

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

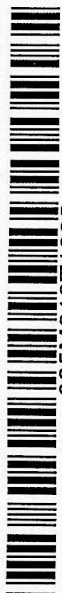
INSTITUTO DE FÍSICA

A

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AVALIAÇÃO
DE CONTEÚDO MINERAL ÓSSEO

MUNIR ANTONIO GARIBA

SBI-IFUSP



305M810T1625



Dissertação de Mestrado
submetida ao Instituto de Física
da Universidade de São Paulo

Cecil Chow Robilotta

*Angélica Inês
Cecília Chow*

ORIENTADORA: Profa. Dra. CECIL CHOW ROBILOTTA

Data de Defesa 15/12/89

SÃO PAULO

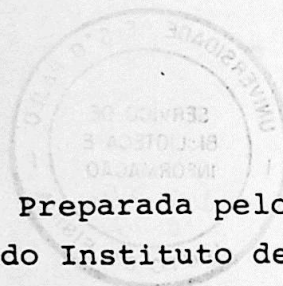
1989

539.7222

G232d

M

E 2



FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Gariba, Munir Antonio

Desenvolvimento de um sistema para avaliação de conteúdo mineral ósseo. São Paulo, 1989.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Instituto de Física. Departamento de Física Experimental.

Área de Concentração: Física Nuclear

Orientador: Profa. Dra. Cecil Chow Robilotta

Unitermos: 1.Densitometria por transmissão; 2.Conteúdo mineral ósseo (CMO); 3.Radiação gama monoenergética; 4.Osteoporose.

USP/IF/SBI - 59/89

As circunstâncias tem muito mais
importância pela que acontece
dentra de nós, do que por aquilo que se
sucede fora de nós.

Emmanuel

AGRADECIMENTOS

Este trabalho não teria sido possível sem a ajuda e o apoio de todos aqueles que me auxiliaram ao longo do caminho, especialmente os meus pais, irmãos e amigos.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a participação valiosa dos meus pais, cuja dedicação e apoio incondicional foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Aos meus irmãos, agradeço a amizade e o incentivo constante, bem como a ajuda e o apoio durante todo o processo de elaboração e desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus amigos, agradeço a amizade e o apoio incondicional, bem como a ajuda e o apoio durante todo o processo de elaboração e desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus pais, com todo amor e reconhecimento

Aos meus irmãos, com toda dedicação

Aos meus bons amigos, com toda sinceridade

Aos meus professores, agradeço a orientação e o apoio durante todo o processo de elaboração e desenvolvimento deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Cecil, pela forma maravilhosa com que vem me ajudando e orientando por todos estes anos e, principalmente, por toda a lição que, com seu exemplo de seriedade e dedicação ao trabalho, pude aprender.

Ao Paulo Roberto Costa, pela amizade e participação valiosa no desenvolvimento de parte deste trabalho.

Ao Marcelo Dias Ferraretto, por sua amizade e ajuda de inestimável valor nas intermináveis dúvidas de programação.

Ao Mauro Dias Ferraretto, por toda a amizade demonstrada e auxílio na elaboração do hardware.

Ao José Rodolfo, por sua amizade e participação fundamental na confecção da dissertação.

À Maria Cristina, pelo carinho com que me auxiliou na revisão de parte da dissertação.

Aos meus grandes amigos Johnny, Lúcia, Celinha, Márcia, Suzana e Vilmar por todo o carinho demonstrado ao longo de tantos anos juntos no IFUSP.

Ao Alexandre Almeida Malfronte (LAL-IFUSP), por toda a ajuda prestada na solução de problemas experimentais.

Ao Prof. Dr. Alípio Dias Neto (CMN-FMUSP), pelo encaminhamento que deu ao trabalho na sua fase inicial.

À Dra. Marília M. S. Marone e ao Dr. Shlomo Lewin, pela doação da fonte de Gd-153 e pelo empréstimo de material para testes.

Ao Edmar, Enzo, Rubens e demais funcionários do Serviço de Radioisótopos do INCOR-FMUSP, por todo o auxílio prestado.

Ao João Carlos Terassi e demais desenhistas do IFUSP, pelos serviços prestados.

Ao João Antonio de Lima e demais funcionários da oficina do IFUSP, pelas diversas peças confeccionadas.

À Lia e Iracema, secretárias sempre prestativas, de cuja paciência muitas vezes abusei.

Ao Sr. Geraldo Nunes, fotógrafo do IFUSP, pelos serviços prestados.

Ao Instituto do Coração - FMUSP, pela cessão do equipamento utilizado neste trabalho.

Ao CENA (Centro de Energia Nuclear na Agricultura), pelo empréstimo da fonte de Am-241.

A todo o grupo de Biofísica e Física Médica pelo apoio.

À FAPESP e ao CNPq pelo apoio financeiro.

RESUMO

A técnica de medida de absorção de fótons monoenergéticos (SPA), desenvolvida por Cameron e Sorenson, é comumente utilizada para medir o conteúdo mineral ósseo (CMO) em ossos apendiculares. Com esta técnica, podemos determinar o CMO a partir da absorção, pelo osso, de um feixe monoenergético de fótons, bem colimado e de baixa energia.

Este trabalho tem por objetivos a montagem do sistema de detecção e varredura, a construção de uma interface para conexão do sistema a um microcomputador e o desenvolvimento do software pertinente, para aquisição e análise dos dados.

Com o intuito de avaliar o desempenho do sistema, sua precisão e sua acurácia, estudos com simuladores e 'in vitro' foram realizados, usando-se um cilindro de alumínio, um bloco de lucite e ossos de carneiro. Como teste final, foram realizadas medidas 'in vivo' em 4 voluntários após varredura de seus antebraços. Duas fontes, uma de $3,7 \cdot 10^9$ Bq (100mCi) de Am-241 (60keV) e outra de $3,0 \cdot 10^9$ Bq (81mCi) de Gd-153 (44 e 100keV), foram usadas.

Este estudo mostrou que o sistema é simples, confiável e produz resultados com boa acurácia e reprodutibilidade, o que possibilita seu uso na avaliação e no acompanhamento de desordens no CMO associadas com a desmineralização óssea.

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR BONE MINERAL CONTENT ASSESSMENT

The single-photon-absorptiometry (SPA), developed by Cameron and Sorenson, is commonly used for measuring the bone mineral content (BMC) in appendicular bones. With this method, the BMC can be determined from the absorption by bone of a monoenergetic well-collimated low energy photon beam.

The aims of this work are to assemble the detecting and scanning system, to build an interface for connecting this system to a microcomputer and to develop the relevant software for acquiring and analyzing the data.

In order to evaluate the device performance, precision and accuracy, simulation and 'in vitro' studies had been carried out by using an aluminium cylinder, a lucite block and sheep bones. As a final test, 'in vivo' measurements were made in 4 volunteers after scanning their forearms. Two sources, a $3,7 \cdot 10^9 \text{Bq}$ (100mCi) Am-241 (60keV) and a $3,0 \cdot 10^9 \text{Bq}$ (81mCi) Gd-153 (44 and 100keV) had been used.

This study showed that the system is simple, reliable and gives accurate and reproducible results, suggesting its usefulness for assessment and follow-up of the BMC in disorders associated with bone demineralization.

ÍNDICE

	página
Capítulo 1 Introdução	1
1.1 Métodos de avaliação de conteúdo mineral ósseo...	2
1.2 Escolha do método de absorção SPA.....	4
Capítulo 2 Fisiologia e Doenças dos Ossos	6
2.1 Morfofisiologia dos Ossos.....	6
2.1.1 Estrutura dos ossos.....	7
2.1.2 Funções do ossos.....	10
2.2 Doenças Ósseas.....	11
2.3 Necessidade do Diagnóstico.....	13
Capítulo 3 Método por Absorção de Fóton Monoenergético-SPA	15
3.1 Princípios de Atenuação da Radiação.....	15
3.2 Tecido Equivalente.....	19
3.3 Método SPA.....	22
3.4 Metodologia Adotada.....	26
Capítulo 4 Descrição do Equipamento	28
4.1 Sistema de Detecção.....	28
4.2 Interface.....	33
4.3 Movimentação do Sistema.....	35
4.4 Testes de Controle de Qualidade.....	35
Capítulo 5 Descrição do Software Desenvolvido	41
5.1 Opção 'CRIAÇÃO DE ARQUIVO'.....	42
5.2 Opção 'AQUISIÇÃO DE DADOS'.....	42
5.3 Opção 'EXIBIÇÃO DE DADOS'.....	43
5.4 Opção 'ANALISE DE DADOS'.....	43
5.5 Caracterização das Subrotinas.....	57
Capítulo 6 Estudos Simulados: Resultados e Discussão	61
6.1 Simulador de Alumínio.....	61
6.2 Simulador de Lucite.....	68
6.3 Medidas com Ossos de Carneiro.....	71
6.4 Medidas 'in vivo'.....	74
Capítulo 7 Comentários Finais.....	78
Apêndice A Características da Entrada Paralela do Microcomputador.....	80
Apêndice B Fontes de Radionuclídeo	
B.1 Am-241.....	82
B.2 Gd-153.....	84
Referências Bibliográficas.....	86

INTRODUÇÃO

Nas três últimas décadas, têm-se observado um grande esforço no desenvolvimento e aprimoramento de técnicas não-invasivas de diagnóstico em Medicina, em particular para medidas quantitativas de conteúdo mineral dos ossos. Isso se deve ao fato da população de idosos no mundo estar em constante aumento e, com ele, os casos de fraturas por osteopenia, onde se destaca a osteoporose como principal causa. Conseqüentemente, a atenção se voltou para o problema da perda de mineral ósseo, tanto que, em 1963, Cameron e Sorenson⁽¹⁾ introduziram a técnica que utiliza um feixe de radiação monoenergética (SPA), como um método prático, simples e barato de se ter acesso ao valor do conteúdo mineral dos ossos.

Fraturas nas vértebras, na bacia e no fêmur, causadas pela debilidade dos ossos induzida por osteoporose, ocorrem com mais freqüência em idosos, mulheres pós-menopausa e portadores de doenças renais crônicas. Esforços terapêuticos têm-se mostrado ineficientes na restauração dos ossos afetados, sendo que a ênfase tem sido dada no sentido de desacelerar ou prevenir esta perda. Por esse motivo, informações sobre a taxa de desmineralização óssea tem importância clínica na monitoração geriátrica, no diagnóstico e na monitoração de doenças metabólicas e em estudos dos efeitos de drogas na mineralização do osso.

Perdas de mineral nos ossos cortical e trabecular, causadas por uma absorção acelerada ou por uma formação reduzida do osso, podem ser determinadas através de medidas quantitativas. Existem diversos procedimentos diagnósticos não-invasivos que nos permitem ter acesso ao conteúdo mineral. A grande maioria dessas técnicas se baseia na interação que ocorre quando um feixe de radiação ionizante atravessa a região submetida ao diagnóstico.

1.1 - Métodos de Avaliação de Conteúdo Mineral Ósseo

Radiografia simples de osso⁽²⁾ - a radiografia padrão mostra baixa sensibilidade na detecção de osteopenia antes da presença do colapso vertebral. No entanto, a radiografia ajuda a detectar doenças difusas avançadas.

Fotodensitometria^(2,3,4) - faz uso da imagem do osso num filme radiográfico comum como indicador de absorção de fótons pelo osso. O grau de branqueamento da imagem no filme é medido por um fotodensitômetro, dando uma medida indireta do conteúdo mineral ósseo. Calibra-se cada filme através de exposições simultâneas de uma pequena placa de liga de alumínio para referência.

Radiogrametria^(2,3,4) - mede a espessura do córtex do metacarpo, ou outros ossos tubulares, em radiografias antero-posteriores de boa qualidade da mão. De cada medida, vários índices derivados do volume ósseo cortical são calculados a partir dos valores de comprimento, diâmetros interno e externo do osso. O que se determina normalmente são parâmetros como espessura e área corticais na seção transversal do osso e suas porcentagens na área total. Esta técnica é bastante útil e simples, requerendo apenas a habilidade em tirar radiografias reproduzíveis e fazer medidas de calibre fino. Entretanto, não reflete seguramente o conteúdo mineral ósseo absoluto e não mede a porosidade intercortical do osso.

Medida de Absorção de Fótons Monoenergéticos (SPA)^(1,4,5,6,7,8) - quantifica-se o conteúdo mineral do esqueleto apendicular, medindo-se a intensidade de um feixe bem colimado de radiação, de fótons monoenergéticos, transmitido através do osso, por meio de um detector à cintilação. As fontes de radiação comumente utilizadas são Am-241 (60keV) e I-125 (35keV). Este método será detalhado mais adiante.

Medida de Absorção de Fótons Bienergéticos (DPA)^(4,5,6,7,8) trata-se de uma modificação da técnica SPA, que utiliza radioisótopos emissores de fótons em dois níveis diferentes de energia como, por exemplo, Gd-153 (44 e 100keV). As medidas efetuadas por esta técnica não são afetadas pela variação do volume de tecido mole ao redor do osso estudado. Além disso, ela permite a quantificação em regiões anteriormente inacessíveis como a coluna. Recentemente, tanto nesta técnica quanto na SPA, tem-se utilizado uma ampôla de raios X para a produção do feixe de radiação⁽⁹⁾, com a vantagem de uma resolução melhor e maior rapidez nas medidas, além de não necessitar de renovação da fonte de radiação, como ocorre com radioisótopos.

Tomografia Computadorizada (CT)^(3,4,5) - a determinação do conteúdo mineral ósseo por esta técnica faz uso de dois tipos de fontes de radiação: fonte de radionuclídeo - para medidas no antebraço e fonte de raios X, para medidas de densidade mineral das vértebras. No primeiro caso⁽⁴⁾, utiliza-se uma fonte de radiação bem colimada, normalmente I-125, para se realizar varreduras lineares através do antebraço, em diversas posições angulares. Na imagem reconstruída por computador a partir das medidas de transmissão, determina-se a atenuação média de uma região de interesse, relacionada com o conteúdo mineral. Na segunda variante⁽⁵⁾, imagens tomográficas são obtidas com raios X. Um padrão de referência (solução de K₂HPO₄, por exemplo) é necessário para calibração. Os números de CT (relacionados aos coeficientes de atenuação) da varredura de pequenos volumes (3 a 4cm³) da porção central dos corpos das vértebras são extraídos, tomada sua média, sendo o resultado expresso em miligramas de K₂HPO₄ por centímetro cúbico.

Análise 'in vivo' por Ativação por Nêutrons^(4,5) - esta técnica utiliza uma fonte de nêutrons de alta energia para ativar o cálcio do corpo através da reação Ca-48(n,γ)Ca-49. Embora a abundância do Ca-48 seja de apenas 0,18%, sua seção de choque é considerável. O decaimento subsequente do Ca-49, com meia vida de 8,8 min., pode ser medido com um contador de radiação gama para obter a média do

cálcio total do corpo. Este método permite avaliar o conteúdo mineral de cálcio no osso porque mais de 98% do cálcio total do corpo encontra-se no esqueleto. Modificações desta técnica possibilitam o acesso às partes específicas dos ossos.

1.2 - Escolha do método de absorção SPA

Todas as técnicas apresentadas são não-invasivas e possibilitam a quantificação do conteúdo mineral ósseo, cada uma apresentando suas vantagens e desvantagens próprias. No entanto, segundo o Comitê de Política Pública e Saúde dos EUA (Health and Public Policy Committee⁽³⁾), o método SPA apresenta precisão dos resultados entre 3-5%, a menor exposição do paciente à radiação ($2-5 \cdot 10^{-5}$ Gy no tecido local e desprezível nas gônadas), seguido pelo DPA ($5-15 \cdot 10^{-5}$ Gy no tecido local e $2 \cdot 10^{-5}$ Gy nas gônadas). Além disso, ainda segundo o mesmo órgão, o método SPA apresenta o menor custo por exame, que pode ser feito com o paciente sentado numa cadeira e, por isso, facilmente utilizável na rotina clínica.

A maior desvantagem desta técnica diz respeito à necessidade de um meio atenuador envolvendo o local de exame, para garantir a espessura constante na porção varrida pelo feixe de radiação. Isto a impossibilita de fazer quantificações nas vértebras da coluna e na cabeça do fêmur onde, devido à grande porção de osso trabecular existente, a variação do conteúdo mineral é mais acentuada.

Descrevemos, neste trabalho, todo o processo de desenvolvimento de um sistema, o qual faz uso de um feixe de fótons monoenergéticos (SPA), para quantificação do conteúdo mineral ósseo.

A escolha deste método recai exatamente nos propósitos de seus idealizadores: montar um sistema prático, simples e barato capaz de avaliar o conteúdo mineral ósseo com boa precisão. É muito comum encontrar-se, nos Hospitais e Centros de Saúde, sondas nucleares para diagnóstico, desativadas por estarem ultrapassadas no uso clínico. Estes sistemas podem ser adaptados para o uso em rotina hospitalar, na quantificação de mineral ósseo, seja com feixe mono- ou bienergético. Existem, no Brasil, poucos aparelhos para quantificação de mineral ósseo, sendo que a maior parte deles, para não falar todos, se encontra em clínicas particulares.

No Cap.2 são feitas algumas considerações sobre morfologia e fisiologia dos ossos, enfocando as doenças causadoras de desmineralização dos ossos.

Os princípios teóricos, envolvidos no processo de atenuação de radiação gama por um meio espalhador, são discutidos no Cap.3, juntamente com a metodologia utilizada, enquanto que no Cap.4, faz-se a descrição do sistema montado para realização das medidas e dos testes realizados para garantir o seu bom desempenho.

Foi necessário o desenvolvimento de um software para aquisição, armazenamento e análise dos dados em microcomputador, apresentado no Cap.5.

No Cap.6 são apresentados e discutidos os resultados de medidas de avaliação do sistema na quantificação de simuladores, ossos 'in vitro' e 'in vivo'.

Finalmente, no Cap.7, faz-se uma avaliação geral deste trabalho.

Capítulo 2

FISIOLOGIA E DOENÇAS DOS OSSOS

Neste capítulo pretendemos expor os conceitos básicos necessários à compreensão da estrutura e das funções dos ossos. Ao contrário do que possa parecer, os ossos são órgãos vivos e tem sua massa em constante renovação. Algumas doenças ósseas caracterizam-se por induzirem mudanças na estrutura dos ossos e são capazes de minar-lhes a importante função de sustentação que executam. Por isso, torna-se importante compreender sua estrutura e os processos que levam a alterações.

2.1 - Morfofisiologia dos Ossos

Os ossos são constituídos por tecidos vivos, compostos por matérias orgânica e inorgânica em constante renovação. Podem ter formas muito variadas, dependendo da função que desempenham, bem como da proporção entre as matérias orgânica e inorgânica na sua composição. Analisando o osso, encontraremos dois tipos diferentes de tecido na sua estrutura, chamados:

osso trabecular : parte do osso constituída por tecido ósseo esponjoso, onde observamos a presença de cavidades;

osso cortical : parte do osso constituída por tecido ósseo bastante compacto.

Sabe-se que os ossos se desenvolvem em regiões do corpo onde há tensão, ou seja, onde há necessidade de uma estrutura mais rígida para suportar a ação de forças, ocorrendo o processo oposto na ausência desta. Isto pode ser observado, por exemplo, em regiões do corpo imobilizadas por algum tempo, repouso prolongado ou em astronautas nos vôos espaciais, onde a ação gravitacional é menor.

Os ossos variam individualmente na forma e função; no entanto, podemos classificá-los em dois grupos: esqueleto apendicular e esqueleto axial.

Esqueleto apendicular : caracteriza-se por ossos longos, típicos dos membros. Possuem corpos alongados e tubulares que contêm uma cavidade medular central e extremidades articuladas. São constituídos predominantemente de osso cortical.

Esqueleto axial : os ossos do esqueleto axial são constituídos predominantemente por osso trabecular. Ossos axiais típicos são as vértebras, possuindo uma fina camada cortical que envolve a grande porção trabecular.

No esqueleto, cerca de 80% consiste de osso cortical e 20% de osso trabecular. Embora este último tenha uma contribuição pequena, a troca de minerais se faz mais rapidamente neste que no osso cortical.

2.1.1 - Estrutura dos ossos

A estrutura básica dos ossos, ilustrada na figura.2.1, é formada por uma armação de material rígido (matriz óssea ou tecido ósseo) com células especiais, coberta por uma membrana de células e fibras (perióstio). Existe tecido cartilaginoso recobrindo as juntas ou em regiões de crescimento, nervos e vasos sanguíneos permeando toda a estrutura, medula óssea vermelha e/ou amarela preenchendo os espaços internos, ocorrendo presença de ar em algumas ocasiões.

O tecido ósseo é constituído de fibras de proteína resistente (colágeno), de consistência quase igual à do couro, e de sais depositados nessa matriz (figura 2.2), que a tornam dura e rígida. O mineral ósseo é $3[\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2] \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$, a hidroxiapatita de cálcio, um composto duro semelhante ao mármore. A matriz proteica impede o osso de se quebrar, quando submetido à tensão, enquanto que os sais evitam que ele se fragmente quando submetido à pressão. Logo, a matriz é semelhante ao aço nas estruturas de concreto reforçadas e os sais ao próprio concreto.

O máximo do desenvolvimento da massa óssea é alcançado na terceira década de vida, quando cessam os dois processos pelos quais os ossos atingem proporções adultas, que são modelagem e crescimento. Entretanto, a evolução da massa óssea continua em estado dinâmico ao longo da vida. A função através da qual isto é

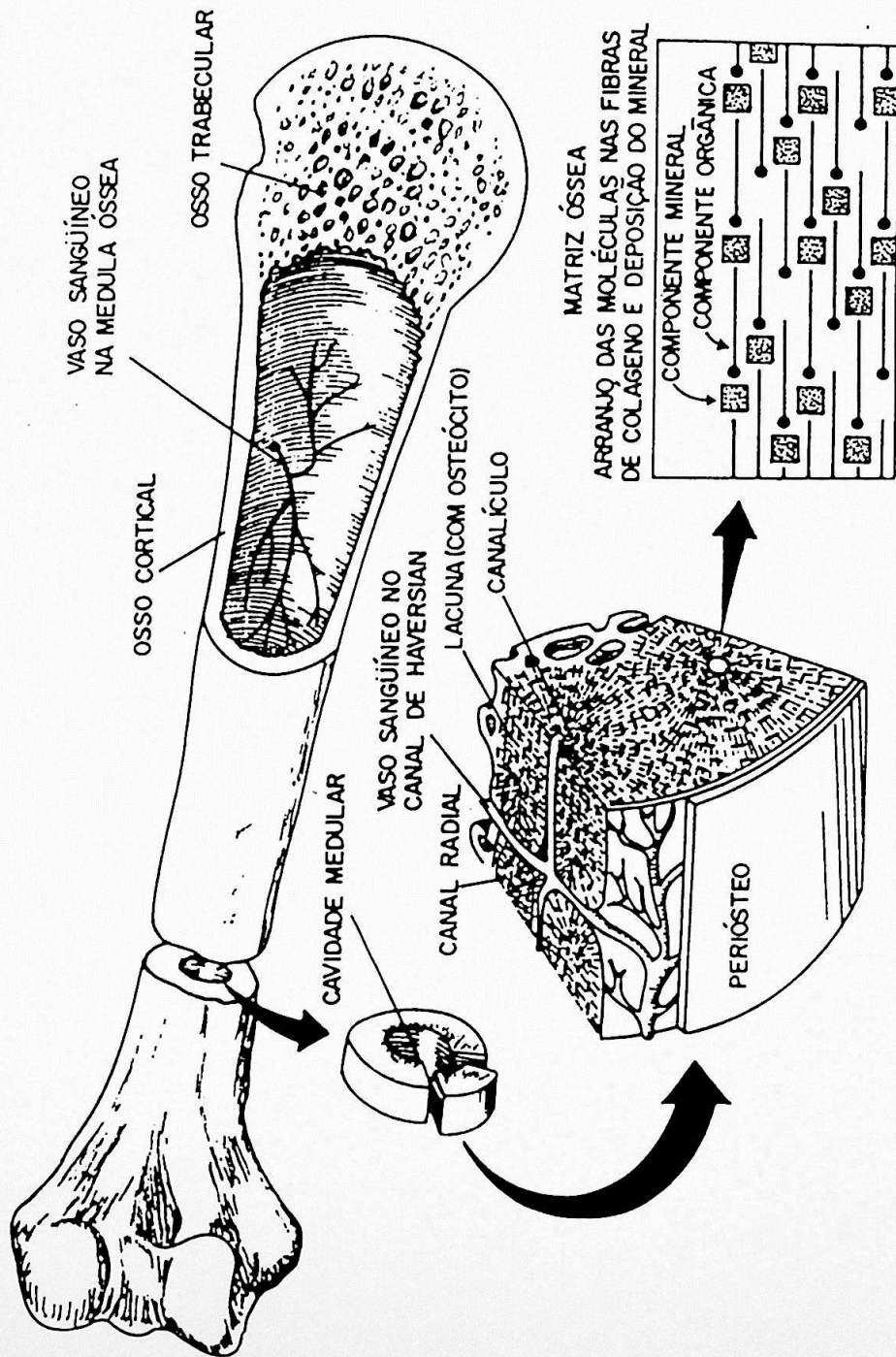


Figura 2.1 Organização do tecido ósseo, com representação das componentes orgânica e mineral (Davis, 1985).

