

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA**

**DESEMPENHO E USO CLÍNICO DOS COLIMADORES
PARA FÓTONS DE MÉDIA E BAIXA ENERGIA**

CECIL CHOW ROBILOTTA

**Tese apresentada ao Instituto de Física da
Universidade de São Paulo para a
obtenção do grau de Mestre em Ciências.**

**São Paulo
1973**

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

DESEMPENHO E USO CLÍNICO DOS COLIMADORES
PARA FÓTONS DE MÉDIA E BAIXA ENERGIA

CECIL CHOW ROBILOTTA

Tese apresentada ao Instituto de Física da
Universidade de São Paulo para a obtenção
do grau de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. SHIGUEO WATANABE



SÃO PAULO
1973

AGRADECIMENTOS

Quero dizer "muito obrigada" a: Prof. Shiguo, Alípio, Divisão de Pesquisas Médicas do Centro de Medicina Nuclear, Djalma, Edegar, Edwaldo, Brinati, Prof. Sala, Alinka, Nobuko, Wayne, Marina, Tisuru, Estela, Lourdes, Endo, Aluizio, sr. Bruno e equipe, SEMA, FAPESP e BNDE, cujas orientações, críticas, discussões e auxílios muito contribuíram para a realização deste trabalho e a minha iniciação científica.

R E S U M O

Foram obtidos os espectros ^{203}Hg , ^{131}I e $^{99\text{m}}\text{Tc}$, usando "fantomas" de rim, tiróide e estômago, colocados na água, a profundidades diferentes, com um colimador de 19 canais da Nuclear-Chicago para os dois primeiros, e um de 127 canais para o terceiro. Foram calculados o espalhamento Compton e o fótópico pelo método sugerido por R.N. Beck. Os mesmos cálculos foram efetuados para espectros "in vivo" e comparações foram feitas. Obteve-se um método aproximado de determinação da profundidade de órgão. É sugerida uma nova janela, simétrica, entre 230 e 330 keV, para o mapeamento dos rins. Verificou-se que não existe uma única janela adequada para mapeamento do estômago, devido à sua posição anatômica.

É sugerida uma correção, considerando a geometria do paciente (ou "fantoma"), na fórmula apresentada por Beck, para uma determinação mais precisa da profundidade. É analisado o método de linha-base variável de L.W. Oberley e colaboradores, e sugerida uma modificação no circuito apresentado, para melhorar a qualidade das imagens com o uso de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

A B S T R A C T

PERFORMANCE AND MEDICAL USAGE OF FOCUSING COLLIMATORS FOR
MEDIUM AND LOW-ENERGY PHOTONS

Spectra of ^{203}Hg , ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ from phantoms of kidney, thyroid and stomach, placed in water at different depths, were obtained using a 19-hole Nuclear-Chicago collimator for the first two cases, and a 127-hole Nuclear-Chicago collimator for the third one. The Compton scatter fraction and the photopeak were calculated with the method suggested by R.N. Beck. The same calculations were done for "in vivo" spectra and the results were compared with the former. An approximate method for determination of the organ's depth was obtained. A new symmetrical window, between 230 and 330 keV, is suggested for kidney scanning. It has been verified that a single window appropriate for stomach scanning does not exist due to its anatomic position.

A modification of Beck's expression is suggested which gives the organ depth more accurately in terms of the patient's geometry. The method of variable base-line from L.W. Oberley et al has been studied and a modification of his circuit is suggested.

S U M Á R I O

Capítulo I	- INTRODUÇÃO.....	1
Capítulo II	- RESUMO TEÓRICO.....	8
Capítulo III	- PARTE EXPERIMENTAL	
	A - Metodologia.....	16
	B - Procedimento experimental.....	20
	B.1 - ^{203}Hg no rim.....	23
	B.2 - ^{131}I na tiróide.....	24
	B.3 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no estômago.....	26
Capítulo IV	- RESULTADOS E DISCUSSÕES	
	1 - ^{203}Hg no rim - medidas efetuadas com o colimador de 19 canais.....	
	1.A - Medidas com o "fantoma".....	28
	1.B - Medidas "in vivo".....	44
	2 - ^{131}I na tiróide - medidas efetuadas com o colimador de 19 canais.....	
	2.A - Medidas com o "fantoma".....	51
	2.B - Medidas "in vivo".....	56
	3 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no estômago - medidas efetuadas com o colimador de 127 canais.....	
	3.A - Medidas com o "fantoma".....	60
	3.B - Medida "in vivo".....	66
Capítulo V	- CONCLUSÕES	
	1 - ^{203}Hg no rim.....	72
	2 - ^{131}I na tiróide.....	74
	3 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no estômago.....	75

COMENTÁRIOS E SUGESTÕES.....77

APÊNDICE

A.1 - Algumas definições usadas na teoria dos
colimadores para cintigrafia.....84

A.2 - Características do colimador de 19 ca
nais da Nuclear-Chicago.....86

A.3 - Características do colimador de 127 ca
nais da Nuclear-Chicago.....91

REFERÊNCIAS.....94

BIBLIOGRAFIA.....98

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO

Na diagnose médica, as radiações mais usadas são a gama e o raio-X; as partículas β^- (1) e os pósitrons β^+ (2), (3) são empregados para alguns diagnósticos específicos, e hoje em dia já está em estudo a viabilidade de se usarem os mésons π^+ na biologia e na medicina⁽⁴⁾. Com o desenvolvimento dos reatores nucleares e aceleradores de partículas, os isótopos radioativos ficaram mais acessíveis e o seu uso na medicina se tornou mais freqüente e amplo, abrangendo tanto a diagnose como a terapia.

Os diagnósticos com o uso de radioisótopos são

efetuados a partir de provas funcionais, tendo como resultado registros temporais sobre o funcionamento de um determinado órgão, e de mapas ou cintigramas, que são imagens da distribuição de um determinado isótopo em um órgão em estudo, cujas diferenças de intensidade refletem a quantidade de radioatividade detectada em cada ponto. Desta forma, as imagens obtidas dão, além de uma visualização do órgão, um grau de funcionamento do tecido e das estruturas, pois os radiofármacos se alojam segundo a sua metabolização pelo órgão específico ou por um processo mecânico.

A imagem dos pulmões, obtida por macroagregados de albumina humana marcada com o Iodo-131, é resultado do bloqueio destes macroagregados pelos capilares, devido ao fato de que seu diâmetro é menor que o diâmetro dos macroagregados (da ordem de 5000 \AA). Este processo mecânico de fixação do isótopo dá informação que não é possível obter-se na radiologia convencional, pois, nesta imagem, além da visualização do órgão, a presença do macroagregado indica a existência de fluxo sanguíneo, permitindo a avaliação da perfusão sanguínea de cada pulmão. Na chapa de raio-X, a ausência de perfusão sanguínea não é detectada, e o contorno destes pulmões é completo, ao passo que no mapa esta falta é apresentada pela diminuição de intensidade.

A imagem do fígado obtida com Ouro-198 coloidal ou com um colóide de enxofre marcado com Tecnécio-99m se deve à filtração deste colóide pelo próprio órgão. A depuração sanguínea deste colóide, cujo diâmetro está entre 300

e 1000 \AA , pelo mesênquima retículo endotelial permite, além da visualização do órgão, que é transparente ao raio-X, uma avaliação do estado funcional do mesmo. O baço, que também é transparente ao raio-X, pode ser visualizado pelo mesmo colóide com diâmetro menor que 300 \AA . A Fig. 1 mostra o mapa do fígado e do baço, obtido com a administração do colóide de enxofre marcado com ^{99m}Tc . Reduzindo mais ainda o diâmetro deste colóide até cerca de 50 \AA , as partículas atravessam o sistema retículo endotelial do fígado e do baço, ficando retidas na medula, permitindo também a sua visualização.

Fraturas ósseas recentes e não muito grandes não podem ser detectadas pela técnica de medicina nuclear, devido à resolução insuficiente. Mas processos de solidificação são facilmente acompanhados com Estrôncio-85, ou com polifosfato marcado, geralmente com Tecnécio-99m, pois, na fase de solidificação, a metabolização do cálcio, ou composto cálcio-equivalente para o organismo, é muito aumentada, permitindo o registro deste desenvolvimento.

A localização de metástases ósseas, com antecedência de até 6 meses em relação ao raio-X convencional, é possível com o uso de radioisótopos, também devido ao metabolismo elevado de cálcio que elas possuem. Isto possibilita um tratamento radioterápico e químico mais eficiente.

O volume muito reduzido do traçador (da ordem de alguns ml) injetado no volume sanguíneo, nos exames com radioisótopos, não tem condição de alterar a dinâmica circula

FIG. 1 - Mapa de fígado e baço com a administração do colóide de enxofre marcado com ^{99m}Tc

tória normal. No caso de raio-X, o volume do contraste injetado, para se obter uma imagem mais nítida, pode ser tão grande que modifica a dinâmica circulatória, além das consequências indesejáveis ao contraste, como sérias reações alérgicas, bloqueio total por anos da glândula tireóide etc..

Dos mapas, é possível, ao clínico, extrair as seguintes informações sobre um determinado órgão:

- 1 - forma e a sua regularidade;
- 2 - posição em relação à posição anatômica normal;
- 3 - tamanho;
- 4 - grau de funcionalidade, isto é, se é homogêneo ou heterogêneo, se é hipo ou hiperfuncionante, ou normal.

No entanto, estas informações estão sujeitas a variações dependentes das condições clínicas:

- alta ou baixa concentração radioativa que pode ser devida, ou à falta de funcionalidade, como na imagem de uma tireóide hipofuncionante obtida com ^{131}I , ou à alta periculosidade do isótopo, como no caso da imagem de uma estrutura óssea obtida com o ^{85}Sr .
- o tamanho do próprio paciente, que varia num grande intervalo, desde o mais magro até o mais obeso. Este fator contribui no espalha -

mento da radiação proveniente do órgão em es
tudo durante o mapeamento.

Uma zona inativa, ou pouco ativa, de um determi-
nado órgão pode ser mascarada pelo espalhamento dos fótons
emitidos pelo tecido vizinho a esta zona, dando uma falsa
impressão de normalidade. Uma maneira de eliminar isso con-
siste em usar colimadores que restringem o campo de visão
do detector. No entanto, ainda atinge o sistema de detecção
uma fração das radiações espalhadas. Então, o ajuste do nível
inferior de discriminação, do analisador de altura de
pulsos, é um outro fator que deve ser considerado, quando -
se quer obter um mapa de boa qualidade, que dá um maior número
de informações mais próximas da realidade. Beck e cola-
boradores ^{(5), (6)} determinaram um ajuste ótimo da linha-base
para mapeamento de cérebro, com radioisótopos de energia en
tre 140 e 511 keV, fazendo uso de um "fantoma", que consis-
te de um cilindro de 16 cm de diâmetro por 16 cm de altura,
no ar.

Um dos objetivos deste trabalho é a tentativa de
se obter um arranjo ótimo de largura da janela e linha-base,
com a energia do isótopo, o órgão a ser examinado e o sis-
tema de detecção colimado. Isto é feito com "fantomas" de
cada órgão, imersos em água, com geometria bem definida pa-
ra Iodo-131 na tireóide, Mercúrio-203 nos rins e Tecnécio -
99m no estômago.

Um segundo objetivo deste trabalho é o estudo da
influência da profundidade de órgãos, fazendo uso de "fanto

mas" dos mesmos. Estes são fontes volumétricas, imersas em volume de água representando o corpo, a profundidades diferentes e com geometria bem definida. Estudos semelhantes - foram feitos por Johnston e Brill⁽⁷⁾, utilizando, porém, fontes planas de diâmetros variáveis, que não correspondem à realidade clínica.

Foram feitas também medidas "in vivo" para a comparação e confronto com os dados "in vitro".

Estes estudos foram feitos com os colimadores de 19 e 127 canais, destinados a isótopos de média e baixa energia, respectivamente.

CAPÍTULO II - RESUMO TEÓRICO

Os testes que são efetuados para a diagnose na medicina nuclear são, em muitos casos, destinados a detectar lesões em órgãos como o fígado, a tiróide, o cérebro etc.. Portanto, a resolução espacial (V. Apêndice) do sistema de detecção é um fator importante para determinar a dimensão mínima de uma lesão que possa ser detectada. Desta forma, são usados sistemas colimados constituídos de um colimador que restringe o campo de visão do cristal; um cristal de iodeto de sódio, que converte os raios-gama em luz; e um tubo fotomultiplicador, que transforma a luz em um

pulso elétrico. Para estes sistemas, devido à natureza estatística dos processos de conversão, transferência e multiplicação envolvidos, a resposta está sujeita a flutuações estatísticas que obedecem à lei Gaussiana^{(8),(9)}, dada por:

$$p(E_s, E) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sigma} \exp \left[-\frac{(E - E_s)^2}{2\sigma^2} \right]$$

cujo desvio-padrão é:

$$\sigma = \frac{R_0}{2} \left(\frac{E_0 E_s}{2 \ln 2} \right)^{1/2} = K_0 E_s^{1/2}$$

onde R_0 é a resolução energética do sistema, para uma fonte puntiforme emissor de fótons de energia E_0 , E_s é a energia do fóton espalhado.

Toda vez que se processa um mapeamento-obtenção da imagem de um órgão - com o uso de radioisótopos, o órgão é uma distribuição tridimensional de material radioativo, que pode ser considerado como uma fonte luminosa, embebida num meio que espalha e absorve a radiação emitida. Pode-se classificar os N_0 fótons que atingem o cintilador em 3 grupos:

- aqueles que atingem o cintilador sem ter sofrido espalhamento no caminho, isto é, os fótons primários, cuja energia é E_0 ; número total = N_p ;

- aqueles que sofreram espalhamento no tecido ou na própria fonte cuja energia é E_s , compreendida entre E_B , energia do retro-espalhamento, e E_o ; número total = N_{tec} ;
- aqueles que sofreram espalhamento no colimador ou na blindagem do sistema de detecção; número total = N_{col} . Para uma dada distribuição de radioisótopos, esta fração pode ser considerada aproximadamente constante.

Nos cálculos deste trabalho, não foram separados N_{tec} do N_{col} , isto porque N_{col} contribui como um fator aditivo constante.

A Fig. 2 mostra uma fonte volumétrica, contendo material radioativo, imersa num meio espalhador.

Admitindo que o espalhamento é devido ao efeito Compton, a relação energia-ângulo é dada por:

$$E_s = \frac{E_o}{1 + \frac{E_o}{mc^2}(1 - \cos \theta)} \quad (\text{eq. de Compton})$$

- onde
- E_o = energia do γ primário
 - E_s = energia do γ espalhado
 - θ = ângulo de espalhamento em relação à direção incidente
 - mc^2 = energia de repouso do elétron = .511MeV

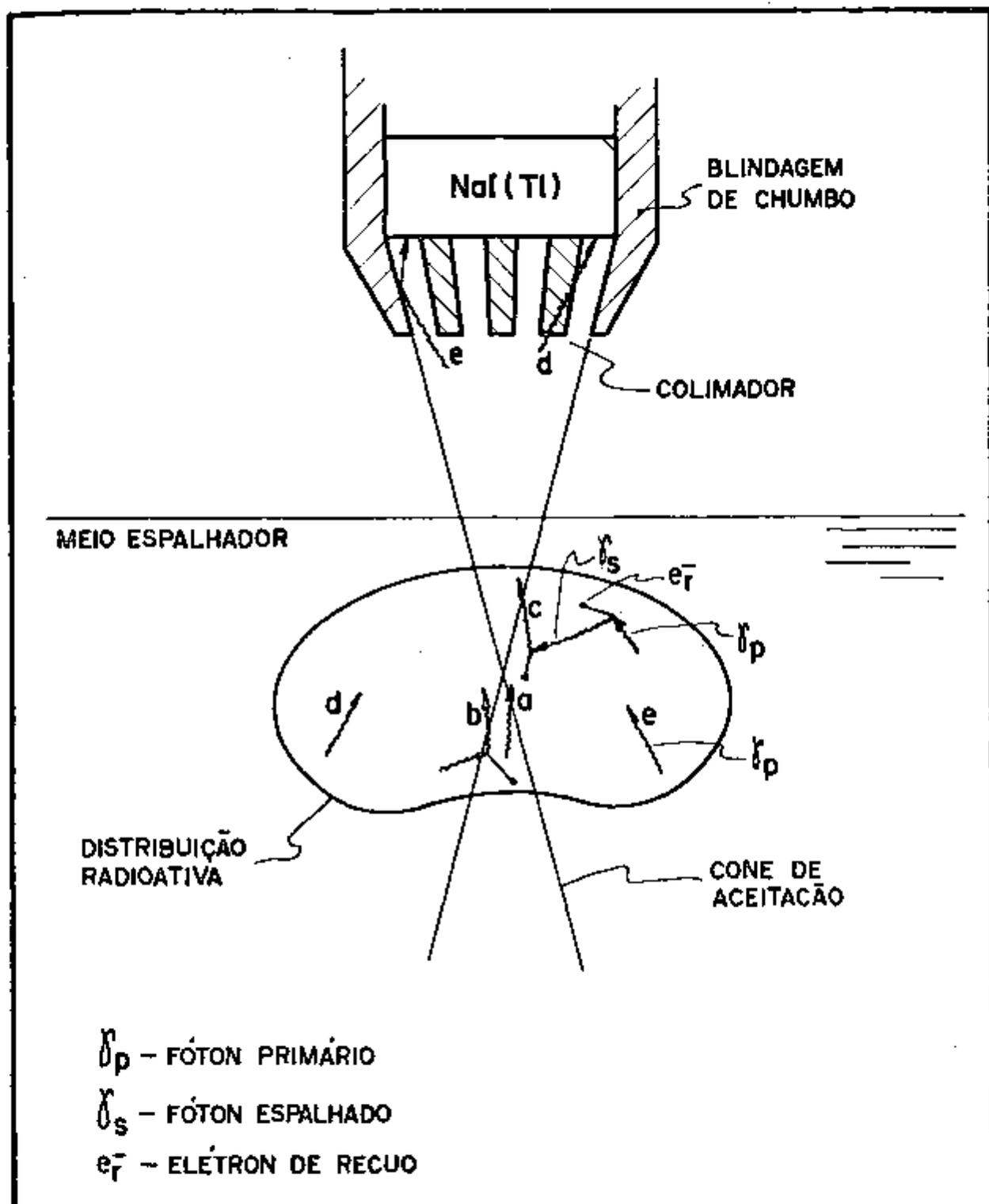


FIG. 2 - Sistema de detecção colimado, visualizando uma distribuição va lumétrica num meio espalhador.

A energia espalhada, E_s , é mínima para $\theta=180^\circ$, $E_s=E_B$, o retro espalhamento; e é máxima para $\theta=0^\circ$, $E_s=E_o$, quando não é espalhada efetivamente.

O espectro energético de fótons que saem do pa-
ciente possui, desta forma, uma componente não-espalhada
e uma distribuição contínua de espalhamento. Esta distribui-
ção contínua é dada pela equação de Klein-Nishina, que des-
creve a abundância relativa de fótons espalhados no tecido
e no colimador. A forma (mas não a magnitude absoluta) des-
ta distribuição é dada por^{(10),(11),(5),(6)}:

$$f(E_s) = \frac{1}{E_o^2} \left[\frac{E_s}{E_o} + \frac{E_o}{E_s} - 2 \text{mc}^2 \left(\frac{1}{E_s} - \frac{1}{E_o} \right) + \text{m}^2 \text{c}^4 \left(\frac{1}{E_s} - \frac{1}{E_o} \right)^2 \right]$$

Um fóton que sai da fonte pode atingir o detec-
tor diretamente (radiação (a) da Fig. 2), ou passando atra-
vés dos septos do colimador (radiação (d)), ou espalhado por
suas paredes (radiação (e)). Em geral, para fótons de ener-
gia menor que 600 keV, a componente de penetração pode ser
reduzida até um nível desprezível escolhendo-se apropriadamente
o material e a espessura dos septos do colimador. No-
entanto, o efeito foto-elétrico ocorrido no colimador, devi-
do à interação do γ com o mesmo, produz uma componente de
raio-X. No caso dos colimadores usados neste trabalho, que
são feitos de chumbo, aparece um pico em 74 keV, que se de-
ve ao raio-X.K do material.

Nestas condições, admitindo uma interação predom-

minantemente Compton, no paciente (ou "fantoma"), o espectro do espalhamento pode ser determinado usando a seguinte expressão⁽⁵⁾:

$$F(E) = \int_{E_b}^{E_0} f(E_s) p(E_s, E) dE_s$$

ou seja:

$$F(E) = \int_{E_b}^{E_0} \frac{1}{E_0} \left[\frac{E_s}{E_0} + \frac{E_0}{E_s} - 1,02 \left(\frac{1}{E_s} - \frac{1}{E_0} \right) + 0,262 \left(\frac{1}{E_s} - \frac{1}{E_0} \right)^2 \right] \cdot \frac{\exp \left[- (E-E_s)^2 / 2 E_s K_0^2 \right]}{K_0 (2\pi E_s)^{1/2}} dE_s$$

onde a energia \hat{e} dada em MeV.

Tendo o espectro energético e conhecendo a componente espalhada, é possível separá-la da não-espalhada, isto é, do fotopico. É a partir desta discriminação que se determinam quantidades como a fração espalhada pelo tecido (S), a eficiência de contagem para fótons não-espalhados (Y), o efeito da radiação espalhada sobre a sensibilidade do sistema, a profundidade de um determinado órgão, e tamhã se consegue obter uma melhor linha-base para se fazer o mapeamento.

Neste trabalho, a fração espalhada teórica, isto é, a função $F(E)$, foi obtida no computador usando um programa para cálculo de integrais pelo método de Simpson⁽¹²⁾. Obtida a componente Compton teórica, foi feita a normalização da mesma com os dados experimentais, considerando como o ponto de normalização a energia dada por $E_n = 3,5\sigma_0$, isto é, para energias acima de E_n , o espectro é praticamente composto só pela componente não-espalhada e abaixo da qual só existe contribuição Compton. Subtraindo do espectro experimental os valores normalizados de $F(E)$, obtêm-se somente o fotopico.

A fração espalhada pelo tecido, S , é definida pela razão entre a radiação espalhada (N_s) e a não-espalhada (N_u), dentro da janela de um analisador de altura de pulso. Então: $S = N_s/N_u$, o que corresponde à razão das áreas sob os 2 espectros - Compton e fotopico - dentro da janela.

A eficiência de contagem para fótons não-espalhados, ψ , é dada pela razão entre o número N_u de pulsos devidos a radiações não-espalhadas dentro da janela e o número total N_p de pulsos contidos no fotopico, isto é, $\psi = N_u/N_p$.

Tendo os valores de S e ψ , pode-se considerar o seguinte critério para o ajuste da linha-base da janela: a janela deve ser tal que se tenha S mínimo e ψ grande. Então, existe um certo compromisso entre estes valores, visto que eles devem ser tais que S mínimo não acarrete um decréscimo muito grande em ψ . Caso contrário, apesar de se ter uma fração pequena de componente espalhada, a contagem se reduz a

tal ponto que um mapeamento se torna precário, necessitando de muito tempo para ser feito. f definida, então, a razão $(1+S)/\psi$. Este fator dá o acréscimo da quantidade de radio-fármaco a ser administrado ou do tempo de contagem, que a carreta uma diminuição da velocidade de varredura, para se obter a razão sinal-ruído de um sistema ideal. Desta forma, a linha-base ótima minimiza esta razão.

CAPÍTULO III - PARTE EXPERIMENTAL

A - Metodologia

A técnica empregada neste trabalho é a cinti-gráfica, isto é, o uso de cristal de cintilação inorgânico-NaI(Tl) acoplado a tubo fotomultiplicador, cujos sinais são amplificados linearmente e depois são analisados e moldados por analisadores de altura de pulsos. Depois de passar pela fase de análise, os sinais são colecionados por escalímetros binários e a seguir vão acionar um impressor eletromecânico para fazer o mapa de um órgão em estudo. O sistema de detecção propriamente dito, colimador + cristal +

+ fotomultiplicador + pré-amplificador, está rigidamente conectado a um sistema de varredura automático, no qual está o terminal do registro gráfico ("printer"). Este sistema é o cintígrafo ("scanner") ou sistema de detecção móvel. O esquema deste conjunto está representado na Fig. 3.

Na realidade, os isótopos administrados aos pa cientes não se alojam somente nos ôrgãos em estudo, mas tam hêm no sangue em circulação. Por exemplo, no mapeamento da tiróide, a concentração de iodo na glândula é cerca de 12 vezes a que está contida no sangue em circulação no pes- çoco. Por este motivo, faz-se necessário o uso de colimado res, isto é, peças de chumbo com um ou mais canais (ou fu ros) de secção longitudinal cônica, que, colocados junto ã face do cristal, restringem o campo de visão do mesmo. As sim, a contribuição da radiação dos pontos vizinhos ao ôr gão fica consideravelmente reduzida. A Fig. 4 mostra os es pectros obtidos com (curva a) e sem (curva b) o colimador. Esta redução da radiação espalhada aumenta a nitidez das i magens, ou seja, os detalhes dos ôrgãos ficam mais claros. A capacidade do sistema de detecção de visualizar detalhes finos para distinguir inhomogeneidades, numa distribuição de radioisótopo, é chamada resolução espacial ou índice de resolução (Apêndice), (13), (14). Entretanto, se por um la- do o uso de colimador oferece uma imagem com melhor resolu ção espacial, ele também reduz bastante o número de conta- gens, ou seja, o sistema fica menos sensível. Assim, existe um compromisso entre a resolução espacial e a sensibilidade, que deve ser considerado quando se usa um colimador (15), (16), (17).

