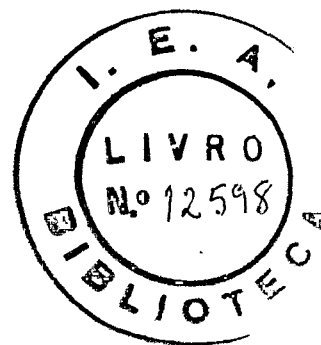


ALÍPIO LUIZ DIAS NETO

Orientador: Charles Edward Corbett

CONTRIBUIÇÃO À CINTILOGRAFIA DE ALTA RESOLUÇÃO E BAIXA DISTORÇÃO:  
Utilização de radiofármacos de baixa energia



Tese apresentada à Faculdade  
de Medicina da Universidade  
de São Paulo, para obtenção  
do grau de Doutor em Ciências

U N I V E R S I D A D E     D E     S Ã O     P A U L O

Reitor:            Prof. Dr. Miguel Reale  
Vice.Reitor:    Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva

F A C U L D A D E     D E     M E D I C I N A

Diretor:           Prof. Dr. Paulo de Almeida Toledo  
Vice.Diretor:    Prof. Dr. Charles Edward Corbett  
Secretário:      Dr. Dante Nese

PROFESSORES TITULARES

Professor Doutor ANTÔNIO BARROS DE ULHÔA CINTRA  
Professor Doutor AYUSH MORAD AMAR (Regente)  
Professor Doutor CHARLES EDWARD CORBETT  
Professor Doutor CONSTANTINO MIGNONE  
Professor Doutor EDMUNDO VASCONCELOS  
Professor Doutor EDUARDO MARCONDES MACHADO  
Professor Doutor EURICO DA SILVA BASTOS  
Professor Doutor EURYCLIDES DE JESUS ZERBINI  
Professor Doutor FERNANDO DE OLIVEIRA BASTOS  
Professor Doutor FLÁVIO PIRES DE CAMARGO  
Professor Doutor GUILHERME RODRIGUES DA SILVA  
Professor Doutor HORÁCIO MARTINS CANELLAS  
Professor Doutor JERÔNIMO GERALDO DE CAMPOS FREIRE  
Professor Doutor JOÃO ALVES MEIRA  
Professor Doutor JOSÉ GALUCCI (Regente)  
Professor Doutor LAMARTINE JUNQUEIRA DE PAIVA (Regente)  
Professor Doutor LUIZ VENERE DÉCOURT  
Professor Doutor PAULO BRAGA DE MAGALHÃES  
Professor Doutor SEBASTIÃO DE ALMEIDA PRADO SAMPAIO

PROFESSORES EMÉRITOS

Professor Doutor ADHERBAL PINHEIRO MACHADO TOLOSA  
Professor Doutor ALÍPIO CORRÊA NETTO  
Professor Doutor ANTÔNIO CARLOS PACHECO E SILVA  
Professor Doutor BENEDITO MONTENEGRO  
Professor Doutor CANTÍDIO DE MOURA CAMPOS  
Professor Doutor F. E. GODOY MOREIRA  
Professor Doutor FLAMÍNIO FÁVERO  
Professor Doutor HILÁRIO VEIGA DE CARVALHO  
Professor Doutor JAYME ARCOVERDE DE A. CAVALCANTI  
Professor Doutor JOÃO DE AGUIAR PUPO  
Professor Doutor JOSÉ B. MEDINA  
Professor Doutor PEDRO DE A. MARCONDES MACHADO  
Professor Doutor RAPHAEL DA NOVA  
Professor Doutor RENATO LOCCHI  
Professor Doutor SAMUEL B. PESSÔA

Nota: A Faculdade não aprova nem reprova as opiniões exarçadas nas teses que lhe são apresentadas.

À minha filha

À minha esposa

À minha mãe

À memória de meu pai

A realização dēste trabalho sō foi possīvel com a colaboração efetiva de inūmeras pessoas e diversas instituições. Merecem destaque:

o Prof. Charles Edward Corbett, pela colaboração prestada na fase de revisão e pelo seu espīrito universitārio, que permitiu a realizaçāo do presente trabalho;

o Centro de Medicina Nuclear, na pessoa do Dr. Nelson Carvalho, que sempre soube estimular e amparar os trabalhos realizados na Divisāo de Pesquisas Mēdicas;

o Instituto de Energia Atōmica, na pessoa de seu Diretor, Dr. Rōmulo Ribeiro Pieroni, ao colocar equipamentos e serviços especializados da organizaçāo, ā inteira disposiçāo do A. desta Tese, alēm de colaborar em inūmeras ocasiōes com proveitosas discussōes sōbre o assunto;

a Agēncia Internacional de Energia Atōmica, que forneceu equipamentos necessārios ā adaptaçāo de um cintilōgrafo, bem como fundos para a construçāo de colimadores;

a Comissāo Nacional de Energia Nuclear, que forneceu o Tecnēcio-99m usado nas provas "in vivo";

o Dr. Gerald J. Hine, pela orientaçāo na fase inicial dos trabalhos e que estimulou o projeto do cintilōgrafo especīfico para o Tecnēcio-99m;

o Dr. Matheus Papalēo Netto, pela amizade, estīmulo e colaboraçāo na organizaçāo dēste trabalho;

o Dr. Josē Carlos Barbērio, cuja capacidade profissional permitiu a obtençāo de  $^{131}\text{I}$  e  $^{141}\text{Ce}$  no valor de concentraçāo requerido para a construçāo das fontes lineares;

o Dr. Wilson Cossermelli, pelo estímulo sempre presente;

o Dr. Eudes Dias Tatit, pelo apôio e amizade constante;

o Dr. Julio Kieffer, pelo empréstimo de equipamento necessário à coleta de dados digitais;

os Drs. Alcídio Abrão e Azor de Camargo Penteado, pelo trabalho de obtenção e ativação do Óxido de Cério utilizado na construção das fontes lineares;

o Sr. Luiz Ferreira, pela eficiência na construção do varredor de fonte linear, bem como pela usinagem precisa das matrizes de aço;

o Sr. Álvaro Saez, pela habilidade e cuidado na soldagem das películas de ouro;

o Sr. Roberto Luiz Rockmann, pelo trabalho de normalização dos valores de frequência;

as Sras. Fernanda I. Piocchi, Edna G. Khorich e Srta. Maria Silvia A. Pacheco, pelo trabalho na parte bibliográfica.

## I N D I C E

1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - MATERIAL E MÉTODO.....	8
2.1.1 - Equipamento.....	8
2.1.2 - Fontes gama-emissoras lineares e em disco.....	8
2.1.3 - "Fantoma" ("fantasma", "phantom") de órgão.....	9
2.1.4 - Radiofármaco utilizado nas medidas "in vivo".....	9
2.1.5 - "Simulador" dos efeitos de absorção.....	9
2.1.6 - Material utilizado na construção dos colimadores....	9
2.1.7 - Proteção lateral do detector.....	9
2.2.1 - Projeto dos colimadores.....	10
2.2.2 - Construção dos colimadores.....	13
3 - RESULTADOS.....	16
4 - DISCUSSÃO.....	37
5 - RESUMO E CONCLUSÕES.....	48
6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	50

## I - I N T R O D U Ç Ã O

A história da cintilografia é quase tão velha como a da medicina nuclear. Tão logo o detector Geiger-Müller começou a ser utilizado em provas de diagnose em medicina, foi possível construir a imagem de um órgão interno por meio da detecção dos fótons emanados do mesmo <sup>(38)</sup>. O primeiro órgão a ser desta maneira "visto" foi a tiróide. Um detector Geiger-Müller era colocado em inúmeros pontos sobre o pescoço, na região onde se localiza a tiróide, registrando durante intervalos de tempo iguais, os fótons provenientes das desintegrações dos átomos de <sup>131</sup>I administrado ao paciente. Ligando-se os pontos da mesma contagem, obtinha-se uma imagem razoável do órgão em estudo.

Para que a contagem de um ponto tenha real valor em relação a um ponto vizinho, o detector precisa ser sensível somente aos fótons que provêm da região em estudo. Para isso o detector Geiger-Müller é protegido por chumbo e é feito um furo, geralmente cilíndrico, por onde os fótons podem atingir o detector. Portanto, esse furo delimita a região que o detector tem de registrar. Essa região denomina-se "campo de visão", que será tanto menor quanto menor for o diâmetro do furo ou quanto maior for o comprimento do mesmo. A esse furo dá-se o nome de colimador. Um detector com campo de visão muito restrito poderá registrar com fidelidade pontos muito próximos uns dos outros, dando grande detalhe na figura obtida, constituindo um detector de boa resolução. Da mesma maneira, por "ver" somente uma área restrita da distribuição de radioisótopo, um número reduzido de fótons atinge o detector, que será assim de baixa sensibilidade. Vê-se que sensibilidade e resolução são dois parâmetros fisicamente intimamente interligados; ao se melhorar um, prejudica-se o outro. Assim, todo projeto de um detector para cintilografia implica num compromisso entre resolução e sensibilidade.

Com o advento dos detectores contendo cristal de iodeto de sódio ativado com tálio <sup>(24)</sup>, como elemento sensível às radiações, a instrumentação nuclear aplicada à medicina sofreu um impulso considerável. Sendo muito mais sensíveis que os detectores Geiger-Müller, -

possuem ainda a notável característica de diferenciar fótons de energias diversas<sup>(26)</sup>. Um fóton ao ceder energia no interior de um cristal de iodeto de sódio, ao qual se acrescentou uma pequena quantidade de tâlio, produz uma pequena cintilação, de comprimento de onda na faixa do ultra violeta. O cristal é acoplado a uma válvula fotomultiplicadora e, assim, ao se produzir uma cintilação no interior do cristal, esta excita a fotomultiplicadora que em consequência irá produzir um pequeno impulso elétrico, que é passível, agora, de um processamento eletrônico.

Esses detectores foram adaptados a sistemas de varredura-mecânicos, possibilitando assim o registro das distribuições de concentração de radioisótopo, de uma forma totalmente automática<sup>(7)</sup>. Dessa maneira, na década de 50 surgiram os primeiros cintilógrafos comerciais (registradores de cintilações provocadas por raios gama). É a partir dessa época que se aplica o termo cintilografia ao registro das distribuições de radioisótopo.

O detector de cintilação, como é comumente chamado o detector de iodeto de sódio, também tem sensibilidade isotrópica, ou seja, registra fótons que provêm de todas as direções. Portanto para que ele possa distinguir fontes muito próximas umas das outras, deve ser também colimado. Os primeiros cintilógrafos possuíam colimadores que nada mais eram que furos cilíndricos feitos nas suas proteções de chumbo, possuíam, também, cristais de pequenas dimensões (cilindros retos de 0,63cm de diâmetro por 2,54 ou 5,08 cm de altura). Nestas condições, com pequeno volume de cristal, o detector era pouco sensível à concentração de radioisótopo distribuída no paciente, bem como à radiação ambiente, podendo, entretanto, com pequena quantidade de chumbo, constituir-se num sistema detector colimado. O diâmetro do furo cilíndrico do colimador era, via de regra, o mesmo que o diâmetro da base do cristal (cilindro reto).

Os resultados obtidos com essa primeira geração de cintilógrafos, principalmente no estudo da tireóide, podem ser considerados, ainda hoje, satisfatórios, em relação à imagem obtida. Porém, a sensibilidade muito reduzida, devido à pequena área de cristal que era exposta às radiações, obrigava a administração de doses relativamente elevadas de radioisótopo.

Com o desenvolvimento da técnica de cristalização de iodeto de sódio ativado com tálio, foi possível obter cristais de diâmetro bem maior (5,08cm), possibilitando a construção de detectores - bem mais sensíveis. Para aliar a boa resolução do colimador de furo cilíndrico à maior área de cristal disponível, construíram-se diversos furos, em correspondência com a área útil do cristal. Para ainda manter uma boa resolução, a solução encontrada por Newell e col. (34) foi a de fazer a convergência de todos os furos para um mesmo ponto no espaço.

Foi somente em 1955 que Francis e col. (12) desenvolveram um colimador com melhor aproveitamento da forma cilindro-reto do cristal de iodeto de sódio. Esse projeto de colimador passou a ser utilizado em fabricação comercial neste mesmo ano e a quase totalidade dos cintilógrafos desenvolvidos até ao final da década de 50, utilizavam esse mesmo colimador adaptado a cristais de 5,08cm de diâmetro (\*). Essa "segunda geração" de cintilógrafos possuía, então, um mesmo tipo de colimador com 19 furos ou canais (um canal central, com dois círculos concêntricos de canais, o primeiro com 6 e o externo com 12; assim, os canais se distribuíam numa forma hexagonal que bem se adapta à forma circular do cristal). A distância focal era de 5 centímetros, suficiente para o registro de concentração de radioisótopo em órgão superficial, mas insuficiente no caso de órgão espesso ou profundo. A resolução no plano focal era considerada suficiente, segundo os dados geométricos (raio do campo de visão no plano focal de 1,0cm). No entanto, os resultados obtidos - na prática, exceto no caso da tireoide, foram decepcionantes devido a uma falha no projeto e que será avaliada no presente trabalho.

Com o interesse em administrar aos pacientes menores doses de radiofármacos, e, ao mesmo tempo, reduzir o tempo de exame, no início da década de 60 surgiram os cintilógrafos da "terceira geração", com cristal de iodeto de sódio de 7,62cm de diâmetro por 5,08cm de altura, com alta velocidade de varredura (máxima de 90cm/min em comparação com a máxima de 30cm/min dos cintilógrafos com cristal de 5,08 cm de diâmetro). Também, um conjunto de colimadores passou a ser fornecido, contendo 19, 37 e 61 canais. O colimador

(\*) Harris, C.C. - comunicação verbal

com 19 canais tem diâmetro do canal grande, portanto campo de visão grande constituindo-se num sistema de alta sensibilidade e baixo poder de resolução. O colimador com 61 canais, possui diâmetro de canal reduzido, constituindo-se num sistema de baixa sensibilidade e alto poder resolutivo. O colimador de 37 canais deveria se constituir num sistema intermediário, porém nem sempre isso é verificado na prática<sup>(36)</sup>.

Com o objetivo de poder fazer uma avaliação precisa e ainda possibilitar a comparação dos diversos sistemas de detecção dos cintilógrafos comerciais, a "Agência Internacional de Energia Atômica" reuniu, em fins de 1964, um grupo de físicos sob a direção de Gerald J. Hine, para desenvolver uma técnica que pudesse avaliar de maneira inequívoca todos os parâmetros físicos que intervêm num sistema de detecção de um cintilógrafo. Elaborou-se um sistema de análise<sup>(19)</sup> que possibilitava o registro de informação em forma digital. O sistema desenvolvido possibilitava obter-se uma família de curvas que representa a resposta de um detector colimado em relação a uma fonte linear, ao ser deslocada lentamente num plano perpendicular ao eixo de simetria do colimador. Para cada distância "colimador-fonte" é caracterizada uma curva. A curva de amplitude-máxima é obtida quando a distância do plano de varredura da fonte ao colimador é a mesma que a distância focal, onde o sistema tem máxima sensibilidade devido à somatória de sensibilidade de cada canal. A cada curva corresponde um valor de "largura da curva na meia altura" (LCMA) que corresponde a resolução do sistema para aquela distância, geralmente dado em centímetros. De cada varredura também se pode computar outro parâmetro físico de grande importância, ou seja a sensibilidade. A varredura da fonte linear de comprimento dado, numa certa distância, define uma fonte plana de forma retangular; integrando todos os impulsos provenientes do detector durante essa varredura, pode-se expressar a sensibilidade em termos de:

$$\frac{\text{impulsos/minuto}}{(\mu\text{Ci/cm}^2)}$$

se a atividade da fonte for bem conhecida. A integração dos impulsos durante varreduras a distâncias diferentes devem dar valores idênticos como foi evidenciado por Mayneord e Belcher <sup>(29)</sup> e Cassen e col. <sup>(6)</sup>, ou seja, que a sensibilidade de um detector colimado em relação a uma fonte plana é constante para todas as distâncias em que a fonte plana é maior do que o campo de visão do detector. Se a fonte for bem calibrada, o dado de sensibilidade é preciso e inequívoco. A forma da curva obtida com a varredura da fonte linear fornece ainda a possibilidade de avaliar, de maneira qualitativa, a eficiência dos septos do colimador como barreira para os fótons, entre um canal e outro. Quando não existe penetração de septo, a curva obtida se assemelha muito a uma curva gaussiana. Na prática o que se observa é um desvio da curva gaussiana devido a uma pequena porcentagem de fótons que atravessa o septo. Esse desvio da curva gaussiana se verifica em geral em nível porcentual muito baixo (em relação à contagem máxima obtida quando a fonte linear corta o eixo de simetria do detector); por isso costuma-se construir essa curva em gráfico semilogarítmico que evidencia com mais clareza o ponto de quebra da curva gaussiana. Na prática já se demonstrou que uma quebra até ao nível de 10% ainda pode ser considerada como admissível para um colimador de cintilógrafo. Ainda da análise dessas curvas é possível determinar outro parâmetro físico fundamental, que é a resposta do detector em profundidade, onde os valores de resolução e distância são registrados em eixos coordenados.

Paralelamente ao aperfeiçoamento dos cintilógrafos, os radiofármacos, que recentemente foram colocados à disposição do especialista em medicina nuclear, provocaram uma verdadeira revolução na cintilografia. Em 1958, Tucker e col. <sup>(37)</sup> fizeram a primeira separação de um radioisótopo de meia-vida física curta, produto da desintegração de um radioisótopo de meia-vida física bem maior. O Tecnécio-99m, assim obtido só recentemente entrou em uso como radiofármaco de rotina na cintilografia, apesar dos trabalhos de Harper e col. <sup>(15,16)</sup> e McAfee e col. <sup>(30,31)</sup> terem evidenciado a grande vantagem que esse radiofármaco poderia dar à cintilografia. Suas características físicas o torna ideal para uso clínico; possuindo uma meia-vida física de 6 horas, sendo gama-emissor puro, com um fóton principal de 140 keV, é possível administrar, ao paciente em estudo, doses

elevadas, sem risco de dose absorvida elevada. Com as doses elevadas de radiofármaco que assim se pode administrar, a intensidade do fluxo de radiação que atinge o detector aumenta consideravelmente, possibilitando uma alta velocidade de varredura do detector do cintilógrafo, reduzindo o tempo de exame e ao mesmo tempo obtendo-se uma informação primária (impulsos provenientes do detector) muito mais precisa, pela redução da indeterminação estatística que caracteriza o processo de desintegração do radioisótopo.

Com a utilização cada vez mais crescente de radiofármacos de meia-vida física curta e com emissão de fótons de baixa energia, os construtores de cintilógrafos iniciaram modificações nos seus aparêlhos, ou seja, modificações na "terceira geração" de cintilógrafos. Aumentaram consideravelmente a velocidade de varredura e construíram colimadores para serem usados com radioisótopo de baixa energia, com septos extremamente delgados, conseguindo assim uma maior sensibilidade do sistema, pelo aumento da área útil do cristal de iodeto de sódio. No entanto, as dimensões dos cristais não foram alteradas, - continuando as mesmas do projeto original (cristais de 7,62, 12,70 e 20,32 cm de diâmetro).

O objetivo do presente trabalho é o de desenvolver um cintilógrafo para ser usado com radiofármacos de baixa energia, com alto poder de resolução ainda não alcançado nos aparelhos comerciais, e ainda, com pequeno ângulo sólido definido pelos canais do colimador, possibilitando, assim, a imagem de órgão profundo com pouca distorção. Esses dois objetivos são podem ser alcançados com sacrifício da sensibilidade do sistema, o que não representa uma limitação, pois altas doses de radiofármaco podem ser administradas. Para alcançar - esses objetivos, dois colimadores foram projetados para serem adaptados a um pequeno detector com cristal de 5,08cm de diâmetro; um, de alta resolução, com a finalidade de possibilitar a construção de imagem de órgão superficial como a tireóide, com muito detalhe, tornando possível a detecção de pequenos nódulos frios que não seriam registrados pelos cintilógrafos comerciais; outro, de pequeno ângulo sólido, para a construção da imagem de órgão espesso e profundo como o fígado, com um mínimo de distorção, o que também não é possível nos sistemas comerciais.

Para avaliar todas as características físicas deste cintilógrafo assim construído, usou-se uma técnica desenvolvida na

"Agência Internacional de Energia Atômica"<sup>(19)</sup>. Na construção das fontes lineares e em disco, utilizadas na obtenção de dados, empregou-se o Cério-141 como substituto do Tecnécio-99m, pois, além de possuir praticamente a mesma energia, tem uma meia-vida física longa, permitindo a execução de experiências que se prolonguem por dias consecutivos e que não poderiam ser realizadas com o Tecnécio-99m, devido à meia-vida física extremamente curta.