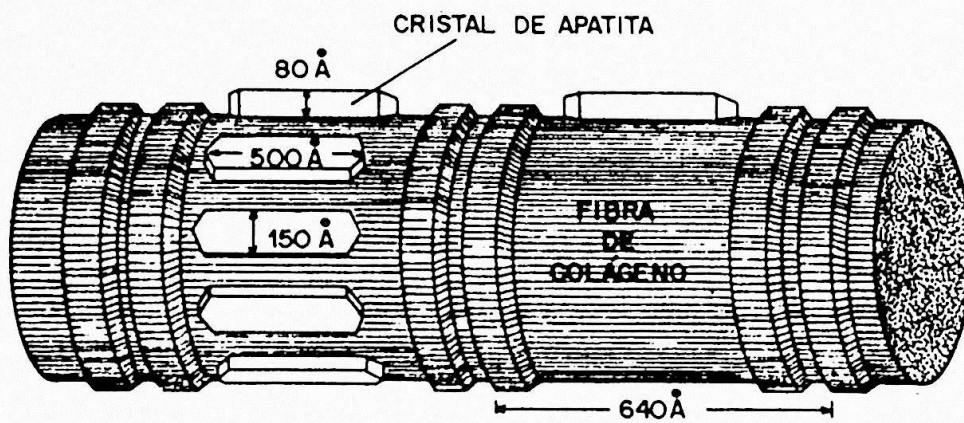


Figura 2.2 Representação esquemática do arranjo dos cristais de hidroxiapatita de cálcio nas fibras de colágeno (Damask, 1978).

conseguido chama-se remodelagem óssea. Os elementos da remodelagem são formação e reabsorção, que estão interligados. As células responsáveis por estes processos são os osteoclastos e osteoblastos, respectivamente, que se encontram em maior quantidade na porção trabecular do osso. A perda óssea, na osteoporose ou em doenças metabólicas em geral, pode ser encarada como uma desordem na remodelagem. Devido à perda óssea com a idade, o pico de massa alcançado é o fator preponderante que determina o quanto de mineral ósseo pode ser perdido (com idade ou doença), antes de se alcançar a massa crítica mínima e ocorrerem as primeiras fraturas como consequência. Os fatores que determinam o pico de massa óssea resultam de agentes genético, mecânico, nutricional e hormonal.

2.1.2 - Funções dos ossos

As funções dos ossos no corpo podem ser divididas em mecânica, mineral e hematopoiética.

As funções mecânicas resumem-se em constituir estruturas rígidas envolvidas na sustentação e movimentação do corpo, proteger órgãos sensíveis e conduzir sons ou outras vibrações.

A função mineral dos ossos deve-se ao fato de haver um equilíbrio dinâmico entre cálcio e fosfato dos ossos e dos líquidos corporais. O organismo adulto contém aproximadamente 1200 g de cálcio, pelo menos 98% dele estão depositados nos ossos. É razoável dizer que os ossos são verdadeiros bancos nos quais íons de cálcio (Ca^{++}) e fosfato (HPO_4^{--}) podem ser rapidamente depositados ou retirados, para que suas concentrações nas células e fluidos corpóreos se mantenham constantes.

A terceira função dos ossos é a hematopoiética, ou como o próprio nome diz, formadora de sangue. Com exceção dos linfócitos, todas as células do sangue (vermelhas ou brancas) e as plaquetas são formadas nas cavidades medulares dos ossos.

2.2 - Doenças ósseas

As osteopenias se caracterizam por uma diminuição do volume de tecido ósseo no volume anatômico do osso. Num osso normal do esqueleto axial, aproximadamente 25% são tecido ósseo e 75%, medula óssea e gordura. Do tecido ósseo, 60 % são mineral ósseo e 40%, matéria orgânica, predominantemente colágeno⁽²⁾. Portanto, apenas 15% deste osso são mineral. Na tabela 2.1 temos algumas formas de osteopenia reversível e irreversível, dos quais daremos maior atenção à osteoporose.

Osteoporose

A osteoporose caracteriza-se por uma redução da quantidade de osso por unidade de volume, ou seja, o volume anatômico do osso permanece o mesmo, embora nesse volume a porção do tecido ósseo seja menor ou mesmo desapareça, dando lugar à gordura. A razão tecido ósseo/medula óssea (gordura e medula ativa) diminui.

Histologicamente e quimicamente, a osteoporose não altera o osso e seu mineral. O que ocorre é um desequilíbrio entre formação e reabsorção do osso, que afeta principalmente a porção trabecular, por ser uma região onde o processo de remodelagem é mais dinâmico.

Na espécie humana, ocorre uma perda natural de mineral nos ossos, que começa na menopausa para as mulheres e numa idade mais avançada para os homens. Se a perda, no entanto, estiver além da faixa de normalidade para sexo e idade, constituirá a osteoporose acelerada.

Os fatores de risco para a osteoporose, ou seja, os fatores que aumentam a probabilidade de ocorrência da osteoporose estão na tabela 2.2.

O grande problema da osteoporose é a diminuição da resistência dos ossos, causando colapso das vértebras, fraturas na bacia, cabeça de fêmur e demais ossos ao menor esforço.

É muito comum confundir-se a osteoporose com outro tipo de osteopenia: a osteomalácia. Na osteomalácia o volume anatômico do osso permanece o mesmo, como na osteoporose, e o que ocorre é uma redução na fração de mineral que compõe o tecido ósseo em relação

Tabela 2.1 - Formas de Osteopenia

Irreversível

- Osteoporose de desenvolvimento
 - Osteogênese imperfeita
 - Desuso durante o crescimento
- Relacionada à idade adulta
- Involucional
 - Pós-menopausa
 - Senilidade
- Residual
 - Desuso
 - Hipertiroidismo
- Outros
 - Mieloma
 - Desnutrição

Reversível

- Osteomalácia
- Hiperparatiroidismo
- Problemas por doença renal crônica
- Imobilidade

adaptada de Wahner (1987)

Tabela 2.2 - Fatores de Risco para Osteoporose

- Idade
- Sexo
- Raça
- Menopausa e deficiência de estrógeno
- Tamanho do corpo
- Hereditariedade
- Inatividade física
- Fumo e álcool
- Fatores alimentares
- Diabetes

adaptada da ref.8

ao normal. Há uma troca principalmente de osso trabecular normal por osteóide desmineralizado, mas sem haver diminuição na razão tecido ósseo/medula óssea.

Em outras palavras, a osteoporose se caracteriza por diminuir a quantidade de tecido ósseo no osso, aumentando sua debilidade, enquanto que a osteomalácia se caracteriza por diminuir a quantidade de mineral no tecido ósseo sem reduzir, no entanto, a porção deste último no osso.

Algumas formas de tratamento de casos de osteopenia, como exercício físico, dieta alimentar, terapia com hormônio e outros, são analisadas por Wasserman et al.⁽¹⁰⁾ Esses tratamentos, em geral, revertem os quadros de osteomalácia enquanto que não contribuem muito na solução de casos de osteoporose, podendo, no máximo, reduzir o desenvolvimento da doença.

2.3 - Necessidade do diagnóstico

Conforme observamos na tabela 2.1, a osteoporose enquadra-se entre os casos de osteopenia irreversível. Os quadros mais freqüentes são de fratura nas vértebras (torácica e lombar), fêmur e rádio. As costelas, o úmero e a pelvis são acometidas com menor freqüência.

Embora numa taxa pequena ($\approx 1\%$ ao ano) a perda de mineral seja considerada comum, o efeito é cumulativo. Uma perda da ordem de 20% ou mais predispõe a fraturas, principalmente da coluna e bacia, causando desconforto, sofrimento, inconveniência e até morte a milhões de pessoas no mundo⁽⁴⁾.

Segundo Wasserman et al.⁽¹⁰⁾, a osteoporose afeta cerca de 15 a 20 milhões de pessoas nos Estados Unidos, sendo a principal causa de 1,3 milhões de novas fraturas por ano em pessoas acima de 45 anos de idade. Ainda segundo este autor, ocorrem aproximadamente 210 mil fraturas de bacia por ano nos Estados Unidos. Destes, 12% a 20% morrem, 25% necessitam de cuidados permanentes e apenas 25% se recuperam integralmente.

Obter informações a respeito da perda de mineral ósseo é clinicamente importante para monitoração de idosos, de pacientes com doenças metabólicas e renais, de mulheres pós-menopausa, em

estudos de efeitos de drogas na mineralização óssea e na determinação do risco de fraturas.

Quanto ao Brasil, além de todos estes problemas citados, temos um índice bastante alto de desnutrição ou alimentação inadequada de grande parte de nossa população, levando a uma ingestão insuficiente de cálcio. Segundo dados do IBGE, a população propensa a osteoporose irá dobrar até o ano 2000, ou seja, passará de 7,5 milhões em 1980, para 15 milhões⁽¹¹⁾.

Capítulo 3

MÉTODO POR ABSORÇÃO DE FÓTON MONOENERGÉTICO (SPA)

A técnica de medida de radiação transmitida, desenvolvida inicialmente por Cameron e Sorenson, utiliza fontes de radionuclídeo e detetores à cintilação para obter informações sobre estruturas internas do paciente e permite determinar a proporção em que os diversos compostos entram na constituições destas estruturas. O fato da interação entre um feixe de radiação e as diferentes substâncias do corpo, como músculo, gordura e osso, se dar de maneira diferente, possibilita-nos diferenciá-las umas das outras.

3.1 - Princípios de atenuação da radiação

Quando os fótons de raios X ou raios gama interagem com a matéria, há produção de partículas secundárias energéticas carregadas, usualmente elétrons. O modo mais freqüente de transferência de energia para o meio absorvedor é justamente pela interação destas partículas secundárias carregadas com a matéria. A interação do fóton se dá através dos vários mecanismos competitivos independentes. A probabilidade de ocorrência de cada um destes processos pode ser expressa pela seção de choque de colisão por átomo, por elétron ou por núcleo do absorvedor.

A seção de choque total σ_T (soma das seções de choque de cada mecanismo de interação, ou seja, efeito fotoelétrico τ , espalhamento Compton σ_C , espalhamento coerente σ_R e produção de pares κ) por átomo, quando multiplicada pelo número de átomos por

centímetro cúbico do absorvedor (N/V), dá o coeficiente de atenuação linear μ (cm^{-1}). Isto é:

$$\sigma_T(E_\gamma, Z) = \tau + \sigma_C + \sigma_R + \kappa$$

$$\mu = \sigma_T \cdot \frac{N}{V}$$

A fração (I/I_0) de fótons incidentes (I_0) que atravessa uma espessura x de um absorvedor com densidade ρ sem nenhuma interação é:

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\mu \cdot x) = \exp[-\mu^m \cdot (\rho \cdot x)]$$

onde $\mu^m = \mu/\rho$ é o coeficiente de atenuação de massa.

Numa região de energia variando entre 0,01 e 10 MeV, há a predominância de três processos competitivos de interação: o espalhamento Compton, o efeito fotoelétrico e a produção de pares. Na figura 3.1 temos um esboço das regiões de domínio destes processos.

Os coeficientes de atenuação de elementos, determinados isoladamente, podem ser utilizados no cálculo dos coeficientes de atenuação de compostos biológicos e de outras substâncias de composição conhecida. O coeficiente de atenuação de massa de um composto de elementos X_1, X_2, \dots , é dado por

$$\mu^m = f_1 \cdot \mu_1^m + f_2 \cdot \mu_2^m + \dots$$

onde μ_1^m é o coeficiente de atenuação de massa do elemento X_1 e f_1 a fração de peso deste elemento no composto. Por exemplo, o coeficiente de atenuação de massa para a água é dado por

$$\mu_{\text{H}_2\text{O}}^m = \frac{1}{9} \mu_{\text{H}}^m + \frac{8}{9} \mu_{\text{O}}^m$$

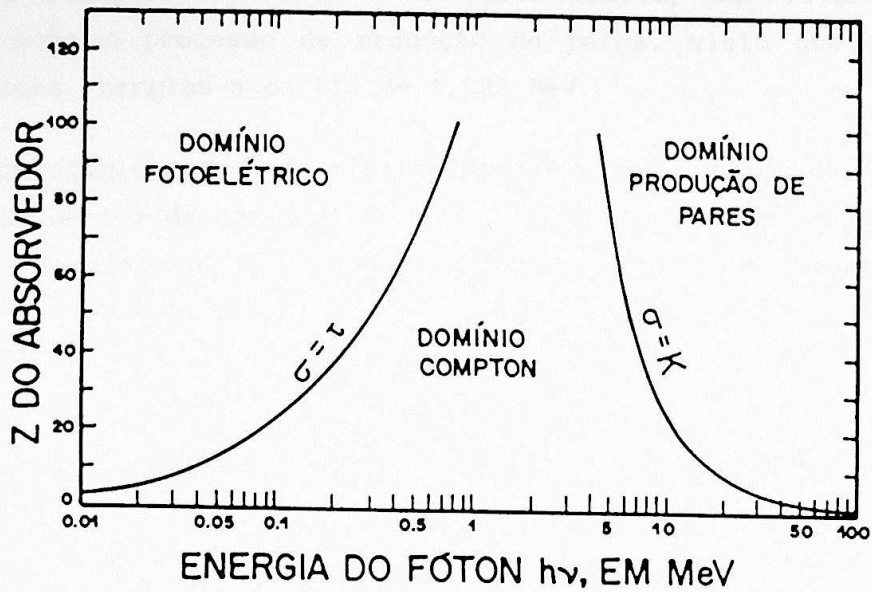


Figura 3.1 Importância relativa dos três efeitos predominantes na interação gama. As linhas mostram os valores de Z e $h\nu$ para os quais os efeitos vizinhos são iguais (Evans, 1968).

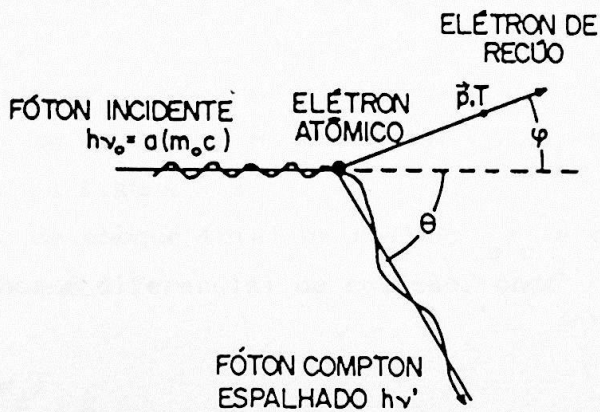


Figura 3.2 Trajetória no plano de espalhamento para o fóton incidente $h\nu_0$, o fóton espalhado $h\nu'$ e o elétron espalhado, que adquire momento \vec{p} e energia cinética T.

A técnica que adotamos neste trabalho utiliza radiações gama de baixa energia ≤ 150 keV. Por este motivo, não levaremos em consideração o processo de produção de pares, visto que este só ocorre para energias a partir de 1,022 MeV.

Efeito fotoelétrico - no efeito fotoelétrico, o fóton da radiação incidente $h\nu$ colide com o átomo alvo, deixando ali sua energia como um todo. Um elétron, normalmente da camada K ou L, é imediatamente ejetado com energia cinética T, dada por:

$$T = h\nu - B_e$$

onde B_e é a energia de ligação do elétron ao átomo antes de ser ejetado. Como, neste processo, o átomo participa como um todo na interação, a seção de choque é dada na forma atômica τ_a ($\text{cm}^2/\text{átomo}$); não existe, no entanto, uma fórmula única para τ_a numa faixa grande de $h\nu$. Uma aproximação é dada por:

$$\tau_a \approx K \cdot Z^4 / (h\nu)^3$$

onde K = constante e Z = número atômico do elemento.

Espalhamento Compton - em linhas gerais, este é o espalhamento inelástico de um fóton, de energia $h\nu_0$ e momento $p_0 = h\nu_0/c$, por um elétron considerado livre, do qual resultam um fóton de energia $h\nu'$, espalhado de um ângulo θ , e um elétron de recuo na direção ϕ , como ilustrado na figura 3.2.

A seção de choque total de colisão σ_c é dada pela integral da seção de choque diferencial de colisão, onde

$$\begin{aligned} \sigma_c &= \int_0^\pi \frac{d(\sigma_c)}{d\Omega} 2\pi \sin\theta \, d\theta = \\ &= 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \frac{\text{cm}^2}{\text{elétron}} \end{aligned}$$

$$\text{onde } \alpha \equiv \frac{h\nu_0}{m_0c^2} .$$

Espalhamento coerente - quando trabalhamos em energias baixas, consideramos este outro tipo de espalhamento que, embora de forma bastante modesta, participa do cálculo final da seção de choque total. Se um feixe de fótons, classicamente uma onda eletromagnética, passa próximo de um elétron, este pode oscilar com frequência igual à da onda e conseqüentemente, irradiar energia na mesma frequência da onda incidente. A seção de choque eletrônica do espalhamento coerente é dada por:

$$\sigma_R = \frac{8\pi e^4}{3m_0^2 c^4}$$

3.2 - Tecido equivalente

Na tabela 3.1 temos a composição e a densidade de diversos tecidos humanos. Este conhecimento se faz importante para podermos, através dos coeficientes de atenuação de cada elemento constituinte, determinar qual o coeficiente de atenuação destes tecidos para a energia do feixe de radiação.

Em muitas ocasiões, principalmente em testes de controle de qualidade de equipamentos e metodologias para diagnóstico médico, faz-se mister a simulação de tecidos ou até mesmo órgãos humanos inteiros, sendo assim necessária a utilização de materiais com propriedades semelhantes ao tecido simulado. Estes materiais são comumente chamados materiais tecido-equivalentes.

Para um material ser aceito como um substituto de determinado tecido para fótons, a absorção e o espalhamento da radiação obtidos com uma certa espessura ou massa de material devem ser os mesmos, que os obtidos em espessura ou massa similar de tecido.

Um parâmetro conveniente de comparação das características de um tecido e seu substituto é o coeficiente de atenuação de massa (μ/ρ). Na tabela 3.2 temos os coeficientes de atenuação para tecidos e materiais comumente utilizados como substitutos, para fótons de 60 keV.

Tabela 3.1 - Composição dos tecidos

tecido (%)	ρ (g/cm ³)	μ (cm ⁻¹)*
<i>mineral ósseo</i>	3,0	1,206
H (0,20)		
O (41,19)		
P (19,01)		
Ca (39,60)		
<i>gordura</i>	0,92	0,180
H (12,21)		
C (76,08)		
O (11,71)		
<i>músculo</i>	1,00	0,205
H (10,20)		
C (12,30)		
N (3,50)		
O (78,89)		
Na (0,08)		
Mg (0,02)		
P (0,2)		
S (0,5)		
K (0,3)		
Ca (0,007)		
<i>osso cortical</i>	1,85	0,575
H (3,39)		
C (15,50)		
N (3,97)		
O (44,10)		
Na (0,06)		
Mg (0,21)		
P (10,20)		
S (0,31)		
Ca (22,20)		
<i>água</i>	1,00	0,205
H (11,19)		
O (88,81)		

* para 60 keV

Tabela 3.2 - Materiais Tecido Equivalentes

tecido	$\mu(\text{cm}^{-1})^*$	$\rho(\text{g}/\text{cm}^3)$	$\mu/\rho(\text{cm}^2/\text{g})^*$
<u>gordura</u>	<u>0,180</u>	<u>0,92</u>	<u>0,196</u>
GORDURA DE ALDERSON	0,181	0,91	0,199
FT1	0,184	0,95	0,194
TRIOLEATO DE GLICEROL	0,178	0,92	0,193
<u>músculo</u>	<u>0,205</u>	<u>1,00</u>	<u>0,205</u>
MÚSCULO DE ALDERSON 1	0,203	1,00	0,203
MÚSCULO DE ALDERSON 2	0,198	1,25	0,198
MIX D	0,206	0,99	0,208
MS 15	0,204	1,00	0,204
PARAFINA	0,184	0,93	0,198
PERSPEX	0,225	1,17	0,192
ÁGUA	0,206	1,00	0,206
<u>osso cortical</u>	<u>0,575</u>	<u>1,85</u>	<u>0,311</u>
ALUMÍNIO	0,752	2,70	0,278
SB3	0,577	1,84	0,314
LÍQUIDO DE WITT	0,545	1,72	0,317

adaptada de White, 1978.

* valores para 60keV

3.3 - Método SPA

O fenômeno básico que nos permite determinar o conteúdo mineral ósseo (CMO) é o da interação que ocorre entre os fótons de um feixe estreito monoenergético e a matéria atravessada por ele.

Suponhamos que este feixe atravesse uma espessura x de um material atenuador. Se sua intensidade antes de atravessar o material for I_0 , então após cruzar o atenuador sua intensidade será:

$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\mu x) \quad (1)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear, dependente da composição do atenuador e da energia do feixe.

Aplicando a equação (1) para um feixe que atravessa uma sequência de n camadas de espessuras e composições diferentes, temos:

$$I_n = I_0 \cdot \exp\left[-\sum_{i=1}^n (\mu_i x_i)\right] \quad (2)$$

onde I_0 e I_n são as intensidades do feixe antes e depois de atravessar as n camadas, respectivamente; μ_i e x_i o coeficiente de atenuação linear e a espessura de cada camada i .

Podemos utilizar a equação (2) para medidas em ossos, desde que se possa distinguir os diversos materiais que os compõe. No nosso caso, consideramos um modelo de osso como tendo apenas dois materiais distintos do ponto de vista de atenuação da radiação, em proporções desconhecidas, isto é, tecido mole [S], constituído por músculo, medula óssea, gordura, água e colágeno, e mineral ósseo [B], constituído por cristais de hidroxiapatita de cálcio.

Justifica-se este modelo para energias baixas da radiação, pois, neste caso, os coeficientes de atenuação dos compostos orgânicos (formados basicamente por H, O e C) são bastante próximos. Para energias baixas, predomina o efeito fotoelétrico sobre os espalhamentos Compton e coerente, para o qual a seção de choque atômica é diretamente proporcional a Z^4 . Assim, o valor de μ para o mineral ósseo será bastante distinto dos demais, pois ele

contém elementos como cálcio e fósforo. Por isso, o método por absorção de fóton monoenergético é adequado para a sua quantificação.

Na figura 3.3 temos as variações dos coeficientes de atenuação para mineral ósseo, músculo e outras substâncias, em função da energia da radiação.

Considerando um feixe monoenergético I_0 que atravessa apenas o [tecido mole] (I_0^*) num caso e [tecido mole + mineral] (I) no outro (figura 3.4), e utilizando a equação (2), temos

$$I_0^* = I_0 \cdot \exp[-\mu_S \cdot T] \quad (3)$$

$$I = I_0 \cdot \exp[-\mu_B \cdot d - \mu_S \cdot (T-d)] \quad (4)$$

De (3) e (4) obtemos:

$$d = \frac{1}{(\mu_B - \mu_S)} \ln(I_0^*/I) \quad (5)$$

onde T é a espessura total e d a espessura de mineral atravessada pelo feixe.

