^{E_2} f(E) dE \quad (2.7)$$

A sensibilidade é calculada segundo a equação (2.8) para qualquer fotopico.

$$S = 3 \cdot \sqrt{A} \quad (2.8)$$

Utilizando-se as quatro fontes citadas anotou-se, para cada uma delas a posição inicial, central e final do fotopico. Em seguida, esses valores expressos em número de canais foram transformados no correspondente nível de energia fazendo-se uso da curva de calibração descrita no item 2.2.3.3. Com esses valores de energia foram ajustadas retas por regressão linear, onde uma reta se ajusta aos pontos do início dos fotopicos e a outra se ajusta aos pontos do final dos fotopicos. Essas retas delimitam a região de sensibilidade do detector, conforme o gráfico da Figura 3.6.

### 2.2.3.5 Eficiência de Contagem

A eficiência de contagem em relação a posição de uma fonte puntual foi estimada por meio de um recipiente contendo água (*phantom*), com dimensões aproximadas ao do poço do detector. Variou-se a posição de uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  à profundidade de 0 a 9 cm na posição do eixo central e de 0 a 8 cm para o eixo lateral, conforme mostra o esquema da Figura 2.7.

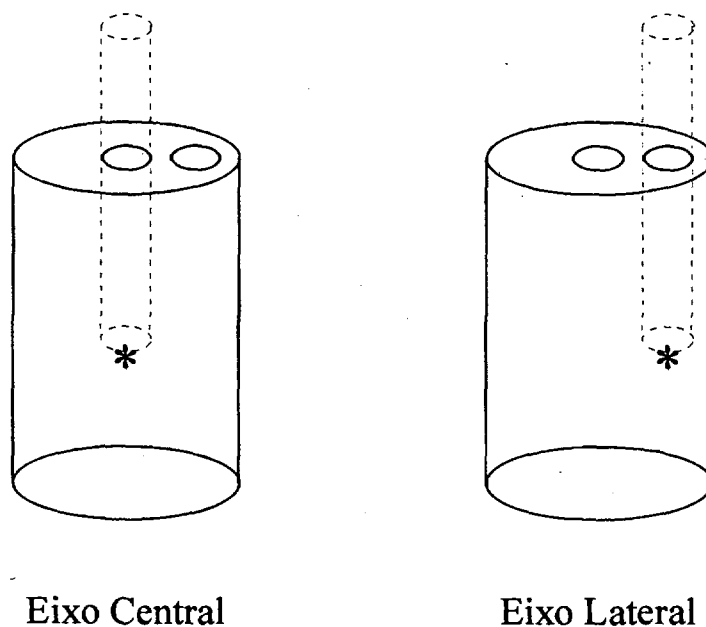


Figura 2.7 - Esquema da obtenção da eficiência variando-se a posição nos eixos central e lateral.

A eficiência experimental foi obtida segundo a expressão:

$$\text{Eficiência Exp.(\%)} = \frac{\text{Atividade medida(cps)}}{\text{Atividade da fonte (Bq)}} \cdot 100 \quad (2.9)$$

Supondo que a única componente de variação da eficiência seja o ângulo sólido de escape da radiação (Figura 2.8), a eficiência estimada foi calculada segundo a expressão:

$$\text{Eficiência Estimada (\%)} = \left( \frac{0,3287}{\text{Proporção do ângulo sólido}} \right) * 6,2 \quad (2.10)$$

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

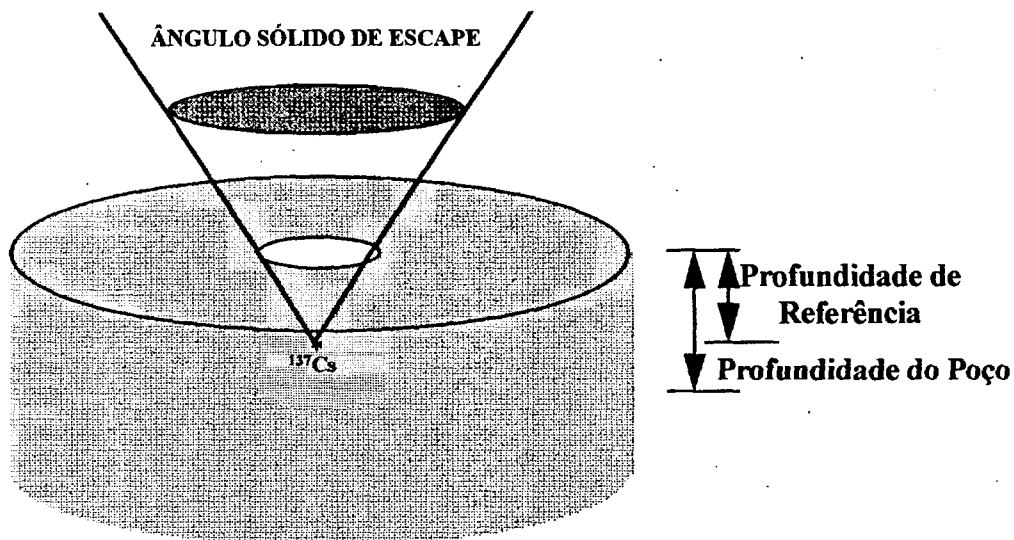


Figura 2.8 - Definição do ângulo sólido de escape considerado para calcular a eficiência de contagem relativa à fonte centralizada no poço de contagem. A eficiência de contagem experimental para a fonte de  $^{137}\text{Cs}$  no centro do poço, sem o simulador de água, foi estimada em 6,2%.

a) Para o eixo central.

O ângulo de escape,  $\theta$ , foi determinado de acordo com a expressão:

$$\theta = 2 \cdot \arctg \frac{r}{P} \quad (2.11)$$

onde  $r$  é o raio do poço e  $P$  é a profundidade da fonte no simulador contendo água, obtida pela diferença entre a altura do poço a distância,  $d$ , da fonte até o fundo do poço. O esquema corresponde a análise para cálculo do ângulo de escape para o eixo central é mostrado na Figura 2.9.

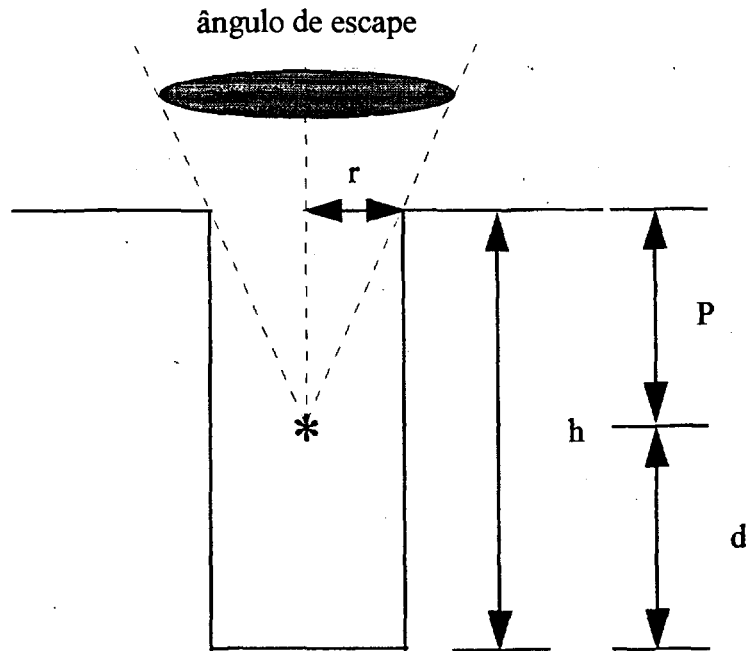


Figura 2.9 - Esquema para o cálculo do ângulo de escape na posição do eixo central.

b) Para o eixo Lateral.