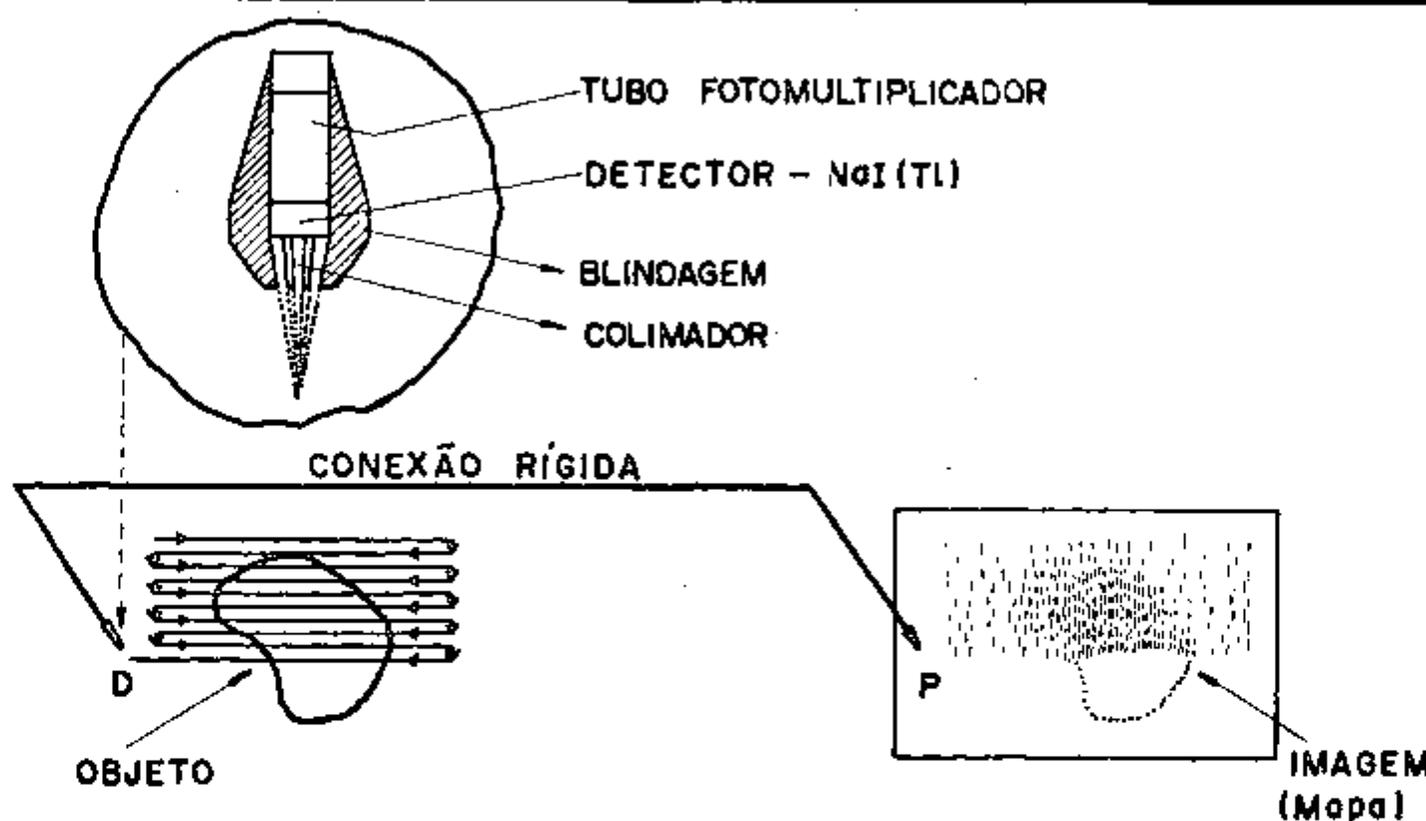


DIAGRAMA ENTRE D e P



3-Diagrama em blocos do sistema de detecção e registro.

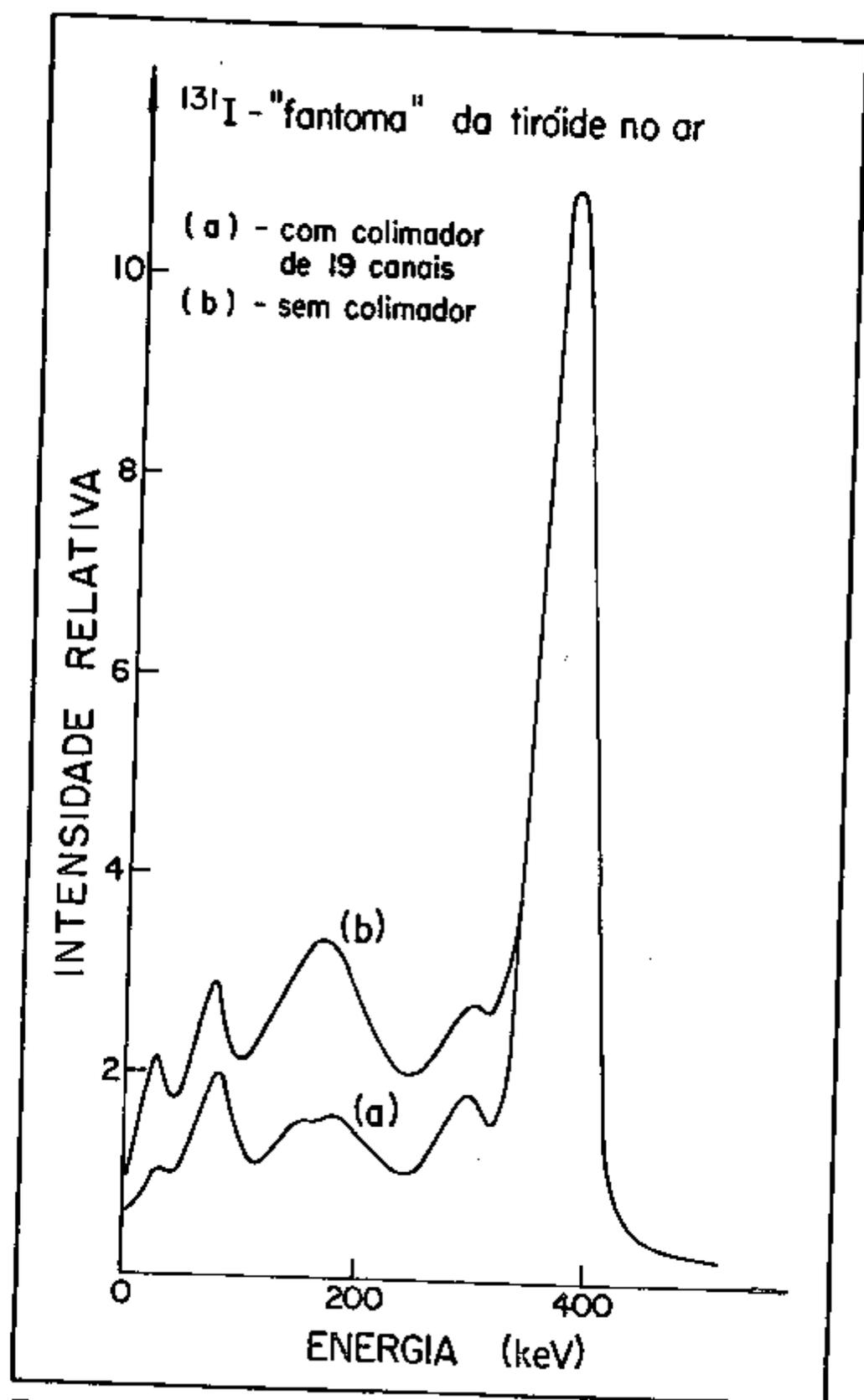


FIG. 4 - Espectros de ^{131}I com e sem colimador.

O tipo de colimador a ser usado depende do órgão em análise e do isótopo a ser aplicado. Esta escolha deve ser tal que reduza ao máximo o número de variáveis possíveis que poderiam prejudicar a qualidade do mapa, obedecendo certas relações entre parâmetros anátomo-fisiológicos e físicos e os parâmetros geométricos do colimador⁽¹⁸⁾. Por exemplo, para isótopos de baixa energia, podem-se usar colimadores com septos de espessura pequena, o que não é conveniente para isótopos de alta energia, devido ao poder de penetração dos últimos. Para um órgão superficial, colimadores com distância focal curta são aconselháveis, enquanto que, para um órgão profundo, é necessário utilizar colimadores com distância focal grande (Apêndice).

B - Procedimento experimental

Para todos os isótopos usados, a tomada de dados foi dividida em 2 partes, uma correspondente aos "fantomas" e a outra, às medidas "in vivo". As condições geométricas na obtenção dos espectros, em todos os casos, são as mesmas que as usadas para mapeamentos, isto é, a distância entre o paciente e o colimador é tal que o centro do órgão fica aproximadamente no plano focal do colimador. Os fantomas foram colocados a profundidades diferentes, em recipientes com água, para simular as várias condições físico-anatômicas humanas. Os colimadores também são os mesmos que os usados nos mapeamentos.

A Fig. 5 mostra o arranjo experimental para a obtenção dos espectros com o colimador. No caso dos espectros sem o colimador, o arranjo é essencialmente o mesmo, com a única diferença da não existência do colimador, de tal modo que a distância entre o detector (cristal) e o paciente (ou o tanque) continue igual àquela no caso com colimador. A distância colimador-paciente + profundidade é igual, ou aproximadamente igual à distância focal do colimador. Nos casos "in vivo", esta distância é estimada pelos dados anatómicos do paciente.

Para a obtenção dos espectros "in vivo", foram selecionados os pacientes que eram encaminhados ao Centro de Medicina Nuclear e que se submeteram a provas funcionais ou mapeamentos dos rins, tiróides e estômagos, e também alguns que se submeteram ao exame do fluxo periférico e mapeamento de articulações e glândulas salivares. Esta seleção foi feita de acordo com o órgão examinado, o isótopo aplicado, as dimensões do paciente e a captação seletiva do órgão. Os espectros foram obtidos com o mesmo conjunto mostrado na Fig. 5, exceto o "fantoma" que foi substituído pelo paciente.

O equipamento utilizado constitui-se de: um cintígrafo da Nuclear-Chicago, o "scanner" médico Pho/Dot II, com um cristal de NaI(Tl) de 7,62cm x 5,08cm (3" x 2") e colimadores de 19 e 127 canais; um analisador monocanal-Nuclear Chicago, modelo 1744; e um analisador multicanal-Hewlett Packard, de 1024 canais, modelo 5401.

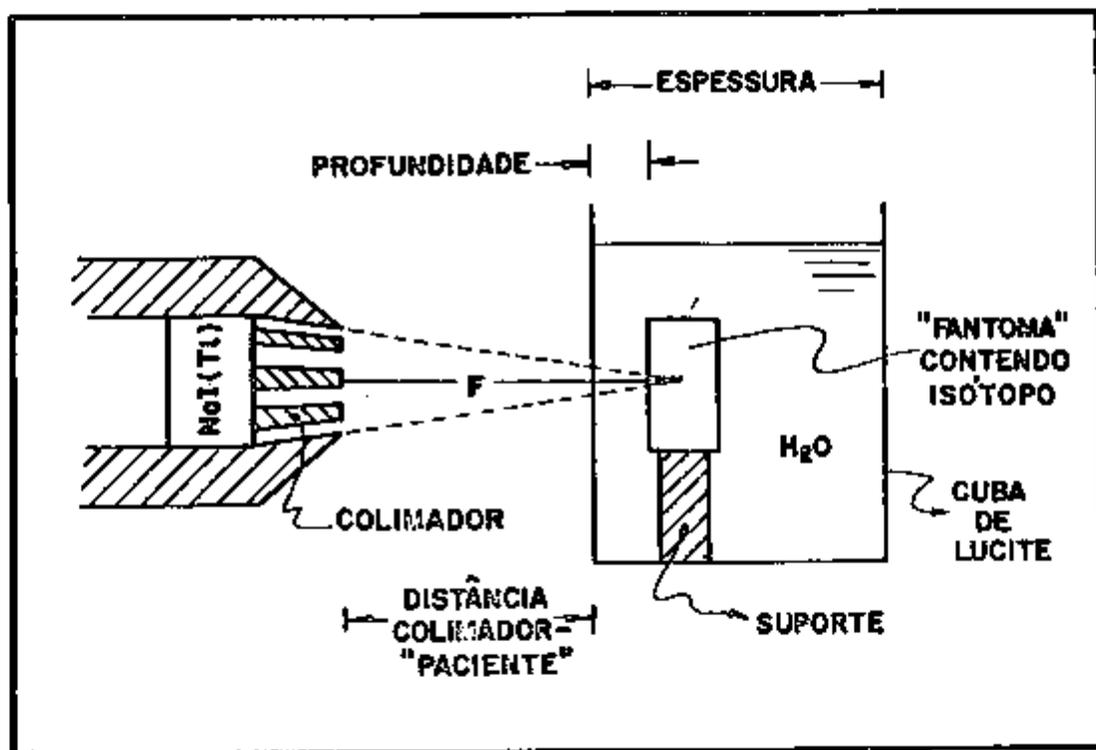


FIG. 5 - Esquema do arranjo experimental para obtenção dos espectros "in vitro".

B.1 - ^{203}Hg no rim

Os exames dos rins são feitos com isótopos diferentes, a saber, o orto-iodo-hipurato de sódio marcado com ^{131}I , comercialmente conhecido por Hippuran, usado para fazer a prova funcional dos túbulos renais, e o Neohydrin (ou Chlormerodrin) marcado com ^{203}Hg , que torna possível o registro das imagens do tecido funcionante renal e da posição dos rins. Foi escolhido o segundo composto para as medidas dos rins, devido ao fato deste isótopo emitir só um grupo de raios-gama de 279 keV de energia, enquanto que o ^{131}I emite raios-gama de várias energias.

O modelo de rim, que é uma caixa de lucite de 6,0cm de largura, 12,5cm de altura e 3,5cm de espessura, constitui uma boa aproximação do rim real, que é da forma de um feijão, cujos eixos maior e menor são, respectivamente, 13,0cm e 7,0cm e 4,0cm de espessura em média. Como o que se está estudando não é a forma exata, mas uma forma aproximada com um volume próximo ao volume real do órgão, não é muito importante que a forma do "fantoma" não seja precisamente igual à do rim. O tecido do paciente entre o detector e o órgão é representado pelo tanque de lucite, cuja espessura é de 17,0cm. O "fantoma" foi colocado a profundidades variando de 1,0 a 7,0cm, com intervalo de 1cm, e os espectros foram obtidos com o colimador de 19 canais e os analisadores mono e multicanais. Foi considerada uma distância de 3,0cm do colimador ao paciente, tanto para os casos "in vivo" como para os "fantomas".

Os 52 espectros "in vivo" foram obtidos colocando o sistema de detecção centrado sobre um dos rins dos pacientes, aos quais foi dada uma dose de Chlormerodrin-²⁰³Hg, de acordo com o seu peso, para os mapeamentos. As espessuras destes pacientes variam entre 17,0cm e 29,5cm.

B.2 - ¹³¹I na tiróide

Para mapear a tiróide, assim como para determinar a captação seletiva do radioisótopo por esta glândula, foi usado o ¹³¹I na forma de solução de NaI.

No estudo dos espectros de modelos da tiróide, o equivalente ao pescoco humano é um beaker de 10,75cm de diâmetro, contendo água com uma pequena quantidade de NaI marcado. O "fantoma" da tiróide de vidro é colocado a 0,0cm, 0,5cm e 1,0cm de profundidade. O colimador usado é de 19 canais e os analisadores, mono e multicanais. A distância do colimador ao beaker é de 6,0cm.

Como o ¹³¹I não é totalmente captado pela tiróide, uma fração do mesmo distribuída no sangue circulante é retida pelo tecido extratiroideano. Então, estará mais próximo da realidade se usarmos uma solução com ¹³¹I diluído para simular o tecido humano que circunda a glândula. A relação entre a atividade do iodo na tiróide e do iodo no meio pode ser considerada aproximadamente igual à relação das atividades do iodo no pescoco e na coxa. Esta relação é

determinada fazendo a razão da contagem com o detector, acoplado ao colimador de campo de visão amplo ("flat-field"), colocado sobre a tireóide, com aquela obtida com o detector fixo sobre a coxa. A escolha da coxa para esta comparação é devida ao fato de que ela tem uma forma e dimensão semelhantes do pescoço sem a glândula tireóide. Em São Paulo, esta relação, para indivíduos normais, é em média de 13 ± 2 , dado obtido por um levantamento no Centro de Medicina Nuclear da USP. Nas medidas deste trabalho, o "fantoma" possui uma atividade de $100 \mu\text{Ci}$ e o meio, de $8,5 \mu\text{Ci}$, dando uma razão $11,7$, que está dentro da faixa de normalidade.

Entre os pacientes, aos quais foram administrados $60 \mu\text{Ci}$ de ^{131}I , para as provas de captação do iodo pela tireóide e mapas, foram escolhidos 46 para a obtenção dos espectros "in vivo". Todos os espectros foram obtidos 24 horas após a tomada da dose, quando a curva de captação já atingiu o patamar, resultando dados com menor flutuação estatística em menor tempo de contagem. A escolha dos pacientes foi feita com base nas dimensões do seu pescoço, seu mapa e sua captação. Os espectros foram obtidos com o detector sobre o nódulo quente (hipercaptante), ou frio (hipocaptante) ou mesmo sobre o tecido aparentemente são. Os diâmetros ântero-posteriores dos pescoços dos pacientes escolhidos variam de $10,0\text{cm}$ a $13,6\text{cm}$.

B.3 - ^{99m}Tc no estômago

Devido ao fato do ^{99m}Tc ser um emissor puro de gama, da energia deste gama ser de somente 140 keV, de sua meia-vida ser de 6,0 horas e da maneira relativamente simples de prepará-lo em formas bastante diferentes, o seu uso está-se difundindo cada vez mais. Este radioisótopo é usado para vários tipos de exames. Por exemplo, na forma de pertecnetato de sódio podem ser feitos maneamentos de cérebros, tiróides, glândulas salivares, articulações, estômago etc.; as macroesferas de alumina humana marcadas com ^{99m}Tc são usadas para mapeamentos dos pulmões; as microesferas de alumina humana marcadas com ^{99m}Tc servem para mapeamento da medula óssea; o colóide de enxofre marcado com este isótopo é usado no mapeamento do fígado; o polifosfato marcado com ^{99m}Tc é metabolizado pelos ossos, permitindo a sua visualização etc.. Desta forma, o ^{99m}Tc serve de base para uma grande variedade de exames.

Para este trabalho, foram escolhidos 20 pacientes, aos quais foi administrado o pertecnetato de sódio para mapeamento ou de estômago ou das articulações e também o exame do fluxo arterial periférico. Os espectros foram obtidos com o colimador de 127 canais, devido à energia baixa do fóton, e o analisador multicanal. O sistema de detecção visualiza uma vez o centro e uma vez a borda do estômago do paciente, para se obterem os espectros das 2 regiões.

O "fantoma" do estômago é um balão de vidro de

500ml, colocado às profundidades 0,0, 1,0 e 2,0cm, num tanque de água de 23 cm de espessura. Os espectros também foram obtidos com o sistema de detecção visualizando o centro e a parte periférica do "fantoma". Na realidade, a distribuição do radioisótopo no estômago não é nem volumétrica e nem superficial, mas uma situação intermediária, devido ao grande número de dobras da parede do estômago. Portanto, este modelo não é muito distante do real. A atividade no "fantoma" é de 1,3mCi, e do meio, de 0,57mCi.

Em todos os casos, a distância entre o colimador e o paciente, e o "fantoma" é de 5,0cm.

C A P Í T U L O I V - R E S U L T A D O S E D I S C U S S Õ E S

1 - ^{203}Hg no rim-medidas efetuadas com o colimador de 19 canais

1.A - Medidas com o "fantoma"

Foram obtidos espectros com o "fantoma" de rim a profundidades que variam desde 1,0cm até 7,0cm na cuba de lucite contendo água, colocada a 3,0cm da face do colimador. A Fig. 6 mostra os espectros obtidos com os analisadores monocanal e multicanal, com o "fantoma" a 1,0cm de profundidade. Pode-se notar que os espectros gerais dos mesmos são

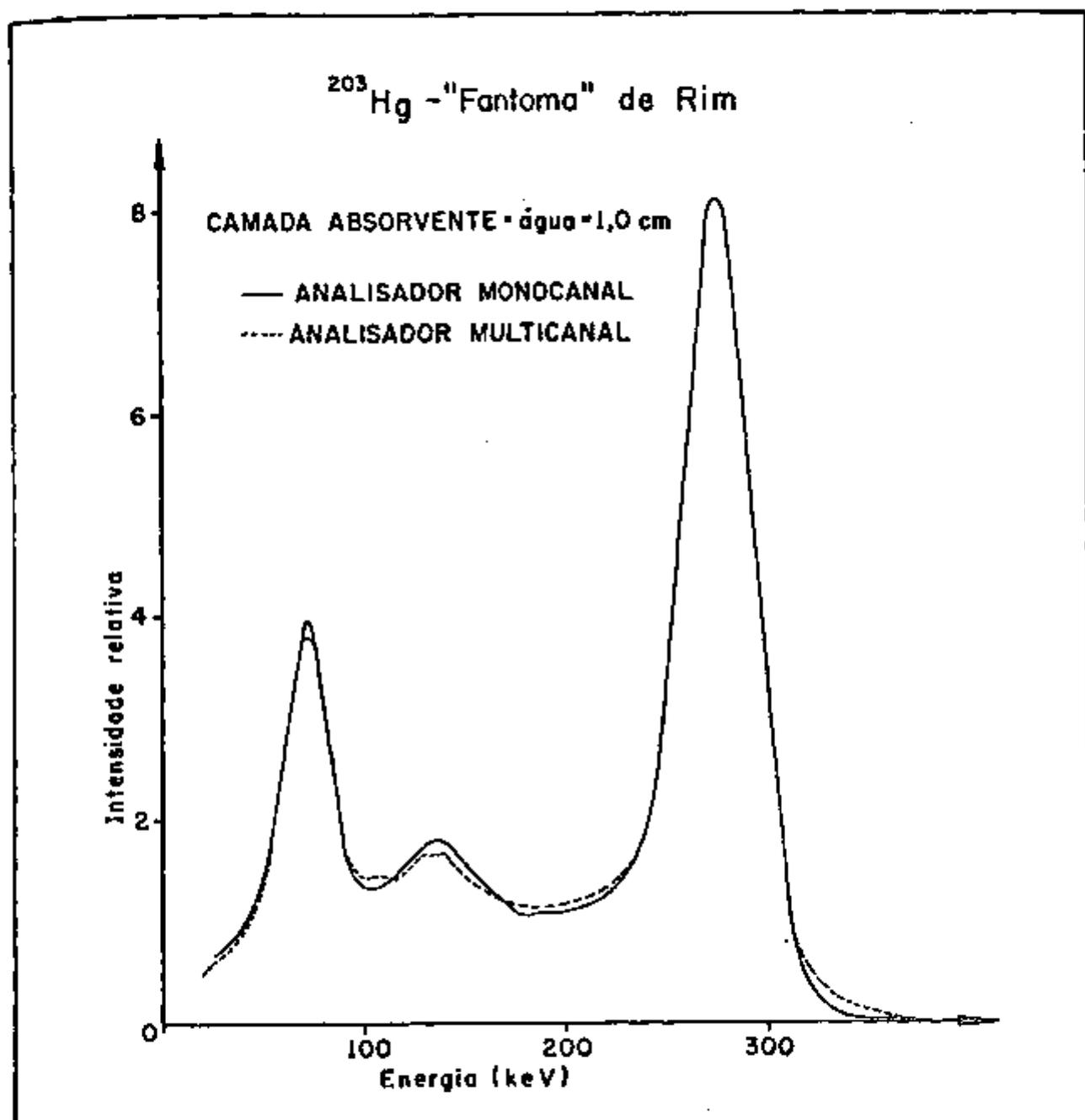


FIG.6 - Espectros de ^{203}Hg , obtidos com analisadores mono e multicanal, com o "fantoma" de rim na água, a 1,0 cm de profundidade

iguais, ou seja, o pico do efeito foto-elétrico a 279 keV, a distribuição contínua do espalhamento Compton e o pico do raio-XK do chumbo a 73 keV aparecem de forma semelhante nos 2 espectros, o que justificam os mesmos tipos de cálculos e fetuados e a conseqüente comparação e análise.

Com base na teoria já exposta, foi determinado o espectro teórico do espalhamento Compton com $R_0 = 15,7\%$, que é a resolução do sistema para os 279 keV do ^{203}Hg e que está representado na Fig. 7, juntamente com $f(E_{Si})$, que é o espectro de espalhamento de Klein-Nishina. Normalizando este espectro teórico de espalhamento no ponto $E_n(15,7\%) = 215$ keV com os espectros experimentais, às profundidades de 1,0 a 7,0 cm, foram calculadas as razões fotopico/espalhamento (N_p/N_c), entre o fotopico todo e o espalhamento de 0° a 180° . A Fig. 8 mostra a relação entre N_p/N_c e a distância ao colimador, para os 2 analisadores, assim como o diâmetro do campo de visão ($2R$) nesta faixa de distância. Nota-se que a variação de $2R$ com a distância ao colimador é constante e muito pequena, enquanto que N_p/N_c varia linearmente para distâncias de 4,0 a 7,0 cm, com valores entre 1,75 e 1,25; para distâncias maiores que 7,0 cm, esta razão torna-se praticamente constante, igual a 1,30. Usando-se o analisador mono ou multicanal, os resultados são os mesmos e estão dentro do erro experimental. Idealmente, como a variação do campo de visão é muito pequena e como a fonte possui secção de 6,0 cm x 12,5 cm, que é maior que o campo de visão cujo diâmetro médio é 4,9 cm, a razão N_p/N_c deveria manter-se

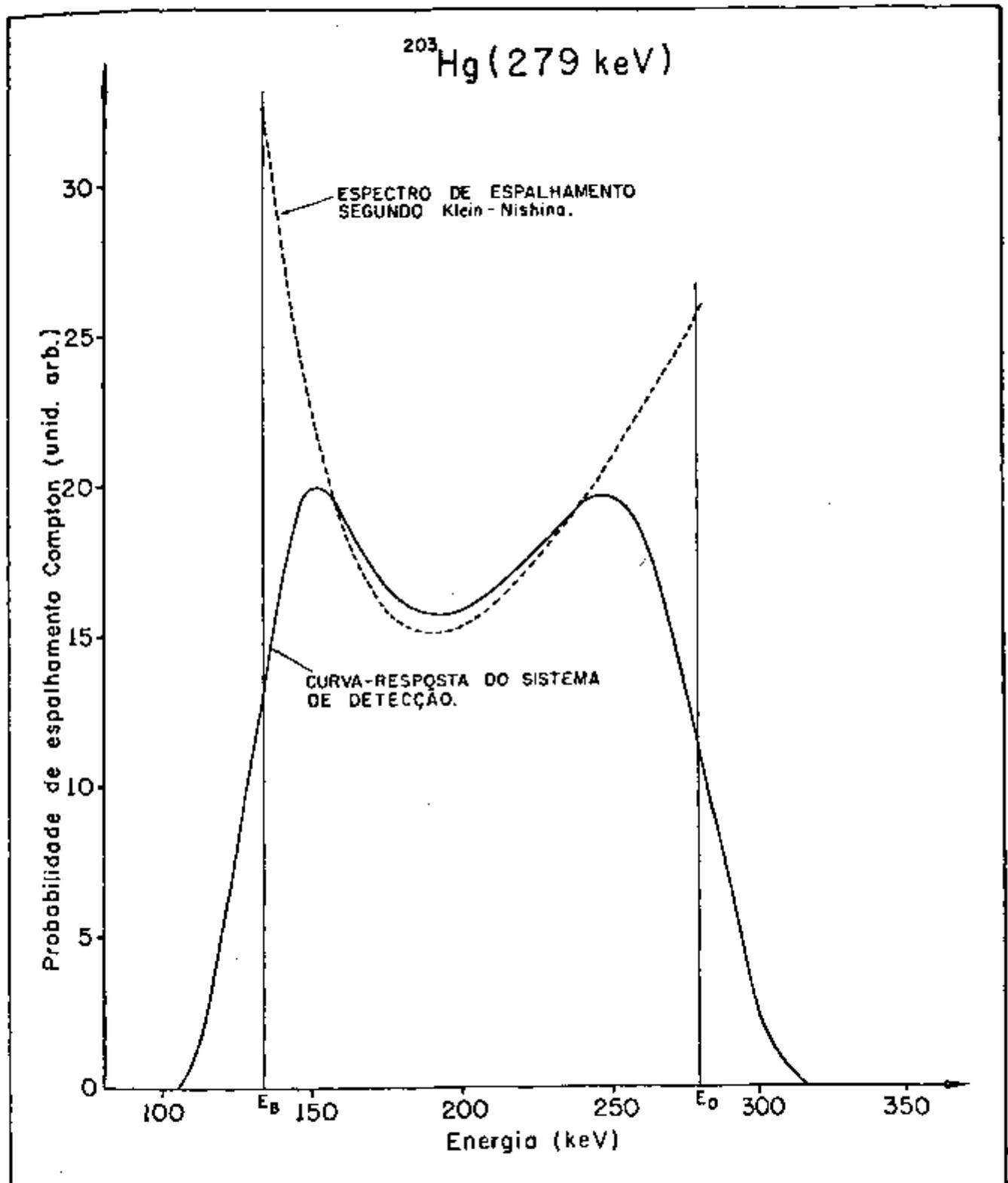


FIG. 7 - Espectro de espalhamento teórico, segundo a equação de Klein-Nishina, e curva-resposta do sistema de detecção para o espalhamento, calculada com a resolução energética de 15,7 %.