2.1 - M A T E R I A L

## 2.1.1. - Equipamento

Na construção do sistema de cintilografia de alta resolução e de baixa distorção, utilizou-se um cintilógrafo (Nuclear-Chicago modelo 1700 com cristal de iodeto de sódio de 5,08cm de diâmetro por 5,08cm de altura), pertencente ao Centro de Medicina Nuclear.

A eletrônica introduzida na modificação desse antigo cintilógrafo foi fornecida, pela Agência Internacional de Energia Atômica, com as seguintes especificações: sistema cristal-fotomultiplicadora-pré RIDL, modelo 10-18; fonte de alimentação RIDL, modelo 27601; amplificador RIDL, modelo 27001; analisador RIDL, modelo 27352; fonte de alta tensão RIDL, modelo 27452.

O equipamento utilizado na avaliação das características dos colimadores, em relação a fontes lineares e planas, pertence ao Instituto de Energia Atômica: analisador multicanal TMC, modelo-404-6; comando de impressora TMC, modelo 510; impressora IBM elétrica; gerador base-tempo Nuclear-Chicago, modelo 181B (adaptação); sistema mecânico de varredura de fonte linear.

O cintilógrafo Nuclear-Chicago, modelo Pho/Dot 2 com cristal de iodeto de sódio de 7,62cm de diâmetro por 5,08cm de altura, - utilizado como comparação, pertence ao Centro de Medicina Nuclear.

## 2.1.2 - Fontes gama-emissoras lineares e em disco

Três radioisótopos foram utilizados na construção dessas fontes. O Cério-141 ( $^{141}\text{Ce}$ ) na forma de cloreto, foi utilizado na avaliação das características físicas dos colimadores de baixa energia. O Iodo-131 ( $^{131}\text{I}$ ) na forma de iodeto de sódio, foi usado na avaliação das características físicas do colimador comercial de média-energia. O Iodo-125 ( $^{125}\text{I}$ ) na forma de iodeto de sódio, foi usado na avaliação da penetração do septo dos colimadores de baixa energia.

### 2.1.3 - "Fantoma" ("fantasma", "phantom") de órgão

Para avaliar a eficiência do sistema desenvolvido, na construção de imagem de órgão, usou-se um "fantoma" da tiróide, Picker modelo 3602 preenchido com Tecnécio-99m.

### 2.1.4 - Radiofármaco utilizado nas medidas "in vivo"

O Tecnécio-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) foi utilizado sob duas formas, consoante a finalidade: para a construção de imagem da tiróide, o per-tecnetato de sódio, e, para a do fígado e do baço, o seu complexo com colóide de enxofre.

### 2.1.5 - "Simulador" dos efeitos de absorção

Para avaliar os efeitos da absorção encontrada na prática-clínica e também determinar os coeficientes de absorção dos diversos colimadores estudados, empregou-se um tanque de acrílico cheio de água.

### 2.1.6 - Material utilizado na construção dos colimadores

No presente trabalho, empregou-se ouro com 24 quilates em películas de 0,01 e 0,05mm de espessura.

### 2.1.7 - Proteção lateral do detector

Para proteger o cristal do detector, contra a radiação ambiente, bem como dos fótons provenientes do paciente e que incidem lateralmente no detector, utilizou-se chumbo revestido com anel de aço.

## 2.2 - M E T O D O

### 2.2.1 - Projeto dos colimadores

No projeto dos colimadores utilizados no presente trabalho, introduziram-se, além dos parâmetros físicos fundamentais (resolução, sensibilidade, variação de resolução com a distância e penetração de septo), vários anátomo-fisiológicos que simplificaram enormemente os critérios de escolha das especificações geométricas dos colimadores.

Os parâmetros anátomo-fisiológicos relacionaram-se com: 1) tamanho do órgão; 2) captação seletiva; 3) profundidade; 4) espessura; 5) posição - estática ou oscilante.

As especificações geométricas que definem completamente os dois colimadores - um de alta resolução, o outro de pequeno ângulo-sólido — estão ilustradas nas Figuras 1 e 2, onde:  $D$  = diâmetro do cristal;  $L$  = comprimento do colimador;  $F$  = distância focal;  $R$  = raio do campo de visão no plano focal;  $d_0$  = diâmetro maior dos canais;  $d_1$  = diâmetro menor dos canais;  $s_0$  = espessura dos septos entre canais, onde o diâmetro deles é maior;  $s_1$  = espessura dos septos entre canais, onde o diâmetro deles é menor;  $h$  = altura do triângulo-equilátero formado pelos centros dos diâmetros maiores de três canais adjacentes.

Foram estabelecidas certas relações entre parâmetros anátomo-fisiológicos e físicos, de maneira a se limitar o número de variáveis possíveis dos parâmetros geométricos dos colimadores.

#### 1 - Tamanho do órgão:

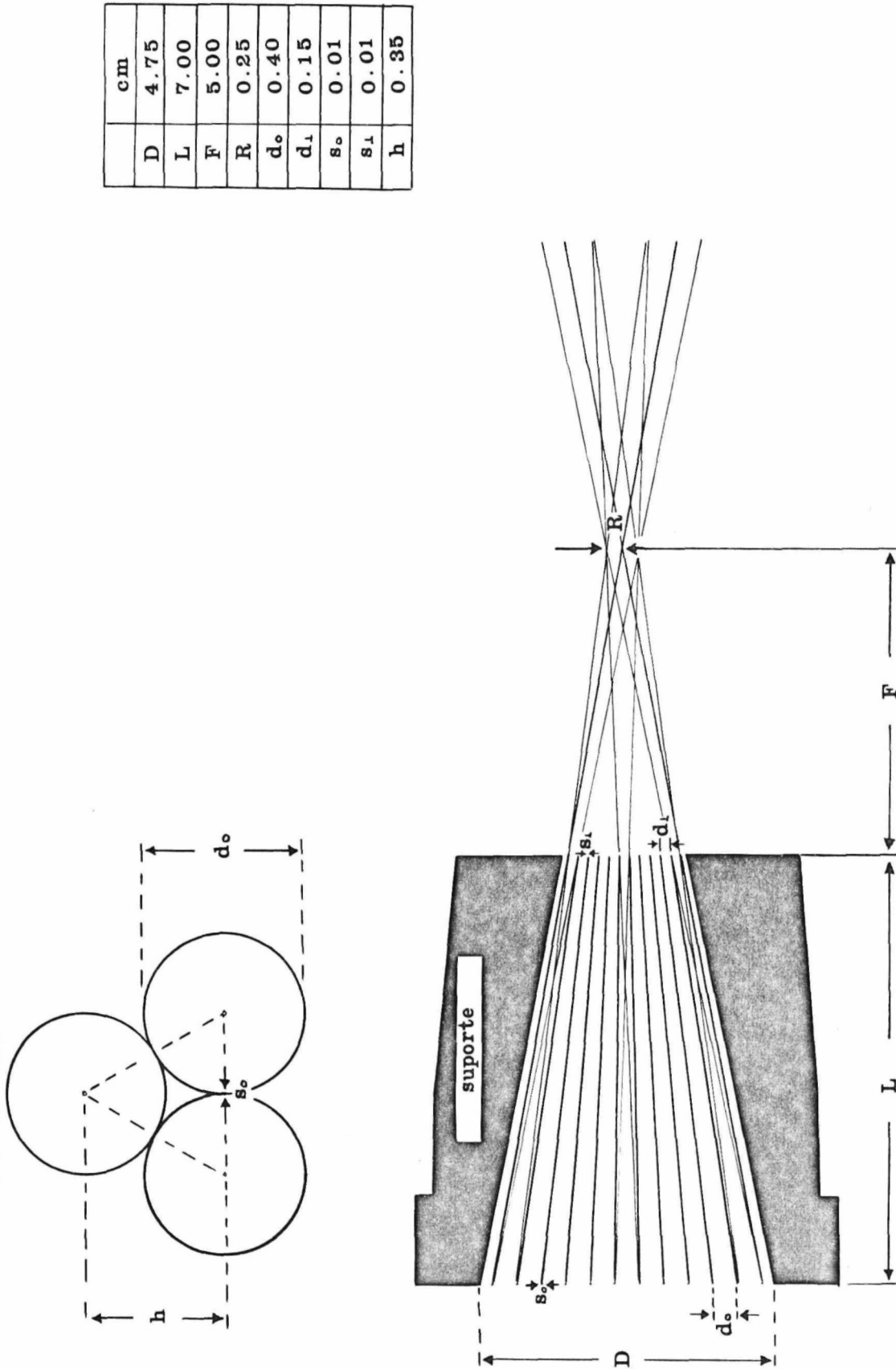
- a) pequeno-----colimador de alta resolução
- b) grande-----colimador de resolução intermediária ou baixa

#### 2 - Captação seletiva:

- a) alta-----colimador de alta ou baixa sensibilidade
- b) baixa-----colimador de alta sensibilidade

#### 3 - Profundidade:

- a) superficial-----colimador com distância focal curta
- b) profunda-----colimador com distância focal grande



	cm
D	4.75
L	7.00
F	5.00
R	0.25
$d_0$	0.40
$d_1$	0.15
$s_0$	0.01
$s_1$	0.01
h	0.35

Figura 1 - Especificações geométricas do colimador de ouro de 109 canais

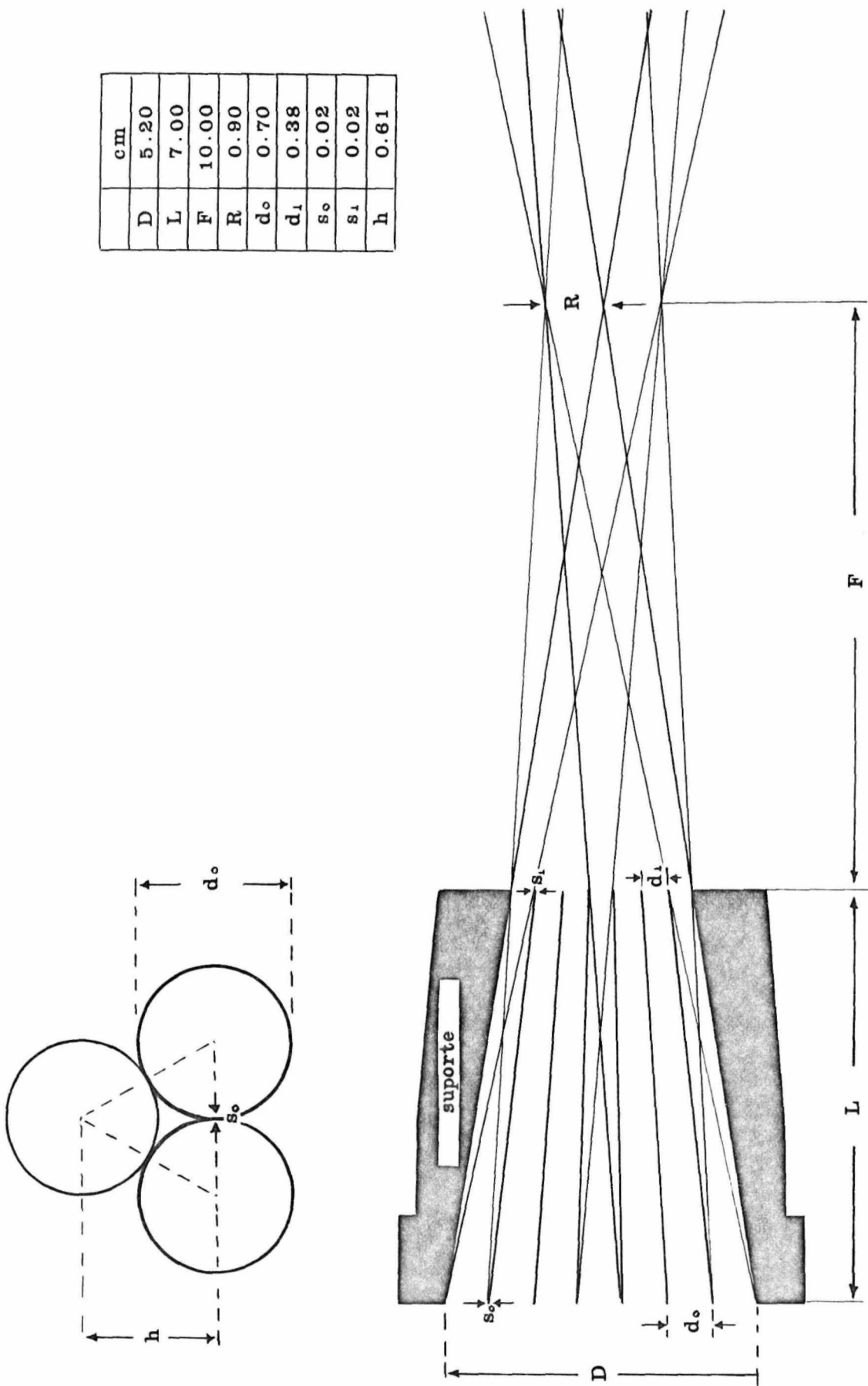


Figura 2 - Especificações geométricas do colimador de ouro de 37 canais

4 - Espessura:

- a) delgada-----ângulo sólido definido pelos canais pode ser grande
- b) espessa-----ângulo sólido definido pelos canais deve ser pequeno

5 - Posição:

- a) estática-----colimador de alta, média ou baixa resolução
- b) oscilante-----somente colimador de média ou baixa resolução

Ao serem estabelecidos os parâmetros  $R$  e  $F$ , para um dado diâmetro útil  $D$  do cristal, praticamente ficam definidos os demais. Para os valores de  $s_0$  e  $s_1$  dos septos, a limitação de espessura foi ditada por problemas mecânicos de laminação.

2.2.2 - Construção dos colimadores

Uma técnica que, em princípio, se assemelha à de Harris<sup>(17)</sup> foi utilizada na construção dos colimadores. Pinos de aço de forma tronco-cônica com dimensões de  $L$ ,  $d_0$  e  $d_1$  dadas nas Figuras 1 e 2, foram empregados como matriz. Enrolando-se películas de ouro nessa matriz, obtiveram-se tubos de ouro. Para a formação dos troncos de cone, soldaram-se os bordos opostos das películas, todas em ouro de 24 quilates, com ouro de 12 quilates, cujo ponto de fusão é mais baixo. Os tubos foram, a seguir, agrupados numa distribuição hexagonal, usando-se a mesma solda. O primeiro anel de tubos (ou canais) foi obtido soldando-se individualmente os tubos ao redor de um central. Repetiu-se o processo até se obter uma configuração hexagonal de 37 tubos para o colimador de pequeno ângulo sólido (cone circular com ângulo de meia abertura de  $89^\circ 30'$ ) e uma configuração de

Como o comprimento dos tubos resultou sempre maior do que as dimensões reais, o colimador teve de ser cortado para que ficasse no seu comprimento exato. Na técnica de construção de colimadores convencionais, essa operação é feita diretamente no torno, eliminando-se a parte excedente. Todavia, no sistema ora empregado, tal operação não pôde ser realizada, pela fragilidade das películas. Por isso, semelhantemente ao que se utiliza em histologia, empregou-se a técnica de inclusão. O colimador, então, foi incluído em enxôfre comercial aquecido e, depois do resfriamento da peça, serrado nas dimensões exatas. Removeu-se o enxôfre por aquecimento em mufla, eliminando-se a pequena quantidade de resíduo em banho de ultra som. Os colimadores depois de prontos foram colocados em suportes de chumbo que funcionaram como parede lateral dos colimadores e também como protetores contra choques eventuais. Rosquearam-se, por fim, as unidades obtidas ao sistema de proteção lateral do detector de cintilação como mostra a Figura 3.

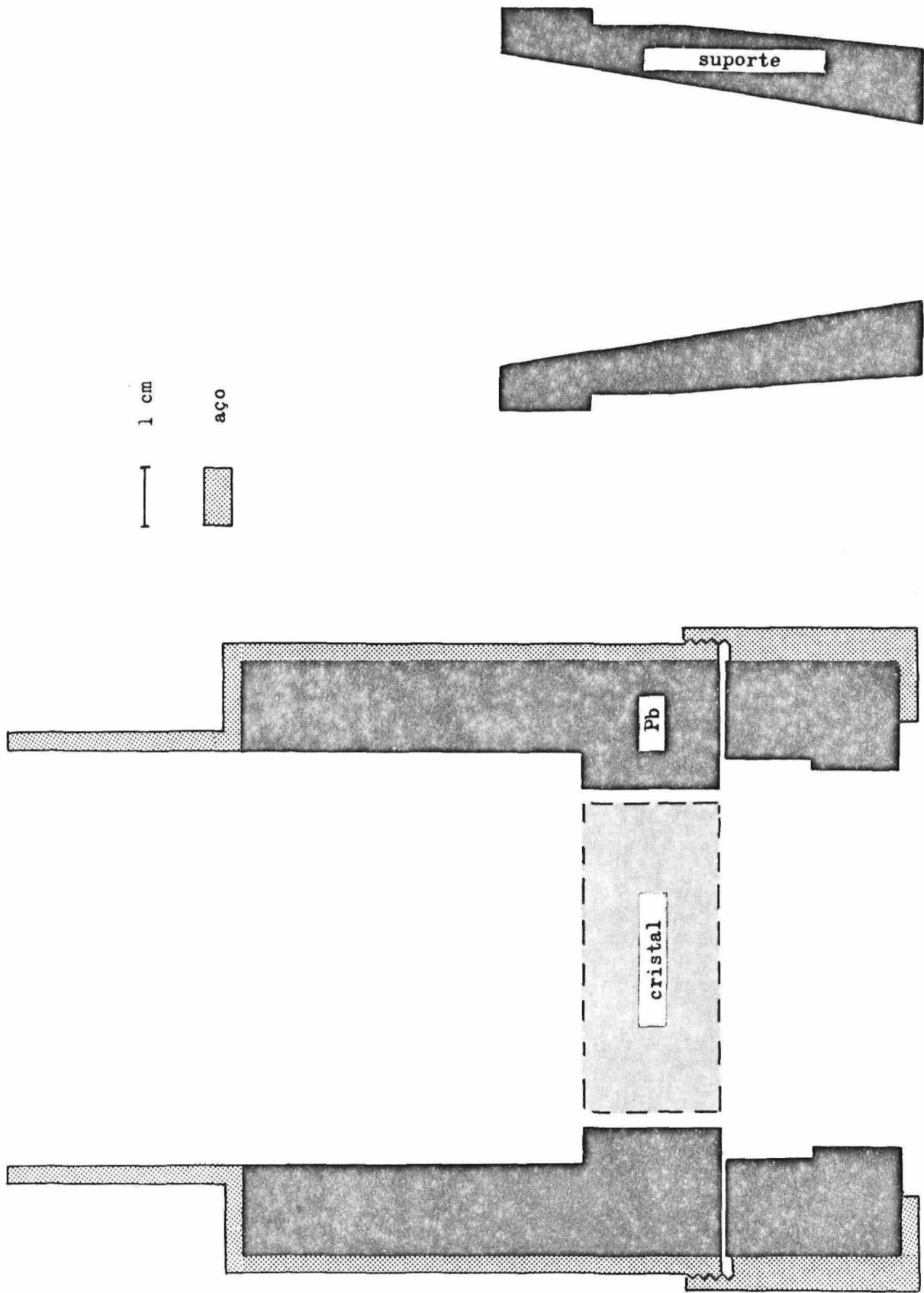


Figura 3 - Proteção lateral do detector de cintilação e suporte de colimador

### 3. R E S U L T A D O S

As determinações das "funções de linha-deformada" ("line spread function"), que caracterizam totalmente um sistema de detecção para cintilografia, foram feitas neste trabalho, conforme o método desenvolvido na Agência Internacional de Energia Atômica com modificações de MacIntyre e col.<sup>(27)</sup> contidas no relatório à Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas.

Para servir de comparação, foram avaliados também os parâmetros físicos do detector do cintilógrafo antigo, da "segunda geração", pois o diâmetro do cristal empregado foi o mesmo, isto é, 5,08cm. Os resultados obtidos com o único colimador existente nesse sistema (19 canais) confirmaram os testes preliminares feitos por meio de uma modificação num método de registro de variação de frequências de impulsos provenientes de um detector de cintilação<sup>(9)</sup>. Tais dados mostraram uma grande penetração de septo por parte dos fótons do radioisótopo para o qual foi projetado ( $^{131}\text{I}$ ). Utilizando-se a instrumentação representada em diagrama de bloco na Figura 4, foi possível avaliar com precisão todas as suas características. Na figura 5, em primeiro plano, vê-se a fonte linear adaptada ao sistema mecânico de varredura e o detector de cintilação; em segundo plano, o sistema de registro digital das informações provenientes do detector.

