

BR9127166
INIS-BR--2660

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**PROJETO, CONSTRUÇÃO E CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
DE PLACAS PARALELAS PARA RADIAÇÃO-X**

MARIA DA PENHA PEREIRA ALBUQUERQUE



Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do grau
de Mestre em Tecnologia Nuclear.

Orientadora: Dra. Linda V.E. Caldas

**SÃO PAULO
1989**

*Aos meus pais, pelo apoio,
incentivo e carinho.*

Agradecimentos

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação segura, apoio e valiosas discussões;

Ao Marcos Xavier, pelas sugestões, colaboração e participação ativa no projeto e na sua execução;

Ao Estanislau Borges Vianna, pelo fornecimento do Mylar, sugestões, estímulo e amizade;

Ao José Guilherme Peixoto, pela colaboração durante os testes realizados no IKD, Rio de Janeiro;

À Adriana Calixto de Almeida, pelo carinho, cordialidade e ajuda na datilografia;

Ao Cleber Nogueira de Souza, pelas instruções para o uso do microcomputador;

À Dolores Benite Pisani, pela dedicação na elaboração das referências bibliográficas;

À Maria Aparecida F. Albuquerque, pela paciência e companheirismo demonstrado na finalização do trabalho;

À minha família pelo constante apoio, incentivo e compreensão;

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), na pessoa do Superintendente Dr. Cláudio Rodrigues, pela possibilidade oferecida de realização deste trabalho;

*À Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD),
na pessoa da Diretora Dra. Anamélia Mendonça, pela
oportunidade de utilização das instalações do Laboratório
de Calibração;*

*À Divisão de Oficinas (DO) do IPEN, pelo esmero
na confecção das peças das câmaras de ionização;*

*Entim, a todos que direta ou indiretamente
colaboraram na realização deste trabalho.*

ÍNDICE

RESUMO.....	IV
ABSTRACT.....	V
INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO I - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	
I-1 Conceitos Básicos de Dosimetria.....	4
a) Definição de Exposição, Dose Absorvida e Kerma.....	4
b) Teoria da Cavidade e o Princípio de Bragg-Gray.....	8
I-2 Câmaras de Ionização.....	10
a) Câmara de Ar Livre.....	13
b) Câmara Cavitária para Medidas de Exposição e Dose Absorvida.....	14
c) Outros Tipos de Câmaras de Ionização.....	16
1) Câmara de Ionização Dedal.....	16
2) Câmara de Ionização de Extrapolação.....	17
3) Câmara de Ionização de Placas Paralelas.....	18
I-3 Eletrômetros.....	19
I-4 Calibração de Dosímetros Clínicos.....	22
a) Radiação-X.....	25
b) Radiação Gama.....	26
c) Radiação Beta.....	26
CAPÍTULO II - MATERIAIS E MÉTODOS	
II-1 Sistemas de Medida.....	28
a) Sistemas Padrões Secundários.....	28

II-2 Sistemas de Irradiação.....	30
a) Sistema de Radiação-X de Energias Baixas.....	30
b) Sistema de Radiação-X de Energias Médias.....	30
c) Sistema de Radiação Gama.....	31
d) Sistema de Radiação Beta.....	32

II-3 Eletrómetros Utilizados.....	34
--	-----------

II-4 Fontes Radioativas de Controle.....	34
---	-----------

CAPÍTULO III - PROJETO E CONSTRUÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

III-1 Objetivos.....	35
-----------------------------	-----------

III-2 Projeto Inicial.....	36
-----------------------------------	-----------

a) Características da Câmara.....	36
-----------------------------------	----

b) Problemas Encontrados.....	39
-------------------------------	----

III-3 Projeto Final.....	43
---------------------------------	-----------

a) Câmaras A1 e C1.....	43
-------------------------	----

b) Câmaras A2 e C2.....	45
-------------------------	----

CAPÍTULO IV - TESTES OPERACIONAIS

IV-1 Controle de Qualidade.....	47
--	-----------

a) Estabilidade a Curto e Longo Prazos.....	47
---	----

b) Corrente de Fuga.....	50
--------------------------	----

IV-2 Dependência Angular.....	54
--------------------------------------	-----------