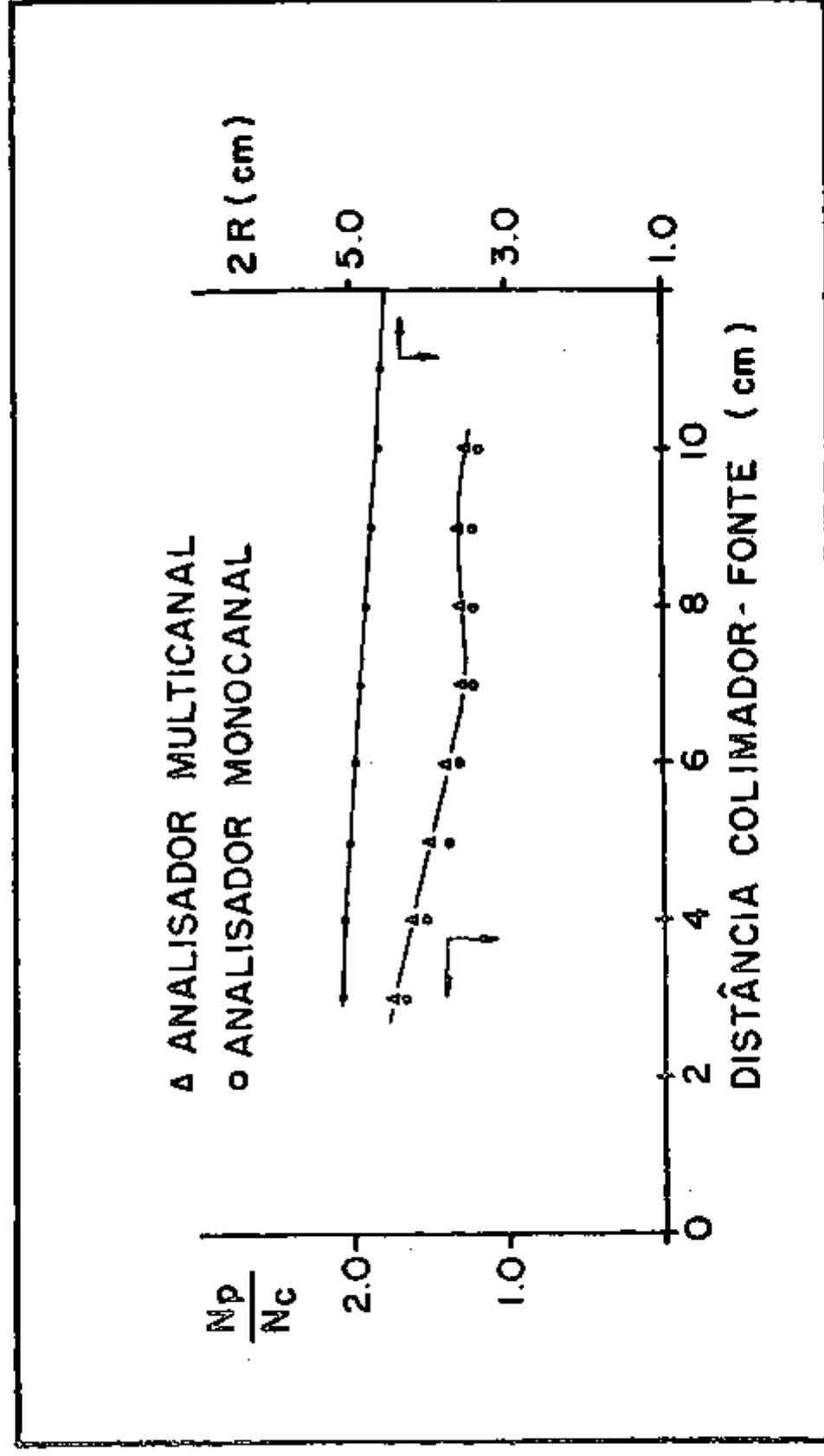


FIG. 8 - Relação fotópico - espalhamento (N_p/N_c) versus a distância colimador - fonte para os 2 tipos de analisadores. Diâmetro do campo de visão do sistema de detecção colimado (19 canais) em função da distância colimador - fonte.

constante, pois tanto N_p como N_c de cre scem ex pon en ci al me nt e co m a a tenu a ç ã o e m á g u a ⁽⁷⁾. No entanto, a variação é linear para camadas de menor espessura (0,0 a 4,0cm) e é devido à penetração de septo (Apêndice) deste isótopo de 279 keV para este colimador de 19 canais (da ordem de 38%). No presente caso, a variação máxima é de 35% para 0,0cm de meio absorvente.

A evidência indireta, que suporta as hipóteses usadas para o cálculo de $F(E)$, provem do fato de que estes fotopicos teóricos são quase idênticos àquele obtido com fonte puntiforme de ^{203}Hg no ar, para o qual a resolução do sistema é $R_o = 15,7\%$. No caso destes fotopicos teóricos a resolução média é $R_o = 15,5\%$ para este isótopo. Portanto, a discrepância é de somente 0,2%. A Fig. 9 mostra o espectro experimental para o "fantoma" de rim a 7,0cm de profundidade, a distribuição Compton teórica e o fotopico teórico. O fotopico da fonte puntiforme normalizado com o máximo do fotopico teórico e sobreposto a este último está representado na Fig. 10.

Foram consideradas 2 janelas, uma com largura fixa de 100 keV e uma com largura variável, mas nível superior fixo e igual a 360 keV. Foram calculados os seguintes parâmetros dentro de cada uma das janelas acima definidas: a fração espalhada pelo tecido, $S = N_s / N_u$, a eficiência de contagem, $\psi = N_u / N_p$, e a razão $(1+S)/\psi$ para cada uma das distâncias ao colimador. As curvas ψ x linha-base (nível inferior de discriminação), S x linha-base e $(1+S)/\psi$ x linha-ba

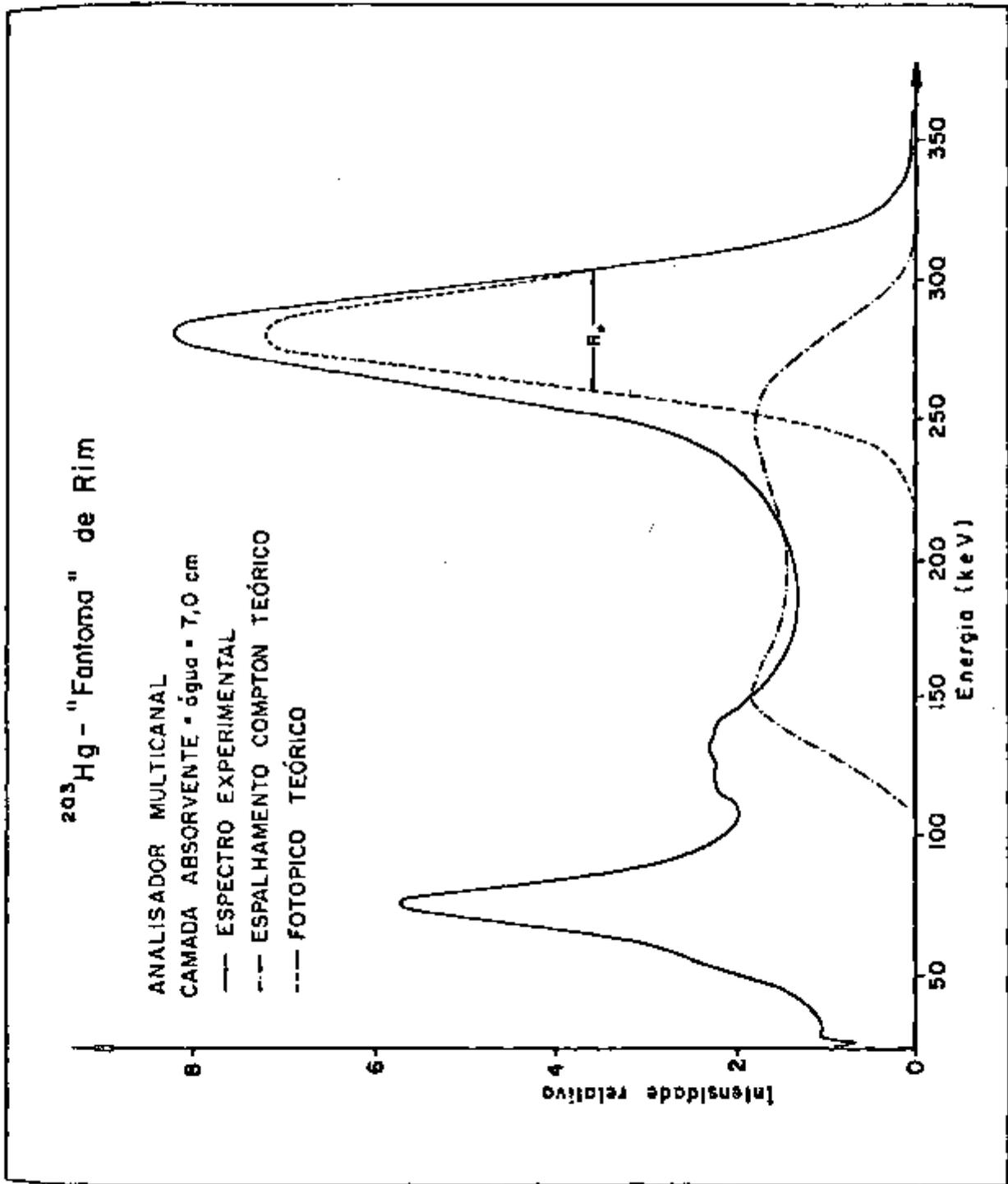


FIG. 9 - Espectro experimental obtido com o "fantoma" de rim na água, a 7,0 cm de profundidade, e as construções teóricas do espalhamento Compton e do fótópico. A resolução energética obtida é de 15,5 %.

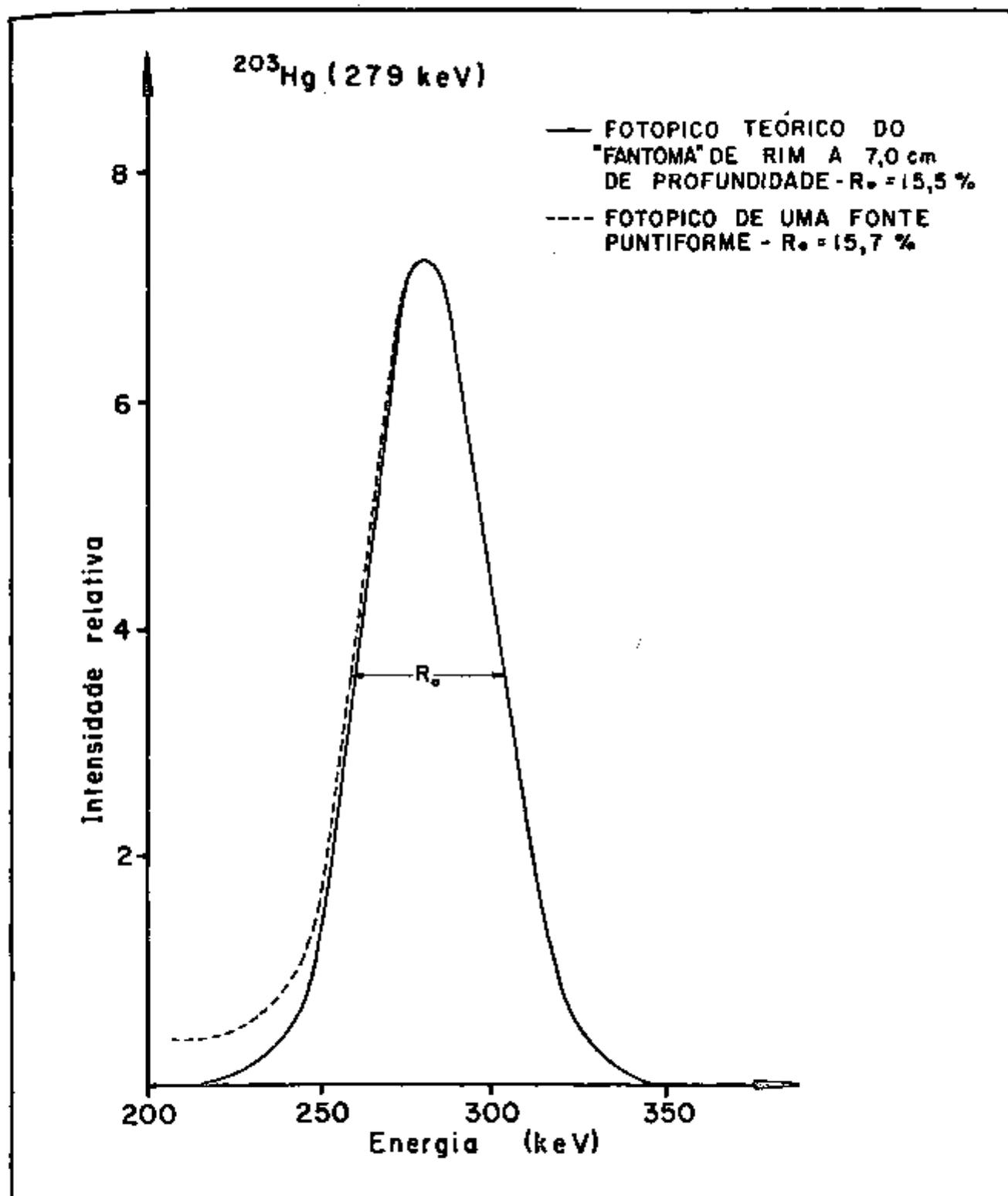


FIG. 10 - Fotopico teórico do "fantoma" de rim a 7,0 cm de profundidade sobreposto ao fotopico de uma fonte puntiforme, normalizado com o máximo do primeiro.

se para o "fantoma" colocado a 1,0cm de profundidade(ou 4,0 cm de distância ao colimador), para os 2 tipos de janelas - estão representadas nas Fig. 11.a e 11.b. Estas curvas para as outras profundidades do "fantoma" são de mesmo tipo. Pode-se notar que a diferença entre os 2 tipos de janelas reside só na linha-base afixada em energias baixas, 200 keV a 230 keV, quando a eficiência de contagem é um pouco menor para a janela de largura fixa em 100 keV. Isto é razoável já que para energias até 330 keV existe ainda uma pequena resposta ao efeito fotoelétrico que a janela fixa elimina.

Analisando os gráficos $(1+S)/\Psi$ x linha-base, tipo Fig.(11.b), para todas as profundidades, pode-se tirar as linhas-bases ótimas, que são aquelas correspondentes aos mínimos destas curvas. A razão $(1+S)/\Psi$ dá a quantidade de radiofármaco administrado, ou tempo de contagem (ou de varredura), que deve ser aumentada para se obter o melhor desempenho do sistema⁽⁶⁾, com a razão sinal-ruído mais próxima de um sistema ideal. A Tabela 1 foi obtida a partir desta análise.

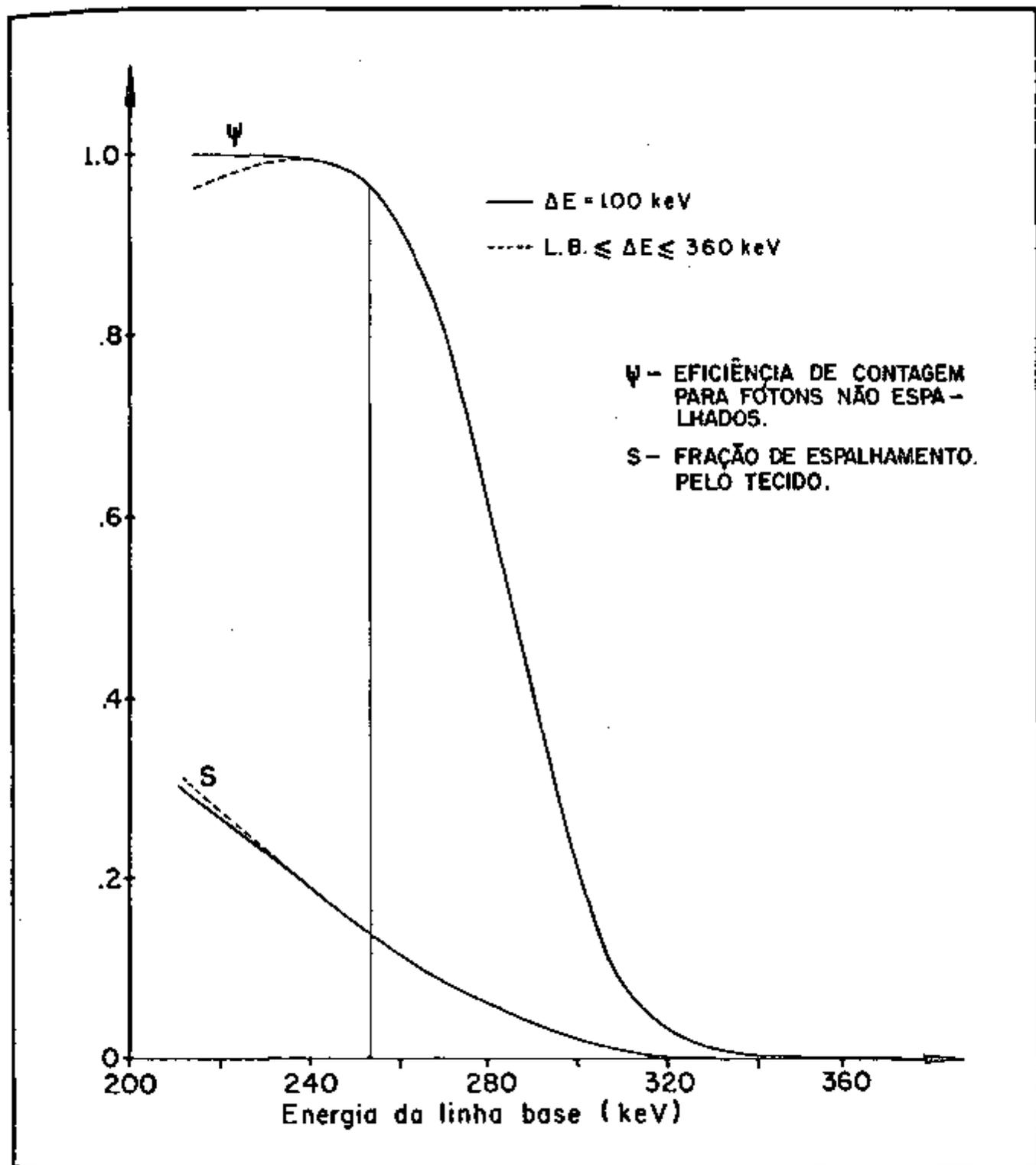


FIG. II.a - Eficiência de contagem e fração de espalhamento versus energia da linha-base, para o "fantoma" de rim a 1,0 cm de profundidade.

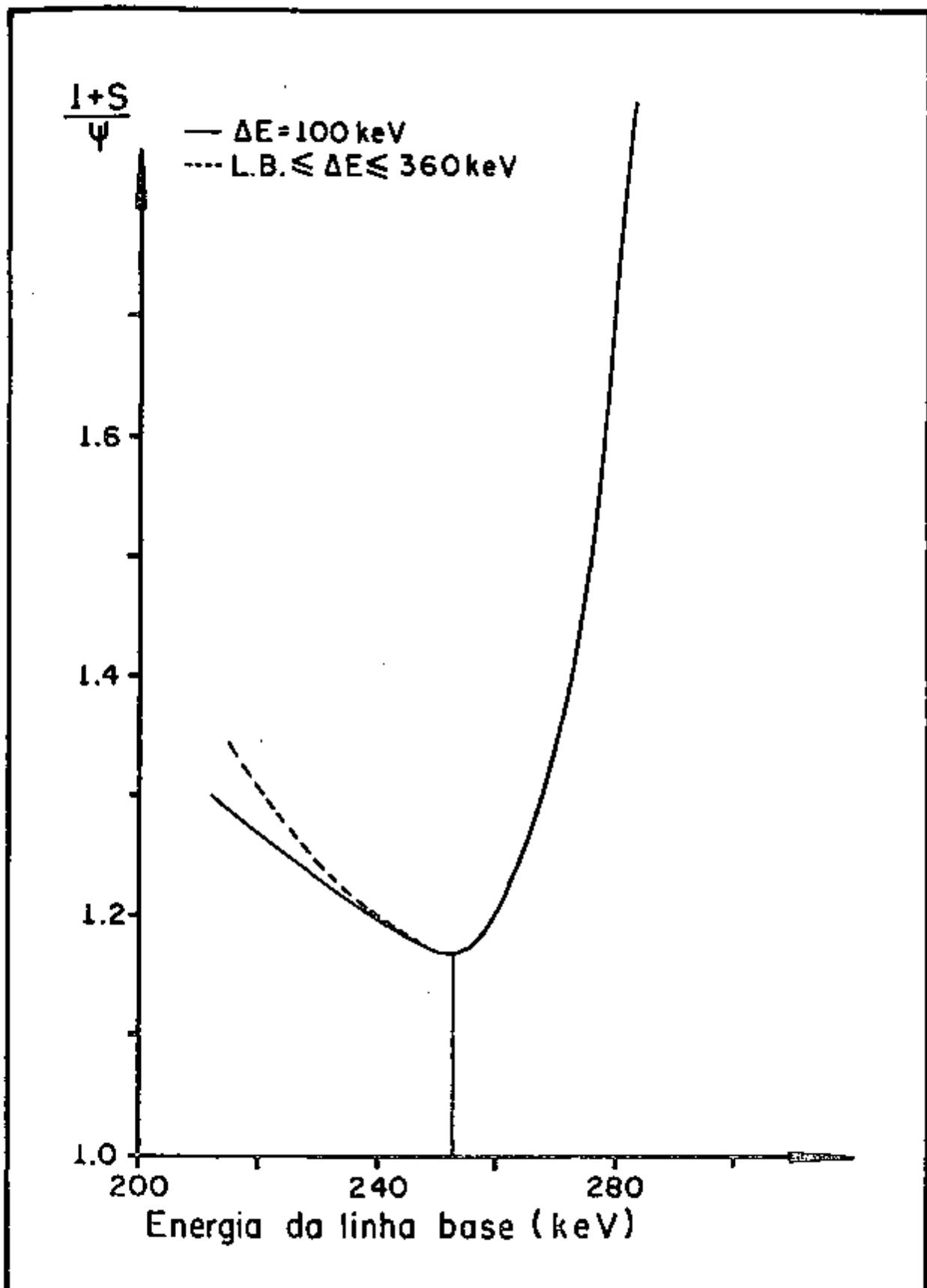


FIG.11. b - $(I+S)/\psi$ versus a energia da linha-base, para o "fantoma" de rim a 1,0 cm de profundidade.

TABELA 1

Profundidade	$(L-B) \delta_t$	S	ψ	$(1+S)/\psi$
1,0 cm	253 keV	0,14	0,97	1,18
2,0 cm	253 keV	0,15	0,97	1,19
3,0 cm	254 keV	0,17	0,97	1,21
4,0 cm	251 keV	0,19	0,96	1,24
5,0 cm	250 keV	0,18	0,95	1,24
6,0 cm	251 keV	0,18	0,96	1,23
7,0 cm	250 keV	0,19	0,96	1,24

Pode-se notar, nesta tabela, que a linha-base ótima varia de 250 keV a 254 keV dentro da variação da profundidade de 1,0cm a 7,0cm, para um limite superior em 360 keV. Isto dá uma variação de janela de 100 keV para 96 keV, isto é,

$\Delta E = (98 \pm 2)$ keV, ou seja, uma variação de 2,0% que é pequena. As frações espalhadas S dentro destas janelas variam de 0,14 a 0,19, enquanto que a eficiência de contagem ψ varia entre 0,95 a 0,97 e $(1+S)/\psi$, entre 1,18 e 1,24. Isto significa que dentro da janela limitada por $(L-B) \delta_t$ e 360 keV, a fração espalhada está entre 14% e 19% da contagem total, a fração do fotopico é de 95% a 97% do fotopico total e a quantidade de radiofármaco a ser acrescida deve estar entre 18% e 24%. Novamente a grande penetração de septo a profundidades pequenas é salientada pelo fato de que a linha-base ótima para elas é maior.

Beck et al⁽⁶⁾ usaram um sistema de detecção com cristal de 12,70cm x 12,70cm (5" x 5"), cuja resolução

R_0 é igual a 13,0% para ^{203}Hg , colimador de 1 canal e uma fonte volumétrica de 16cm de diâmetro e 16cm de altura, simulando o cérebro, sem o meio absorvente. Obtiveram a linha-base ótima em 254keV, cuja fração espalhada pelo tecido $S=0,24$, eficiência para gama não espalhados $\psi=0,97$ e $(1+S)/\psi=1,28$. Apesar deste sistema possuir melhor resolução (13,0% contra 15,7% do presente trabalho), maior eficiência (pois o cristal é bem maior) que a deste, sua fonte é maior que o campo de visão do colimador monocanal usando, assim como o do presente trabalho, e como o colimador de 19 canais também possui uma grande profundidade de campo (Apêndice), pode-se, em primeira aproximação, fazer uma comparação. Enquanto que para Beck a melhor linha-base se obtém na $E_n = 254\text{keV}$ com $(1+S)/\psi = 1,28$, $S=0,24$, $\psi=0,97$, no presente trabalho, mesmo para 7,0cm de profundidade do "fantoma", $(1+S)/\psi=1,24$, $S=0,19$ e $\psi=0,96$ e a linha-base em 250 keV.

Foram consideradas 4 janelas com nível superior fixo em 360 keV e linha base variando de 230 keV, 240 keV, 250 keV e 260 keV. As Fig. 12.a e 12.b ilustram, respectivamente, as variações de S e ψ com a distância ao colimador, a Fig.13 mostra como $(1+S)/\psi$ varia com a distância ao colimador para as janelas acima. Pela Fig. 13 e tabela 1 verifica-se que é possível afixar a linha-base ótima em 250 keV, quando a razão $(1+S)/\psi$ se torna mínima. Se for usado o critério de Beck, isto é, $(1+S)/\psi=1,28$, tem-se que $S=0,25$ e $\psi=0,99$ para $E_n=230$ keV, contra $S=0,19$, $\psi=0,96$ e $(1+S)/\psi = 1,24$ para $E_n=250$ keV.