Multiplicando (5) por ρ_B , a densidade volumétrica do mineral ósseo (cristais de hidroxapatita), e chamando o produto $\rho_B \cdot d$ de densidade superficial de massa m_B (g/cm^2), obtemos:

$$m_B = \rho_B \frac{1}{(\mu_B - \mu_S)} \ln(I_0^*/I) \quad (6)$$

Esta análise, que se aplica a um único ponto de medida de I, pode ser extendida a outros pontos, desde que a espessura total T seja sempre a mesma em todos os pontos onde I é medida. Podemos fazê-las medindo-se I em intervalos regulares ao longo de uma linha transversal ao objeto analisado, com a condição de não termos mais de duas substâncias com coeficientes μ diferentes no caminho do feixe. Desta forma, podemos determinar a quantidade total de mineral no osso ao longo do caminho de varredura por:

$$\sum_j m_{Bj} \cdot \Delta x = \sum_j \left[\rho_B \frac{1}{\mu_B - \mu_S} \right] \ln(I_0^*/I_j) \cdot \Delta x \quad (7)$$

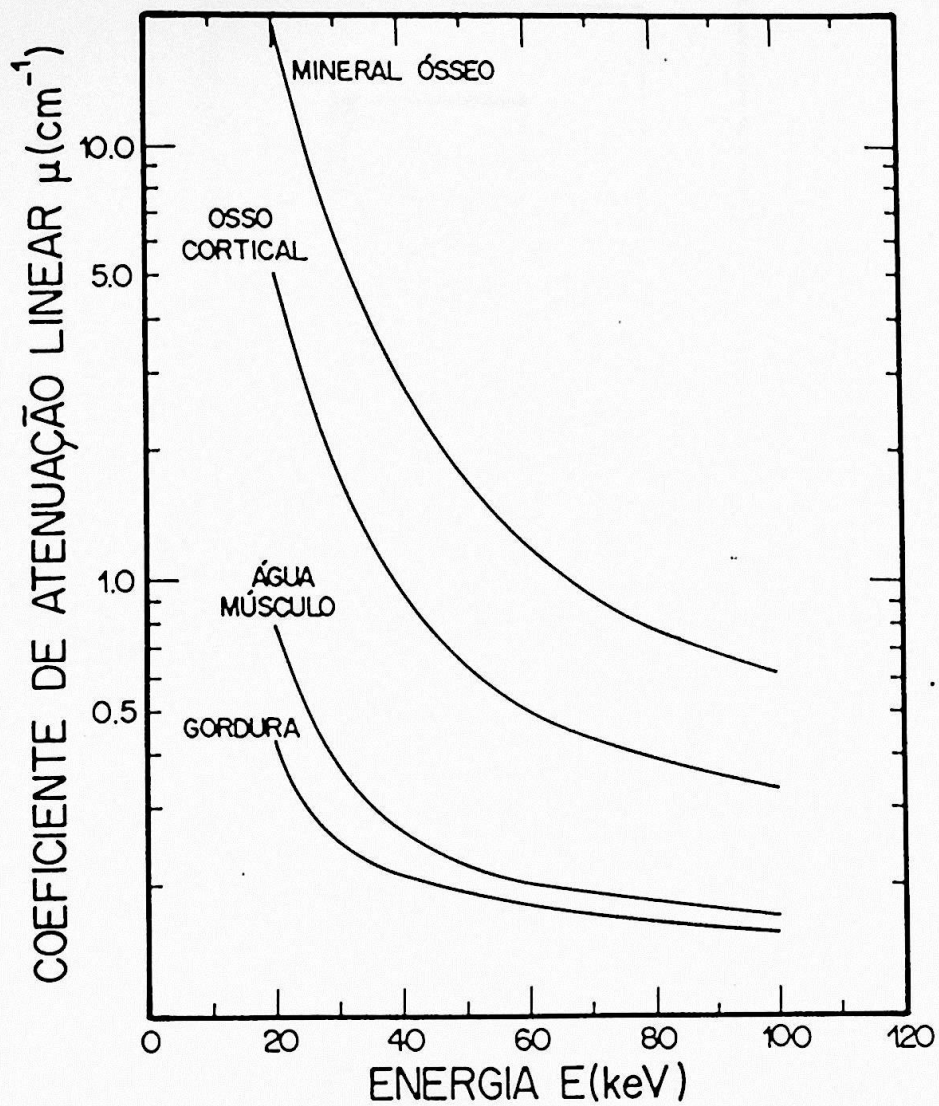


Figura 3.3 Variações dos coeficientes de atenuação linear, em função da energia, para mineral ósseo, osso cortical, água, músculo e gordura.

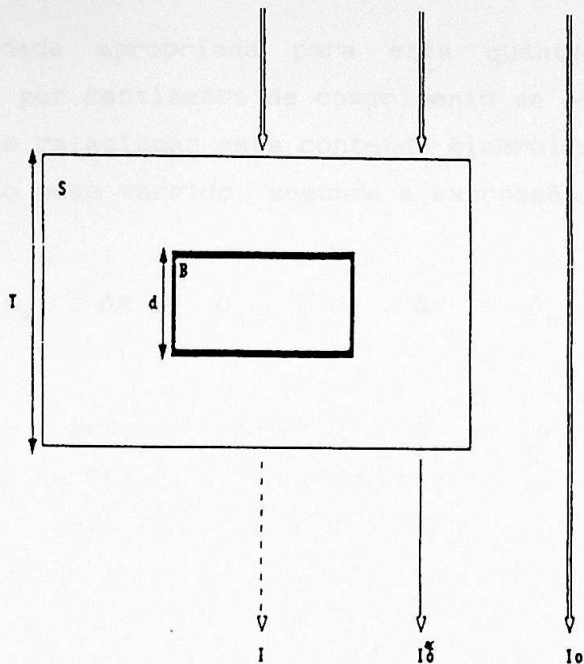


Figura 3.4 Representação da atenuação sofrida pelo feixe no ar (I_0) ao atravessar tecido mole (I_0) e tecido mole + mineral ósseo (I).

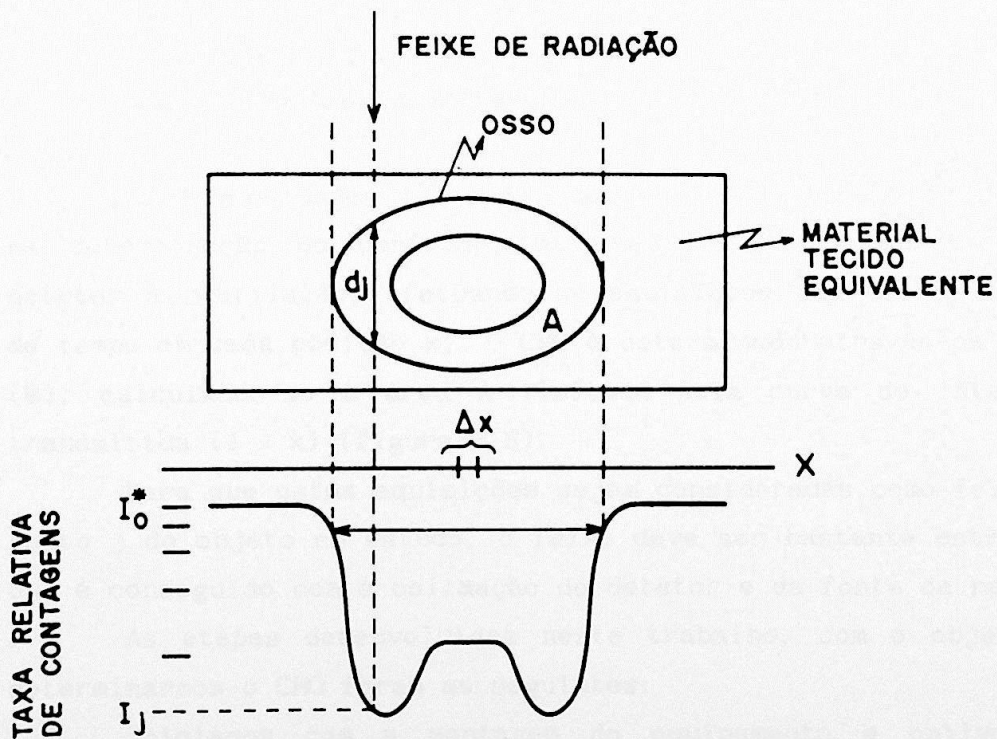


Figura 3.5 Representação esquemática do perfil obtido de varredura do osso, feita com passo Δx .

A unidade apropriada para esta quantidade é gramas de mineral ósseo por centímetro de comprimento de osso (g/cm).

Podemos relacionar este conteúdo mineral com a área da seção transversal do osso varrido, segundo a expressão:

$$\sum_j m_{BJ} \cdot \Delta x = \rho_B \cdot \sum_j d_j \cdot \Delta x = \rho_B \cdot A \quad (8)$$

onde $A = (\sum_j d_j \cdot \Delta x)$ corresponde à área da seção transversal do osso, mostrada na figura 3.5. Os valores de d_j são obtidos segundo a expressão (5) para cada ponto de medida j .

Os valores de μ são calculados sabendo-se a composição do tecido, a densidade e os coeficientes de atenuação de massa de cada um de seus elementos, sendo estes últimos calculados a partir de uma tabela de seção de choque. Outra maneira de obtê-los é por meio de medidas experimentais, determinando-se a atenuação do feixe de radiação para diversas espessuras do material, o que é muito difícil em se tratando de tecidos humanos.

O valor da densidade ρ_B pode ser obtido experimentalmente com cinzas de osso.

3.4 - Metodologia adotada

As intensidades I_0 e I_j , do feixe de radiação transmitido na determinação do conteúdo, são medidas com o auxílio de um detector à cintilação, efetuando se aquisições num certo intervalo de tempo em cada posição x_j . O CMO é determinado através da equação (8), calculando-se a área A limitada pela curva de intensidade transmitida ($I \times x$) (figura 3.5).

Para que estas aquisições sejam consideradas como feitas num ponto j do objeto em estudo, o feixe deve ser bastante estreito, o que é conseguido com a colimação do detector e da fonte de radiação.

As etapas desenvolvidas neste trabalho, com o objetivo de determinarmos o CMO foram as seguintes:

Iniciamos com a montagem do equipamento e obtivemos os parâmetros característicos do sistema, como a resolução energética e a estabilidade de contagens. Com isso, avaliamos seu

comportamento para garantir um bom desempenho nas medidas propostas pelo método adotado.

A seguir, passamos para uma segunda etapa que consistiu em testar a interface construída e o respectivo software para aquisição dos dados por microcomputador, injetando no sistema um sinal de características bem conhecidas.

Numa próxima etapa, efetuamos varreduras em materiais conhecidos, como alumínio e lucite, onde temos controle sobre as variáveis como: coeficiente de atenuação, densidade, área da seção transversal, etc. Estes testes nos possibilitaram verificar a precisão dos valores obtidos com o método SPA, em relação àqueles obtidos por medidas diretas.

O passo seguinte foi utilizar ossos de carneiro 'in vitro' para a determinação da largura e do conteúdo mineral ósseo. Pudemos verificar a reprodutibilidade de medidas para este sistema. Para garantir a reprodução das condições dos ossos no corpo, as medidas foram feitas com os ossos imersos em água.

Finalmente, depois de verificarmos o desempenho do sistema nas medidas acima mencionadas, passamos para alguns estudos 'in vivo'. A necessidade da constância na espessura T (figura 3.4) nos leva a utilizar uma bolsa de água ao redor do membro em exame, simulando tecido mole.

DESCRIÇÃO DO EQUIPAMENTO

Na quantificação do mineral ósseo m_B pelo método SPA, é necessário medir a intensidade I do feixe que atravessa o objeto em estudo. Para isso, utilizamos um sistema de detecção de radiação padrão empregado em espectroscopia gama, cujo arranjo básico pode ser visto na figura 4.1.

4.1 - Sistema de detecção

O sistema de detecção consta de 3 partes: cristal de NaI(Tl), tubo fotomultiplicador e módulos eletrônicos básicos.

Cristal de NaI(Tl)

O processo pelo qual o cristal utilizado neste trabalho deteta os fótons de radiação gama é o da produção de cintilação devido à interação dos fótons. O número de cintilações produzidas no cristal depende da energia dos fótons da radiação incidente e isso nos permite a sua identificação. Em nosso caso, o detetor é um cristal cilíndrico de NaI(Tl), cujas dimensões são 5,08cm x 5,08cm (2"x2"), acoplado a um tubo fotomultiplicador.

Os cristais de NaI(Tl) possuem um excelente rendimento na produção de cintilações, caracterizando sua eficiência de detecção. São cristais frágeis a choques mecânicos e térmicos. Por serem higroscópicos, devem ficar acondicionados fora do contato com umidade.

Outra propriedade importante destes cristais consiste na operação à temperatura ambiente. Normalmente, o tempo de decaimento do pulso de cintilação é 230 ns, que pode diminuir com a elevação da temperatura.

Com o intuito de produzir um feixe de radiação bastante estreito e reduzir a incidência de radiação espalhada no cristal, utilizamos, tanto na fonte quanto no detetor, colimadores de chumbo

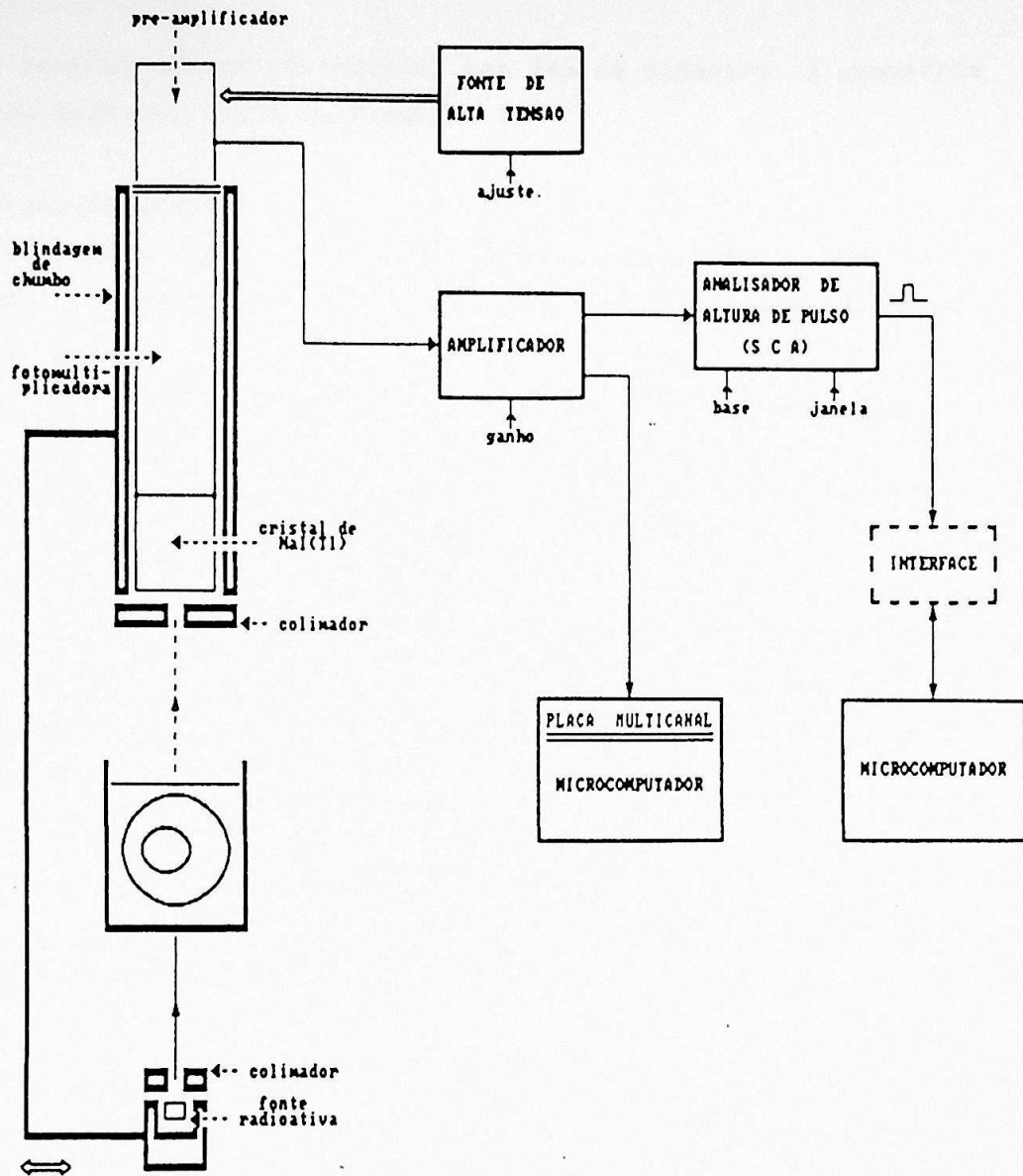


Figura 4.1 Esquema do arranjo experimental montado para quantificação do CMO.

de furo central único, cilíndrico, com 2mm de diâmetro. A geometria utilizada pode ser vista na figura 4.2.

Tubo fotomultiplicador

A função básica do tubo fotomultiplicador (TFM) é a conversão de fótons de luz produzidos no cristal em pulso de corrente.

A estrutura simplificada de um TFM típico está ilustrada na figura 4.3. Em linhas gerais, o fotocátodo converte os quanta de luz gerados no cristal em elétrons de baixa energia. Estes últimos, por sua vez, são acelerados pela diferença de potencial existente entre os dinodos. Após sucessivas colisões com os dinodos, ocorre uma amplificação na corrente de elétrons. A intensidade desta corrente será tanto maior quanto for o número de quanta de luz geradas no cristal pelo fóton da radiação incidente, isto é, quanto mais energético for este fóton.

A tensão aplicada (no máximo + 2.000V) é distribuída linearmente em todos os estágios do TFM. O último dinodo é conectado internamente à entrada do pré-amplificador, que se encontra embutido na base do tubo.

Módulos eletrônicos básicos

A eletrônica utilizada consiste de módulos básicos que permitem a obtenção de um sinal correspondente à energia do fóton gama detectado (tabela 4.1). Este sistema interliga-se a um microcomputador por meio de uma interface projetada como parte deste trabalho.

Em linhas gerais, o sinal proveniente da detecção de uma radiação pelo cristal é amplificado e enviado ao analisador de altura de pulso (SCA). Se esse sinal tiver uma amplitude dentro de uma faixa convenientemente estabelecida, de acordo com a energia da radiação de interesse, um sinal lógico será produzido e enviado à interface para sua posterior aquisição pelo microcomputador. A faixa de amplitude, ou janela, adotada está entre 15% e 20% em torno do fotopico.

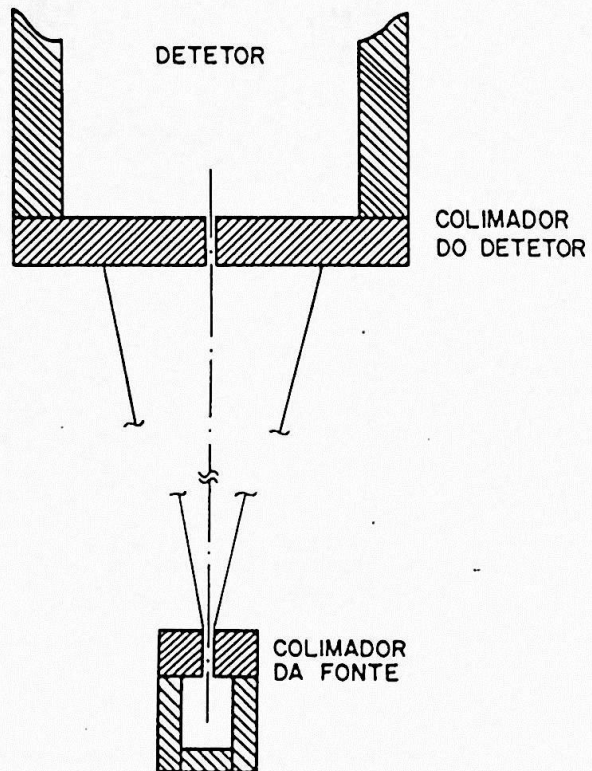


Figura 4.2 Disposição dos colimadores da fonte e do detetor no arranjo experimental usado.

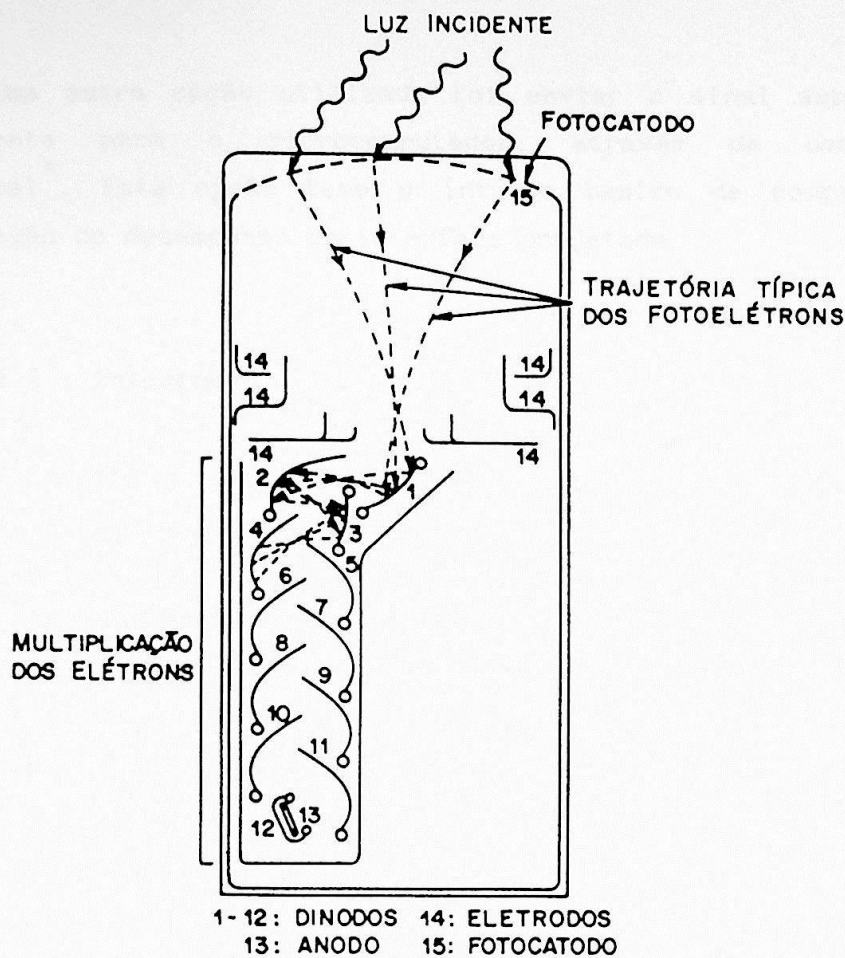


Figura 4.3 Elementos básicos de um tubo fotomultiplicador (Knoll, 1989).

Tabela 4.1 - Descrição do Equipamento

equipamento	modelo
detetor	Bicron 2M2/2p
pré-amplificador	ORTEC 276
amplificador	ORTEC 471
an. de alt. de pulso	ORTEC 406A
fonte de alta tensão	ORTEC 456
bim de alimentação	ORTEC 401A

Uma outra opção utilizada foi enviar o sinal amplificado diretamente para o microcomputador, através de uma placa multicanal*. Esta opção teve o intuito básico de comparação e averiguação do desempenho da interface projetada.

4.2 - Interface

O objetivo da interface projetada e construída, neste trabalho, é interligar, de forma simples e barata, o equipamento de detecção a um microcomputador Microtec XT2002, compatível com IBM-PC, para aquisição, armazenamento e análise dos dados obtidos.

A interface (pontilhada na fig.4.1) acopla o analisador de altura de pulso ao microcomputador através da entrada paralela do mesmo (descrita em detalhes no apêndice A).

O esquema básico da interface pode ser visto na figura 4.4.

Especificações

Potência consumida - O circuito da interface necessita de uma tensão de alimentação externa de +5V, regulada em corrente contínua com aproximadamente 50mA, sendo a potência máxima consumida de 250mW.

Material utilizado - Na confecção da interface utilizamos o seguinte material:

- CI 74S74: filp-flop tipo D com gatilho na subida do clock;
- resistores de 'pull-up';
- capacitores de desacoplamento;
- placa de circuito impresso;
- conector tipo DB25 para interligação da interface à saída da porta paralela do microcomputador;
- conector BNC para a interligação SCA-interface.

