

INIS-mf- ~~678~~ 770

JULIO KIEFFER

**DESCRIÇÃO, CARACTERÍSTICAS E DESEMPENHO
DE UM PROTÓTIPO DE CONTADOR DE CORPO
INTEIRO PARA USO CLÍNICO**

**Tese de Doutorado apresentada
à Faculdade de Medicina da USP
no Departamento de Clínica Médica**

1970

JULIO KIEFFER

**DESCRIÇÃO, CARACTERÍSTICAS E DESEMPENHO
DE UM PROTÓTIPO DE CONTADOR DE CORPO
INTEIRO PARA USO CLÍNICO**

Tese de Doutorado apresentada
à Faculdade de Medicina da USP
no Departamento de Clínica Médica

1970

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

1970

REITOR : Prof. Dr. Miguel Reale

FACULDADE DE MEDICINA

DIRETOR: Prof. Dr. Paulo de Almeida Toledo

SECRETÁRIO : Dr. Dante Nese

PROFESSORES TITULARES

Prof.Dr. Antônio Barros de Ulhôa Cintra
Prof.Dr. Charles Edward Corbett
Prof.Dr. Constantino Mignone
Prof.Dr. Edmundo Vasconcelos
Prof.Dr. Eduardo Marcondes Machado
Prof.Dr. Eurico da Silva Bastos
Prof.Dr. Euryclides de Jesus Zerbini
Prof.Dr. Fernando de Oliveira Bastos
Prof.Dr. Flávio Pires de Camargo
Prof.Dr. Guilherme Rodrigues da Silva
Prof.Dr. Ayush Morad Amar
Prof.Dr. Jerônimo Geraldo de Campos Freire
Prof.Dr. Luiz Venere Décourt
Prof.Dr. Paulo Braga de Magalhães
Prof.Dr. João Alves Meira
Prof.Dr. Raphael da Nova
Prof.Dr. Sebastião de Almeida Prado Sampaio

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

Esta tese foi realizada no "Laboratório de Radioisótopos" que o Instituto de Energia Atômica mantém anexo à 1^a Divisão do Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

A
quantos direta ou indiretamente contribuíram para
a realização d'êste, em sinal de reconhecimento.

ÍNDICE

	página
INTRODUÇÃO	1
DESCRIÇÃO DO PROTÓTIPO DE CONTADOR DE CORPO INTEIRO PARA USO CLÍNICO	17
CARACTERÍSTICAS E DESEMPENHO DO IEA-II - MATERIAIS, MÉTODOS E RESULTADOS	34
COMENTÁRIOS	65
CONCLUSÕES E ILAÇÕES	87
BIBLIOGRAFIA	90
APÊNDICE - GLOSSÁRIO	113

INTRODUÇÃO

Contadores de corpo inteiro (CCI) são sistemas destinados à detecção e à medição da radioatividade corpórea total decorrente da presença natural, acidental ou intencional de radionuclídeos* independente mente de sua distribuição nos órgãos e tecidos.

Foram inicialmente concebidos para a mensuração da atividade* residual de indivíduos que haviam ingerido tintas contendo rádio (pintores de letras e algarismos luminosos dos relógios). Malgrado o interesse por medidas de corpo inteiro remonte aos albores do emprego de substâncias radioativas (SCHLUNDT e col., 148, EVANS, 39) foi somente a partir da década de 50 que com SIEVERT (150), ANDERSON (3) e MARINELLI e col. (98) se logrou a detecção de atividade totais da ordem das que ocorrem em contaminações naturais. Dados, informações e revisões relativas ao assunto podem ser encontradas nas referências (2, 106, 100, 4, 87, 107, 27, 58, 26 e 101)**.

* Toda palavra assinalada com asterisco tem a aceção aqui utilizada referida no glossário em apêndice.

** Referências múltiplas estão em ordem cronológica.

Destinam-se a medição externa, realizada a distância, o que limita a técnica aos radionuclídeos* emissores gama de média e alta energia (para os quais a absorção no organismo é limitada) e, eventualmente, aos emissores beta de alta energia, cuja atividade pode ser revelada pela radiação de freamento* - Bremsstrahlung - (13 e 78).

O campo de aplicação das técnicas de medição da atividade corpórea total acha-se em contínua expansão, interessando diretamente o domínio das aplicações clínicas de radioisótopos (158, 60, 94, 65, 66 e 35), da proteção e higiene das radiações através do estudo das contaminações naturais, acidentais ou ocupacionais (72, 159, 29, 93, 73, 76, 97, 79).

Assim, no âmbito da clínica, são empregados para o controle da absorção determinando-se, ao término de tempos definidos, a fração da dose de material radioativo administrado que, ao permanecer no organismo, representa a parcela absorvida. Vitamina B₁₂ cobalto-58 ou 60 tem sua absorção percentual medida por essa técnica (9, 10, 61, 11, 156, 74, 41, 42 e 147) do mesmo modo que ferro (144, 11, 141, 32, 63, 21, 128, 124, 70, 53 e 85), cobre (55), cálcio (144, 10, 157, 33, 11, 86), iodo (127) e outros elementos e substâncias marcadas.

Elementos constitutivos do organismo humano e animal têm sido determinados, quer diretamente, como o potássio total em virtude da existência natural de isótopo radioativo - potássio-40 (3, 1, 113, 19, 18, 71, 80 e 81), quer indiretamente através de traçadores adequados, como sódio (69, 75, 30, 5 e 40), magnésio (24), manganês (105), cálcio (145 e 86) cobre, zinco (153) e outros (144, 104) que tiveram suas massas permi

táveis* determinadas ao mesmo tempo que suas características dinâmicas.

Esses sistemas de medição são igualmente importantes na determinação da dose residual de substâncias marcadas com radioelementos e introduzidas no organismo com o intuito de lhes avaliar a meia-vida biológica*, os ritmos de renovação e as magnitudes de suas fases* e compartimentos*. Assim foram estudados albumina (91, 89, 57, 82 e 112), gama globulina (84), hormônios, em particular os tireóideos (43, 119 e 117), aminácidos (161) em determinadas situações nutricionais, em particular nas carências calórico-proteicas da infância (44, 47, 48 e 49).

Os contadores de corpo inteiro, em virtude de suas múltiplas aplicações e das próprias características de desempenho, devem atender a duas propriedades básicas:

1. sensibilidade de detecção e
2. uniformidade de sua resposta espacial.

A sensibilidade de detecção responderá pela capacidade de medir certa atividade, com determinada precisão e num intervalo de tempo pré-estabelecido. Depende, essencialmente, de dois fatores, a eficiência* do detector e o nível da radiação de fundo* (contagem residual - C_R).

A uniformidade da resposta espacial depende da geometria* em que se realiza a medida e, em certa proporção, das condições nas quais a mesma se efetua.

A sensibilidade pode ser aumentada com o emprego de detecto

res de maior volume sensível* e/ou reduzindo a radiação de fundo. Dentro desses conceitos, procurou-se empregar detectores cada vez maiores e idealizaram-se sistemas de blindagens* tendentes a reduzir cada vez mais a contagem residual. Como, porém, a sensibilidade depende fundamentalmente da razão entre os ritmos de contagem da amostra e da radiação de fundo e, visto que a medida que aumentamos o volume dos detectores aumentamos sua eficiência, quer para a atividade da amostra como para a de fundo, é do equilibrado compromisso entre volume do detector e redução da radiação de fundo (massa de blindagem) que se alcança o melhor resultado prático.

A independência da medida radioativa, em relação à distribuição no organismo do elemento em estudo, logra-se através de uma série de soluções geométricas referidas a seguir.

Mercê da combinação de volumes de detectores adequados, blindagens eficientes e de sistemas geométricos especiais pode-se levar a sensibilidade a níveis compatíveis com a mensuração de atividades da ordem de frações de nanocurie*, na faixa, portanto, das ocorrências naturais de potássio-40, de rádio e de seus descendentes, e que variam entre 10^{-2} a 10^{-4} de μCi .

Quando a medição objetiva radionuclídeos conhecidos, como ocorre no caso dos elementos naturais ou nas provas clínicas nas quais intencionalmente se introduzem no organismo determinados radioelementos, a solução prática orienta-se para situações geométricas de até 4π *, realizadas graças ao emprego de detectores orgânicos de grande volume o que leva a sensibilidades consideráveis. Sacrifica-se, nesses casos, a

possibilidade de análise espectrométrica fina em virtude da baixa resolução* intrínseca dos detectores de cintilação orgânicos, tanto líquidos como sólidos (plásticos).

Quando, ao contrário, a par da medição da atividade cumpre identificar o elemento radioativo presente em quantidades diminutas, é mister aliar, à alta sensibilidade do detector qualidades de resolução energética que permitam uma análise espectrométrica adequada. Nesse caso deve-se recorrer aos detectores de cintilação* inorgânicos - os cristais de iodeto de sódio.

Comum a ambos os esquemas, como já antecipamos, a necessidade de reduzir a contribuição da radiação de fundo, o que é alcançado através do emprego de blindagens consideráveis. Câmaras ou células de contagem com paredes de aço revestidas internamente de chumbo (aços velhos, anteriores às explosões atômicas e chumbos antigos), com espessura variável entre 10 e 20cm, são geralmente empregadas. Outras vezes, a blindagem é obtida mediante a interposição de espessuras proporcionais de materiais de baixa contaminação radioativa e de ocorrência local como gesso, algumas espécies de mármore, água etc. A radiação de fundo assim remanescente é geralmente de 20 a 50 vezes menor do que a ambiente, para a faixa de energia comumente empregada em estudos biológicos - (0,1 a 2,0 MeV*).

As soluções relativas à geometria da mensuração variam, evidentemente, em função do tipo de detector empregado, mas sempre são de molde a atingir os objetivos básicos desta técnica, ou seja, a independência em relação à distribuição do radicelemento e a reprodutibilidade.

Para que essas premissas necessárias se verifiquem, foram idealizados sistemas geométricos que se agrupam de acordo com o tipo de detector utilizado e/ou com os recursos de blindagem empregados e que se acham representados na Figura 1 e descritos a seguir.

Detectores constituídos por cristais de cintilação

a) Geometria de "cadeira reclinável". Este tipo de geometria foi introduzida pelo grupo do "Argonne National Laboratory" (USA) na década de 50 (MARINELLI, 99, MILLER, 108) e consta essencialmente de um único cristal cilíndrico de NaI(Tl) de grandes dimensões (19,3 cm de diâmetro por 12,7 cm de altura e mesmo mais) situado a 42 cm dos planos de apoio de uma cadeira (Figura 1 A) inclinada 45° sobre o horizonte. Detector e paciente são abrigados numa célula de aço.

Este arranjo permite alta eficiência geométrica* com razoável reprodutibilidade. O sistema é, no entanto, ainda bastante sensível às características de distribuição no organismo do radioelemento em estudo.

b) Geometria de "arco". Usada pela primeira vez por EVANS (39) e a seguir por MARINELLI e col. (98) com um único detector de NaI(Tl) e na qual o indivíduo se achado numa maca disposta segundo um arco de 1-2 m de raio com o cristal como centro de curvatura (Figura 1 B). Sua eficiência é reduzida em virtude da distância considerável e do ângulo sólido pequeno, mas apre-

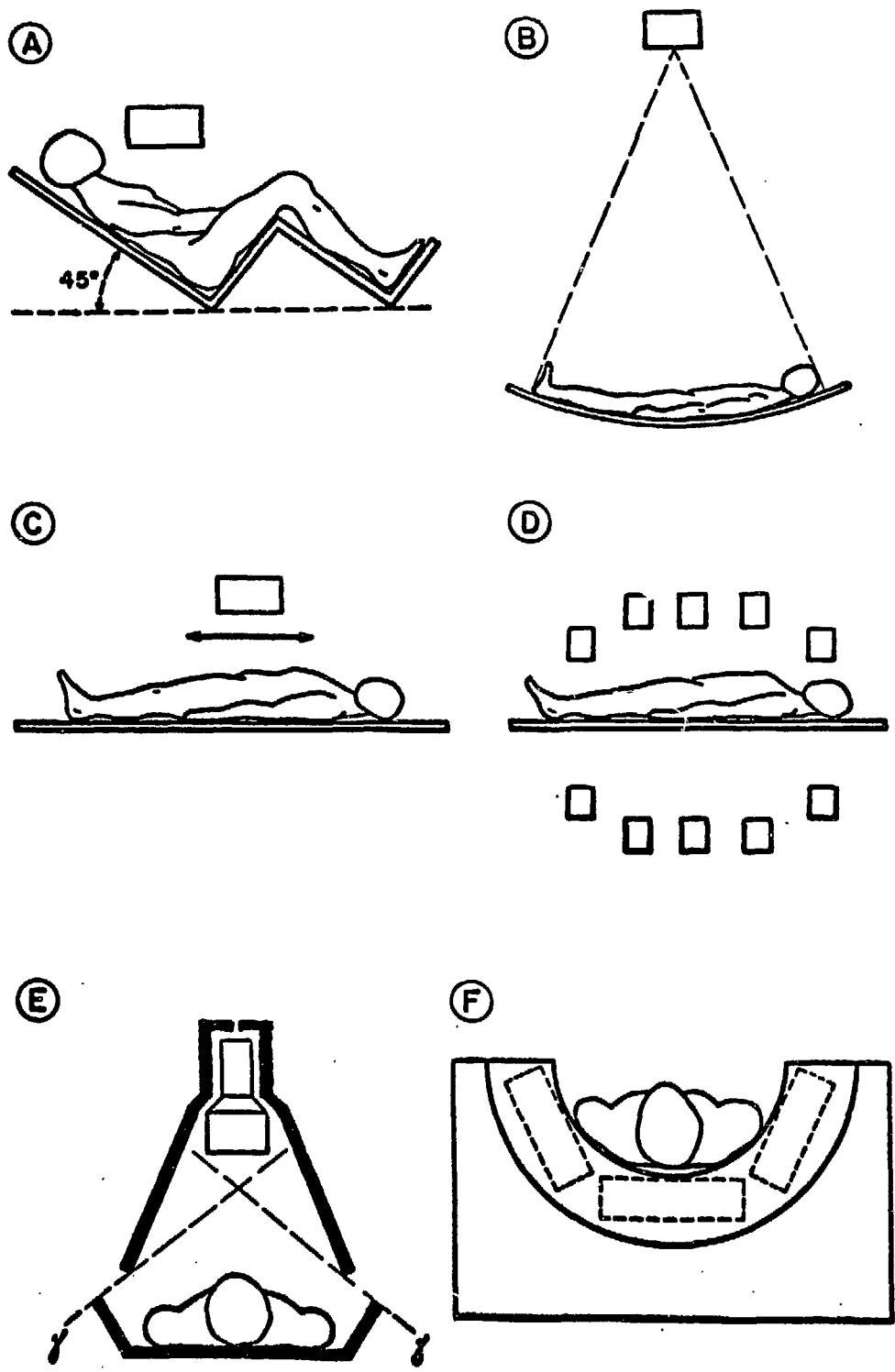


FIGURA 1. Representação esquemática dos diferentes tipos de geometria. A: Geometria de cadeira reclinável; B: de arco; C e D: de maca estacionária e de varredura; E: de sombra em maca e F: de 2π com detectores de cintilação orgânicos

sentada relativa independência quanto às características de distribuição no organismo da substância radioativa. Dependendo do nível de radioatividade que se deseja medir, o sistema estará ou não encerrado numa câmara blindada ou comportará um colimador para proteção parcial do cristal.

Variantes quanto às distâncias de detecção foram descritas (22, 110 e 123), sendo geral o consenso de que, a partir de certa distância, a medida torna-se praticamente independente da distribuição corpórea do radionuclídeo.

c) Geometria de maca: estacionária ou de varredura. O indivíduo acha-se deitado sobre uma maca, cujo plano é visto por um ou mais detectores (Figuras 1 C e 1 D). O detector, único, pode ser fixo ou móvel. Nesta circunstância se realiza a geometria denominada de varredura. Como alternativa da varredura, podemos ter o cristal fixo e a maca móvel. Outras vezes os cristais são múltiplos, opostos entre si e situados acima e abaixo do plano de apoio do paciente, de tal maneira a minimizar as eventuais diferenças da eficiência geométrica decorrentes da não homogênea distribuição do radionuclídeo em estudo.

A geometria de maca, para a qual contribuíram numerosos autores, teve seus problemas de blindagem resolvidos de modos diferentes, abrangendo células de ferro, câmaras escavadas em materiais de baixa contaminação radioativa (gesso) ou ainda empregando materiais mistos como concreto com barita, ferro, chumbo, olivina, etc. Um tipo de solução par

ticular é a constituída pela blindagem chamada de "sombra", na qual estruturas de chumbo protegem diretamente cristais de cintilação opostos e estacionários. Este tipo encontrou a mais larga aplicação por apresentar a vantagem de reduzir ao extremo as diferenças decorrentes da não uniforme distribuição do radionuclídeo, ao mesmo tempo que comporta considerável economia na massa do material de blindagem. Características construtivas e de desempenho dos diferentes tipos encontram-se nas referências (90, 50, 142, 143, 120, 111, 121, 122, 15, 16, 23, 25, 37, 46 e 28).

Detectors constituídos por cintiladores orgânicos líquidos ou plásticos

Cintiladores orgânicos líquidos ou plásticos em grandes volumes, contidos em recipientes que podem envolver o indivíduo, permitem condições de mensuração em geometria de até $4\pi^*$. A variante de geometria $2\pi^*$ (Figura 1 E), embora com eficiência menor, apresenta-se muito mais confortável para o paciente, que a suporta inclusive por longos intervalos de tempo. Contadores deste tipo, ainda que relativamente baratos quanto ao custo do cintilador, têm eletrônica complexa em virtude do grande número de válvulas fotomultiplicadoras* que se tornam necessárias. Seu uso clínico está bastante difundido, pois sua elevada sensibilidade permite a medição direta do potássio corpóreo através do K-40.

Neste tipo de contadores a redução da contribuição da radiação de fundo é obtida através de células de ferro ou de cavernas escavadas em materiais naturais de baixa contaminação. As referências seguin

tes dizem respeito à descrição, calibração e desempenho de alguns dos tipos mais característicos (88, 62, 31, 118, 17, 6, 7, 8, 45, 35, 36, 54 e 80).

Como se depreende desta sūmula, as soluções propostas para a construção de CCI foram múltiplas, mas sempre envolvendo sistemas de medição complexos, extremamente pesados e sumamente caros.

Esta tendência perfeccionista ainda perdura, malgrado se tenha levantado desde 1964 a voz de MORRIS (109) a lembrar a oportunidade de se dispor de sistemas mais simples, menos dispendiosos e capazes de operar nas faixas de atividades peculiares às doses terapêuticas (da ordem de mCi) e às propedêuticas (de 100 a 0,1 μ Ci).

Esta, pois, a situação no início de 1966 quando a necessidade de poder dispôr de um CCI no próprio ambiente hospitalar foi-se tornando cada vez mais aguda, na dependência de numerosos programas que melhor poderiam ser solvidos experimentalmente graças à medição da atividade corpórea.

Nesta mesma época, já contava o Instituto de Energia Atômica com um CCI dotado de célula de contagem com paredes de 15 cm de ferro, detector de cristal de iodeto de sódio com diâmetro de 20 cm de altura e facilidades para medidas nas geometria de cadeira reclinável e de arco, a par de uma eletrônica bastante sofisticada para a época. Sua localização no próprio campus da Universidade, no entanto, criava sérios problemas para o uso rotineiro com pacientes internados ou em observação nos ambulatórios.

Em face a essas circunstâncias, decidiu-se estudar as possibilidades de criar um sistema de mensuração da atividade corpórea global de uso clínico que, satisfazendo as exigências dos programas mais comuns, peculiares a esta técnica, fôsse acessível e exequível em termos técnicos e, principalmente, econômicos em nosso meio.

Como decorre de quanto se adiantou sobre as características dos diferentes tipos de CCI já referidos, foi sempre meta específica de seus projetistas, além da necessária independência da situação geométrica, a extrema sensibilidade obtida pelo adequado equilíbrio entre o aumento do volume dos detectores e a redução da radiação de fundo através de recursos especiais de blindagem. Qualquer solução que encarasse o problema sob este mesmo ângulo, seria praticamente inexecutável para nós em virtude da falta de recursos técnicos e, especialmente, econômicos. Com efeito, é oportuno referir que a grande maioria dos tipos de CCI citados tem seu preço acima da casa dos 70.000 dólares. Para exemplificarmos, saiba-se que o CCI do I.E.A. custou, somente no que toca à blindagem, detector e eletrônica, US\$86.000, aos quais devem-se somar todas as despesas de instalação, inclusive pequeno prédio de 100 m² especialmente projetado e construído para esse fim.

Em decorrência disso, procurou-se olhar para o problema de um ângulo completamente diferente e segundo a seqüência racional adiante exposta.

1. O CCI se destinaria à medida das atividades residuais (provas dinâmicas) ou retidas (absorção), em função de tempo, decorrentes das doses convencionalmente preconizadas e utilizadas para

essas provas.

2. Para doses dessa magnitude o volume do detector não necessita ser muito grande, tomando-se desta forma acessível econômica e tecnicamente.

3. Para essas doses, mesmo com detectores de volume reduzido, o ritmo de contagem é suficientemente elevado a ponto da redução da contagem de fundo não ser crítica, o que leva a resolver o problema da blindagem em termos de massas relativamente pequenas, cerca de 20 a 40 vezes menores que as empregadas classicamente.

Assim encarado o problema, tornava-se possível sua solução dentro de recursos limitados, como os disponíveis.

A racionalidade dessa maneira de encarar o problema se nos apresenta tão óbvia a ponto de dispensar maiores comentários, malgrado reconheçamos o fato de que quanto mais se reduzir a dose de elemento radioativo empregado, tanto melhor será para o indivíduo que passará a dispor de um mais largo crédito futuro para novas exposições a fontes externas ou internas de radiações (radiografias, provas com radioisótopos, etc.). Nesse mesmo ano, verificamos que GLASS (52) raciocinou de maneira análoga, sem tomar, porém, qualquer iniciativa prática, enquanto que MORRIS (109, 110 e 111), PARKER e col. (126) e VENNART (159) se haviam encaminhado para soluções parecidas.

Aceita esta solução, cabe formular, já agora em termos de especificações técnicas, as metas mínimas que deveriam ser atingidas por

um projeto visando a construção de um OCI para uso clínico com os recursos locais.

Um Contador de Corpo Inteiro para uso clínico deveria atender aos requisitos mínimos adiante enumerados.