As curvas obtidas no Gráfico 1 representam a resposta do detector para cada varredura de uma fonte linear de  $^{131}\text{I}$  nos diversos valores de distância colimador-fonte. Essas curvas, representam uma determinada função, denominada "função de linha-deformada". O valor de sensibilidade não foi obtido por integração, mas, sim, utilizando-se de uma grande fonte plana de  $^{131}\text{I}$  em forma de disco.

As curvas que caracterizam a função de linha-deformada do colimador de 109 canais, para uma fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ , estão representadas no Gráfico 2. Os valores necessários para a construção das curvas de função de linha-deformada e para a determinação dos coeficientes de absorção deste colimador, representam a análise de 7.020 determinações de valores de frequência (Nº de impulsos/unida-

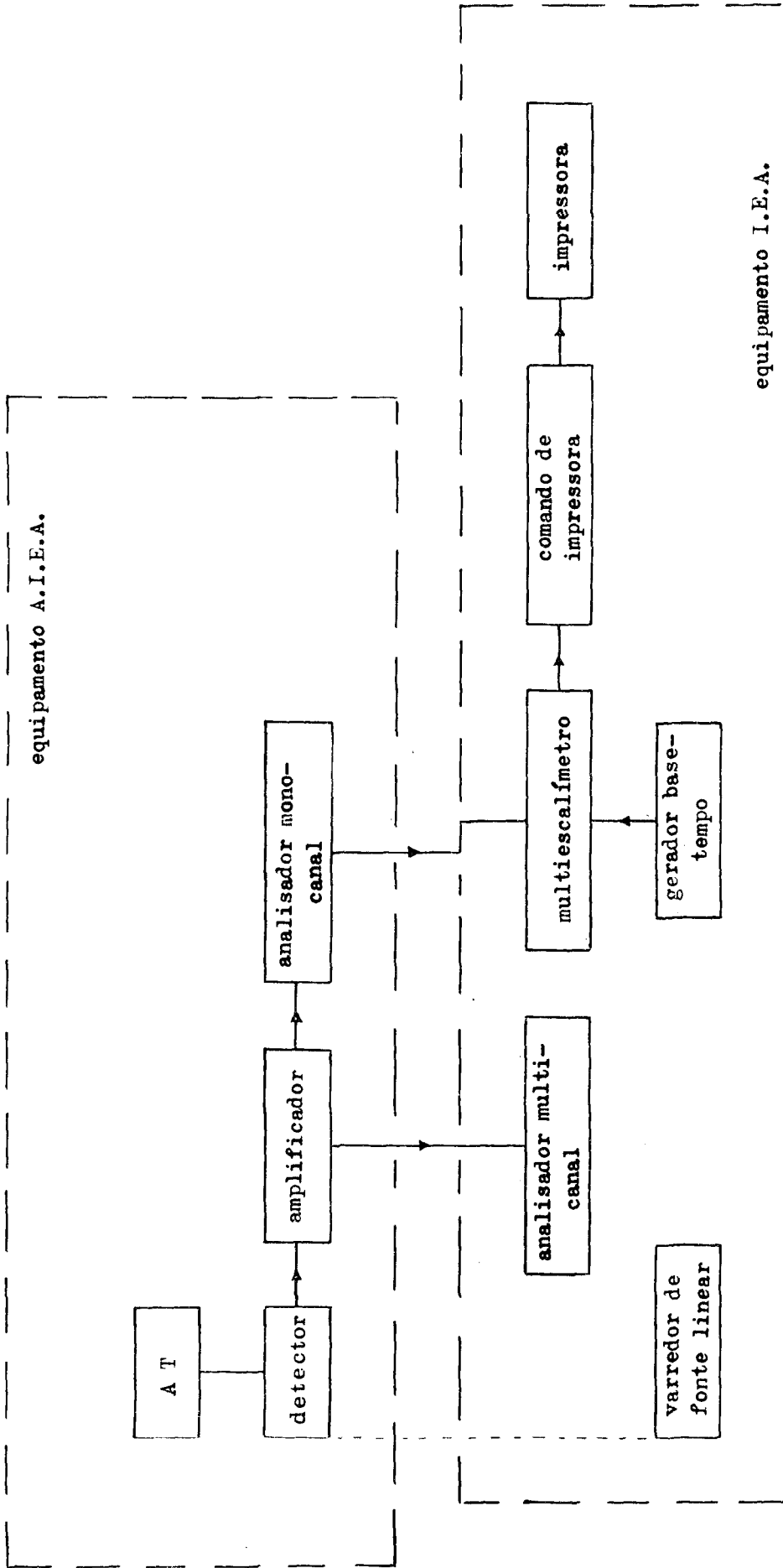


Figura 4 - Diagrama de bloco do sistema de detecção e registro

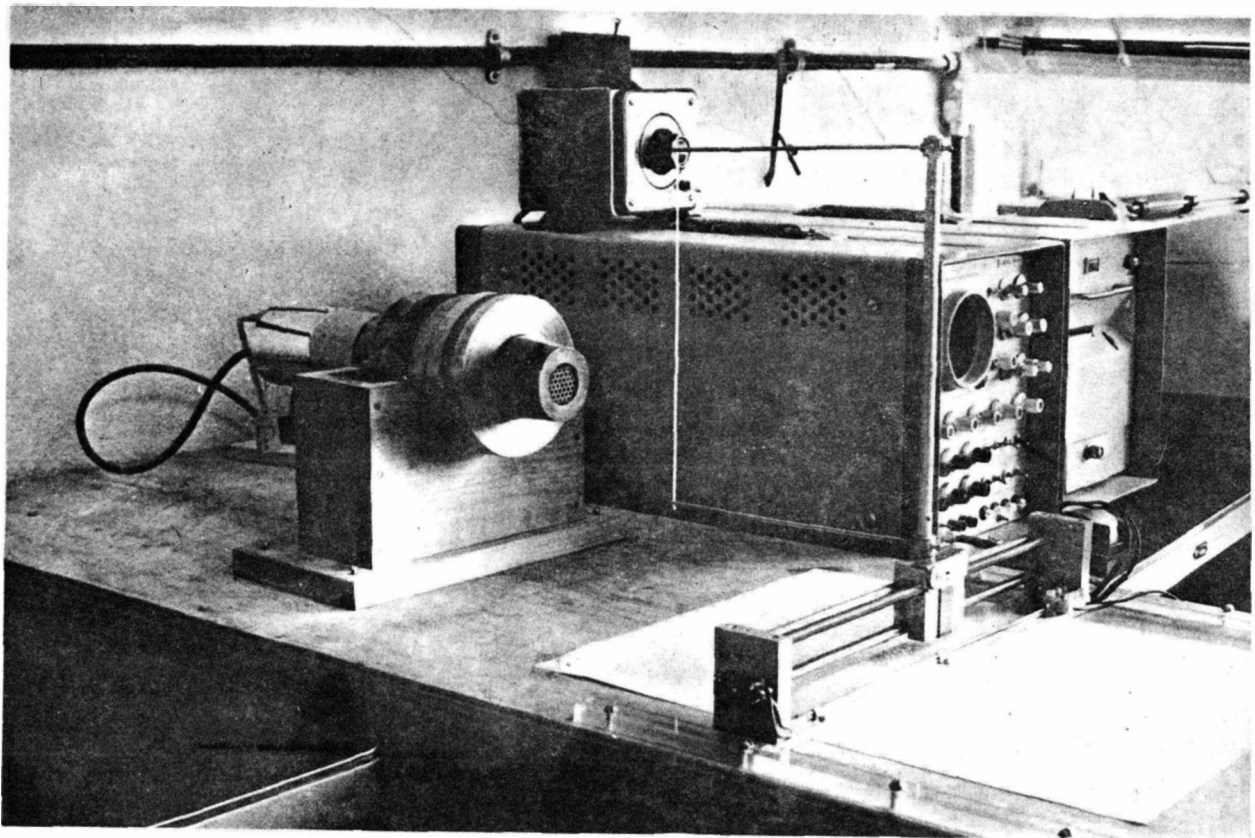


Figura 5 - Disposição dos equipamentos utilizados na determinação da função de linha deformada nas diferentes distâncias colimador-fonte.

"FUNÇÃO DE LINHA - DEFORMADA"

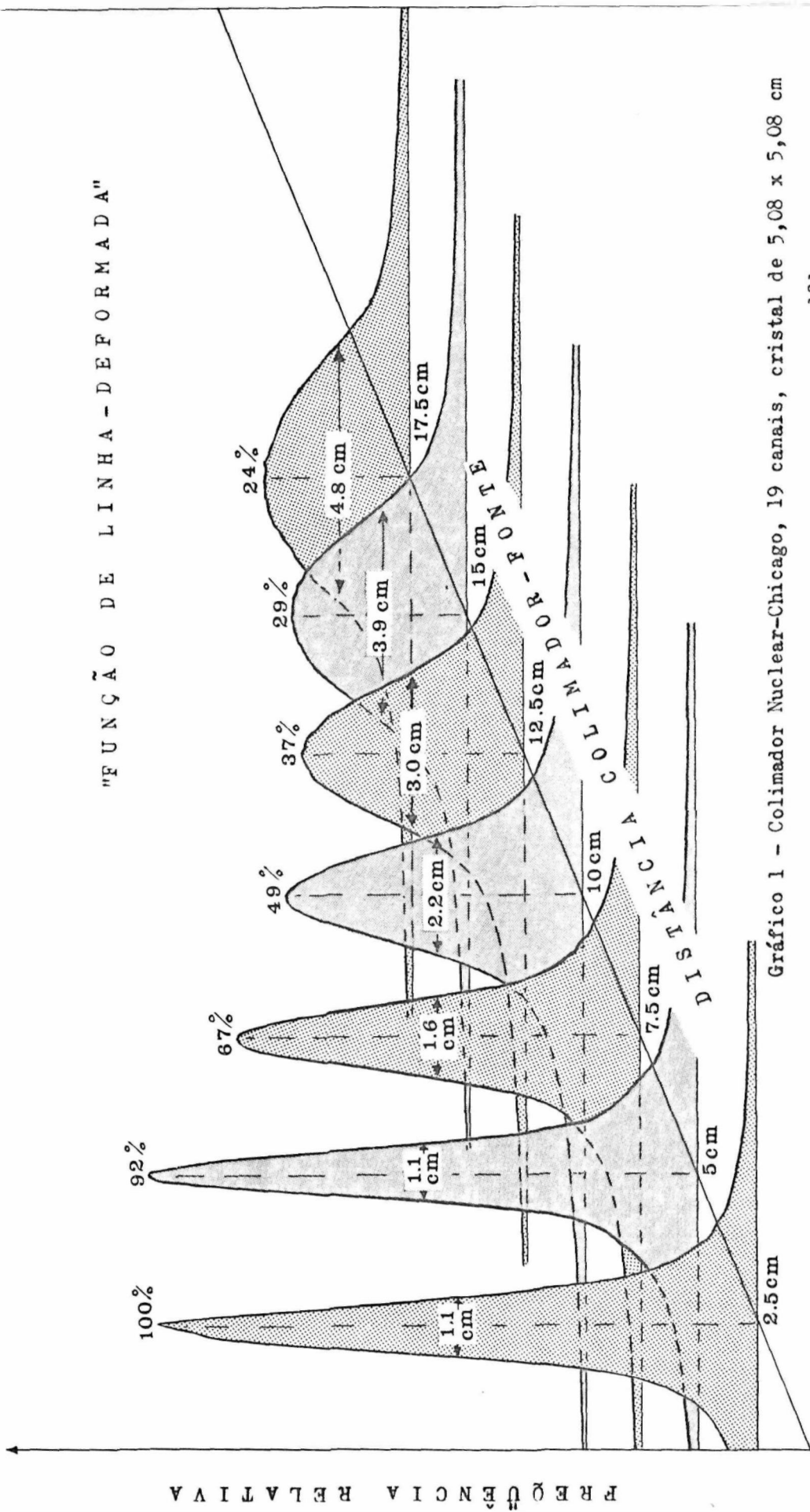


Gráfico 1 - Colimador Nuclear-Chicago, 19 canais, cristal de 5,08 x 5,08 cm

fonte linear de  $^{131}\text{I}$  no ar (330-410 kev)

absorv. em água  $\mu$  (exper.) = 0,091  $\text{cm}^{-1}$

sensibil. = 6500 i.p.m./ ( $\mu\text{Ci}/\text{cm}^2$ )

de de tempo). Para se determinar a sensibilidade do sistema colimador-cristal-analisador, usou-se uma fonte plana em forma de disco, também de  $^{141}\text{Ce}$ . A sensibilidade do colimador de 109 canais foi dada em valor porcentual do colimador comercial de 19 canais, usando-se a mesma fonte.

Para se avaliar a penetração de septo, determinou-se a função de linha-deformada, para uma fonte linear de  $^{125}\text{I}$ . Os dados digitais das curvas de resposta da varredura das duas fontes ( $^{125}\text{I}$  e  $^{141}\text{Ce}$ ), no plano focal, estão representadas no Gráfico 3, com ordenadas em escala logarítmica.

As curvas que representam a função de linha-deformada do colimador de 37 canais (Gráfico 4) podem ser caracterizadas com um número menor de pontos, embora, mesmo assim, representem 4.050 determinações de valores de frequência. O valor de sensibilidade também foi determinado com fonte plana de  $^{141}\text{Ce}$ .

Relacionando os valores de resolução (LCMA) e de coeficientes de absorção dos dois colimadores feitos em ouro com os valores de distância colimador-fonte, foi possível construir o Gráfico 5, de dupla ordenada, onde em ordenada linear são representados os valores de resolução e, em ordenada logarítmica, os valores de coeficientes de absorção. Os coeficientes de absorção são obtidos relacionando as funções de linha-deformada obtidas em ar e em meio absorvente (água). Em função da evidência que se nota no Gráfico 5, de que os valores de coeficientes de absorção variam em função da resolução (LCMA), fêz-se uma comparação do espectro das energias consideradas, ou seja, o espectro do  $^{141}\text{Ce}$ , com dois sistemas de detecção, um de alta e outro de baixa resolução. O colimador de alta resolução é o de 109 canais, sendo, o de baixa resolução, simplesmente o suporte de chumbo de onde se retirou o núcleo central (conjunto dos tubos de ouro). Esses dois colimadores representam duas situações extremas em cintilografia e a diferença nos espectros obtidos com os dois sistemas, que se observa no Gráfico 6, é devida à grande diferença de campo de visão dos colimadores.

Para poder avaliar melhor, do ponto de vista clínico, a eficiência dos colimadores na obtenção de imagem de órgão, utilizou-se um "fantoma" da tireóide, adotado em inúmeros trabalhos sobre ava

"FUNÇÃO DE LINHA - DEFORMADA"

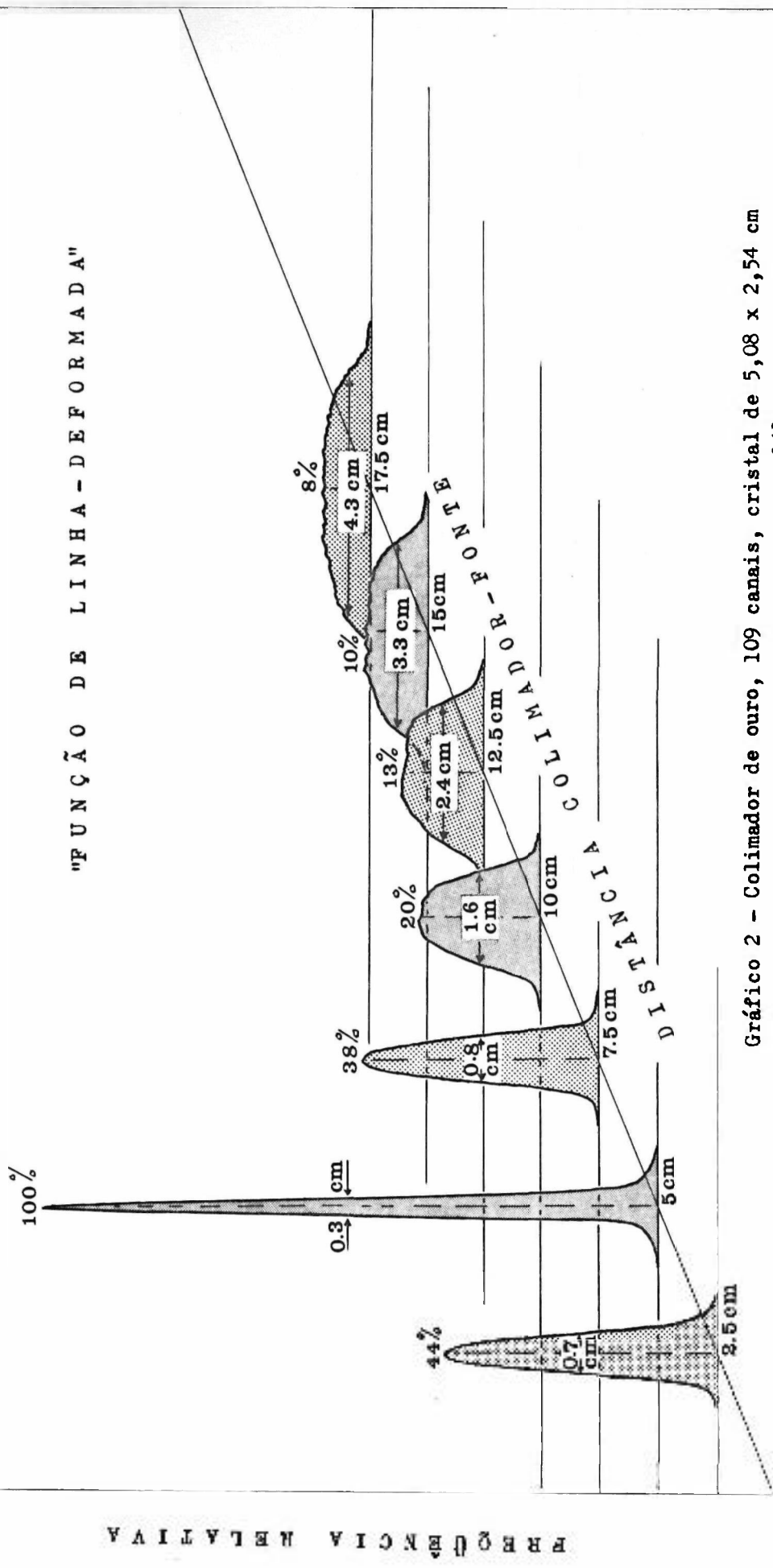
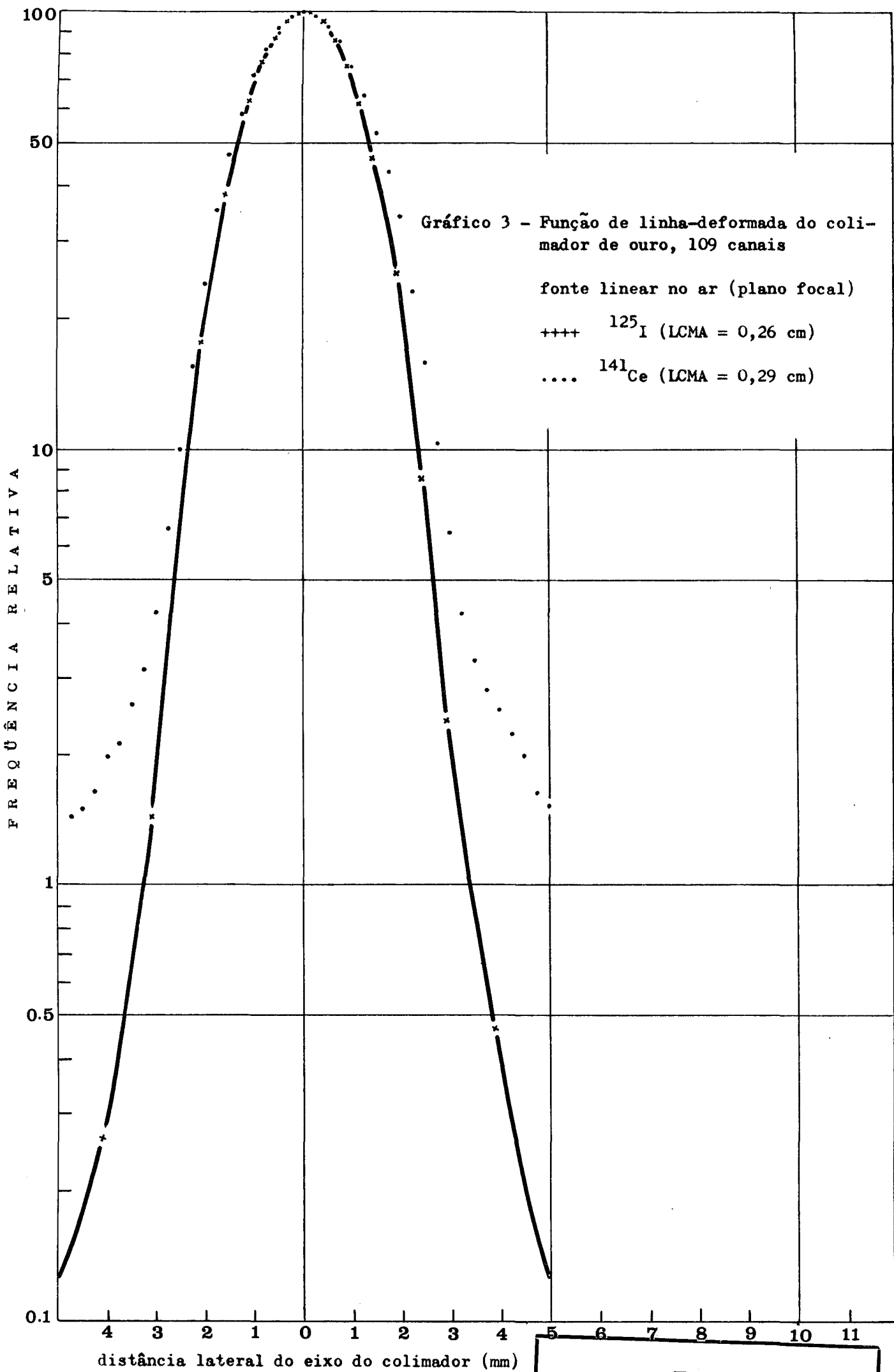