O ângulo de escape,  $\phi$ , foi determinado segundo a expressão:

$$\phi = \operatorname{arctg}\left(\frac{a}{P}\right) + \operatorname{arctg}\left(\frac{\phi - a}{P}\right) \quad (2.12)$$

onde  $\phi$  é o diâmetro do poço,  $a$  é a distância da parede do poço até o eixo lateral correspondente a menor porção do ângulo de escape, conforme mostra a Figura 2.10, e  $P$  é a profundidade da fonte dentro do simulador contendo água.



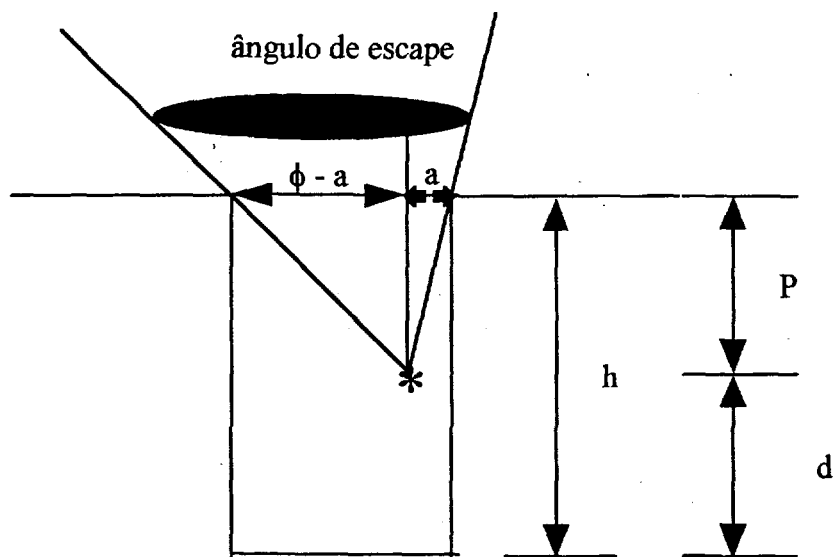


Figura 2.10 - Esquema para o cálculo do ângulo de escape na posição do eixo lateral.

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 Degradação dos Cintiladores

A Figura 3.1 mostra as curvas de absorção e fluorescência dos cintiladores PPO e POPOP. Observa-se nestes espectros uma sobreposição da fluorescência do PPO e da absorção do POPOP, sendo este o agente que mais produz sinais luminosos que sensibilizam a fotomultiplicadora.

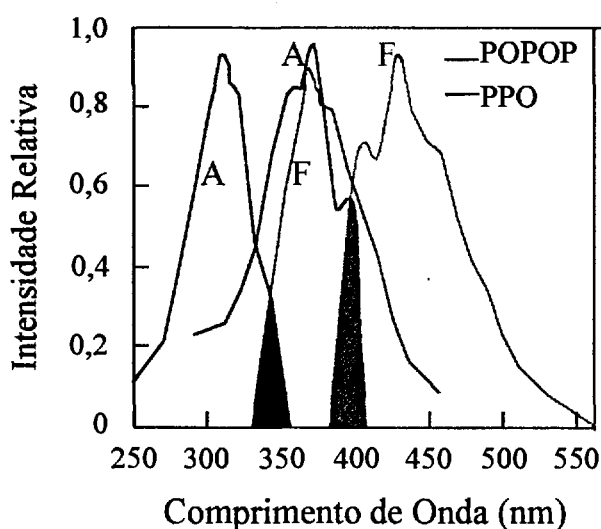


Figura 3.1 - Espectro de absorção e fluorescência dos componentes cintiladores contidos no detetor plástico cintilador. A região hachurada corresponde a sobreposição do espectro de absorção e fluorescência, responsáveis por processos de autoabsorção da luz

As curvas deste espectro mostram concordância com a literatura<sup>24</sup>, concluindo portanto que os cintiladores PPO e POPOP não sofreram degradação durante o processo de polimerização.

#### 3.2 Atenuação Luminosa do Plástico Cintilador

A atenuação luminosa verificada por meio do uso de detetores plásticos com diferentes espessuras produz o deslocamento dos espectros em função da espessura, conforme Figura 3.2. A atenuação é devida à menor quantidade de fótons que alcançam a fotomultiplicadora.

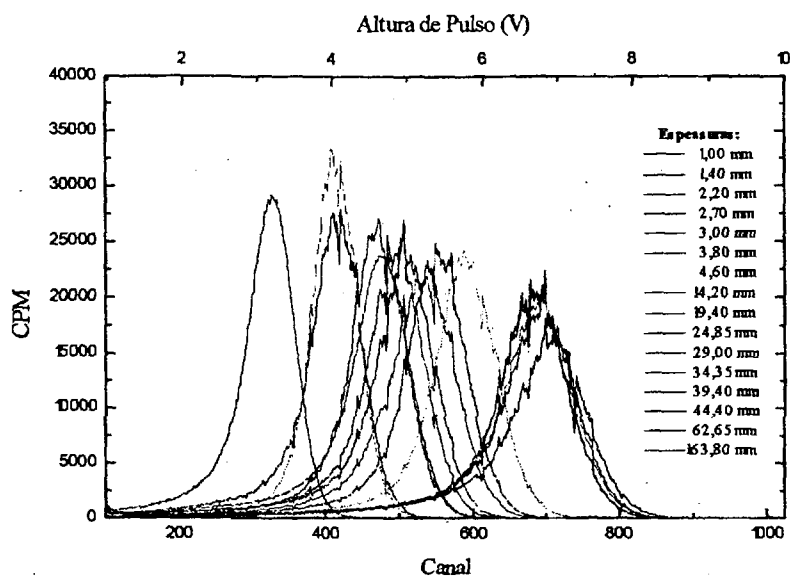


Figura 3.2 - Efeito de atenuação do espectro devida aspectos da transparência do plástico cintilador e extinção de fótons por fenômenos de refração.

A Figura 3.3 apresenta a curva de atenuação luminosa em função da espessura e foi decomposta em duas funções exponenciais.