* ACE MULTICHANNEL ANALYSER EG&G ORTEC

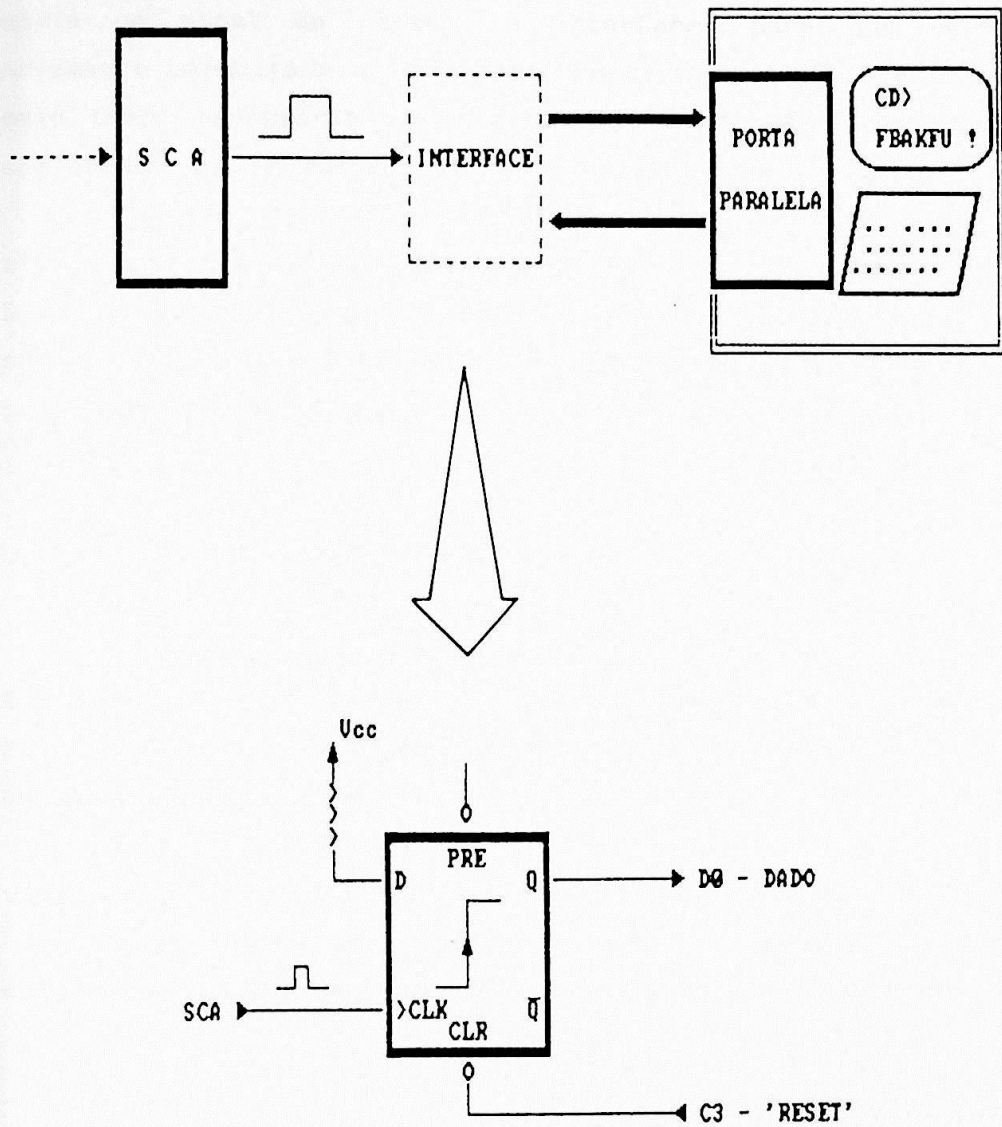


Figura 4.4 Representação da interface construída para conexão do sistema de aquisição ao microcomputador. O pulso proveniente do SCA é transformado num sinal capaz de ser reconhecido pelo micro.

Funções

Basicamente, a interface transforma um pulso lógico, proveniente do SCA, num sinal capaz de ser reconhecido pelo microcomputador. Todo sinal que chegar ao microcomputador fica registrado num contador. A cada contagem lida, o microcomputador envia um sinal de 'reset' à interface, para que esta fique novamente câpacitada a ler o dado seguinte e repetir este processo pelo tempo necessário. A interface está projetada para suportar, sem perda, uma frequência de dados de até 10kHz.

O sinal de chegada de um pulso na interface é enviado ao microcomputador pelo pino 2 do conector DB25, correspondendo ao bit D0 da porta paralela, e a resposta do microcomputador à interface para reativá-la ('reset') se dá pelo pino 17 do DB25, correspondendo ao bit C3 da porta paralela.

4.3 - Movimentação do sistema

A figura 4.5 ilustra o suporte para movimentação do sistema. O conjunto detetor-fonte, rigidamente ligado, se movimenta por um mecanismo manual de rosca-sem-fim, que permite deslocamento do conjunto em uma direção.

O controle do deslocamento do conjunto é feito através de uma escala com divisões em mm, isto é, precisão de 0,5mm.

Duas placas de madeira permitem a fixação do membro em estudo, para não haver movimento deste durante a varredura.

4.4 - Testes de Controle de Qualidade

O sistema de detecção e a eletrônica associada a este são responsáveis por uma série de efeitos que influenciam o resultado final do espectro, considerados como características intrínsecas do equipamento. É importante, para que se faça melhor avaliação dos resultados, efetuar-se testes de controle de qualidade para caracterizar o sistema. Isso se torna imprescindível no presente caso, pois o equipamento usado conta com mais de 15 anos de

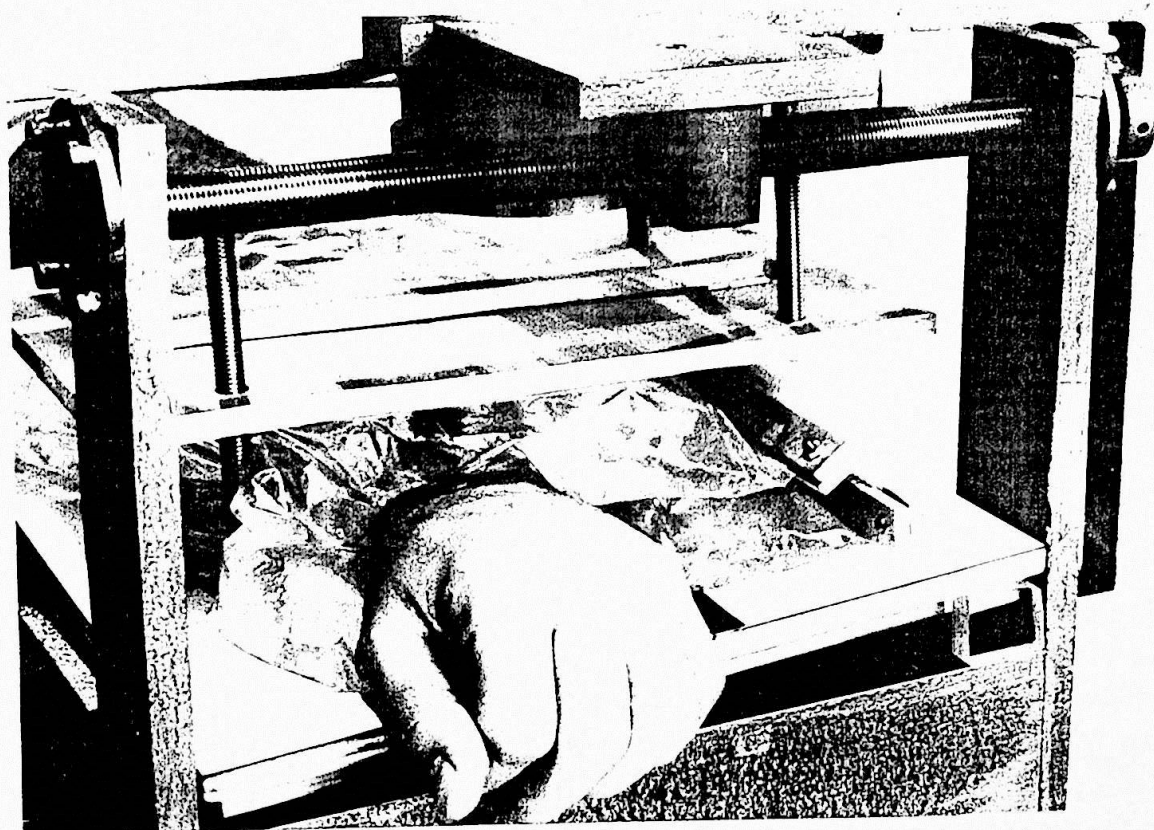
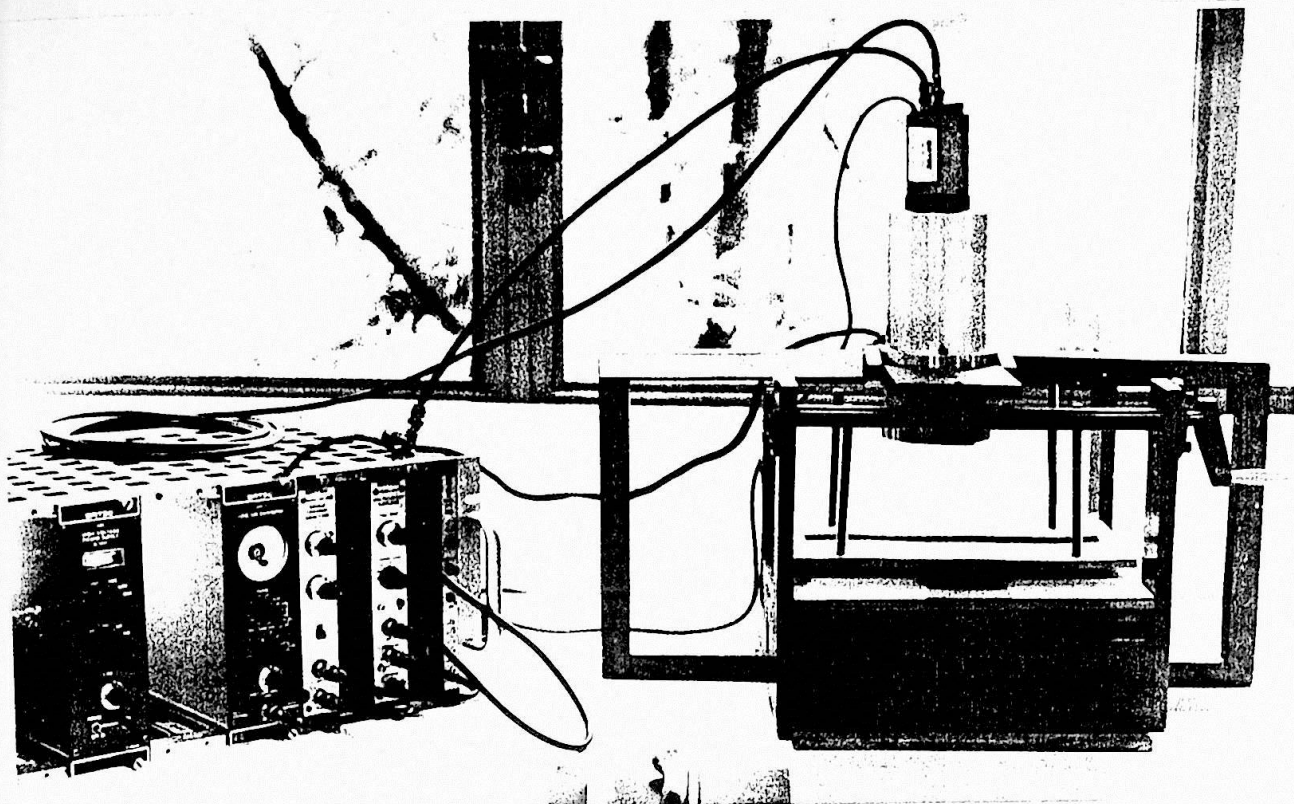


Figura 4.5 Fotografia do sistema montado. Na parte superior temos uma visão geral do equipamento utilizado para aquisição dos dados, juntamente com o sistema de varredura; na parte inferior, temos a realização de uma medida 'in vivo'.

fabricação, dos quais uma boa parte esteve inativo. Limitar-nos-emos, neste ítem, aos testes de real importância para as condições das medidas propostas. São eles:

- Teste de Resolução Energética
- Teste de Precisão de Contagens (χ^2)
- Determinação de Precisão Geométrica do Colimador

Devido à colimação do detetor e da fonte, com conseqüente redução da taxa de contagens (máxima de 4.000 contagens/s), não foi necessário o teste de tempo morto do sistema.

Teste de Resolução Energética

Uma aplicação freqüente de detetores à cintilação é na medida da distribuição de energia da radiação, tanto para estudos puramente espectroscópicos como para outros fins. Na figura 4.6, temos uma distribuição típica, ou seja, um espectro energético de uma fonte monoenergética, obtida com um detetor de NaI(Tl), onde dN/dH significa o número diferencial de pulsos observados com amplitude variando num intervalo diferencial, ou janela dH . Uma maneira de caracterizar estes detetores é através de sua resolução energética, definida, convencionalmente, como sendo a largura à meia altura (FWHM - Full Width at Half Maximum) dividida pela localização do centróide do pico H_0 :

$$R \equiv \frac{\text{FWHM}}{H_0} = \frac{\Delta E}{E_0} \times 100\%$$

Algumas das fontes de flutuações na resposta do detetor mais freqüentes, que produzem uma resolução energética pobre, são: ruído eletrônico, deslocamento das condições características de operação do TFM durante as medidas, flutuações no ganho do amplificador, etc.

Este teste foi efetuado em nosso sistema no início de cada série de aquisições, tomando-se sempre um intervalo entre 10% e 90% do fotopico para determinação de FWHM. Os resultados encontrados

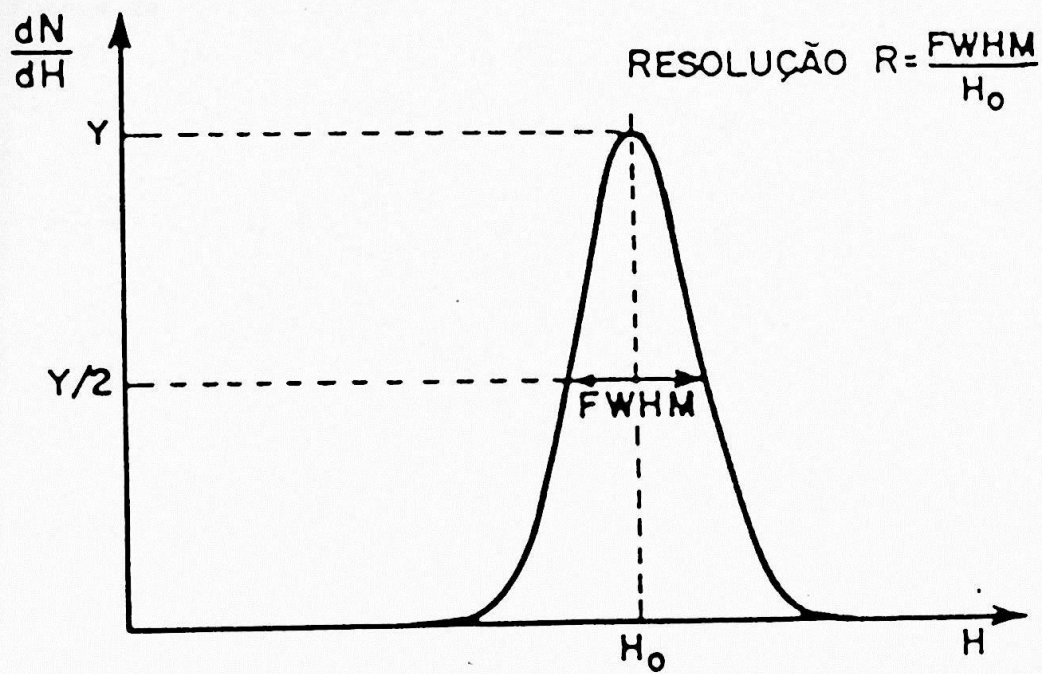


Figura 4.6 Definição de resolução energética do detetor.

para as fonte Gd-153 (44 e 100 keV) e Am-241 (60 keV), nas condições eletrônicas escolhidas, foram:

Alta tensão : 800±5V

Ganho amplificador: 500

fotopico	44keV	60keV	100keV
resolução	18%	11%	12%

Lembramos que os dois fotopicos do Gd-153 são compostos por fótons de várias energias próximas, o que não ocorre ao de 60keV do Am-241, composto por fótons de energia única (vide Apêndice B). Isso explica os resultados obtidos.

Precisão de Contagens (χ^2)

O intuito deste teste é verificar a reprodutibilidade do sistema para um conjunto de aquisições nas mesmas condições. Espera-se que a variação dos dados esteja dentro da faixa de erro estatístico.

Podemos avaliar a precisão de contagens determinando χ^2 segundo a expressão:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(C_i - \langle C \rangle)^2}{\langle C \rangle}$$

onde C_i = valor de contagem na i -ésima aquisição e $\langle C \rangle$ = a média das n aquisições.

O valor de χ^2 , para sistemas de detecção à cintilação⁽¹²⁾, deve estar entre 3 e 17. Imprecisões indicadas pelo valor de χ^2 fora deste intervalo podem advir de sinais espúrios de ruído elétrico aleatório, instabilidade da fonte de alta tensão e mudanças na temperatura.

Os valores típicos encontrados para nosso equipamento, em séries de 40 aquisições, estão compreendidos entre 9 e 50, com valor médio de 11,6.

Determinação de Precisão Geométrica do Colimador

A fig 4.2 mostra a disposição dos colimadores da fonte e do detetor nas condições de medida. Podemos observar que, embora tenhamos uma região grande de penumbra, praticamente a radiação que chega ao detetor está limitada pelo feixe cilíndrico central de 2mm de diâmetro. Assim, podemos dizer que a precisão geométrica do sistema é 1mm.

DESCRIÇÃO DO SOFTWARE DESENVOLVIDO

Elaboramos todo um software, utilizando linguagem de programação Pascal, para a aquisição de dados via interface ou teclado, o armazenamento e a análise destes pelo microcomputador. As especificações e os fluxogramas do programa principal e das subrotinas desenvolvidas estão apresentados no final do capítulo.

Ao entrar no sistema, o usuário é levado ao menu principal, com opções de 'CRIAÇÃO DE ARQUIVO', 'AQUISIÇÃO DE DADOS', 'EXIBIÇÃO DE DADOS', 'ANÁLISE DE DADOS' e 'FIM', como mostra o fluxograma do programa principal.

Na opção 'AQUISIÇÃO DE DADOS', existe a possibilidade de fazê-la manualmente, com entrada de dados via teclado, ou automaticamente, direto da interface. Estes dados podem, por sua vez, ser exibidos na tela com a opção 'EXIBIÇÃO DE DADOS'.

Para calcular os resultados, opção 'CÁLCULO DE RESULTADOS', o usuário escolhe, num menu apresentado na tela, o material e as condições usadas nos testes e exames. Uma tela contendo o histograma dos pontos de aquisição lhe é exibida, para que escolha os limites de integração. Os resultados lhe são mostrados numa janela, no canto inferior-direito da tela. Existe, ainda, a opção de imprimir em papel os resultados.

No final da execução de cada opção, o usuário é levado ao menu principal, onde a opção 'FIM' retorna ao sistema operacional.

O software está estruturado em subrotinas, onde temos, em cada uma, os parâmetros de entrada e saída (variáveis globais) passados na forma de valor ou variável e os parâmetros internos (variáveis locais). Procuramos atribuir a cada subrotina o menor número possível de funções.

Passaremos a descrever as principais subrotinas do programa.

5.1 - Opção 'CRIAÇÃO DE ARQUIVO'

Quando da escolha desta opção, através da subrotina *Iniciarq*, o usuário cria um arquivo de trabalho em disco, na forma de uma matriz. Os arquivos novos devem ser criados antes de se iniciar qualquer operação.

No caso de o usuário criar um arquivo de trabalho já existente, uma mensagem lhe é enviada advertindo-o do fato, havendo possibilidade de reinicializar o arquivo se ele assim o desejar.

5.2 - Opção 'AQUISIÇÃO DE DADOS'

Quando uma das opções do menu principal, 'AQUISIÇÃO DE DADOS', 'EXIBIÇÃO DE DADOS' ou 'ANÁLISE DE DADOS' é escolhida, a subrotina gerenciadora *Gerarq* é chamada. Esta subrotina pergunta ao usuário o nome do arquivo com o qual ele vai trabalhar e, caso este não esteja no disco, uma mensagem lhe é enviada e o programa retorna ao menu principal. Do contrário, a subrotina executa a opção escolhida pelo usuário, chamando os procedimentos correspondentes.

No caso da opção 'AQUISIÇÃO DE DADOS', o usuário é inquirido sobre dados (número de pontos, tempo de aquisição, passo de varredura, etc.) e se deseja aquisição automática ou manual. Para cada caso, a subrotina *Aqdados* chama uma subrotina específica.

Aquisição automática - a subrotina responsável por este modo chama-se *Aaqdados*. Para cada posição do detetor, ela faz a aquisição dos dados contando o número de vezes que um sinal, oriundo do analisador de altura de pulso, chega ao bit de dados da porta paralela do microcomputador, num intervalo de tempo pré-estabelecido pelo usuário. O bit está endereçado na subrotina, que o fica lendo até que seu conteúdo se altere devido à chegada de um sinal. Neste instante, um contador é incrementado e o bit é reabilitado para leitura do próximo sinal. Interrupções são geradas no micro a cada 55 ms, até que se complete o tempo de aquisição.

Aquisição manual - a subrotina responsável chama-se *Maqdados*. Quando o usuário opta por aquisição manual, os dados são lidos via teclado, não utilizando a interface para fazer aquisição.

No final de cada uma destas subrotinas o programa grava a matriz de dados-controles no arquivo e volta ao menu principal.

5.3 - Opção 'EXIBIÇÃO DE DADOS'

Nesta opção o usuário tem chance de examinar os dados contidos num arquivo .CMO, sem, no entanto, alterá-los. No final da exibição dos valores, a subrotina *Histo* mostra um histograma, ou seja, o perfil (I x x), na tela. O programa então retorna ao menu principal.

5.4 - Opção 'ANÁLISE DE DADOS'

Neste procedimento (subrotina *Anadados*), o vetor de dados é preparado para os cálculos obtendo-se, por integração numérica, o valor do conteúdo mineral ósseo, uma estimativa da largura do osso e os erros inerentes ao processo. Se o usuário tentar analisar um arquivo vazio, uma mensagem lhe é enviada, retornando então ao menu principal

O usuário escolhe entre o menu de materiais de testes e o menu de exames em ossos. Em ambos os casos, diversos materiais imersos em vários meios, como alumínio em ar ou osso em água, para os fótópicos do Gd-153 (44keV e 100keV) e do Am-241 (60keV), são exibidos pela subrotina *Meios* num menu. Os coeficientes para o cálculo são, assim, retirados de uma tabela seguindo a escolha dada pelo usuário. O histograma dos dados é então mostrado na tela pela subrotina *Histo*, para que o usuário escolha os pontos inferior e superior de integração.

A subrotina *Defreg* prepara um vetor com os dados (valores de I_j) entre os limites escolhidos e calcula a média dos pontos anteriores ao limite inferior, correspondendo a I₀^{*}, excluindo o próprio ponto inferior.

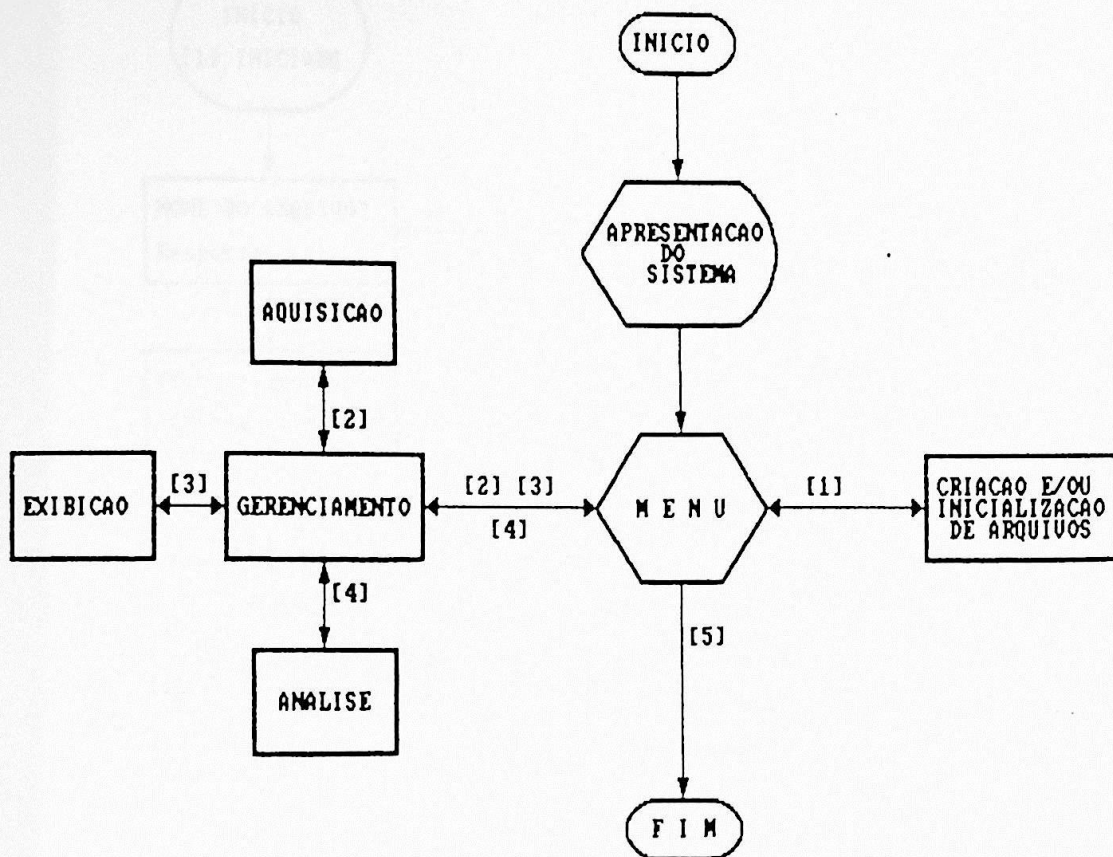
Uma outra subrotina, chamada *Width*, estima um valor de largura do objeto varrido, determinando a média entre as distâncias dos pontos do perfil de contagens, correspondendo à faixa de 20 a 30% da diferença entre os valores máximo (I_0^*) e o mínimo encontrados na varredura.