1. Dispor de geometria de medida compatível com uma relativa independência da distribuição do radioelemento no organismo humano.
2. Permitir a determinação das atividades decorrentes de doses permitidas e compatíveis com seguimentos convencionais, limitando-se o tempo de medição a uma hora e o erro percentual devido à flutuação dos eventos radioativos a 2%.
3. Permitir a reprodutibilidade das medidas dentro de um erro não superior a 2%.
4. Propiciar, eventualmente, a mensuração da radioatividade acumulada em determinado órgão e/ou as características de sua distribuição ao longo do eixo longitudinal do corpo (perfil radioativo).
5. Aproveitar as componentes mecânicas e eletrônicas em dotação no laboratório de radioisótopos de modo a não exigir novos investimentos.
6. Ser projetado de maneira a seus componentes mecânicos e

eletrônicos poderem rápida e facilmente ser convertidos a outros usos, dando assim aos mesmos um maior coeficiente de utilização, diminuindo-lhes a tempo ocioso.

7. Reduzir as massas de blindagem a valores compatíveis com a sua instalação em qualquer sala de hospital sem ultrapassar os valores de carga médios das respectivas estruturas.

8. Ser projetado de maneira a ter mobilidade suficiente para ser transferido de uma sala para outra e até mesmo de um hospital para outro sem exigir mão de obra especializada e condução especial.

9. Empregar detector com resolução energética compatível com o uso simultâneo de traçadores radioativos múltiplos e dispôr de uma eletrônica capaz de registrar simultaneamente faixas de energias diferentes, integrando-as em separado.

10. Evidenciar em provas clínicas sua manuseabilidade, versatilidade, constância de resposta e comparabilidade de resultados com os obtidos pelos correspondentes métodos clássicos.

Dado o caráter particular deste trabalho, no qual se projetou e construiu um sistema de mensuração da radioatividade corpórea global, determinando-lhe ao mesmo tempo as características e ensaiando-lhe o desempenho, não se obedecerá rigidamente à sistemática clássica.

Procura-se-á, partindo de uma descrição do sistema, identifi-

car e especificar suas características a par de seu desempenho. Nesse sentido serão oferecidas, quando do trato de cada um dos itens pertinentes, os métodos experimentais planejados para os fins específicos, bem como os respectivos resultados.

A seguir, tecer-se-ão comentários interpretativos e comparativos.

Assim sistematizando a matéria, acreditamos tornar sua leitura mais fácil, compreensível e, especialmente, mais racional e consentânea aos objetivos claramente sinterizados em seu título.

Em virtude do sentido essencialmente de aplicação clínica do sistema de medição desenvolvido, propositalmente nos afastamos, na avaliação de algumas de suas características, de esquemas experimentais convencionais (100, 51, 52, 114 e 118). Criamos, ao contrário, condições e técnicas experimentais que ao analisar basicamente os mesmos parâmetros o fizessem dentro de soluções mais próximas da realidade. Acreditamos que assim agindo, embora não tenhamos descurado nem a precisão nem a extensão da informação, equacionamos o problema de maneira mais objetiva, colocando-o dentro de um contexto de situações em todo análogas às que são encontradas nas explicações clínicas das medidas de corpo inteiro.

Dada a própria natureza dos trabalhos realizados e do tipo de planejamento, não se deu aos dados experimentais nenhum tratamento estatístico especial. Resultados de caráter essencialmente comparativo, foram sempre apreciados através de suas diferenças percentuais.

Para tanto, estipularam-se, arbitrariamente, os seguintes valores de diferenças percentuais como limites para a aceitação dos resultados:

1. para estudos comparativos de medidas in vitro - 2% ;
2. para estudos comparativos de medidas in vivo - 5% ;
3. para estudos comparativos de provas clínicas por técnicas diferentes - 10%.

DESCRIÇÃO DO PROTÓTIPO DE CONTADOR DE CORPO INTEIRO PARA USO CLÍNICO

A alta eficiência intrínseca dos detectores de radiação sólidos (quando comparada com a dos gasosos) torna possíveis elevados ritmos de contagem tais como os que são necessários para a detecção, com pequeno erro estatístico, de quantidades diminutas de radioatividade, mira dos CCI.

As propriedades espectrométricas derivam da proporcionalidade da conversão dos elétrons secundários em luz e da conversão desta em pulsos elétricos através da válvula fotomultiplicadora. Esses pulsos poderão ser analisados quanto à sua magnitude (altura) e contados de modo a obter uma distribuição que está diretamente relacionada com o espectro dos fótons originais.

A resposta espectrométrica de um detector de cintilação depende, primariamente, da natureza da interação dos fótons com o cintilador. Num cristal de um elemento pesado (como o iodo nos cristais de NaI ou CsI), onde considerável fração dos fótons incidentes é absorvida fotoelêtricamente*, fotopicos* nítidos são geralmente obtidos num espectro de magnitude de pulsos. Nos cintiladores* orgânicos, sejam líquidos ou

sólidos, os fótons são principalmente absorvidos por efeito Compton*. Fo
topicos assimétricos e muito mal definidos caracterizam êste tipo de de
tectores.

Em face a essas considerações, foi que quando da esquemati
ção inicial do projeto de um CCI para fins clínicos, imediatamente nos
dirigimos para a solução crystal de cintilação , em virtude de estar na
nossa meta o uso simultâneo de traçadores radioativos múltiplos e o es
tudo das contribuições de secções separadas do espectro de energia de
radionuclídeos gamaemissores, o que somente seria possível, de maneira
adequada, com êsse tipo de detectores, graças a sua sensibilidade e a
sua satisfatória resolução energética intrínseca* (140, 14, 130, 59, 150,
12, 152 e 67).

Também desde o começo nos orientamos para uma geometria de na
ca com varredura, por dispormos de equipamento mecânico aproveitável
nesse sentido e, principalmente, por já se haver definido suficientemen
te na literatura especializada a idéia de que, afora os complexos siste
mas de medida com cintiladores líquidos em geometria 4π , é êste um
dos arranjos espaciais que melhor se adapta à medida de fontes radioati
vas dispersas em volumes onde a distribuição pode não ser uniforme (51,
114 e 52).

A superioridade desta geometria é ainda valorizada pela possi
bilidade de permitir a mensuração dos pacientes nas posições supina e
prona, corrigindo desta maneira eventuais diferenças na distribuição da
fonte radioativa no sentido ântero-posterior do corpo. Com êsse intui
to, há autores que recomendam utilizar a média aritmética, outros a

geométrica como representativa das medidas realizadas nas posições supina e prona. GENNA (50 e 51), através de trabalho analítico, chega à conclusão de que as diferenças entre as duas médias têm apenas interesse acadêmico, pois do ponto de vista prático são inteiramente superponíveis, especialmente quando os campos visuais dos detectores são amplos. De nossa parte, utilizamos a soma das duas medidas, uma vez que não nos interessam, na realidade, valores absolutos, mas tão somente relativos.

Estas as diretrizes fundamentais que nos orientaram na escolha das soluções que levaram à construção do protótipo de CCI objeto deste trabalho e que de agora em diante, passará a ser designado pela sigla IEA-II para o distinguir do IEA-I instalado na Cidade Universitária.

Na construção do IEA-II foram empregados, basicamente, os materiais existentes no Laboratório de Radioisótopos que o Instituto de Energia Atômica mantém no Hospital das Clínicas, junto à 1ª Divisão do Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina da USP, materiais que poderiam, ainda que temporariamente, ser desviados para esse programa e que vão descritos a seguir.

1. EQUIPAMENTOS MECÂNICOS

1.1. Sistema de varredura

Um conjunto construído em 1962 pelas oficinas do I.E.A.

de acordo com projeto de R. R. PIERONI e J. KIEFFER e destinado ao levantamento de perfis radioativos no homem (Figura 2). Consta de um sistema de sustentação do detector de radioatividade, representado por um suporte metálico móvel com velocidade uniforme, graças a um parafuso sem fim acionado, através de um redutor e de um câmbio de quatro velocidades, por um motor elétrico monofásico dotado de chave inversora de rotação (Figura 3). A extensão de deslocamento do suporte é de 235 cm e está limitada, de ambos os lados, por micro-interruptores que cortam o suprimento de corrente ao motor quando do término da varredura.

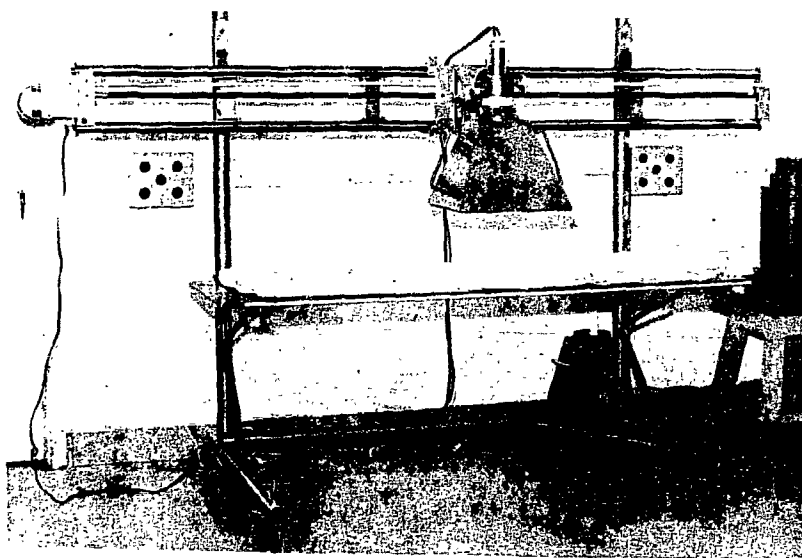


FIGURA 2. Conjunto de varredura longitudinal para levantamento de perfis radioativos convertido para uso de OCI em geometria de maca.

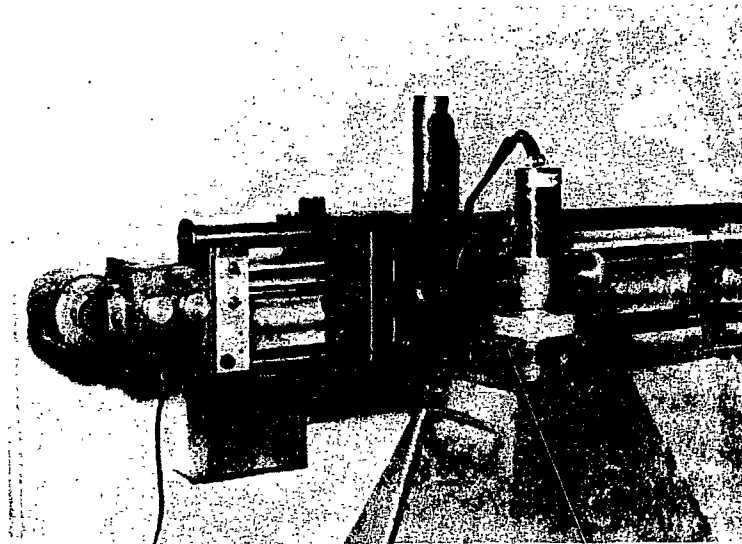


FIGURA 3. Sistema de translação e sustentação do detector, vendo-se o fuso transportador, o motor, o redutor e a caixa de mudanças de velocidade

O porta-detector prevê regulagem contínua da altura do detector dentro de um intervalo de 15 cm e por segmentos fixos dentro de 24 cm, através de 3 etapas equidistantes (Figura 4).

As velocidades de translação expressas em cm/min são, respectivamente, de: I = 23,0 ; II = 11,5 ; III = 5,6 e IV = 2,8.

O conjunto é completado por um sistema de suporte para

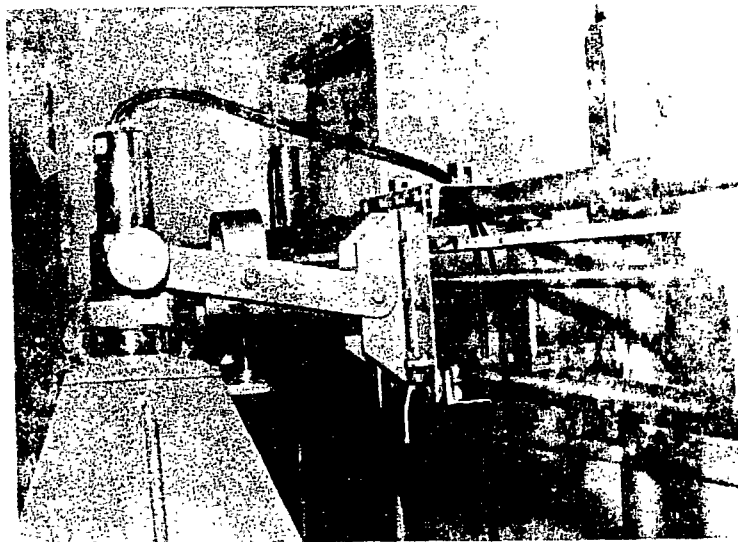


FIGURA 4. Recursos de regulagem da altura do detector

o equipamento eletrônico (Figura 5) e de uma maca (Figura 6) para receber o paciente na posição deitada. Esta está dimensionada de maneira a suportar o peso de uma blindagem especial, adiante descrita (1.3.).

1.2. Colimadores

Ensaíram-se três tipos diferentes de colimadores, todos de chumbo a saber:

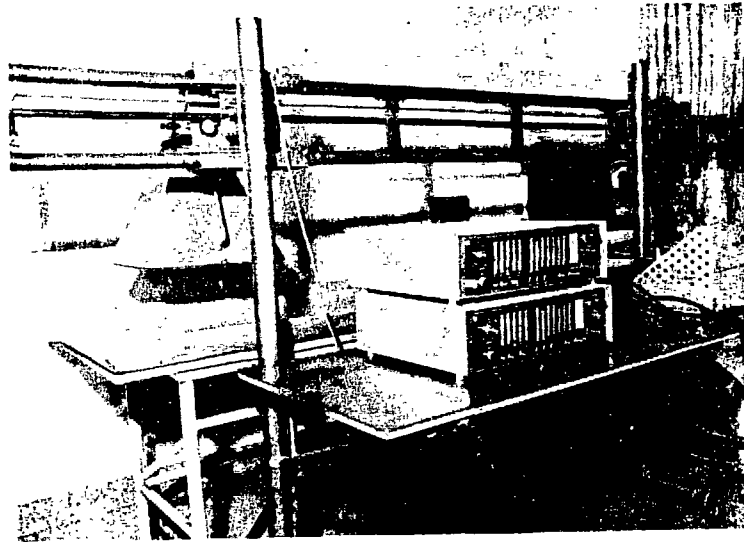


FIGURA 5. Suporte para o equipamento eletrônico

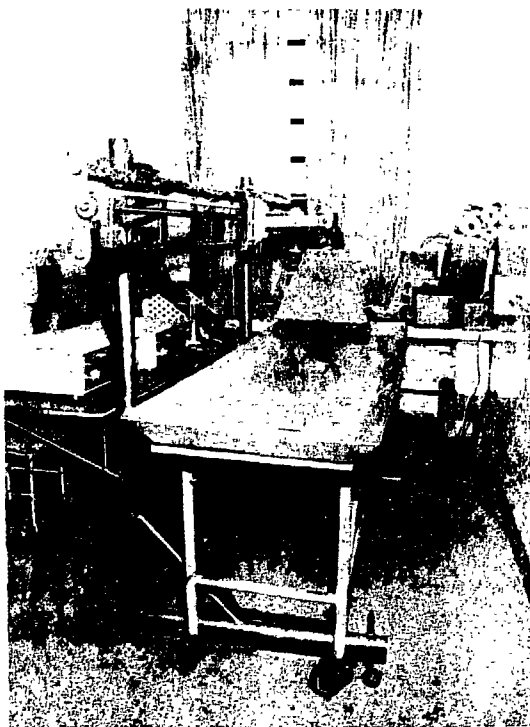


FIGURA 6. Vista da maca e da bandeja de chumbo

1.2.1. Colimador projetado e construído pela firma Nuclear Chicago Co. sob nº 598 (Figura 7 A) e que pode ser utilizado para geometria 2π e diretamente acoplável a detector de cristal de cintilação de 7,6 cm de diâmetro por 7,6 cm de altura fabricado pela Harshaw Co. USA - de agora em diante denominado colimador "A". Este colimador pode ser completado por outro, também fabricado pela Nuclear Chicago sob nº 588, com secção tronco cônica de seu canal de colimação (grande angular) e destinado a medida da radioatividade concentrada em órgãos (Figura 7B).

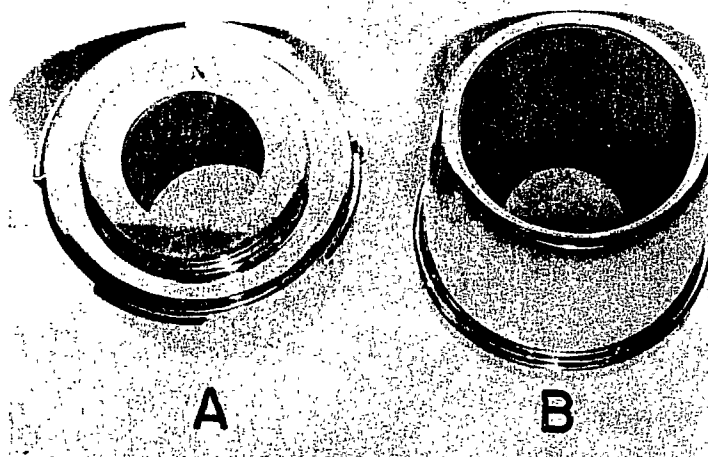


FIGURA 7. A: colimador para geometria 2π ; B: colimador grande angular.

1.2.2. Colimador projetado por nós e construído nas oficinas do I.E.A. com chumbo laminado de 1,7 cm de

espessura, com pêsos total de 45 kg. Forma de tronco de pirâmide com bases retangulares, com as dimensões de : base superior 13 x 14 cm; base inferior 18 x 39 cm; e distância da face inferior do cristal ao plano da base inferior 20 cm. Este colimador será denominado de agora em diante colimador "B".

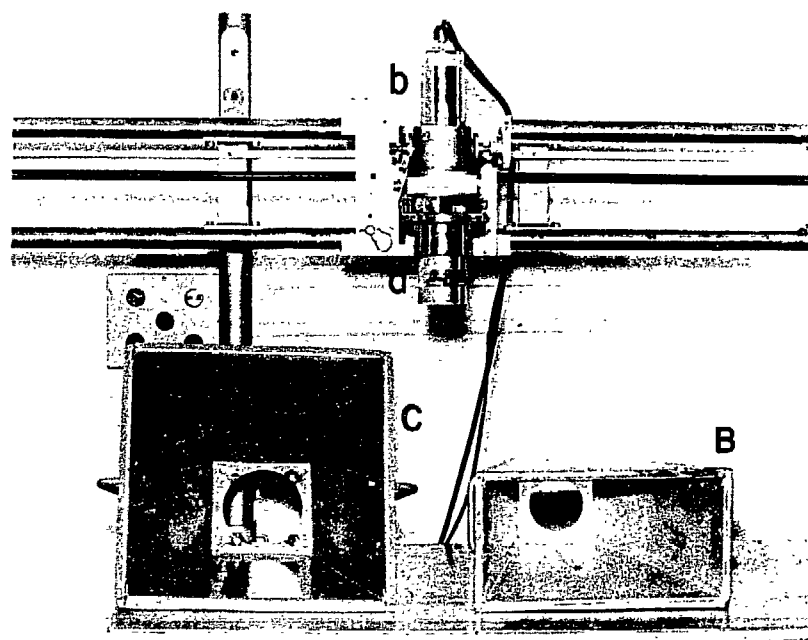


FIGURA 8. Vista interna dos colimadores B e C. Note-se o detector com o cristal de cintilação "a" e o conjunto fotomultiplicadora-preamplificador embutido em "b". O parafuso sem fim e o suporte do detector também são visíveis.

1.2.3. Colimador de nosso projeto e executado pelas oficinas do IEA com chumbo laminado de 1,7 cm de espessura, como pêsos total de 58 kg (Figura 8). Forma tronco-piramidal de bases quadradas, com as dimensões de: base superior 13 cm de la

do; base inferior 40 cm de lado; e distância da face do cristal ao plano da base inferior 20 cm. De agora em diante será designado como colimador "C".

1.3. Blindagem adicional

Constando de uma bandeja de chumbo laminado de 60 x 220 x 1,7 cm, com peso de 320 kg com a seção e as dimensões representadas esquematicamente na Figura 9. A bandeja é fixada ao plano de suporte da maca e recebe diretamente o paciente em posição deitada para as medidas da radioatividade corpórea total, nas posições supina e prona (Figura 10 A e B).

REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA BLINDAGEM DE SOMBRA E DO COLIMADOR "C"
(medidas em cm)

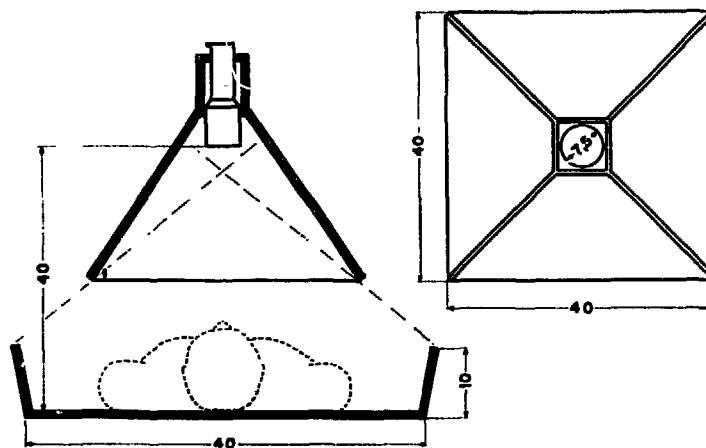
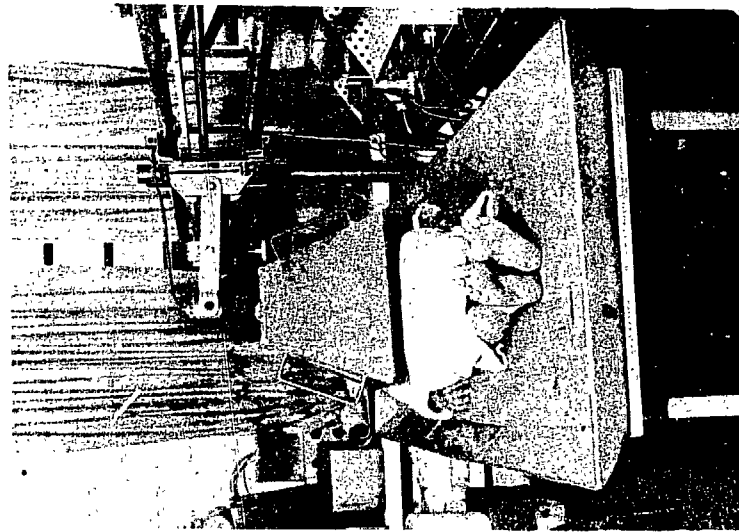
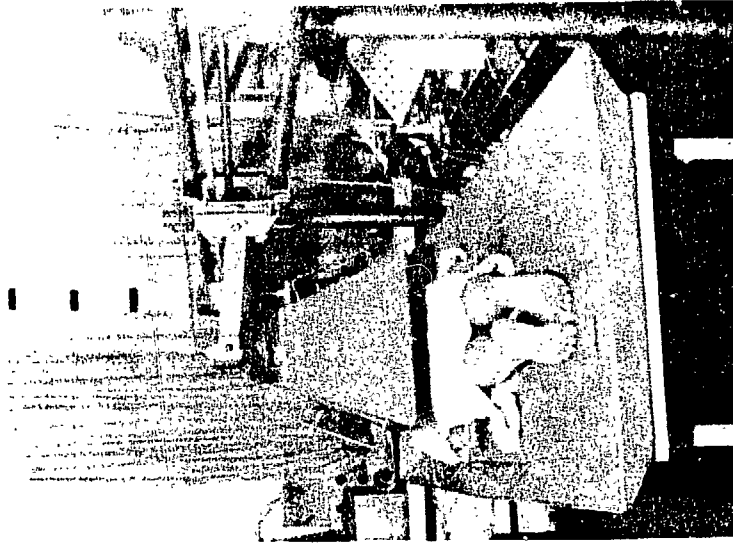


FIGURA 9.