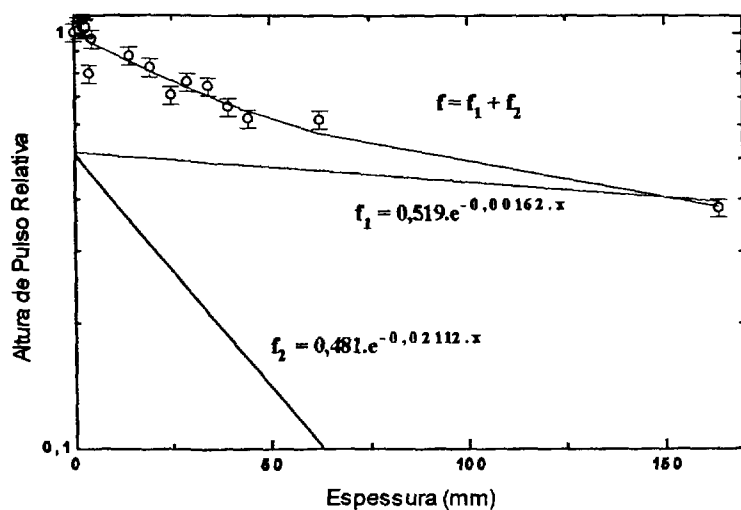


Figura 3.3 - Ajuste por regressão não linear da altura de pulso relativa versus espessura (mm).

A atenuação luminosa no plástico cintilador foi descrita pela equação (3.1), correspondente ao ajuste de regressão não linear entre a altura de pulso e a espessura.

$$\text{ALTURA DE PULSO RELATIVA} = 0,519.e^{-0,0016x} + 0,481.e^{-0,02112x} \quad (3.1)$$

O primeiro expoente,  $0,0016\text{mm}^{-1}$ , da equação representa o coeficiente técnico de atenuação  $\mu$ , cujo valor é coincidente com valores descrito na literatura<sup>29</sup>. O segundo expoente,  $0,02112\text{mm}^{-1}$ , está relacionado à atenuação por processos de perdas descritos anteriormente no item 1.4, conforme esquema da Figura 1.7.

### 3.3 Fator de Supressão e de Redução Compton

A Tabela 3.1 apresenta os valores do fator de supressão Compton (FSC) para cada uma das fontes utilizadas:

Tabela 3.1 - Fator de Supressão Compton para diversos níveis de energia

Elemento Radioativo	Energia (keV)	Fator de Supressão Compton (FSC)
<sup>131</sup> I	364,48	1,215 ± 0,034
<sup>137</sup> Cs	661	1,252 ± 0,012
<sup>22</sup> Na	511	1,301 ± 0,009
<sup>54</sup> Mn	834,83	1,462 ± 0,118
Média Aritmética ± 1 d.p.....:		1,308 ± 0,109

Na Tabela 3.2 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 3.2 - Apresentação dos fatores de redução, das quatro fontes utilizadas neste trabalho.

	Posição	Fator de Redução
$^{137}\text{Cs}$	início	$1,56 \pm 0,16$
	início pico	$1,30 \pm 0,13$
	pico	$1,28 \pm 0,07$
	final pico	$1,32 \pm 0,07$
$^{22}\text{Na}$	início	$2,05 \pm 0,09$
	início pico	$1,84 \pm 0,02$
	pico	$1,80 \pm 0,03$
	final pico	$1,84 \pm 0,06$
$^{131}\text{I}$	início	$2,07 \pm 0,27$
	início pico	$2,01 \pm 0,14$
	pico	$1,96 \pm 0,11$
	final pico	$1,93 \pm 0,16$
$^{54}\text{Mn}$	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 2.5 , foi de 1,16.

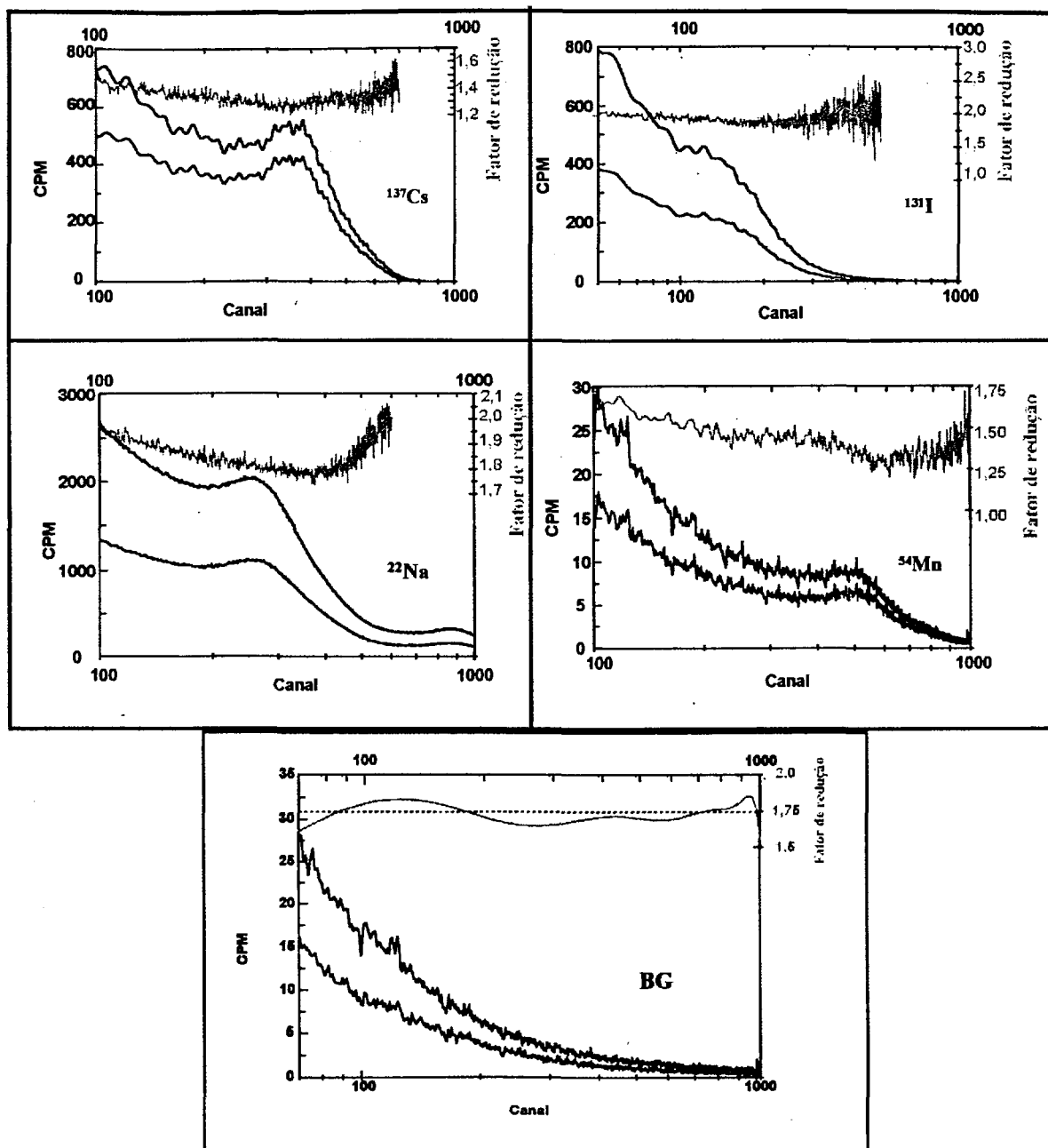


Figura 3.4 - Espectros com e sem supressão e a curva do fator de redução para cada ponto do espectro. Legenda: **—** fator de redução; **- - -** espectro sem supressor Compton e **—** com supressor.