Para calcular a integral numérica dos pontos no intervalo escolhido, isto é, determinação da área A , utilizou-se um programa de biblioteca cujo algoritmo se vale das regras de Simpson 1/3 e 3/8, chamado na subrotina *Integr*. Fornece-se ao programa o vetor dos dados, o passo entre os pontos, limites inferior e superior de integração, obtendo-se, como resposta, o valor da integral. Para calcular o erro, esta integração é realizada para os dados $I_j \pm$ suas incertezas.

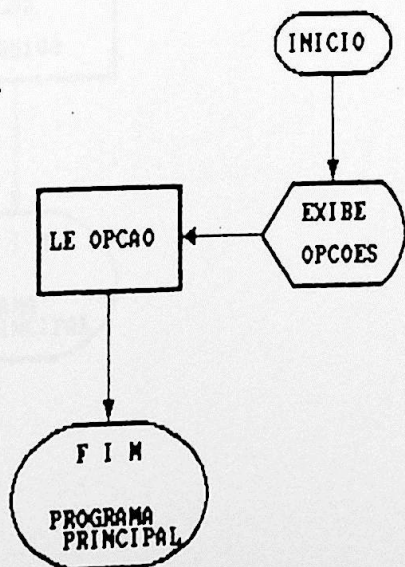
Como resultados, são exibidos na tela os valores encontrados para largura do objeto (ℓ), área da seção transversal deste varrida pelo feixe (A), conteúdo mineral ósseo (CMO) e conteúdo mineral ósseo normalizado pela largura (CMON) - no caso de ossos reais - todos com os desvios estimados. Há opção de impressão em papel dos dados e resultados obtidos através da subrotina *Impress*.

Após escolha de impressão ou não dos dados, o sistema volta ao menu principal.