FIGURAS 10. Aspectos da bandeja de blindagem fixada à maca e posição de paciente nos decúbitos supino (A) e prono (B).

Esta blindagem adicional, junto com os detectores B e C formam um sistema de blindagem de "sombra" de tipo especialmente idealizado por nós com o fim de impedir a chegada direta de raios gama oriundos do meio ambiente (radiação de fundo) sobre o cristal, conforme está esquematicamente representado na Figura 11. Somente os raios emergentes representativos da fração que logra atravessar a blindagem de chumbo poderão interagir diretamente com o volume sensível do detector. Este arranjo especial de blindagem de sombra visa obter sensível redução da contribuição de fundo ao mesmo tempo que mantém dentro de limites modestos as massas de material absorvente.

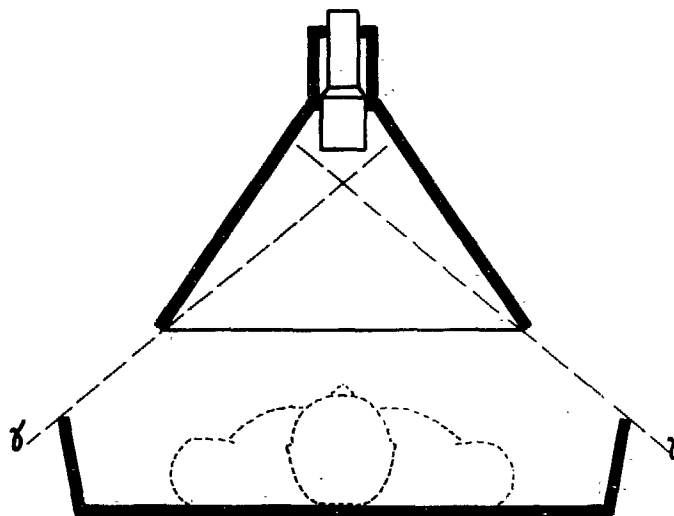


FIGURA 11. Representação esquemática em corte da blindagem de "sombra" associada ao Colimador C. No tar que radiações gama tangentes à bandeja e ao colimador não podem alcançar o cristal.

2. UNIDADE DETECTORA DE RADIOATIVIDADE

Utilizamos o detector de um conjunto produzido comercialmente para mapeamento (Nuclear Chicago - modelo nº 526), constituído de um cristal cilíndrico de NaI(Tl) de 7,6 cm de diâmetro e 7,6 cm de altura, acoplado a uma válvula fotomultiplicadora Dumont 6363. Preamplificador Nuclear Chicago dando saída a pulsos positivos. Recorremos a este tipo de detector por ser o de maior volume sensível (352 cm^3) de que dispunhamos e pelo fato do mesmo poder ser utilizado neste programa e em outros sistemas de medida (mapeador, medida de radioatividade acumulada em órgãos, etc.).

3. EQUIPAMENTO ELETRÔNICO

Um esquema em blocos dos elementos utilizados é representado pela Figura 12. Como se deduz da mesma, o sinal de saída do amplificador, através de um T é encaminhado a duas unidades Nuclear Chicago modelo 132 B, dotadas de fonte de alta tensão, amplificador linear, analisador de altura de pulsos e contador binário de impulsos. A alta tensão para a fotomultiplicadora e as tensões do pré-amplificador são fornecidas por uma das unidades 132B. Os impulsos analisados e formados em cada uma das unidades são encaminhados a medidores de razão lineares, eventualmente logarítmicos, que por sua vez são acoplados a registradores potenciométricos.

Com este tipo de equipamento é possível medirem-se e registra

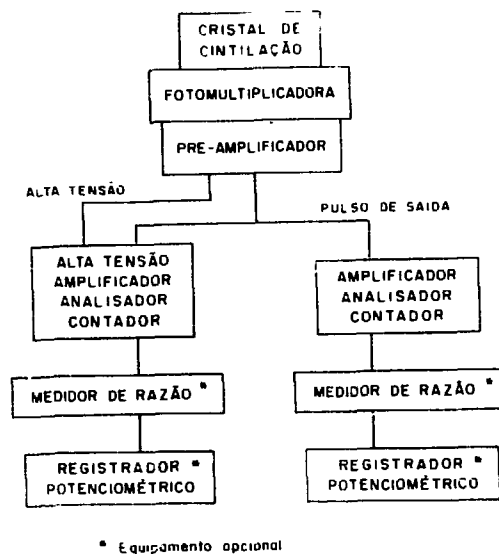


FIGURA 12. Esquema em blocos do equipamento eletrônico

rem-se os valores integrados ou os ritmos de contagem correspondentes a cada um dos canais de análise energética, o que faculta o emprêgo simultâneo de dois radionuclídeos (p.ex: ^{131}I e ^{82}Br ; ^{51}Cr e ^{59}Fe ; ^{42}K e ^{24}Na ; ^{22}Na e ^{24}Na ; ^{42}K e ^{82}Br etc.) ou de duas frações distintas de um mesmo espectro de energia gama. Esta última opção é de importância fundamental de ser prevista, pois diferentes indivíduos, em virtude de suas formas e massas corpóreas diferentes, apresentam espectros de energia distintos na dependência de diferentes contribuições de vidas ao espalhamento Compton (116, 115 e 121).

Como resulta da descrição dos equipamentos reunidos na construção do IEA-II, trata-se de um contador de corpo inteiro dotado de um detector de cintilação móvel representado por um cristal NaI(Tl) de dimensões relativamente pequenas (volume de 352 cm^3), permitindo a mensuração de pacientes em geometria de maca com varredura nas posições supina e prona. O sistema de blindagem de "sombra" inclui colimadores que restringem o campo visual do detector e uma bandeja de chumbo que recebe o paciente, envolvendo-o parcialmente, de tal maneira a impedir a direta incidência de radiações gama oriundas do ambiente.

Para a seleção definitiva dos sistemas de colimação construídos para esse fim, foi necessário verificar a influência dos diferentes tipos de blindagem sobre a radiação de fundo e a sensibilidade do sistema de detecção. Com esse objetivo determinou-se a contribuição da radiação de fundo (C_R) para determinada faixa de energia gama (a do ^{131}I por ser de uso mais frequente) para cada tipo de blindagem.

A sensibilidade do sistema, entendida como razão entre as contagens líquidas (C_L) de determinada amostra de material radioativo e a correspondente contagem devida à contribuição da radiação de fundo (C_R) - C_L/C_R - foi determinada empregando-se uma fonte linear. Um tubo de vidro de 0,7 cm de diâmetro e 173 cm de comprimento, cheio de uma solução de Na 131 com carreador* de Na ^{127}I e a atividade de cerca de 10 μCi , foi medido por varredura registrando-se tão somente a faixa de energia gama correspondente a 95% da contribuição do fotopico de 0,364 MeV**.

** Todas as medidas realizadas no fotopico foram utilizando-se um intervalo de energia (ΔE) correspondente a 95% desta contribuição. Para o cálculo de ΔE utilizou-se a fórmula seguinte (102) :

$$\Delta E = 5,5\sqrt{\text{energia gama característica em KeV}}$$

Nestas e em tôdas as demais experiências se acumularam números de contagens compatíveis com erro percentual, devido à flutuação dos eventos radioativos, inferior a 1%.

Para estimar a sensibilidade utilizou-se o próprio valor numérico do quociente, correspondendo à maior sensibilidade o valor mais alto.

Os valores numéricos relativos às contagens da radiação defundo, às da fonte linear de radioiôdo e o índice de sensibilidade referentes a cada tipo de blindagem ensaiada acham-se reunidos na Tabela I.

TABELA I - EFEITO DA BLINDAGEM SÔBRE A CONTAGEM DE FUNDO E A SENSIBILIDADE DO SISTEMA DE DETECÇÃO

Fonte linear de ^{131}I medida na faixa de energia correspondente a 95% do fotopico

CONDIÇÕES DA MEDIDA	C_L DA FONTE *	C_R *	C_L/C_R
CRISTAL SEM BLINDAGEM	12.400	3.175	3,9
COLIMADOR A	7.615	893	8,5
COLIMADOR B	4.919	674	7,3
COLIMADOR C	6.481	858	8,0
COLIMADOR B COM BANDEJA	5.056	332	15,2
COLIMADOR C COM BANDEJA	6.449	391	16,5

* Médio de 10 medidas

Como se depreende da mesma, as soluções que associam colimadores que restringem o campo visual à bandeja de chumbo oferecem a melhor sensibilidade, graças a uma ulterior redução da contribuição da radiação residual. O sistema bandeja-colimador C apresenta o mais alto índi

ce de sensibilidade em virtude, fundamentalmente, de sua maior eficiên
cia geométrica. Na dependência desses resultados abandonou-se o empre
go do colimador A e integrou-se definitivamente no sistema de medição do
IEA-II o colimador C para as medidas de rotina, cumprindo ainda testar
as possibilidades de emprego do colimador B para o levantamento de per
fis radioativos.

Fica assim descrito o tipo de contador de corpo inteiro para
uso clínico resultante desse projeto, cabendo, a seguir, identificar su
as características e apreciar seu desempenho, o que foi realizado atra
vés dos esquemas experimentais adiante descritos a par de seus resulta-
dos.

CARACTERÍSTICAS E DESEMPENHO DO IEA-II

MATERIAIS, MÉTODOS E RESULTADOS

1. MATERIAIS

No decorrer das experiências e provas realizadas para a identificação das características e do desempenho do IEA-II empregaram - se os materiais descritos a seguir.

1.1. Casuística

Utilizaram-se indivíduos normais, que voluntariamente aceitaram submeter-se a determinadas provas ou pacientes que, necessitando de informações diagnósticas complementares, foram aproveitados adaptando-se a técnica clássica às necessidades experimentais específicas. Idade, sexo, peso, altura e eventuais moléstias em curso já mais tiveram interferência com a seqüência e os resultados experimentais programados. Somente em uma circunstância, como referido adiante, selecionaram-se indivíduos em função da massa e da forma corporais.

1.2. Fontes Radioativas Padronizadas

Fontes radioativas constituídas por radioelementos com energias gama se distribuindo desde 0,12 até 1,86 MeV e atividades calibradas pela Divisão de Pesquisas da Agência Internacional de Energia Atômica - Viena - foram empregadas para a padronização, calibração e de terminação das eficiências do sistema de contagem do CCI. Utilizou-se, também, uma fonte de radiouro-198 calibrada no IEA pelo seu Laboratório de Medidas Absolutas (DFN).

1.3. Radioelementos e Moléculas Marcadas

No decorrer das várias experiências de ensaio, calibração e nas provas clínicas utilizaram-se radioisótopos diversos, a saber: ^{125}I e $^{113\text{m}}\text{In}$ (Nuclear Center - Amersham - Inglaterra), ^{131}I , ^{198}Au , ^{51}Cr , albumina humana ^{131}I , albumina humana ^{51}Cr , ^{42}K , ^{24}Na , ^{82}Br (IEA São Paulo - Brasil) além de ^{59}Fe e ^{203}Hg (Farbwerke Hoeschst Ag, Frankfurt (Main) - Hoeschst - Alemanha), nas quantidades e sob as formas químicas que serão indicadas quando da descrição das respectivas técnicas de emprego.

2. MÉTODOS E RESULTADOS

Sob esse título serão descritos os métodos experimentais empregados e seus resultados segundo a seqüência programada para a identificação das características e do desempenho do IEA-II para comprovar

que o mesmo preenche as exigências estabelecidas como premissas necessárias desta investigação.

2.1. Determinação dos Campos Visuais dos Colimadores

Para cada um dos colimadores B e C determinaram-se as eficiências segundo dois eixos ortogonais (transversal e longitudinal) passando pelo centro do detector, mediante uma fonte puntiforme de ^{131}I deslocada ao longo do eixo sobre um arco de círculo centrado no cristal e raio igual à distância deste à fonte radioativa. As medidas foram realizadas na faixa de energia correspondente a 95% da contribuição do fotopico de 0,364 MeV. Os valores numéricos das contagens líquidas (C_L) correspondentes a cada ponto foram expressos em percentagens do maior valor registrado e lançados na ordenada de gráfico contra as distâncias respectivas a partir do eixo do detector. Esta forma de representação permite imediata visualização das características de uniformidade de resposta do detector e ainda faculta uma apreciação direta da resolução geométrica correspondente às condições experimentais empregadas. A resolução geométrica, como é convencional (68), foi expressa em função da resolução correspondente à eficiência 90%.

As Figuras 13 e 14 apresentam, respectivamente, os campos visuais do colimador B segundo seus eixos transversal e longitudinal.

A Figura 15 retrata as características dos campos visuais do colimador C que, tendo bases quadradas, tem resposta igual ao longo de ambos os eixos.

FIGURA 13

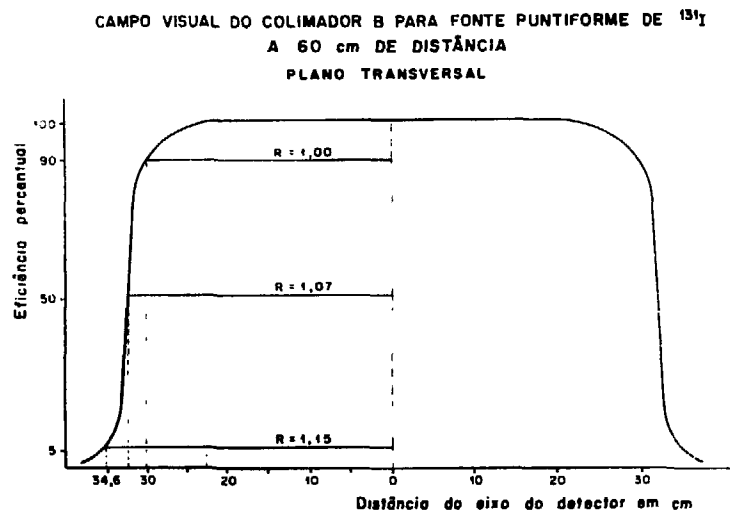


FIGURA 14

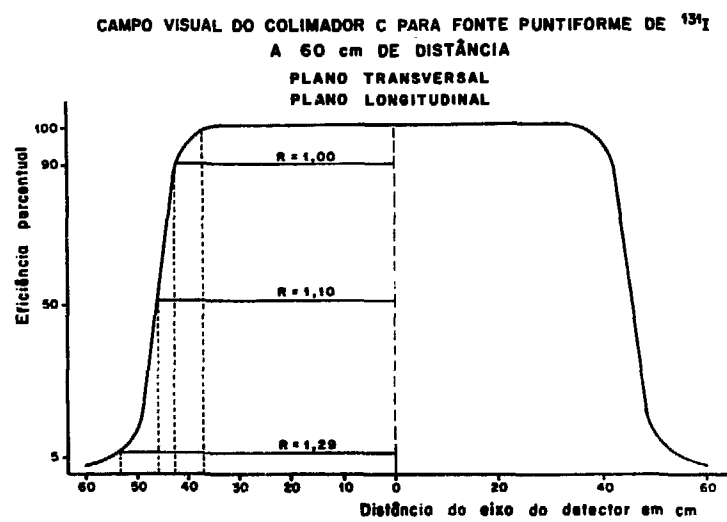
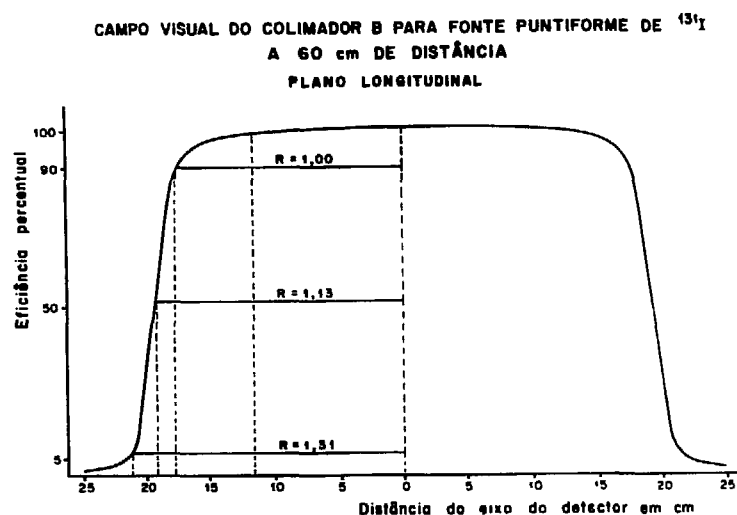


FIGURA 15

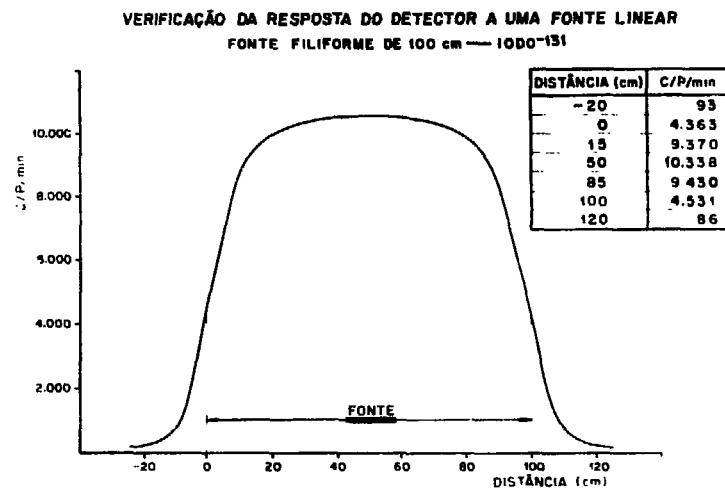


2.2. Verificação da Resposta do Sistema de Detecção a Uma Fonte Linear

Determinou-se o perfil radioativo de uma fonte linear constituída por um tubo de 0,8 cm de diâmetro e 100 cm de comprimento, contendo uma solução de Na^{131}I com carreador de Na^{127}I com atividade da ordem de 20 μCi , empregando-se o colimador C. A mensuração foi realizada no fotopico de 362 KeV.

Os valores das contagens líquidas registradas foram lançados em gráfico contra o comprimento do tubo, como representado na Figura 16. Fêz-se constar desta figura também uma tabela na qual se con

FIGURA 16



signaram os valores numéricos das contagens realizadas em pontos equidistantes do centro da fonte, com o objetivo de ressaltar a perfeita simetria do perfil levantado, antecipando a excelente linearidade da resposta do sistema à detecção de uma fonte linear de concentração uniforme.

2.3. Determinação da Linearidade da Resposta do Detector

Para este tipo de ensaio idealizaram-se experiências realizadas in vitro e in vivo.

2.3.1. Prova "in vitro".

Três fontes radioativas (A, B e C), representadas por tubos plásticos de 0,4 cm de diâmetro e 20 cm de comprimento foram cheios com solução de Na^{131}I , com carreador de Na^{127}I , com concentrações de valor proporcional a 1, 2 e 3. Os valores exatos de cada fonte foram determinados por medida estacionária em geometria rigidamente idêntica, empregando-se o colimador C.

Regulada a altura do detector para uma distância de 45 cm, distribuíram-se as três fontes ao longo do eixo longitudinal do CCI, separando-as de maneira a suas contribuições radioativas não interferirem entre si. Com o colimador B e em regime de varredura, registraram-se as contribuições correspondentes a cada fonte no fotopico de 364 KeV.

Os valores numéricos correspondentes às contagens líquidas de cada fonte foram relacionadas entre si. As razões foram comparadas com as obtidas relacionando-se as correspondentes medidas estacionárias de calibração. Os valores percentuais dos desvios entre as diferentes razões foram calculados e reunidos na Tabela II.

Como se depreende da mesma, existe uma perfeita linearidade na resposta do detector, traduzida pela identidade entre os valores das razões das fontes, bem como pelos desvios percentuais que sempre se mantiveram aquém de 2%.

2.3.2. Prova "in vivo"

A três pacientes (A, B e C), que deviam ser sub

TABELA II - VERIFICAÇÃO DA LINEARIDADE DO DETECTOR

CONTROLE IN VITRO

FONTES	MEDIDA ESTACIONÁRIA * DE CALIBRAÇÃO		MEDIDA EM VARREDURA *		
	C _L .min ⁻¹	RAZÃO ENTRE FONTES	C _L .min ⁻¹	RAZÃO ENTRE FONTES	DIFERENÇA %
A	18.760	1,00	17.620	1,00	--
B	39.853	2,10	37.354	2,12	- 0,9
C	59.094	3,15	56.132	3,18	+ 1,0

* Médias de 10 determinações realizadas no fotopico

metidos a estudos cinéticos de albumina, administraram-se por via endoflêbica, três doses sucessivas de radioalbumina (albumina ¹³¹I) com intervalo de cêrca de 30-35 minutos. As doses foram prêviamente calibradas através da determinação da atividade efetivamente administrada (diferença da radioatividade total da seringa, menos a radioatividade residual na seringa após a injeção) por medida in vitro em geometria perfeitamente definida e reprodutível. Decorridos 10 minutos da administração intravenosa de cada uma das doses procedia-se à determinação da atividade com CCI segundo o protocolo abaixo.

1. Determinação da radioatividade de fundo da sala de exame com o CCI.
2. Determinação da radioatividade de fundo da sala com o paciente em posição de medida.