### 3.4 Curva de Calibração

A curva de calibração, Energia versus Canal para o detetor plástico cintilador com a ação do sistema supressor Compton é mostrado na Figura 3.5.

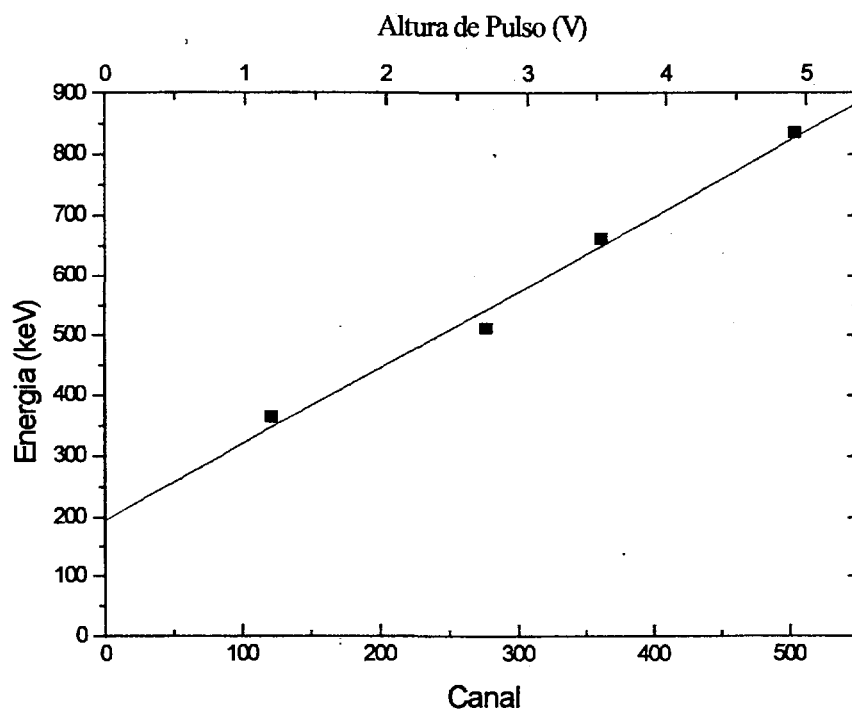


Figura 3.5 - Curva de calibração do sistema detetor plástico cintilador.

A reta de regressão linear é expressa pela equação (3.2).

$$\text{Energia(keV)} = (195,846 \pm 33,464) + (1,256 \pm 0,097) \cdot \text{Canal} \quad (3.2)$$

### 3.5 Sensibilidade de detecção

O gráfico da Figura 3.6 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.

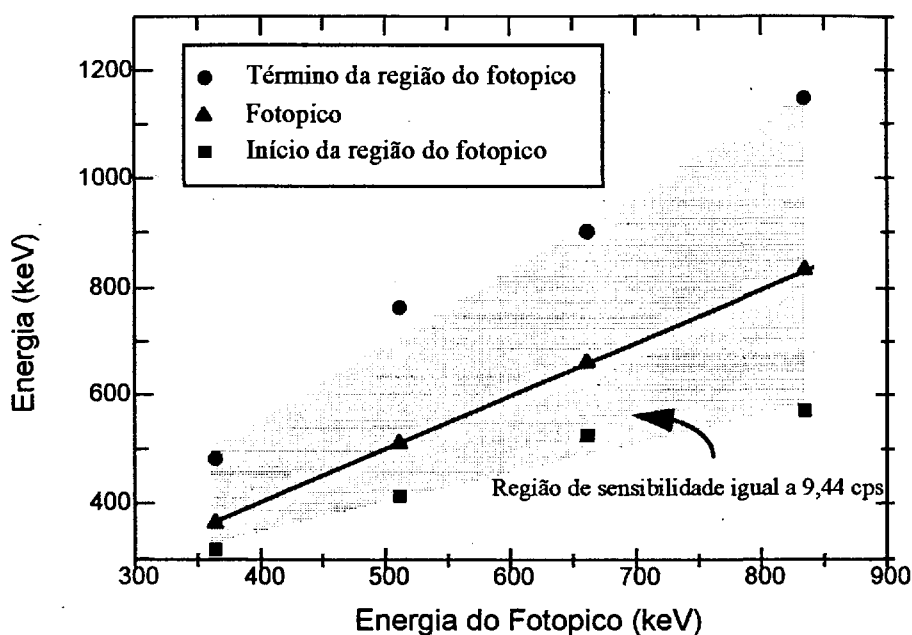


Figura 3.6 - Gráfico para a determinação dos limites da região do fotopico (eixo y) em função da energia (eixo x). No intervalo delimitado pela área hachurada a sensibilidade do detetor com supressão Compton é constante e igual a  $9,44 \pm 0,73$  cps.

### 3.6 Eficiência de Contagem

A variação da eficiência de contagem, em função da posição da fonte no poço detetor, foi determinada utilizando-se uma fonte puntual de  $^{137}\text{Cs}$ , 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), conforme a ilustração da Figura 2.7.

Na Figura 3.7 estão representados os valores de eficiência experimental e estimada por fatores geométricos, sem levar em consideração a absorção da radiação na água.



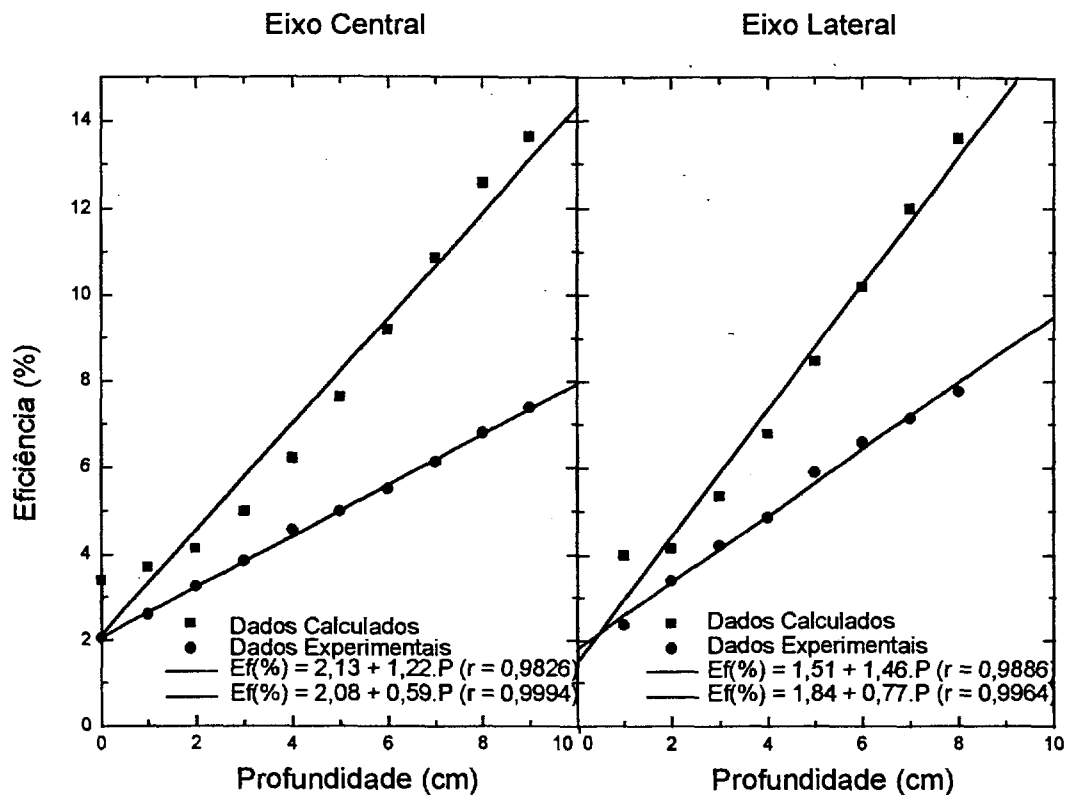


Figura 3.7 - Curvas de eficiência em função da profundidade de uma fonte puntual no poço detetor.