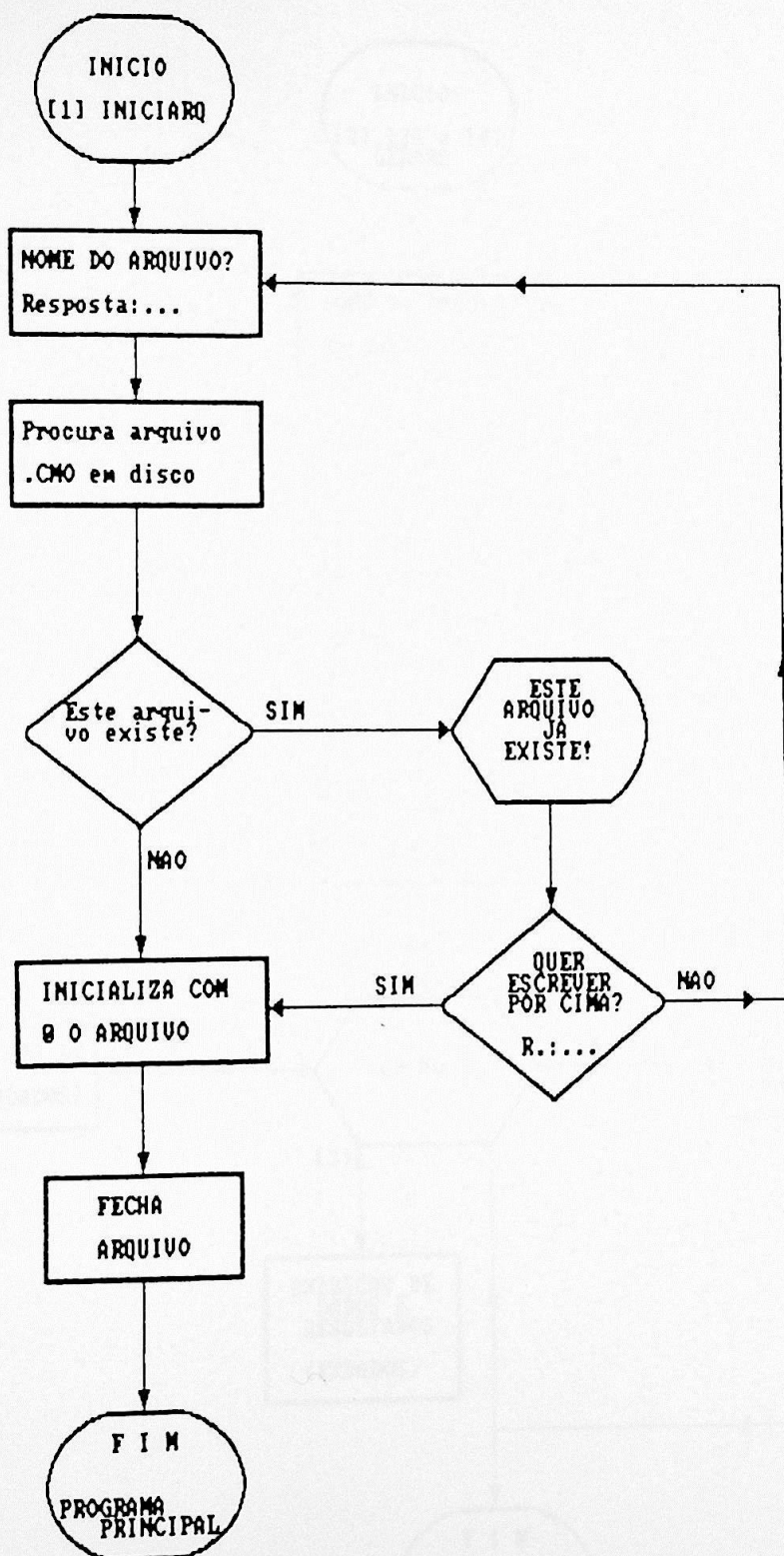
PROGRAMA PRINCIPAL



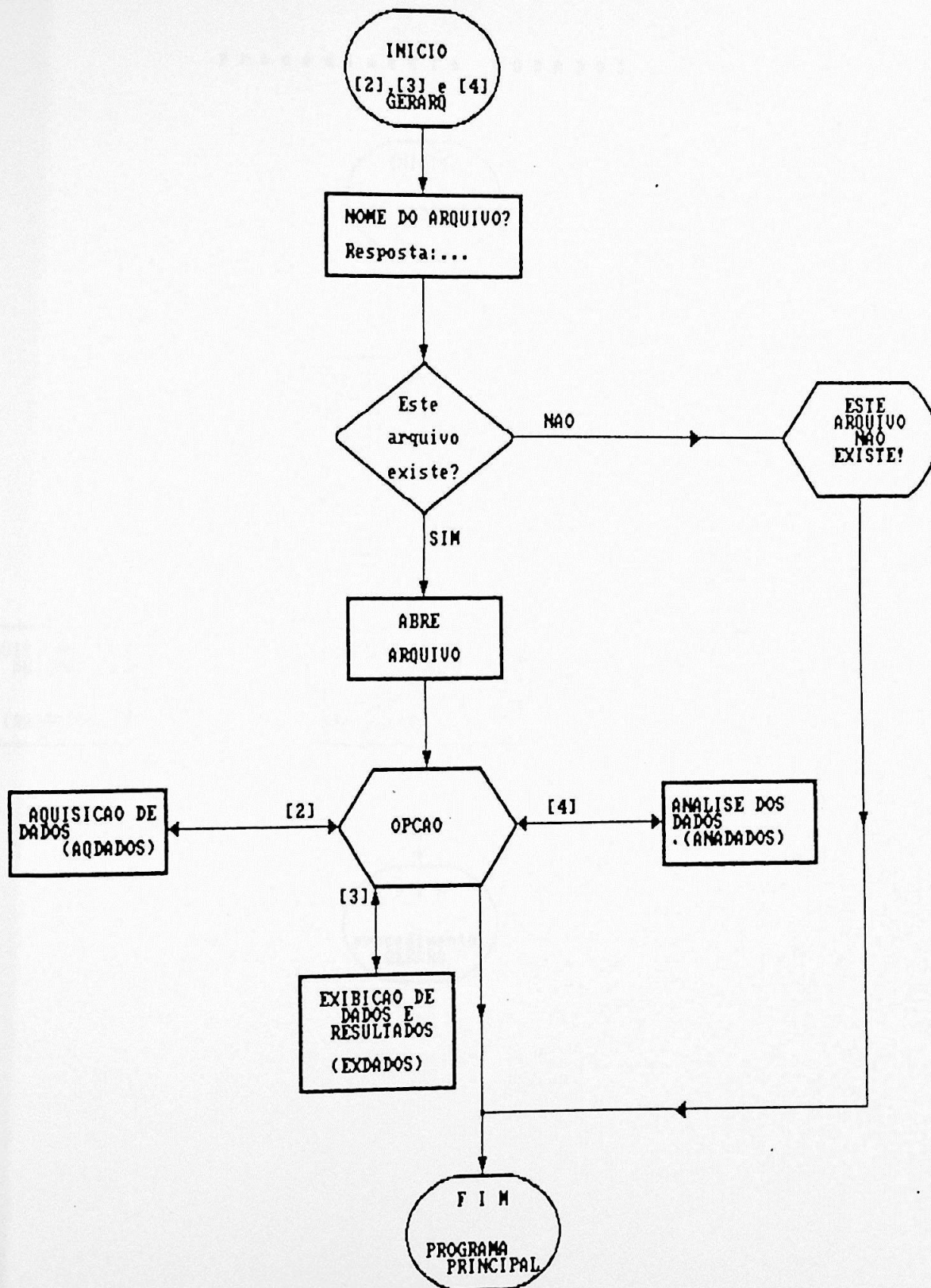
procedimento MENU



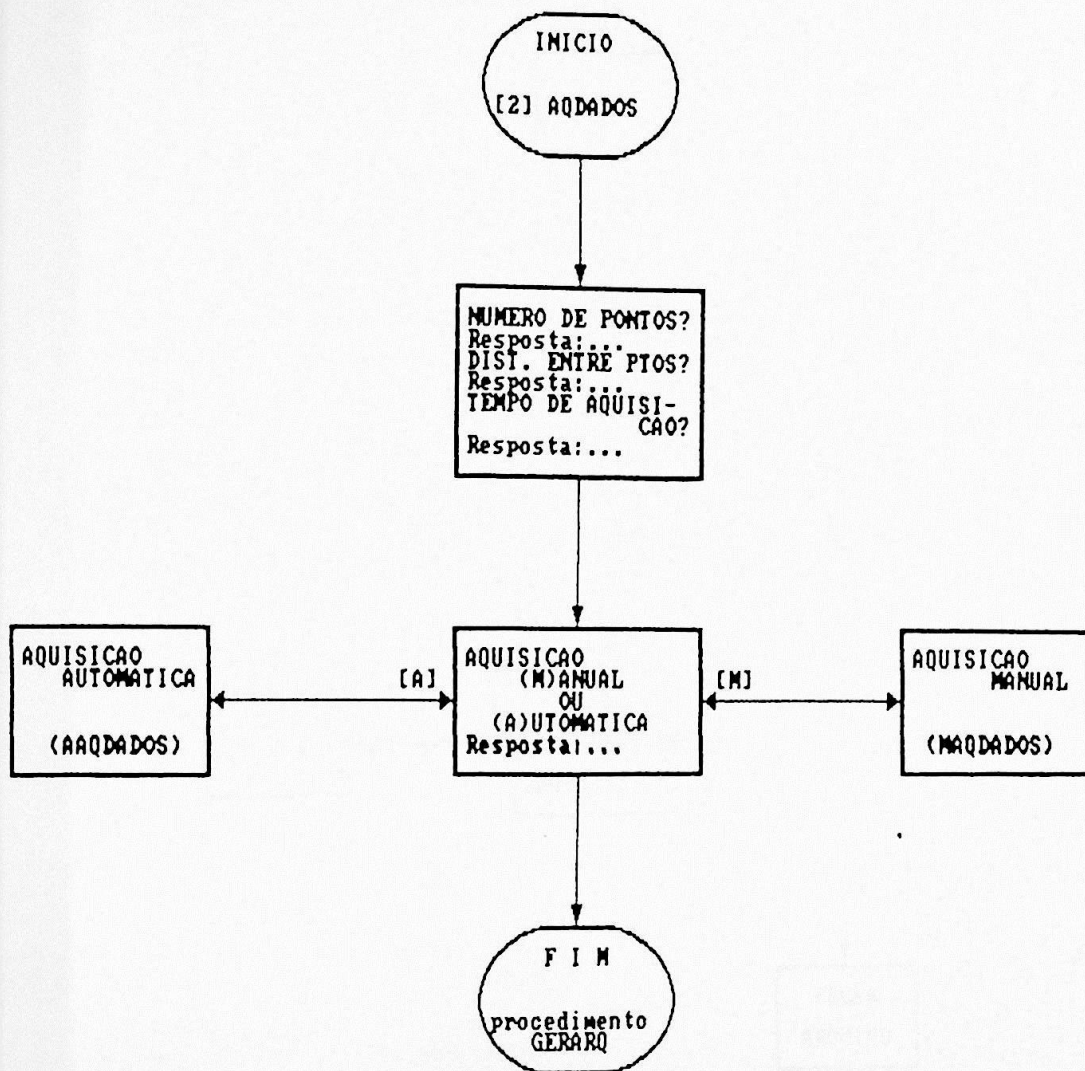
Procedimento INICIARQ



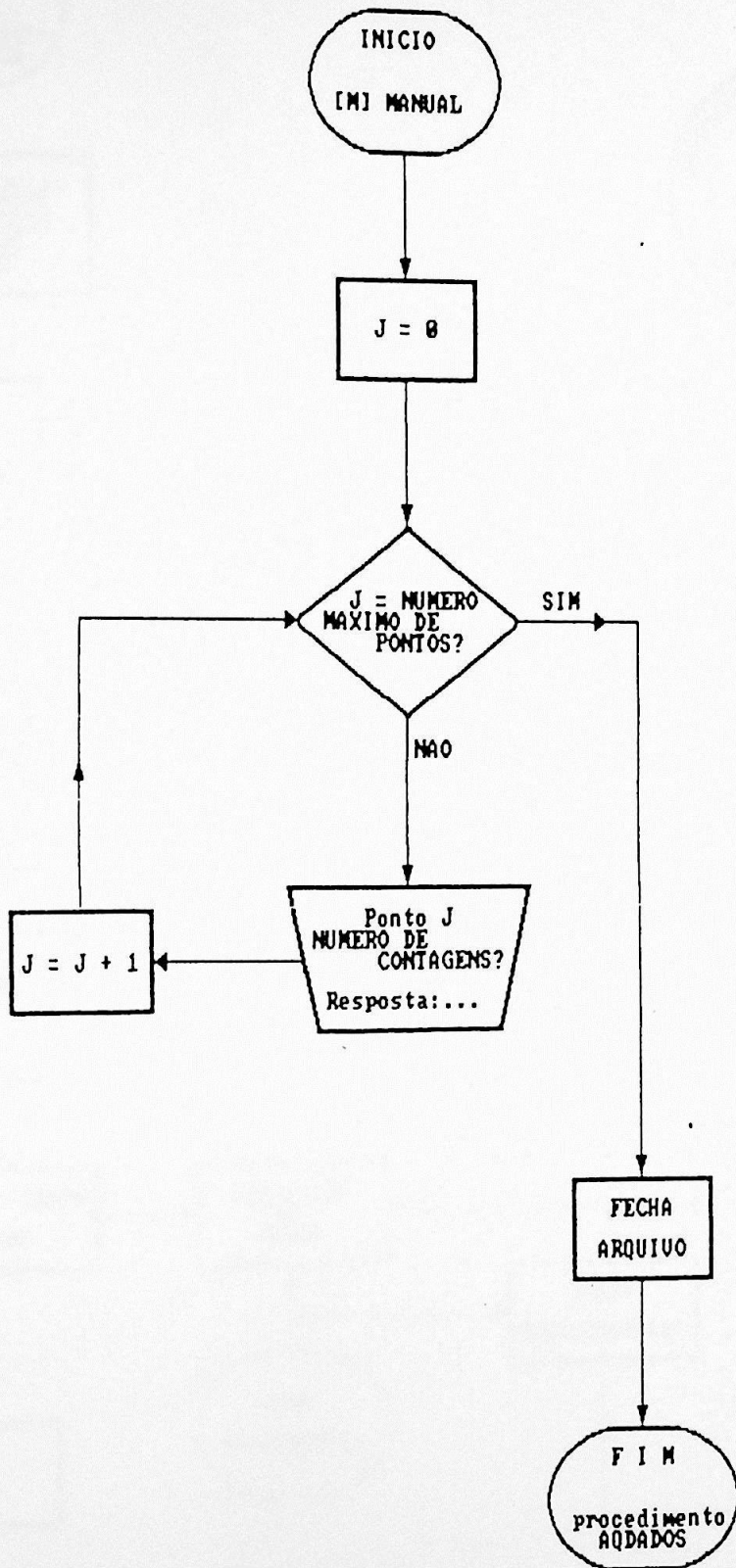
Procedimento GERARQ



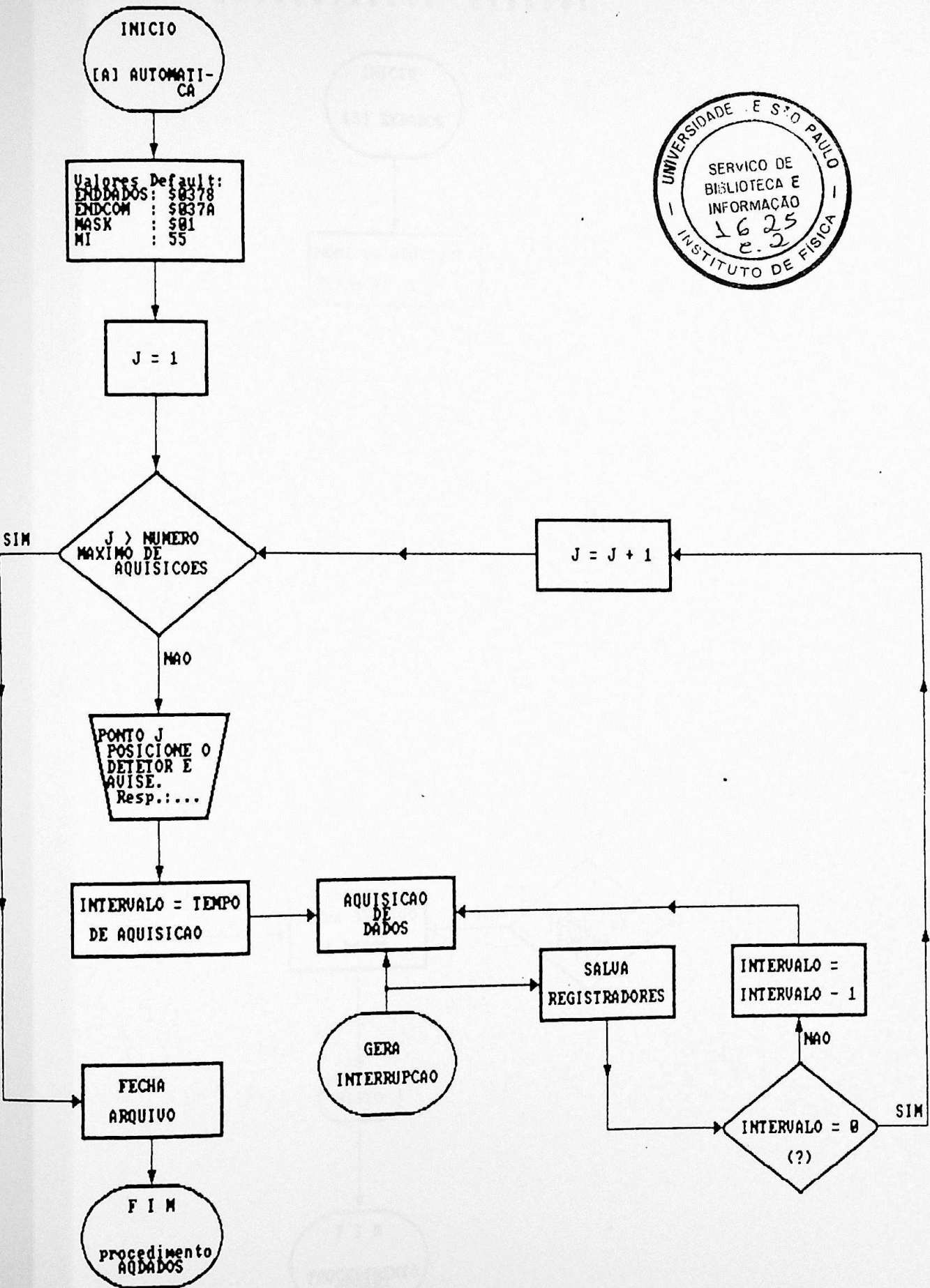
PROCEDIMENTO AQUADADOS



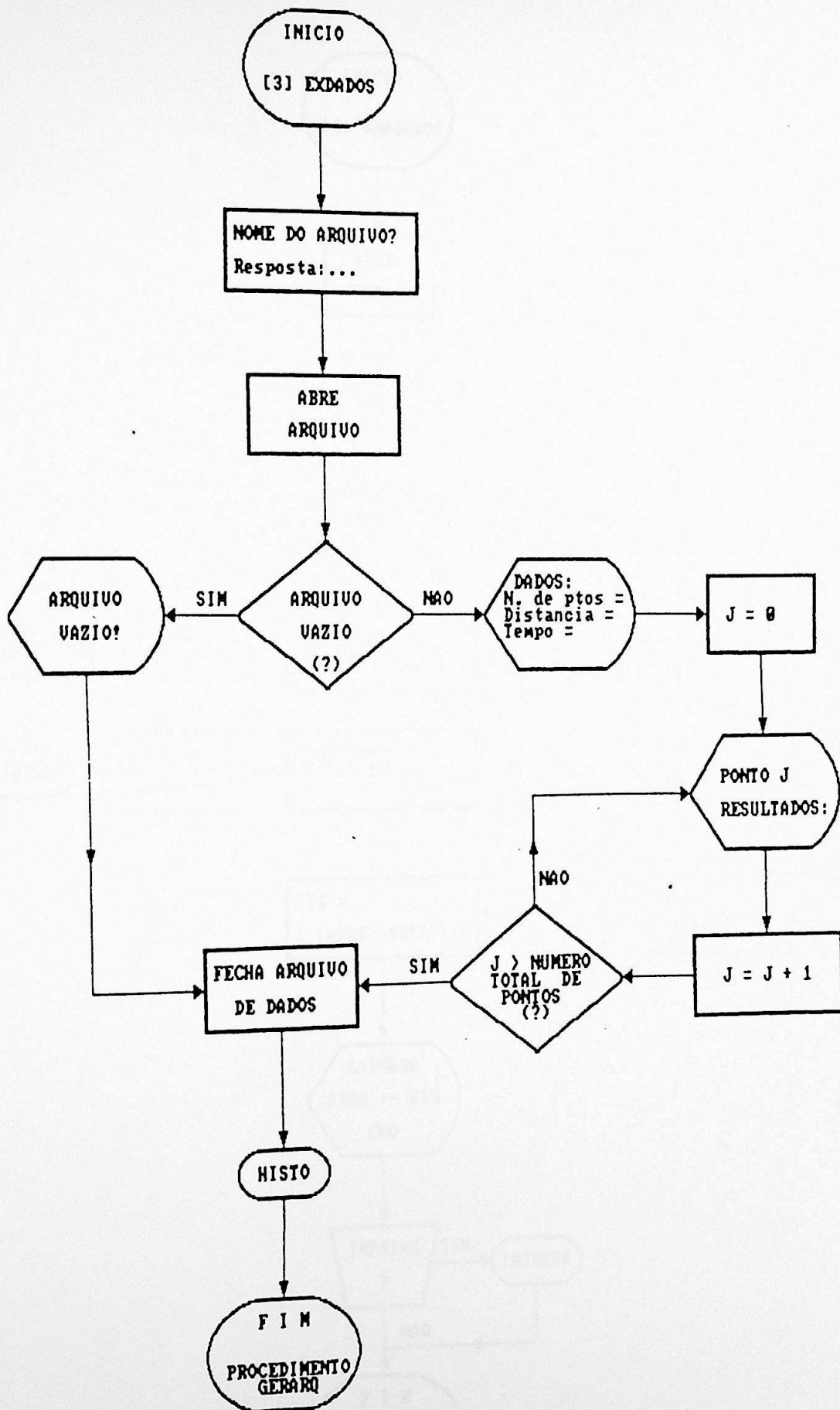
Procedimento MAQDADOS



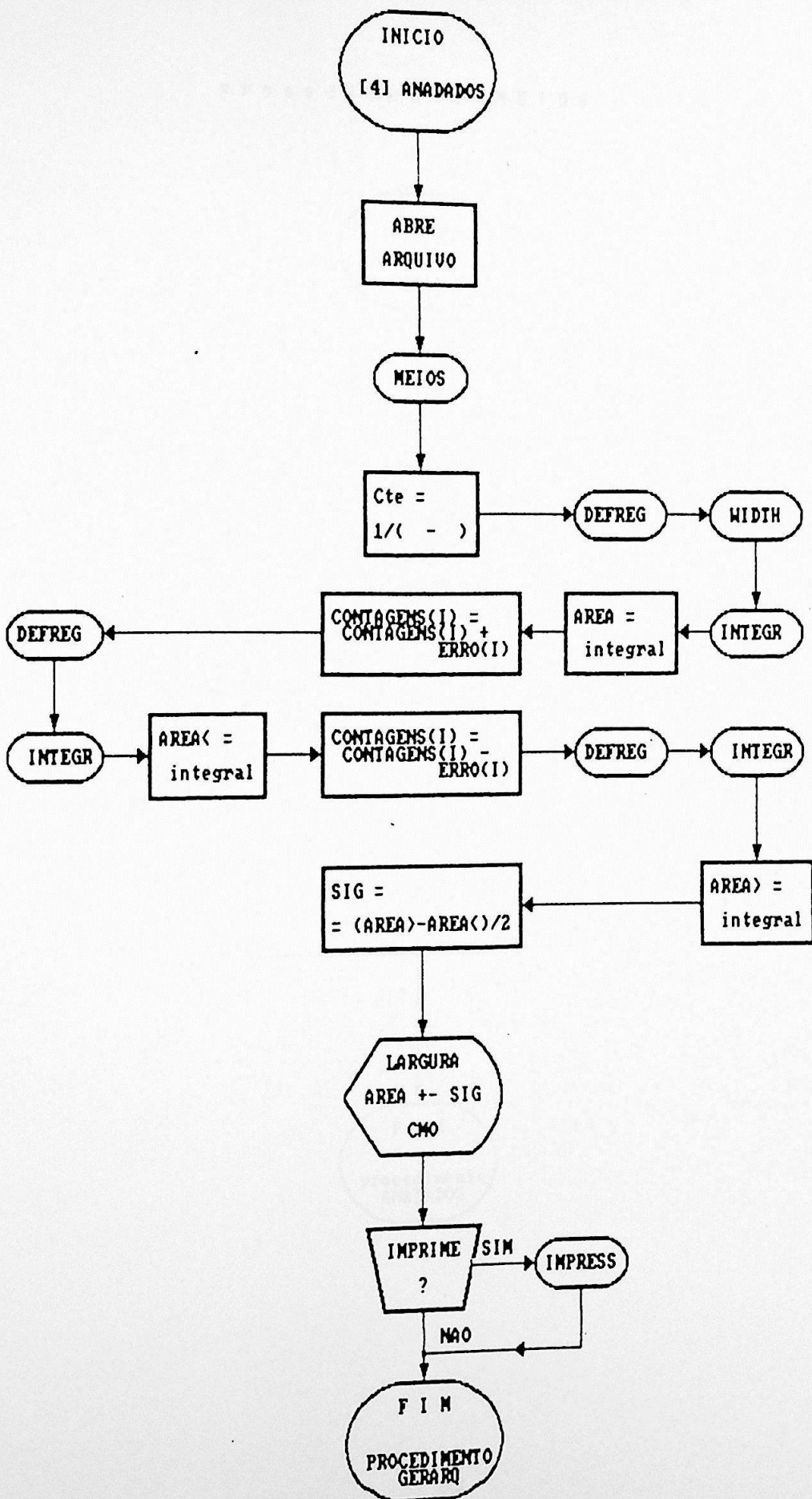
Procedimento AQUADADOS



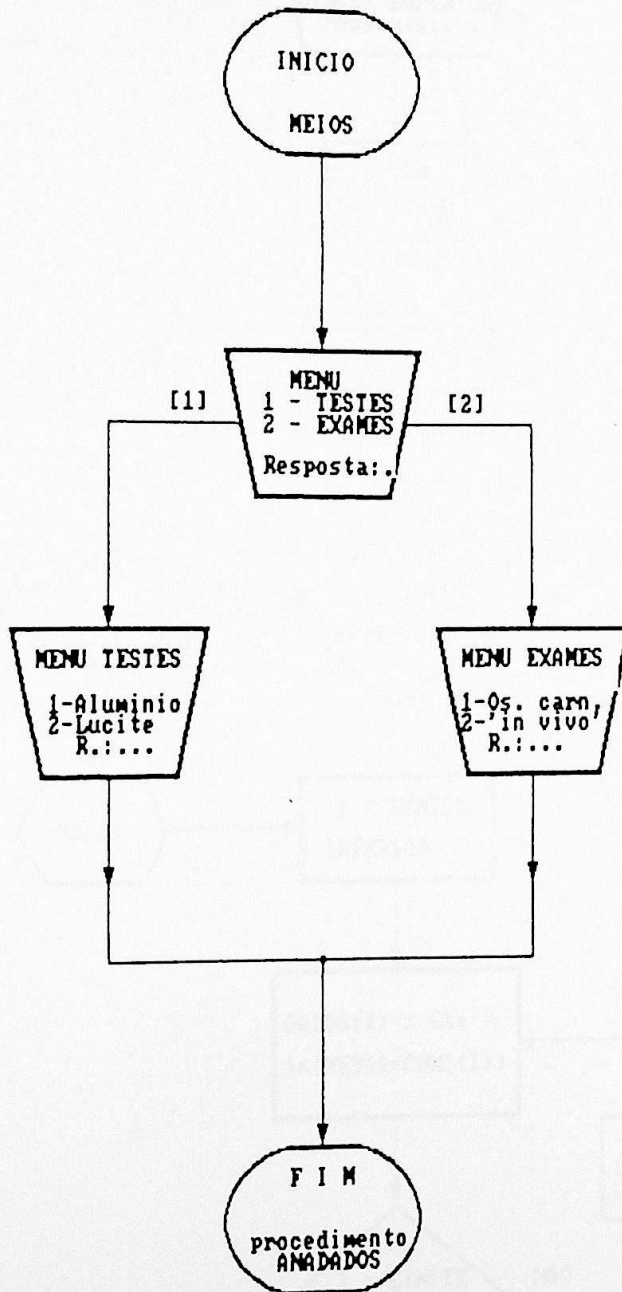
PROCEDIMENTO EXDADOS



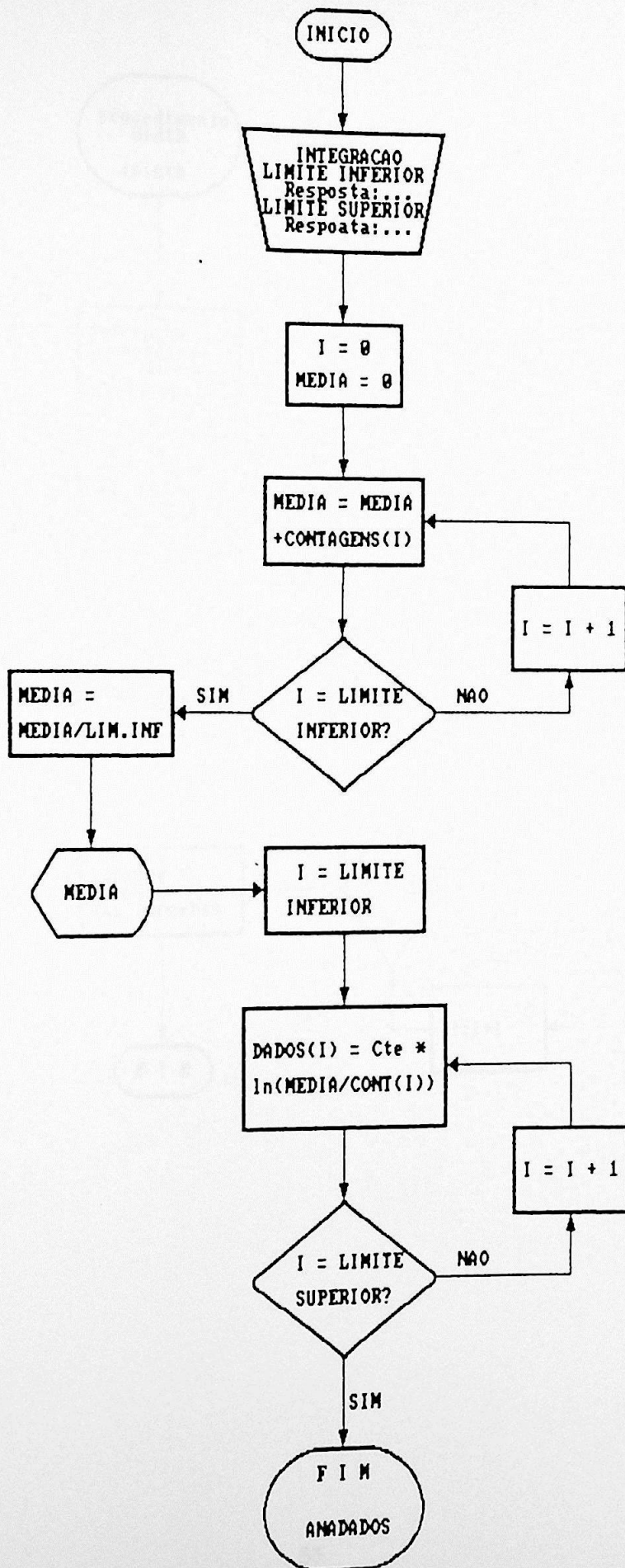
Procedimento ANADADOS

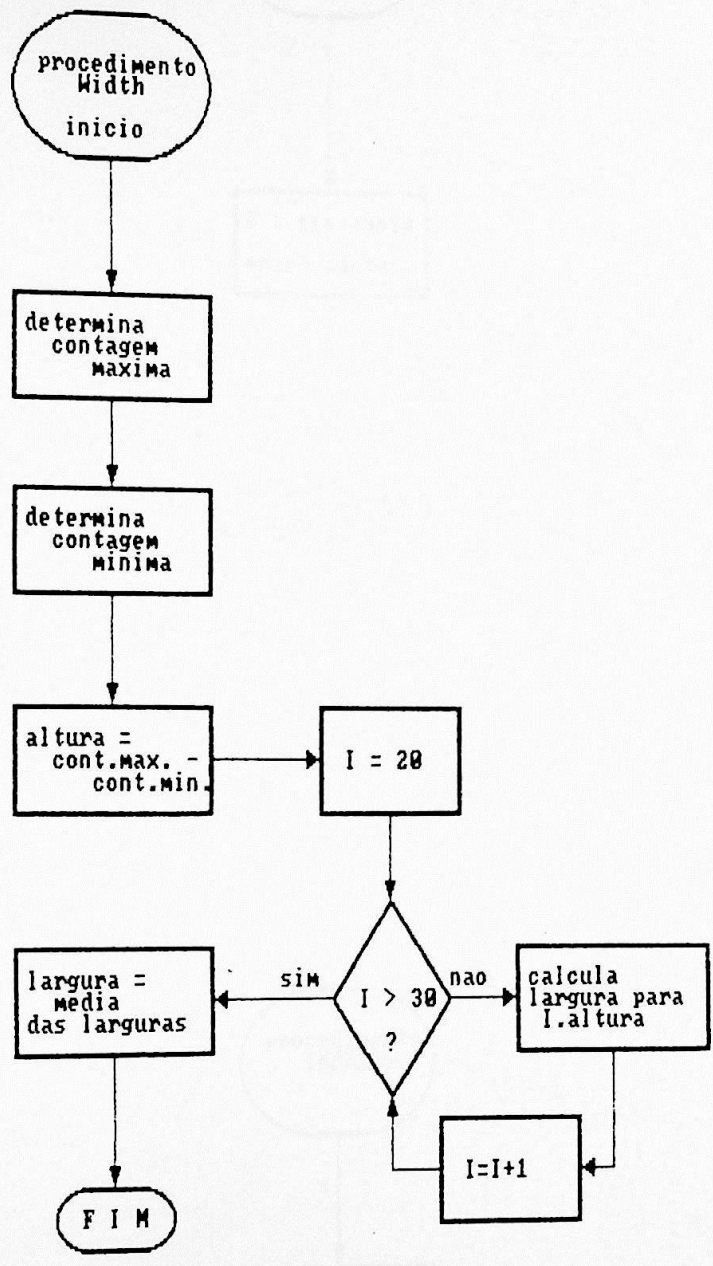


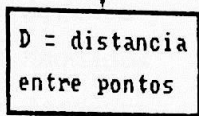
Procedimento MEIOS



Procedimento DEFREG







5.5 - Caracterização das Subrotinas

As principais subrotinas desenvolvidas neste trabalho são:

- *Menu*
- *Iniciarq*
- *Gerarq*
- *Aqdados*
- *Maqdados*
- *Aaqdados*
- *Intrelogio*
- *Exdados*
- *Histo*
- *Anadados*
- *Meios*
- *Defreg*
- *Width*
- *Integr*
- *Impress*

Programa Principal

variáveis globais: *CONTAGENS* : arquivo em forma de matriz;

MATRIZ : matriz com dados e parâmetros;

N : nome do arquivo;

C : opção do menu;

INTERVALO : tempo de aquisição;

SALVA : vetor de registradores.

função: apresenta o sistema, chama menu principal e opção escolhida.

subrotinas chamadas: *Menu*, *Iniciarq* e *Gerarq*

saída : sistema operacional

procedimento Menu (C)

função: exibe em tela o menu principal e lê a opção escolhida.

subrotina chamada : não há!

saída: *Programa Principal*.

procedimento *Exdados* (CONTAGENS, MATRIZ, N)

função: exibe em tela os parâmetros e dados armazenados em arquivos .CMO.

subrotina chamada: *Histo*

saída: *Gerarq*

procedimento *Histo* (MATRIZ)

função: exibe histograma dos dados em tela.

subrotina chamada: não há!

saída: *Exdados* ou *Anadados*

procedimento *Anadados* (CONTAGENS, MATRIZ, N)

função: realiza a análise dos dados dentro do intervalo de integração estabelecido e retorna com os resultados.

subrotinas chamadas: *Meios*, *Histo*, *Defreg*, *Width*, *Integr* e *Impress*.

saída: *Programa Principal*

procedimento *Meios*

função: exibe menu com opções de materiais para estudo e exames nas energias de 44, 60 e 100 keV.

subrotina chamada: não há!

saída: *Anadados*

procedimento *Defreg* (MATRIZ)

função: lê intervalo de integração definido e prepara vetor com dados para integração.

subrotina chamada: não há!

saída: *Anadados*

procedimento *Width* (MATRIZ)

função: estima a largura para o objeto estudado em função dos pontos obtidos na varredura.

subrotina chamada: não há!

saída: *Anadados*

procedimento *Iniciarq* (CONTAGENS, MATRIZ, N)

função: cria arquivo em disco com extensão .CMO, na forma de matriz com 4 linhas e 153 colunas, capacitada a armazenar até 150 pontos. É inicializada com 0.

subrotina chamada: não há!

saída: *Programa Principal*

procedimento *Gerarq* (CONTAGENS, MATRIZ, N, C)

função: verifica a existência dos arquivos de trabalho, gerenciando as opções aquisição de dados, exibição de dados e cálculo de resultados.

subrotinas chamadas: *Aqdados*, *Exdados* e *Anadados*

saída: *Programa Principal*

procedimento *Aqdados* (CONTAGENS, MATRIZ)

função: atualiza os arquivos com parâmetros e dados de aquisição automática ou manual.

subrotinas chamadas: *Maqdados* e *Aaqdados*

saída : *Gerarq*

procedimento *Maqdados* (CONTAGENS, MATRIZ)

função: realiza a aquisição manual dos dados via teclado.

subrotina chamada: não há!

saída : *Aqdados*

procedimento *Aaqdados* (CONTAGENS, MATRIZ)

função : realiza aquisição automática dos dados via interface, lendo o valor do bit 0 de dados da entrada paralela do microcomputador, durante um intervalo de tempo estabelecido pelo usuário.

subrotina chamada: *Intrelogio*

saída : *Aqdados*

procedimento *Intrelogio* (INTERVALO, SALVA)

função: procedimento do tipo 'interrupt' que gera interrupções na aquisição de dados a cada 55ms. Serve para controlar o tempo de aquisição.

subrotina chamada: *interrupt**

saída: *Aaqdados*

* Programa de biblioteca

procedimento *Integr* (**MATRIZ**)

função: integra numericamente os dados dentro do intervalo estabelecido pela regra de Simpson.

subrotina chamada: *num_integr**

saída: *Anadados*

procedimento *Impress*

função: imprime em papel os dados e resultados obtidos na varredura.

subrotina chamada: não há!

saída: *Anadados*

* Programa de biblioteca

ESTUDOS SIMULADOS: RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, descreveremos os testes simulados realizados para avaliar o desempenho do sistema montado e o método SPA, seja na determinação de parâmetros dos objetos em estudo, como largura e área da seção transversal varrida, seja na quantificação de conteúdo mineral, no caso de ossos.

Foram feitas medidas utilizando-se cilindros de alumínio, blocos de lucite e ossos de carneiro, para feixes de radiação do Am-241 ($3,7 \cdot 10^9 \text{Bq}$) e Gd-153 ($3,0 \cdot 10^9 \text{Bq}$).

Procurou-se fazer um estudo do método para diferentes condições iniciais do sistema, que são: energia do feixe (E), tempo de aquisição (t) e distância entre cada ponto de medida na varredura ou passo (Δx).

6.1 - Simulador de Alumínio

Utilizamos um cilindro de alumínio com as seguintes características, medidas experimentalmente:

diâmetro ϕ	:	$0,962 \pm 0,005 \text{ cm}$
densidade volumétrica ρ	:	$2,73 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$
coef. aten. linear μ		
44keV :		$1,33 \pm 0,01 \text{ cm}^{-1}$
60keV :		$0,748 \pm 0,002 \text{ cm}^{-1}$
100keV :		$0,460 \pm 0,003 \text{ cm}^{-1}$
área da seção transversal :		$0,727 \pm 0,004 \text{ cm}^2$

Foram feitas medidas de área da seção transversal e da largura nas três energias, com passos de 1 e 2mm. Além disso, usou-se alumínio em ar ou imerso em água. Para cada série de cinco medidas, foi determinado o valor de $\bar{\phi}$ e \bar{A} , este último por integração numérica dos pontos obtidos nas varreduras, segundo a regra de Simpson. A distância detetor-simulador permaneceu

constante, enquanto que a distância fonte-simulador e o tempo de aquisição, variaram em função da fonte utilizada ser de Am-241 ou Gd-153. Isto se deve ao fato das fontes terem geometrias e atividade diferentes. A geometria utilizada foi:

	44keV	60keV	100keV
detetor-simulador	10 cm	10 cm	10 cm
fonte-simulador	03 cm	05 cm	03 cm

A figura 6.1 mostra os perfis obtidos em varreduras feitas ao longo do simulador de alumínio em ar, para as três energias, com passo de 1mm. Na figura 6.2 estão ilustrados os perfis deste simulador em ar e água, obtidos com fótons de 44keV e passo de 1mm.

Os resultados obtidos estão tabelados abaixo, juntamente com a acurácia da medida. Entendemos por acurácia da medida a proximidade existente entre os valores conhecidos para o objeto em estudo e aqueles determinados pelo método, isto é:

$$\text{acurácia} = \frac{\text{valor médio} - \text{valor conhecido}}{\text{valor conhecido}} \cdot 100\%$$

44 keV

Δx	a r		á g u a	
	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm
$\bar{A}(\text{cm}^2)$ acur.	$0,77 \pm 0,01$ 5,9%	$0,74 \pm 0,01$ 1,8%	$0,75 \pm 0,01$ 3,2%	$0,76 \pm 0,01$ 4,5%
$\bar{\phi}$ (cm) acur.	$0,96 \pm 0,02$ 0,2%	$1,01 \pm 0,06$ 5,0%	$0,95 \pm 0,02$ 1,2%	$1,03 \pm 0,05$ 7,1%

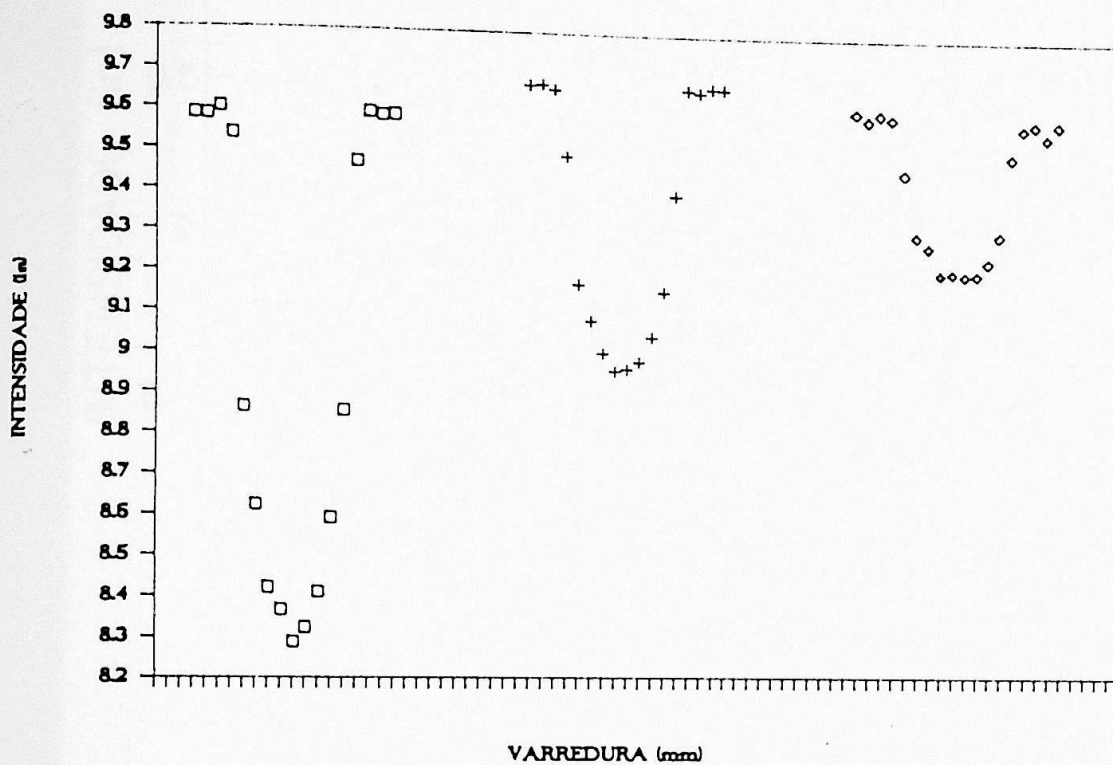


Figura 6.1 Perfis de varredura do simulador de Al para feixes de 44keV (□), 60keV (+) e 100keV (◇) de energia.