3. Determinação da radioatividade de uma amostra de iodo-131.
4. Administração da 1ª dose.
5. Decorridos 10 minutos, medida da radioatividade corpórea total nas posições supina e prona.
6. Administração da 2ª dose.
7. Medida como em 5.
8. Administração da 3ª dose.
9. Repetição dos itens 5, 3 e 1.

Os valores das contagens líquidas das medidas in vitro das doses foram relacionados entre si. Os valores líquidos da soma das medidas nas posições supina e prona após a administração de cada dose foram calculados e relacionados. Os quocientes relativos às doses 2 e 3 avaliados pelas duas técnicas foram comparados e seus desvios percentuais calculados.

A Tabela III reúne os dados assim calculados e evidencia, também, para a prova in vivo, a linearidade da resposta do sistema de medição, posto que as diferenças percentuais nunca excederam o valor pré-estabelecido de 2%.

2.4: Determinação da Eficiência Global do Sistema para Diver- sas Energias Gama.

TABELA III - VERIFICAÇÃO DA LINEARIDADE DA RESPOSTA DO SISTEMA DETECTOR

CONTROLE IN VIVO

CASO	DOSES	MEDIDA IN VITRO EM GEOMETRIA FIXA*		MEDIDA IN VIVO EM CCI *		
		CL.min ⁻¹	RAZÃO ENTRE DOSES	CL.min ⁻¹	RAZÃO ENTRE DOSES	Δ %
A	1ª	15.390	1,00	52.374	1,00	—
	2ª	31.396	2,04	105.272	2,01	- 1,5
	3ª	51.403	3,34	177.548	3,39	+ 1,5
B	1ª	18.175	1,00	61.334	1,00	—
	2ª	35.441	1,95	120.215	1,96	+ 0,5
	3ª	56.706	3,12	189.522	3,09	- 1,0
C	1ª	13.262	1,00	44.001	1,00	—
	2ª	27.850	1,10	93.722	2,13	+ 1,4
	3ª	40.449	3,05	136.403	3,10	+ 1,6

* Medidos no fotopico do ¹³¹I

Mercê de fontes radioativas calibradas de cobalto-57 , mercúrio-203, bário-133, ouro-198, césio-137, cobalto-60 e ítrio-88, elementos emissores de radiações gama com energias que se distribuem des de 0,12 a 1,86 MeV, determinaram-se as eficiências globais correspondentes.

As medidas foram realizadas com o colimador C, a uma distância de 65 cm da face inferior do cristal ao plano da fonte radioativa (equivalente a 68,8 cm do centro do cristal à fonte), registrando-se as contribuições correspondentes a 95% dos fotopicos.

Os valores da eficiência global* experimental (E), da eficiência intrínseca vezes a foto-fração* (E_p), da eficiência geométrica* (G) e da distância efetiva centro do cristal-fonte (D_e) foram calculados segundo o desenvolvimento analítico realizado por MEHL^{(10) e 103}

para este tipo de medição em geometria de maca com um único cristal móvel.

Os resultados foram reunidos na Tabela IV, verificando-se que a eficiência global percentual variou de 0,066 para a energia do mercúrio-203 (0,278 MeV) até 0,021 para a do cobalto-60 (1 173-1 332 MeV). A eficiência geométrica G manteve-se praticamente constante, do mesmo modo que D_e que numericamente apresentou valor médio de 68,1 cm contra o valor real de 68,8.

TABELA IV - EFICIÊNCIAS E DISTÂNCIAS EFETIVAS CRISTAL-FONTE
PARA O CONTADOR DE CORPO INTEIRO IEA-II

RADIONUCLÍDEOS	E_p	E	G	4 G	D_e^2	D_e
^{203}Hg	0,820	$0,066 \times 10^{-2}$	$0,081 \times 10^{-2}$	$0,98 \times 10^{-2}$	$44,80 \times 10^2$	67
^{139}Ba	0,700	$0,054 \times 10^{-2}$	$0,077 \times 10^{-2}$	$0,97 \times 10^{-2}$	$47,12 \times 10^2$	68
^{198}Au	0,636	$0,049 \times 10^{-2}$	$0,077 \times 10^{-2}$	$0,97 \times 10^{-2}$	$47,12 \times 10^2$	68
^{137}Cs	0,450	$0,034 \times 10^{-2}$	$0,075 \times 10^{-2}$	$0,94 \times 10^{-2}$	$48,37 \times 10^2$	69
^{88}Y	0,330	$0,025 \times 10^{-2}$	$0,075 \times 10^{-2}$	$0,95 \times 10^{-2}$	$48,37 \times 10^2$	69
^{60}Co	0,266	$0,021 \times 10^{-2}$	$0,079 \times 10^{-2}$	$0,99 \times 10^{-2}$	$45,93 \times 10^2$	68

E_p = Eficiência intrínseca x foto-fração

E = Eficiência global experimental

D_e = Distância efetiva cristal-fonte

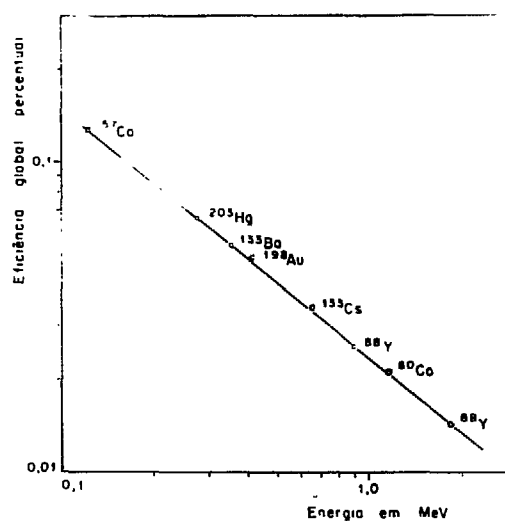
G = Eficiência geométrica

A variação contínua da eficiência global, em função da energia está representada na Figura 17 onde em gráfico logarítmico se traçou a reta que melhor satisfaz os dados experimentais. Uma função como a representada no gráfico era esperada teoricamente para a faixa de energia explorada.

FIGURA 17

VARIAÇÃO DA EFICIÊNCIA GLOBAL PERCENTUAL
DO SISTEMA DETECTOR EM FUNÇÃO DA ENERGIA
GAMA MEDIDA

(Contagem diferencial a 65 cm de distância)



2.5. Determinação da Quantidade Mínima de Atividade Detectável em Função de Diferentes Energias Gama.

Para êste ensaio fixaram-se os limites de 30 minutos para o tempo de medição e o valor de 1,5% para o êrro porcentual devida à flutuação dos eventos radioativos.

Definiu-se como mínima detectável a atividade em cada uma das diferentes energias escolhidas, que permitisse integrar, no prazo de tempo pré-fixado e com o êrro estipulado um número de contagens

significativamente diferente ao nível de 99,7% da contribuição de fundo correspondente. Isto é, considerou-se detectável a quantidade de radioatividade que contribue com um número de contagens brutas igual ou superior à contagem residual acrescida de três vezes seu desvio padrão ($C_R + 3 \sigma$).

As medidas foram realizadas a 65 cm de distância da face inferior do cristal ao plano da fonte, na faixa de energia correspondente a 95% da contribuição do fotopico com o colimador C, para cada uma das fontes calibradas disponíveis para um intervalo de energia entre 0,12 a 1,86 MeV.

Conhecida a eficiência geométrica global (2.4.) e o valor numérico da contribuição de fundo calcularam-se em microcurie as quantidades mínimas detectáveis, dentro das especificações de tempo e de erro percentual predeterminadas, para cada um dos radionuclídeos ensaiados.

Os valores numéricos foram reunidos na Tabela V, da qual resulta ser o sistema de medição capaz de detectar quantidades da ordem de 1 a 6 centésimos de μCi , para a faixa de energia compreendida entre 0,1 e 0,6 MeV e que encerra os radionuclídeos mais frequentemente empregados em estudos clínicos.

2.6. Verificação da Reprodutibilidade da Geometria de Contagem .

Para este tipo de investigação programaram-se experiên

TABELA V - QUANTIDADE MÍNIMA DE RADIOATIVIDADE DETECTÁVEL NO PERÍODO DE 30 MINUTOS COM ERRO ESTATÍSTICO DE 1,5 % EM FUNÇÃO DA ENERGIA GAMA A 65 cm DE DISTÂNCIA

RADIONUCLÍDEO	FAIXA DE ENERGIA MEDIDA MeV	MICROCURIE
⁵⁷ Cc	0,106 - 0,138	1,6 x 10 ⁻²
²⁰³ Hg	0,232 - 0,324	5,3 x 10 ⁻²
¹³³ Ba	0,313 - 0,417	6,6 x 10 ⁻²
¹⁹⁸ Au	0,356 - 0,468	6,8 x 10 ⁻²
¹³³ Cs	0,593 - 0,729	8,8 x 10 ⁻²
⁸⁸ Y	0,815 - 0,981	1,1 x 10 ⁻¹
⁶⁰ Co	1,078 - 1,266	2,4 x 10 ⁻¹
⁸⁸ Y	1,719 - 1,953	5,2 x 10 ⁻¹

cias in vitro e in vivo.

2.6.1. Provas "in vitro"

Mercê de um manequim plástico antropomorfo (REM CAL - 140 - Nuclear Associated, Inc., 35 Urban Avenue, Westbury, N.York, 11590, USA), simulado as dimensões de um homem de estatura e massa mé dias, cheio de uma solução de Na¹³¹I com carreador de Na¹²⁷I, com radioatividade total da ordem de 20 μ Ci, testou-se a reprodutibilidade da me dida, realizando-se mensurações sequenciais a intervalos de tempo variá veis, cobrindo um período de seis dias. Os valores residuais percen tuais, correspondentes a cada medida realizada, foram comparados com os resultados teóricos esperados e decorrentes do decaimento físico.

A Tabela VI reúne os valores das contagens li quidas registradas com o manequim em função de tempo, os corresponden tes valores expressos em percentagem das contagens iniciais, os valo res percentuais referentes ao decaimento físico do radioiôdo-131 para cada um dos intervalos de tempo considerados e os desvios percentuais en tre estes e os dados experimentais.

TABELA VI—REPRODUTIBILIDADE DA GEOMETRIA DE CONTAGEM "IN VITRO"

Fonte de radioiôdo-131 em manequim antropomorfo

TEMPO DECORRIDO HORAS	DADOS EXPERIMENTAIS *		DADOS TEÓRICOS *		DESVIO %
	C _L .min ⁻¹	DOSE RESIDUAL PRESENTE %	DOSE RESIDUAL PRESENTE %		
0	155.432	100,0	100,0		0,0
24	143.545	92,4	91,8		0,7
50	128.511	82,8	82,6		0,2
72	120.864	77,8	77,3		0,6
98	108.802	70,0	70,5		0,7
170	85.348	54,9	54,5		0,5

* Média de 10 medidas

Como se observa, os desvios não excedem a casa de 1% , atestando a perfeita reprodutibilidade da medida in vitro, pois somente respeitando-se esta, poderia haver identidade entre as duas sé ries de decaimentos físicos.

2.6.2. Provas ""in vivo"

Para a execução dessas provas, escolheram-se três

observadores diferentes (A, B e C), sendo um versado em medições radioativas e dois sem qualquer prévia experiência. Solicitou-se que cada um determinasse cinco vêzes seguidas a atividade de um mesmo paciente, tendo como roteiro e guia a observância dos seguintes parâmetros, que deviam ser controlados tôda vez que se colocasse o paciente em posição de contagem.

1. Vertex e calcâneo deviam coincidir com pontos fixos da escala centimétrica do sistema de varredura.
2. A distância da face inferior do cristal ao plano da maca devia ser controlada e mantida constante.
3. O centro do sistema de deteção devia coincidir com a linha mediana do paciente.

Como fonte radioativa aproveitou-se um paciente que recebera radiobromo-82 com o fim de se lhe determinar o espaço extracelular, e que se encontrava em fase de distribuição corpórea estabilizada (mais de três horas da administração da dose por via endoflébica).

As medidas de cada observador foram realizadas mantendo rigorosamente constantes as respostas do equipamento eletrônico, o que era controlado pela mensuração, em geometria fixa, de uma mesma amostra de ⁸²Br.

As médias dos valores líquidos, correspondentes às medições realizadas pelos diversos observadores, foram comparadas

com os valores individuais para cada grupo de medidas e comparadas entre si, segundo tódas as possíveis combinações, através de seus desvios percentuais e consignados na Tabela VII.

TABELA VII - REPRODUTIBILIDADE DA MEDIDA DE CORPO INTEIRO EM FASE DE DISTRIBUIÇÃO UNIFORME
MEDIDA IN VIVO

MEDIDAS Nº	OBSERVADOR A		OBSERVADOR B		OBSERVADOR C	
	CONTAGENS * INTEGRADAS NUMA VARREDURA	DESVIO % DA MÉDIA	CONTAGENS * INTEGRADAS NUMA VARREDURA	DESVIO % DA MÉDIA	CONTAGENS * INTEGRADAS NUMA VARREDURA	DESVIO % DA MÉDIA
1	40.615	- 0,9	41.850	+ 0,3	41.750	+ 1,3
2	41.350	+ 1,1	41.490	- 0,2	40.730	- 1,2
3	40.902	- 0,2	41.030	- 1,3	41.110	- 0,2
4	41.060	+ 0,2	42.060	+ 1,1	41.480	+ 0,7
5	40.845	- 0,3	41.550	- 0,1	40.980	- 0,6
\bar{x}	40.983		41.596		41.21C	

Desvios em relação às médias dos diferentes observadores, tomando-se o primeiro como correto.

A x B = 1,06% B x A = 1,04% C x A = 0,6%
A x C = 0,6% B x C = 0,9% C x B = 0,9%

*Valores corrigidos para o decaimento do Bromo-82

Como se depreende da mesma, o maior desvio registrado dentro de uma série foi de 1,3%, enquanto que o mais elevado na comparação entre observadores foi de 1,06%. Essas diferenças percentuais demonstram haver excelente reprodutibilidade também no vivo, não sõmente quando se analisam múltiplas determinações realizadas por um mesmo observador, mas ainda quando se cotejam operadores diversos.

2.7. Verificação da Influência da Distribuição no Organismo do Radionuclídeo em Estudo na Medição de Corpo Inteiro.

Sendo premissa necessária para a medida de corpo inte

ro a independência das características da distribuição corpórea da substância radioativa em exame, procuramos testar este comportamento do CCI através do estudo da mensuração da atividade de indivíduos submetidos à administração de substâncias que, alcançando equilíbrio de distribuição a curto prazo, possam ser administradas tanto pela via oral como pela intravenosa, de tal maneira a criar condições de distribuição iniciais particularmente diferentes.

Elegemos, para administração a 5 indivíduos normais, brometo de sódio-bromo-82, passível de ser administrado pela boca e pela via endoflêbica e cujo tempo de equilíbrio de distribuição (2-3 horas) é alcançado dentro de um intervalo compatível com a não eliminação de qualquer fração da dose administrada, o que mantém constante a radioatividade total. Cada indivíduo era estudado quando da administração por ambas as vias, segundo um esquema cronológico de medições que permitisse a cada paciente ser o seu próprio controle.

A partir da administração do indicador radioativo (cerca de 50 μCi de Na^{82}Br com carreador de brometo estável) por qualquer das vias, realizaram-se medições da atividade a diversos intervalos de tempo até o limite de quatro horas, registrando-se as contribuições do espectro energético total e as correspondentes aos picos de 0,554 e 0,777 MeV, com o indivíduo nas posições supina e prona. Cada medida individual foi registrada. As variações, em função de tempo, de cada tipo de contagem, devidamente corrigidas para o decaimento físico e normalizadas para a dose, foram registradas ao lado de seus valores percentuais na Tabela VIII.

TABELA VIII — INFLUÊNCIA DA DISTRIBUIÇÃO NO ORGANISMO DO RADIONUCLÍDEO EM ESTUDO

Radiobromo-82 administrado pelas vias intravenosa e oral (doses precalibradas)

CASO NR	TEMPO DECORRIDO min	VIA INTRAVENOSA				VIA ORAL			
		MEDIDA INTEGRAL		MEDIDA FOTOPICO		MEDIDA INTEGRAL		MEDIDA FOTOPICO	
		C_L, min^{-1}	%	C_L, min^{-1}	%	C_L, min^{-1}	%	C_L, min^{-1}	%
1	30	155.880	100	37.720	100	247.958	100	59.510	100
	60	155.406	103	37.371	99	280.356	105	60.105	101
	90	151.442	107	36.986	98	267.795	108	61.295	103
	120	162.950	108	37.280	98	272.754	110	61.020	103
	180	164.460	109	37.418	99	270.274	109	60.700	102
	240	163.009	108	37.001	99	275.234	111	69.380	103
2	30	232.292	100	42.235	100	162.479	100	38.995	100
	65	234.292	101	42.370	100	165.729	102	38.870	100
	85	241.876	104	41.390	98	168.978	104	39.647	102
	130	239.550	103	41.812	99	175.773	108	40.036	103
	240	241.699	104	41.907	99	173.853	107	40.152	103
3	30	293.111	100	61.496	100	120.132	100	49.820	100
	60	301.904	103	60.851	99	124.937	104	49.048	99
	90	310.697	106	60.971	99	128.541	107	50.510	102
	110	310.789	106	54.439	98	129.742	108	51.005	103
	160	307.762	106	61.396	100	127.339	106	50.423	102
	240	307.901	105	61.557	100	129.743	109	51.133	103
4	30	137.001	100	33.722	100	98.152	100	39.444	100
	60	141.111	103	33.797	100	100.115	102	39.834	101
	90	139.741	102	34.059	101	100.927	102	40.228	102
	120	142.481	104	33.427	99	104.241	106	40.401	102
	180	143.851	105	33.385	99	106.004	108	39.928	101
	240	143.998	105	33.691	100	105.022	107	40.699	103
5	30	158.121	100	38.201	100	160.212	100	40.053	100
	70	161.283	102	37.819	99	169.874	106	40.854	102
	120	162.864	103	38.283	100	176.233	110	41.655	104
	190	166.027	105	39.083	101	174.631	109	41.541	104
	230	164.445	102	39.145	101	173.029	108	41.253	103

O comportamento geral é o mesmo em cada um dos indivíduos estudados e mostra que quando da administração oral as contagens aumentam até alcançar um valor estável, cronologicamente coincidente com uma fase de distribuição definitiva. As diferenças se acentuam quando se comparam os dados relativos às contagens integrais com os de ftopico. Naquelas, valores de até 17% para mais foram registrados contrastando com os 6% observados nas medidas realizadas no ftopico.

2.8. Verificação da Influência do Tamanho e Forma do Corpo na Atividade Medida com CCI.

Em virtude das diferentes contribuições devidas ao espalhamento Compton e, principalmente, das parcelas destas radiações de baixa

energia que são absorvidas na dependência de diferentes massas e formas do corpo humano, cumpria verificar sua influência na mensuração da atividade global com CCI.

Nessa experiência utilizaram-se cinco indivíduos do sexo masculino, com proporções físicas diferentes em virtude de graus variáveis de desproporção entre peso e estatura, com suas óbvias repercussões sobre a forma corporal. Para melhor caracterizar a desproporção estabeleceu-se um índice de espessura, relacionando-se a massa em kg com a estatura em cm (kg/cm). Este índice terá valor numérico tanto menor quanto menor for a espessura corporal.

Como indicador radioativo empregou-se Índio-113^* ligado in vivo à transferrina. O complexo Índio-transferrina alcança distribuição uniforme decorridos 10-15 minutos de sua administração intravenosa. A partir deste momento a atividade mantém-se constante se não houver eliminação por qualquer das possíveis vias.

Cada paciente recebeu por via endoflêbica uma dose precalibrada de Índio-113 m e, decorridos 20 minutos, teve sua atividade determinada pelo sistema de contagem integral e de fótópico, nas posições supina e prona.

Os pesos, estaturas, índice de espessura corporal, valores das medidas integrais e de fótópico, devidamente normalizadas quanto à dose e corrigidas para o decaimento físico do Índio-113 m, foram registrados na Tabela IX ao lado de uma relação percentual das medidas de fótópico e integrais ($C_L/\text{min. fótópico} \cdot 100 / C_L/\text{min. integral}$).

TABELA IX - INFLUÊNCIA DAS MASSAS E FORMAS DO CORPO HUMANO
NAS MEDIDAS DE CORPO INTEIRO

^{113m}In ligado à transferrina in vivo em doses precalibradas

CASO Nº	PESO Kg	ALTURA cm	ÍNDICE ESPESSURA Kg/cm	MEDIDAS INTEGRAIS Cl/min ^a	MEDIDAS FOTOPICO Cl/min ^a	$\frac{Cl/min. FOTOPICO \cdot 100}{Cl/min INTEGRAL}$
1	95	167	0,67	479.085	189.242	39,5
2	107	162	0,67	445.240	187.001	42,0
3	60	170	0,35	598.116	197.379	33,0
4	75	165	0,45	528.532	195.570	37,0
5	58	160	0,36	611.200	198.643	32,5

^a Soma das medidas nas posições supino e prono, normalizadas para as doses e corrigido para o decaimento físico do Índio-^{113m}

Sobressai dos dados acima que a medida obtida por registro das contagens do ftopico independe, praticamente, da espessura corpórea e da forma que a acompanha, ao passo que a medida decorrente das contagens integrais é intensamente influenciada pela espessura corporal em virtude da absorção que se torna crítica na faixa de energia correspondente ao espalhamento Compton.

O índice ftopico/integral comporta-se, de uma maneira geral, como o índice de espessura dos diferentes indivíduos estudados, confirmando indiretamente, quanto se disse com relação à absorção das radiações Compton.

2.9. Aplicabilidade do IEA-II à Execução de Determinadas Provas Clínicas Apreciadas Através da Comparação de Seus Resultados com os Obtidos pelas Técnicas Clássicas.

Mercê de três tipos de ensaios, descritos a seguir, procurou-se testar a viabilidade de emprêgo do CCI em provas práticas que cobrem a quase totalidade de usos clínicos dêste sistema de medição. Para isso, elegeram-se as determinações da massa permutável de um constituinte corpóreo (potássio permutável* - K_p), da meia-vida biológica* de outro componente corpóreo (albumina) e da fração percentual absorvida pelo trato digestivo de um elemento (ferro) de acôrdo com as técnicas a seguir descritas.

2.9.1. Determinação do potássio permutável (K_p) pela diluição de ^{42}K .

Esta prova foi realizada em 10 indivíduos normais, 5 de cada sexo, simultâneamente pelas técnica clássica e de CCI. A clássica obedeceu à sistemática seguinte.