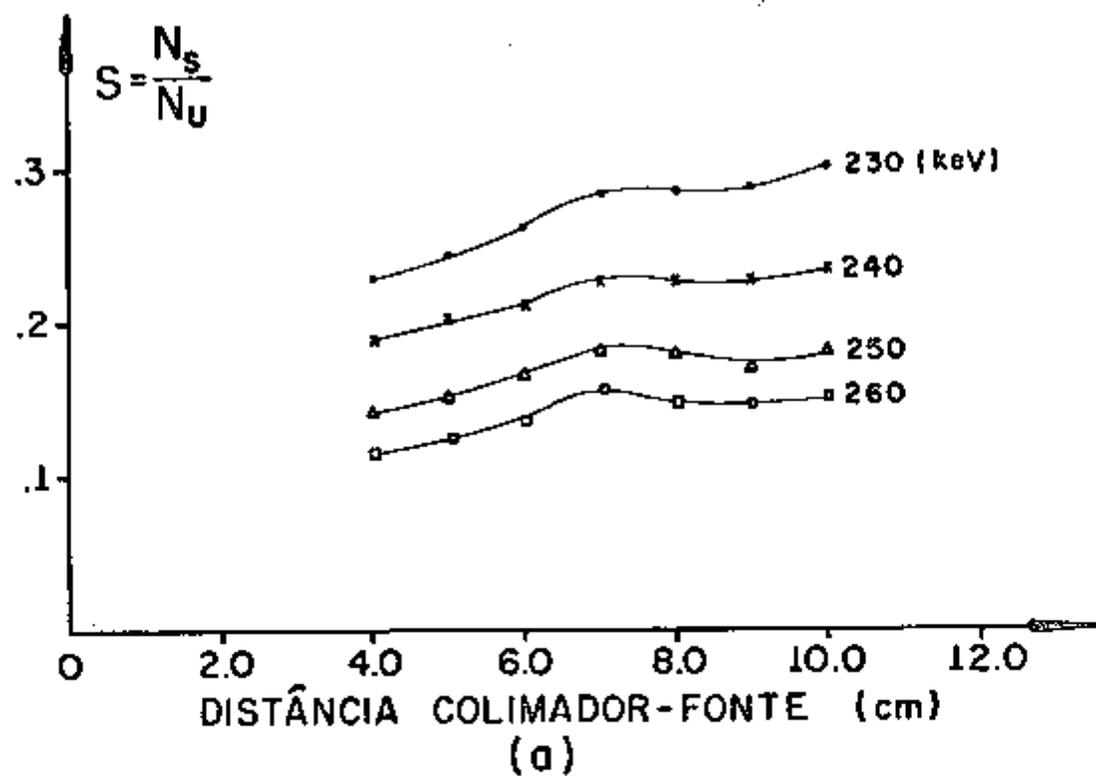
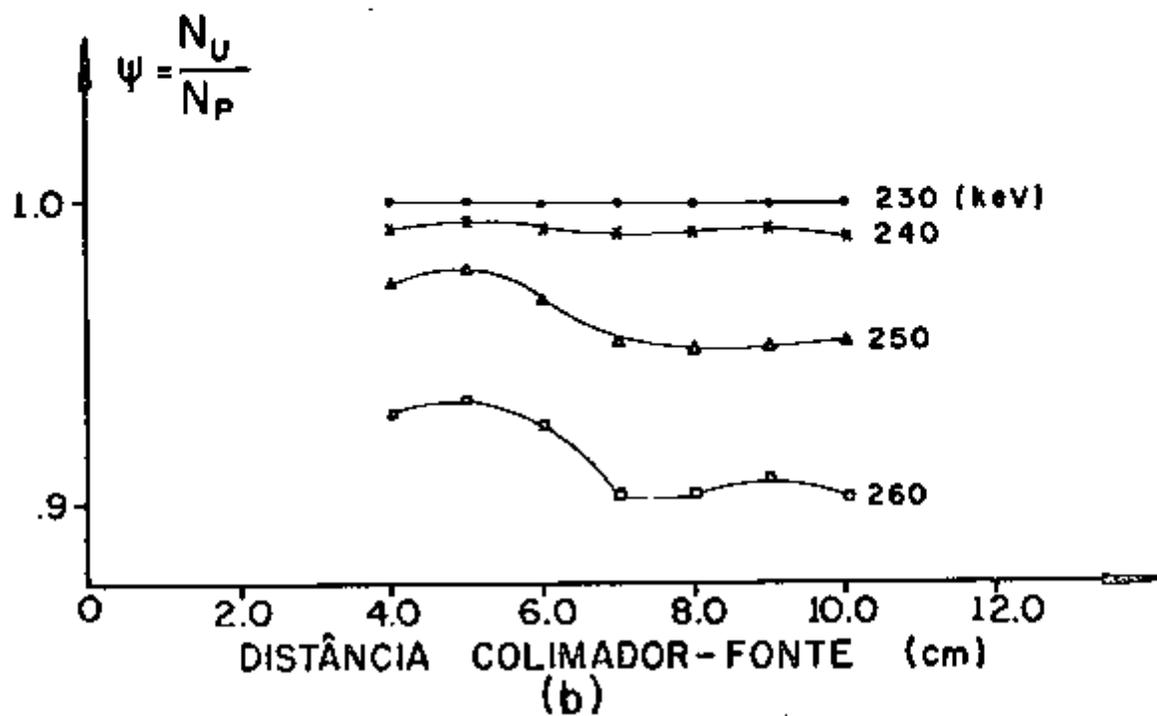


FIG.12 - Variação de S (a) e ψ (b) com a distância colimador-fonte, para cada uma das linhas-base consideradas, com o nível superior fixo em 360 keV

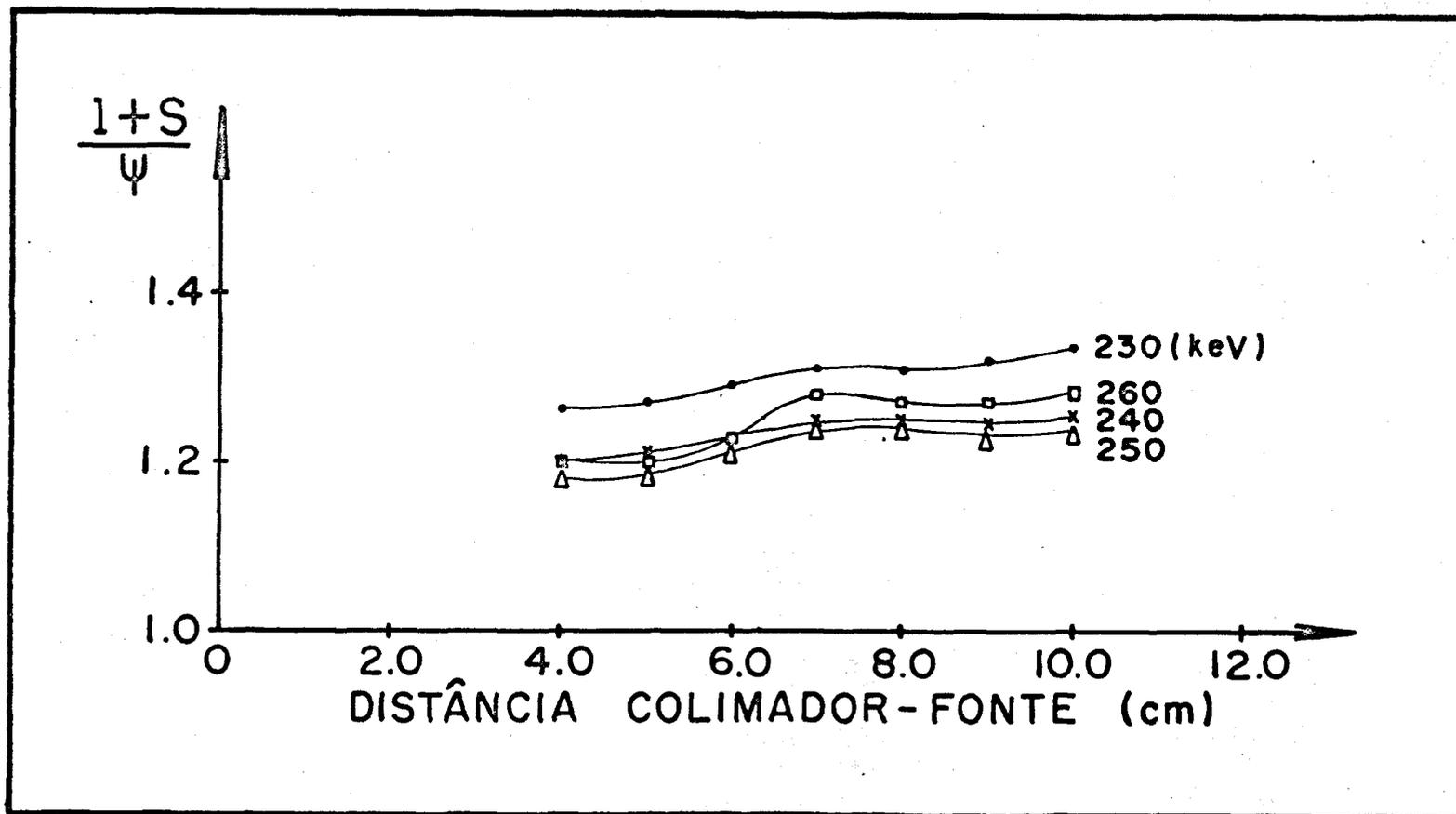


FIG.13 - Variação da razão $(1 + S)/\Psi$ com a distância colimador-fonte, para cada uma das linhas-base consideradas, com o nível superior fixo em 360 keV.

1.8 - Medidas "in vivo"

Entre os pacientes que foram fazer o mapa renal, foram selecionados 52 cujas espessuras variam entre 17,0cm e 29,5cm. Após obter o mapa renal, por meio do qual se escolheu a região central de um dos órgãos, foram obtidos os espectros. Do total, 47 espectros foram obtidos com o analisador monocanal, 2 dos quais representados na Fig.14.a, e 5 com o analisador multicanal, um dos quais mostrado na Fig. 14.b. Pode-se notar, novamente, que são bastante similares de tal modo que os cálculos efetuados são comparáveis.

Os espectros de ^{203}Hg "in vivo" obtidos neste trabalho foram medidos em épocas diferentes, dentro do período de dois anos e meio. Este período é muito grande e a resolução em energia do sistema de detecção variou de 15,7% a 21,0%, por isso, os espalhamentos teóricos foram calculados de acordo com as resoluções de cada um dos espectros, e depois normalizados nas suas energias E_n correspondentes, a saber:

$$E_n(15,7\%) = 216 \text{ keV}$$

$$E_n(16,0\%) = 213 \text{ keV}$$

$$E_n(17,0\%) = 209 \text{ keV}$$

$$E_n(19,4\%) = 198 \text{ keV}$$

$$E_n(21,0\%) = 195 \text{ keV}$$

Apesar desta variação na resolução, o desvio encontrado pa

^{203}Hg - Rim "in vivo"

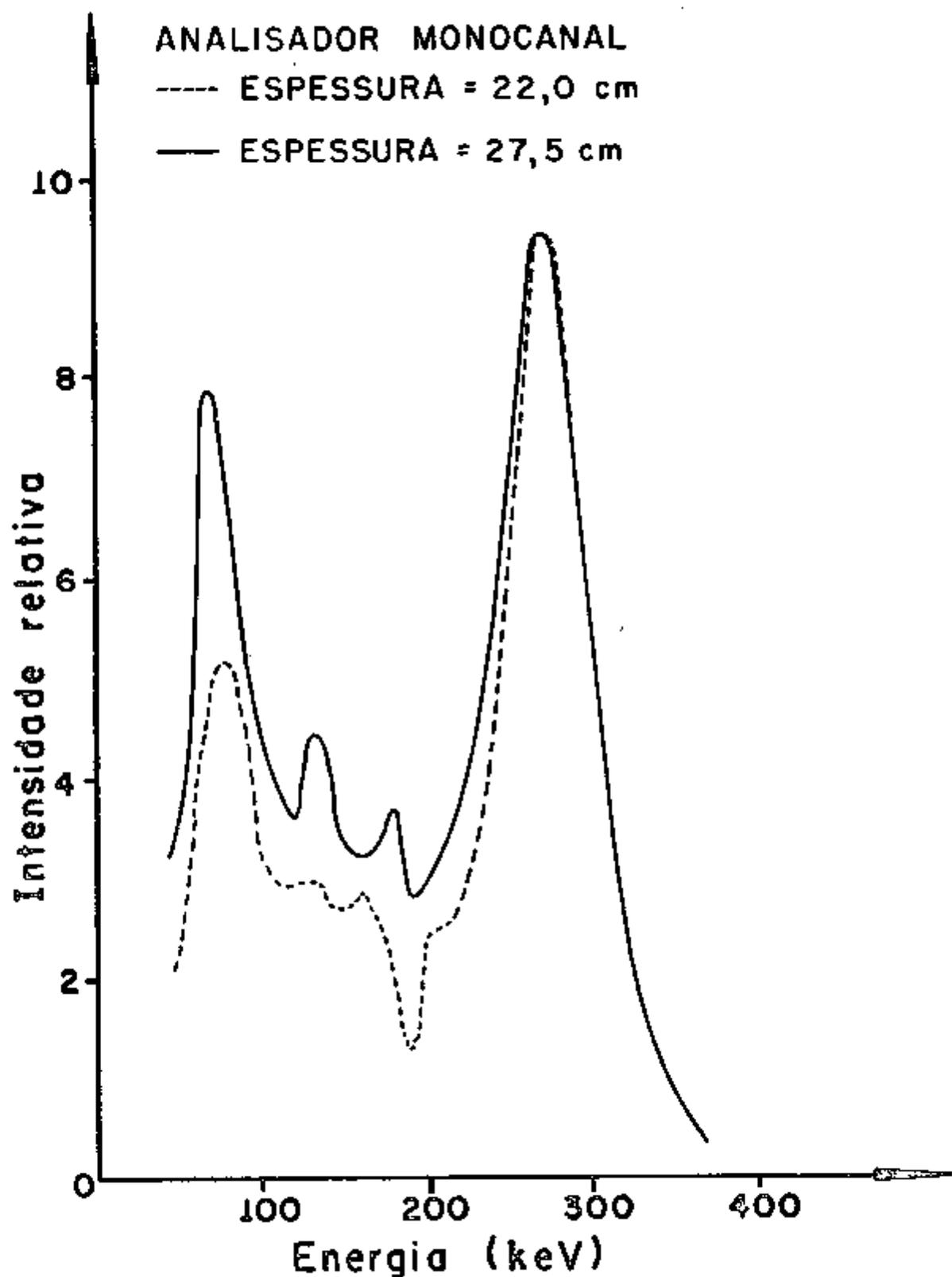


FIG.14.a - Espectros "in vivo" de ^{203}Hg obtidos com o analisador mono canal. As espessuras dos troncos destes 2 casos estão indicadas.

^{203}Hg - Rim "in vivo"

ANALISADOR MULTICANAL
ESPESSURA = 22,0 cm

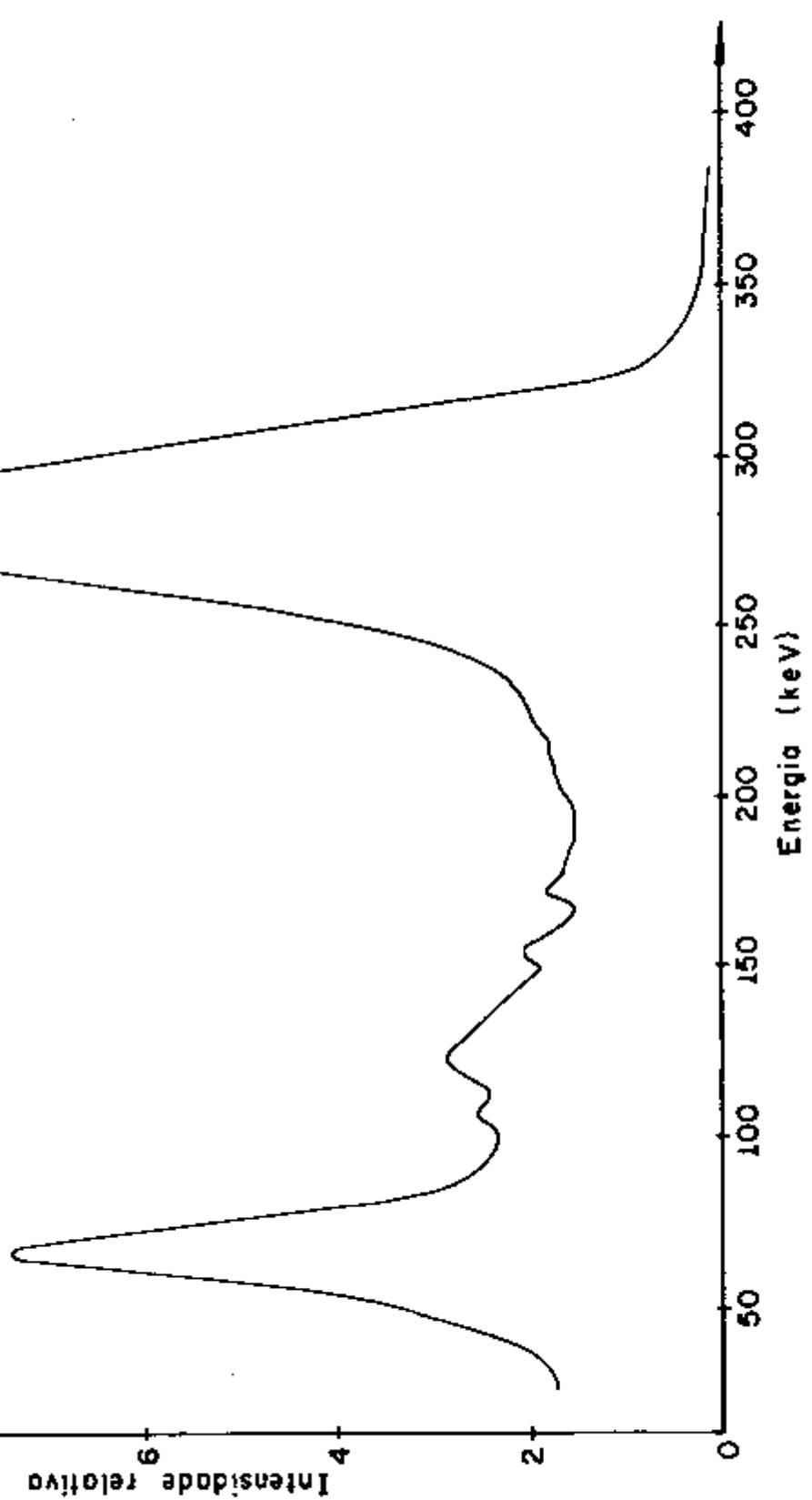


FIG. 14. b - Espectro "in vivo" de ^{203}Hg obtido com o analisador multicanal. A espessura do tronco deste paciente é de 22,0 cm.

ra R_0 do fotopico teórico em relação à R_0 da fonte puntiforme foi pequeno, sendo de 0,5% para a pior resolução (21,0%), cujo espectro experimental possui $R_{0exp} = 24,3\%$ e $R_{0teórico} = 21,5\%$. A Fig. 15 mostra um espectro experimental "in vivo" com a distribuição Compton e o fotopico teórico respectivos.

Os pacientes foram divididos em 3 grupos de acordo com suas espessuras: grupo I - 17,0cm a 20,0cm, grupo II - 20,1cm a 24,0cm e grupo III - 24,1cm a 30,0cm. A Fig. 16 dá os histogramas das razões N_p/N_c para cada um dos grupos. Pode-se ver que existe uma maior porcentagem de pacientes com valores de N_p/N_c entre 1,2 e 1,5, que corresponde a profundidades, de acordo com a Fig. 5, entre 4,0cm e 2,0cm. Isto corresponde à realidade uma vez que a distância média entre a pele e o rim é 3,5cm, pelos dados anatômicos.

A razão fotopico/espalhamento (N_p/N_c) não pode ser usada como medida quantitativa exata da profundidade do órgão, mas somente como ordem de grandeza. Isto é devido à grande profundidade do campo do colimador de 19 canais utilizado, cuja penetração de septo para o fóton de 279 keV do ^{203}Tl é relativamente grande.

A Fig. 17 mostra os mapas de um paciente com: (a) uma janela ΔE convencional de 80 keV, entre 240 keV e 320 keV; (b) uma janela ΔE entre 230 keV e 330 keV. Nota-se claramente o melhor delineamento dos órgãos e uma melhor estatística para o caso (b), o que era de se esperar. Neste caso, temos ainda uma janela simétrica para facilitar a centragem do fotopico pelo técnico. Apesar de que o tempo de

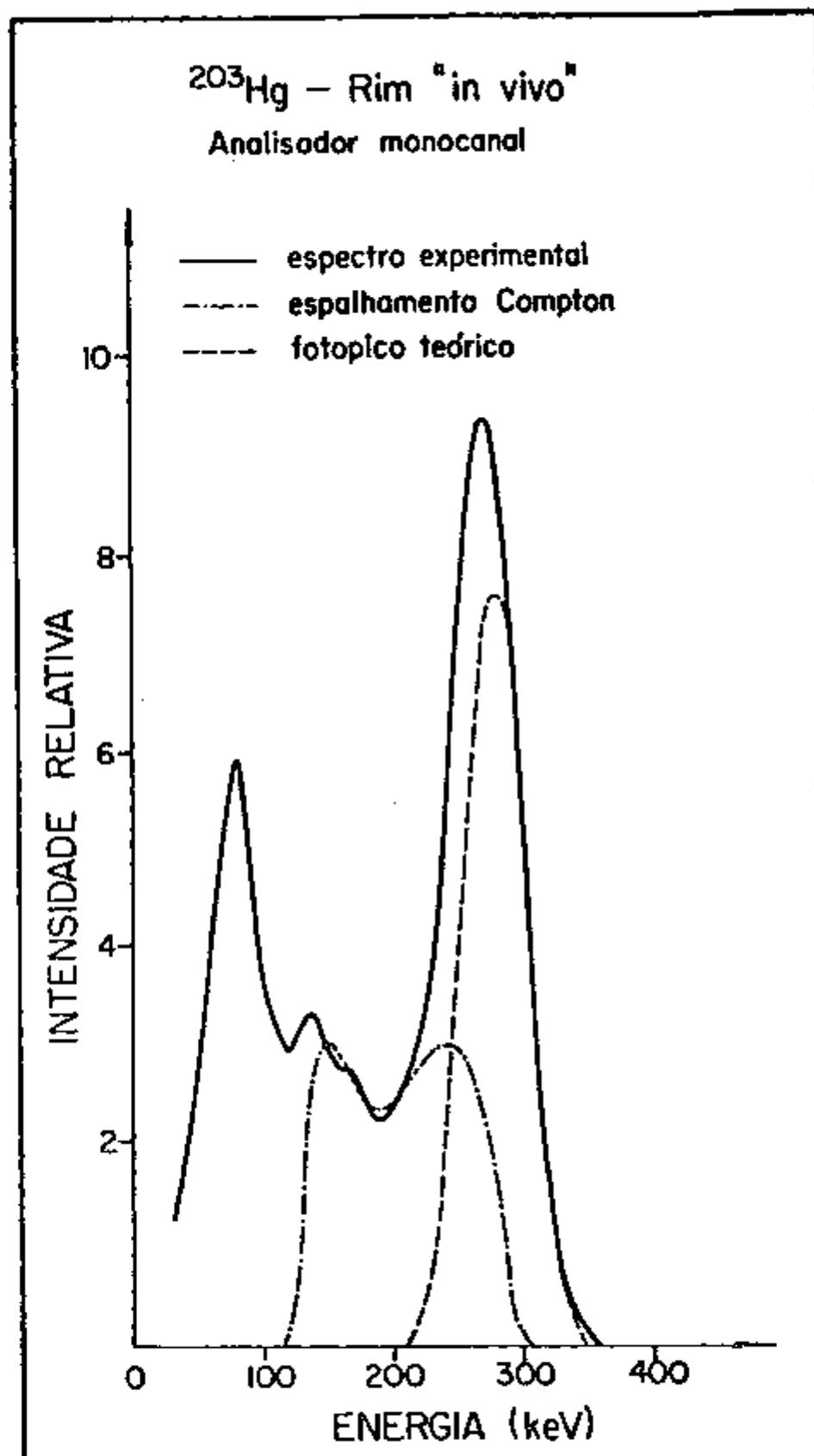


FIG. 15 – Espectro experimental "in vivo" obtido com o analisador monocanal e a respectiva distribuição Compton e o fotopico teórico.