Gráfico 2 - Colimador de ouro, 109 canais, cristal de 5,08 x 2,54 cm  
 fonte linear de <sup>141</sup>Ce no ar (130-170 keV)  
 absor. em água  $\mu$  (exper.) = 0,187 cm<sup>-1</sup>  
 sensível. em relação ao col. de 19 canais = 13 %



FREQÜÊNCIA RELATIVA

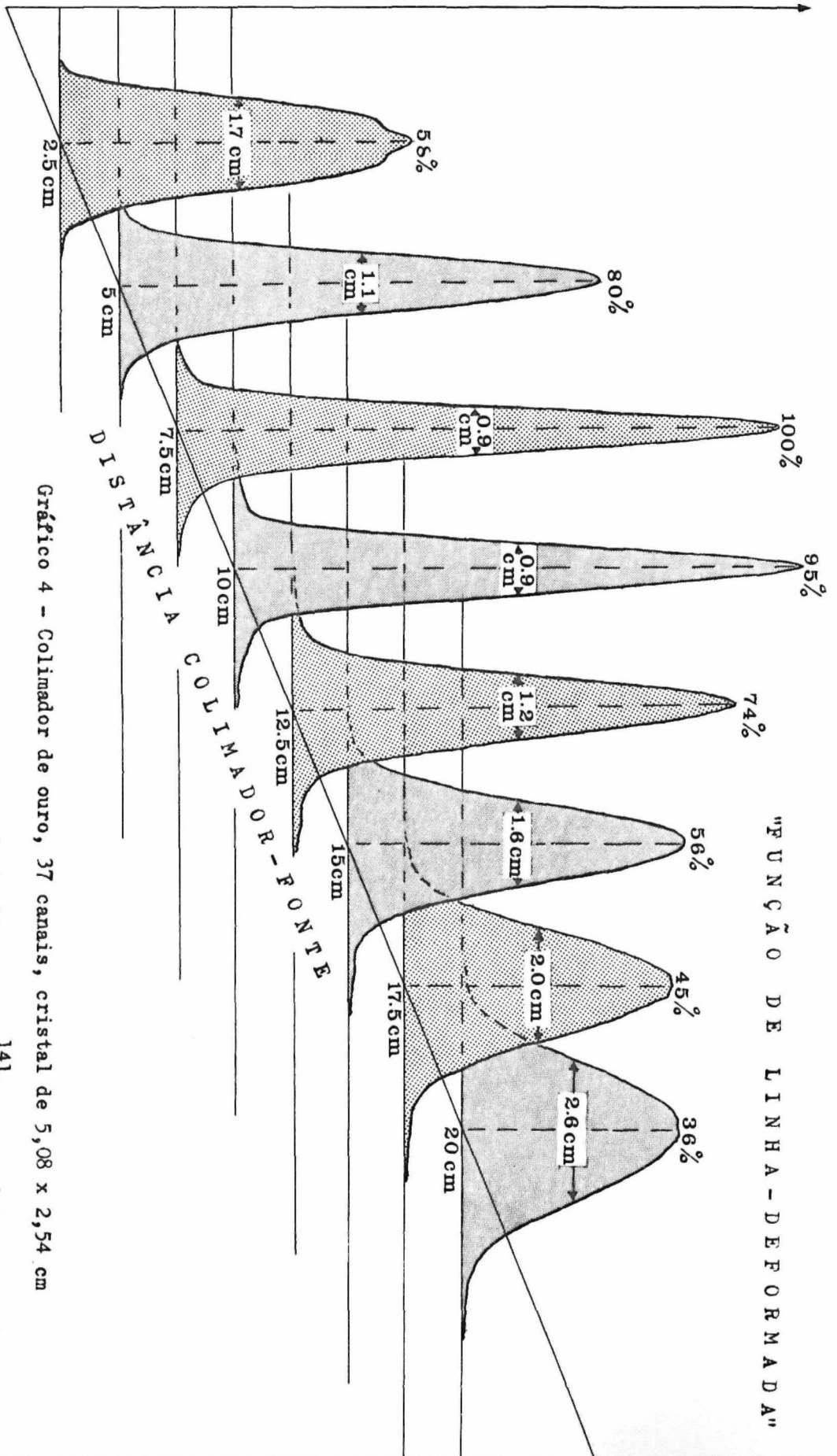
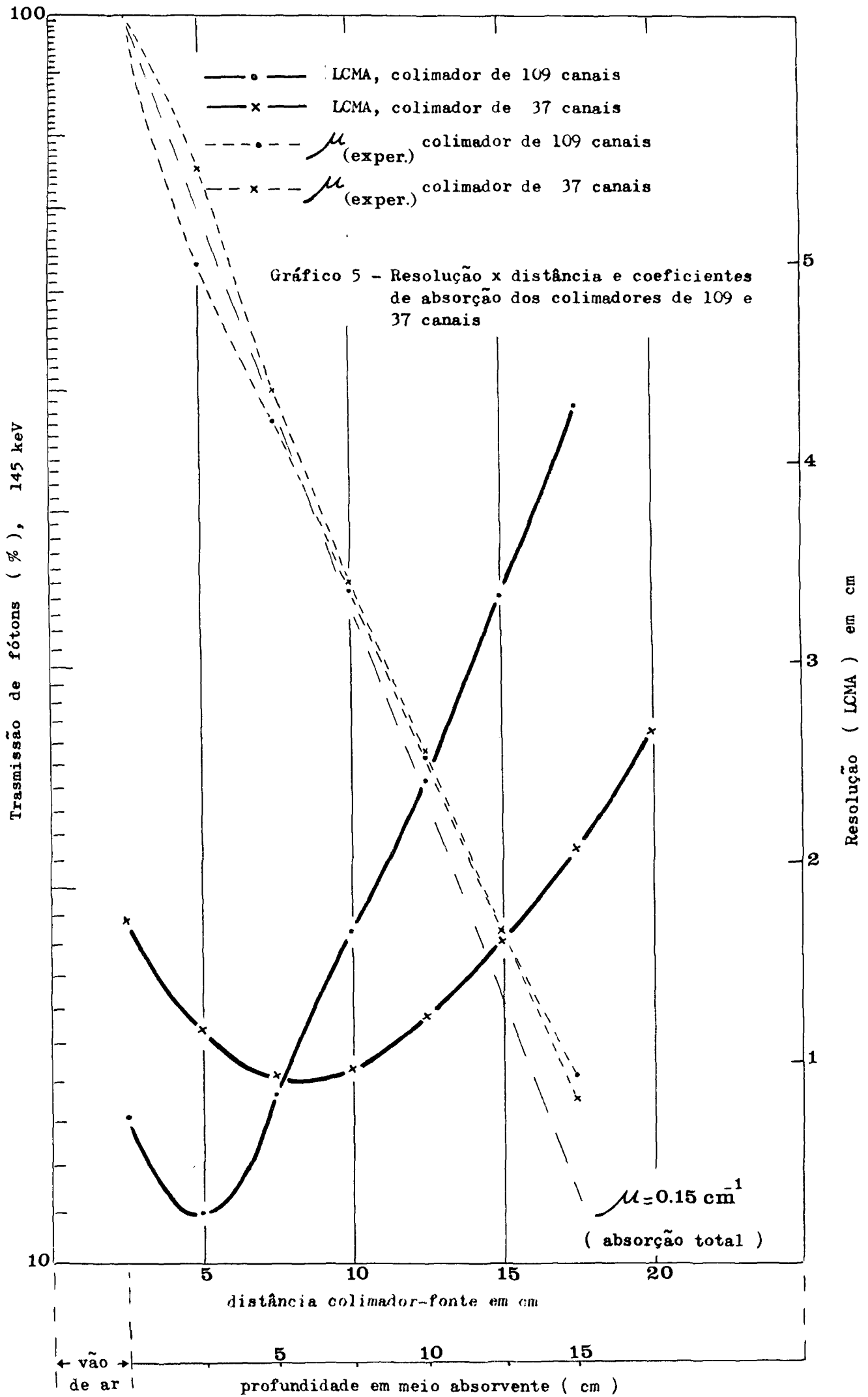


Gráfico 4 - Colimador de ouro, 37 canais, cristal de 5,08 x 2,54 cm

fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$  no ar (130-170 keV)

absor. em água  $\mu$  (exper.) = 0,187  $\text{cm}^{-1}$

sensibil. em relação ao col. de 19 canais = 77 %



liação das características de cintilógrafos (1, 3, 5, 13, 28, 32, 39). Representa uma tiróide com dois lobos simétricos: o esquerdo, com 50% de captação em relação ao direito, com um nódulo quente de 1,2 cm de diâmetro e um nódulo frio de 0,8cm; o lobo direito, com dois nódulos frios, um de 1,2cm e o outro de 0,5cm. Na Figura 6, além da "visão" que o cristal de iodeto de sódio tem do colimador, estão também representadas as imagens do "fantoma" da tiróide, obtidas com o colimador de 109 canais, nas diversas distâncias colimador-"fantoma". Nesta figura, o "fantoma" é colocado no plano paralelo ao plano de varredura do detector, em posição invertida, para que o parafuso metálico, que fecha o orifício de carga de radioisótopo, não pudesse interferir na qualidade da imagem feita pelo sistema de alta resolução.

Foi feita também uma comparação com a imagem do "fantoma" da tiróide obtida, nas melhores condições possíveis, com o colimador de 109 canais e a da imagem obtida com o melhor cintilógrafo da "terceira geração" (cristal de 7,62 cm de diâmetro) que se dispunha no momento. As condições de registro para esse cintilógrafo também foram as melhores possíveis, pois, o colimador utilizado, de 61 canais, é o de melhor poder de resolução que esse sistema possui<sup>(36)</sup>. Tanto no registro com o colimador de ouro de 109 canais, como no sistema com o colimador comercial de 61 canais, o "fantoma" era colocado no plano focal. As duas imagens obtidas são comparadas na Figura 7.

Utilizando-se o mesmo "fantoma", registrou-se uma seqüência de imagens obtidas com o colimador de 37 canais. Devido ao pequeno ângulo sólido deste colimador (cone circular com ângulo de meia abertura de  $89^{\circ} 30'$ ), a qualidade de imagem não varia muito quando se altera o valor da distância colimador-"fantoma". Pode-se verificar, na Figura 8, para as distâncias colimador-"fantoma" de 5,0, 7,5 e 10,0cm, que as imagens obtidas são praticamente idênticas.

Para uma melhor avaliação da influência do diâmetro do cristal no efeito de variação de resolução com a distância, foi feita uma comparação dos dados contidos na função de linha-deformada do

Gráfico 6 - Espectro de  $^{141}\text{Ce}$ , cristal de 5,08 x 2,54 cm, NaI(Tl), ampl.: 2,32 keV/c

..... fonte linear em ar

▲▲▲▲▲▲▲▲▲▲ fonte linear em meio absorvente (água)

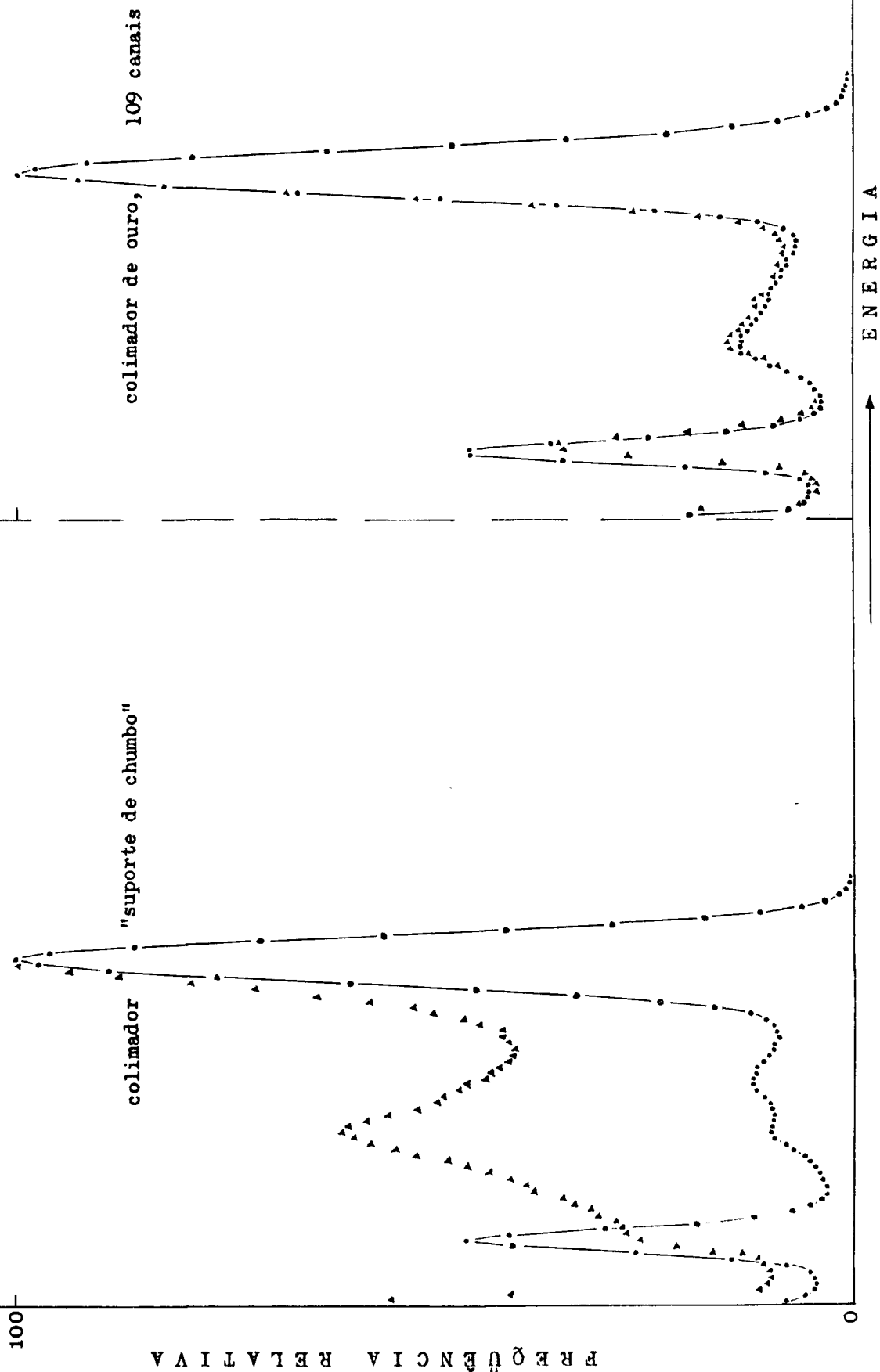
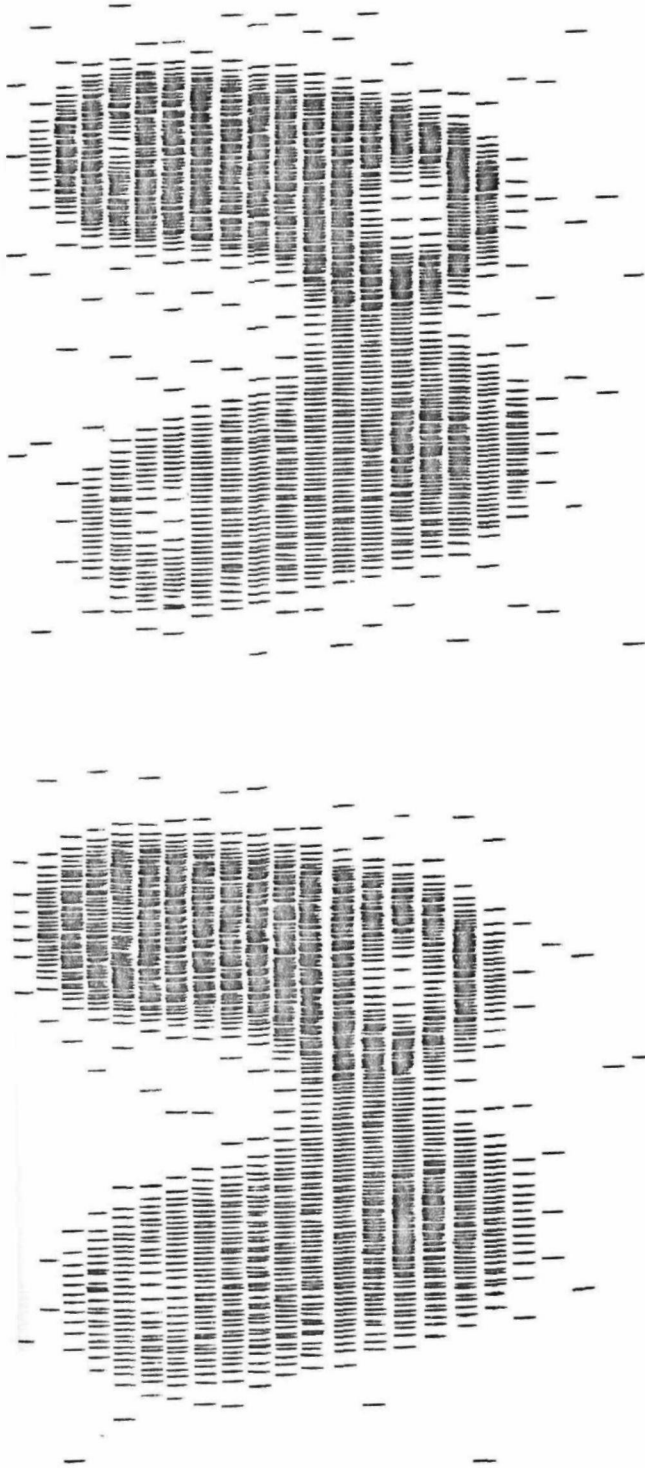
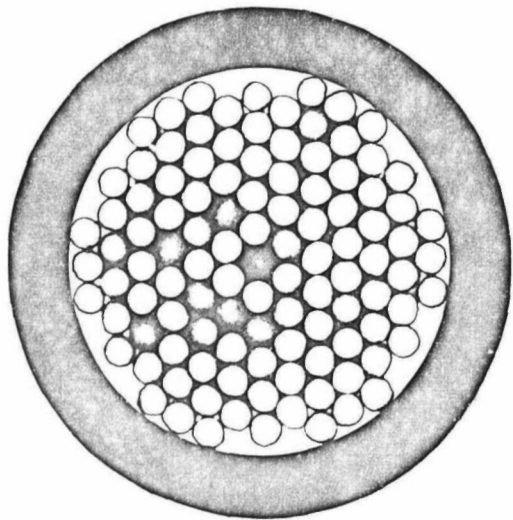
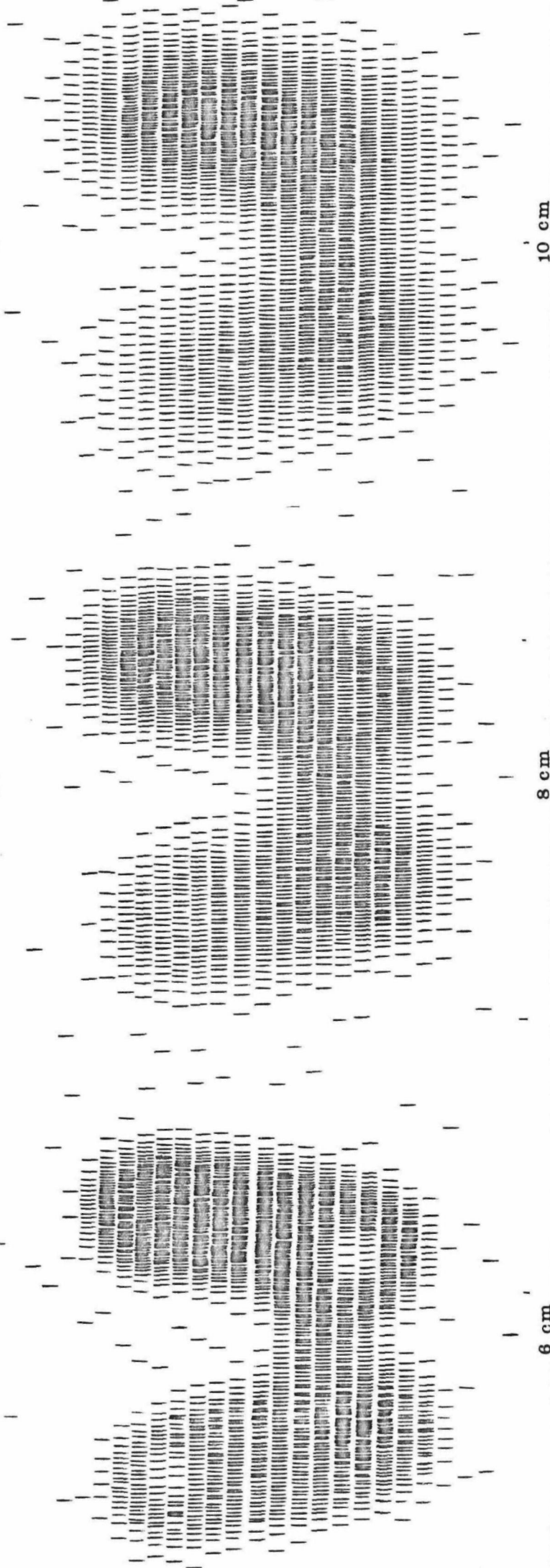