1. Administração intravenosa de 2,0 - 2,5 μ Cl/Kg de potássio-42 sob forma de $Cl^{42}K$.
2. Preparo de uma solução de referência pela diluição de uma alíquota da dose injetada, o que permitirá determinar a magnitude da dose administrada.
3. Coleta da totalidade da urina eliminada durante 24 horas a contar do momento da injeção do radiopotássio. Medir o volume e determinar a radioatividade total.
4. Ao término de 24 horas, colher uma amostra de sangue, separar o sô

ro e determinar as concentrações de potássio estável e de radiopotássio.

5. O potássio permutável no prazo de 24 horas é calculado pela fórmula:

$$K_p = \frac{\text{Dose-Dose excretada pela urina em 24 horas} \times \text{mEq/ml de soro de K}}{\text{Concentração de } ^{42}\text{K/ml de soro}}$$

A variante técnica pelo OCI refere-se tão somente à apreciação da fração da dose administrativa que residuou efetivamente ao término das 24 horas e que, portanto, foi diluída no espaço potássio neste mesmo período. Sua determinação obedece à seqüência, adiante descrita.

1. Determinação da radiação de fundo da sala.
2. Determinação da radiação de fundo da sala com o paciente em posição de medição.
3. Determinação da radioatividade de uma amostra de potássio-42.
4. Administração da dose de ^{42}K por via intravenosa.
5. Após 10-20 minutos o paciente é medido nas posições supina e prona.
6. Repetir as etapas 3 e 1.

7. Decorridas 24 horas da administração da dose, repetir as etapas 1, 3, 5 e 6.
8. Calcular a dose residual relacionando os valores líquidos das medidas nas posições supina e prona da etapa 7 com os da 5, corrigidos para o decaimento através das contagens líquidas de amostra de radiopotássio (etapa 3).
9. Calcular o potássio permutável como no método clássico empregando o valor residual determinado pelo CCI.

Como complemento à análise das medidas de potássio permutável, procurou-se cotejar a reprodutibilidade dos resultados por ambas as técnicas, submetendo-se 10 indivíduos a 2-3 determinações seguidas de K_p , espaçadas de pequenos intervalos.

A Tabela X reúne os valores do potássio permutável, expressos em mEq, obtidos pelos dois métodos e os respectivos desvios percentuais, aceitando-se como referência os dados da técnica clássica. Os valores são perfeitamente comparáveis, sendo o maior desvio registrado de 4,3%. Chama a atenção, no entanto, uma persistência de valores menores na coluna de resultados obtidos pelo CCI.

A Tabela XI mostra os valores encontrados na repetição do estudo em 10 indivíduos com o intuito de verificar a reprodutibilidade dos resultados obtidos pelas duas técnicas. A maior consistência dos resultados, traduzida por menores desvios percentuais em relação à média, registrados na série de medidas de CCI, atesta sua me

TABELA X - DETERMINAÇÃO DO POTÁSSIO PERMUTAVEL (Kp)
PELA DILUIÇÃO DO ⁴²K

Estudo comparativo em indivíduos normais pelas técnicas Clássica e CCI

CASO Nº	POTÁSSIO PERMUTAVEL mEq		DIFERENÇA %
	TÉCNICA CLÁSSICA	TÉCNICA DE CCI	
1	2868	2811	- 2,0
2	2757	2714	- 1,5
3	2166	2090	-
4	2200	2145	- 2,6
5	2327	2257	- 3,1
6	1384	1346	- 2,8
7	1693	1627	- 4,0
8	3363	3205	- 4,3
9	1965	1916	- 2,6
10	3050	2941	- 3,7

TABELA XI - DETERMINAÇÃO DO POTÁSSIO PERMUTAVEL (Kp)
PELA DILUIÇÃO DO ⁴²K

Estudo comparativo da reprodutibilidade dos valores do Kp
por Técnica Clássica e por CCI

CASO Nº	TÉCNICA CLÁSSICA		TÉCNICA DE CORPO INTEIRO	
	mEq	DIFERENÇA %	mEq	DIFERENÇA %
1	3084	+ 6,4	2888	+ 2,7
	2805	- 2,2	2847	+ 1,3
	2748	- 4,2	2889	- 4,0
2	2814	- 5,2	2776	+ 2,3
	2900	+ 8,2	2852	- 2,3
	2478	+ 6,1	2302	+ 2,0
3	2238	- 3,9	2185	- 3,2
	2276	+ 2,2	2284	+ 1,2
	1308	- 5,7	1382	+ 2,9
4	1483	+ 5,7	1307	- 2,9
	2087	- 6,2	1964	+ 2,5
	1928	+ 1,8	1869	- 2,5
5	2055	+ 4,6	1918	0,0
	2834	- 7,1	2830	- 3,8
	3163	+ 3,7	2985	+ 1,5
6	3154	+ 3,4	3008	+ 1,3
	2686	+ 4,9	2440	- 1,6
	2444	- 4,9	2520	+ 1,6
7	1907	- 4,6	2188	+ 3,1
	2004	+ 0,3	2101	- 0,9
	2083	+ 4,3	2074	- 2,2
8	2019	+ 5,2	2728	- 3,7
	2631	- 6,2	2935	+ 3,7
	2181	+ 2,3	2250	+ 1,9
10	2183	+ 3,4	2117	- 4,1
	1992	- 5,7	2215	+ 2,2

lhor reprodutibilidade. Confirma-se nesta série a tendência a resultados menores do K_p pela medida de CCI.

2.9.2. Determinação simultânea de meia-vida biológica da albumina ^{131}I , apreciada pela técnica e por mensuração da fração residual com CCI.

Foram estudados 10 indivíduos normais, sendo cinco de cada sexo.

2.9.2.1. Técnica clássica

Obedece ao esquema seguinte:

1. Administração por via intravenosa de uma quantidade conhecida de albumina ^{131}I , calculada na base de 0,75 - 1,00 $\mu\text{Ci}/\text{kg}$.
2. Determinação da radioatividade plasmática efetivamente ligada à albumina em amostras obtidas aos 10 minutos da administração do traçador radioativo e daí em diante, diariamente, durante não menos de 14 dias. A radioatividade por ^{131}I ligada à albumina era determinada após remover com resina de troca iônica (Amberlite IRA 400 sob forma Cl^-) a fração livre de $^{131}\text{I}^-$. Os valores diários, expressos como percentagem do correspondente à amostra colhida aos 10 minutos (100%) eram lançados em gráfico semilogarítmico (concentração na escala funcional).

3. Pelos pontos experimentais traçou-se a reta que melhor se ajustasse aos mesmos e o $t_{1/2}$ desta função era calculado graficamente. Ajustes pelos mínimos quadrados, realizados em alguns casos, mostraram divergências insignificantes dos resultados obtidos pelo ajuste gráfico.

2.9.2.2. Determinação pelo CCI

1. Determinação da radiação de fundo da sala
2. Determinação da radioatividade de uma amostra de ¹³¹I
3. Determinação da radiação de fundo da sala com o paciente em posição de medição.
4. Administração da dose de radioalbumina (a mesma já referida no esquema anterior).
5. Decorridos 15-20 minutos da administração da dose, mensuração do paciente nas posições supina e prona.
6. Repetir as etapas 2 e 1.
7. Diariamente, durante pelo menos 14 dias, repetir as medições do paciente através da repetição das etapas 1, 2, 5 e 6.
8. Os valores da soma das contagens líquidas correspondentes às posi

ções supina e prona, expressos em percentagem do valor das medidas realizadas aos 15-20 minutos (100%) foram lançados em gráfico semi-logarítmico e analisados graficamente como no esquema anterior.

A Tabela XII registra e compara os valores das meias-vida biológicas da albumina ^{131}I obtidas pelas duas técnicas, através dos desvios percentuais calculados, tomando-se como referência o método clássico. A magnitude dos desvios é de tal ordem a permitir aceitar a variante técnica do CCI como perfeitamente válida para fins práticos, pois os desvios são bem inferiores ao limite estabelecido para este tipo de estudo. Cumpre assinalar a sistemática tendência a valores de $t_{1/2}$ menores observada na medida de CCI.

TABELA XII - DETERMINAÇÃO DA MEIA-VIDA BIOLÓGICA DA ALBUMINA ^{131}I

Estudo comparativo em indivíduos normais pelas técnicas Clássica e CCI

CASO Nº	NOME	SEXO	IDADE	PESO	TEC. CLÁSSICA $t_{1/2d}$	TEC. DE CCI $t_{1/2d}$	DIFERENÇA %
1	MRS	f	30	48	22	21,0	- 4,6
2	JBM	m	20	72	20	20,5	+ 5,0
3	AMJ	f	22	56	21	20,0	- 4,8
4	MAM	m	25	73	20	18,8	- 6,0
5	CAB	m	28	63	23	21,7	- 5,7
6	BJS	f	30	57	22	20,9	- 5,0
7	DMF	f	29	50	18	17,3	- 3,9
8	JA	m	38	56	19	17,8	- 6,3
9	JPL	f	38	58	22	20,8	- 6,4
10	MDS	m	30	68	24	22,8	- 5,0

2.9.3. Absorção de ferro pelo trato digestivo empregando-se rádio-ferro-59 como traçador.

A verificação foi realizada em 5 indivíduos adultos, normais, do sexo masculino, obedecendo os protocolos seguintes.

2.9.3.1. Medida da fração residual por CCI

1. Determinação da radiação de fundo da sala.
2. Determinação da radioatividade de uma amostra de ^{59}Fe .
3. Determinação da radiação de fundo da sala com o paciente em posição de medição.
4. Administração, pela via oral, de $0,15 \mu\text{Ci/kg}$ de ^{59}Fe , carregados por uma solução contendo 2 mg de ferro estável. O paciente estava em jejum desde a véspera e mantinha este estado por mais quatro horas.
5. Decorridas 4 horas a atividade era medida nas posições supina e prona. A soma dessas contagens líquidas dá-se valor 100%.
6. Repetir as etapas 2 e 1.
7. No 14^o dia o paciente tinha sua atividade determinada segundo a sequência das etapas 1, 2, 5 e 6. As contagens líquidas correspondentes à soma das medidas nas posições supina e prona eram expressas

ro,
zad
fez
do
em
doi
de
prã
ção
cad
era
nam
cas
abs

em percentagem da medida inicial, realizadas as necessárias correções de decaimento e eficiência do sistema. O valor residual cor p_{oreo} do 14^o dia era aceito como representativo da absorção intesti nal (88, 131, 92, 95, 96 e 85).

2.9.3.2. Contrôle da excreção fecal pela medi ção direta da atividade das fezes du rante 14 dias.

A partir da administração de radioferro, tôdas as matérias fecais eram coletadas em latas de tamanho padroni zado, recomendando-se ao paciente de evitar qualquer contaminação das fezes com urina. As latas eram conservadas em congelador até o término do 14^o dia da coleta. A radioatividade de cada lata era determinada em contador de cintilação de tipo especial (Tobor - N.Chicago), no qual dois cristais de cintilação de NaI(Tl) de 7,6 cm de diâmetro e 7,6 cm de altura estão colocados de tal maneira a tornar a geometria da medida praticamente independente do volume da fonte radioativa e da distribuição dentro desta do elemento radioativo (67).

Os valores líquidos das contagens de cada lata, somados após sua correção para o decaimento físico do ⁵⁹Fe, eram expressos em percentagem da dose administrada merçê de seu relacionamento com uma alíquota da dose medida nas mesmas condições geométri cas. A diferença dêste valor para 100 era tomada como representativa da absorção percentual.

Os valores da absorção percentual de

ferro obtidos para cada paciente e para cada técnica, bem como os desvios percentuais relativos a cada indivíduo, aceitando-se a técnica clássica como referência, acham-se reunidos na Tabela XIII.

TABELA XIII — DETERMINAÇÃO DA ABSORÇÃO DE RADIOFERRO ^{59}Fe

Estudo comparativo em indivíduos normais pelas técnicas Clássico e CCI

CASO Nº	TÉCNICA CLÁSSICA ABSORÇÃO %	TÉCNICA DE CCI ABSORÇÃO %	DIFERENÇA %
1	45	47	+ 4,9
2	28	29	+ 3,6
3	62	65	+ 4,6
4	39	37	- 5,0
5	32	34	+ 5,9

Como se depreende da mesma, o maior desvio registrado (5,9%) está muito aquém do limite estabelecido para a aceitabilidade do variante de CCI.

COMENTÁRIOS

Descrito o IEA-II e conhecidos os resultados das experiências idealizadas para apreciar-lhe as características e o desempenho, cabe verificar se êsses resultados satisfazem as exigências estabelecidas como metas dêste projeto.

Nesta análise crítico-comparativa obedeceremos à mesma sistematização utilizada para a enunciação dos diferentes objetivos da presente investigação.

1. DISPOR DE GEOMETRIA COMPATÍVEL COM UMA RELATIVA INDEPENDÊNCIA DA DISTRIBUIÇÃO DO RADIOELEMENTO NO ORGANISMO HUMANO.

Para apreciar êste aspêcto era necessário conhecer previamente algumas das características do sistema de detecção empregado, especialmente no que se refere às blindagens e às eficiências ao longo dos eixos longitudinal - eixo de direção da varredura - e do transversal.

Como resultou dos dados reunidos na Tabela I, o conjunto de

uma blindagem que envolvesse parcialmente o corpo do paciente e dos colimadores B e C levou aos melhores índices de sensibilidade do sistema de detecção. Dentro deste esquema, o colimador C ficaria reservado para as medições que pudessem prescindir de um alto poder resolvente no sentido longitudinal, enquanto o colimador B seria o de escolha para circunstâncias que implicassem em simultânea necessidade do levantamento de perfis radioativos.

Do estudo dos resultados colhidos na determinação dos campos visuais, infere-se que para o colimador B existe uma resolução longitudinal (Figura 14) compatível com a discriminação das eficiências 90% e 5% dentro de 5cm, o que lhe confere poder resolvente suficientemente elevado para o levantamento de perfis radioativos. No sentido transversal (Figura 15), este mesmo colimador inclui, numa dimensão linear de 60 cm, uma faixa de eficiência mínima de 90%, que se eleva a 100% nos seus 44 cm centrais.

Quanto ao colimador C, por ter secção quadrada, seu campo visual é simétrico e igual ao longo de ambos os eixos (Figura 16) e tem andamento tal a permitir a inclusão, no sentido longitudinal, da totalidade da excursão do detector numa faixa de eficiência 100%. O mesmo se diga para o sentido transversal, no qual a eficiência 100% inclui a totalidade da largura da maca. Desta forma, toda a área correspondente ao plano de suporte da bandeja de chumbo é vista, por este colimador, com uma eficiência 100%.

Em face a essas características, qualquer parte do corpo de qualquer indivíduo com projeção incluída numa área de 208 x 44 cm é vis

ta com 100% de eficiência através do colimador B e de 90 a 100% se suas dimensões forem compatíveis com uma área de projeção de 218 x 60 cm (Figura 18). No caso do colimador C, qualquer corpo que caiba nos limites da bandeja será medido com 100% de eficiência. Evidentemente, essas considerações decorrem da extrapolação dos dados colhidos com uma fonte puntiforme.

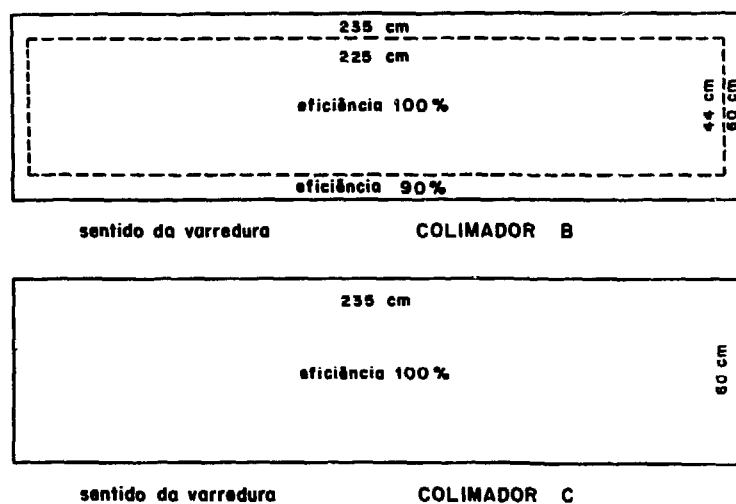


FIGURA 18. Áreas "vistas" pelos colimadores B e C e respectivas eficiências percentuais.

Era também necessário conhecer a resposta do sistema não mais a fontes puntiformes mas a fontes dispersas ao longo do eixo de varredura. Para tanto testamo-lo com uma fonte linear (2.2). Os resultados mostram a perfeita simetria do perfil radioativo e as características de discriminação longitudinal, inteiramente adequadas para a tarefa.

Nesse sentido convém cotejar o perfil obtido pelo IEA-II com colimador B com o registrado, por exemplo, por MORRIS (111) que dispunha de um detector estacionário com geometria de maca dotado de três cristais alinhados segundo o eixo longitudinal. A Figura 19 sobrepõe o perfil de uma fonte linear medida em varredura pelo IEA-II e os valores obtidos por MORRIS deslocando uma fonte puntiforme de 10 em 10 cm ao longo do eixo longitudinal de seu medidor. Este gráfico visualiza a maior uniformidade e simetria da resposta do IEA-II.

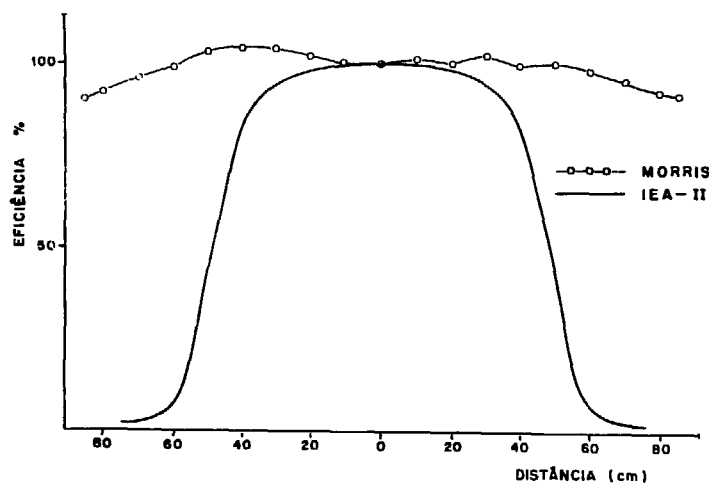


FIGURA 19. Comparação gráfica das eficiências ao longo do eixo longitudinal determinadas com fonte linear de 1 m com o IEA-II e com fonte puntiforme deslocada de 10 em 10 cm segundo Morris (111).

Cabia ainda conhecer se o sistema tinha resposta linear, ou

seja, se as contagens registradas eram proporcionais às doses radioativas administradas. Com êsse objetivo em mira, projetaram-se experiências in vitro e in vivo (2.3.). A primeira permitiu constatar a perfeita linearidade da resposta em geometria de varredura para fontes lineares. A segunda logrou demonstrar que, pela medida de corpo inteiro, a administração a um indivíduo de mais doses pode ser apreciada dentro de um erro percentual inferior a 2%. Nesse sentido cumpre lembrar que o esquema experimental, embora tenha sido programado de maneira a reduzir ao mínimo a propagação dos erros, sempre inclui um erro intrínseco finito que, na melhor das hipóteses, será da ordem de grandeza das próprias medidas radioativas. Desta forma, um erro final na apreciação da linearidade de resposta, inferior a 2%, deve ser reputado excelente.

De posse desses elementos complementares, era possível abordar a essência deste item através da comprovação experimental de que distribuições diversas num mesmo indivíduo não repercutem criticamente sobre as medidas.

Escolhemos o radiobromo - indicador de espaço extracelular - como elemento de controle da distribuição, por se tratar de radionuclídeo gama-emissor que no indivíduo normal alcança uma distribuição definitiva no volume de sua fase no prazo de 2-3 horas, quer administrado pela via oral, quer pela intravenosa. Nos momentos iniciais, no entanto, quando administrado pela via oral, encontra-se acumulado nas porções altas do trato digestivo, apresentando distribuição completamente distinta daquela que exhibe quando diretamente introduzido na torrente circulatória. Propositamente testaram-se os aspectos das contagens

integrals, ou seja, as decorrentes de tôdas as energias do espectro do bromo-82 e as relativas apenas a seu fotopico de 0,544 MeV.

Os resultados evidenciaram duas ordens de fatos.

1. As medidas realizadas no fotopico, quer quando da administração oral quer quando da endoflêbica, são praticamente superponíveis. Diferenças percentuais inferiores a 5% foram registradas em todos os casos estudados.

2. As medidas integrais tendem a subestimar o valor da dose administrada, quando de sua leitura precoce. Posteriormente, a medida que o elemento radioativo se distribue, os valores tendem a se estabilizar, tornando-se constantes decorridos 90-120 minutos. Na leitura integral, a administração oral introduziu um erro sistemático da ordem de 8-10%, no sentido de levar a subestimar a dose. Este fato encontra explicação em virtude da dose radioativa, por estar concentrada nas porções altas do trato digestivo no período inicial, adquirir uma posição geométrica que leva à absorção de uma maior quota de radiações de baixa energia.

A medida que a radioatividade se espalha pelo organismo, tendendo a distribuições médias tanto no sentido longitudinal como no da espessura do corpo, a influência da absorção se atenua e os valores registrados crescem em relação à medida inicial.

A resultados análogos haviam chegado outros autores estudando as variações em função de tempo da radioatividade total medida após do

ses or
-42, v
de dua
os cor
ro per
to de
de cin
na e p
se ini
cintil
média
ção de

(146)
ses au
ra de

do no
as me
pender
prest
meira

ses orais ou intravenosas. OBERHAUSEN (117), trabalhando com potássio-42, verificou que a dose alcançava a estabilização decorridas cerca de duas horas, tendo registrado valores iniciais de até 25% menos que os correspondentes à distribuição definitiva. Cremos que este maior erro percentual na medida dos primeiros minutos deva ser procurado no fato de Oberhausen utilizar um contador com geometria 2π , com detector de cintilação líquido. A não realização de medidas nas posições supina e prona tenderia a aumentar de muito o erro devido à absorção na fase inicial da distribuição. DEAN (31), trabalhando com potássio-42 com cintilador líquido em geometria 4π , onde se realiza espontaneamente a média da distribuição no sentido antero-posterior, verificou uma variação de apenas 5% nas fases iniciais da distribuição.

Aspêctos análogos também foram observados por SHIFFER e col. (146) usando radioferro-59 administrado pela via oral, o que levou estes autores a tomar como representativa de 100% da dose somente a leitura de quatro horas após a administração oral.

Concluindo, pode-se dizer que o sistema de detecção incorporado no IEA-II, operando em geometria de maca com varredura e integrando as medidas das posições supina e prona, demonstrou-se praticamente independente das características de distribuição do radionuclídeo em estudo, prestando-se, pois, para medidas de corpo inteiro e satisfazendo a primeira de suas premissas básicas.