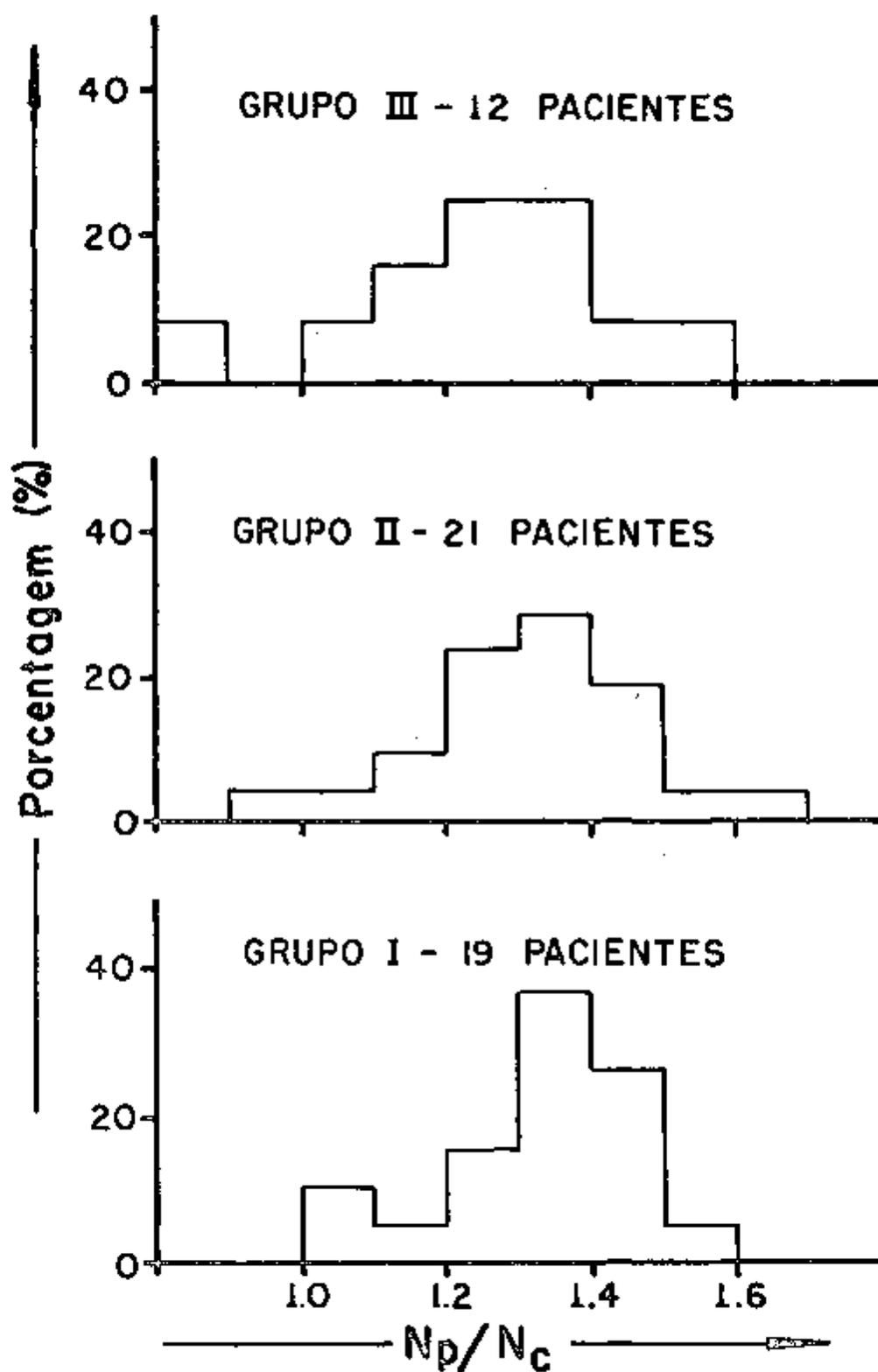
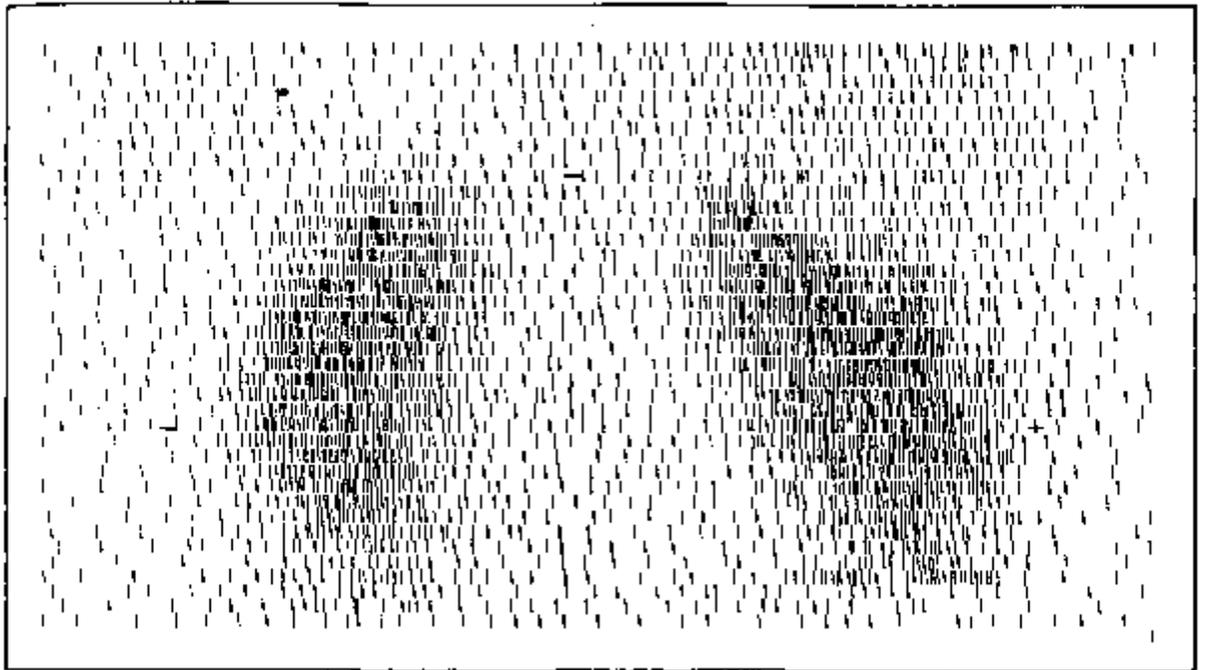
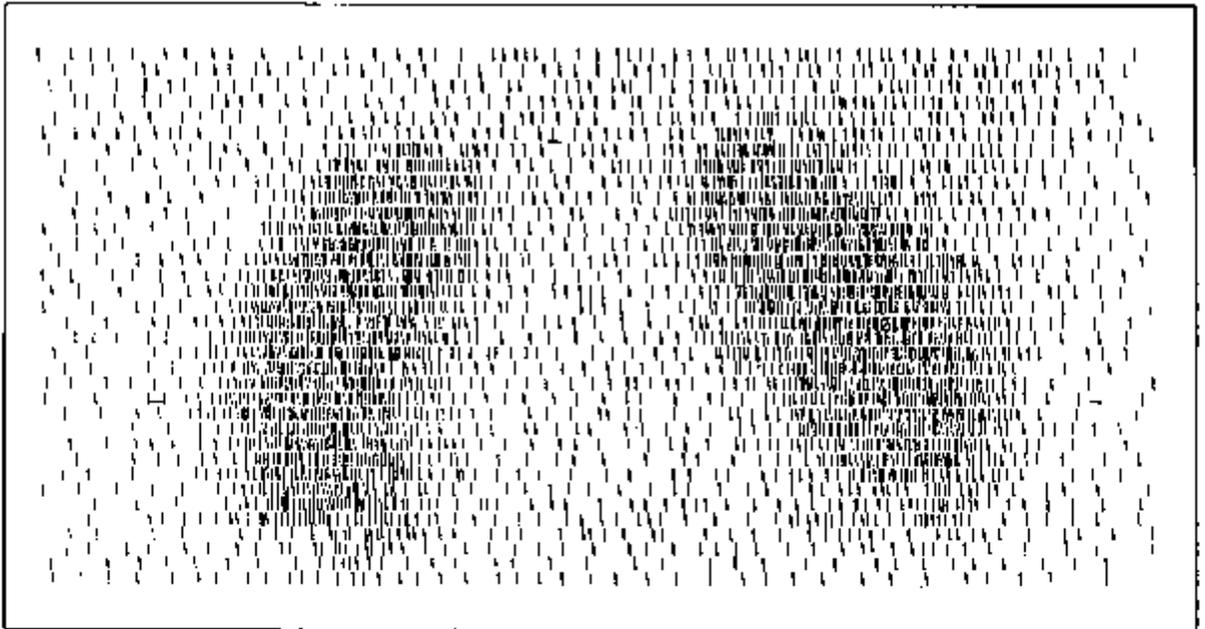


FIG.16 - Histogramas da razão N_p/N_c para os 3 grupos de pacientes, cuja espessura do tronco está entre: (I) - 17,0 e 20,0 cm; (II) - 20,1 e 24,0 cm; (III) - 24,1 e 30,0 cm.



(a)



(b)

FIG. 17

Mapas de rîns "in vivo" obtidos com ΔE igual a : (a) 80 keV, (b) 100 keV

contagem não foi reduzido, pois ainda se usa a mesma velocidade de varredura que aquela usada para $\Delta E = 80\text{keV}$, as informações são mais claras, o que ajuda mais o diagnóstico clínico. O colimador de 19 canais é o mais indicado para fazer mapas, visto que o mapa é uma projeção plana de um órgão de certa espessura (da ordem de 3,5cm), assim, um colimador de maior profundidade de campo é mais aconselhável, o que não é verdade se se deseja determinar a profundidade exata deste órgão.

2 - ^{131}I na tiróide - medidas efetuadas com o colimador de 19 canais

2.A - Medidas com o "fantoma"

Os espectros com um "fantoma" de vidro da tiróide foram obtidos colocando-o a 0,0cm, 0,5cm e 1,0cm de profundidade, num beaker de 10,75cm de diâmetro, simulando o pescoço humano, e o colimador de 19 canais a 6,0cm do beaker, visualizando um dos lóbulos do "fantoma". A Fig.18 mostra os espectros obtidos às 3 profundidades diferentes, com o analisador monocanal. Os espectros obtidos com o analisador multicanal são semelhantes, podendo-se, assim, relacionar os resultados dos cálculos efetuados com os mesmos.

Como o radioisótopo emite gamas de várias energias, foram calculadas as distribuições Compton de acordo com a percentagem de ocorrência de cada uma, dada pelo

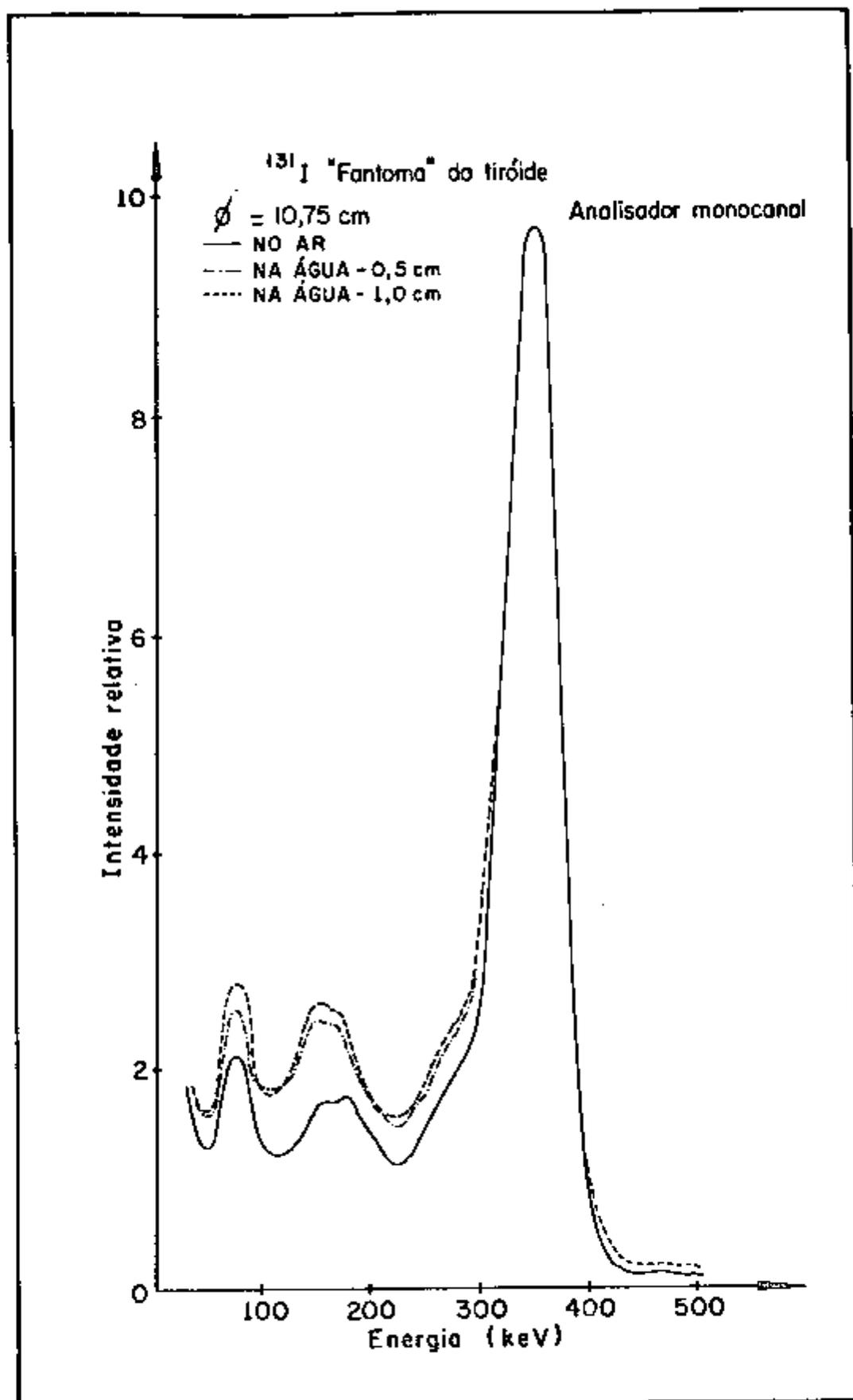


FIG.1B - Espectros de ^{131}I obtidos com o analisador monocanal e o "fantoma" da tiróide no ar, e num beaker de 10,75 cm contendo água, às profundidades de 0,5 e 1,0 cm.

Energia(keV)	Abundância(%)
80,164	2,6
177,19	0,3
272,45	0,07
284,31	5,9
318,14	0,09
325,80	0,24
364,49	79
503,13	0,35
637,01	6,7
642,80	0,2
722,92	1,8

A Fig. 19 dá as distribuições dos 5 mais abundantes, considerando o seu peso e com resolução energética $R_0=18,7\%$. Como a contribuição do espalhamento do fóton principal de 364 keV é predominante, em primeira aproximação, é válido desprezar as outras. Este espectro teórico do espalhamento Compton foi normalizado com os experimentais, às 3 profundidades, no ponto $E_0 = 268$ keV. Foram obtidas as razões N_p/N_c dadas na tabela abaixo (Tab.2):

TABELA 2

Profundidade	N_p/N_c
0,0 cm	0,81
0,5 cm	0,85
1,0 cm	0,87

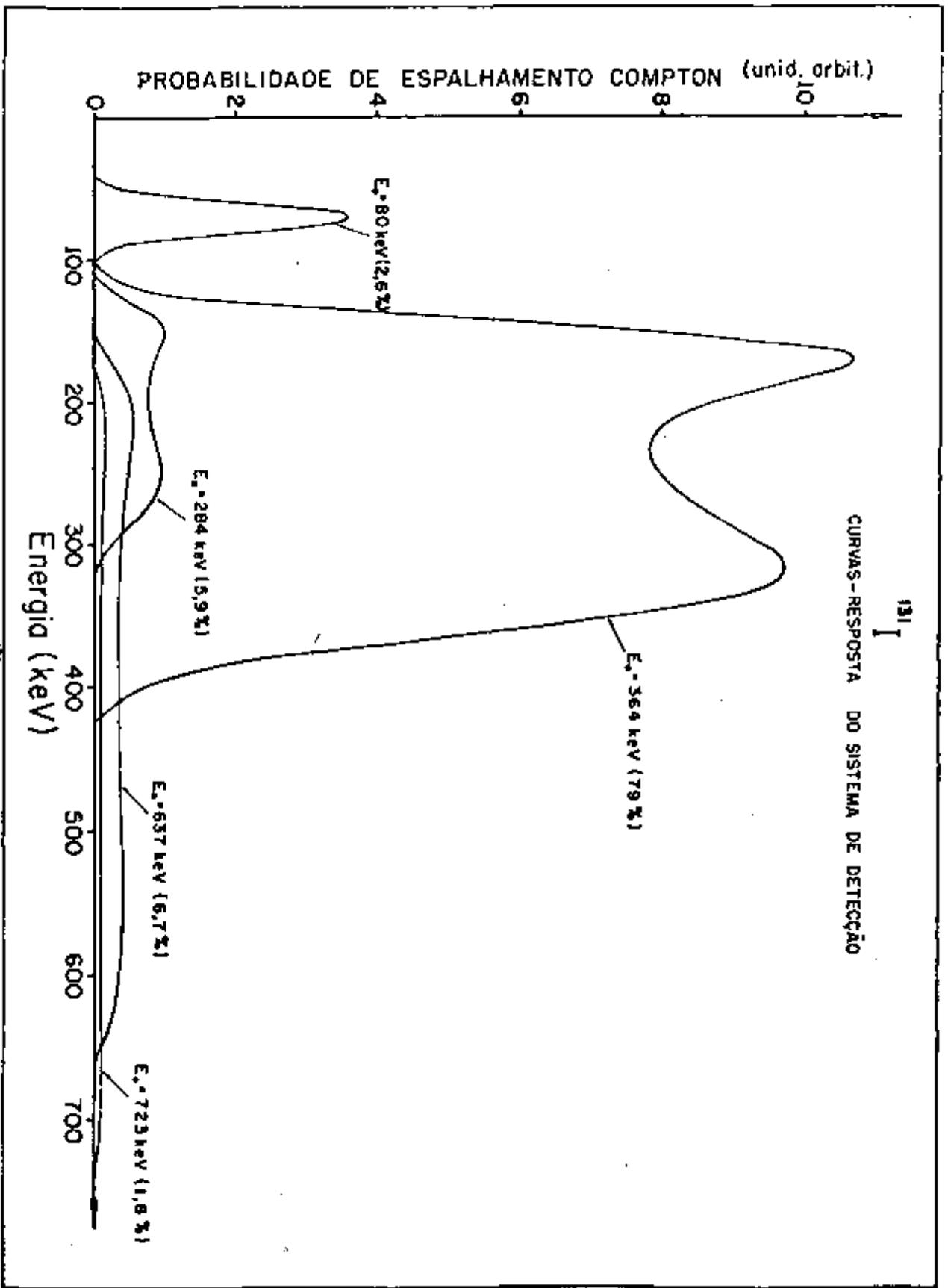


FIG. 19 - Curvas - resposta do espalhamento dos vários gamas de ¹³¹I, considerando a percentagem de ocorrência de cada um.

Pode-se notar que a variação da razão N_p/N_c é pequena. Isto é compatível com o sistema, já que a fonte é de dimensão a proximadamente igual ao campo visual e a profundidade de campo do colimador é grande, 6,5cm na água (Apêndice).

A resolução do sistema, calculada a partir deste método, deu $R_o = 19,8\%$, em contraposição a $R_o = 18,7\%$ da fonte puntiforme. A razão desta maior discrepância - 1,1% - se deve ao fato de ter sido considerada somente a contribuição do fóton de maior probabilidade de ocorrência. No entanto, devido à grande penetração de septo do colimador para este fóton, 58% (15), é natural que os de 637 keV e 722 keV tenham uma penetração maior ainda, contribuindo também para o espalhamento Compton dos espectros experimentais. Existe a indao fotopico de 284 keV no ramo ascendente do pico de 364 keV. Por isso, seria mais preciso se forem consideradas tam hẽm os espalhamentos Compton destes fótons no meio e o próprio fotopico de 284 keV. No entanto, não foi possível obter estes cálculos mais rigorosos, pois, não se conseguiu obter espectros "in vivo" além de 500 keV no máximo, por limitações da capacidade do paciente permanecer por muito tempo imóvel em decúbito dorsal. Como a glândula tireóide é pequena, o espalhamento pelo tecido dos gamas mais energético é menor que o do gama de 364 keV. Portanto, não foi levada em conta esta contribuição de espalhamento pelo tecido. É claro que para órgão maiores deve-se considerar estes espalhamentos dos gamas mais energéticos. Assim, os espectros "in vitro" também só foram obtidos até este valor.

Johnston e Brill⁽⁷⁾ fizeram os cálculos considerando também os espalhamentos de 637 keV e 722 keV, para fontes planas de diâmetros diferentes. Para fontes cuja dimensão é da mesma ordem de grandeza do campo de visão do seu sistema de colimação, a razão fótico/espalhamento é praticamente constante.

2.8 - Medidas "in vivo"

Quarenta e seis dos pacientes que foram submetidos a mapeamentos da tiróide foram escolhidos para que sejam obtidos deles os espectros "in vivo" de ^{131}I nesta glândula. Seis destes espectros foram obtidos com o analisador multicanal. Os diâmetros dos pescoços, no sentido antero-posterior, destes pacientes variam entre 10,0 cm e 13,6cm. Quatro destes possuem hócios tais que os seus diâmetros antero-posteriores são bem maiores que os diâmetros médios de seus pescoços, chegando a ter 1,8cm a mais para um deles. De todos os pacientes, 21 possuem captação de iodo em 24 horas normal, 15 hipercaptantes e 10 com deficiência de captação. Todos os espectros foram obtidos com o colimador a 6,0cm do paciente, 25 sobre o tecido normal, 5 sobre nódulo quente, 7 sobre nódulo frio, e 9 sobre o hócio difuso. No entanto, devido à dimensão normal de uma tiróide ser equivalente (e às vezes menor) ao campo de visão do colimador, a localização do mesmo não é muito bem definida em relação à tiróide.

Os espectros da Fig. 20.a são de 3 pacientes cujos diâmetros de pescoço, no sentido ântero-posterior, são iguais a 11,0cm (curva i), 11,0cm (curva ii) e 13,3cm (curva iii). O paciente da curva (iii) possui um hócio bastante desenvolvido, 1,8cm maior que o diâmetro médio de seu pescoço e sua tiróide é hipercaptante. O caso (i) é de captação normal, sem hócio, e o caso (ii), hipocaptante com um hócio pequeno mas sem aumento do diâmetro médio. Todas as 3 curvas estão normalizadas no fotopico e pode-se notar que o caso (iii) é bem diverso dos outros 2 casos, como era de se esperar. A diferença entre os casos (i) e (ii), que são pacientes com mesmo diâmetro e cujas tiróides estão igualmente superficiais (pois foram facilmente localizadas pelo tato do médico), se deve, essencialmente, à menor captação seletiva do caso (ii). A tiróide (ii), sendo menos captante, é uma fonte menos intensa que a do caso (i), além disso, a existência do hócio, mesmo pequeno, aumenta também o espalhamento Compton, resultando em cerca de 30% de aumento do mesmo em relação ao caso (i). A Fig. 20.b mostra o espectro, obtido com o analisador multicanal, de uma paciente cujo diâmetro médio do pescoço é 13,1cm.

Como a razão N_p/N_c não dá mais informação sobre a profundidade da glândula que a determinação pelo tato, não foram calculadas estas razões. O que se fez foi a normalização de todos os espectros com o caso do paciente da curva (iii) da Fig. 20.a e feito uma análise comparativa só do espalhamento Compton entre os casos "in vivo" e a fonte puntiforme, colocada a 6,0cm do colinador. Notou-se que esta

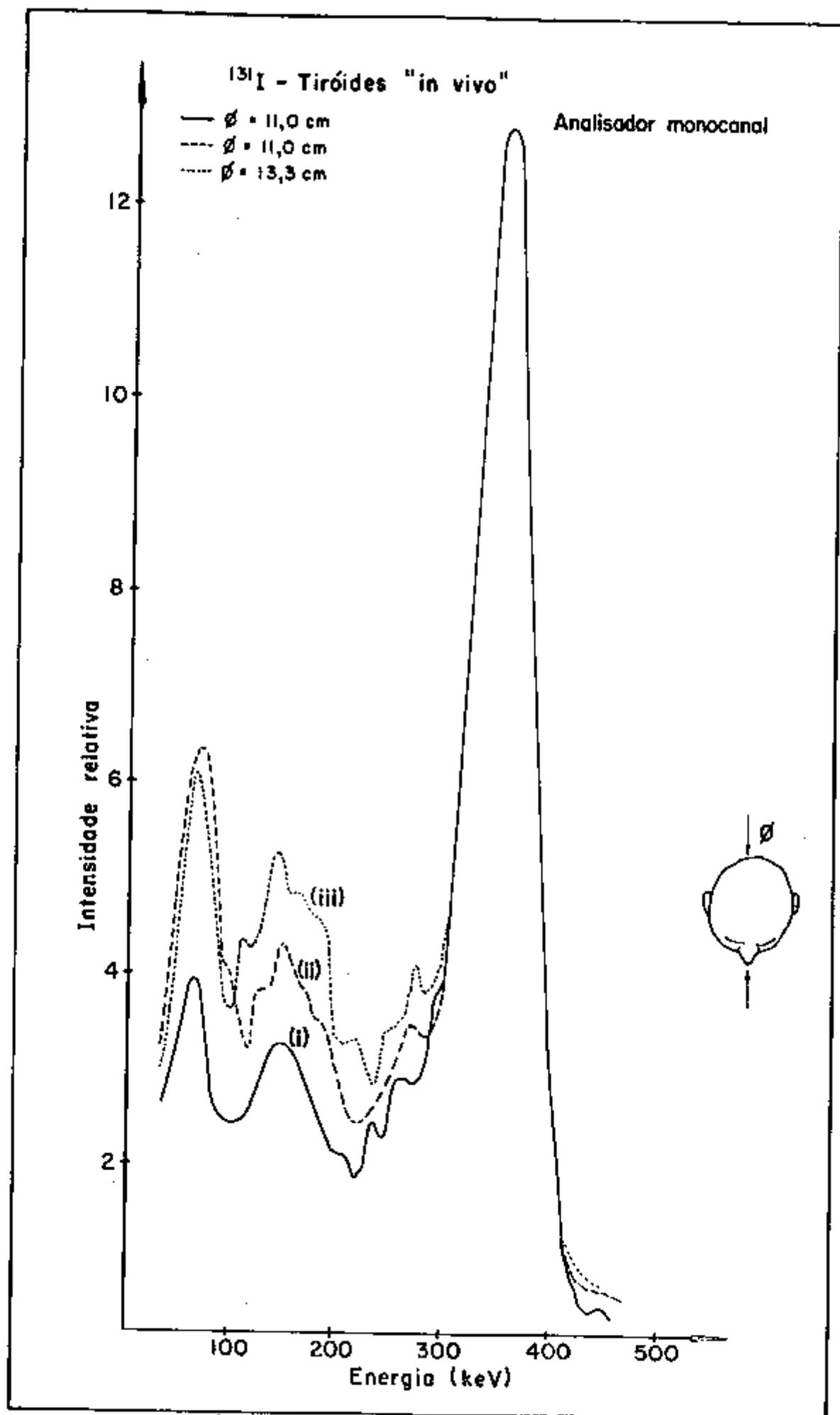


FIG. 20.a - Espectros "in vivo" de ^{131}I obtidos com o analisador monocanal.

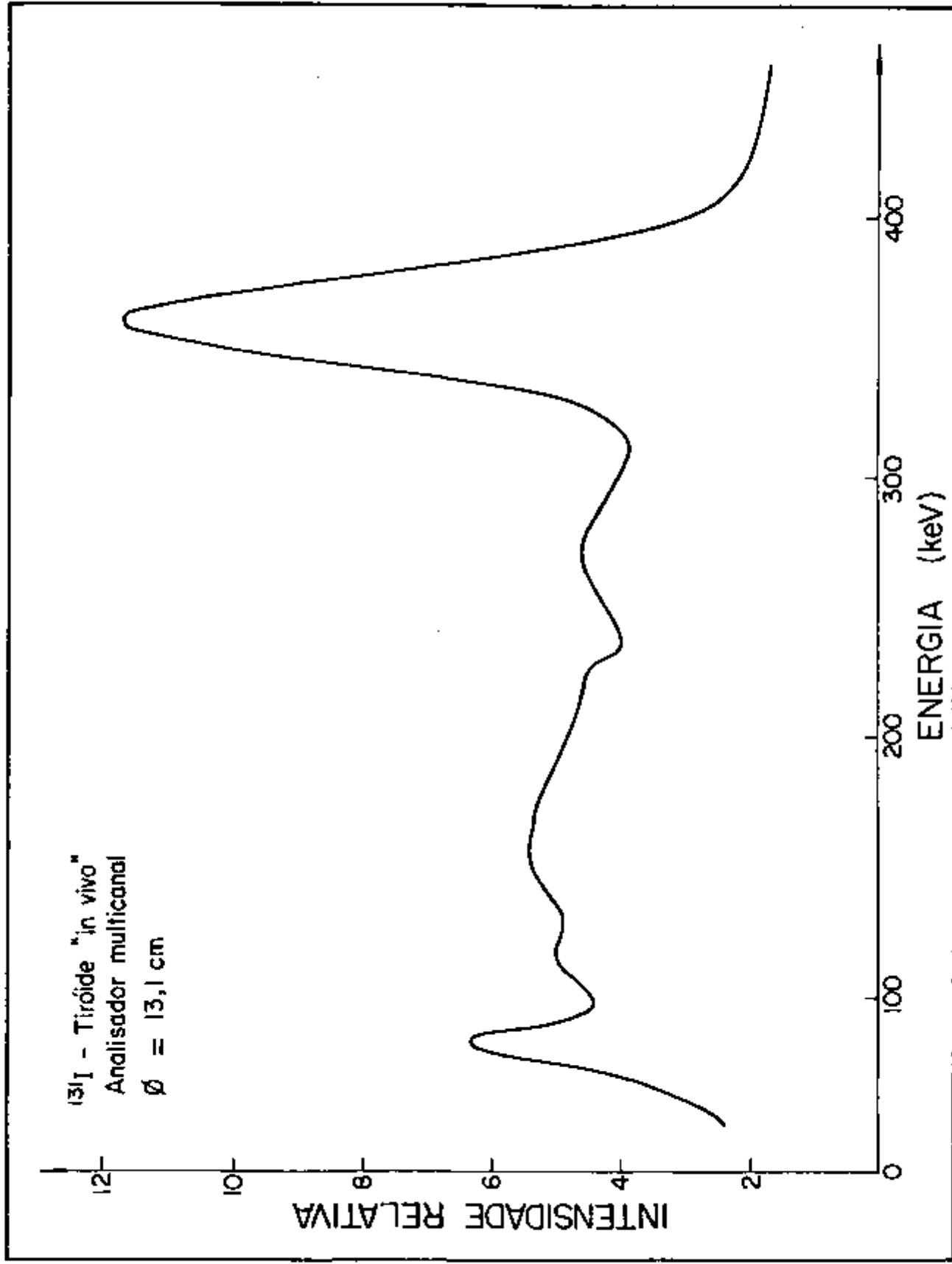


FIG. 20.b - Espectro "in vivo" de ^{131}I obtido com analisador multicanal.

contribuição Compton não varia em concordância com a variação do diâmetro dos pescocos dos pacientes, isto é, ela pode ser maior para um paciente de pescoco menor, ou ser diferente para 2 pacientes com pescocos de mesmo diâmetro, como os casos (i) e (ii) já mencionados. O histograma da Fig. 21 dá uma idéia desta variação em função do diâmetro. As únicas exceções foram dos 4 pacientes com bócios muito grandes, como era de se esperar.