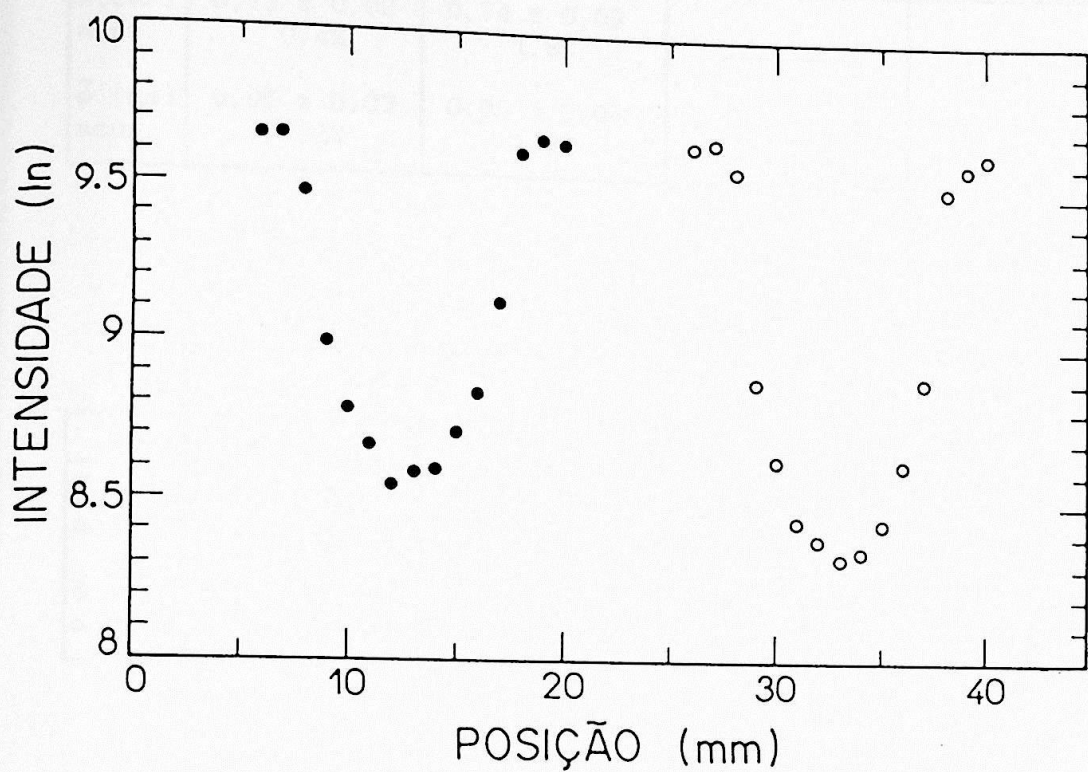


Figura 6.2 Perfis de varredura do simulador de Al no ar (○) e imerso em água (●).

60 keV

Δx	a r		á g u a	
	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm
$\bar{A}(\text{cm}^2)$ acur.	$0,73 \pm 0,02$ 0,4%	$0,74 \pm 0,03$ 1,8%	_____	_____
$\bar{\phi}$ (cm) acur.	$0,95 \pm 0,03$ 1,2%	$0,98 \pm 0,04$ 1,9%	_____	_____

100 keV

Δx	a r		á g u a	
	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm
$\bar{A}(\text{cm}^2)$ acur.	$0,78 \pm 0,02$ 7,3%	$0,74 \pm 0,03$ 1,8%	$0,74 \pm 0,04$ 1,8%	$0,76 \pm 0,03$ 4,5%
$\bar{\phi}$ (cm) acur.	$0,95 \pm 0,02$ 1,2%	$0,85 \pm 0,05$ 11,6%	$0,93 \pm 0,02$ 3,3%	$1,02 \pm 0,05$ 6,0%

No caso do objeto varrido ter forma regular, como aqui, poderíamos obter o valor de A simplesmente a partir do valor de ϕ . Entretanto, estamos interessados em avaliar o método de integração usado no cálculo de A porque, para estudos em ossos, não será mais possível obter o valor de A a partir de ϕ .

Pode-se perceber que há maior acurácia nos resultados obtidos para 60 keV que naqueles para as demais energias, porque o Am-241 possui um feixe realmente monoenergético, não acontecendo o mesmo para as duas energias do Gd-153 (apêndice B).

Observamos, também, que medidas efetuadas com passo de 1mm proporcionam resultados com melhor acurácia e precisão. Isto era de se esperar devido às características do método de integração. Este teste consistiu em uma boa avaliação do método adotado, justificando a escolha do passo de 1mm, pois a precisão é 50% melhor que no outro caso. Lembramos que a precisão pode ser definida como a habilidade de fazer medidas reproduzíveis.

Os piores valores de acurácia e precisão encontram-se entre os resultados para 100keV. Esta energia, pelo fato de sua menor atenuação no objeto, produz um perfil com menor contraste (figura 6.1), acarretando maior erro no cálculo de A e ϕ .

Outra preocupação nossa foi o tempo de aquisição que, a nível de laboratório, não seria motivo de atenção. Entretanto, como o método pretende quantificar valores 'in vivo', ou seja, em pacientes na rotina clínica, o tempo gasto na aquisição torna-se fundamental. Podemos determinar um valor de t mínimo a partir do qual a precisão e a acurácia do método não fiquem comprometidas. Para tanto, é importante que se avalie a razão $I_{\text{mínimo}}/I_{\text{máximo}}$ na varredura, para cada objeto em estudo e energia da radiação utilizada.

Salientamos que $I_{\text{mínimo}}$ e $I_{\text{máximo}}$ são intensidades do feixe medidas em pontos diferentes ao longo da varredura e, por isso, a espessura total atravessada pelo feixe deve ser mantida constante, conforme discutido no item 3.3.

No caso do alumínio, obtivemos:

	44 keV		60 keV		100 keV	
	ar	água	ar	água	ar	água
$I_{\text{mín}}/I_{\text{máx}}$	26%	34%	49%	—	63%	75%

Conhecendo a razão $I_{\text{mínimo}}/I_{\text{máximo}}$ e o valor de $I_{\text{máximo}}$, podemos determinar o valor de $I_{\text{mínimo}}$ ideal com um erro estatístico pré-estabelecido e, conseqüentemente, o tempo de aquisição. Como ilustrado abaixo, os erros estatísticos de contagens, que seguem a distribuição de Poisson, variam entre 0,7% e 1,8% para contagens entre 20.000 e 3.000.

CONTAGENS	Erro (%)
20.000	0,7
15.000	0,8
12.000	0,9
10.000	1,0
8.000	1,1
7.000	1,2
6.000	1,3
5.000	1,4
4.000	1,6
3.000	1,8

Com o intuito de se avaliar a precisão dos resultados em função de $I_{\text{máximo}}$, foram feitas aquisições com tempo $t = 20, 40, 60, 80$ e 100s , $\Delta x = 1\text{mm}$ usando o feixe de Am-241, cujos resultados são:

t	20s	40s	60s	80s	100s
$I_{\text{máximo}}$	3460	6795	10049	13198	16453
$I_{\text{mínimo}}$	1654	3302	4837	6448	7831
$\sigma (I_{\text{mín.}})$	2,5%	1,7%	1,4%	1,2%	1,1%
$\bar{A} (\text{cm}^2)$	$0,70 \pm 0,04$	$0,72 \pm 0,02$	$0,75 \pm 0,02$	$0,73 \pm 0,02$	$0,75 \pm 0,02$

Verificamos que houve uma diminuição de precisão no cálculo de A somente para $I_{\text{máximo}} \approx 3.500$ ($t = 20\text{s}$). Concluimos que a limitação da precisão dos resultados é mais dependente do processo de integração numérica que do erro estatístico das contagens. Isso mostra que, neste caso, para $I_{\text{máximo}}$ acima de 7.000 a precisão do método não se altera. Consequentemente, pode-se determinar um tempo de aquisição ideal segundo este procedimento.

6.2 - Simulador de Lucite

Utilizamos um pequeno bloco de lucite com as seguintes características, medidas experimentalmente:

largura l	:	$1,33 \pm 0,01$ cm
espessura d	:	$2,92 \pm 0,02$ cm
densidade volumétrica ρ	:	$1,16 \pm 0,02$ g/cm ³
coef. aten. linear μ		
	44keV :	$0,256 \pm 0,002$ cm ⁻¹
	60keV :	$0,222 \pm 0,002$ cm ⁻¹
	100keV :	$0,186 \pm 0,003$ cm ⁻¹
área da seção transversal	:	$3,87 \pm 0,03$ cm ²

Foram feitas medidas de área da seção transversal e da largura nas três energias, com passos de 1 e 2mm. Não se realizou nenhuma medida com lucite imersa em água, pois seus coeficientes de atenuação possuem valores muito próximos, para as energias utilizadas. As distâncias fonte-simulador e detetor-simulador eram as mesmas utilizadas no estudo com alumínio.

Os resultados obtidos, para séries de 5 aquisições, são:

44 keV

Δx	a r	
	1 mm	2 mm
\bar{A} (cm ²)	$4,07 \pm 0,06$	$4,01 \pm 0,06$
acur.	5,2%	3,6%
\bar{l} (cm)	$1,42 \pm 0,02$	$1,47 \pm 0,03$
acur.	6,8%	10,5%

60 keV

a r		
Δx	1 mm	2 mm
$\bar{A}(\text{cm}^2)$ acur.	$3,90 \pm 0,08$ 0,8%	$3,83 \pm 0,09$ 1,0%
$\bar{\ell}$ (cm) acur.	$1,43 \pm 0,03$ 7,5%	$1,44 \pm 0,05$ 8,3%

100 keV

a r		
Δx	1 mm	2 mm
$\bar{A}(\text{cm}^2)$ acur.	$4,15 \pm 0,07$ 7,2%	$4,15 \pm 0,07$ 7,2%
$\bar{\ell}$ (cm) acur.	$1,42 \pm 0,02$ 6,8%	$1,47 \pm 0,05$ 10,5%

Mais uma vez podemos notar que a melhor acurácia, na medida de A , é obtida com energia de 60 keV. Valores grandes encontrados para acurácia na determinação de ℓ são um indicio de que o procedimento usado, para se estimar a largura, não é eficiente no caso de objetos cujas bordas varridas são paralelas ao feixe incidente. O fato do feixe de radiação possuir dimensão, neste caso um diâmetro de 2mm, restringe a capacidade de delimitação das bordas do objeto. Isso mostra que o feixe possui uma limitação geométrica e seu poder de identificar bordas com precisão depende da posição relativa entre eles.

Na figura 6.3, estão ilustrados os perfis de varreduras com passos de 1mm e 2mm. Podemos perceber que a delimitação da borda com passo de 1mm é superior àquela com passo de 2mm, embora ainda imprecisa.

Estes resultados confirmam utilização de passos de 1mm para medidas em objetos cilíndricos.

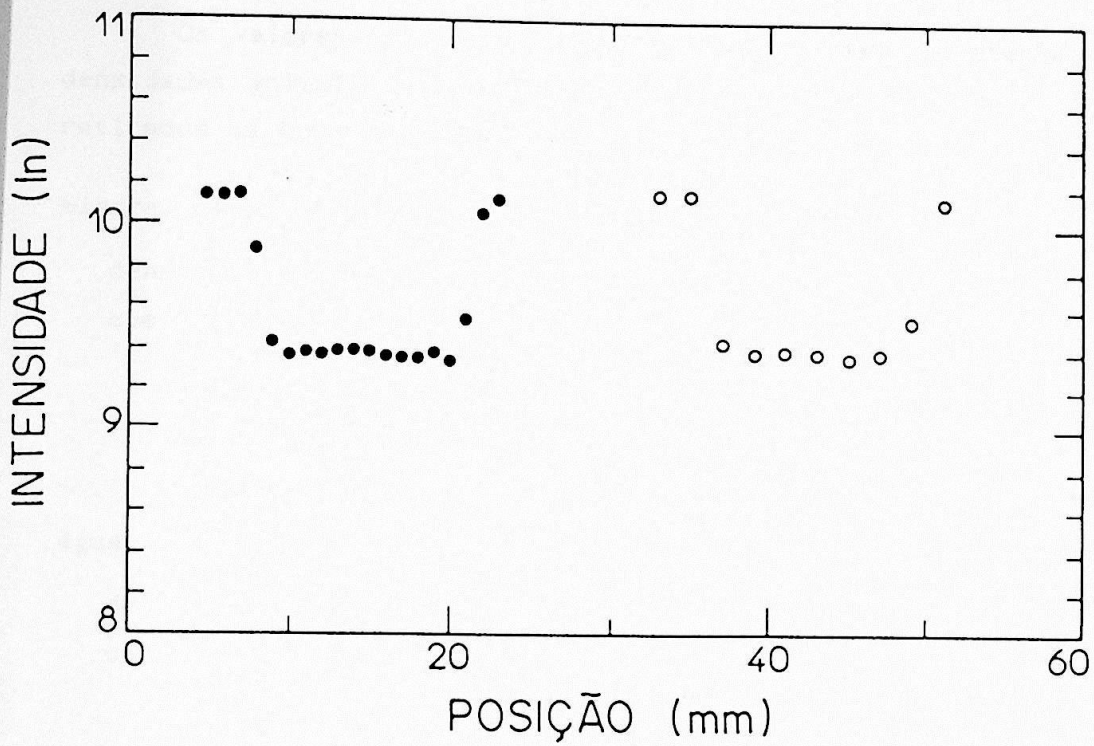


Figura 6.3 Perfis de varredura do simulador de lucite com passos de 1mm (●) e 2mm (○) para o feixe de 60keV.

6.3 - Medidas com Ossos de Carneiro

Utilizamos alguns ossos de carneiro, onde houve remoção da medula óssea e do perióstee e sua posterior imersão em água, para simular as condições 'in vivo'.

Os valores utilizados para os coeficientes de atenuação e densidades volumétricas do mineral ósseo e do tecido mole, foram retirados da literatura^(6,13). Eles são:

mineral ósseo (hidroxiapatita de cálcio)

densidade volumétrica ρ	:	3,00	g/cm^3
coef. aten. linear μ			
44keV :		2,32	cm^{-1}
60keV :		1,21	cm^{-1}
100keV :		0,609	cm^{-1}

água

densidade volumétrica ρ	:	1,00	g/cm^3
coef. aten. linear μ			
44keV :		0,245	cm^{-1}
60keV :		0,205	cm^{-1}
100keV :		0,171	cm^{-1}

Foram efetuadas várias varreduras para as diversas energias. As distâncias fonte-osso e detetor-osso eram as mesmas dos testes anteriores, assim como as demais condições do sistema. Para cada energia, efetuou-se uma série com cinco varreduras, todas com passo de 1mm.

Realizamos duas séries de varreduras, com 44keV e 100keV, em local do osso onde sua largura ℓ havia sido determinada por meio de medida direta, ou seja, com um paquímetro. Os resultados obtidos para um osso com $\ell = 1,65 \pm 0,02$ cm, foram:

	44keV	100keV
$\bar{\ell}$ (cm)	1,66 ± 0,02	1,64 ± 0,03
acurácia	0,6%	0,6%
CMO(g/cm)	1,60 ± 0,05	1,63 ± 0,09
CMON(g/cm ²)	0,96 ± 0,03	0,99 ± 0,05

O valor de CMON resulta da normalização do CMO com a largura ℓ , pois no caso de varreremos seções transversais mais largas do mesmo osso, ou ossos diferentes, isto é, partes dos ossos com áreas A maiores, obteríamos um valor maior para CMO.

Conforme podemos observar nos resultados, os valores de acurácia encontrados para a largura do osso estão realmente bons. Isso nos mostra que tanto o método de quantificação adotado, quanto o software de análise, nos fornecem uma boa ferramenta para as medidas propostas. No que diz respeito aos valores de CMO e CMON encontrados, observamos que o sistema se mostra bastante reprodutível. Mais uma vez, como era de se esperar, os resultados para 100keV são menos precisos.

Submetemos o osso acima utilizado à desmineralização, deixando-o por 72 horas em solução (4,2%) de ácido acético. Após este período, realizamos uma varredura no mesmo local do teste anterior, obtendo os seguintes valores para 44keV e 100keV:

	44 keV	100 keV
ℓ (cm)	1,58 ± 0,02 (4,8%)	1,58 ± 0,02 (3,7%)
CMO (g/cm)	1,35 ± 0,03 (15%)	1,54 ± 0,09 (5,5%)
CMON (g/cm ²)	0,85 ± 0,02 (11,4%)	0,98 ± 0,07 (1,0%)

Os valores entre parênteses correspondem às variações em relação às medidas com o osso normal.

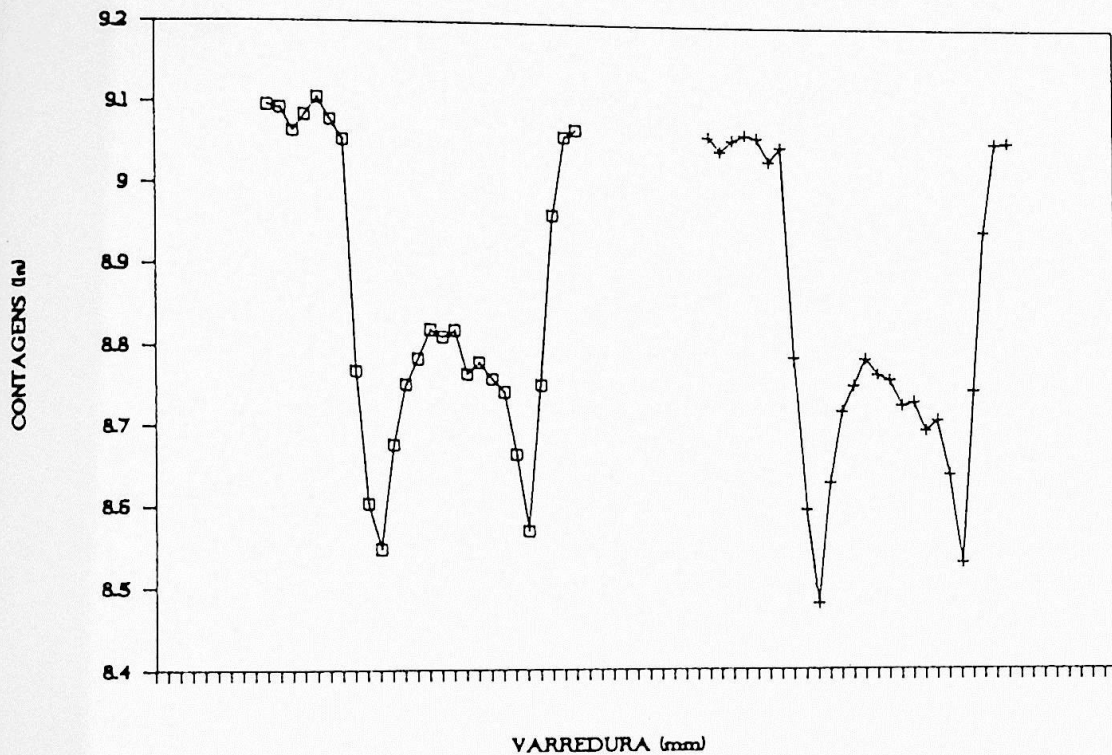


Figura 6.4 Perfis de um osso de carneiro obtidos com aquisição via interface (□) e utilizando um analisador multicanal (+).

Podemos observar que, apesar das larguras terem apresentado variações iguais para os fótons das duas energias, o grau de desmineralização percebido pelos fótons de 100 keV é muito inferior àquele dos fótons menos energéticos, ou seja, a sensibilidade é com este último é maior.

Com o objetivo de avaliarmos a interface construída, realizamos varreduras com feixe de 60 keV no mesmo osso e sob as mesmas condições, utilizando também um analisador multicanal. Os resultados obtidos, a partir dos perfis da figura 6.4, foram:

	INTERFACE	MULTICANAL
\bar{l} (cm)	1,61 ± 0,03	1,63 ± 0,03
CMO(g/cm)	1,78 ± 0,07	1,79 ± 0,07
CMON(g/cm ²)	1,11 ± 0,05	1,10 ± 0,05

O que podemos observar é a boa concordância dos resultados entre os dois modos de aquisição, que vem reforçar o bom desempenho da interface.

Notamos que o osso utilizado aqui é diferente daquele dos testes com 44 e 100keV, por isso, os resultados não podem ser comparados.

6.4 - Medidas 'in vivo'

Como parte final do trabalho, realizamos medidas de conteúdo mineral em 4 voluntários entre 20 e 50 anos de idade, sendo 3 do sexo feminino e 1 do sexo masculino. Os valores utilizados para as constantes do mineral ósseo são os mesmos já listados (item 6.3) e para o tecido mole são:

tecido mole (1/3 músculo, 1/3 gordura 1/3 água)

densidade volumétrica ρ	:	0,98 g/cm ³
coef. aten. linear μ		
44keV :		0,235 cm ⁻¹
60keV :		0,195 cm ⁻¹
100keV :		0,166 cm ⁻¹

Todas as medidas foram realizadas no braço (para os dois ossos, i.e., ulna e rádio), em torno do qual colocamos uma bolsa de água para garantir a espessura constante no caminho do feixe. A energia utilizada foi 44keV, o passo de 1mm, a janela de 20% e o tempo de aquisição de 40s.

	l (cm)		CMO (g/cm)		CMON (g/cm ²)	
	ulna	rádio	ulna	rádio	ulna	rádio
1	0,91±0,02	1,10±0,02	0,76±0,01	0,92±0,01	0,82±0,02	0,84±0,02
2	0,83±0,02	0,99±0,02	0,54±0,01	0,69±0,01	0,65±0,02	0,69±0,02
3	0,87±0,02	0,96±0,02	0,77±0,02	0,87±0,02	0,89±0,02	0,90±0,02
4*	1,11±0,02	1,38±0,03	0,74±0,02	0,90±0,02	0,67±0,02	0,65±0,03

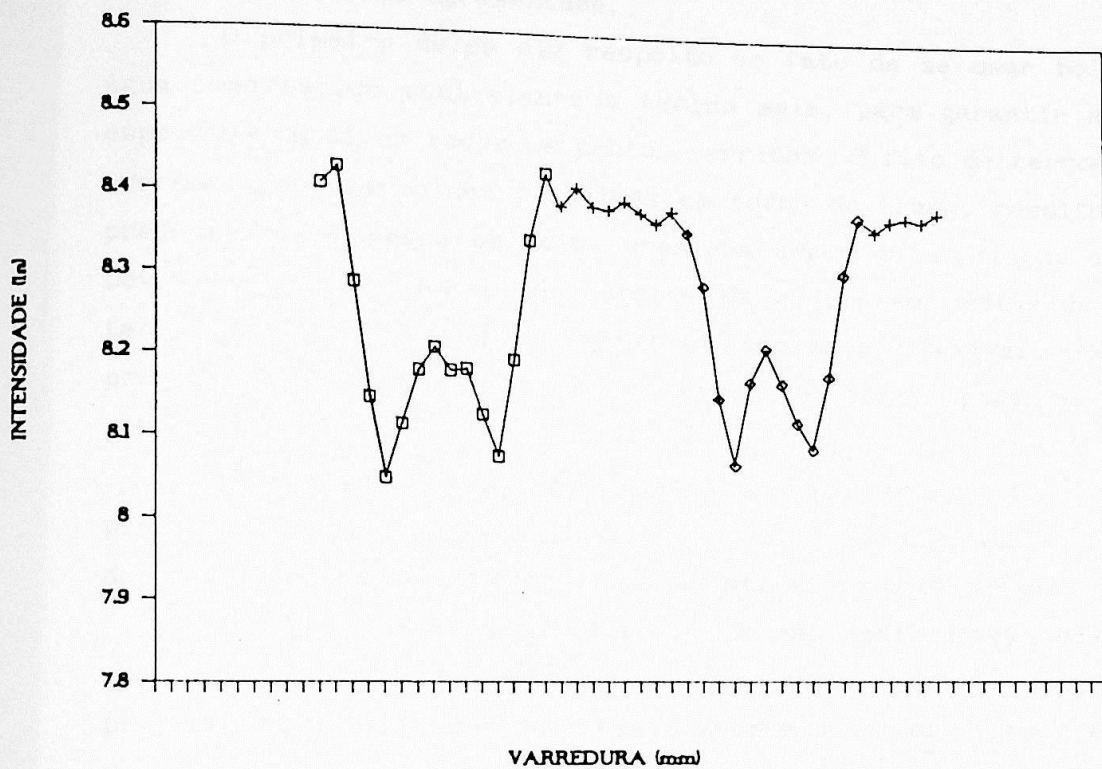
* sexo masculino

Os dados encontrados na literatura⁽²⁾ para o CMO do rádio, para indivíduos entre 20-50 anos, são:

	CMO (g/cm)		CMON (g/cm ²)	
	mínimo	máximo	mínimo	máximo
HOMEM	1,08	1,58	0,65	0,90
MULHER	0,80	1,20	0,55	0,80

Comparando os resultados 'in vivo' e a tabela acima, podemos dizer que eles estão dentro da faixa de normalidade. Ressaltamos que para os voluntários 2 e 4, os valores obtidos para CMO estão ligeiramente abaixo da faixa dos normais. Entretanto, os valores normalizados (CMON) se apresentam dentro da faixa de normalidade, mostrando claramente a influência da largura do osso nesta quantificação.