Na Figura 3.8 é mostrada a razão da eficiência experimental pela eficiência estimada.

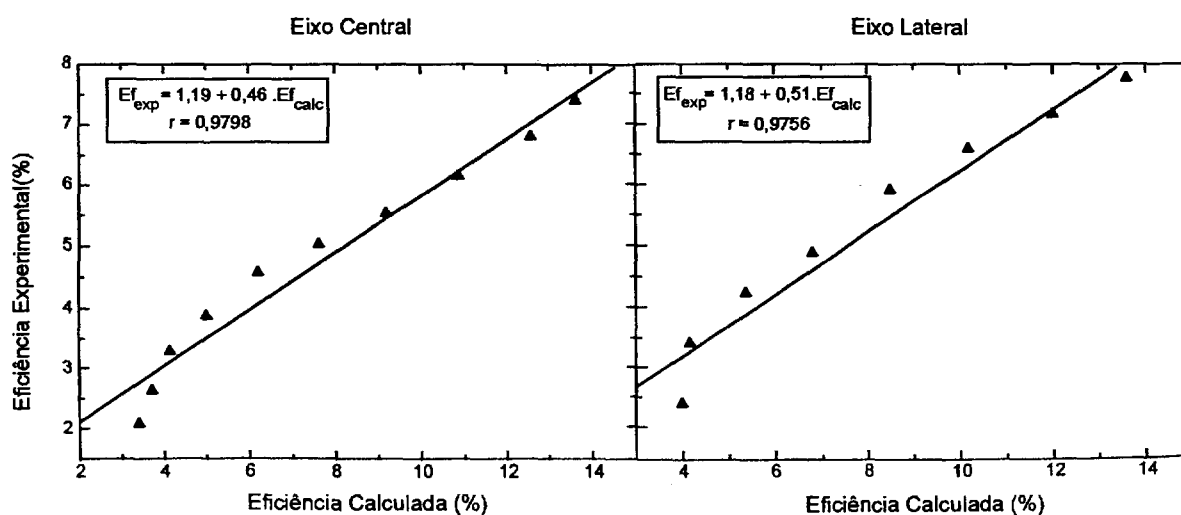


Figura 3.8 - Eficiência Estimada versus Eficiência experimental, considerando uma fonte puntual no eixo central e lateral.

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 ( $\Delta Ef$ ) do valor estimado e experimental para cada um dos eixos estudados. Os pares de pontos relativos a variação de eficiência e eficiência experimental ( $\Delta Ef, Ef_{\text{experimental}}$ ) 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 3.9.

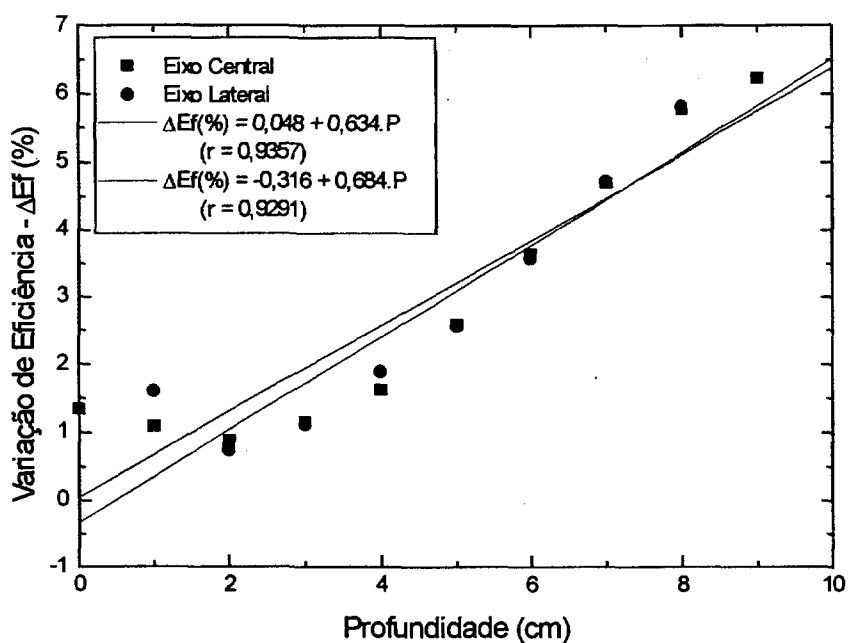


Figura 3.9 - Curva de atenuação da eficiência versus profundidade para os eixos central e lateral.

## 4 DISCUSSÃO

A sensibilidade do detetor de corpo inteiro pode ser definida como a menor quantidade de radiação capaz de ser significativamente diferenciada do BG. Este parâmetro é objeto de estudo de praticamente todos os trabalhos voltados para esta área. Conforme relata Toohey e col<sup>35</sup>, a sensibilidade do DCI depende principalmente da contagem da radiação de fundo, do tamanho do detetor, da resolução, da geometria e do tempo de contagem.

Wogman e col.<sup>38</sup> mostraram o efeito das blindagens, passiva\* e ativa\*\*, no espectro da radiação de fundo mostrando que estas duas componentes de redução do BG contribuem para aumentar a sensibilidade do detetor.

A literatura é rica na descrição de projetos de detetores que utilizam a metodologia de supressão Compton. A maioria dos trabalhos relatados utilizam as seguintes combinações de detetores principal-secundário: NaI(Tl)-NaI(Tl)<sup>10,39</sup>, NaI(Tl)-BGO<sup>1,4</sup>, NaI(Tl)-PC<sup>14</sup>, Ge-BGO<sup>26</sup>, Ge(Li)-PC<sup>8</sup>, Ge-NaI(Tl)<sup>30</sup> e Câmara de Anger-PC<sup>36,40</sup>. Esses detetores ainda não são fabricados em nosso ambiente e portanto sua aquisição compromete a maioria dos projetos de pesquisas. Nos laboratórios do Departamento de Aplicações das Radiações na Indústria e Engenharia do IPEN são produzidos detetores plásticos cintiladores de grande volume e cristais de CsI(Tl) de até 50 mm de diâmetro.

O reator IEA-R1 da CNEN instalado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) no campus da Universidade de São Paulo é o mais eficiente reator do Brasil, entretanto, suas condições operacionais impossibilitam, no presente, a produção de radionuclídeos com alta atividade específica devido ao baixo fluxo de neutrons. Esta limitação compromete os estudos que requerem material radioativo em quantidade traçadora, como por exemplo, nos estudos da biodisponibilidade de nutrientes.