3 - ^{99m}Tc no estômago - Medidas efetuadas com o colimador de 127 canais

3.A - Medidas com o "fantoma"

Os espectros obtidos com o "fantoma" do estômago a 0,0cm, 1,0cm e 2,0cm de profundidade numa cuba de lucite contendo água, colocada a 5,0cm da face do colimador, foram efetuados com o analisador multicanal. A Fig. 22 mostra os espectros às 3 profundidades, com o sistema de detecção visualizando o centro e a borda do "fantoma" e de uma fonte puntiforme. Pode-se notar que a distribuição Compton é muito maior para o espectro sobre a borda do "fantoma" que sobre a parte central do mesmo. Isto é razoável já que a borda possui uma camada espalhadora maior sobre ela, assim como a parte da fonte propriamente dita (o "fantoma") que é vista pelo sistema de detecção é menor que quando este está sobre a parte central.

A resolução energética (P_0) do sistema para este

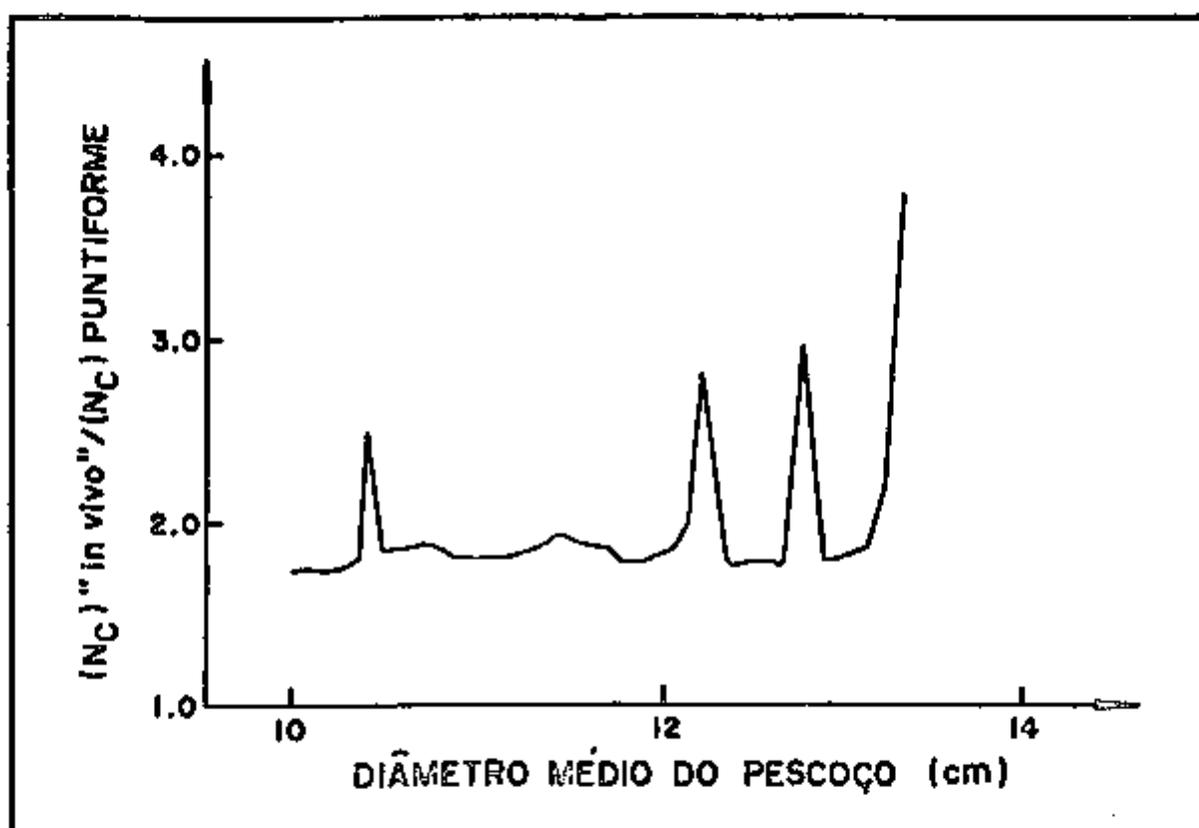


FIG. 21 - Variação da razão entre as contribuições Compton "in vivo" e da fonte puntiforme com o diâmetro dos pescoços. Os picos são de 4 pacientes com bócios muito desenvolvidos.

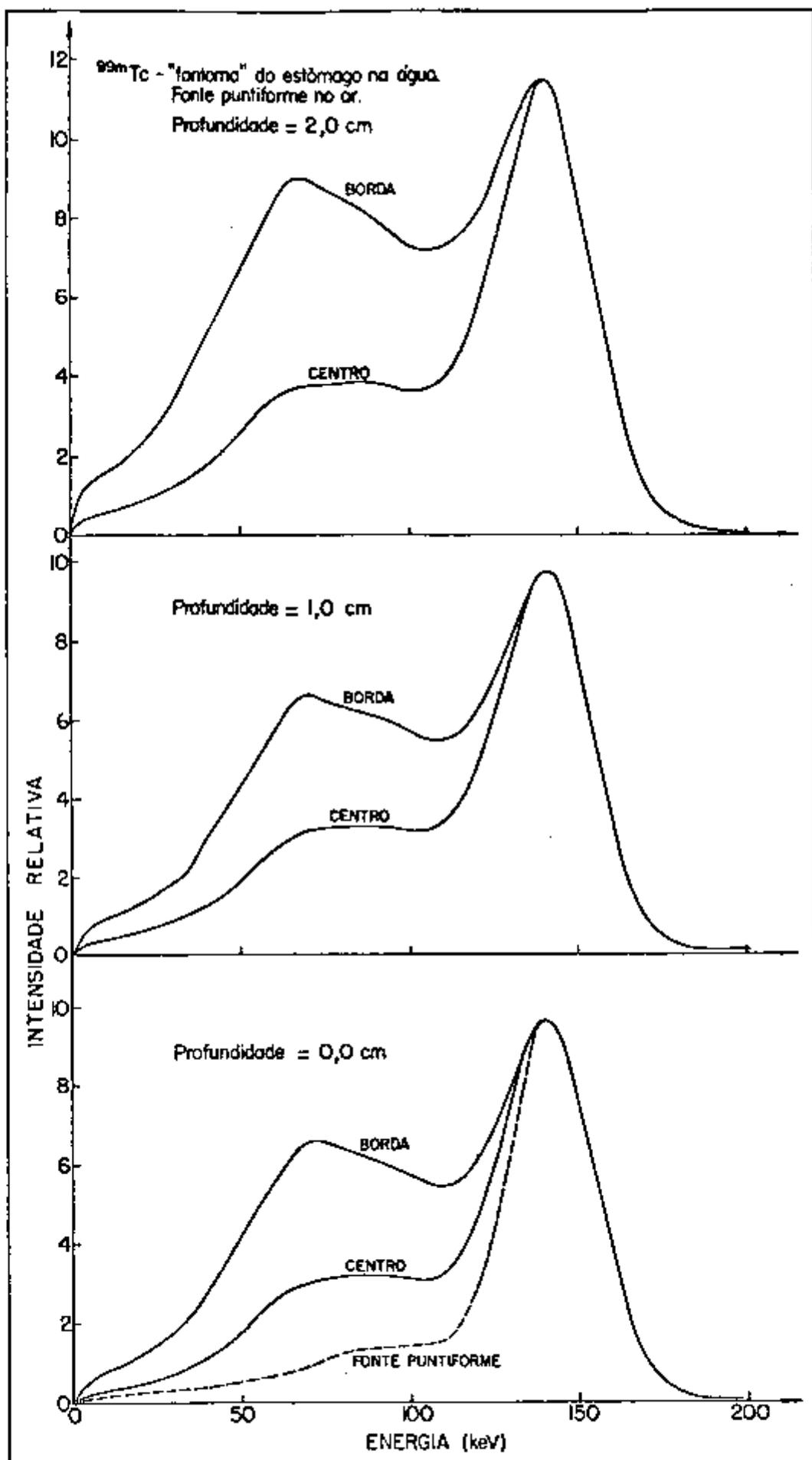


FIG. 22 - Espectros de ^{99m}Tc , obtidos com o analisador multicanal, de uma fonte puntiforme e da "fantoma" do estômago colocado na água, às profundidades de 0,0, 1,0 e 2,0 cm.

radioisótopo é de 18,4%, para uma fonte puntiforme.

A Fig. 23 mostra a distribuição Compton teórica obtida com $R_o = 18,4\%$. A partir desta distribuição, com $E_n = 102$ keV para normalização, foram calculadas as razões N_p/N_c para as 3 profundidades, nas 2 regiões, central e periférica, do "fantoma". Estas razões e as resoluções estão indicadas na Tab. 3.

TABELA 3

Profundidade (cm)	Região	N_p/N_c	R_o
puntiforme		2,57	18,4%
0,0	centro	1,93	18,6%
	horda	0,65	18,9%
1,0	centro	1,94	18,6%
	horda	0,61	18,8%
2,0	centro	1,88	18,7%
	horda	0,48	18,9%

Pode-se verificar que a resolução não variou muito, ficando entre 18,6% e 18,9%. No entanto, a razão N_p/N_c obtida para o espectro no centro do "fantoma" só é diferente para 2,0 cm de profundidade. A razão desta variação maior se deve ao fato de que a meia-espessura em água deste isótopo de 140 keV ser 4,6cm⁽²⁰⁾. Então, com os 2,0cm de absorvente sobre a fonte, a intensidade emergente fica reduzida de 21,7%, adicionando o fator devido ao próprio espalhamento Compton, obtém-se esta razão menor.

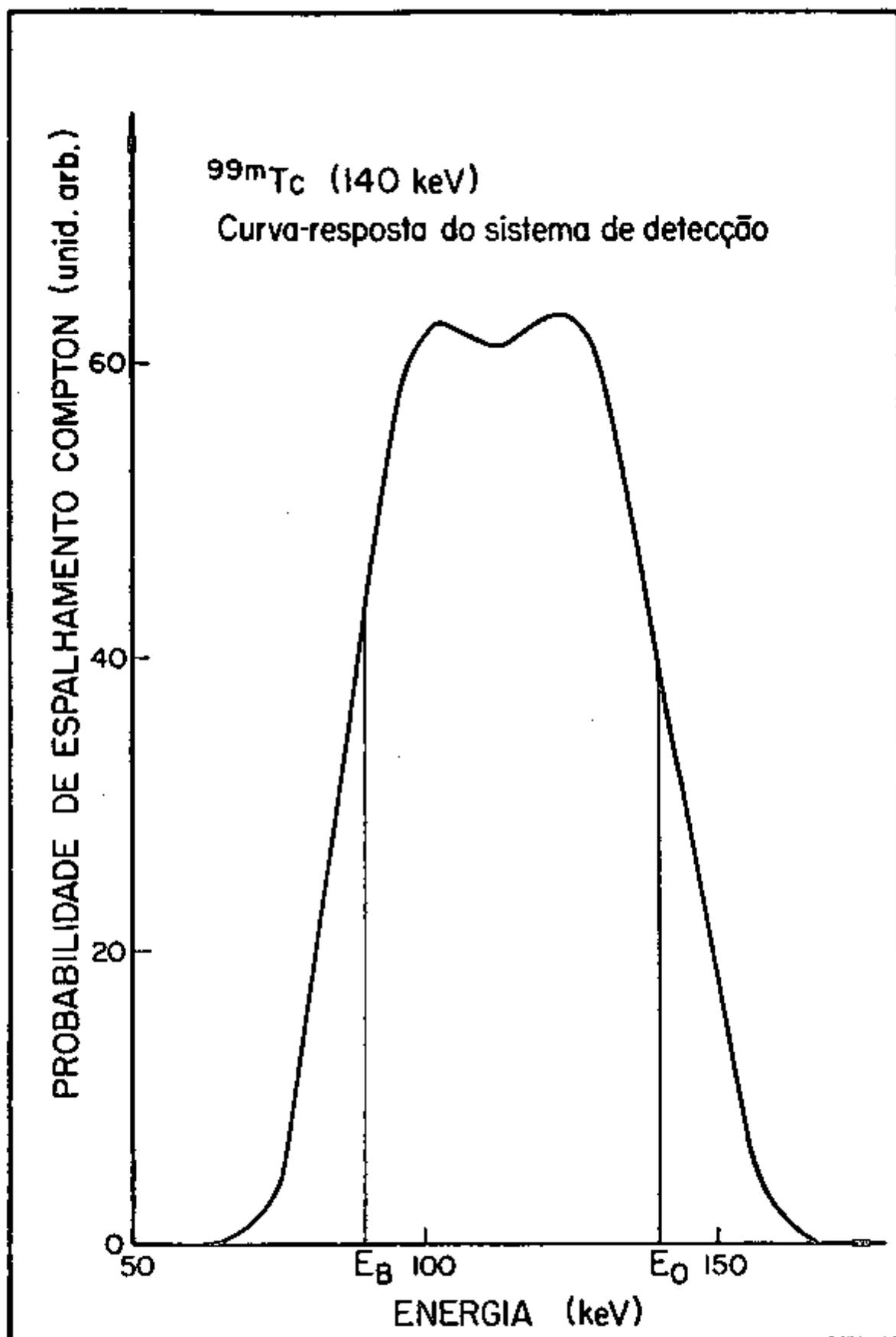


FIG. 23 - Curva-resposta do sistema de detecção ao espalhamento Compton para o fóton de 140 keV do ^{99m}Tc .

Considerando uma janela cuja linha-base está em 120 keV e o limite superior em 160 keV, a fração espalhada pelo tecido S, a eficiência de contagem γ e a razão $(1+S)/\gamma$, obtidas para as 3 profundidades, ficam especificadas na Tab. 4.

TABELA 4

Profundidade	Região	$\gamma = N_u / N_p$	$S = N_s / N_u$	$(1+S)/\gamma$
0,0cm	centro	0,981	0,458	1,486
	borda	0,980	0,864	1,902
1,0cm	centro	0,979	0,545	1,578
	borda	0,977	0,923	1,968
2,0cm	centro	0,944	0,608	1,651
	borda	0,971	0,971	2,030

Pode-se notar que, para a região central, todos os 3 parâmetros assumem valores normais, mas para a borda a fração espalhada se torna bastante grande, que certamente influirá no contraste da imagem e, conseqüentemente, dará uma falta de delineamento do órgão, além da necessidade de se modificar bastante (o dobro para 2,0cm de profundidade) ou a velocidade de varredura, ou a quantidade de radiofármaco a ser dada ao paciente.

Se for usada uma linha-base em 135 keV, tem-se uma redução razoável da componente espalhada, mesmo para a região periférica, como pode ser verificada na tabela 5:

TABELA 5

Profundidade	Região	$\psi = N_u / N_p$	$S = N_s / N_u$	$(1+S)/\psi$
0,0cm	centro	0,725	0,410	1,945
	borda	0,722	0,502	2,080
1,0cm	centro	0,686	0,458	2,125
	borda	0,670	0,593	2,378
2,0cm	centro	0,681	0,467	2,154
	borda	0,667	0,610	2,414

No entanto, a eficiência de contagem ψ diminui bastante a carretando um aumento maior ainda do tempo de contagem, verificada pela razão $(1+S)/\psi$.

Oberley e colaboradores⁽²¹⁾ sugeriram um sistema de maneamento com a linha-base variável. Este limite inferior de discriminação é determinado a partir da razão en tre os eventos de espalhamento e os eventos do efeito foto elétrico, obtida com 2 analisadores monocanais, um sobre o espalhamento e outro sobre o fótico. O diagrama em blocos é apresentado abaixo.

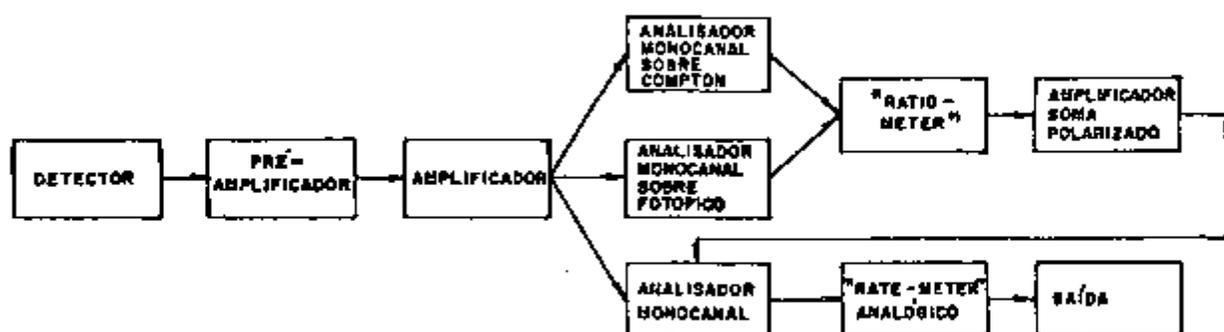


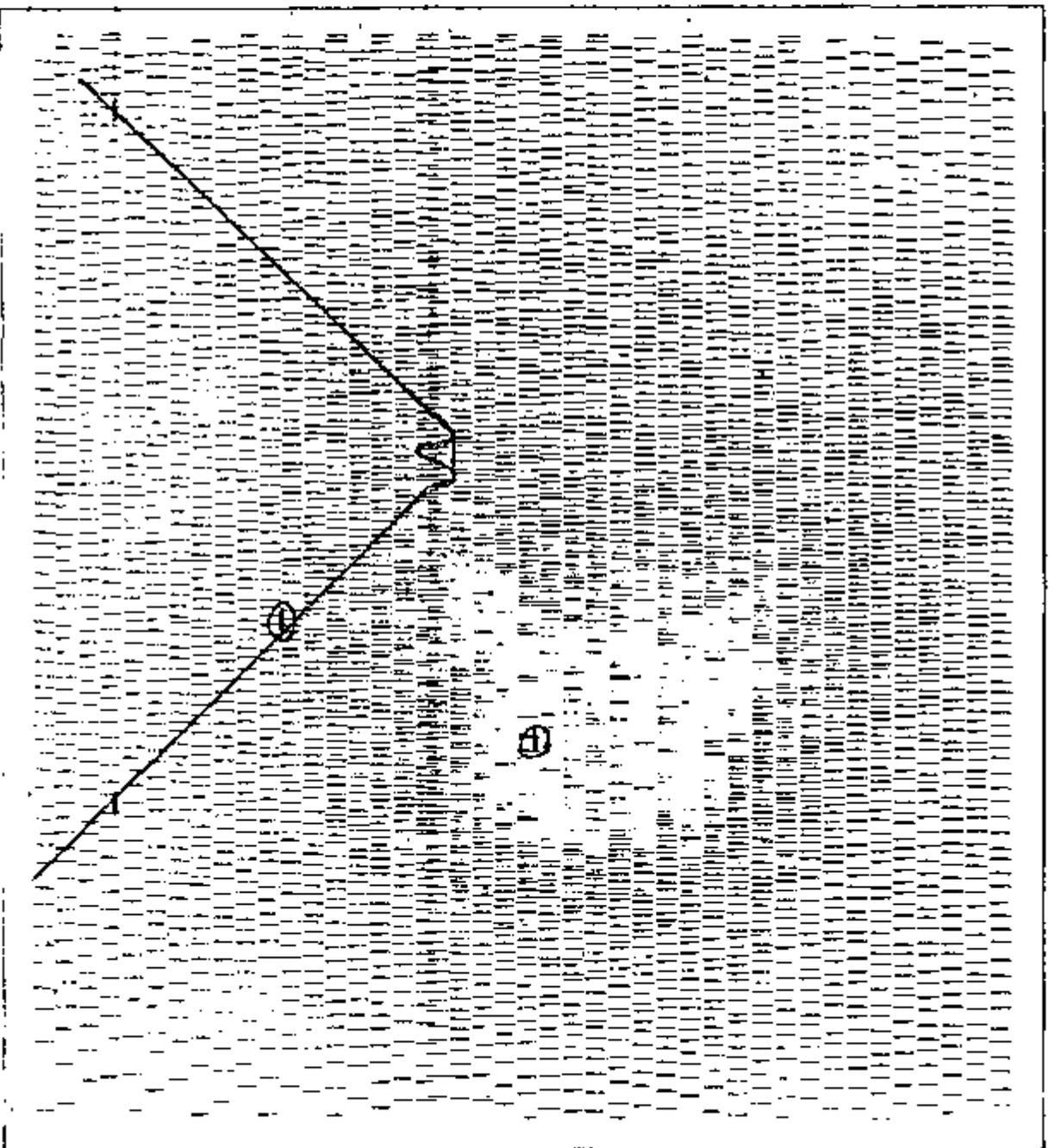
Diagrama em blocos do circuito com linha-base variável, apresentado por Oberley.

Este método, em princípio, seria uma boa solução. No entanto, o "fantoma" usado por Oberley era uma fonte plana, localizada exatamente no plano focal do colimador, o que não representa uma situação real. Na prática, os órgãos são tridimensionais, cujas posições não são bem definidas, e devido a fatores como borda e profundidade, pode-se obter razões capazes de deslocar a linha-base a tal nível que serão omitidas informações importantes. Isto porque as imagens resultantes ficam sujeitas a uma nova variável - a variação de sensibilidade. Como a velocidade de varredura se mantém constante, poderá acarretar a construção de uma região inativa no mapa. Desta forma, um elo de realimentação conveniente na velocidade de varredura, em relação à variação de sensibilidade, iria compensar esta falha. O que deve ser bem definida é a razão R, levando em conta o tamanho do órgão, a sua forma, a profundidade e a captação seletiva.

3.B - Medidas "in vivo"

Foram obtidos os espectros com o sistema de detecção visualizando a borda e o centro do estômago de 20 pacientes. As Fig. 24 e 25 mostram o mapa, com as 2 regiões marcadas, e os espectros respectivos de um destes 20 pacientes. A região mais clara do mapa corresponde à região de maior concentração do radioisótopo, este efeito é devido ao bloqueio mecânico do sistema impressor decorrente da alta frequência de impulsos provenientes do detector. A espessu-

FIG. 24
Mapo de um estômago
"in vivo" com a admi-
nistração de ^{99m}Tc



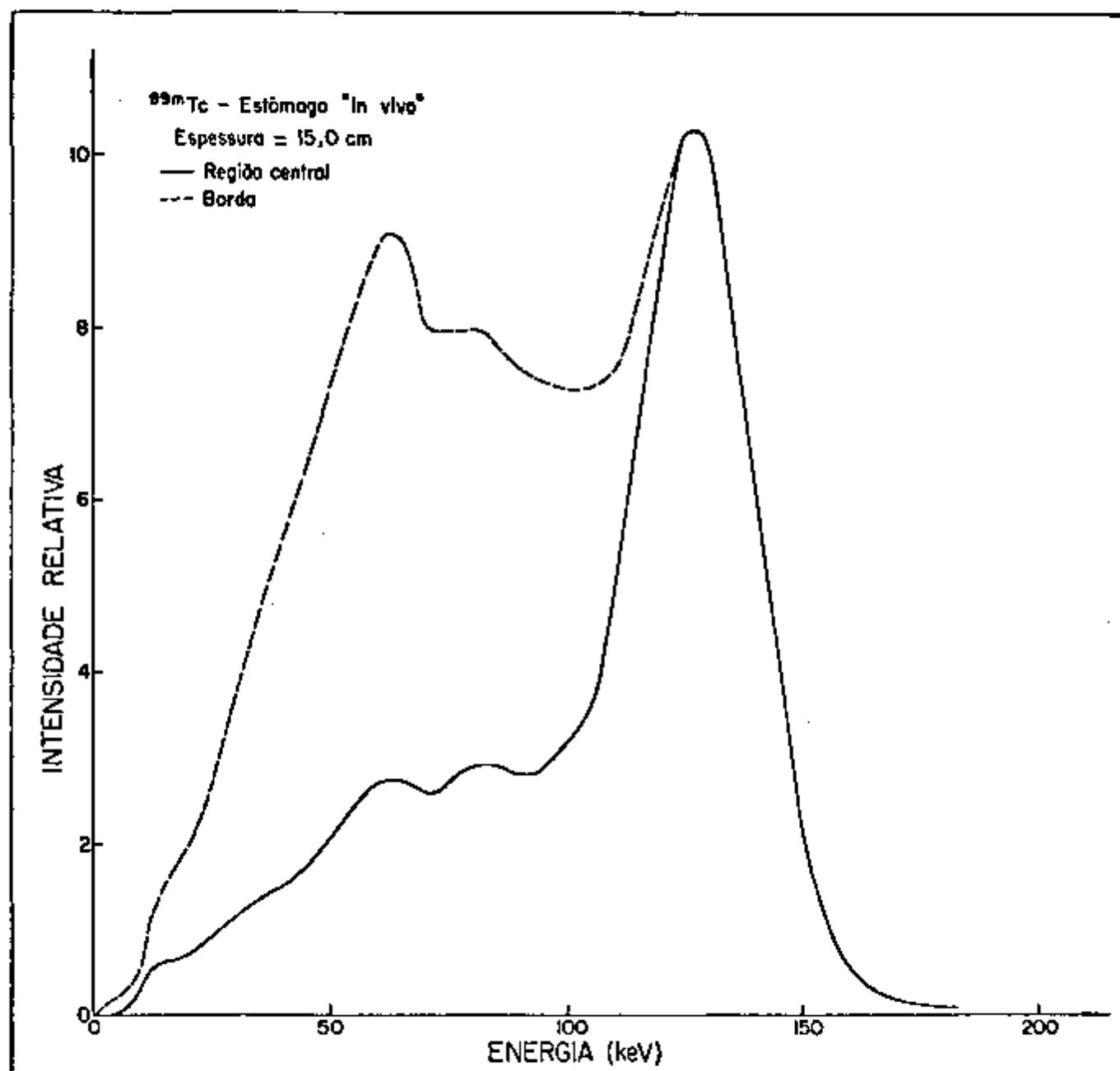


FIG.25- Espectros "in vivo" obtidos do paciente cujo mapa está mostrado na fig. 24.

ra do tronco destes 20 pacientes varia entre 15,0cm e 32,0 cm.