Figura 6 - Colimador de ouro, 109 canais  
 "Pantoma" Picker,  $^{99m}\text{Tc}$



2 cm

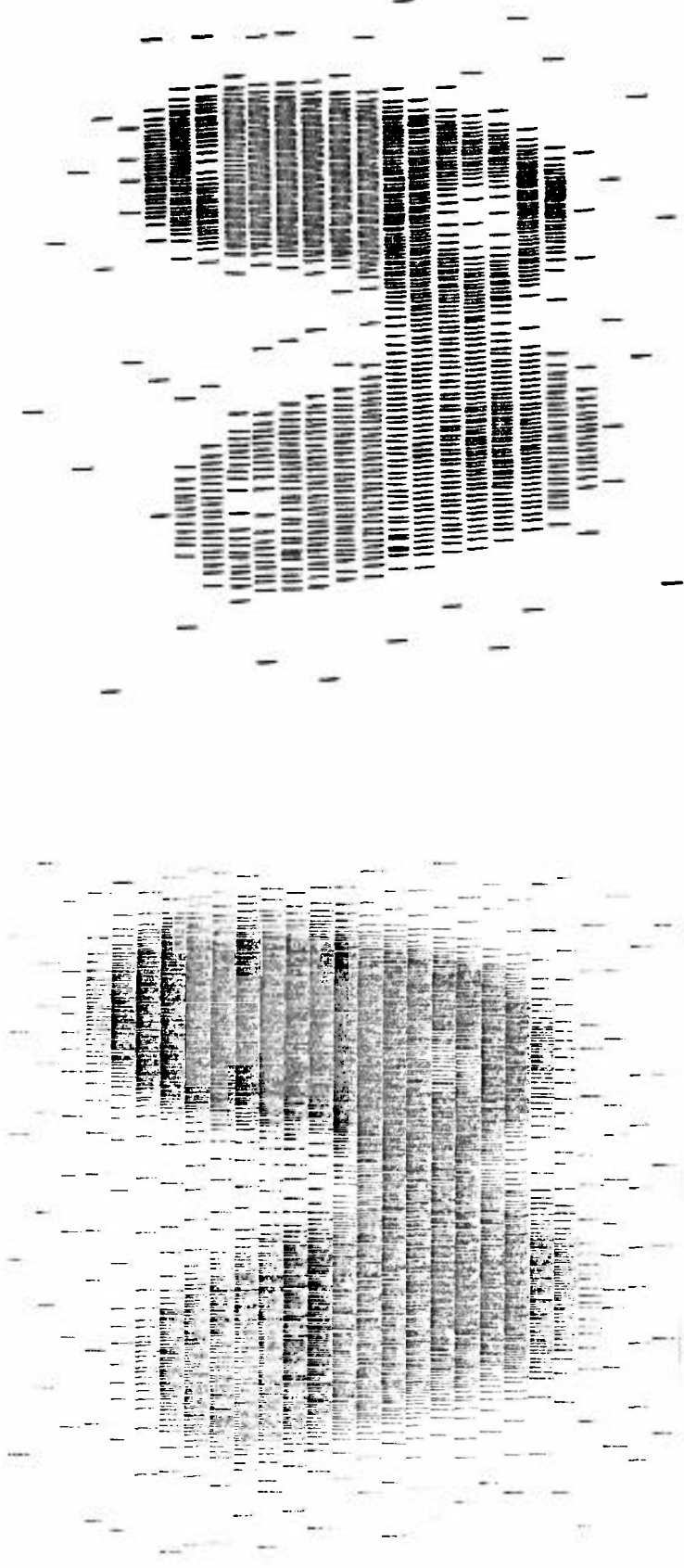
4 cm



6 cm

8 cm

10 cm



a - obtida com o colimador Nuclear-Chicago,  
61 canais, cristal de 7,62 x 5,08 cm

b - obtida com o colimador de ouro,  
109 canais, cristal de 5,08 x 2,54 cm

Figura 7 - Imagens do "fantoma" Picker

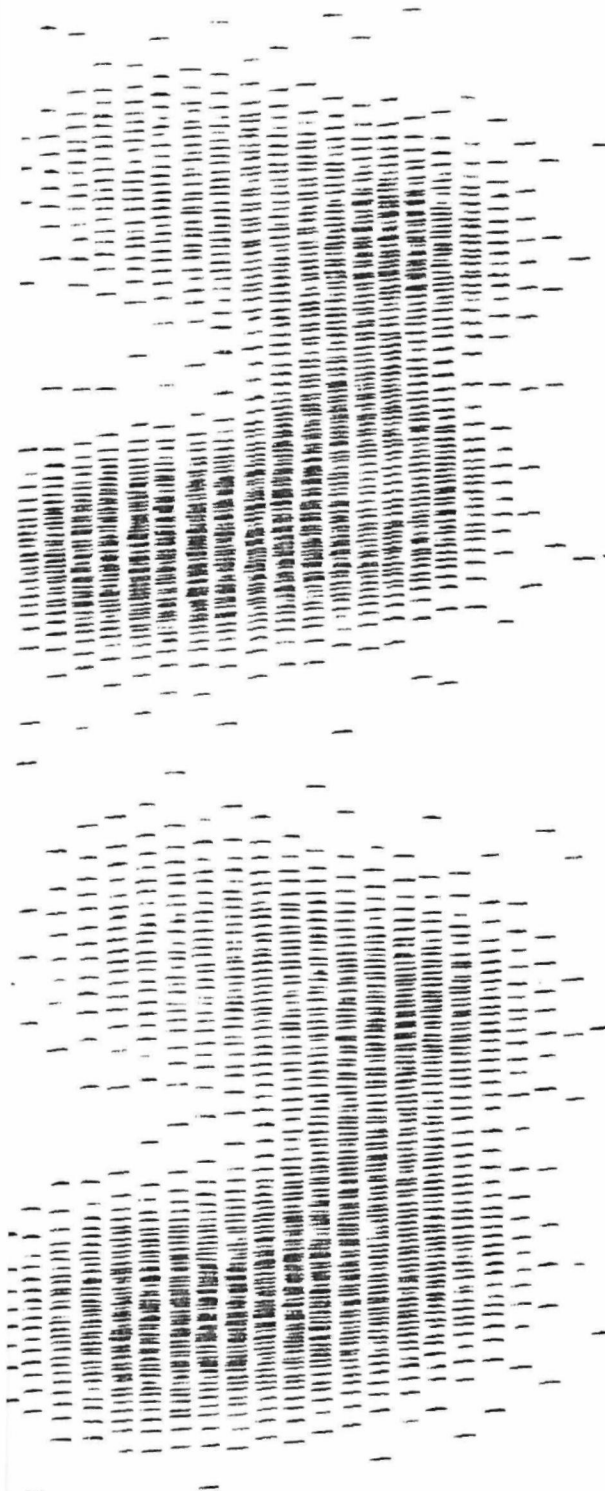
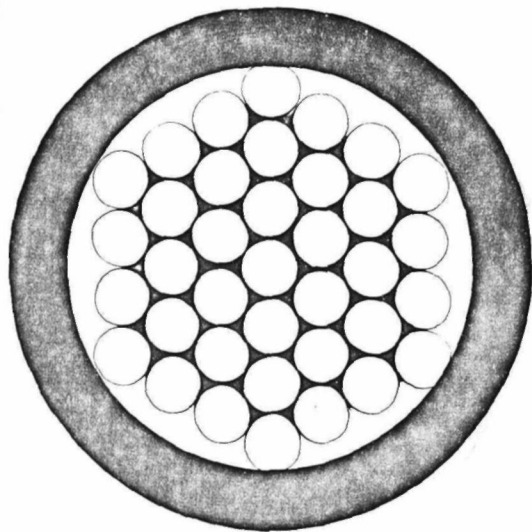
colimador de 37 canais com os da função de linha deformada do colimador comercial de 127 canais, projetado para fótons de baixa energia, pertencente ao cintilógrafo da "terceira geração", com cristais de 7,62cm de diâmetro. Pode-se observar, no Gráfico 7, que os dois colimadores possuem a mesma distância focal e valores de resolução muito próximos (LCMA de 0,9cm para o colimador de 37 canais e de 1,0 cm para o colimador comercial de 127 canais). Porém, devido ao grande ângulo sólido do colimador comercial de 127 canais (cone circular de ângulo de meia abertura de 140), o gradiente de resolução, principalmente na região próxima da face do colimador, é muito acentuado.

Esse efeito de grande ângulo sólido poderá ser melhor avaliado na prática clínica, com uma técnica desenvolvida por Hine e Vetter (20) e que consiste no registro da imagem de uma fonte linear em ângulo de 45 graus com o plano de varredura de um cintilógrafo. Desta maneira, a imagem obtida na Figura 9 representa a resposta em profundidade dos colimadores, de 37 e de 127 canais, em relação à fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ . Fazendo a varredura da fonte em meio absorvente (água), esse efeito é mais acentuado ainda, como fica evidenciado na Figura 10.

Para se evidenciar, de maneira mais objetiva, o efeito da cintilografia de alta resolução e baixa distorção na prática clínica, foram construídas imagens de órgãos de pacientes, aos quais se administrou  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . A figura 11-a representa a imagem da glândula tireóide de um paciente ao qual se administrou 4 mCi de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  na forma de pertecnetato de sódio, utilizando-se o cintilógrafo Nuclear-Chicago, modelo Pho/Dot 2 com colimador de alta resolução de 61 canais (LCMA = 0,7 cm). A Figura 11-b mostra a imagem da mesma glândula, agora construída com o cintilógrafo adaptado da Nuclear-Chicago, modelo 1700, com colimador de ourode 109 canais (LCMA = 0,3cm). É evidente um melhor delineamento do órgão.

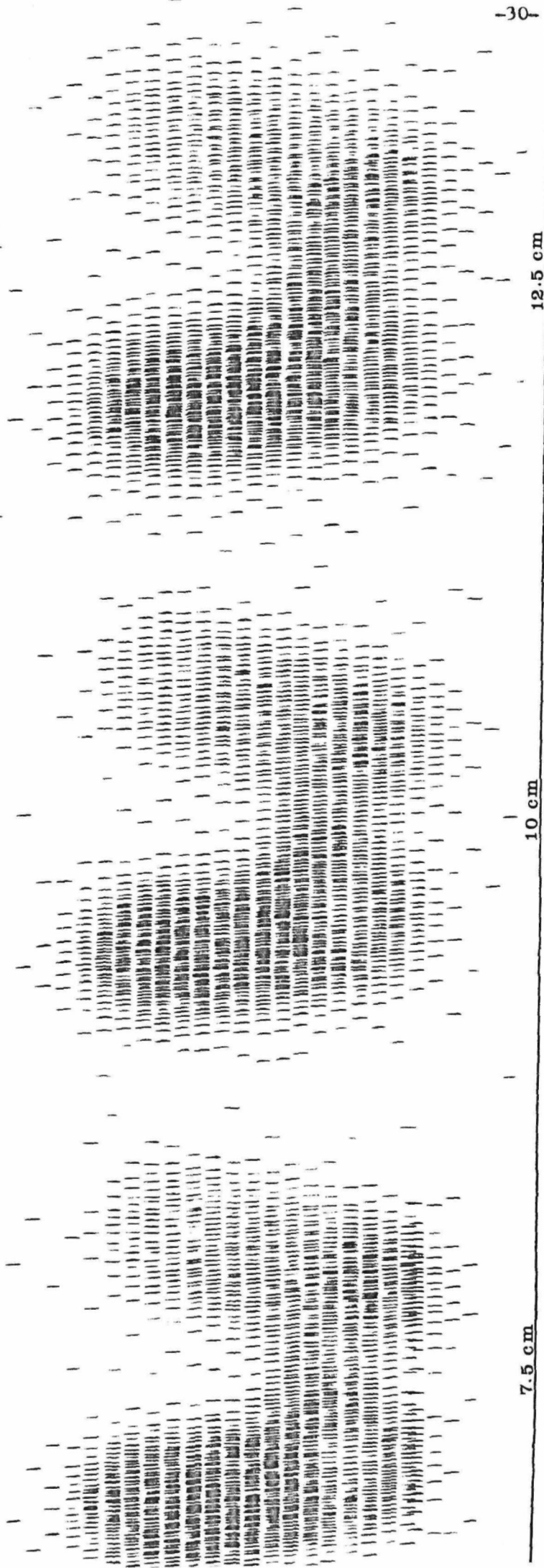
A Figura 12-a corresponde à imagem do fígado de um paciente que recebeu 3 mCi de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ligado a complexo de enxofre coloidal. Essa imagem foi obtida com o cintilógrafo Nuclear-Chicago, modelo Pho/Dot 2, com colimador de baixa energia, de 127 canais (LCMA=1,0 cm). Na Figura 12-b, vê-se a imagem do mesmo fígado, agora construída com o cintilógrafo adaptado da Nuclear-Chicago, modelo 1700, com

Figura 8 - Colimador de ouro, 37 canais  
"Fantoma" Picker,  $^{99m}\text{Tc}$



2.5 cm

5 cm



7.5 cm

10 cm

12.5 cm

—x— LCMA, colimador Nuclear-Chicago, 127 canais  
—•— LCMA, colimador de ouro, 37 canais

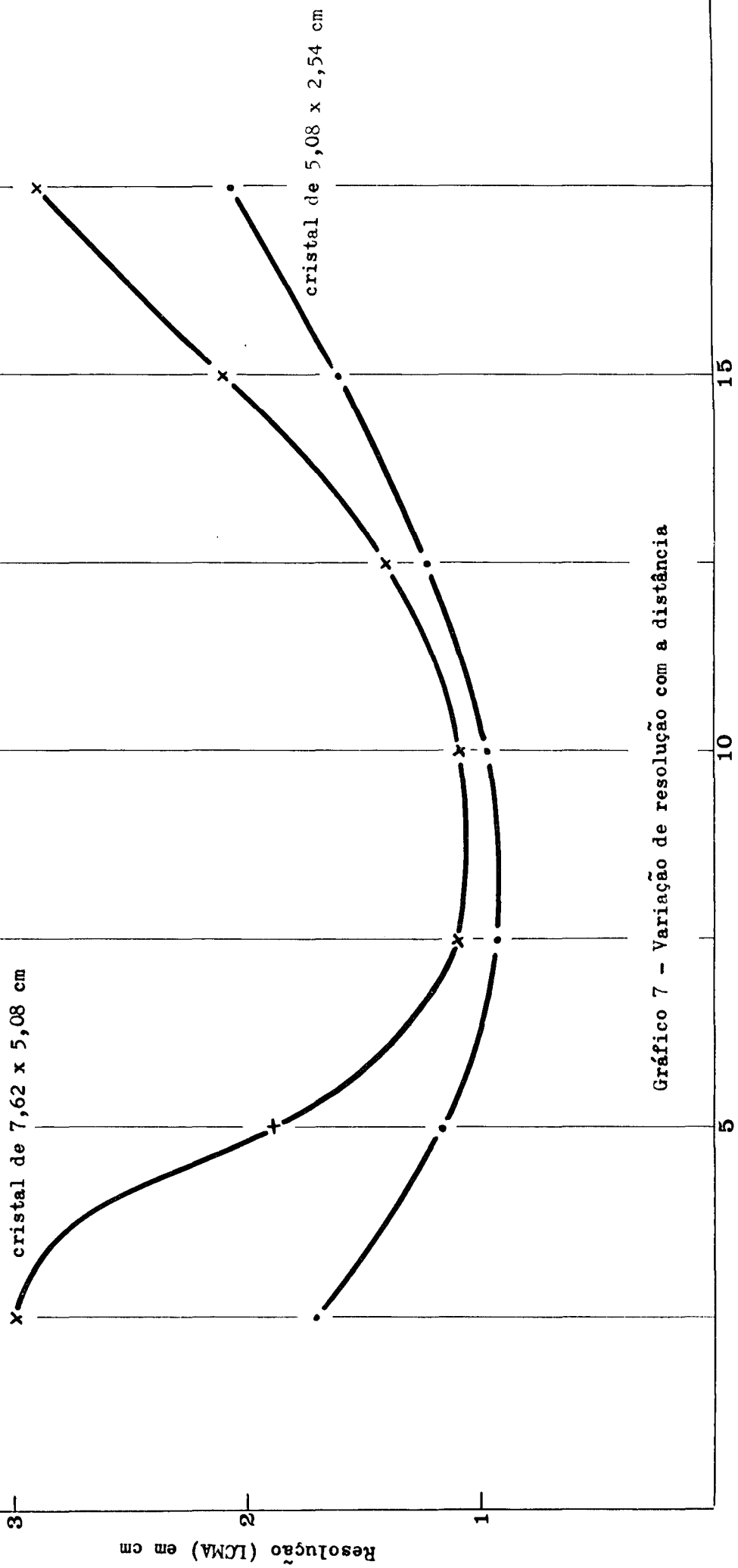


Gráfico 7 - Variação de resolução com a distância

Distância colimador-fonte em cm

Resolução (LCMA) em cm

Figura 9 - Imagens de fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ , em ângulo de  $45^\circ$  (em ar)