A comunidade científica tem mostrado interesse em utilizar detetores capazes de medir animais de pequeno porte, como por exemplo camundongos (30g), ratos (400g) e coelhos (3 kg) em estudos com traçadores radioativos produzidos no IPEN. Nesse sentido o presente trabalho procura investigar a melhoria na sensibilidade de detecção de um

---

\* Massa envolvendo o detetor

\*\* Sistema multidetector com sistema em anticoincidência de sinais - supressor Compton

detetor tipo poço para pequenos animais construído com a combinação Plástico Cintilador - Plástico Cintilador e utilizando o princípio da supressão Compton<sup>22</sup>.

É relatado na literatura que o plástico cintilador oferece pouca capacidade de resolução por ser constituído de elementos químicos de baixo número atômico (H e C) e por isso o efeito Compton é predominante (Figura 1.1). Os efeitos da atenuação do sinal, devido aos fenômenos da alta absorção da luz e da perda de fótons por fenômenos foto-geométricos (Figura 3.2), são importantes na diminuição da capacidade de resolução do PC. Para detetores de grande volume os efeitos da atenuação do sinal pelos processos da autoabsorção dos fótons e dos fenômenos foto-geométricos provavelmente são os principais fatores que empobrecem a resolução do detetor. Um feixe de fótons se reduz à metade ao atravessar uma extensão de aproximadamente 95 mm do detetor (Figura 3.3 e equação 3.1). Como os fótons são produzidos isotropicamente por todo o volume do detetor, aqueles gerados mais próximos da fotomultiplicadora produzem um sinal elétrico de maior magnitude do que àqueles gerados à maior distância. A principal causa desta atenuação do sinal é devida às perdas por refração nas paredes do detetor e à sobreposição dos espectros de absorção e fluorescência dos componentes cintiladores (Figura 3.1).

No projeto de um detetor deve-se considerar esses aspectos aliados ao compromisso da relação custo-benefício. O detetor principal, projetado nesse trabalho, possui 130 mm de espessura, suficiente para atenuar aproximadamente 45% de um sinal luminoso gerado na face superior do detetor. Interações da radiação que ocorram na face superior praticamente geram sinais com a metade da altura de pulso daqueles produzidos no fundo do poço do detetor, próximo do acoplamento da fotomultiplicadora. Esse efeito deve ser uma das principais causas da diminuição da capacidade de resolução do detetor. Nos experimentos realizados com a fonte de <sup>241</sup>Am, essencialmente um emissor  $\alpha$ , as interações ocorreram praticamente na mesma região e assim os sinais não sofreram influência tão acentuada dos múltiplos centros de interação no detetor como acontece com a radiação gama. Para a radiação  $\alpha$  os resultados de resolução foram muito mais favoráveis (Figuras 3.2 versus 3.4). Nos PCs com espessuras pequenas ( $\approx 1$  mm) a resolução foi da ordem de 17% enquanto que para os de maiores espessuras ( $\approx 164$  mm) a resolução mostrou-se ser próxima de 21% (Figura 3.2). Esses achados demonstram que com o aumento da espessura do detetor cresce também os fenômenos aleatórios que interferem na formação do sinal. Espera-se que esses efeitos sejam exacerbados com radiações eletromagnéticas pois as

mesmas são muito mais penetrantes e as cintilações ocorrem em vários pontos no detetor. Um recurso técnico para reduzir o efeito da autoabsorção da luz consiste em utilizar mais de uma fotomultiplicadora acoplada ao detetor principal. A fotomultiplicadora é uma das principais componentes de custo e conseqüentemente, essa solução não é economicamente aconselhável. Com a rápida evolução da tecnologia é provável que as fotomultiplicadoras sejam substituídas por sensores semicondutores, os quais são mais econômicos e simples, e assim posteriormente essa limitação possa ser solucionada.

Nas quatro fontes radioativas utilizadas para caracterizar o desempenho do supressor Compton verificou-se que o fator de redução (FR) foi mais intenso na região do Compton contínuo comparativamente à região do fotopico (Tabela 3.2 e Figura 3.4). A razão média entre o fator de redução no início do Compton contínuo e no fotopico foi de aproximadamente 1,16 sugerindo uma efetividade relativa de 16% da ação do supressor Compton. Este enfoque quando apreciado pelo parâmetro de supressão Compton (FSC), proveniente de uma razão entre áreas e não de um determinado ponto do espectro, mostrou um valor médio de aproximadamente  $1,308 \pm 0,109$ . Cooper e Brownell<sup>8</sup> descreveram para a combinação Ge(Li)-PC o FSC igual a aproximadamente dois, logo a combinação PC-PC utilizada neste trabalho equívale a 35% da 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 dos outros fatores geométricos. De qualquer modo o supressor Compton, utilizado no presente trabalho, conferiu ao sistema uma melhoria global de aproximadamente 31%, calculada pelo  $FSC \cong 1,31$ .

O fator de redução quando calculado para os espectros da radiação de fundo (Figura 3.4) 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 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%.

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 devemos novamente 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  $4\pi$ . 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 construído com um poço muito profundo de modo que o ângulo de escape da radiação seja desprezível, com isso 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*”<sup>\*</sup> 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  $^{137}\text{Cs}$ , 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 3.7). 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 (Figuras 2.7 e 3.7).

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 (Equações 2.11 e 2.12). Ao

---

\* Termo técnico de origem da língua inglesa (phantom) com interpretação próxima de simulador ou manequim.

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 teoricamente avaliada pelo método de Monte Carlo<sup>27</sup> entretanto esta avaliação transcende a finalidade inicial deste trabalho. Detendo-se somente aos aspectos geométricos (item 2.2.3.5) observa-se que a eficiência de contagem prevista também apresenta perfil linear. Os valores da eficiência experimental em comparação com a calculada mostraram-se ligeiramente inferiores (Figura 3.7). Comparando-se, ponto a ponto, a eficiência experimental e calculada encontra-se significativa correlação entre as duas eficiências ( $r_{\text{eixo central}} = 0,9798$  e  $r_{\text{eixo lateral}} = 0,9756$  - Figura 3.8). 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:  $\Delta Ef_{\text{central}} = 0,05 + 0,63.P$  e  $\Delta Ef_{\text{lateral}} = -0,32 + 0,68.P$ , 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 fonte radioativa quando localizada no fundo do poço tem sua eficiência reduzida em 6,0 pontos percentuais devido à autoabsorção na água. A mesma fonte quando localizada no centro do poço terá reduzida sua eficiência de contagem em  $\approx 1,8$  pontos percentuais. No topo do poço terá sua eficiência de contagem reduzida por esse processo em  $\approx 0,5$  pontos percentuais. 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  $^{131}\text{I}$  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.