A Fig. 26 mostra os espectros de um paciente cuja espessura do tronco é 24,0cm. Estão apresentadas as distribuições Compton e os fótomicos relativos a cada uma das regiões. Pode-se notar que a contribuição devido ao espalhamento é maior que a devido ao efeito fotoelétrico, como era de se esperar, devido à dimensão grande, à forma e à profundidade do estômago. A resolução para os 2 fótomicos teóricos é de 18,5%, diferindo da resolução energética para a fonte puntiforme de 0,1. A Fig. 27 mostra os histogramas da razão N_p/N_c para as regiões central e periférica dos 20 casos analisados. Novamente, pode-se verificar a grande contribuição do espalhamento. Portanto, é importante considerar este fator na avaliação obtida pelos mapeamentos.

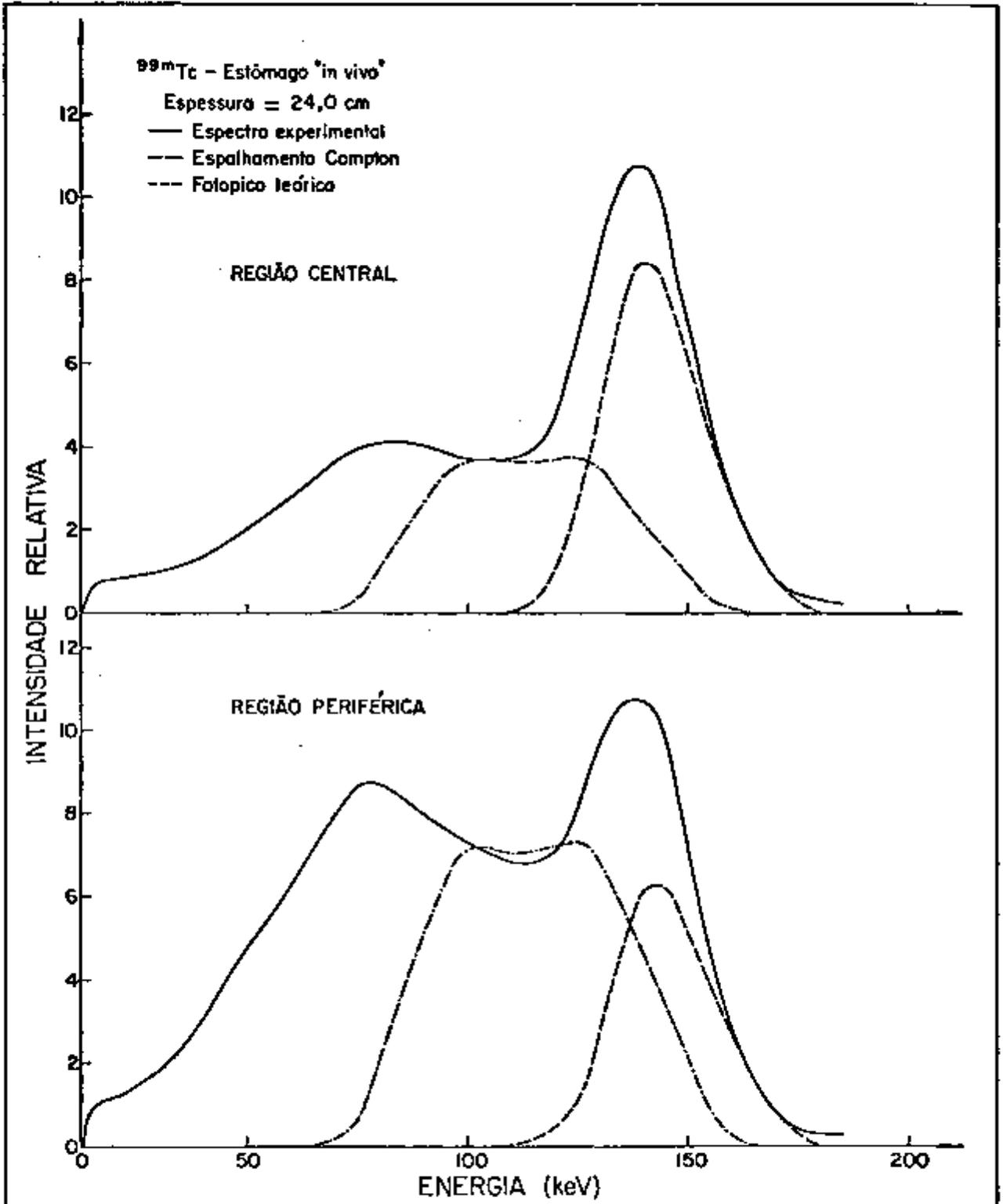


FIG. 26 - Espectros experimentais de um paciente, cuja espessura do tronco é 24,0 cm nas 2 regiões (central e periférica), com as respectivas distribuições Compton e fotopicos teóricos.

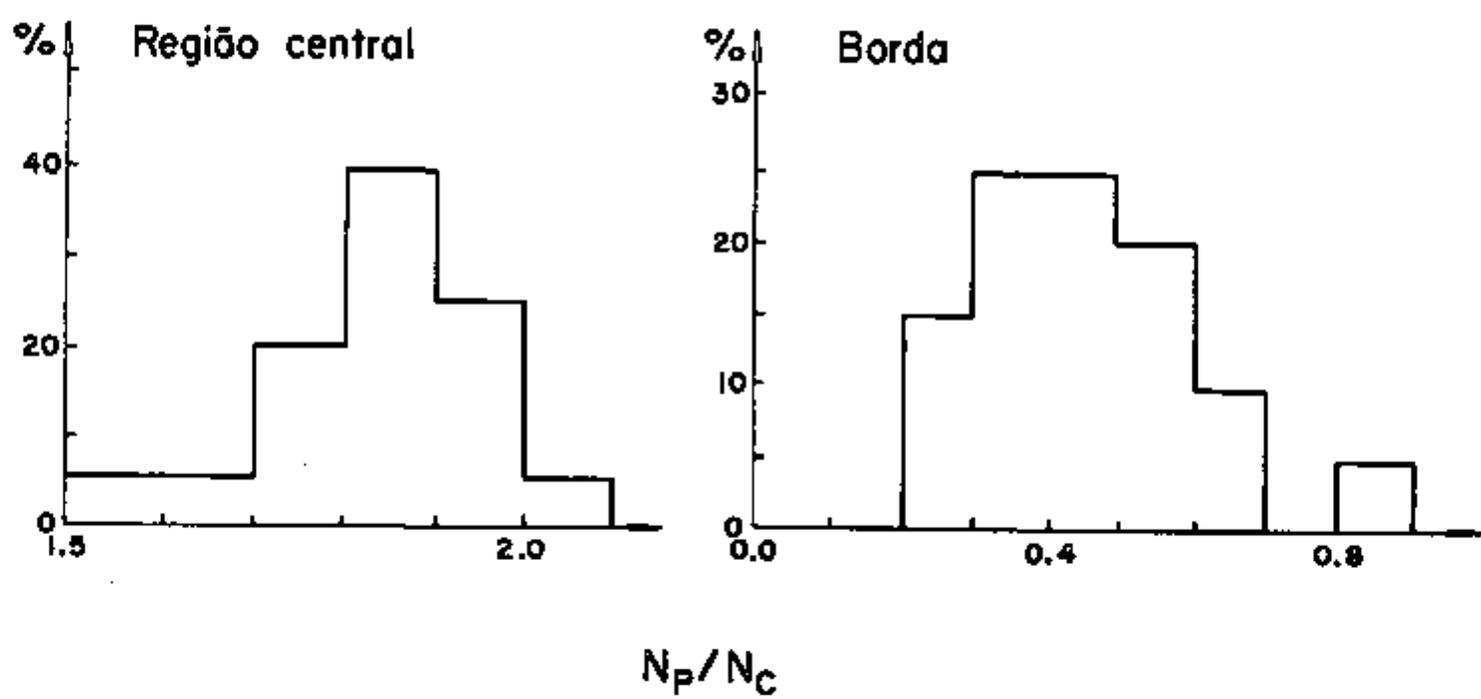


Fig. 27 - Histogramas da razão N_P/N_C , para as regiões central e periférica do estômago, em 20 casos.

CAPÍTULO V - CONCLUSÕES

I - ^{203}Hg no rim

Os estudos dos espectros de "fantoma" de rim e "in vivo" permitiram as seguintes conclusões:

1.1 - Para uma fonte, cujas dimensões são maiores que o campo de visão do sistema de colimação de 19 canais, dentro do envelope de visualização de diâmetro praticamente constante, a razão decresce linearmente de 0,0 a 4,0cm de profundidade da fonte, para depois manter-se quase constante .

1.2 - Verificou-se que a linha-base ótima a ser usada, para mapeamento de rins com ^{203}Hg , é 250 keV, quando a razão $(1+S)/\sqrt{S}$ é mínima (média=1,21). No entanto, pode-se usar a linha-base em 230 keV, quando $(1+S)/\sqrt{S}$ média é 1,28, isto é, o aumento do tempo de contagem (ou a diminuição da velocidade de varredura) ou a quantidade de radio-fármaco que deve ser acrescida para se obter o melhor desempenho do sistema é 28%, ou seja, 7% a mais que linha-base em 250 keV.

1.3 - Foi verificado que a razão $(1+S)/\sqrt{S}$ não pode ser usada para determinar a profundidade do órgão, devido à grande profundidade de campo do colimador de 19 canais utilizado. No entanto, ela serve para dar o fator de correção na velocidade de varredura do detector sobre o paciente para se obter o mapa.

1.4 - Se se deseja determinar com maior segurança a profundidade de um órgão, ou de alguma anomalia, devem-se usar colimadores de pequena profundidade de campo e melhor resolução espacial e não o colimador de 19 canais.

1.5 - A partir das medidas "in vivo", verificou-se que a profundidade média do rim, para os 52 pacientes, cujas espessuras variam entre 17,0 e 30,0cm, está entre 2,5 e 4,0cm, o que está compatível com os dados anatômicos. Nota-se que este dado não é exato, mas só a ordem de grandeza.

1.6 - A adoção de uma janela com o nível inferior de discriminação menor, em 230 keV, traz várias vantagens:

- a - aumento da eficiência de contagem,
 $\epsilon(250 \text{ keV})=0,96$ passa a ser $\epsilon(230 \text{ keV})=0,98$
com uma conseqüente melhora na estatística
de contagem especialmente para casos em que
a captação seletiva é reduzida;
- b - aumento na estabilidade do sistema em rela-
ção às variações do ganho do amplificador
ou da fonte de alta tensão, ou seja, às flu-
tuações do equipamento eletrônico.

1.7 - Foi verificada a grande penetração de sep-
to do colimador de 19 canais pelos fótons de 279 keV do
 ^{203}Tl . Para diminuir esta penetração é necessário que se au-
mente a espessura do material entre os canais do colimador
(neste caso, o chumbo), às custas de perda da eficiência. No
entanto, esta perda é necessária, principalmente para ór-
gãos muito superficiais, onde a camada absorvente não é su-
ficiente para bloquear ou, pelo menos, diminuir a energia
dos fótons incidentes.

2 - ^{131}I na tiróide

Pela análise dos espectros de ^{131}I na tiróide
"in vivo" e no "fantoma" foram confirmadas as deficiências
do colimador de 19 canais para radioisótopos de energia in-
termediária, devido à sua grande penetração de septo. Tam-
bém não é adequado para determinação de profundidade de ór-

gãos pequenos devido a seu campo de visão ser grande, o mesmo acontecendo com a profundidade de campo. Esta determinação só será possível com um colimador de grande ângulo sólido definido pelos canais convergentes e pequena profundidade de campo⁽²²⁾.

Os mapas de tiróide também são precários no que se refere a informações.

3 - ^{99m}Tc no estômago

Os estudos dos espectros de "fantoma" do estômago e das medidas "in vivo" mostraram que existe um problema para este tipo de mapeamento, visto que a contribuição devida ao espalhamento é muito grande. A fixação de uma linha base mais alta poderia diminuir esta contribuição indesejada. Assim, se for fixada a linha base a 135 keV, mesmo para a região periférica do órgão, a fração espalhada seria 0,610 para o "fantoma" a 2,0cm de profundidade. No entanto, a eficiência de contagem diminuiria para 0,667 e a velocidade de varredura do sistema de detecção sobre o paciente deveria ser reduzida à metade em relação a um sistema ideal.

O método da linha-base variável sugerido por Oberley e colaboradores também tem sua falha, pois uma boa parte da informação será eliminada devido ao fato dos órgãos serem volumétricos e não planos. Então, se for acrescentado ao circuito de Oberley um elo de realimentação conveniente na velocidade de varredura, proveniente da variação de

sensibilidade do sistema de detecção, as imagens resultantes possivelmente ficarão mais realistas, fornecendo maiores informações aos clínicos.

COMENTÁRIOS E SUGESTÕES

Pelos estudos do presente trabalho, verificou-se que o colimador de 19 canais, da Nuclear-Chicago, não é adequado para fótons de média energia, devido ao excesso de penetração de septo; também não deve ser usado se se deseja determinar a profundidade exata de um órgão, ou mesmo de um nódulo, devido à grande profundidade de campo.

O colimador de 127 canais é bom para manuseamento de órgãos médios, contanto que se escolha uma linha-base adequada, ou usando um circuito tipo Oberlev acrescido de um elo de realimentação da velocidade de varredura, de acordo

com a variação de sensibilidade do sistema de detecção.

Se o meio absorvente, que é água no presente trabalho, for substituído por um tecido equivalente, certamente as condições se aproximarão um pouco mais da realidade.

O cálculo desenvolvido neste trabalho é aquele sugerido por Beck⁽⁵⁾. No entanto, as hipóteses consideradas não contêm nenhum fator geométrico referente à profundidade do órgão. As conclusões obtidas a cerca desta profundidade são puramente experimentais e empíricas. Para se obter um resultado um pouco mais preciso é necessário introduzir, na expressão da curva-resposta, uma dependência com a profundidade. Será apresentada a seguir, uma primeira aproximação, considerando uma fonte puntiforme colocada no foco geométrico de um sistema colimado, como mostra a Fig. 28. Chamando:

- γ_p = fótons primários com energia E_0 , n° total = N_p ;
- γ_s = fótons secundários espalhados pelo meio absorvente (ou tecido), n° total = N_{tec} ;
- γ_c = fótons secundários espalhados pelo colimador e blindagem;
- N_o = n° total de fótons que atingem o cristal; e supondo que os fótons espalhados no tecido, e que atingem o colimador, não chegam no cristal, tem-se:

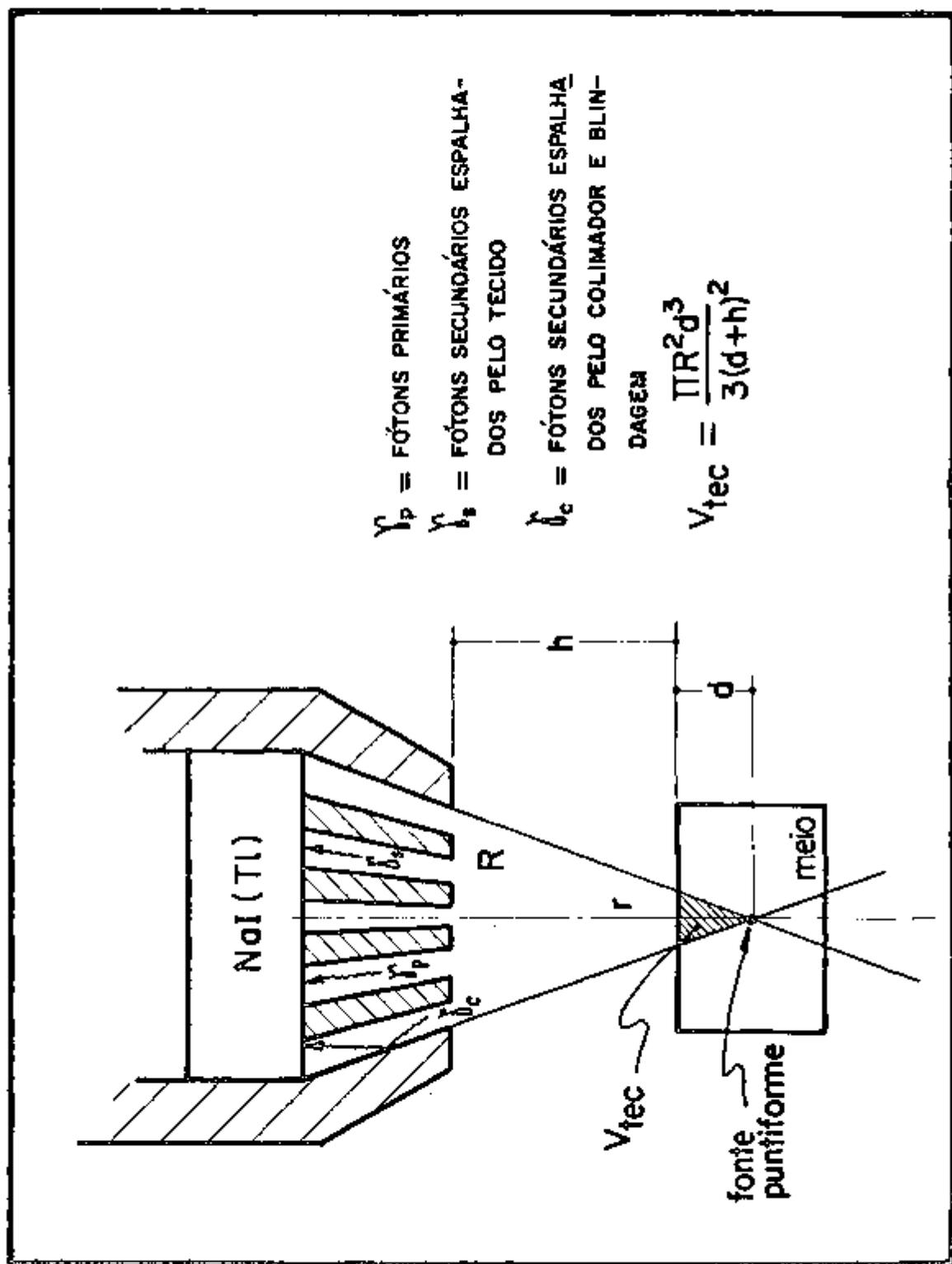


FIG. 28 - Sistema de detecção colimado, visualizando uma fonte puntiforme localizada no ponto focal, e num meio espalhador.

- o número de fótons, com energia entre E_s e $E_s + dE_s$, que e mergem do tecido após sofrerem um único espalhamento Compton é:

$$dN_{tec} = N_o V_{tec} f(E_o, E_s) dE_s$$

onde $f(E_o, E_s)$ é a equação de Klein-Nishina

V_{tec} é o volume do tecido contido no cone de visão direta (Apêndice) .

- o número de fótons, com energia entre E_c e $E_c + dE_c$, que e mergem do sistema de colimação é:

$$dN_{col} = N_o A f(E_o, E_c) dE_c$$

onde $f(E_o, E_c)$ é a equação de Klein-Nishina

A é um parâmetro geométrico do colimador.

Fazendo o mesmo cálculo para determinar a função resposta $F(E)$, para o espalhamento Compton, com a fonte puntiforme no ar, normalizando o resultado com o espectro experimental no ponto $E_p = 3,50$, tem-se:

$$\begin{aligned}
N_o A \int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s &= \\
&= \left[\int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s \right]_{\text{norm}} = \\
&= \left[\int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s \right] \cdot (f.n.)_{ar}
\end{aligned}$$

ou seja:

$$N_o A = (f.n.)_{ar} = (\text{fator de normalização})_{ar}$$

Considerando a fonte puntiforme num meio espa-
lhador, tem-se:

$$\begin{aligned}
N_o A \int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s + \\
+ N_o V_{tec} \int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s &= \\
&= \left[\int_{E_B}^{E_o} f(E_s) p(E_s, E) dE_s \right] \cdot (f.n.)_{tec}
\end{aligned}$$

ou seja:

$$N_o V_{tec} = (f.n.)_{tec} - (f.n.)_{ar}$$

$$N_o \frac{\pi R^2}{3} \frac{d^3}{(h+d)^2} = (f.n.)_{tec} - (f.n.)_{ar}$$

Chamando:

$$N_o \frac{\pi R^2}{3} = \frac{1}{G}$$

$$(f.n.)_{ar} G = C$$

tem-se:

$$(f.n.)_{tec} = \frac{d^3}{(h+d)^2 G} + C$$

Como C é uma constante, a variação do fator de normalização, para a fonte puntiforme num meio espalhador, com a profundidade deve ser do tipo:

$$(f.n.)_{tec} = \alpha \frac{d^3}{(h+d)^2}$$

onde $(h+d) = F =$ distância focal do colimador.

Desta forma, foi obtida uma expressão que relaciona o fator de normalização com a profundidade, para uma fonte puntiforme colocada no foco geométrico do colimador.

Com raciocínio análogo, pode-se fazer uma extensão da fonte puntiforme para fonte volumétrica, chegando a um resultado semelhante, sendo a profundidade explicitamente expressa, possibilitando uma determinação mais precisa desta grandeza geométrica. É claro que a dependência será mais complexa, visto que devem ser consideradas também as contribuições devidas ao espalhamento dentro do envoltório da penumbra (Apêndice), às dimensões do órgão, ao deslocamento do órgão em relação ao foco geométrico etc.. Este cálculo mais preciso será desenvolvido num próximo trabalho, juntamente com a variação também da forma dos "fantomas" e do meio tecido-equivalente, para tentar obter um resultado mais próximo da realidade.

A P Ê N D I C E

A.1 - Algumas definições usadas na teoria dos colimadores para cintigrafia

Colimadores são peças de chumbo usinadas de tal forma que contêm um certo número de furos cônicos, em alguns casos podem ser cilíndricos, e convergentes e que servem para limitar o campo de visão de um detector de cintilação. A Fig. (A.1) mostra a secção do colimador de 19 canais usado neste trabalho.

Septo(S) é a parede de chumbo que separa os canais convergentes.

Distância focal (F) é a distância entre a face do colimador e o ponto de convergência dos furos.

Cone de aceitação ou de visão direta é a região limitada pelo prolongamento das linhas convergentes mais externas, isto é, pertencentes aos furos mais externos. Na Fig. (A.1), o cone de visão direta está limitado pelas linhas cheias cujo vértice está no plano focal.

Envoltório do cone de aceitação é o limite da região equivalente à penumbra em ótica. Na Fig. (A.1), este envoltório é representado por traço-cruz (-x-).

Se uma fonte estiver na região de sombra, ela não será "vista" pelo cristal e sua contribuição na informação

Colimador Nuclear Chicago - 19 canais

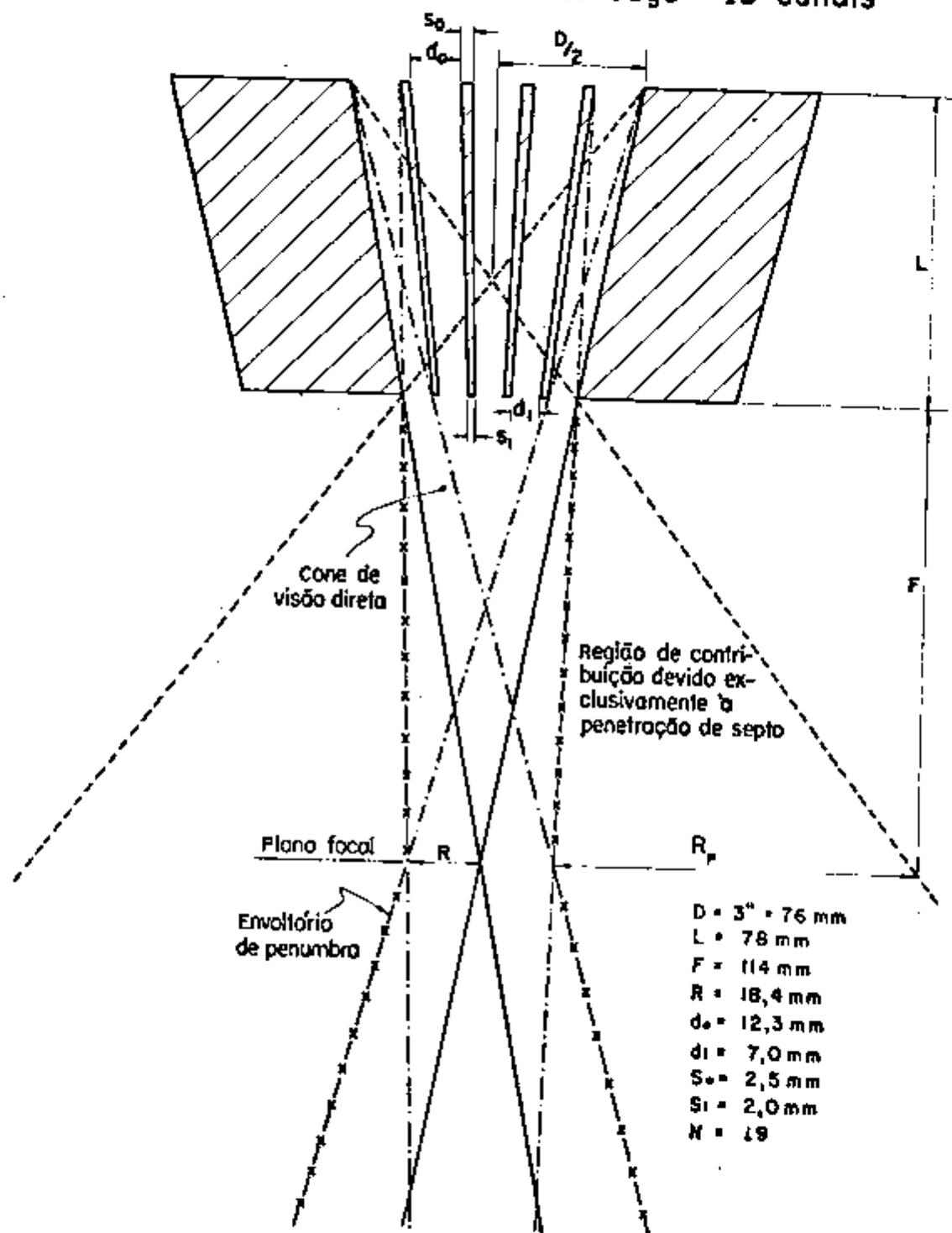


FIG. A.1

se deve exclusivamente à penetração de septo, isto é, fótons que atingem o cristal atravessando os septos. Esta região está limitada por linhas tracejadas cujo raio é representado por R_p na Fig. (A.1).

Profundidade de campo é a distância ao longo do eixo de simetria do colimador, onde a sensibilidade é constante e máxima. Esta região é delimitada pela linha de máxima isocontagem.

Resolução espacial é a capacidade do sistema de detecção colimado de distinguir 2 fontes. É dada ou pela menor distância entre 2 fontes puntiformes que podem ser observadas distintamente, ou pela largura à meia altura da curva resposta (também chamada função de alargamento da linha "line spread function") do sistema de detecção (23), (25) para a varredura de uma fonte linear num plano perpendicular ao eixo central do colimador, como mostra a Fig. (A.2). Uma das maneiras de se determinar o desempenho de um sistema de detecção é através destas curvas-resposta.

A.2 - Características do colimador de 19 canais da Nuclear Chicago

O colimador de 19 canais usado para a construção dos mapas da tiróide e dos rins no presente trabalho, está esquematizado na Fig. (A.1), assim como as suas características geométricas.