2. PERMITIR A MEDIÇÃO, COM PRECISÃO SUFICIENTE, DE QUANTIDADES DE RADIOATIVIDADE CORPÓREA COMPATÍVEIS COM AS DOSES PERMITIDAS E DURANTE INTERVALOS DE TEMPO CONSENTÂNEOS AOS SEGUIMENTOS HABITUAIS.

Para avaliar as possibilidades de satisfazer essas exigências, determinaram-se as eficiências globais do sistema para diversas energias gama e calcularam-se, em microcuries, as quantidades mínimas detectáveis com um erro estatístico igual ou inferior a 1,5% no prazo de trinta minutos, tempo que reputamos perfeitamente suportável por parte de um paciente que guarda a posição deitada.

Os resultados das provas, que foram planejadas para estabelecer a eficiência global do sistema para as diversas energias (2.4.), nos mostram que a variação deste parâmetro obedece ao andamento esperado, ou seja, o de ser representado por uma função linear quando relacionamos os logaritmos das energias com os da eficiência global do sistema (Figura 17).

Aplicando aos nossos dados experimentais o desenvolvimento analítico elaborado por MEHL (114) para o tipo particular de geometria utilizado, calcularam-se as eficiências geométricas correspondentes a cada energia (Tabela IV coluna G), o que permitiu verificar que tem um mesmo valor (dentro de um erro experimental cumulativo de 4%) tal como se deveria esperar de um sistema de detecção de resposta linear. Um corolário deste achado e que ulteriormente confirma a qualidade dos resultados, é a constância da distância efetiva (D_e - Tabela IV), com média de 68,1 cm (real 68,8) dentro de um intervalo de energia que se estende desde 0,1

até 1,8 MeV.

A determinação da menor quantidade de radioatividade detectável dentro do tempo de medida e de erro pré-estabelecidos, resultou ser da ordem de 1 a 6 centésimos de microcurie para a faixa de energia correspondente aos radioisótopos comumente empregados em medicina (0,1 a 0,6 MeV). Esta sensibilidade de detecção, obtida por um detector com volume sensível de apenas 352 cm^3 , está bem acima da expectativa e deve-se, no nosso entender, a um excelente equilíbrio entre as condições de blindagem e a eficiência geométrica.

A redução da contribuição de fundo, obtida com o emprego dos colimadores B e C associados à bandeja de chumbo, nos mostra que nossa contagem residual, expressa em contagens/min.cm³ é, para a energia do iôdo-131 medida na faixa de 95% da contribuição do fotopico de 364 KeV, respectivamente de 0,94 e 1,11. Nesse sentido vale a pena compararem-se esses resultados com os reunidos por GLASS (52) e relativos aos contadores de corpo inteiro em uso em alguns dos centros mais avançados da Inglaterra, como se fez na Tabela XIV.

Dêsse cotejo resulta que o IEA-II exhibe índices de contagem de fundo menores que os alcançados por sistemas dotados de blindagens realmente consideráveis.

Dadas as modestas massas de chumbo empregadas nas blindagens, devemos atribuir esses baixos índices, de um lado, à provável baixa contaminação radioativa dos materiais utilizados (chumbo antigo), e de outro, principalmente ao particular arranjo espacial de suas blindagens,

TABELA XIV - COMPARAÇÃO DOS ÍNDICES DE RADIAÇÃO DE FUNDO DO IEA-II E DE OUTROS CCI

C_R /min.cm³ de detector medido na faixa de 0,32-0,40 MeV

TIPO E UBICAÇÃO DO CCI	ÍNDICE
SUTTON - ROYAL MARSDEN HOSPITAL, INGLATERRA 4 CRISTAIS CILÍNDRICOS DE NaI(Tl) OPOSTOS DOIS A DOIS COM 7,6 x 5,1 cm E CÂMARA DE CONTAGEM COM PAREDES DE 132 cm DE ESPESSURA DE GIZ + 0,62 cm DE CHUMBO COMO REVESTIMENTO	2,56
HARWELL - INGLATERRA 4 CRISTAIS CILÍNDRICOS DE NaI(Tl) OPOSTOS DOIS A DOIS COM 15,24 x 8,9 cm E CÂMARA DE CONTAGEM COM PAREDES DE 10,2 cm DE ESPESSURA DE CHUMBO + 0,1 cm DE CADMIO COMO REVESTIMENTO	0,57
CAMBRIDGE - INGLATERRA 2 CRISTAIS CILÍNDRICOS DE NaI(Tl) OPOSTOS COM 15,24 x 10,2 cm EM CÂMARA DE CONTAGEM DE AÇO COM 15,24 cm DE ESPESSURA NAS PAREDES	1,66
IEA - II - SÃO PAULO - BRASIL 1 CRISTAL CILÍNDRICO DE NaI(Tl) COM 7,6 x 7,6 cm E BLINDAGEM DE SOMBRA DE 1,7 cm DE ESPESSURA - COLIMADOR "B"	0,94
IEA - II - COLIMADOR "C"	1,11

intencionalmente projetado para evitar o acesso direto ao cristal de radiações emanadas do meio ambiente. Esta solução, da qual não encontramos similar na literatura, permitiu alcançar excelente índice sem recorrer a massas imponentes de material de blindagem.

O peculiar arranjo espacial das blindagens repercute, obviamente, também sobre a sensibilidade e a capacidade de detectar quantidades muito reduzidas de radioatividade (C_L/C_R). Assim, os baixos índices de radiação de fundo do IEA-II permitiram eficiências globais percentuais relativamente elevadas se atendermos para a modéstia do volume do detector. Este aspecto ressalta de uma análise comparativa com as eficiências globais percentuais de outros contadores de corpo inteiro e de seus respectivos volumes sensíveis. A Tabela XV permite esse cortejo graças aos dados reunidos por Glass.

vidade
são da
permit
nicas
gadas.
podem
plique
po de

dament
ção ac
níveis

TABELA XV - COMPARAÇÃO ENTRE AS EFICIÊNCIAS
PERCENTUAIS GLOBAIS DO IEA - II
E DE OUTROS CCI

Faixa de energia de 0,32 - 0,40 MeV

TIPO DE DETECTOR E GEOMETRIA DA MEDIDA	EFICIÊNCIA GLOBAL %
SUTTON — 4 CRISTAIS DE 7,6 x 5,1 cm OPOSTOS DOIS A DOIS ESTACIONÁRIOS	0,085
OXFORD — 2 CRISTAIS DE 10,2 x 8,9 cm OPOSTOS ESTACIONÁRIOS E MACA MOVEL	0,064
HARWELL — 4 CRISTAIS DE 15,2 x 8,9 cm OPOSTOS DOIS A DOIS ESTACIONÁRIOS	0,648
HARWELL — 1 CRISTAL DE 22,9 x 15,2 cm EM GEOMETRIA DE CADEIRA RECLINÁVEL	0,440
HARWELL — 1 CRISTAL DE 22,9 x 15,2 cm EM GEOMETRIA DE ARCO COM 1,75 m DE RAIOS	0,040
IEA-II — 1 CRISTAL DE 7,6 x 7,6 cm MOVEL EM GEOMETRIA DE MACA	0,049

Se atendermos agora os valores absolutos mínimos de radioatividade detectáveis com erro de 1,5% em 30 minutos, verificaremos que são da ordem de poucos centésimos de microcuries. Esta informação nos permite prever que as doses necessárias, para a maioria das provas clínicas que utilizam CCI, poderão ser bem menores que as comumente empregadas. Estimando-se em valores médios, poder-se-ia dizer que as mesmas podem sofrer uma redução por um fator de 8 a 10, sem que esta redução implique num encurtamento do período de observação ou num aumento do tempo de medição e/ou ainda do erro experimental.

Assim ficou plenamente satisfeita mais uma das exigências fundamentais impostas ao projeto. Satisfeita e com ampla margem em relação ao que se poderia prever em face das limitações dos materiais disponíveis.

3. PERMITIR A REPRODUTIBILIDADE DAS MEDIDAS DENTRO DE UM DESVIO NÃO SUPERIOR A 2%.

Tanto os resultados das provas idealizadas para ensaiar "in vivo" como "in vitro" a reprodutibilidade das medidas de CCI, forneceram resultados que demonstraram estar plenamente satisfeita esta exigência, uma vez que os desvios percentuais se conservaram sempre aquém do limite pre-estabelecido. Particularmente importantes, a nosso ver, os resultados in vivo que revelaram que observadores sem qualquer tirocínio, conseqüentemente sem o devido condicionamento, lograram medidas que se reproduziram com desvio máximo de 1,3% em relação à média.

Isso foi possível, cremos, em virtude do IEA-II dispor de sistema de varredura e características de colimadores que oferecem uma ampla superfície de visão com eficiência constante para um mesmo plano. Cabe aqui, pois, assinalar e ressaltar o que se disse a propósito do item 1, ou seja, de que a inteira superfície da maca é "vista" com eficiência 100% pelo colimador C.

4. PERMITIR, EVENTUALMENTE, A MEDIDA DA RADIOATIVIDADE ACUMULADA EM DETERMINADO ÓRGÃO E OU APRECIAR AS CARACTERÍSTICAS DE DISTRIBUIÇÃO DESTA AO LONGO DO EIXO LONGITUDINAL DO CORPO (PERFIL RADIOATIVO).

Quando do projeto dos colimadores, teve-se o cuidado de conservar as características mecânicas dos engates entre o sistema de

porte do detector e dos colimadores. Este fato permite a rápida e fácil intercambiabilidade destes com colimadores outros destinados à medida de radioatividade acumulada em órgãos de grandes dimensões (colimadores grandes angulares) ou de tamanho restrito (colimadores multiniais focalizadores). Além disso, dotou-se o sistema de recursos mecânicos que permitem o ajuste grosseiro e fino da altura do detector, de maneira a adaptá-lo às necessidades de medida restritas a determinadas áreas. Desta forma o conjunto preenche a primeira das exigências deste item.

Quanto à segunda, já vimos no item 1 que as características do campo visual do colimador B são de molde a permitir o levantamento de perfis radioativos, facultando, dest'arte, informações sobre as características da distribuição de determinadas substâncias radioativas no organismo. Esta possibilidade é particularmente importante nos estudos cinéticos aplicados à hematologia, onde é oportuno e por vezes necessário, poder avaliar paralelamente aos dados de dinâmica sistêmica do ferro, a maneira do mesmo se distribuir à medula óssea, ao fígado e ao baço. Também esta exigência está satisfeita.

5. APROVEITAR AS COMPONENTES MECÂNICAS E ELETRÔNICAS EM DOTAÇÃO NO LABORATÓRIO DE RADIOISÓTOPOS DE MODO A NÃO EXIGIR NOVOS INVESTIMENTOS.

O IEA-II foi efetivamente construído empregando-se um mapeador linear pré-existente. No entanto, verificou-se posteriormente que seria oportuno aumentar a extensão da varredura, inicialmente limitada

a 178 cm e levada depois para a medida atual de 235 cm. Nesse sentido foi necessário construir um novo parafuso transportador e novas barras de sustentação do detector. Além disso construíram-se os dois colimadores de chumbo B e C e a bandeja que recebe o indivíduo em exame. O peso global do chumbo, empregado no projeto, foi de cerca de 500 kg. Todas as componentes mecânicas foram construídas nas oficinas do IEA e importaram em cerca de Cr\$4.000,00.

No que toca aos componentes eletrônicos, empregaram-se tão somente elementos disponíveis no laboratório, tendo-se o cuidado de criar condições para uma pronta e fácil conversão a usos diversos para cada tipo de instrumento.

A montagem e desmontagem do conjunto do CCI não demanda mais do que meia hora e permite sua instalação em qualquer sala com as normais especificações de estrutura, uma vez que seu peso global é de apenas 700 kg, distribuídos em 8 pontos de apoio sobre o solo, o que determina cargas inferiores às previstas para residências particulares. A facilidade de sua desmontagem e a massa relativamente pequena, permitem seu transporte para qualquer lugar, mesmo a grandes distâncias, como nos foi dado verificar ao transferir o IEA-II para o Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto a fim de ali realizar trabalho (85).

Desta forma estão satisfeitas, além das exigências acima relacionadas, também as relativas aos itens 6, 7 e 8.

9. EMPREGAR DETECTOR COM RESOLUÇÃO ENERGÉTICA COMPATÍVEL COM O USO SIMULTÂNEO DE TRAÇADORES RADIOATIVOS MÚLTIPLOS E DISPOR DE ELETRÔNICA CAPAZ DE REGISTRAR SIMULTANEAMENTE FAIXAS DE ENERGIAS DIFERENTES, INTEGRANDO-AS EM SEPARADO.

A necessidade de uma elevada resolução energética estava ligada ao desejo de se poderem empregar, em técnicas de CCI, indicadores radioativos múltiplos que pudessem ser reconhecidos e quantificados, através de seus fotopicos característicos, por um sistema de análise de altura de pulsos.

Estudos de eritrocínética demandam o emprêgo simultâneo de marcadores de glóbulos vermelhos (cromo-51) e de ferro (ferro-59); estudos de composição corpórea ou de balanço de eletrólitos podem exigir a simultânea mensuração do compartimento extracelular com bromo-82 e do intracelular com potássio-42; estudos dinâmicos de sódio a curto e longo prazo exigem dois traçadores, sódio-22 e sódio-24, etc..

Além disso, sabia-se que as medidas realizadas no fotopico seriam mais representativas da dose de radioatividade administrada e mais independentes da forma e do tamanho do indivíduo em estudo, em virtude dessas características físicas interferirem muito mais com o espectro global, na dependência de suas diferentes contribuições ligadas ao espalhamento Compton (100, 136, 12, 51 e 52), como ficou patente através dos resultados aqui analisados quando do estudo da influência da forma e massa do corpo humano.

Em consequência disso era mister poder registrar separadamen

te as contribuições relativas a faixas de energias diversas, o que implicava na necessidade de se empregarem analisadores de altura de pulso, encaminhando a integradores distintos os pulsos seleccionados por estes.

Essas exigências foram inteiramente satisfeitas pelo emprego de analisadores de impulsos e de contadores a eles acoplados.

10. EVIDENCIAR EM PROVAS CLÍNICAS A MANUSEABILIDADE, VERSATIBILIDADE, CONSTÂNCIA DE RESPOSTA E A COMPARABILIDADE DE RESULTADOS OBTIDOS POR CCI COM OS ALCANÇADOS PELAS TÉCNICAS CLÁSSICAS.

Em qualquer das três provas que foram seleccionadas para testar as características acima, por cobrirem praticamente todo o campo de suas aplicações clínicas, obtiveram-se resultados evidenciaram estar satisfeitas as exigências estipuladas. Acreditamos, no entanto, que alguns comentários relativos a cada uma das provas sejam oportunos, com o fito de ressaltar devidamente as características e a significação dos resultados alcançados pelo IEA-II.

10.1. Potássio permutável

A exatidão da medida de potássio permutável pela diluição do potássio-42 está intimamente vinculada, entre outras, à precisão com que se possa determinar a quantidade de radiopotássio eliminada no prazo necessário ao equilíbrio de distribuição. A técnica clássica recorre à medida da excreção urinária, aceitando ser esta via tão prepon

derante sobre as demais (fezes, suor, descamação, etc.) a ponto de as poder ignorar. Tal medida depende, fundamentalmente, do cuidado com que o paciente colhe e guarda as urinas do período de estudo. Esta coleta, para ser exata, exige cuidadosas instruções ao doente e à enfermagem e requer, via de regra, a internação hospitalar. A medida de corpo inteiro obvia completamente esses inconvenientes, tomado a medida independente do paciente e reunindo, num só dado, as perdas globais de radiopotássio, seja quais forem as vias e formas de eliminação.

Em função dessas considerações era perfeitamente razoável que os resultados, obtidos pela medida de CCI para o potássio permutável, fossem uma excelente reprodução dos clássicos, ligeiramente inferiores e se caracterizassem, nas suas repetições, pela sua melhor reprodutibilidade. A resultados análogos chegaram, entre outros, SURUEJOR e col. (155).

Os resultados obtidos pelo CCI são de molde a sugerir o emprego da técnica em substituição à clássica e a recomendar o emprego deste parâmetro mesmo em pacientes não hospitalizados, o que representa, evidentemente, vantagem considerável.

10.2. Meia-vida biológica da albumina ^{131}I .

A possibilidade de se poder determinar com o CCI, em função de tempo, a quantidade de radioatividade residual de uma dose administrada, abriu o caminho para se medir por essa técnica da meia-vida biológica de qualquer substância marcada.

Assim, era óbvio que desde logo se empregasse o CCI para a determinação da meia-vida biológica da radioalbumina (91, 89, 57 e 112), convencionalmente determinada através da coleta de amostras de sangue, cuja radioatividade ligada à albumina era determinada em um contador de cintilação de "poço". Em virtude do ritmo de remoção do organismo definir-se adequadamente no homem normal por volta 12^o - 14^o dia, era mister colher um número considerável de amostras.

A medida de corpo inteiro, realizada a intervalos de tempo variáveis, mas cobrindo um período de pelo menos 14 dias, oferece os mesmos ensinamentos, como se depreende dos resultados apresentados, como a vantagem de não exigir qualquer coleta de sangue.

Por outro lado, contrariamente a quanto objetaram alguns autores (112), se associarmos às medidas de corpo inteiro uma coleta de sangue aos 10-15 minutos da administração endoflêbica da radioalbumina e outra por volta do 7^o e 8^o dia, teremos os elementos necessários para o cálculo de todos os parâmetros da dinâmica desta substância, do mesmo modo que pela coleta seqüencial de amostras de sangue e urina, dentro dos esquemas clássicos.

Em verdade, uma amostra de 10-15 minutos nos permite calcular o volume plasmático e, conseqüentemente, o do compartimento intravascular da fase albumina. A amostra colhida no 7^o - 8^o dia, quando certamente a radioalbumina alcançou distribuição definitiva e uniforme em sua fase, nos habilitará a estabelecer uma relação entre a geometria da medida de CCI e a de "poço", permitindo desta forma o cálculo da concentração da fase em equilíbrio pela extrapolação a t_0 do valor

do sa
CCI.
plasm
to em
segun
fase
sua t
album

do sangue segundo uma paralela ao decaimento biológico registrado pelo CCI. Esta operação é legítima pois é evidente que o corpo inteiro, o plasma ou qualquer outro território da fase albumina, a partir do momento em que se alcançou o equilíbrio de distribuição, passarão a decair segundo o mesmo ritmo. Desta forma, calcula-se pelo processo de CCI a fase total, a quantidade de albumina permutável, o ritmo de renovação e sua taxa, bem como a magnitude de cada um dos compartimentos da fase albumina.

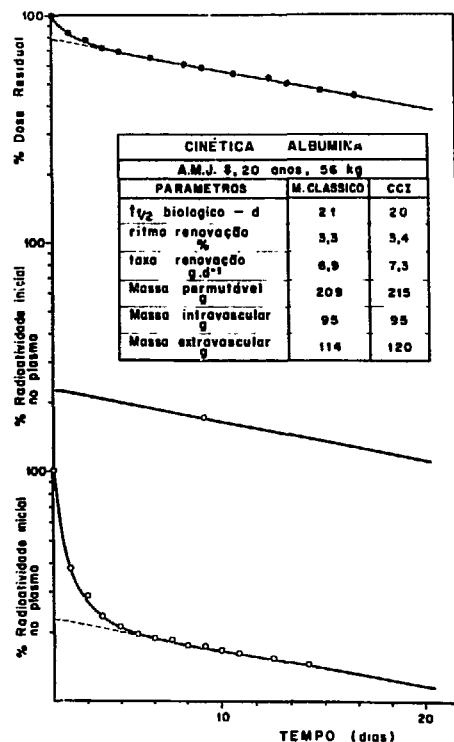


FIGURA 20. Comparação das representações gráficas dos ritmos de renovação da albumina ^{131}I apreciados pelo CCI e pela amostragem do sangue. O método gráfico de cálculo da concentração plasmática em t_0 pela paralela ao ritmo de decaimento de CCI também se acha figurado.

Na Figura 20, onde se acham representadas as variações, em função de tempo, da radioatividade residual total, da concentração plasmática por radioalbumina e o ritmo de renovação traçado como paralela ao ritmo estabelecido por CCI, estão também tabelados os valores numéricos dos demais parâmetros cinéticos calculados por ambos os métodos.

Analisando-se os resultados decorrentes das medidas de CCI verifica-se que a par de desvios perfeitamente aceitáveis, existe uma tendência sistemática a valores ligeiramente menores que os obtidos pelo método clássico. Este fato poderia sugerir um erro sistemático para menos, quíça ligado ao fato de se estimar por excesso a dose administrada (100%) medindo-a aos 10-15 minutos de sua administração. É possível que neste instante, quando a dose se acha confinada apenas ao espaço intravascular, importantes volumes sanguíneos como os contido no coração, grandes vasos da base, circulação pulmonar, cerebral e hepática, em virtude de suas peculiares situações topográficas, possam introduzir um erro de medida na dependência de suas situações geométricas, não devidamente corrigidas pelas características do próprio contador. É este um aspecto que merece ser ulteriormente investigado.

10.3. Absorção de ferro.

Os resultados apresentados à Tabela XIII estão dentro dos limites previamente estabelecidos para a comparação, in vivo, de técnicas clássicas com as de CCI e são mesmo de molde a sugerir a substituição daquelas por estas, especialmente atendendo-se às facilidades do método de CCI. Cumpre observar, além disso, que os resultados têm

tendência sistemática a serem maiores que os registrados pela medida direta dos excretas. Este fato pode provavelmente ser explicado em virtude de termos realizado as medidas após decorrerem quatro horas da administração da dose radioativa (146). Um mais longo período de espera, reduzindo a tendência a sub-estimar a dose pela sua não completa distribuição, talvez tivesse levado a uma mais estreita correspondência entre os resultados das duas técnicas. De qualquer maneira, reputamos plenamente satisfatórios, para fins práticos, os resultados alcançados.

A possibilidade de administrar a dose traçadora de radioferro, medir o paciente para o estabelecimento da magnitude da dose administrada (100%) e voltar a medi-lo somente 14 dias depois, como é aceito pela maioria dos que se interessaram pelo assunto (88, 131, 92, 95, 96 e 85), permite estender provas outrora confinadas ao campo das unidades metabólicas, para o da epidemiologia nutricional, sendo, inclusive, perfeitamente compatíveis com estudos de campo.

Com êsses comentários encerrou-se o ciclo de análise das exigências mínimas estabelecidas como meta do projeto de um CCI para uso clínico. Todas foram amplamente satisfeitas e, muitas vezes, ultrapassadas no que toca à qualidade de suas especificações, o que nos leva a crer termos assim cumprido integralmente o propósito deste trabalho.