Colimador de ouro,  
37 canais

Colimador Nuclear-Chicago,  
127 canais

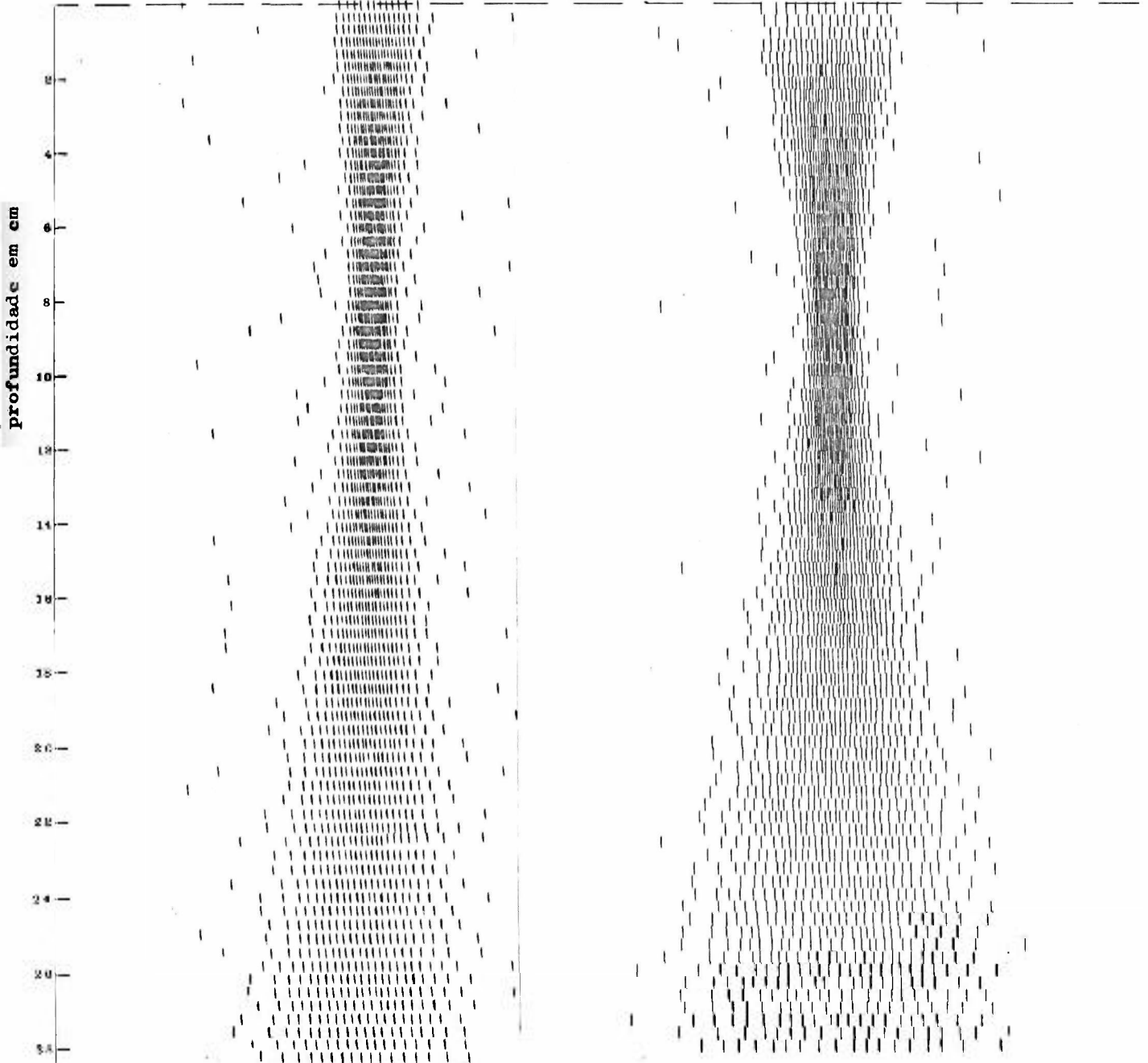
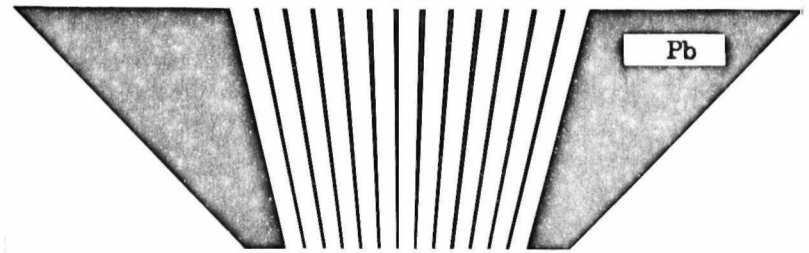
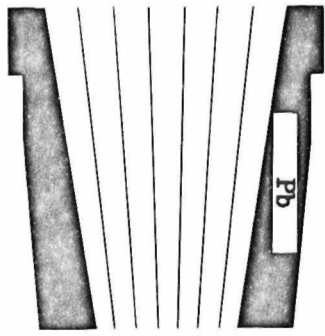
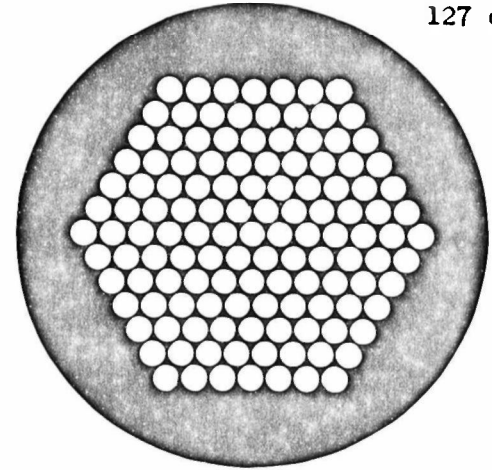
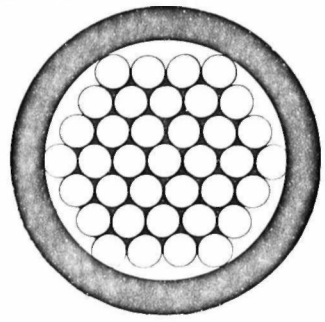
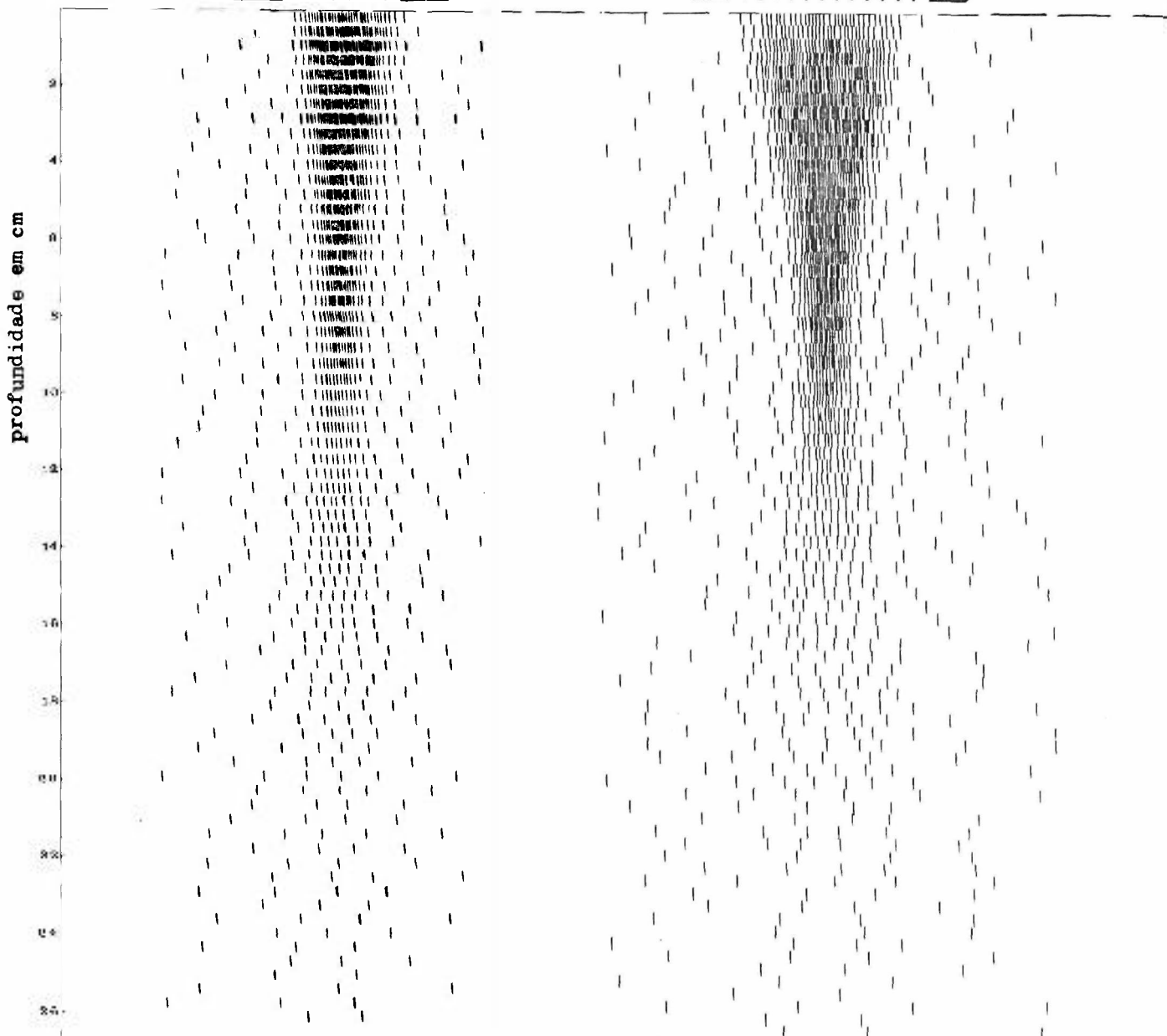
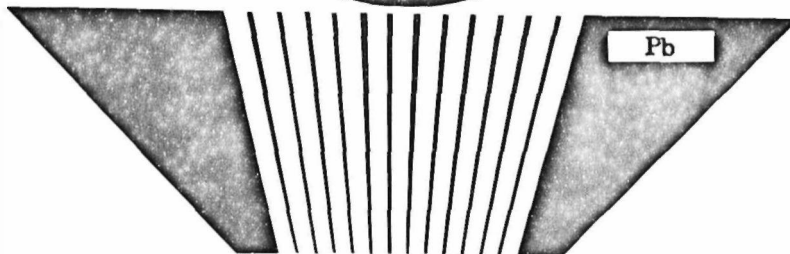
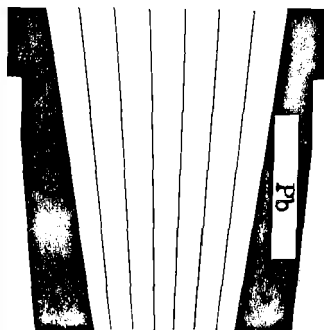
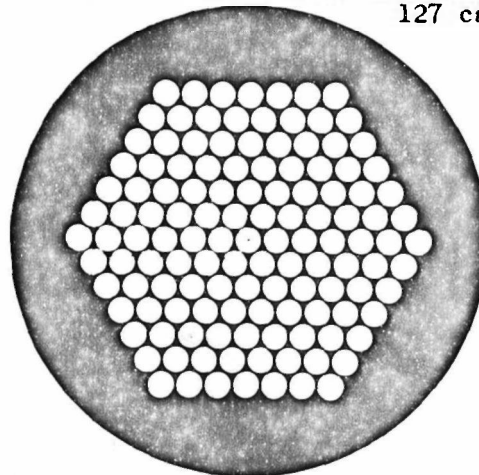
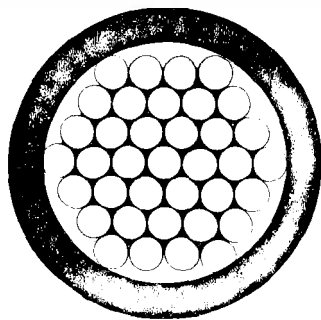
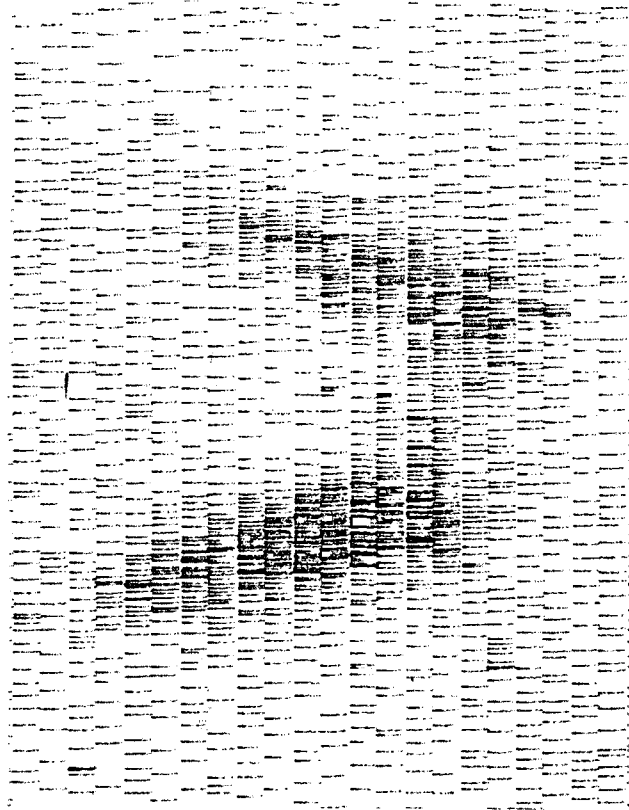


Figura 10 - Imagens de fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ , em ângulo de  $45^\circ$  (em água)

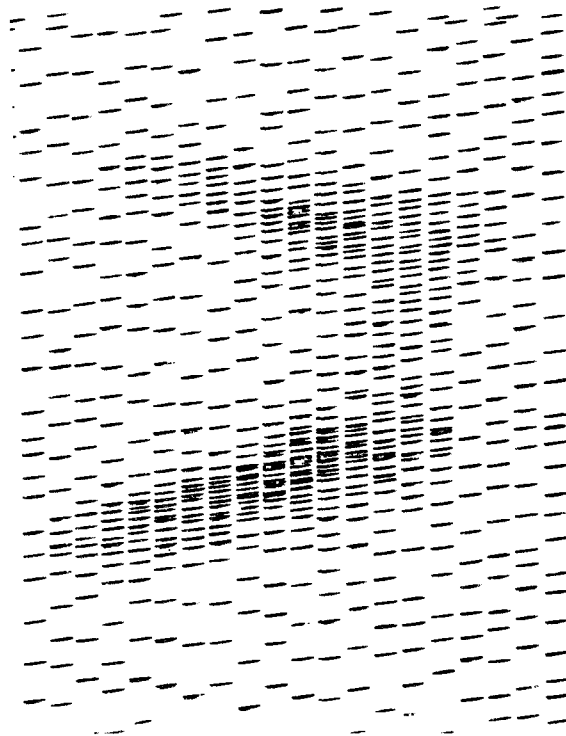
Colimador de ouro,  
37 canais

Colimador Nuclear-Chicago,  
127 canais





a - obtida com o colimador Nuclear-  
Chicago, 61 canais



b - obtida com o colimador de  
ouro, 109 canais

Figura 11 - Imagens de uma glândula tireóide

colimador de ouro de 37 canais (LCMA = 0,9cm). Nesta imagem, além de um melhor delineamento dos contornos do órgão, é bem mais nítida a separação dos dois lobos, ficando ainda evidente o efeito da respiração no contorno superior dos lobos direito e esquerdo, assim como no contorno inferior do lobo esquerdo.

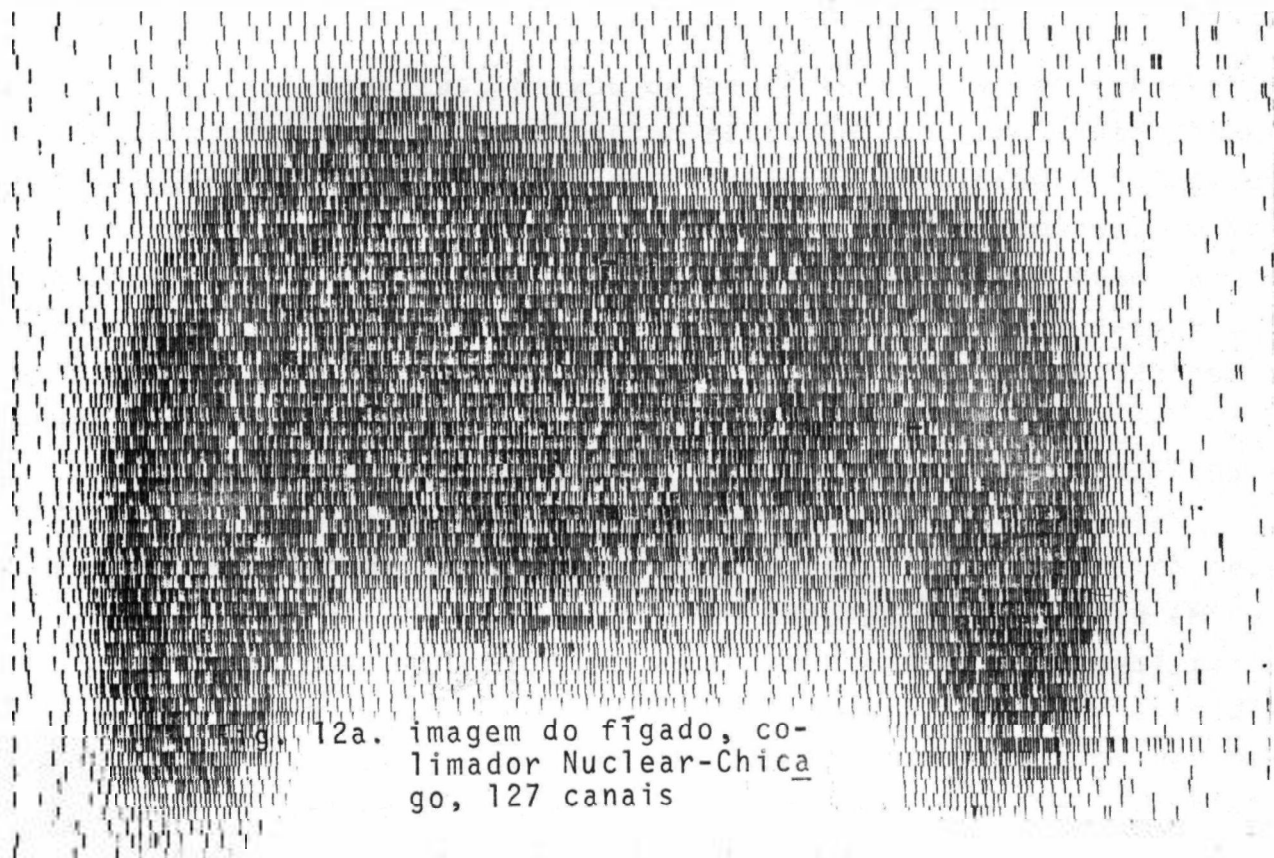


Fig. 12a. imagem do fígado, colimador Nuclear-Chicago, 127 canais



Fig. 12b. imagem do fígado, colimador de ouro, 37 canais.

4 - D I S C U S S Ã O

Nesta exposição, deixou de ser considerada uma importante classe de cintilógrafo, com detector estacionário, comumente chamado "câmara de cintilação", pois os valores de resolução atingidos no presente estudo, não podem ser obtidos com essas câmaras. Um trabalho, desenvolvido na Agência Internacional de Energia Atômica<sup>(11)</sup>, demonstrou que o cintilógrafo retilíneo (detector móvel) sempre produz melhor imagem, em relação à resolução e à linearidade, do que a câmara de cintilação.

A possibilidade do emprego de radiofármaco de meia-vida física curta, obtido por separação do produto de desintegração de um radioisótopo de meia-vida física mais longa, já é conhecida desde que Tucker e col.<sup>(37)</sup> desenvolveram métodos de separação em coluna de alumina. Em 1962, entretanto, Harper e col.<sup>(15)</sup> publicaram um trabalho sobre aplicações do  $^{99m}\text{Tc}$  como agente traçador em medicina. Todavia, uma avaliação real das possibilidades que os radiofármacos de meia-vida física curta poderiam trazer à cintilografia, somente foi possível com os trabalhos de McAfee e col.<sup>(30,31)</sup> e Harper e col.<sup>(16)</sup> feitos em 1964. Com a determinação por Smith<sup>(35)</sup> em 1965, de dose absorvida pelo paciente com a administração de  $^{99m}\text{Tc}$ , aumentou ainda mais o interesse por esse radiofármaco, pois ficou demonstrado que doses maciças deste traçador poderiam ser administradas sem risco de absorção de elevada dose pelo paciente. Utilizando-se dados colhidos por Hine e Johnston<sup>(22)</sup> em 1970, pode-se comparar a dose absorvida pela glândula tireóide por  $\mu\text{Ci}$  de radioisótopo administrado na seguinte relação: 1.500 milirad para o  $^{131}\text{I}$  e 0,5 milirad para o  $^{99m}\text{Tc}$ .

Como o interesse na aplicação de radiofármacos de meia-vida física curta em cintilografia era muito grande, especialmente os de baixa energia, os construtores de cintilógrafos passaram a desenvolver colimadores com septo delgado, na medida suficiente para absorção dos fótons de baixa energia (até 150 keV, segundo um critério estabelecido por Beck<sup>(4)</sup>). Porém, os colimadores construídos se destinaram aos cintilógrafos da "terceira geração", isto é, com cristal de 7,62, 12,70 e até 20,32 cm de diâmetro, projetados para fótons

de média energia e que já estavam em franca produção.