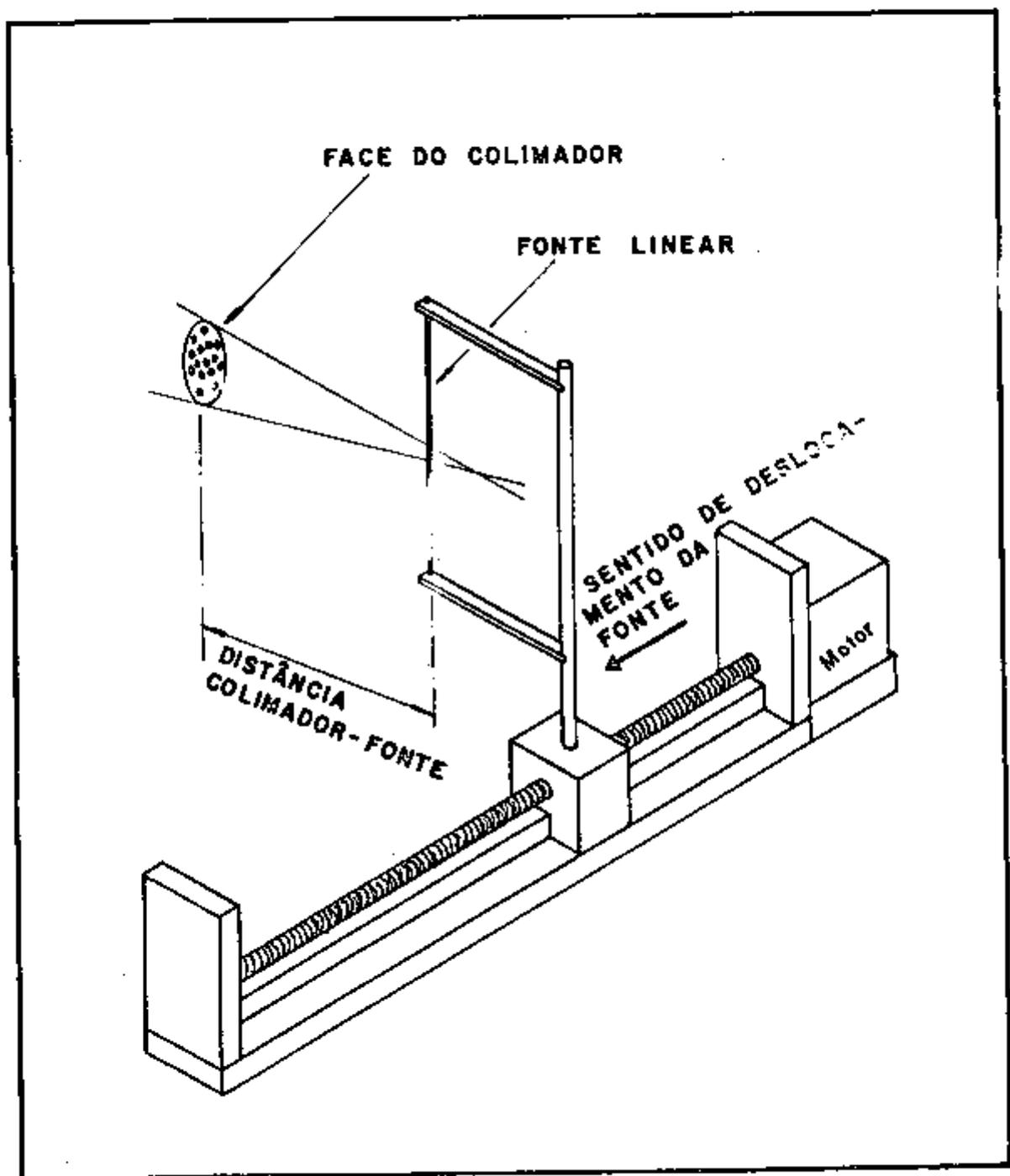


FIG. A.2 - Esquema da disposição dos equipamentos para a determinação da função de alargamento de linha, nas diferentes distâncias colimador-fonte.

As curvas da Fig. (A.3) representam as curvas-resposta do sistema de detecção, com o uso deste colimador, para cada varredura de uma fonte linear de ^{131}I nos diversos valores da distância colimador-fonte. As larguras à meia altura destas curvas dão a resolução espacial do sistema, para cada uma das distâncias. Estas funções de alargamento da linha foram obtidas com a janela do analisador monocanal fixada entre 330 e 410 keV, e a fonte no ar.

A Fig. (A.4) mostra os mapas da fonte linear de ^{131}I , de 43 cm de comprimento por 1 mm de diâmetro, colocada a 45° da face do colimador, e a uma distância de 3,0 cm no ar e num tanque com água. Estes mapas dão a resposta do sistema com a variação da profundidade da fonte. Este método foi desenvolvido por Hine e Vetter (24).

Na Fig. (A.4) pode-se notar que a profundidade de campo é bastante grande, variando de 5 a 11 cm da face do colimador; nota-se também que, para profundidades abaixo do plano focal, o desempenho do sistema se torna muito precário, não sendo praticamente visualizada a fonte linear. A existência do meio absorvente faz com que o plano focal se desloque em direção ao colimador⁽¹⁶⁾,⁽²⁵⁾, dando numa distância focal efetiva igual a 6,0 cm. A distância focal efetiva no ar também não é igual à geométrica, devido à grande penetração de septo do fóton principal de ^{131}I que é, segundo Tsialas e Hine, aproximadamente 58%⁽¹⁵⁾.

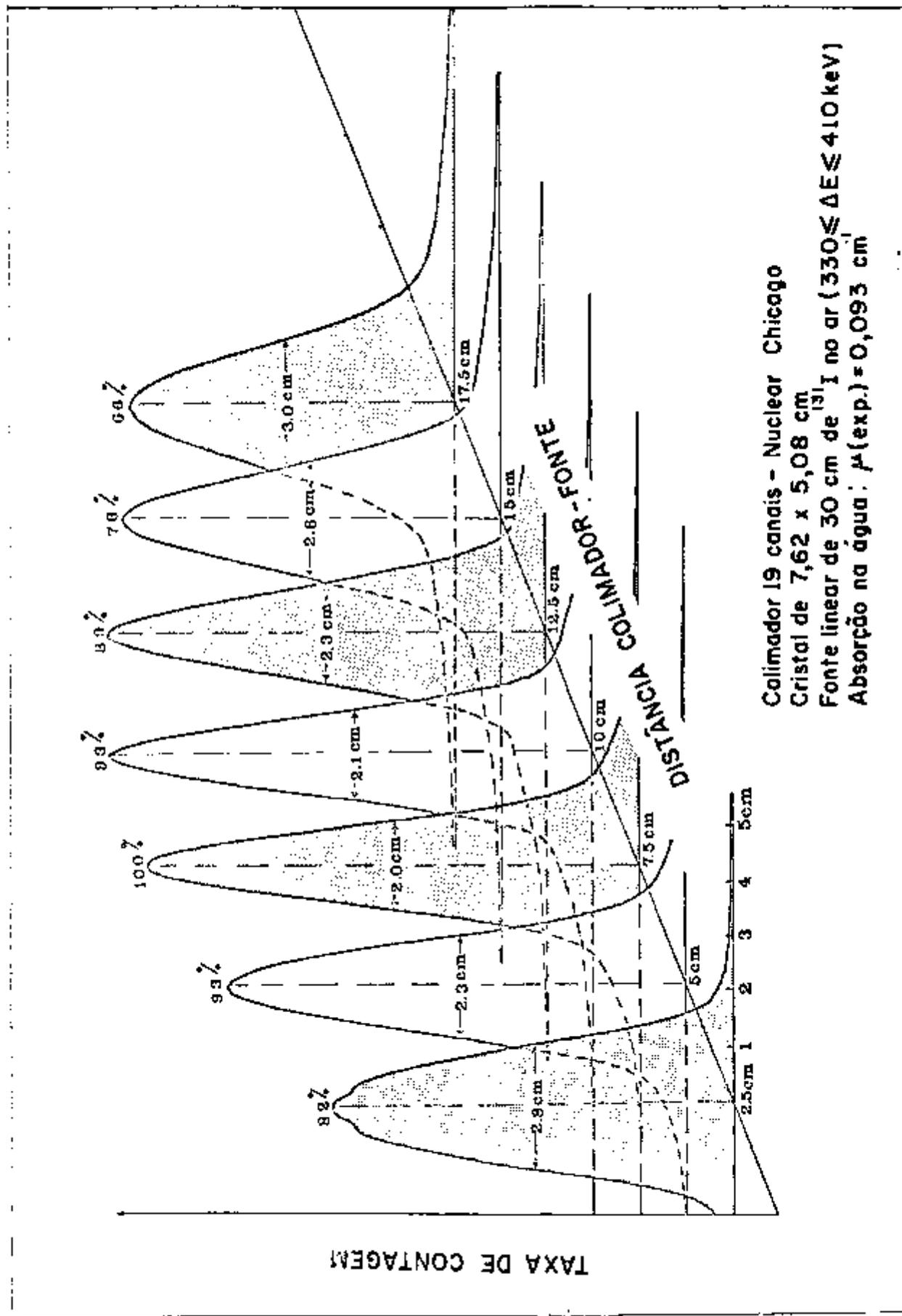


FIG. A.3 - Funções de alargamento de linha do colimador de 19 canais, para uma fonte linear de ^{131}I no ar.

COLIMADOR DE 19 CANAIS - NUCLEAR CHICAGO
FONTE LINEAR DE ^{131}I A 45°

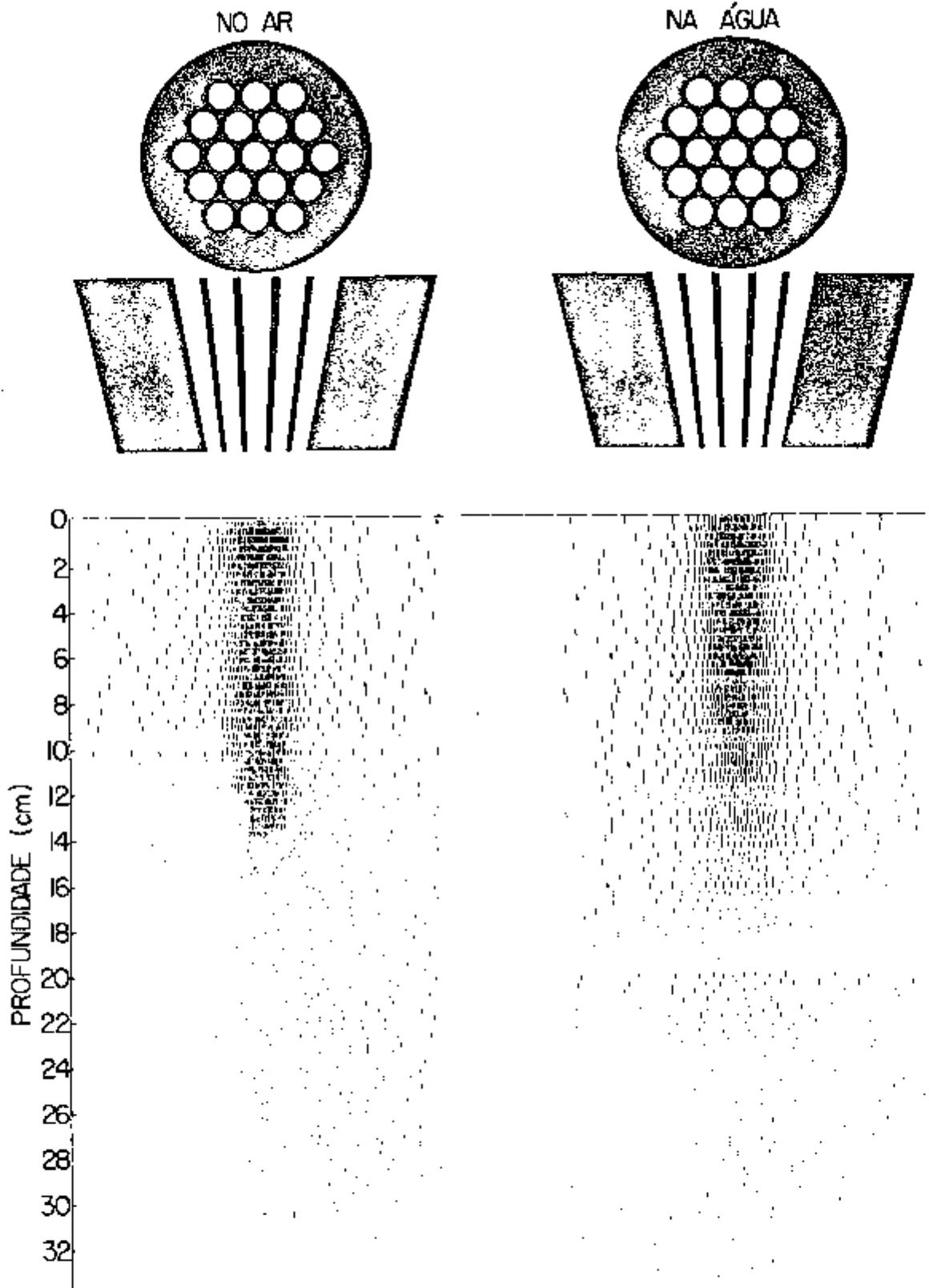


FIG. A.4

A.3 - Características do colimador de 127 canais da Nuclear Chicago

O colimador usado para a obtenção dos mapas e espectros de estômago com ^{99m}Tc , neste trabalho, é de 127 canais, cujas características geométricas são:

$$D = 76 \text{ mm}$$

$$F = 102 \text{ mm}$$

$$L = 52 \text{ mm}$$

$$d_0 = 5 \text{ mm}$$

$$d_1 = 3 \text{ mm}$$

$$S_0 = 1 \text{ mm}$$

$$S_1 = 0.4 \text{ mm}$$

Os mapas de uma fonte linear no ar e na água, contendo ^{141}Ce , cujo fóton tem energia de 145 keV, próxima à energia do ^{99m}Tc - 140 keV, estão apresentadas na Fig. (A.5)⁽¹⁸⁾. Nota-se que a distância focal efetiva é 8,0 cm no ar e 6,5 cm na água, enquanto que a geométrica é 10,2 cm.

As curvas-resposta, ou funções de alargamento de linha, deste colimador, para cada varredura da fonte linear de ^{141}Ce nos diversos valores da distância colimador-fonte, estão na Fig. (A.6).

COLIMADOR DE 127 CANAIS - NUCLEAR CHICAGO
FONTE LINEAR DE ^{141}Ce A 45°

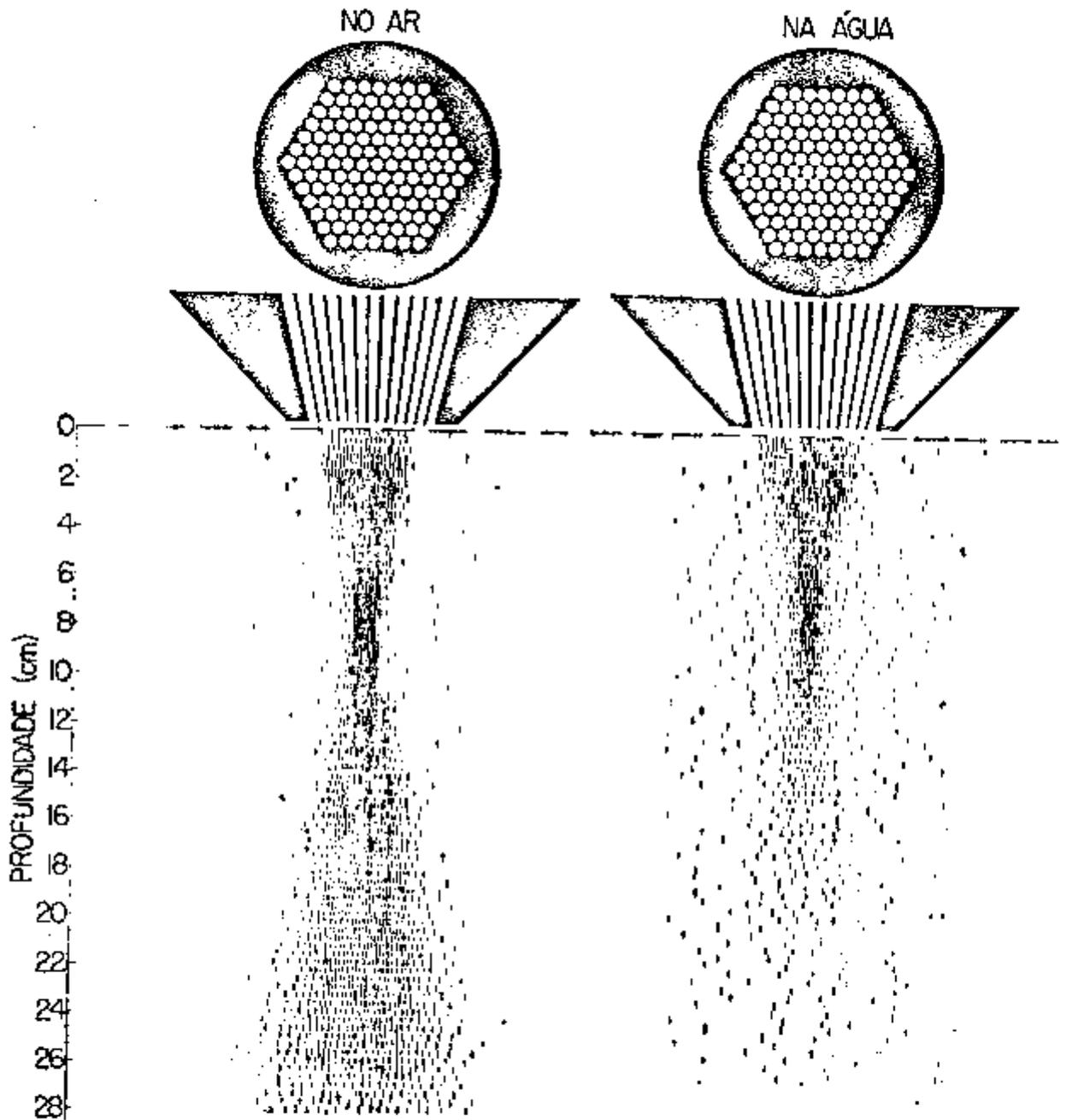
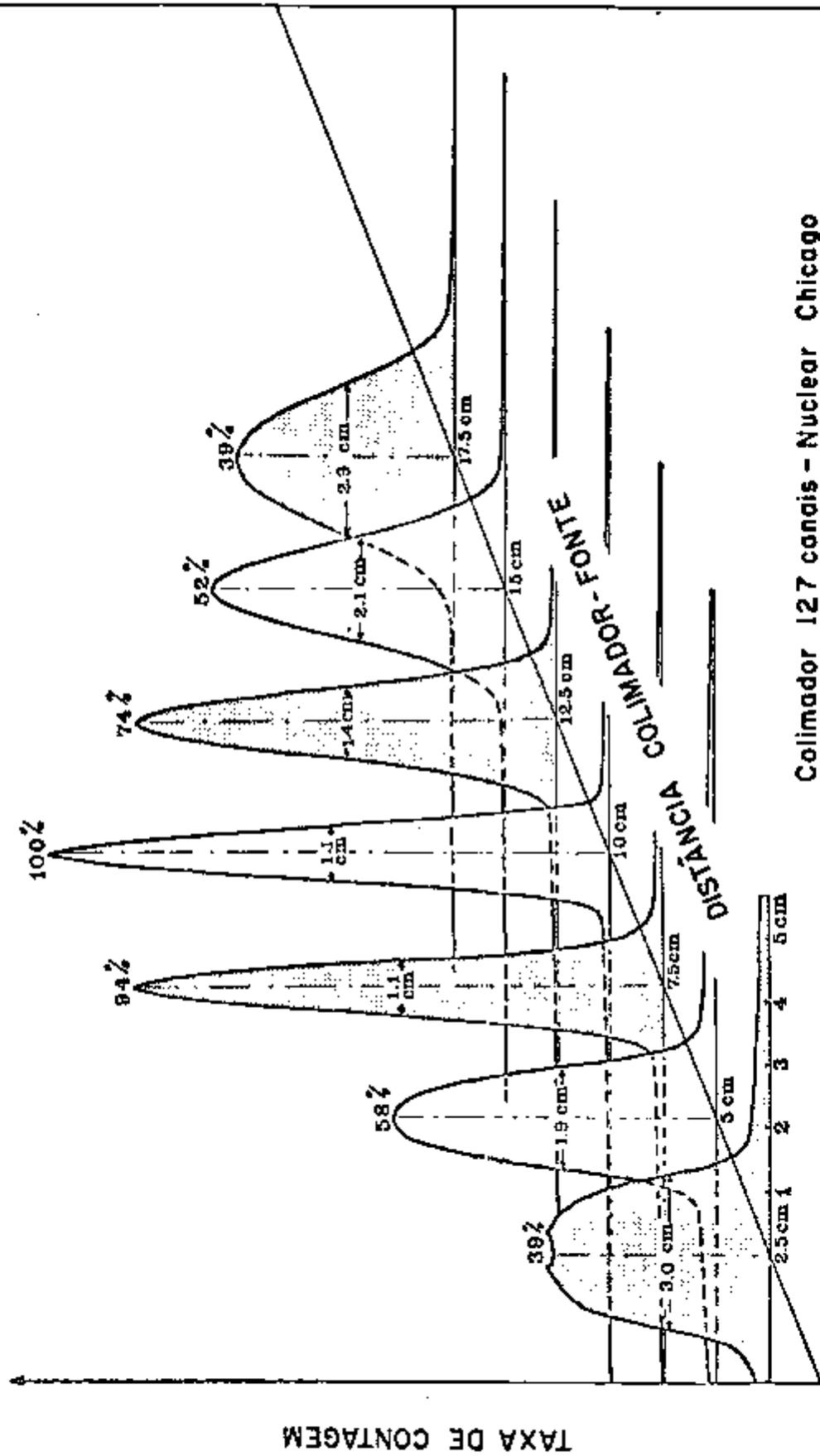


FIG. A. 5



Colimador 127 canais - Nuclear Chicago
 Cristal de 7,62 x 5,08 cm
 Fonte linear de 30 cm de ^{141}Ce no ar ($130 \leq \Delta E \leq 170$ keV)
 Absorção na água: μ (exp.) = .124 cm^{-1}

FIG. A.6 - Funções de alargamento de linha do colimador de 127 canais, para uma fonte linear de ^{141}Ce no ar.

R E F E R E N C I A S

1. MEHL,H.G.- The distribution of a pure β -emitter in the human body. Problems and preliminary results of Bremsstrahlung measurements "in vivo". In: MEDICAL RADIOISOTOPE SCANNING SEMINAR, Vienna, 1950 - Proceedings. Vienna, IAEA, 1959. p.125.
2. ANGER,H.O. & ROSENTHAL,D.J.- Scintillation camera and positron camera. In: IDEM ref.1- p.59.
3. ARONOW,S.- Positron scanning. In: HINE,G.J.,ed.- Instrumentation in nuclear medicine, New York, Academic Press, 1967. v.1,p.461.
4. SULLIVAN,A.H. & BAARLI,J.- Some measurements on the slowing down of π -mesons in tissue equivalent material. Phys.Med.Biol.,13:435, 1968.
5. BECK,R.N.- A theory of radioisotope scanning systems. In: SYMPOSIUM ON MEDICAL RADIOISOTOPE SCANNING, Athens, 1964 - Proceedings. Vienna, IAEA, 1964. v.1, p.35.
6. BECK,R.N., SCHUH,M.W., COHEN,T.D. & LEMBARES,N.- Effects of scattered radiation on scintillation detector response. In: SYMPOSIUM ON MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968 - Proceedings. Vienna, IAEA, 1969. v.1, p.595.

7. JOHNSTON, R.E. & BRILL, A.R.- Inherent problems in the quantitation of isotope scan data. In: IDEM ref.6 - p. 617.
8. MULLER, R. & MAEDER, D.- Single crystal spectroscopy. In: SHAFROTH, S.M., ed.- Scintillation spectroscopy of gamma radiation. London, Gordon and Breach, 1967. v.1, p.267.
9. VAN LIESHOUT, R.; WAPSTRA, A.H.; RICCI, R.A. & GIRGIS, R.K.- Scintillation spectra analysis. In: SIEGBAHN, K., ed.- Alpha-, Beta and Gamma-ray spectroscopy. Amsterdam, North-Holland, 1968. v.1, p.501.
10. DAVISSON, C.M.- Interaction of γ -radiation with matter. In: IDEM, ref.9 - p.37.
11. HORNYAK, W.F.- The interaction of γ -ray with matter. In: AJZENBERG-SELOVE, F., ed.- Nuclear spectroscopy. New York, Academic Press, 1960. Part A, p.211.
12. McCORMICK, J.M. & SALVADORI, M.G.- Métodos numéricos em fortran. São Paulo, Ed.da USP/Ed.Polígono, 1971. cap.3.
13. MacINTYRE, W.J. et alii - Sensitivity and resolution in radioisotope scanning: a report to the International Commission on Radiation Units and Measurements. In: IDEM, ref.6 - p.391.

14. HINE, G.J.- Sensitivity, depth response and resolution of multihole collimators. J.Nucl.Med., 7:377, 1966.
15. TSIALAS, S.P. & HINE, G.J.- Collimator characteristics for radioisotope scanning. J.Nuc.Med., 11:100, 1970.
16. MYHILL, J. & HINE, G.J.- Multihole collimators for scanning. In: IDEM, ref.3 - p.429.
17. BROWNELL, G.L., ARONOW, S. & HINE, G.J.- Radioisotope scanning. In: IDEM, ref.3 - p.381.
18. DIAS NETO, A.L.- Contribuição à cintilografia de alta resolução e baixa distorção. Utilização de radiofármacos de baixa energia. São Paulo, Faculdade de Medicina da USP, 1971. (Tese-Doutoramento).
19. HEATH, R.L.- Table of isotopes. In: WEAST, R.C., ed.- Handbook of chemistry and physics. 53th ed. Cleveland, CRC, 1972/73. p.B-344.
20. KRASZNAI, I.; FOLDES, J. & TAKÁCS, I.- On some problems of using low-energy γ -emitters in scintillation scan techniques. Nuc.Med., 8:220, 1969.
21. OBERLEY, L.W.; EHRIARDT, J.C. & LENSINK, S.C.- The variable baseline scanner. Phys.Med.Biol., 17:630, 1972.
22. CASSEN, B.- Theory of scanning and imaging of radioisotope distributions. In: IDEM, ref.5 - p.77.

23. HINE,G.J.- Evaluation of focused collimator performance.
II- Digital recording of line-source response. Int.
J.Appl.Radiat.Isotop.,18:815, 1967.
24. HINE,G.J. & VETTER,H.- Evaluation of focusing collimator
performance. I. Nucl.Med.,4:333, 1965.
25. ROSS,R.D. & CRADDUCK,T.D.- Line source response function
measurements and modulation transfer function calculations
performed on some Nuclear-Chicago and Ohio - Nuclear
collimators. In: IDEM,ref. 6 - p.437.

B I B L I O G R A F I A

- HINE, G.J., ed.- Instrumentation in nuclear medicine.
New York, Academic Press, 1967. v.1.
- PROCEEDINGS of a symposium on radioisotope scanning,
Athens, 1964. Vienna, IAEA, 1964.
- PROCEEDINGS of a symposium on radioisotope scintigraphy,
Salzburg, 1968. Vienna, IAEA, 1969. v.1.
- LEA, D.A.- Actions of radiation on living cells.
Cambridge, University Press, 1956.
- CROUTHAMEL, C.E., ed.- Applied gamma-ray spectrometry.
Belfast, Pergamon Press, 1960.
- SIEGBAHN, K., ed.- Alpha-, beta- and gamma-ray spectroscopy.
Amsterdam, North-Holland, 1966. v.1.