Cumpre ainda lembrar que o CCI aqui descrito permitiu medidas sempre muito bem aceitas e toleradas pelos pacientes, mesmo quando condições especiais levaram a ultrapassar o tempo de medida previamente estipulado. Nesse sentido queremos deixar assinalado o fato de

que em crianças de tenra idade e em recém-nascidos a técnica revelou-se perfeitamente exequível, não havendo necessidade de se recorrer a qualquer medida de sedação para lograr as condições necessárias para a boa reprodutibilidade. Recém-nascidos e crianças menores foram, com pleno êxito, medidas durante o período de sono em seus horários habituais, permitindo desta forma a imobilidade necessária para a conservação das relações espaciais.

7,6 cm

to esp

idos e

de mac

res de

po de

ra a

efici

CONCLUSÕES E ILAÇÕES

1. O IEA-II é um OCI dotado de detector móvel constituído por um cristal de NaI (Tl) cilíndrico de 7,6 cm de diâmetro e 7,6 cm de altura, de uma blindagem de "sombra" obtida pelo relacionamento espacial de um colimador e de uma blindagem do paciente, ambos construídos em chumbo laminado de 1,7 cm de espessura e operando em geometria de maca com varredura para medida nas posições supina e prona.
2. Foi construído com componentes mecânicos e eletrônicos práticos existentes e comuns à maioria dos laboratórios hospitalares de radioisótopos.
3. Suas características construtivas permitem a rápida conversão de seus componentes a outros usos, demandando um tempo de montagem e desmontagem inferior a uma hora.
4. Seu índice de radiação de fundo ($C_R/\text{min.cm}^3$ de detector) é de 0,94 para o colimador B e de 1,11 para o colimador C para a faixa de energia cobrindo 95% do fotopico de 364 KeV do iodo-131. Sua eficiência global percentual, a 65 cm de distância, distribue-se entre 0,126

a 0,021 para energias gama compreendidas entre 0,12 e 1,86 MeV.

5. Permite detectar $1,6 \times 10^{-2}$ a $5,2 \times 10^{-1}$ microcurie para energias de 0,12 a 1,86 MeV, medidas a 65 cm de distância com o 95% do fotopico, num intervalo de 30 minutos e com 1,5% de erro estatístico.
6. Permite a simultânea medida de mais de um radionuclídeo ou o registro e cômputo das contribuições radioativas de diferentes faixas do espectro energético do radioelemento estudado.
7. Demonstrou ser de resposta linear, permitindo medidas reprodutíveis dentro de menos de 2% em relação às médias e uma aceitável independência da distribuição corpórea do radionuclídeo em estudo.
8. Apresenta dimensões reduzidas, peso total de cerca de 700 kg, podendo facilmente ser deslocado; tem custo global, incluindo a eletrônica, de aproximadamente Cr\$50.000,00 e baixo custo de manutenção.
9. Demonstrou, no curso de provas clínicas, ser de uso simples, cômodo, versátil e suficientemente preciso em relação a técnicas convencionais, a ponto de fornecer dados de igual conteúdo prático. Sua maior facilidade de uso e seu maior conforto para os pacientes indicam a técnica de CCI, como a de escolha, na determinação de ritmos de absorção, no estudo de dinâmica de componentes corpóreos e de qualquer substância marcada.

10. Sua robustez, simplicidade e tamanho também o recomendam para trabalhos de campo no levantamento de dados populacionais no âmbito da nutrição.

11. Os excelentes resultados obtidos, com o sistema de blindagem de sombra idealizado, sugere se desenvolva ulteriormente seu estudo, buscando verificar se maiores espessuras de chumbo nas blindagens e cristal de volume maior propiciam alcançar sensibilidades que permitam reduzir ulteriormente e de maneira crítica as doses empregadas e/ou os tempos de medida, ampliando desta maneira seu campo de emprêgo.

1.

2.

3.

4.

—

*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1. ABBATI A., CESSI C., MELANDRI C., PRODI V. e RIMONDI C. : Determinazione del K totale corporeo mediante contatore "Total body" in soggetti di diversa età. G.Geron., 1 963, 11 (913), in Exer.Med., N.Med., 1 965, 2.500.
2. ALLSOPP C. B. (ed.) : The measurement of body radioactivity. Proceedings of a Conference. Brit. J. Radiol., 1 957, suppl. 7.
3. ANDERSON E. C. e LANGHAM H. W. : Average potassium concentration of the human body as a function of age. Science, 1 959, 130 (713).
4. Assessment of radioactivity in man. Proceedings of a Symposium . Vols. I e II. International Atomic Energy Agency, Viena, 1 964.

* Neste trabalho adotamos o sistema de notações bibliográficas utilizado por EXCERPTA MEDICA - SECTION 23 - NUCLEAR MEDICINE, 119 -123 Herengracht, Amsterdam, The Netherlands, por constituir êle a base do programa de armazenamento de dados bibliográficos em uso na EURATOM e ora em fase inicial de aproveitamento por parte do I. E. A.

5. BAER L. e BARTKO J.J. : A method of analysing sodium-22 retention as determined by whole body counting; a useful clinical tool., Exp. Med. Surg., 1 968, 26/3 (144).
6. BARNABY C.F., JASANI B.M. e SMITH T.: Large area whole body scintillation counters for clinical applications. I. Wld. Med. Electron. Instrument., 1 967, 5/5 (146), II, ibidem, 1 967, 5/6 (174).
7. BARNABY C.F., JASANI B.M. e SMITH T., III e IV, ibidem 1 967, 5/7 (194) e 1 967, 5/8 (220).
8. BARNABY C.F. e JASANI B.M.: Performance of a high sensibility scintillation whole body counter. J.Scient.Instruments, 1 968,1/2 (91).
9. BELCHER E.H.: Whole body counting technique in gastrointestinal absorption studies. Radioactive Isotope in Klinik und Forschung . Bad Gastein, Jan 1 962 (464).
10. BELCHER E.H., ANDERSON B.B. e ROBINSON C.J.: The measurement of gastrointestinal absorption of Co-58 labeled Vit. B₁₂ by whole body counting. Nuclear Med. (Stuttg.), 1 963, 3/4 (349).
11. BELCHER E.H. e ROBINSON C.J. : Whole body counting techniques in clinical diagnostic studies with Ca-47, Co-58 Vit. B₁₂ and Fe-59, in MENEELY, G.R. e LINDE, S.M. (eds.), Radioactivity in man. Charles C.Thomas, Springfield, Ill, 1 965 (343).
12. BENHAIM A. e DUDLEY R.A.: Calibration problems in whole body coun

13.

14.

15.

16.

17.

18.

19.

- ting with NaI (Tl) detectors, in Clinical Uses of whole body counting. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1 966 (92).
- 20.
13. BENGTTSSON L.C. : Human beta Bremsstrahlung detection by means of thin and thick sodium iodide crystals, in Assessment of radioactivity in man. Proceeding of a Symposium. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1 964 (91).
- 21.
14. BIRKS J.B. : The theory and practice of scintillation counting. Mac Millian (Pergamon), New York, 1 964.
- 22.
15. BODDY K. : The development and the performance of a prototype shadowshield whole body monitor. Phys. Med. Biol., 1 967, 12/1 (43).
- 23.
16. BODDY K. : A high sensitivity shadow-shield whole body monitor with scanning-bed and tilting chair geometries, incorporated in a mobile laboratory. Brit. J. Radiol., 1 967, 40/476 (631).
- 24.
17. BOULANGER R.R., COLARD J.F. e HENRY J.: Compteur humain total du CNE a Mol. Etalonnage et observations sur 1 500 mesures, in Whole body counting. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1 966 (309).
- 25.
- 26.
18. BURKINSHAW L. : Measurement of body potassium, Calibration and intercomparison of two whole body counters. Phys. Med. Biol. 1 967, 12/4 (477).
- 27.
19. BURMEISTER W. : Potassium-40 content as a basis for the calculation

- of the cell mass in man. Science , 1 965, 148/3 675 (1 336). 28.
20. BUSHONG S.G. : The composition and spatial distribution of back-ground radiation. Hlth. Phys., 10/10 (731). 29.
21. CALLENDER S.T., WITTS L.J., WAFNER G.T. e OLIVER R. : The use of a simple whole body counter for haematological investigations. Brit. J. Haemat., 1 966, 12/ (276). 30.
22. CHHABRA A.S. : An improved whole body counting geometry with a single NaI (Tl) detector (8x4 inches). Radiology, 1 964, 82/5 (816).
23. CHHABRA A.S. : Experimental evolution of two crystal scanning geometry for whole body counting. Hlth. Phys., 1 968, 15/2 (123). 31.
24. CHONE B., JAHNS E. e MISRI H.T. : Experimental Mg-48 body distribution studies with the whole body counting. Nuclear Med. 1 968 , 7/3 (107). 32.
25. CLEMENTE G. . Il contadores "total body" del Centro Studi Nucleari di Casaccia. G.Fis.Sanit.Prot.Radiat. 1968, 12/3 (214).
26. Clinical uses of whole body counting, International Atomic Energy Agency, Viena, 1 965. 33.
27. COHN S.H. : The whole body counter in medical research and diagnosis, in LAWRENCE J.H. (ed.) Progress in atomic medicine, Grune e Stratton, New York, 1 965. 34.

28. COHN S. H., DOMBROWSKI, C.S., PATE H. R. e ROBERTSON J.S.: A whole body counter with an invariant response to radionuclide distribution and body size. Phys. Med. Biol. 1 969, 14/4 (645). 35.
29. COHN S.H., GUSMANO E.A. e LOVE R.A. : Recent trends in the level of fall-out caesium-137 in man. Nature, 1965, 205 (537). 36.
30. CONSTANTINIDES C., BINOPOULOS D. e MALAMOS B. : The use of a clinical whole body counter in long-term exchangeable sodium for the comparison of the effect of different diuretics. J. Pharmacol. Exp. Therap. 1 967, 156/2 (369). 37.
31. DEAN P.N. : Experimental technique for high precision calibration of whole body counters. Application to 4 π liquid scintillator and a large NaI(Tl) crystal spectrometer, in MENEELY G.R. e LINDE S.M. (ed.) Radioactivity in man, Charles C. Thomas, Springfield , Ill., 1 965 (94). 38.
32. DELLER D.J. : Fe-59 absorption measurement by whole body counting: studies in alcoholic cirrosis, hemochromatosis and pancreatitis. Am. J. Dig. Dis., 1 965, 10/5 (249). 39.
33. DELLER D.J., WORTHLEY B.W. e MARTIN H.: Measurement of calcium-47 absorption by whole body gamma spectrometry. Aust. Ann. Med., 1 965, 14/3 (233). 40.
34. DELWAIDE P. e HEUSGHEM C.: Apport de l'anthropogammamétrie aux problèmes de toxicologie et d'hygiène. Ann. Biol. Clin., 1 968, 26/5-6 (725). 41.

35. DELWAIDE P. e THIRIET E. : Performance of a 4 π plastifluor whole body counter: a preliminary report, Wld. Med. Instrument, 1 969, 7/4 (10). 42.
36. DELWAIDE P. : A 4 π plastifluor whole body counter for clinical use: calibration. Int. J. Appl. Radiat., 1 969, 20/9 (623). 43.
37. DUDLEY R.A. e HAIM A.B. : Comparison of techniques for whole body counting of gamma emitting nuclides with NaI(Tl) detectors. II-Distributed sources in phantom and humans. Phys. Med. Biol., 1 968, 13/2 (194). 44.
38. ETO H., WATANABE H., TANAKA E. e HIRAMOTO T. : The whole body counter at the Japanese Institute of Radiological Sciences. Whole body counting, International Atomic Energy Agency, Viena, 1 962,(211). 45.
39. EVANS R.D.: Radium poisoning : II. The quantitative determination of the radium content and radium elimination rate in living persons. Am. J. Roentgen, 1 937, 37 (368). 46.
40. EVENS R.G., BAER L., GILL Jr.J.R. e BARTTER F.C. : Exchangeable sodium determination by an isotope balance and a whole body counter method. Comparison of measurement changes of sodium stores in man by these methods and by balance. J.Clin. Endocr., 1 968, 28/11 (1 645). 47.
41. FINLAYSON N.D.C., SHEARMAN D.J.C., SIMPSON J.D. e GIRDWOOD R.H. : Determination of vitamin B₁₂ absorption by a simple whole body 48.
- 49.

- counter. J.Clin.Path. , 1 968, 21/5 (595).
42. FINLAYSON N.D.C., SIMPSON J.D. e TOTHILL P. : Application of whole body counting to the measurement of vitamine B₁₂ absorption with reference achlorhidria. Scand. J. Gastroent., 1 969, 4/5 (397).
43. FISCHER D.A. e ODDIE T.H. : Whole body counting I-131-labeled triiodothyronine. J. Clin. Endocr., 1 964, 24/8 (733).
44. FORBES G.B. : Nutritional applications of the whole body counter. Nutr. Rev., 1 963, 21/11 (321).
45. FORBES G.B.: A 4 π plastic scintillation detector, Int. J. Appl. Radiat. , 1 968, 19/6 (535).
46. GABUNYA R.I. e SEREDA M.G. : The position of detectors in a multi detector counter in measuring total radioactivity in man. Med. Radiol. (Mosk.), 1 968, 13/1 (38) in Ex. Med., N. Med. 1 968, 4 034.
47. GARROW J.S. : The use and calibration of a small whole body counter for the measurement of total potassium in malnourished infants. W. Indian Med. J., 1 965, 14/2 (73).
48. GARROW J.S. : Total body potassium in kwashiokior and marasmus. Lancet, 1 965, 2/7 410 (455).
49. GARROW J.S. : Loss of brain potassium in kwashiokior. Lancet, 1 967, 2/7 517 (643).

50. GE
to

51. GE
us
V

52. GE
C
A

53. G
a
M

54. G
I

55. H
b
s

56. H
I

57. H

50. GENNA S., DUKSTEIN W., JONES R. BURROWS B.: A two crystal detector for whole body counting. J.Nuclear Med. 1 964, 5/3 (364).
51. GENNA S.: Analytical method in whole body counting, in Clinical uses of whole body counting, International Atomic Energy Agency, Viena, 1 966, (37).
52. GLASS H.I.: Design criteria for clinical whole body counters, in Clinical uses of whole body counting , International Atomic Energy Agency, Viena, 1 966 (107).
53. GOROBETS V.T. e GABUNIYA R.I. : Study of iron metabolism with the aid of multidetector gammascintillation spectrometer and low back-ground chamber. Med. Radiol. (Mosk.), in Ex. Med. N. Med., 1 970, 2 346.
54. GRAHAM E.R.: Small animal and infant liquid scintillation counter. Int. J. Appl. Radiat., 1 969, 20/4 (249).
55. HAMAMOTO K., TAUXE W.N., NOVAK L.P. e GOLDSTEIN N.P.: Use of whole body counter to study body retention of radiocopper in Wilson's disease. J. Lab. Clin. Med., 1 968, 72/5 (759).
56. HAYES F.N. e HIEBERT R.D. : Walk-in human counter. Nucleonics, 1 958, 16/8 (106).
57. HAYES M., LARSON Jr. W.M. e McDONALD N.S. : Measurement of loss of labeled albumin in children by means of total body counter. J. Nucl. Med., 1 967, 8/5 (330).

58. HAYWAR L.C., WINSON III B.C., ROLF H.L., HEYSSEL R.M., BALL C.O.T. e WEILAND R.L. : Whole body counters, Ann. N.Y.Acad.Sci., 1 965, 26/2 (808).
59. HEATH R.L. : Scintillation spectrometry - Gamma ray spectrum catalogue, 2nd. Ed. Vols. I e II, Phillips Petroleum Company, A.E.C. 1 DD-16 880-2, 1 964.
60. HECHT G., CHRISTIAN J.E. e BANKER G.S. : Uses of liquid scintillation counters in pharmacological studies. J.Pharm.Sci., 1 966, 55/6 (678).
61. HEINRICH H.C. e GABBE E.E. : Die Gesamtkörperretentionsmessung als empfindlicher und präzisen Test für die quantitative Bestimmung der intestinalen Resorption. I. Der Radio-Vitamin-B₁₂-Resorption. Gesamtkörperretentionstest. Atompraxis , 1 964, 10/11 (477).
62. HEINRICH H.C., GABBE E.E. e WAHNG D.H. : Empfindlichkeits und Gütekenngrossen des Hamburger 4 π - Grossraumradioaktivitäts - detektors mit flüssigen organischen Szintillator - I. Atompraxis , 1 965, 11/8 (430).
63. HEINRICH H.C., GABBE E.E., MEINEKE B. e WAHNG G.H. : Die empfindliche und präzise Bestimmung der intestinalen Eisenresorption beim Menschen durch Fe-59-Gesamtkörperretentions - Messung in einem 4 π - Grossraum - Radioaktivitäts - Detektors. Klin. Wachr. , 1 966, 44/14 (827).

64. HE
Gr
4
he
65. HE
zi
17
66. HE
th
99
67. HE
me
1
68. HE
in
69. HE
ac
5
70. HE
o
1

64. HEINRICH H.C. : Radioisotopen-Diagnostik und Forschung während der Gravidität und bei Säuglingen unter Verwendung höchstemfindlicher 4π - Gesamtkörper - Radioaktivitäts - Detektoren. Mschr. Kinderheilk., 1 967, 115/9 (457). 71.
65. HEINRICH H.C. : Die Gesamtkörper - Radioaktivitätsmessung in medizinischer Forschung und klinischer Diagnostik. Therapiewoche, 1 967, 17/51 (2 099). 72.
66. HEUSGHEM C. e DELWAIDE P.A. : L'installation du département d'anthropogammamétrie a la Faculté de Médecine de Liège. Rev.Med. Liège, 1 968, 23/22 (711). 73.
67. HINE G.J. : Sodium iodide scintillators, in HINE G.J. (ed.) Instrumentation in Nuclear Medicine, vol. I, Academic Press, New York , 1 967 (95 e 292). 74.
68. HINE G.J. e WILLIAMS J.B.: Thyroid radioiodine uptake measurements in HINE G.J. (ed.), ibidem , (332). 75.
69. HINE G.J., JAGGER R.P.I. e BURROWS B.A.: Measurement of body radioactivity for studies of sodium metabolism. J.Lab. Clin.Med. 1 960, 55 (476). 76.
70. HOLT J.M., MAYET F.G.H., WARNER G.T. e CALLENDER S.T. :Measurement of blood loss by means of a whole body counter. Brit. Med. J. , 1 967, 4/5571(86). 77.
- 78.

71. HUGHES D. e WILLIAMS R.E. : The calibration of a whole body radio activity counter for the measurement of body potassium content in clinical studies. Clin. Scien., 1 967, 32/3 (495).
72. HURST G.S., RITCHIE R.H. e EMERSON L.C.: Accidental radiation ex cursion at the Oak Ridge Y-12 Plant III. Determination of radia tion dose. Hlth. Phys., 1 959, 2 (121).
73. ILUMA T.A., UCHIYAMA M., NAGAI I., SAIKI M. e YAMAGATA N. : Body burdens of caesium-137 in Japan. Nature, 1 967 , 214 (133).
74. IRVINE W.J., CULLEN D.R., SCARTH L. e SIMPSON J.D. : Intrinsic factor secretion assessed by direct radio-immunoassay and by total body counting in patients with achlorhydria and in acid secretors. Lancet., 1 968, 2/7561 (194).
75. JAGGER P.I., HINE G.J., CARDARELLI J.A. e BURROW B.A.: Influence of sodium intake on exchangeable sodium in normal human subjects. J. Clin. Invest. 1 963, 42/9 (1 459).
76. JOHNSON L.J. : Effective use of whole body counting technique in radiation protection program. Hlth. Phys., 1 967, 13/6 (659).
77. KAKEHI H. e HAYES R.L. : Counting characteristics of a medium le vel whole body counter. J. Nucl. Med., 1 964, 5/5 (372).
78. KARNIEWIEZ W. : Whole body counting of Sr-90 in man in the presen ce of other radioactive nuclides (K-40, Cs-137 e Ra-226), in Ex.

79.

80.

81.

82.

83.

84.

Med., N. Med., 1 968, 2 122.

79. KERELAKEI J., PETTUS M. e SAENGER E.L. : Use for a clinical whole body counter for radiopharmaceutical dosimetry. J.Nucl. Med. 1 967, 8/4 (306).
80. KESSLER W.V. , ZIEMER P.L., CHRISTIAN J.E. e SHAW S.M. : A 4π liquidscintillation whole body counter - I - Design, operating characteristics and calibration. Int. J. Appl. Radiat., 1 968, 19/3 - (287).
81. KIEFFER J., SKROMNE G., LIBERMAN B., MOHER E.F. e WAJSCHENBERG B. L. : Potássio permutável medido pela diluição de K-42. Valores em indivíduos normais e controle da dose residual por medida de corpo inteiro. II Congresso de ALASBIMN, Mar del Plata, Rep. Argentina, 1 968.
82. KIEFFER J. : Estudo comparativo dos dados de cinética de albumina por medida de corpo inteiro e controle das excreções fecal e urinária e computação dos dados de radioatividade plasmática. ibidem .
83. KIEFFER J., NASCIMENTO L.O., D'AGOSTINO M. E PEREIRA V.G.: Características dinâmicas da distribuição de radioalbumina nas primeiras 24 horas de sua administração intravenosa. Dados não publicados.
84. KIEFFER J., NUNES E.J. de O., NASCIMENTO L.O., ALONSO G. e PEREIRA V.G. : Cinética de gamaglobulinas marcadas com iodo-131 medida

85. K

86. K

87. I

88. I

89. :

90.

91.