O uso de detectores com cristais de iodeto de sódio, apresentando diâmetro cada vez maior, foi devido ao desejo de se construir detector cada vez mais sensível, objetivando-se administrar menor dose ao paciente e também reduzir o tempo de registro de imagem. No entanto, essa vantagem era feita a custo de uma grave distorção de imagem evidenciada por Hine e Tsialas <sup>(21)</sup>, em 1968, principalmente nos detectores com cristal de maior diâmetro, em função do grande ângulo sólido definido pelos canais convergentes. Conseqüentemente, os colimadores comerciais de baixa energia passaram também a apresentar as limitações dos colimadores de média energia <sup>(36)</sup>. Mesmo com todas essas limitações, o número de trabalhos sobre aplicações médicas com o  $^{99m}\text{Tc}$  aumentou de maneira impressionante. Assim no simples período de 1964 a 1969, coletaram-se, na literatura internacional, - mais de 400 publicações sobre aplicações cintilográficas desse radiofármaco.

Aproveitando a imensa possibilidade que o uso de radiofármaco de meia-vida física curta e de fótons de baixa energia trazem à cintilografia, desenvolveu-se, no presente trabalho, um cintilógrafo especificamente projetado para radiofármacos de baixa energia. Como a sensibilidade do sistema já não mais é um fator limitante, devido às doses maciças de radiofármaco que se podem administrar <sup>(35)</sup>, escolheu-se um cristal de iodeto de sódio, de reduzidas dimensões. Com isso foi possível montar um detector leve e compacto, de fácil adaptação ao "velho" cintilógrafo de que se dispunha.

A escolha do diâmetro do cristal foi feita em função de uma experiência prévia com a construção de um colimador para cristal de 5,08 cm de diâmetro por 5,08 cm de altura <sup>(10)</sup>. Naquela ocasião não foi dada especial atenção ao valor da distância focal empregada. O melhor resultado obtido com tal colimador vinculou-se ao pequeno ângulo sólido e não ao fato dos diversos anéis de canais serem focalizados a distâncias diferentes. Também os resultados obtidos por Genna <sup>(14)</sup>, para fótons de média energia, podem ser atribuídos principalmente ao pequeno ângulo sólido do sistema. A escolha de cristal com 2,54 cm de altura foi proposital, pois, em se considerando que os fótons de 140 keV do  $^{99m}\text{Tc}$  têm um coeficiente de absorção total de  $2,57 \text{ cm}^{-1}$  para o iodeto de sódio, uma altura de 1,27 cm

seria suficiente para absorver 96,2% dos fôtons incidentes no cristal. Porém, dessa maneira, o restante 1,27cm da altura do cristal funciona como tubo de luz, fazendo com que pequenas irregularidades do fotocatodo da válvula fotomultiplicadora não reduzam o poder de resolução intrínseco do sistema cristal-fotomultiplicadora<sup>(33)</sup>. Essa resolução intrínseca do sistema é de fundamental importância na cintilografia com fôtons de baixa energia, pois é através de uma boa resolução que o analisador de altura de impulso registra os fôtons de interação fotoelétrica e rejeita a grande fração de fôtons de interação Compton.

A escolha do material utilizado na construção dos colimadores ora em estudo foi motivada pela tentativa de se construir um colimador com poder de resolução bem superior ao obtido comercialmente. O melhor valor de resolução encontrado nos trabalhos de Hine<sup>(19)</sup> e Hine e Tsialas<sup>(21)</sup>, que avaliaram um grande número de colimadores comerciais, é de 0,65cm para a LCMA. Um outro tipo de colimador de alta resolução, também com uma LCMA de 0,65 cm, foi desenvolvido por Atkins e col.<sup>(2)</sup>, que empregaram uma sofisticada técnica de fundição a vácuo. Assim, como o objetivo inicial do presente trabalho foi o de se construir um colimador com valor de LCMA próximo a 0,25cm, abandonou-se a idéia da técnica de fundição, pois por esse método, seria extremamente difícil construir um colimador com septos tão delgados consoantes a essência do projeto. Ademais, também se abandonou a idéia de se construir o colimador em delgadas chapas de chumbo, como foi utilizado por Höfer e Roszuczky<sup>(23)</sup> e Husak e col.<sup>(25)</sup>. A propósito, durante trabalhos desenvolvidos pela AIEA - nos quais o A. desta Tese foi partícipe - examinou-se o colimador de Höfer, constatando-se que, com menos de um ano de uso, o mesmo se achava bem deformado e, com isso, as características físicas e geométricas do colimador se alteraram consideravelmente. Daí, a idéia de se utilizar um outro tipo de material. a razão do emprêgo do ouro, deve-se, além do seu excelente valor de coeficiente de absorção de massa, à sua notável resistência mecânica; quando aquecido tem ótima maleabilidade, sendo assim possível moldar as películas ao redor da matriz de aço. O custo desses colimadores não é excessivo, pois, sendo construído em películas, não necessita de grande quantidade do metal. O preço final de uma uni-

dade é equivalente ao de um colimador comercial de baixa energia para cristal de 7,62 cm de diâmetro por 5,08 cm de altura.

No projeto dos colimadores deste trabalho, introduziu-se um parâmetro fisiológico, ainda não considerado e de importância fundamental. Alguns órgãos abdominais e também os pulmões estão em oscilação constante, síncrona com a respiração. Desta maneira, durante todo o tempo em que um cintilógrafo constrói a imagem de um órgão, o mesmo está em movimentação, distorcendo uma imagem que poderia ser de alta definição. O mesmo, contudo, não se aplica aos órgãos que podem ser considerados como "estáticos" - tireóide, glândulas salivares, medula óssea e cérebro, entre outros - e que possibilitam a obtenção de imagem com alta resolução. Dentre estes, porém, não se objetivou o cérebro, dadas as suas peculiaridades, pois sua captação seletiva, em caso de tumor, é muito baixa. Para este caso deveria ser construído um colimador específico, considerando-se no projeto o critério da "figura de mérito" de Dewey e Sinclair (8) e os fatores estatísticos de Hart e col. (18), que indicam um ajustado diâmetro provável da lesão, a se detectar, com o diâmetro do campo de visão do sistema no plano focal e que devem ser aproximadamente iguais. Na rotina, o principal órgão que se pode detectar com sistema de alta resolução é a tireóide, com captação seletiva do  $^{99m}\text{Tc}$  (pertechnetato de sódio) suficiente para a construção de imagem, mesmo com detector de baixa sensibilidade.

Por dificuldades de ordem mecânica, limitou-se o raio do campo de visão do colimador de alta resolução para 0,25 cm. Outros sim, escolheu-se a distância focal de 5,0cm em função de experiência prévia com o cintilógrafo Nuclear-Chicago, modelo 1700, cujo colimador também tem esse valor de distância focal. O detector, sendo compacto, possibilita fácil movimentação do mesmo na região do pescoço. Com essa distância, considerada mínima, compensa-se em parte a redução da sensibilidade do sistema devida ao seu pequeno campo de visão. Essas limitações iniciais condicionaram as demais especificações geométricas do colimador de ouro com 109 canais. A configuração completa desse colimador deveria possuir 127 canais, porém a área de distribuição de canais junto ao cristal seria bem maior do que a superfície útil do mesmo. Assim, os canais, que iriam comple-

tar os cantos do hexágono, não foram adicionados, dando uma distribuição de 109 canais que melhor se adaptam à forma circular da base do cristal.

As especificações geométricas do colimador de ouro com 37 canais devem propiciar um detector colimado que atinja o segundo objetivo do trabalho, ou seja, o de se construir imagem de órgão com baixa distorção. Para isso, se utilizou uma distância focal de 10,0cm ( $F = 10,0$  cm) que, aliada ao pequeno diâmetro do cristal (5,08cm), propiciou ao colimador de 37 canais um ângulo sólido muito pequeno (cone circular com ângulo de meia abertura de  $89^{\circ}30'$ ). O raio do campo de visão  $R$  deste colimador foi escolhido como solução de compromisso entre colimador de alta e de baixa resolução. O seu valor ( $R = 0,9$  cm) coincide com o valor da LCMA no plano focal e representa o valor médio da LCMA do colimador de ouro de 109 canais e da LCMA do colimador Picker Nº 2107 de 19 canais, projetado para se construírem imagens de órgão grande <sup>(19)</sup>. A tentativa de melhor resolução para esse colimador apenas provocaria redução da sensibilidade do sistema, o que acarretaria, ainda, uma redução na qualidade estatística da imagem. Atkins e col. <sup>(2)</sup> utilizaram um colimador de 1045 canais, com LCMA de 0,65 cm, na construção da imagem do fígado de um paciente e compararam o resultado com imagens de fígado de outro, obtidas com o colimador Picker Nº 2107. Não se notou melhora alguma da imagem obtida com o colimador de alta resolução, deste modo se justificando a importância do parâmetro "oscilação síncrona com a respiração", introduzido no presente trabalho, e que "borrou" completamente a imagem de alta resolução que teria sido obtida com o colimador de 1045 canais. O valor da LCMA do colimador de ouro de 37 canais, menor do que o de 1,5cm existente no colimador Picker Nº 2107 se justifica, pois foi projetado como solução de compromisso entre, de um lado, órgão grande e oscilante como no caso do fígado e pulmões, e de outro, órgãos de tamanho reduzido e com oscilações discretas, como no dos rins.

As funções de linha-deformada (Gráfico 1) do colimador comercial, do cintilógrafo Nuclear-Chicago modelo 1700, indicam uma LCMA de 1,1cm tanto na distância colimador-fonte de 2,5cm como na de 5,0cm. Esse valor é considerado excessivo em relação aos colimadores de alta resolução dos cintilógrafos da "terceira geração".

O mais grave, no entanto, é a grande fração de penetração de septo que faz com que o valor máximo de frequência da função de linha-deformada seja atingido na distância colimador-fonte de 2,5 cm e não mais a 5,0 cm, que é a distância focal do sistema. Essa grande penetração de septo torna ainda fictício o valor da sensibilidade, pois uma grande porcentagem dos fótons que atinge o cristal penetra nos septos do colimador e na proteção lateral do detector.

Os dados referentes à sensibilidade dos colimadores de ouro, com 109 e 37 canais, foram determinados com dados percentuais em relação ao colimador comercial, pois não teria sentido caracterizar-se o grau da sensibilidade com um valor de  $\mu\text{Ci}$  de  $^{141}\text{Ce}$ , que não é usado na cintilografia clínica, não sendo por isto considerado, no presente trabalho, como radiofármaco, mas somente como radioisótopo.

As funções de linha-deformada dos colimadores de 109 e de 37 canais permitem avaliar-se todos os seus parâmetros físicos em relação aos fótons de 145 keV da fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ . Os diversos valores da LCMA, frequência e sensibilidade são evidentes a um simples exame. Menos óbvio, no entanto, é o efeito de penetração de septo. Um colimador com septos totalmente "opacos" aos fótons incidentes possui uma função de linha-deformada no plano focal essencialmente gaussiana. Qualquer desvio da curva de Gauss indica penetração nos septos. Para se verificar a eficiência dos septos de ouro em relação aos fótons de  $^{141}\text{Ce}$ , registram-se as funções de linha-deformada para fontes de  $^{125}\text{I}$  e  $^{141}\text{Ce}$ . Essa determinação foi feita no colimador de septo mais delgado, o de 109 canais. No Gráfico 3 pode-se notar um desvio da curva gaussiana ao nível de 4%, o que representa uma fração muito reduzida de penetração nos septos. Para a energia de 35keV, representada pelos fótons do  $^{125}\text{I}$ , a curva é essencialmente gaussiana. Portanto, para fótons de baixa energia, onde a função de linha-deformada é uma curva gaussiana, os valores da LCMA e da sensibilidade caracterizam totalmente o sistema. Pode-se assim, prescindir da determinação da função "transferência de modulação", obtida por meio da transformada de Fourier da função de linha-deformada (27):

A análise dos valores de coeficientes de absorção, dados no Gráfico 5, indica uma dependência dos mesmos com o campo de visão dos colimadores, em discordância com os dados de Hine e Tsia-

las (21). Para melhor elucidação, levantou-se o espectro do  $^{141}\text{Ce}$  (fonte linear) com dois colimadores, agora com grande diferença de campo de visão (Figura 3). O colimador de amplo campo de visão é simplesmente o sistema de proteção lateral sem o núcleo central, o qual é representado pelo conjunto dos tubos de ouro. A diferença no comportamento dos dois colimadores é bem evidente. No colimador de alta resolução, o espectro com fonte em meio absorvente de água é praticamente idêntico ao obtido em meio de ar, pois os fótons Compton de pequeno ângulo são rejeitados pelo pequeno cone de aceitação do colimador de 109 canais. No colimador com grande cone de aceitação, uma grande faixa Compton é registrada. Nesse caso, justifica-se colocar o nível de discriminação inferior, do analisador monocanal de um cintilógrafo, a 10% do valor do fotopico. Para o colimador de 109 canais, esse nível inferior pode ficar perfeitamente a 124 keV e não a 130 keV, numa posição muito mais favorável quanto a desvios de fotopico e que acarreta um aumento da sensibilidade, registrando-se maior área do fotopico. É provável que essa discordância não tenha sido notada por outros, por não terem sido determinados coeficientes de absorção em sistemas com poder de resolução equivalente.

Além de se descrever o cintilógrafo montado com o pequeno cristal de 5,08 x 2,54 cm, com dados digitais os mais precisos possíveis, procurou-se dar uma avaliação direta e útil das possibilidades do sistema quanto ao registro de imagem de "fantoma" de órgão. Na Figura 6, o "fantoma" Picker é registrado em diversas distâncias-colimador-objeto com o sistema de alta resolução de 109 canais. É evidente a melhor imagem no plano focal e uma gradativa distorção à medida que o "fantoma" se afasta do plano focal. Quanto mais alto for o poder de resolução - ou seja, quanto menor for o valor da LCMA do sistema, tanto mais a área da imagem cintilográfica se aproxima das dimensões reais da área do objeto. O menor nódulo frio do "fantoma" é de detecção extremamente difícil nos melhores cintilógrafos comerciais, porém perfeitamente delineado pelo colimador de alta resolução com 109 canais. É possível comparar-se essa diferença de resolução, confrontando a imagem do mesmo "fantoma" na Figura 7, onde o menor nódulo frio praticamente não é detectado pelo cintilógrafo comercial (Pho/Dot 2) cujo colimador tem uma LCMA de 0,7cm

(colimador de 61 canais). A gradativa distorção da imagem, além do plano focal, não chega a ser uma limitação ao sistema de alta resolução com 109 canais, pois, como a tiróide é um órgão delgado, a sua imagem não chega a se prejudicar. Na Figura 8, o "fantoma" Picker é também registrado em diversas distâncias, porém com o colimador de 37 canais, de pequeno ângulo sólido. A qualidade de imagem já não é a mesma, mas o valor de resolução do sistema não varia muito com a distância, de modo que se obtém a mesma imagem nas distâncias de 5,0, 7,5 e 10,0cm. A propósito, é oportuno notar que na distância colimador-objeto de 10,0cm, a imagem obtida com esse colimador é superior à obtida com o colimador de alta resolução de 109 canais (Figura 6). Esse efeito, que aparentemente é um paradoxo, se explica, pois os prolongamentos geométricos dos canais, depois do plano focal, são tanto mais divergentes quanto maior for o ângulo sólido do sistema. As imagens obtidas com esse tipo de colimador, mesmo não sendo de alta resolução, apresentam pouca distorção, inclusive as distantes do plano focal, sendo, por este motivo, denominado "colimador de baixa distorção".

Com o objetivo de se demonstrar a superioridade do colimador de ouro com 37 canais adaptado a cristal de pequeno diâmetro, em relação a um cintilógrafo da "terceira geração", determinou-se a função de linha-deformada do colimador de 127 canais de um detector com cristal de 7,62 x 5,08 cm (Pho/Dot 2). Para tanto, confrontaram-se (Gráfico 7) todos os dados de LCMA do colimador Nuclear-Chicago, de 127 canais, com os do colimador de ouro de 37 canais, permitindo constatar-se maior aumento da LCMA para o colimador de 127 canais em relação ao de 37 canais. No entanto, um novo fato pôde ser verificado na região compreendida, agora, entre o plano focal e a face do colimador, pois se evidenciou que o aumento da LCMA para o colimador de 127 canais é muito mais acentuado. Isto é atribuível a dois fatores: o primeiro, devido ao ângulo sólido do sistema, considerado excessivo (ângulo de meia abertura = 140°); o segundo, ao reduzido comprimento do colimador em relação ao diâmetro do cristal, o que faz com que a área representada pela distribuição de canais na face do colimador seja muito grande, provocando grande distorção na função de linha deformada.

As seqüências de imagens de "fantomas" de órgão são muito úteis na avaliação de um sistema de cintilografia, não obstante

a descontinuidade das imagens sucessivas, pois cada imagem é apenas informativa em função de uma determinada distância. Todavia, é possível determinar-se, de uma forma contínua, a resposta em profundidade de um detector colimado, no atinente à resolução e à sensibilidade, pelo registro da imagem de uma fonte linear, colocada em ângulo de 45° com o plano de varredura de um cintilógrafo. Tal imagem simplesmente fornece dados qualitativos, porém de grande valor para a clínica.

Na Figura 9, estão representadas as imagens de uma mesma fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ , feitas com o cintilógrafo adaptado (com o colimador de ouro de 37 canais) Nuclear-Chicago modelo 1700 e com o cintilógrafo da "terceira geração" Nuclear-Chicago modelo Pho/Dot 2 com colimador de 127 canais. Verificou-se que, na profundidade de 4 até 12 cm, a sensibilidade dos dois sistemas é maior, podendo-se considerar essa região a "grosso modo" como de iso-sensibilidade. Contudo, foi evidente uma maior distorção da imagem feita com o cintilógrafo da "terceira geração" em todas as profundidades.

Na Figura 10, as imagens da mesma fonte linear de  $^{141}\text{Ce}$ , quando imersa em água, bem representam a real situação clínica, pois os órgãos em estudo estão sempre mergulhados em meio absorvente. O efeito de absorção dos fótons de 145 keV da fonte é significativo. Essa figura é grandemente ilustrativa, evidenciando ao clínico, que a partir de uma certa profundidade, um órgão pode ficar completamente invisível a um cintilógrafo, dependendo da energia do radiofármaco utilizado. A maior distorção de imagem, da superfície da água até aproximadamente 4 cm, é mais evidente para o colimador de 127 canais do cintilógrafo da "terceira geração". Esse efeito é devido a um maior número de fótons Compton de pequeno ângulo que atingem o cristal, pois a área de distribuição de canais, na face do colimador, é muito grande. Portanto, se algum órgão for registrado com esse cintilógrafo (Pho/Dot 2), na faixa de 0 a 4 cm de profundidade, pode-se prever uma grande distorção na imagem obtida.

Para uma avaliação prática dos colimadores construídos no presente trabalho, foram escolhidas duas situações extremas em cintilografia: a primeira, a construção de imagem de órgão pequeno, - superficial, delgado e estático; a segunda, a construção de ima -

gem de órgão grande, profundo, espesso e oscilante.

A Figura 11 ilustra a primeira situação, onde a glândula - tiróide de um paciente foi registrada pelo cintilógrafo adaptado, de alta resolução (colimador de ouro de 109 canais) e também pelo cintilógrafo da "terceira geração" com colimador de 61 canais, considerado de alta resolução. Empregou-se uma única dose de  $^{99m}\text{Tc}$  na forma de pertecnetato de sódio, e, para compensar a menor sensibilidade do detector com colimador de ouro de 109 canais, empregou-se velocidade de varredura bem menor para esse sistema. Além de um melhor delineamento das formas anatômicas da glândula, nota-se, na imagem construída com o colimador de 109 canais, uma menor área, que se aproxima da área real da projeção da glândula. Essa avaliação mais precisa de área é de grande importância na terapia com  $^{131}\text{I}$ , pois a dose a ser administrada é calculada, computando o volume da glândula em função da área obtida com o cintilógrafo. Um erro para mais, no cálculo dessa área, implica numa dose absorvida maior do que a que foi calculada.