Ressaltamos que o conteúdo mineral ósseo é função da idade do indivíduo, em especial da mulher. Por isso, é importante se ter uma noção do comportamento desta variação quando desejamos fazer uma avaliação mais realística.



Perfil de varredura realizada num voluntário. Podemos perceber os ossos do antebraço, i.e., rádio (esquerda) e ulna (direita).

Condições de Medida

Pretendemos, aqui, chamar a atenção para alguns cuidados especiais que necessitam ser tomados, na realização de medidas 'in vivo' com o método apresentado.

O primeiro deles diz respeito ao fato de se usar bolsas de água como tecido equivalente a tecido mole, para garantir a mesma espessura total em todos os pontos varridos. O fato de termos pouca aderência destas bolsas plásticas em torno do braço, resultando na presença de ar entre os dois, ocasiona erros na avaliação do CMO. Deve-se tomar o máximo de cuidado na colocação destas bolsas e tentar confeccioná-las de material bastante flexível. Mesmo a presença de bolhas no seu interior é fonte para erro nos resultados.

Como estas bolsas são comprimidas em torno do braço por duas placas paralelas, a garantia da espessura constante também depende do quão paralelas encontram-se estas placas durante o exame.

Outro cuidado importante é o da não movimentação do membro em exame, durante a varredura. Como nosso sistema possui boa precisão de medida, qualquer deslocamento ocorrido durante o exame vai se refletir no resultado final.

Um outro fator que deve ser levado em conta é a posição do braço. Deve-se tomar o cuidado de deixar os dois ossos, ulna e rádio, com separação mínima suficiente para permitir a distinção entre eles.

COMENTÁRIOS FINAIS

Segundo podemos observar pelos resultados obtidos e expostos no capítulo anterior, o sistema apresentou um bom desempenho nos testes realizados com simuladores, com ossos 'in vitro' e exames 'in vivo'. Os valores obtidos para precisão e acurácia estão dentro do esperado⁽¹³⁾, ou seja, 2-3% e 5%, respectivamente. O sistema está plenamente capacitado a realizar medidas com a qualidade dos similares existentes no mercado. Nosso objetivo de desenvolver um sistema capaz de quantificação do conteúdo mineral dos ossos 'in vivo' foi plenamente alcançado.

Sabemos que o método está limitado às medidas apenas no esqueleto apendicular, fator que levou alguns autores a fazer um estudo^(14,15,16), para avaliar o real significado dos valores de CMO obtidos neste esqueleto, como indicadores de um quadro patológico e, se for o caso, do risco de fratura do osso.

Precisamos levar em conta, ao realizar exames, que pessoas de grande porte possuem ossos grandes. Torna-se razoável, então, a normalização do CMO com a largura do osso, resultando em um parâmetro menos dependente do biotipo da população. Conclui-se também, deste fato, que a medida tem um significado maior para um acompanhamento periódico do que como medida isolada. Para esse acompanhamento, há a necessidade de reproduzir as medidas no mesmo local, pois dependendo da porção do osso varrida no exame (centro ou extremidades), obtém-se um valor diferente para o CMO.

A versatilidade e a simplicidade do equipamento tornam o método SPA vantajoso. Enquanto em muitas técnicas necessita-se de enormes e caros aparelhos, ou manuseio de fontes de nêutrons, na SPA realizam-se medidas com um equipamento bastante simples e barato em relação aos demais. Além disso, ampólas de raios X tem sido utilizadas como forma alternativa às fontes de radionuclídeo, na produção do feixe de radiação. O sistema desenvolvido neste trabalho, com poucas modificações, pode utilizar estas ampólas na produção do feixe de radiação.

Uma outra possibilidade de utilização de nosso sistema é na quantificação do CMO pelo método DPA. A interface construída, que no momento trabalha com o sinal de apenas 1 analisador SCA, tem capacidade de receber o sinal de um outro SCA, simultaneamente ao primeiro. Com pequenas modificações no software e no hardware, teremos a capacidade de fazer mapeamento com feixe bienergético, para determinação do CMO.

A utilização em rotina clínica deste sistema, para determinação do CMO, pode ser facilmente introduzida, acoplando-se sondas nucleares já existentes a microcomputadores e implementando o software desenvolvido. Neste caso, torna-se importante a determinação da faixa de normalidade do CMO, considerando fatores como raça, sexo, hábito alimentar, etc., da população.

Apêndice A

CARACTERÍSTICAS DA ENTRADA PARALELA DO MICROCOMPUTADOR

A porta paralela é comumente chamada de interface para a impressora, mas o que a caracteriza é a possibilidade de ser usada para aquisição de dados digitais.

Podemos dividir a porta paralela em 12 linhas de saída e 5 de entrada genéricas. Assim, suas aplicações vão desde a conexão com impressoras até controles de processos industriais.

O acesso a esta porta é feito por meio do conector DB25 fêmea existente no microcomputador. Quando conectada para aquisição de dados, o software aplicativo se encarregará de todo o tratamento das informações de entrada e saída pela porta. Assim, o conhecimento do hardware da porta paralela se faz necessário para aplicativos que impliquem na sua utilização.

Na figura A.1 temos o diagrama de blocos de uma porta paralela.

No conector DB25, temos três conjuntos de sinais:

CD0 a CD7, que formam a barra de dados bi-direcional externa;
CC0 a CC3, que formam a barra de comandos bi-direcional externa;
CE3 a CE7, que formam a barra de entrada de estado do periférico externo.

As siglas CD, CC e CE significam Controlador de Dados, de Comandos e de Estado, respectivamente; o número de 0 à 7 se relaciona com o bit da barra de dados do microprocessador, onde 0 é o bit menos significativo e 7 o mais significativo.

O acesso à porta é feito em software pelas instruções de entrada e saída (In/Out), e os endereços são:

Controlador de Dados	:	378 H ou 37C H
Controlador de Comandos	:	37A H ou 37F H
Controlador de Estado	:	379 H ou 37D H

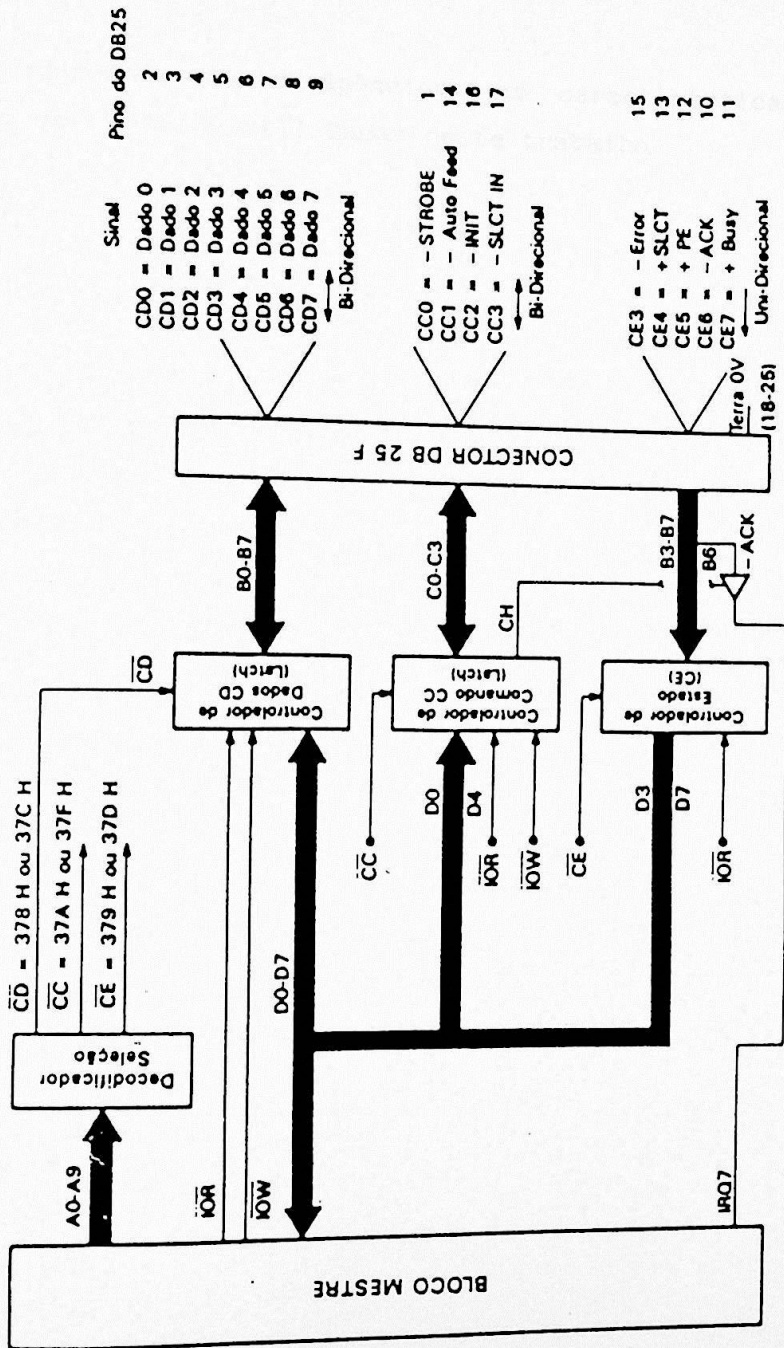


Figura A.1 Diagrama da porta paralela do microcomputador.

Apêndice B

FONTES DE RADIONUCLÍDEO

Daremos, neste apêndice, as características básicas das fontes de radiação utilizadas neste trabalho.

B.1 - Am-241

O Am-241 decai por emissão α para o Np-237 e emite raios gama, principalmente de 59.51 keV, além de raios X, sendo sua meia-vida de 458 anos. As intensidades relativas das suas principais emissões são:

Energia (keV)	Intensidade
26,36	0,082
33,20	0,050
43,46	0,060
59,51	1,000
103	0,001

A fonte utilizada neste trabalho consiste de uma cápsula de aço inoxidável. Trata-se de um cilindro com 10,8 mm de diâmetro e 6mm de espessura, sendo o diâmetro ativo de 7,5 mm. O amerício está incorporado num esmalte e selado na cápsula.

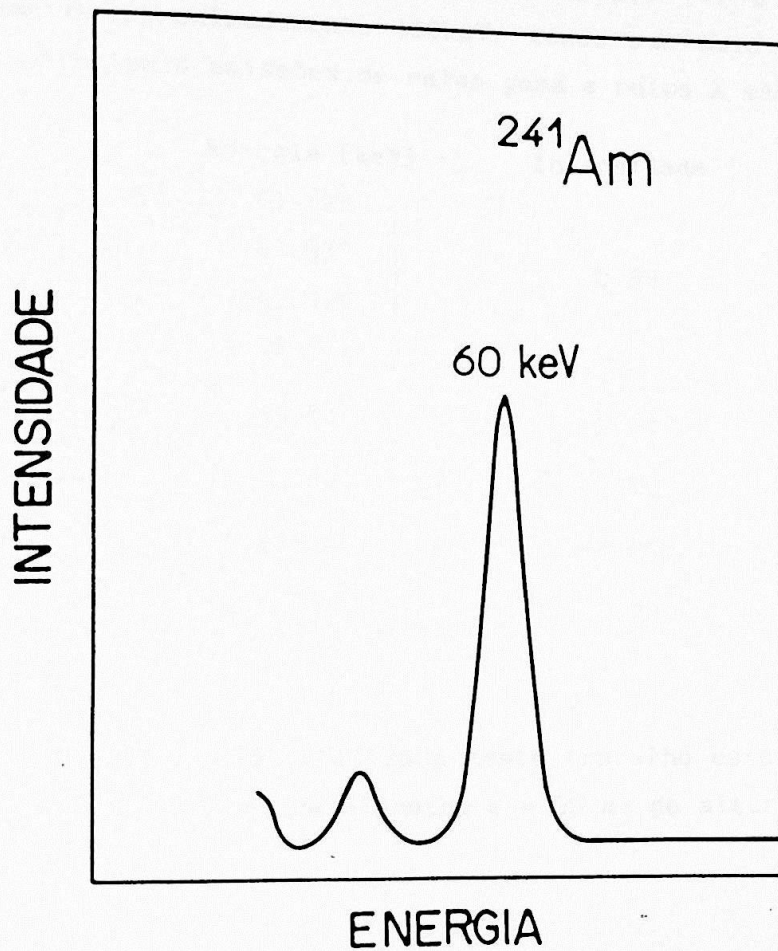


Figura B.1 Espectro de altura de pulso do Am-241, obtido em analisador multicanal.

B.2 - Gd-153*

O Gd-153 decai por captura eletrônica para o Eu-153 e emite principalmente raios X da camada K do európio (41 e 48keV) e 2 raios gama de aproximadamente 100keV, sendo sua meia-vida de 240 dias. As principais emissões de raios gama e raios X são:

	Energia (keV)	Intensidade
$K_{\alpha,1}$	41,529	} 3,68
$K_{\alpha,2}$	40,877	
$K_{\beta,1}$	47,027	
$K_{\beta,2}$	48,241	
	69,68	0,081
	83,39	0,007
	97,47	1,000
	103	0,729

A fonte de Gd-153 utilizada neste trabalho está encapsulada num cilindro com ≈ 18 mm de diâmetro e ≈ 55 mm de altura.

* Alexander, 1969

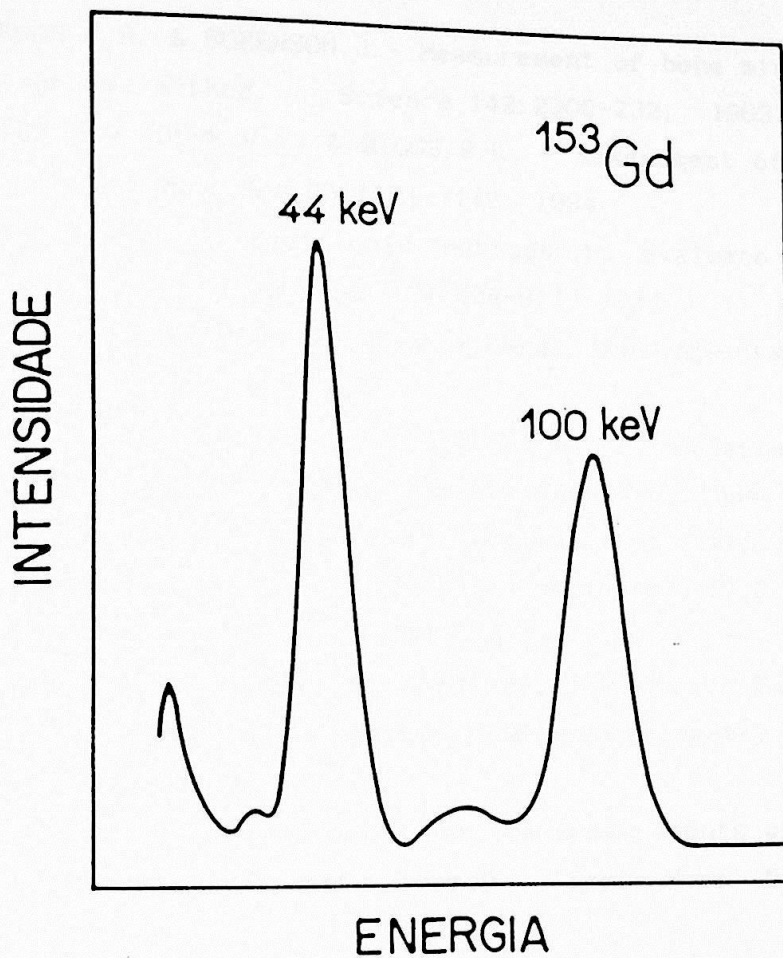


Figura B.2 Espectro de altura de pulso do Gd-153, obtido em analisador multicanal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bibliografia Consultada

1. CAMERON, J.R. & SORENSON, J.- Measurement of bone mineral in vivo: An improved method. *Science* 142:2300-232, 1963.
2. WAHNER, H.W., DUNN, W.L. & RIGGS, B.L. - Assessment of bone mineral Part 1. *J Nucl Med* 25:1131-1142, 1984.
3. KIMMEL, P.L. - Radiologic methods to evaluate bone mineral content. *Ann Intern Med* 100:908-911, 1984..
4. TOTHILL, P.- Methods of Bone Mineral Measurements. *Phys Med Biol* 34:543-573, May 1989.
5. WAHNER, H.W., DUNN, W.L. & RIGGS, B.L. - Assessment of bone mineral - Part 2. *J Nucl Med* 25:1241-1253, 1984.
6. SORENSON, J.A. & CAMERON, J.R.- Transmission Scanning Techniques. In: *Instrumentation in Nuclear Medicine vol.2*. New York, Academic Press, 1974. p.349-384.
7. MAZESS, R.B., CAMERON, J.R. & MILLER, H.- Direct Readout of Bone Mineral Content using Radionuclide Absorptiometry. *Inn J Appl Radioat Isot* 23:471, 1972.
8. GOODWIN, P.N.- Methodologies for the measurements of bone density and their precision and accuracy. *Semin Nucl Med* 17:293-304, Oct. 1987.
9. SARTORIS, D.J. & RESNICK, D.- Dual-Energy Radiographic Absorptiometry for Bone Densitometry: Current Status and Perspective. *AJR* 152:241-246, Febr. 1989.
10. WASSERMAN, S.H.S. & BARZEL, U.S.- Osteoporosis: The state of the art in 1987: a review. *Semin Nucl Med* 17:283-292, Oct. 1987.
11. MARONE, M.M.S., LEWIN, S. et. al.- Diagnóstico de Osteoporose através da Densitometria de Dois Fótons. *Rev Ass Med Brasil* 35,2:57-62, mar/abr 1989.
12. *Quality Control of Nuclear Medicine Instruments*. Vienna, IAEA, Nov. 1984.
13. EVANS, R.D. - X-ray and gamma-ray interactions. In: ATTIX, F.H., ROESCH, W.C. & TOCHILIN, E., ed.- *Radiation Dosimetry*. 2a ed. New York, Academic Press, 1968. vol.I p.94-155.

14. GENANT, H.K., BLOCK, J.E. et al. - Appropriate use of Bone Densitometry. *Radiology* 170:817-822, Mar. 1989.
15. BILBREY, G.L., WEIX, J., KAPLAN, G.D. - Value of single photon absorptiometry in osteoporosis screening. *Clin Nucl Med* 13:7-12, Jan. 1988.
16. RIGGS, B.L., WAHNER, H.W., et al. - Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging. *J Clin Invest* 67:328-335, Febr. 1981.
17. WAHNER, H.W. - Single and Dual - photon absorptiometry in osteoporosis and osteomalacia. *Semin Nucl Med* 17:305-315, Oct. 1987.

Bibliografia Geral

- ALEXANDER, P. - Properties of Gamma Transitions in the Decays of Sm-153 and Gd-153 into Eu-153. *Phys Rev. B* 134, B-449.
- DUNN, W.L., KAN, S.H., WAHNER, H.W. - Errors in longitudinal measurements of bone mineral: effect of source strength in single and dual photon absorptiometry. *J Nucl Med* 28:1751-1757, Nov. 1987.
- ERMAN, J., OTT, S.M. - Accuracy of dual photon absorptiometry in excised femurs. *J Nucl Med* 29:1853-1855, 1988.
- GOTFREDSEN, A.; PODENPHANT, J. et al. - Accuracy of lumbar spine bone mineral content by dual photon absorptiometry. *J Nucl Med* 29:248-254, 1988.
- GUPTA, S.M.; PATEL, Y. et al. - Nuclear medicine studies of aging III. Radial bone mineral content by single and dual photon absorptiometry. *Nucl Med Biol* 15:429-430, No.4, 1988.
- GUPTA, S., LUNA, E., et al. - Photon absorptiometry for noninvasive measurement of bone mineral content. *Clin Nucl Med* 9:435-439, Aug. 1984.
- LEICHTER, I., BIVAS, A., et al. - The relative significance of trabecular and cortical bone density as a diagnostic index for osteoporosis. *Phys Med Biol* 32:1167-1174, Sept. 1987.
- NICOLL, J.J., SMITH, M.A., et al. - Measurement of hand bone mineral content using single-photon absorptiometry. *Phys Med Biol* 32:697-706, June. 1987.

- NILAS, L., PODENPHANT, J., et al. - Usefulness of regional bone measurements in patients with osteoporotic fractures of the spine and distal forearm. *J Nucl Med* 28:960-965, 1987.
- SELDIN, D.W.; ESSER, P.D.; ALDERSON, P.O. - Comparison of bone density measurements from different skeletal sites. *J Nucl Med* 29:168-173, 1988.
- THORSON, L.M., WAHNER, H.W. - Single- and Dual-photon absorptiometry techniques bone mineral analysis. *J Nucl Med Tech* 14:163-171, Sept. 1986
- WAHNER, H.W., DUNN, W.L. & RIGGS, B.L. - Noninvasive bone mineral measurements. *Semin Nucl Med* 13:282-289, 1982.
- WAHNER, H.W., RIGGS, B.L. & BEABOUT, J.W. - Diagnosis of osteoporosis: Usefulness of photon absorptiometry at the radius. *J Nucl Med* 18:432-437, 1977.
- WHITE, D.R. - Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Med Phys* 5(6):467-479, Nov./Dec. 1978.
- WHITE, D.R. - The formulation of tissue substitute materials using basic interaction data. *Phys Med Biol* 22: 889-899, May 1977.
- WHITE, D.R. - An analysis of the Z-dependence of photon and electron interactions. *Phys Med Biol* 22:219-228, Febr. 1977.

- AVIOLI, L.V. - *The Osteoporotic Syndrome: detection, prevention and treatment.* Orlando, Grune & Stratton, 1983.
- DAMASK, A.C. - *Medical Physics vol. I. cap 5* New York, Academic Press, 1978..
- DAVIS, B.O., HOLTZ, N. & DAVIS, J.C. - *Conceptual Human Physiology,* Columbus-Ohio, Bell & Howell, 1985.
- JOHNS, H.E. & CUNNINGHAM, J.R. - *The absorption of Radiation In: The Physics of Radiology,* 3a ed. Springfield, Charles C. Thomas, 1974. p.135-195.
- KNOLL, G.F. - *Radiation Detection and Measurement.* New York, John Wiley & Sons, 1989.
- MALCOLME-LAWES, D.J. - *Microcomputers and Laboratory Instrumentation.* New York, Plenum Press, 1984.
- NICHOLSON, P.W. - *Nuclear Electronics.* London, John Wiley & Sons, 1974.

- PRITCHARD, J. J. - Bones. In: HEAD, J. J., ed. - *Carolina Biology Readers*. 2a ed. Burlington, Carolina Biological Supply Company, 1979. vol. 47.
- SEGRÉ, E. B. - *Experimental Nuclear Physics*. New York, John Wiley & Sons, 1960..
- SHAFROTH, S. M. - *Scintillation Spectroscopy of Gamma Radiation*. New York, Gordon and Breach Science Publishers, 1967. vol 1.
- WARWICK, R. & WILLIAMS, P. L. - *Gray Anatomia*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1979. 35a ed. tomo-I.
- WIRTH, N. - *Algorithms + Data Structures = Programs*. N. Jersey, Prentice-Hall Englewood Cliffs, 1976.

- *Manual de referência técnica (XT 2002)*. Microtec, 1a.ed., versão 1.0, agosto 1985.
- *Software engeneering handbook*. Bridgeport, Connecticut, General Eletric Company, McGraw-Hill, 1986.
- *The TTL data book*. Texas Instruments, 1985.on. New York, Gordon and Breach Scienc.