O uso do sistema de anticoincidência exigiu a inclusão de uma eletrônica associada relativamente cara. Foi necessário incluir quatro fotomultiplicadoras de 7,5 cm de diâmetro a um custo estimado em R\$4.000,00; mais R\$2.000,00 para os respectivos preamplificadores (construídos no IPEN) e aproximadamente R\$20.000,00 para os demais módulos da eletrônica nuclear associada (vide Figura 2.4). Em resumo, são necessários aproximadamente R\$26.000,00 para implementar o sistema com o supressor Compton e melhorar o desempenho do detetor em  $\approx 31\%$  quando apreciado pelo parâmetro do fator de supressão Compton,  $\approx 16\%$  pelo fator de eficácia da redução Compton e melhorar sua sensibilidade de de 12,25 cps para 9,44 cps. Entretanto, o detetor poderá ser operado sem o sistema de anticoincidência. Trata-se de um detetor com grande resistência mecânica, de fácil locomoção, sendo que o tipo da eletrônica a ser utilizada dependerá dos recursos disponíveis ao usuário e das particularidades de seu experimento.

Como próxima etapa de avaliação e melhorias a serem implementadas ao detetor projetado neste trabalho, o mesmo deverá ser utilizado em aplicações na área da nutrição e no controle e pesquisas de radiofármacos.



## 5 CONCLUSÕES

1. O estudo realizado após a polimerização do PC mostrou que os cintiladores não foram degradados;
2. A transparência do plástico mostrou ser dependente da espessura do detetor de acordo com a função bi-exponencial descrita pelos seguintes parâmetros:

$$\text{Altura de Pulso Relativa} = 0,519.e^{-0,00162x} + 0,481.e^{-0,02112x}$$

Este estudo revelou a necessidade de se utilizar apenas uma fotomultiplicadora no detetor principal;

3. O Fator de supressão Compton médio foi de  $1,308 \pm 0,109$ , sugerindo uma melhoria de aproximadamente 31% no espectro;
4. O Fator médio de eficácia do redução Compton foi de 1,16, demonstrando uma melhoria de 16% no perfil do espectro;
5. O Fator de redução do BG foi de 1,75, contribuindo para um redução de 75% no espectro do BG;
6. A Sensibilidade foi de  $9,44 \pm 0,73$  cps; constatando-se uma melhoria na sensibilidade de  $\approx 23\%$ , com o uso do sistema de supressão Compton;
7. Eficiência *máxima* de contagem de uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  (661 keV) foi de aproximadamente 8,3%;
8. A variação da eficiência devida a autoabsorção da radiação no corpo (fantom) foi de:
  - 6,0 pontos percentuais no fundo do poço;
  - 1,8 pontos percentuais no centro do poço e
  - 0,5 pontos percentuais no topo do poço do detetor.

## APÊNDICE - Abreviaturas Utilizadas

<b>ANACOMP</b>	Programa computacional dedicado à <u>análise</u> <u>compartimental</u> versão 3.12, disponível sem custo por solicitação ao autor <sup>23</sup> ou ao IPEN
<b><math>\mu</math></b>	Coeficiente de atenuação luminosa expresso em $\text{mm}^{-1}$ .
<b><math>\Delta E_f</math></b>	Diferença entre os valores de eficiência experimental $E_{f_{\text{exp}}}$ e a calculada $E_{f_{\text{calc}}}$ . $\Delta E_f$ poderá representar a diferença das eficiências experimental e calculada em cada um dos eixos: central $\Delta E_{f_{\text{central}}}$ e lateral $\Delta E_{f_{\text{lateral}}}$
<b>A</b>	Número de massa atômica do elemento, utilizado normalmente à esquerda do símbolo do elemento químico na parte superior. No exemplo $^{137}_{55}\text{Cs}$ $A=137$ e $Z=55$
<b>ADCAM</b>	Nome fantasia do analisador multicanal modelo 918A, produzido pela ORTEC
<b>BG</b>	Nível da radiação de fundo. Proveniente do termo inglês Background
<b>BGO</b>	Cristal cintilador de Germanato de Bismuto ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ )
<b>C</b>	Área da região do Compton contínuo, utilizada no cálculo do FSC.
<b>CNEN</b>	Comissão Nacional de Energia Nuclear
<b>cpm</b>	Atividade da fonte radioativa espessa em <u>contagens</u> <u>por</u> <u>minuto</u>
<b>cps</b>	Atividade da fonte radioativa espessa em <u>contagens</u> <u>por</u> <u>segundo</u> .
<b>CsI(Tl)</b>	Cristal cintilador de Iodeto de Césio ativado com Tálcio
<b>d.p.</b>	Desvio padrão da medida
<b>DCI</b>	Detetor de Corpo Inteiro
<b>DPS</b>	Substância orgânica com propriedades de cintilação. É utilizada como cintilador primário. Sua fluorescência máxima corresponde a $410 \text{ nm}^{24}$ .
<b>EC</b>	Espalhamento Compton
<b>Ef</b>	Eficiência de contagem expressa em porcentagem. $E_{f_{\text{exp}}}$ → eficiência medida experimentalmente e $E_{f_{\text{calc}}}$ → eficiência calculada levando-se em conta somente o escape da radiação devido a abertura do poço de contagem.

<b>EFE</b>	Efeito Foto Elétrico
<b>eV</b>	A unidade tradicional para a medida da energia da radiação é o eV (eletron Volt) definida como a energia cinética ganha por um eletron pela sua aceleração através de uma diferença de potencial de 1 Volt. $1 \text{ eV} \equiv 1,602 \times 10^{-19} \text{ Joules}$ . Múltiplos mais utilizados do eletron Volt: keV, MeV, GeV.
<b>FR</b>	Fator de redução Compton, parâmetro que representa a razão entre a altura de um ponto do espectro sem a ação do supressor Compton pelo ponto equivalente no espectro com o supressor Compton.
<b>FSC</b>	Fator de supressão Compton calculado pela razão entre as áreas da região do fotopico e da região do Compton contínuo.
<b>IPEN</b>	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, órgão pertecente à CNEN-Comissão Nacional de Energia Nuclear
<b>MQD</b>	Menor quantidade detectável com significação estatística de $P < 0,01$
<b>NaI(Tl)</b>	Cristal cintilador de Iodeto de Sódio ativado com Tálcio
<b>P</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Área do fotopico (da língua inglesa <b>Photopeak</b>), utilizada no cálculo do FSC.</li> <li>2. Nível de probabilidade estatística. Neste trabalho adotou-se <math>P &lt; 0,01</math> (1%).</li> <li>3. Profundidade (mm) da fonte de <math>^{137}\text{Cs}</math> no poço detetor nos estudos da eficiência de contagem</li> </ol>
<b>PBD</b>	Substância orgânica com propriedades de cintilação. É utilizada como cintilador primário. Sua fluorescência máxima corresponde a $365 \text{ nm}^{24}$
<b>PC</b>	Plástico Cintilador
<b>POPOP</b>	Substância orgânica com propriedades de cintilação. É utilizada como cintilador secundário. Sua fluorescência máxima corresponde a $422 \text{ nm}^{12,24}$ .
<b>PP</b>	Produção de Pares
<b>PPO</b>	Substância orgânica com propriedades de cintilação. É utilizada como cintilador primário. Sua fluorescência máxima corresponde a $368 \text{ nm}^{12,24}$ .
<b>r</b>	Coefficiente de correlação linear <sup>33</sup>
<b>X</b>	Usado na maior parte do texto para designar as moléculas do monômero estireno