As figuras 12-a e 12-b ilustram a segunda situação, onde o fígado de um paciente foi registrado por meio do cintilógrafo com colimador de ouro de 37 canais e também pelo cintilógrafo da "terceira geração" com colimador de 127 canais. Empregou-se uma única dose de  $^{99m}\text{Tc}$  ligado a complexo de enxofre coloidal, compensando-se a menor sensibilidade, do sistema com colimador de 37 canais, por meio de uma menor velocidade de varredura. Além de um melhor delineamento nos contornos da imagem feita com o colimador de 37 canais, evidenciou-se uma separação bem nítida dos dois lobos. Devido à melhor distorção introduzida por esse sistema, é possível verificar-se o efeito da oscilação do órgão causada pelas excursões respiratórias. O aspecto serrilhado que se nota no contorno superior dos lobos direito e esquerdo, bem como no contorno do lobo inferior esquerdo é devido a entrada e saída do bordo do órgão, no concernente ao campo de visão do detector, enquanto o mesmo varre uma linha paralela e próxima ao citado limite do fígado. Todos esses detalhes não são registrados com o colimador de 127 canais, devido ao seu grande ângulo sólido (cone circular com ângulo de meia abertura de  $140^\circ$ ) e à grande área de finida pela distribuição de canais na face do colimador. Portanto, a construção de imagem de fígado é precária quando se utilizam cintilogra

fos com colimador de grande ângulo sólido. Esse órgão, pela sua espessura, é profundo, mas também superficial. Sendo profundo, principalmente o lobo direito (varredura frontal), o foco do colimador ( $F \approx 10,0\text{cm}$ ) deve ficar de 6 a 8cm abaixo da superfície da pele. Porém, nessas condições, a maior parte do lobo esquerdo (porção superficial) é registrada com grande distorção, como ficou evidenciado na Figura 10. A Figura 12-a, representa, então, a imagem do fígado resultante da projeção de diversos planos. Uma faixa, que vai de 12 até 8cm de profundidade, é registrada como boa resolução, porém, outras são registradas com grande distorção, principalmente a que vai de 4cm até à superfície da pele.

5 - RESUMO E CONCLUSÕES

Com o advento de radiofármacos de baixa energia e de meia vida física curta, é possível a construção de sistemas de cintilografia que produzam imagens de órgão com alta resolução e baixa distorção. No presente trabalho, foram construídos e testados dois sistemas de construção de imagem, que permitiram a averiguação de diversos fatos.

5.1 - Por meio de um detector de cintilação com cristal de NaI(Tl) de pequeno diâmetro (5,08 cm) com colimador de LCMA=0,3cm e com auxílio de radiofármaco adequado, é possível obter-se imagem de alta resolução de órgão pequeno e superficial como a tiróide.

5.2 - Por meio de um detector de cintilação com cristal de NaI(Tl) de pequeno diâmetro (5,08cm) com colimador de pequeno ângulo sólido (cone circular com ângulo de meia abertura de  $89^{\circ} 30'$  e LCMA de 0,9cm no plano focal), ao par de uso de radiofármaco adequado, é possível obter-se imagem com baixa distorção de órgão profundo e espesso.

5.3 - É possível a construção de colimadores em películas de ouro 24 quilates, com 0,05 mm de espessura e, ainda assim, opacos aos fôtons de 140 keV do  $^{99m}\text{Tc}$ .

5.4 - O espectro das energias de uma distribuição de radioisótopo em meio absorvente varia de colimador para colimador sendo considerável o aumento da área Compton para os colimadores de amplo campo de visão.

5.5 - Os coeficientes de absorção dos detectores colimados dependem dos valores de resolução, em especial no atinente aos colimadores de grande ângulo sólido e de alta resolução.

5.6 - Os cintilógrafos com detector de cintilação contendo cristal de NaI(Tl) de 7,62 cm de diâmetro ou mais e colimadores de grande ângulo sólido, mesmo que possuam boa resolução (LCMA=1,0 cm) no plano focal, distorcem consideravelmente a imagem de órgão espesso e profundo.

5.7 - Pela utilização de radiofármaco de baixa energia e meia-vida física curta, é possível adaptar-se com relativa facilidade

de, antigos cintilógrafos, que passam a ter poder de resolução duas vezes maior do que o dos modernos e dispendiosos equipamentos.

5.8 - O ângulo sólido de um detector colimado (definido - pelos canais convergentes) é um parâmetro geométrico de fundamental importância e deveria constar como uma das especificações que caracterizam um detector para cintilografia.

5.9 - Para registro da imagem de órgão espesso e profundo, o valor do ângulo de meia abertura do cone circular, definido pelos canais convergentes do colimador, não deve ser superior a 10 graus.

5.10 - Para órgão profundo (distância colimador-objeto superior a 7,5 cm), o colimador de pequeno ângulo sólido (37 canais) - fornece melhor imagem e com melhor resolução do que o de alta resolução (109 canais).

5.11 - Para a imagem de órgão profundo e espesso, o nível inferior de discriminação de fótons de um analisador deve estar 10 por cento abaixo do valor do fotopico do radiofármaco utilizado.

5.12 - Para a imagem de órgão superficial e pequeno, com colimador de alta resolução, o nível inferior de discriminação de fótons de um analisador deve estar a 15 por cento abaixo do valor do fotopico do radiofármaco utilizado, podendo-se calibrar o analisador com uma janela simétrica.

5.13 - O parâmetro fisiológico, representado pela oscilação síncrona de órgão com os movimentos respiratórios, compromete a nitidez da imagem em sistema de alta resolução, devendo ser levado em conta em todo projeto de colimador para cintilografia.

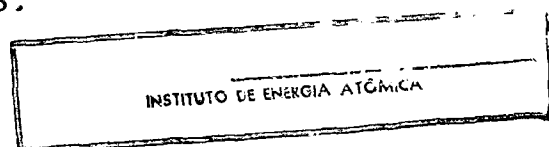
5.14 - Colimadores de comprimento menor do que o diâmetro útil do cristal apresentam função de linha deformada excessivamente distorcida, na região compreendida entre o plano focal e a face do colimador.

ooo0ooo

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ADAMS, R. & JAFFE, H.L. - Recording scan data in photographic colour during live time. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v. I, p. 331-346.
2. ATKINS, H.L.; RICHARDS, P. & SCHIFFER, L. - Scanning of liver, spleen and bone marrow with colloidal  $^{99m}\text{Tc}$ . Nucl.Appl., - Hinsdalle, Ill., 2: 27- 32, 1966.
3. BALL, J., NIKLAS, W.F. & DOLON, P.J. - Applicability of vacuum image intensifications chains. In: GOTTSCHALK, A. & BECK, R.N., eds. Fundamental problems in scanning. Springfield, Charles C. Thomas, 1968. p. 148-172.
4. BECK, R.N. - Collimators for radioisotope scanning systems. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCANNING, Athens, 1964. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1964. v. I, p.221-232
5. BROWNELL, G.L.; ARONOW, S. & HINE, G.J. - Radioisotope scanning. In: HINE, G.J., ed. - Instrumentation in nuclear medicine. New York, Academic Press, 1967. v.1, p. 381-428.
6. CASSEN, B.; CURTIS, L. & REED, C.W. - A sensitive directional gamma-ray detector. Nucleonics, New York, 6(February); 78-81, 1950.
7. CASSEN, B.; CURTIS, L.; REED, C. & LIBBY, R. - Instrumentation for  $^{131}\text{I}$  use in medical studies. Nucleonics, New York, 9(2): 46-50; 1951.
8. DEWEY, W.C. & SINCLAIR, W.K. - Criteria for evaluation collimators used in in vivo distribution studies with radioisotopes. Int.J.appl. Radiat.Isotop., New York, 10: 1-16, 1961.
9. DIAS NETO, A.L. - Registration of rapid variations of counting rates Nucl.Med.; Stuttgart, 2: 429-434, 1962.
10. DIAS NETO, A.L. - A honeycomb collimator of variable focus for use in radioisotope scanning. Nucl.Med., Stuttgart, 3: 221-225, 1963.
11. DIAS NETO, A.L. & HINE, G.J. - Report on a scintillation camera manufactured by Ekco Electronics Ltd. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1965.
12. FRANCIS, J.E.; BELL, P.R. & HARRIS, C.C. - Medical scintillation spectrometry. Nucleonics, New York, 13(11): 82-88, 1955.

\* De acordo com as normas preconizadas pela ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA de NORMAS TÉCNICAS (ABNT). As abreviaturas dos títulos de periódicos de acordo com WORD MEDICAL PERIODICALS.



13. FREEDMAN, G.S.; GOODWIN, P.N.; JOHNSON, P.M. & PIERSON, R.N. Jr. The image intensifier scintillation camera and single -crystal camera - a comparative evaluation. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969, v.1, p.31-42.
14. GENNA, S.; FARMELANT, M.H. & BURROWS, B.A. - Improved Scintiscan resolution without sensitivity loss. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v.1, p.561-574.
15. HARPER, P.V.; ANDROS, G. & LATHROP, K. - Preliminary observations on the use of the six-hour Tc<sup>99m</sup> as a tracer in biology and medicine. Semiannual report to the Atomic Energy Commission Argonne Cancer Research Hospital, 18: 76, 1962. Apud ATKINS. H.L.; RICHARDS, P. & SCHIFFER, L. - Scanning of liver, spleen and bone marrow with colloidal <sup>99m</sup>Tc. Nucl. Appl., Hinsdalle, Ill., 2: 27, 1966.
16. HARPER, P.V.; BECK, R.; CHARLESTON, D. & LATHROP, K.A. - Optimization of a scanning method using Tc<sup>99m</sup>. Nucleonics, New York, 22(1): 50-54, 1964.
17. HARRIS, C.C.; JORDAN, J.C.; SATTERFIELD, M.M.; GOODRICH, J.K. ; STONE, H.L. & HILL, R. - A collimator for scanning with low-energy photons, J.nucl.Med., Chicago, 5: 653-656, 1964.
18. HART, H.E.; WARSHAW, B. & STOLLER, H.I. - Geometric efficiency and other performance characteristics of focusing collimators. IEEE Trans.Bio -Med. Eng., New York, 14: 96-102, 1967.
19. HINE, G.J. - Evaluation of focused collimator performance. II Digital recording of line-source response. Intern.J.appl. - Rădiat. Isotop., New York, 18: 815-823, 1967.
20. HINE, G.J. & VETTER, H. - Evaluation of focusing collimator performance. Nucl.Med., Stuttgart, 4: 333-340, 1965.
21. HINE, G.J. & TSIALAS, S.P. - Evaluation of focused Collimators for <sup>131</sup>I and <sup>99m</sup>Tc. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v. 1, p.487-507.
22. HINE, G.J. & JOHNSTON, R.E. - Absorbed dose from radionuclides. J.Nucl.Med., Chicago, 2: 468-469, 1970.
23. HÖFER, R. & ROSZUCZKY, A. - Construction of a high-efficiency, low-energy collimator. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE - SCANNING, Athens, 1964. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1964. v.1, p. 233-241.
24. HOFSTADTER, R. - Alkali halide scintillation counters. Phys.Rev., New York, 74: 100-101, 1948.
25. HUSÁK, V.; PERINOVÁ, V. & KLEINBAUER, K. - Design of multichannel focused collimators for scintillation scanning. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v.1, p.575-593.

26. JORDAN, W.H. & BELL, P.R. - Scintillation counters. Nucleonics, New York, 5 (October): 30-41, 1949.
27. MacINTYRE, W.J.; FEDOURUK, S.O.; HARRIS, C.C.; KUHL, D.E. & MALLARD, J.R. - Sensitivity and resolution in radioisotope scanning - a report to the International Commission on Radiation Units and Measurements. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY, Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v.1, p. 391-435.
28. MALLARD, J.R. & WILKS, R.J. - The Aber-gammascope - an image intensifier gamma camera. In: SYMPOSIUM. MEDICAL RADIOISOTOPE SCINTIGRAPHY Salzburg, 1968. Proceedings. Vienna, International Atomic Energy Agency, 1969. v.1, p. 3-16.
29. MAYNEORD, W.V. & BELCHER, E.H. - Scintillation counting and its applications. Brit.J.Radiol., London (Suppl. 2); 259-289, 1950.
30. McAFEE, J.G.; FUEGER, C.P.; STERN, H.S.; WAGNER, H.N., Jr & MIGITA, T. - Tc<sup>99m</sup> pertechnetate for brain scanning. J.nucl. Med., Chicago, 5: 811-827, 1964.
31. McAFEE, J.G.; STERN, H.S.; FUEGER, G.F.; BAGGISH, M.W.; HOLZMAN, G.B. & ZOLLE, I. <sup>99m</sup>Tc labeled serum albumin for scintillation scanning of the placenta. J.nucl.Med., Chicago, 5: 936-946, 1964.
32. MYHILL, J. & HINE, G.J. - Multihole collimators for scanning. - In: HINE, G.J., ed. - Instrumentation in nuclear medicine. - New York, Academic Press, 1967. v.1, p. 429-460.
33. NEILER, J.H. & BELL, P.R. - The scintillation method. In: SIEGBAHN, K., ed. - Alpha, beta - and gamma-ray spectroscopy. Amsterdam, North Holland, 1966. v.1, p.245-302.
34. NEWELL, R.R.; SAUNDERS, W. & MILLER, E. - Multichannel collimators for gamma-ray scanning with scintillation counters. Nucleonics, New York, 10(7): 36-40, 1952.
35. SMITH, E.M. - Internal dose calculation for Tc<sup>99m</sup>. J.nucl.Med., Chicago, 6: 231-251, 1965.
36. TSIALAS, S.P. & HINE, G.J. - Collimator characteristics for radioisotope scanning. J.nucl.Med., Chicago, 11: 100-106, - 1970.
37. TUCKER, W.D.; GREENE, M.W.; WEISS, A.J. & MURRENHOF, A. Methods of preparation of some carrier-free radioisotopes involving sorption on alumina. BNL-3746, Brookhaven National Laboratory, 1958. Apud. ATKINS, H., RICHARDS, P. & SCHIFFER, L. - Scanning of liver, spleen and bone marrow with colloidal <sup>99m</sup>Tc. Nucl.-Appl., Hinsdalle, Ill., 2: 27, 1966.
38. VEALL, N. - Some general problems in connection with the measurements of radioactivity in patients. Brit.J.Radiol., London, 23: 527-534, 1950.
39. WANG, Y. - Thyroid scanning using the gamma camera. Amer. J. - Roentgenol., Springfield, Ill., 97: 869.873, 1966.

=====  
INPUT FOLDER: C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288  
Check once at start time.

OUTPUT FOLDER: C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\HOT FOLDER\L0000288  
SAVE AS TYPE: \*.pdf  
FILE OPTIONS: Name files as source images

- 27/11/2009, 13:16:18 Running...
- 27/11/2009, 13:16:18 Found 59 image files (59 pages). Processing...
- 27/11/2009, 13:16:20 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000100.TIF)...
- 27/11/2009, 13:16:32 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:16:34 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:16:34 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000200.TIF)...
- 27/11/2009, 13:16:48 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:16:51 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:16:51 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000300.TIF)...
- 27/11/2009, 13:16:52 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000300.TIF, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.
- 27/11/2009, 13:17:03 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:17:06 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:17:06 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000400.TIF)...
- 27/11/2009, 13:17:20 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:17:21 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:17:21 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000500.TIF)...
- 27/11/2009, 13:17:33 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:17:35 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:17:35 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000600.TIF)...
- 27/11/2009, 13:17:48 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:17:50 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:17:50 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000700.TIF)...
- 27/11/2009, 13:18:05 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:18:07 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:18:07 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000800.TIF)...
- 27/11/2009, 13:18:24 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:18:26 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:18:26 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0000900.TIF)...
- 27/11/2009, 13:18:42 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:18:45 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:18:46 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001000.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:00 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:03 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:03 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001100.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:14 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:16 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:16 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001200.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:23 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:24 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:24 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001300.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:33 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:34 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:34 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001400.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:38 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:38 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:38 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001500.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:46 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:47 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:47 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001600.TIF)...
- 27/11/2009, 13:19:55 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:19:56 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:19:56 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001700.TIF)...
- 27/11/2009, 13:20:08 Saving results started (1 pages).
- 27/11/2009, 13:20:11 No export errors occurred.
- 27/11/2009, 13:20:11 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001800.JPG)...
- 27/11/2009, 13:20:18 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001800.JPG, page 1): There are no objects to recognize on this page: there are no text, table or barcode areas.

27/11/2009, 13:20:18 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:20:28 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:20:28 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001900.JPG)...  
27/11/2009, 13:20:34 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0001900.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:20:39 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:20:42 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:20:42 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002000.TIF)...  
27/11/2009, 13:20:52 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:20:53 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:20:53 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002100.TIF)...  
27/11/2009, 13:20:57 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:20:57 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:04 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002200.JPG)...  
27/11/2009, 13:21:04 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002200.JPG, page 1): There are no objects to recognize on this page: there are no text, table or barcode areas.  
27/11/2009, 13:21:04 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:21:08 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:08 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002300.TIF)...  
27/11/2009, 13:21:22 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:21:25 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:25 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002400.TIF)...  
27/11/2009, 13:21:30 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002400.TIF, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:21:31 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:21:31 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:31 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002500.JPG)...  
27/11/2009, 13:21:35 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002500.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:21:35 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:21:38 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:38 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002600.JPG)...  
27/11/2009, 13:21:44 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002600.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:21:47 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:21:51 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:21:51 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002700.TIF)...  
27/11/2009, 13:21:59 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:22:00 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:22:01 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002800.JPG)...  
27/11/2009, 13:22:10 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:22:13 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:22:13 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0002900.TIF)...  
27/11/2009, 13:22:19 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:22:19 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:22:19 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003000.JPG)...  
27/11/2009, 13:22:39 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003000.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:22:52 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:23:06 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:23:07 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003100.TIF)...  
27/11/2009, 13:23:25 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:23:25 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:23:25 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003200.TIF)...  
27/11/2009, 13:23:45 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:23:46 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003300.TIF)...  
27/11/2009, 13:23:51 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003300.TIF, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:24:05 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:24:07 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:24:09 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003400.JPG)...  
27/11/2009, 13:25:42 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:25:58 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:25:58 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003500.JPG)...  
27/11/2009, 13:27:46 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003500.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:28:07 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:28:11 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:28:11 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003600.TIF)...  
27/11/2009, 13:28:25 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:28:25 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:28:26 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003700.JPG)...  
27/11/2009, 13:29:12 Saving results started (1 pages).

27/11/2009, 13:29:18 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:29:18 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003800.TIF) ...  
27/11/2009, 13:29:25 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:29:26 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:29:26 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0003900.JPG) ...  
27/11/2009, 13:29:32 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004300.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:29:44 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:29:44 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:29:49 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004000.JPG) ...  
27/11/2009, 13:29:55 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004000.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:30:25 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:30:29 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:30:29 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004100.TIF) ...  
27/11/2009, 13:31:07 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004100.TIF, page 1): Reduce scanning brightness to make the image darker.  
27/11/2009, 13:31:13 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004100.TIF, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:32:35 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:32:41 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:32:42 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004200.TIF) ...  
27/11/2009, 13:32:47 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:32:48 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:32:48 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004300.JPG) ...  
27/11/2009, 13:33:09 Warning (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004300.JPG, page 1): Check the recognition languages used for auto detection or specify the correct language manually.  
27/11/2009, 13:33:38 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:33:44 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:33:44 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004400.TIF) ...  
27/11/2009, 13:33:48 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:33:58 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:33:59 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004500.TIF) ...  
27/11/2009, 13:34:11 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:34:13 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:34:13 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004600.TIF) ...  
27/11/2009, 13:34:30 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:34:32 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:34:32 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004700.TIF) ...  
27/11/2009, 13:34:41 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:34:42 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:34:42 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004800.TIF) ...  
27/11/2009, 13:34:52 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:34:53 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:34:53 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0004900.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:01 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:35:02 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:35:02 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005000.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:13 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:35:14 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:35:15 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005100.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:25 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:35:26 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:35:27 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005200.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:40 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:35:42 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:35:42 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005300.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:53 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:35:54 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:35:54 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005400.TIF) ...  
27/11/2009, 13:35:58 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:36:00 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005500.TIF) ...  
27/11/2009, 13:36:14 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:36:17 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:36:17 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005600.TIF) ...  
27/11/2009, 13:36:34 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:36:38 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:36:38 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005700.TIF) ...  
27/11/2009, 13:36:57 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:36:57 No export errors occurred.

27/11/2009, 13:36:57 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005800.TIF) ...  
27/11/2009, 13:37:08 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:37:09 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:37:09 Processing image (C:\Documents and Settings\deusmar\Desktop\IPEN 26-11-09\Deusmar\L0000288\0005900.TIF) ...  
27/11/2009, 13:37:34 Saving results started (1 pages).  
27/11/2009, 13:37:38 No export errors occurred.  
27/11/2009, 13:37:38 Completed.

-----  
Pages processed: 59.  
Recognition time: 0 hours 21 minutes 26 seconds.  
Errors/Warnings : 0/15.  
Uncertain characters: 11 % (8593/79640).

=====