- em contador de corpo inteiro. Dados não publicados.
85. KIEFFER J., FAGGIONI L.G., JORGE S.M., MASPES V., YAZIGI N. e WOISKI R.J.: Medição da absorção de ferro em crianças desnutridas. Mensuração pelo radio-ferro-59 em contador de corpo inteiro. III Congresso da ALASBIMN, México, México, 1 970. 92.
86. KINNEY V.R. e TAUXE W.N. : Body retention of radiocalcium determined by whole body counting. J. Nucl. Med. 1 967, 8/4 (270). 93.
87. LANGEMANN F.W. : Availability and use of whole body counter. Ann. Industr. Hyg. Ass. J., 1 964, 25/4 (398), in Ex. Med., N. Med. , 1 965, 1 840. 94.
88. LANGHAM W.H. : Applications of whole body liquid scintillation counters, in MENEELY G.R. (ed.) Radioactivity in man, Charles C. Thomas, Springfield, Ill. 1 961 (311). 95.
89. LAW D.H., CONSTANTINIDES C. e HEYSSEL R.M. : Studies of albumin metabolism using whole body counting technique. Clin. Res., 1 964, 12/2 (274). 96.
90. LINDEN K.V.H. e McCALL R.C.: Low energy-photon detectors for whole body counting, in Whole Body Counting , International Atomic Energy Agency, Viena, 1 962 (145). 97.
91. LIPPINCOTT S.W., COHN S.H., ROBERTSON V.S. e FARR L.E.: In vivo measurement by whole body gamma spectrometry of the degradation ra

- te of I-131 labeled normal albumin. Lab. Invest., 1 961, 10 (481). 98.
92. LUSHBAUGH C.C. e HALE D.B. : Determination of absorbability of oral radioiron in health and disease in man by scintillometry, in MENEELY G.R. e LINDE S.M. (eds.), Radioactivity in man, Charles C. Thomas, Springfield, Ill., 1 965 (133). 99.
93. MACDONALD N. S., HEPLER J., JAMES E., HAMEL R., DERNELL T. e STERN A.J. : Changes in human body burdens of gamma-radioactivities, 1 960 1 964. Nature, 1 965, 206 (1 127). 100.
94. MACDONALD N. S., HAYNES M. e FIGUEROA W.: Medical utility of a total body counter. J. Nucl. Med. , 1 967, 8/8 (588). 101.
95. MCKEE L.C., KING J.A., HARTMANN R.C. e HEYSSEL R.M. : Studies of human iron metabolism with a whole body counter, in MENEELY G.R. e LINDE S.M. (eds.), Radioactivity in man, Charles C. Thomas, Ill. , 1 965 (402). 102.
96. MALAMOS B., BELCHER E.H., BINOPOULOS D. e CONSTANTINIDES C. : Whole body counting technique in clinical studies with Co-58 vitamine B₁₂, albumin, Na-22, Fe-59 and Br-82, in MENEELY G.R. e LINDE S.M. (eds.), Radioactivity in man. Charles C. Thomas, Springfield, Ill. 1 965 (360). 103.
104.
97. MALETSKO C.J., DEAN P.N., LOUGH S.A. e MILLER C.E. : Intercomparison of the reliability of body Cs-137 measurement on human beings. Hlth. Phys., 1 967, 13/12 (1 307). 105.

98. MARINELLI L. D., MILLER C.E., GUSTAFSON P.F. e ROWLAND R.E. : The quantitative determination of gamma-ray emitting elements in living persons. Am. J. Roentgen. 1 955, 72 (661). 106.
99. MARINELLI L.D. : The use of NaI (Tl) crystal spectrometer in the study of gamma-ray activity in vivo: A summary of developments at the Argonne National Laboratory. Brit. J. Radiol., 1 956, suppl. 7 (38). 107.
100. MEHL J.C. : Whole body counters around the world. Nucleonics, 1 963, 21/10 (50). 108.
101. MEHL J.C. : Assessment of whole body counter efficiencies and geometrical characteristics, in Clinical uses of whole body counting, International Atomic Energy Agency, Viena, 1 966 (123). 109.
102. MEHL J.C. : Single and multiple detector systems for whole body counting, in HINE G.J. (ed.), Instrumentation in nuclear medicine, Vol. I, Academic Press, New York, 1 967 (553). 110.
103. MEHL J.C. ibidem (567). 111.
104. MELANDRIC C., PRODI V. e RIMONDI G. : Determinazione del K-40 e del Cs-137 col contadore "total body" di Bologna. Minerva Nucl. , 1 964, 8/5 (252). 112.
105. MENA I., MARIN O., FOENZALIDAS S. e COTZIAS, G.G. : Chromic manga 113.

- nese poisoning. Clinical picture and manganese turnover. Neurology, 1967, 17 (128). 114.
106. MENEELY G.R. (ed.): Radioactivity in man, a Symposium, Charles C. Thomas, Springfield, Ill. 1961. 115.
107. MENEELY R.G. e LINDE S.M. (eds.): Radioactivity in man, Second Symposium. Charles C. Thomas, Springfield, Ill., 1965. 116.
108. MILLER C.E. e MARINELLI L.D. : Gamma-ray activity of contemporary man. Science, 1956, 124 (122). 117.
109. MORRIS Jr. A.C. : A diagnostic level whole body counter. J.Nucl. Med., 1964, 5/5 (364). 118.
110. MORRIS Jr. A.C. , ROSS D.A. e TRAVIS J.C. : A high level whole body counter. Int. J. Appl. Radiat., 1964. 15/7 (391). 119.
111. MORRIS Jr. A.C. : A diagnostic level whole body counter, J. Nucl. Med., 1965, 6/7 (481). 120.
112. MOURIDSEN H.T., BOJSEN J. e FABIER M.: The application of whole body counting to studies of the turnover of I-131 labeled plasma proteins. Scand. J. Clin. Lab. Invest., 1969, 23/4 (379). 121.
113. NAGAI T., IINUMA T. e ISHIHARA T.: Gross body composition as a function of chronologic age. J. Nucl. Med., 1964, 5/5 (355).

114. NAVERSTERN Y. : Some aspects of whole body counting geometries, in Clinical uses of whole body counting, International Atomic Energy Agency, Viena, 1 966 (65). 122.
115. NEWTON C.M. , HASYERLIK R.J., GAZDA M.B. e GARIGAN D.: Computer correction for various absorptive effects in total body counting , Radiat.Res., 1 964, 22/1 (220). 123.
116. NIJGH G.J. : Principles of gamma-ray scintillation spectrometry and its use for human whole body counting, in MENEELY G.R. (ed.), Radio activity in man, Charles C.Thomas, Springfield, Ill., 1 961, (5). 124.
117. OBERHAUSEN E., KUNKEL R., BINDER H.D., MATT K. e GLÖBEL R.: Measu^{re}ment of I-131 thyroxine turnover rate by whole body counting Nucl. Med. (Stuttg.), 1 967, 6/1 (65). 125.
118. OBERHAUSEN E.: Liquid scintillation whole body counters, in Clinical uses of whole body counting, International Atomic Energy Agen^{cy}, Viena, 1 966, (3). 126.
119. ODDIE, T.H., FISHER D.A. e ROGERS, C. : Whole body counting of I-131 labeled thyroxine. J.Clin.Endocr., 1 964, 24/7 (628). 127.
120. OLIVER R. e WARNER G.T.: A clinical whole body counter using sha^dow field principle . Brit. J.Radiol., 1 964, 38/454 (806). 128.
121. OLIVER R. e WARNER G.T. : Some factors affecting spatial uniformi^{ty} of response in whole body counter. Brit. J. Radiol., 1 966, 39/463 (554). 129.
- 130

122. OLIVER R. e WARNER G.T. : The clinical use of whole body counters. Bio-med. Engineering, 1 967, 2/12 (534).
123. ORVIS A.L. : Design of the Mayo Clinic whole body counter. J.Nucl. Med., 1 965, 6/7 (535).
124. OWEN G.M., KIRKMAN S., WILLIAMS M. e JACOBS A. : A simple method for measuring iron absorption using a scintiscanner for whole body counting. Brit. J.Radiol. , 1 967, 40/479 (866).
125. PALMER H.E. e LANGFORD J.C.: A sensitive, rotational method, multi crystal whole body counter. Hlth. Phys., 1 967, 13/8 (930).
126. PARKER D. e ANDERSON J.I.: A portable whole body counter. Hlth. Phys. , 1 967, 13/2 (141).
127. PIRCHER F.J. e BUFFALO T.H. : Studies on retention and distribution of diagnostic and therapeutic doses of iodine I-131 in patients with thyroid carcinoma, in Ex. Med., N. Med. , 1 965. 2 500.
128. POLLACK S., BALCERZAK S.P. e CROSBY W.H.: Fe-59 absorption in human subjects usin total body counting technique. Blood, 1 966, 28/1 (94).
129. POULHEIM K.F. e HOESSELBARTH H. : A new whole body counter shielding design. Hlth. Phys. , 1 965, 11/1 (52).
130. PRICE W.J. Nuclear Radiation Detection, 2nd. ed. MacGraw-Hill, New York, 1 964.

131. P
t
I
f
132. F
c
133. F
c
I
134. F
A
135. F
t
I
136. F
c
f
137. F
c
138. F

131. PRICE D.C., COHN S.H. e CRONKITE E.P.: Absorption and turnover rate of iron measured by the whole body counter, in MENEELY G. R. e LINDE S.M. (eds.), Radioactivity in man, Charles C.Thomas, Springfield, Ill., 1 965 (377).
132. RAB MOLLA M.A. e SIMPSON J.D.: Application of a simple whole body counter to radiation protection. Hlth. Phys., 1 967, 13/8 (861).
133. REGAS S.: Economic aspects of building and operating a whole body counter, in MENEELY G.R. e LIND (eds.), Radioactivity in man, Charles C. Thomas, Springfield, Ill., 1 965 (443).
134. REMENCHIK A.P.: Medical uses of whole body counters. Med. Clin. N. Amer. 1 969, 53/1 (205).
135. REIZENSTEIN P.G., CRONKITE E. e COHN S.H.: Measurement of absorption of vitamine B₁₂ by whole body gamaspectrometry. Blood. 1 961, 18/1 (95).
136. REIZENSTEIN R. e BRANN I. : Normal and pathological radioiron excretion in man, in MENEELY G.R. e LIND S.M. (eds.), Radioactivity in man , Charles C. Thomas, Springfield, Ill., 1 965 (391).
137. RIDINGS G.R. e COFFMAN W.J.: I-131 retention curves by whole body counting detection of thyroid cancer residual. Radiology , 1 967, 89/4 (739).
138. ROESSLER G.S. e DUNAVANT B.G. : Comprative evaluation of whole bo

- dy counter potassium-40 method for measuring lean body mass. Amer. J. Clin. Nutrit., 1 967, 20/11 (1 171).
139. ROSS D.A. e MORRIS Jr. A.C.: A stable, low back-ground whole body counter designed for uniform detector geometry. Int. J. Appl. Radiat., 1 968, 19/10 (731).
140. RUNDO J.: Body radioactive measurement as an aid in assessing contamination by radionuclides. Proceedings 2nd UN In. Conf., PUAE 1 958, 23 (101).
141. SAITO H., SARGENT III T., PARKER H.G. e LAWRENCE J.H.: Whole body iron loss in normal man measured with a gammascintometer. J.Nucl. Med., 1 964, 5/8 (571).
142. SANFERS A.P., PINCHER F.J. e BUFFALO T.: Design and properties of the Duke whole body counter and scanner. J.Nucl. Med., 1 964, 5/5 (363).
143. SANDERS S.M. e WRIGHT C.N.: P/100 Savannah River Plant whole body counter calibration and operation. Hlth. Phys. 1 964, 10/8 (610).
144. SARGENT T.: Metabolic studies with Fe-59, Cr-51, C-11 in various diseases, in Whole body counting, Proceedings of the symposium. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1 962, (447).
145. SARGENT T., LINFOOT J.A., STAUFFER H. e LAWRENCE J.H.: Use of a whole body counter in turnover studies with Ca-47. J.Nucl. Med.,

- 1 964, 5/6 (407).
146. SCHIFFER L.M., PRICE D.C., CUTNER J., COHN S.H. e CRONKITE E.P.:
A note concerning the 100% value in iron absorption studies by
whole body counting. Blood, 1 964, 23/6 (757).
147. SCHIFFER L.M., COHN S.H., PRICE D.C. e CRONKITE E.P.: Whole body
counting studies of retention and accessibility of radioactive vi-
tamine B₁₂. Amer. J. Clin. Nutrit., 1 968, 21/6 (665).
148. SCHLUNDT H., BARKER H.H. e FLINN F.: The detection of radium and
mesothorium in living persons. Am. J. Roentgen, 1 949, 21 (345).
149. SCHNEIDER C. E LINDEN W.A.: Ganzkörpermessung mit NaJ-Kristallen.
Empfindlichkeit und Genauigkeit der Messung mit verschiedenen De-
tektoranordnungen. Strahlentherapie, 1 967, 133/2 (213), in Ex.
Med. N. Med., 1 968, (503).
150. SIEVERT R.M.: Investigation of the gamma radiation from the human
body, Strahlentherapie, 1 965, 99/185 (45), in N.S.A., 10 6 887.
151. SIMPSON J.D. e SHEARMEN D.J.C. : A whole body counter for determi-
nation of the absorption of Co-58 vitamin B₁₂. Phys. Med. Biol.,
1. 968, 13/1 (61).
152. SNELL A.H. (ed.) : Nuclear Instruments and their uses, Wiley, New
York, 1 962.

153. SPENCER H., ROSOFF B., FELDSTEIN A., COHN S.H. e GUSMANO F.: Metabolism of zinc-65 in man. Radiation Res., 1 965, 24 (432).
154. SMITH E.M.: Evaluation of a clinical whole body counter. J. Nucl. Med. 1 966, 7/10 (793).
155. SURVEYOR I. e HUGHES D.: Discrepancies between whole body potassium content and exchangeable potassium. Lab. Clin. Med., 1 968, 71/3 (464).
156. TAPPIN J.W., RAHMAN I.A. e ROGERS K.: A study of absorption of vitamin B₁₂ using a whole body spectrometer. Brit. J. Radiol. 1 966, 39/400 (295).
157. THORNTON S., LINFOOT J.A., STAUFFER H. e LAWRENCE J.: Use of whole body counter in turnover studies with Ca-47. J.Nucl.Med. 1 964, 5 (407).
158. TROTT N.G.: In vivo radioactivity measurement. Brit. J.Radiol. , 1 966, 39/465 (712).
159. VENNART J. : Use of whole body counter in radiological protection. Nature, 1 964, 204/4 963 (1.041).
160. VENNART J.: Whole body counter in routine monitoring. Hlth.Phys., 1 967, 13/1 (61).
161. WATERLOW J.C., GARROW J.S. e MILLWARD D.J.: The turnover of sele

niomethionine (Se-75) in infants and rats measured in a whole body counter. Clin. Sci. , 1 969, 36/3 (489).

163. WAIT D.E. e RAMSDEN D.: High sensitivity counting techniques. Pergamon Press, Oxford, 1 964 (348).
164. WHEBY M.S. e CROSBY W.H.; The gastrointestinal tract and iron absorption. Blood, 1 963, 22/4 (416).

A P Ê N D I C E

GLOSSÁRIO

ABSORÇÃO - O processo pelo qual o número total de partículas ou de quanta que emergem de um corpo de matéria se reduz relativamente ao número que entrou, como resultado da interação com a matéria do corpo considerado.

ATIVIDADE - O número de desintegrações nucleares que ocorrem em determinada quantidade de material por unidade de tempo. Como expressão genérica, a quantidade de radioatividade existente em determinado material.

ATIVIDADE ESPECÍFICA - A atividade do material dividida pela sua massa. No caso de determinada amostra, é a atividade de um radionuclídeo dividida pela massa do elemento cujo radionuclídeo está sendo considerado.

O presente glossário inspirou-se nas definições de TERMS IN NUCLEAR SCIENCE AND TECHNOLOGY, National Academy of Sciences, National Research Council, Conference on Glossary of Terms in Nuclear Science and Technology, The American Society of Mechanical Engineers (eds.), 29 West 39th St. New York 1 957. e ainda no USA STANDARD GLOSSARY OF TERMS IN NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY. Atomic Industrial Forum, Inc. (Eds.), United States of America Standard Institute, 1 967.

BLINDAGEM - Material empregado com o intuito de reduzir a intensidade de radiação que atinge o sistema detector.

BLINDAGEM DE SOMBRA - Uma barreira de material colocada entre a região a ser protegida e a fonte radioativa com o objetivo de reduzir a intensidade da radiação direta (não espalhada) incidente sobre a região.

BREMSSTRAHLUNG - Radiação de Freamento - A radiação eletromagnética associada à desaceleração de partículas carregadas (geralmente elétrons de alta energia).

CARREADOR - Diz-se da substância ou do elemento estável que é utilizado para veicular substância ou elemento radioativos em qualquer tipo de reação química ou de comportamento físico para os quais a magnitude da massa possa ser crítica.

CINTILAÇÃO - Contador de - Um detector no qual o lampejo luminescente provocado pela interação de radiações com o volume sensível do detector é convertido em pulso elétrico pela válvula fotomultiplicadora.

CINTILADOR - Um meio no qual as radiações, ao interagirem, provocam luminescência pela conversão de energia cedida pela radiação. Existem cintiladores sólidos (cristais de iodetos de sódio e césio, sulfetos de zinco, stilbeno, etc.) e líquidos (soluções de compostos orgânicos como 2,5,difeniloxazol - PPO).

COMPARTIMENTO - Subdivisão da fase determinada por membranas biológicas, de tal maneira que o equilíbrio dinâmico depende, além de que de fenômenos de difusão, também de processos biológicos ativos.

COMPTON - Efeito - O espalhamento de um fóton por um elétron, sendo a energia do fóton incidente alterada de uma quantidade que depende do ângulo com que se deu o espalhamento.

CURIE - Símbolo Ci. A unidade de atividade, correspondendo a $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações nucleares por segundo. Submúltiplos: milicurie (mCi) = $3,7 \times 10^7$; microcurie (μ Ci) = $3,7 \times 10^4$ e nanocurie (nCi) = 37 desintegrações por segundo.

DECAIMENTO RADIOATIVO - Uma transformação nuclear espontânea na qual o núcleo emite partículas e ou radiações eletromagnéticas, se fissiona ou emite energia em consequência de captura orbital ou de conversão interna.

DETECTOR DE RADIAÇÃO - Um sistema ou um material capaz de indicar a presença de radiação e identificar alguma de suas características.

EFEITO FOTOELÉTRICO - A interação de um fóton com um átomo de que resulta a absorção integral da energia do fóton incidente e a emissão de um elétron e de raios X.

EFICIÊNCIA - Sinônimo de eficiência global.

EFICIÊNCIA GEOMÉTRICA - de um Detector - É a fração de radiação emitida pela fonte que atinge geometricamente o detector. No caso de uma fonte pontual é identificada pelo ângulo sólido no qual deve estar contida a fonte para ser vista pelo detector.

EFICIÊNCIA GLOBAL - É o produto da eficiência geométrica pela eficiência intrínseca.

EFICIÊNCIA INTRÍNSECA - É a probabilidade de se registrar uma contagem quando uma partícula ou um fóton incide sobre o detector.

ELETRON-VOLT - Símbolo eV - Energia adquirida por um elétron ao ser acelerado entre duas placas entre as quais existe uma diferença de potencial de 1 V. $eV = 1,6 \times 10^{-12}$ erg. Múltiplos: KeV = $1,6 \times 10^{-9}$ e MeV = $1,6 \times 10^{-6}$.

ESPALHAMENTO - O processo pelo qual uma radiação, qualquer que seja sua natureza, sofre uma mudança de direção ou de energia pela colisão com uma partícula ou um sistema de partículas.

FASE - É o conjunto de unidades de uma substância presente no organismo, no sentido do conjunto de elementos semelhantes e em equilíbrio dinâmico entre si, podendo qualquer um deles ocupar qualquer posição dentro da própria fase.

FONTE DE RADIAÇÃO - Um instrumento ou material que emite ou é capaz de emitir radiação.

FOTO-FRAÇÃO - É a probabilidade de um raio gama contribuir para o fóton.

FOTOPICO - É a distribuição dos pulsos decorrentes da interação de radiações cuja energia foi absorvida integralmente no volume sensível do detector.

GEOMETRIA - O arranjo espacial das várias componentes empregadas em um experimento; em particular as relações espaciais entre fonte radioativa e detector.

GEOMETRIA 2π - Arranjo geométrico no qual 50% da radiação emitida atinge o volume sensível do detector.

GEOMETRIA 4π - Arranjo geométrico no qual 100% da radiação emitida atinge o volume sensível do detector.

ISÔMERO - Estado de um ou mais radionuclídeos tendo mesmo número A e Z, mas existindo por um tempo mensurável em diferentes estados quânticos com diferentes energias e propriedades radioativas.

MEIA-VIDA BIOLÓGICA - Símbolo $t_{1/2_b}$ - O tempo necessário para que determinada quantidade de uma substância qualquer se reduza à metade num sistema biológico na dependência de processos metabólicos.

MEIA-VIDA EFETIVA - Símbolo $t_{1/2_e}$ - O tempo necessário para que determinada quantidade de um particular radionuclídeo em determinado sistema biológico se reduza à metade em consequência do decaimento radioativo e de processos ligados à sua vida biológica.

MEIA-VIDA RADIOATIVA - Símbolo $t_{1/2_f}$ - O tempo necessário para que a atividade de determinado radionuclídeo se reduza à metade através de seu decaimento radioativo característico.

METAESTÁVEL - Símbolo m - Estado isomérico de um radioisótopo (Índio-113 m = Índio-113 metaestável, estado isomérico do Índio 113).

NUCLÍDEO - Uma espécie atômica caracterizada pelo seu número de prótons e de neutrons e estado energético, desde que sua meia vida seja suficientemente longa para permitir a verificação de suas características (meia-vida superior a 10^{-10} sec).

PERMUTÁVEL - Potássio permutável - Diz-se da quantidade de determinado elemento ou substância que equilibra com seu homólogo radioativo no intervalo de tempo predeterminado. Ex: Potássio permutável a 24 horas é a quantidade de potássio estável expresso em mg que equilibra com um traçador adequado do potássio no prazo de 24 horas.

RADIAÇÃO DE FUNDO - CONTAGEM RESIDUAL - "BACKGROUND" - As radiações presentes na região de interesse e oriundas de fontes outras que não a fonte primária considerada. Também pode ser definida como a atividade resultante do ambiente (raios cósmicos, produtos radioativos naturais contaminantes dos materiais de construção, de blindagem, sinais elétricos de origem expúria como ruído de linha, de amplificador etc.).

RADIOATIVO - Que exhibe radioatividade.

RADIOELEMENTO - Sinônimo de radionuclídeo.

RADIOISÓTOPO - Um isótopo radioativo ; sinônimo de radionuclídeo.

RADIONUCLÍDEO - Um nuclídeo radioativo.

RESOLUÇÃO GEOMÉTRICA - Para cada plano, a distância que separa dois -
pontos com eficiência geométrica 50% da máxima.

RESOLUÇÃO INTRÍNSECA - Cristais de NaI (1) - Resolução peculiar ao vo
lume sensível do detector.

VÁLVULA FOTOMULTIPLICADORA - Uma válvula que gera elétron por emissão
fotoelétrica quando sobre ela incide luz.

Os elétrons são multiplicados através de estágios sucessivos (dinodos)
por emissão secundária.

VOLUME SENSÍVEL - Detector - A porção do detector que interage com a
radiação.