- Y** Usado na maior parte do texto para designar as moléculas do cintilador primário (PPO)
- Z** 1. Número atômico do elemento. É utilizado normalmente à esquerda do símbolo do elemento químico na parte inferior. No exemplo  $^{137}_{55}\text{Cs}$   $Z=55$  e  $A=137$   
2. Na descrição da migração da energia Z representa as moléculas do cintilador secundário (POPOP ou equivalente)
- $^{22}\text{Na}$**  Fonte radioativa do elemento Sódio de número atômico  $Z=11$  e massa  $A=22$ . Tempo de decaimento  $T_{1/2} = 2,602$  anos . A radiação  $\gamma$  mais importante deste radionuclídeo possui energia de 511 keV
- $^{54}\text{Mn}$**  Fonte radioativa do elemento Manganês de número atômico  $Z=25$  e massa  $A=54$ . Tempo de decaimento  $T_{1/2} = 312,7$  dias . A radiação  $\gamma$  mais importante deste radionuclídeo possui energia de 835 keV
- $^{131}\text{I}$**  Fonte radioativa do elemento Iodo de número atômico  $Z=53$  e massa  $A=131$ . Tempo de decaimento  $T_{1/2} = 8$  dias . A radiação  $\gamma$  mais importante deste radionuclídeo possui energia de 364 keV
- $^{137}\text{Cs}$**  Fonte radioativa do elemento Césio de número atômico  $Z = 55$  e massa  $A = 137$ . Tempo de decaimento  $T_{1/2} = 30,17$  anos, decai para o  $^{137\text{m}}\text{Ba}$  o qual emite preferencialmente um fóton gama de 662 keV
- $^{241}\text{Am}$**  Fonte radioativa do elemento Amerício de número atômico  $Z=95$  e massa  $A=241$ . Tempo de decaimento  $T_{1/2} = 432,2$  anos . A radiação  $\alpha$  mais importante deste radionuclídeo possui energia de 5,486 MeV

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- ALBA, R.; BELLIA, G. AND DEL ZOPPO, A. Performance of a symmetric BGO-NaI anti-compton shield. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, Sec. A, v. 280, p. 73-82, 1989.
- 2- BIRKS, J.B. *Scintillation counters*. New York, N.Y.: McGraw-Hill:, 1953.
- 3- BRANSOME, E. D. JR. *The current status of liquid scintillation counting*. Nova York, N.Y.: Grune & Stratton, 1970.
- 4- BYRNE, A. P. AND DRACOU LIS, G. D. Monte Carlo calculations for asymmetric NaI(Tl) and BGO Compton supression shields. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, Sec. A, v. 234, p 281-287, 1985.
- 5- CAMPOS, I.M.A.; SANTOS, O.R. AND MESQUITA, C. H. Dose estimation by citogenetic analysis in a radiation accidente with  $^{137}\text{Cs}$  in Goiânia (Brazil): Evaluation of probable exposure doses range. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.30, n°1, p.33-6, 1990
- 6- 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
- 7- 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.
- 8- 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.
- 9- ELFMAN, M.; HOMMAN N.P.-O. AND KRISTIANSOON, P. Desenvolpente of anti-Compton shield for a Si(Li) detector emploued in PIXE analysis. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res.*, Sec.B, v 95, p.122-126, 1995.
- 10- EULER, B.A.; COVELL, D.F. AND YAMAMOTO, S. A Compton-supressed coincidence gamma-ray scintilation spectrometer with large NaI(Tl) crystals. *Nucl. Instrum. Methods.*, v. 72, p. 143-154, 1969.

- 11- HAMADA, M.M.; MADI F<sup>o</sup>, T.; MESQUITA, C.H. *Estudo do acoplamento óptico de detectores plásticos cintiladores: avaliação de diferentes produtos de silicone.* In: CONGRESSO GERAL DE ENERGIA NUCLEAR, 3<sup>o</sup>, 22-27 julho, 1990, Rio de Janeiro. Anais... Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Energia Nuclear, 1990, v. 3, p. 18.
- 12- HAMADA, M.M.; MESQUITA, C.H. *Preparação de detectores plásticos cintiladores e caracterização dos parâmetros físico-químicos.* São Paulo: 1988. (IPEN- Pub- 216).
- 13- HAMADA, M.M.; MESQUITA, C.H.; RELA, P. R.; HASHIMOTO, T. ; SHIRAISHI, F. *Estudo do desempenho do cristal de CsI(Tl) com o fotodiodo tipo PIN.* In: CONGRESSO GERAL DE ENERGIA NUCLEAR, 4<sup>o</sup>, 5-9 Julho, 1992, Rio de Janeiro. Anais ... R.J.: Associação Brasileira de Energia Nuclear, 1992, v. 2, p611-614.
- 14- HASINOFF, S.T.; LIM, S.T.; MEASDAY, D.F. AND MULLIGAN, T.J. A new NaI gamma-ray spectrometer. *Nucl. Instrum. and Methods* , v. 117, p. 375-379, 1974.
- 15- HELENE, O. A. M. e VANIN, V. R. *Tratamento estatístico de dados em física experimental* São Paulo, SP: Edgard Blücher, 1981.
- 16- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY - *Clinical uses of whole-body counting*, Held in Viene, 28 jun - 2 jul, 1965
- 17- JALES, R.L.C. *Contadores de corpo inteiro: tipo desempenho e aplicações.* Rio de Janeiro, 1983. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- 18- KIEFFER, J. *Descrição, características e desempenho de um protótipo de Contador de Corpo Inteiro prar uso clínico.* São Paulo, 1970. Tese (Doutoramento) - Faculdade de Medicina, USP.
- 19- KNOLL, G.F. *Radiation detection and masurements.* New York, John Wiley, 1989. p 215-50.
- 20- MAFRA, O.Y. *Técnicas e medidas nucleares.* São Paulo, SP: Edgard Blucher, 1973
- 21- MARTINI, E.; HAMADA, M.M. AND MESQUITA, C.H. Light attenuation coefficient for polystyrene plastic scintillator with PPO plus POPOP. In: REUNIÃO DE TRABALHOS SOBRE FÍSICA NUCLEAR, 15<sup>o</sup>, 8-11 set, 1992 Caxambu. Anais... Minas Gerais: SOCIEDADE BRASILEIRA DE FÍSICA: 1992, v.1, p 49.

- 33- SNEDECOR, G. W., COCHRAN, W. G. *Statistical Methods*. Ames, Iowa: Iowa State University, 1967.
- 34- 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.
- 35- 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.
- 36- 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.
- 37- WALKER, J. K. Characteristics of plastics scintillators in use as large area particle detectors *Nucl. Instrum. Methods* , v. 68, p. 131-134, 1969.
- 38- WOGMAN, N. A.; PERKINS, R. W AND KAYE J.H.. An all sodium iodide anticoincidence shielded multidimensional gamma-ray spectrometer for low-activity sample. *Nucl. Instrum. Methods*, v. 74, p. 197-212, 1969.
- 39- WOGMAN, N. A.; ROBERTSON, D.E. AND PERKINS, R. W. A large detector, anticoincidence shielded multidimensional gamma-ray spectrometer. *Nucl. Instrum. Methods*, v. 50, p. 1-10, 1967.
- 40- 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.