IV-3 Efeito de Polaridade e Curvas de Saturação.....	59
---	-----------

IV-4 Dependência da Resposta das Câmaras com a Dimensão do Campo.....	66
IV-5 Eficiência de Coleta de Íons.....	71
CAPÍTULO V - CALIBRAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS	
V-1 Radiação-X.....	74
a) Energias Baixas.....	74
b) Energias Médias.....	77
V-2 Radiação Gama.....	80
V-3 Radiação Beta.....	89
V-4 Sistema Tandem.....	92
CAPÍTULO VI - CONCLUSÕES.....	98
REFERÊNCIAS.....	100

PROJETO, CONSTRUÇÃO E CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS PARA RADIAÇÃO-X

Maria da Penha Pereira Albuquerque

RESUMO

Foram projetados e construídos dois pares de câmaras de ionização de placas paralelas. Em cada par uma das câmaras possui eletrodo coletor e anel de guarda de grafite e a outra, de alumínio. A diferença entre os dois pares é que as câmaras de um deles são fixas por parafusos e as câmaras do outro par são rosqueadas. Todas as câmaras são de Lucite, com janela de entrada de Mylar aluminizado, têm forma circular e não são seladas. Todos os materiais utilizados são encontrados no mercado nacional.

Suas características principais foram determinadas, aplicando-se os testes de corrente de fuga, repetibilidade e estabilidade a longo prazo. Foram ainda estudados a dependência energética e angular, e o efeito de polaridade, obtendo-se as curvas de saturação e determinando-se o equilíbrio eletrônico para detecção de radiação gama.

As câmaras foram calibradas com radiação-X de energias baixas e médias, radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs , e radiação beta de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$. Os resultados obtidos mostram a viabilidade de utilização das câmaras para dosimetria destes feixes de radiação e foram comparados com os de outras câmaras de ionização comerciais, importadas, do tipo padrão secundário.

A diferença marcante entre as dependências energéticas das câmaras, conforme o material do eletrodo coletor, permitiu a formação de um sistema Tandem, constituído por um par de câmaras (A, C), para a determinação da energia efetiva e da taxa de exposição no ar em campos de radiação-X desconhecidos, tanto de energias baixas como médias.

PROJECT, CONSTRUCTION AND CALIBRATION OF PARALLEL-PLATE IONIZATION CHAMBERS FOR X-RADIATION

Maria da Penha Pereira Albuquerque

ABSTRACT

Two pairs of parallel-plate ionization chambers were projected and constructed. In each pair one of the chambers has a collecting electrode and a guard ring made of graphite and the other, of aluminium. The difference between both pairs is that in only one case screws were used to fix the chamber components. The chambers are made of Lucite with aluminized Mylar entrance windows; they have circular form and are unsealed. All chamber components are easily available.

The main chamber characteristics were determined, applying the tests of current leakage, repetibility and long term stability. The energy and angular dependence, and the polarity effect were also studied, obtaining the saturation curves and determining the build-up effect for gamma radiation detection.

The chambers were calibrated with low and intermediate energy X-radiation, gamma radiation of ^{60}Co and ^{137}Cs , and beta radiation of $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$. The obtained results show the viability of utilization of these chambers in radiation dosimetry and the results were compared with those of imported commercial ionization chambers of the secondary standard type.

The great difference between the energy dependence of the chambers according to the collecting electrode material, allowed the formation of a tandem system constituted by a chamber pair A, B, for the determination of the effective energy and the exposure rate in air of unknown X-radiation fields, in the case of low intermediate energy ranges.

INTRODUÇÃO

Definem-se as radiações ionizantes⁽⁴⁰⁾ como sendo aquelas capazes de ionizar a matéria diretamente ou através da ação de alguma radiação secundária, ou seja, todas as radiações, direta ou indiretamente ionizantes, interagem com os átomos ou moléculas do meio que atravessam. Elas podem produzir ionização em meio gasoso, cintilação em certos fósforos, enegrecimento de emulsões fotográficas e decomposição em meio químico. Essas propriedades têm sido utilizadas no desenvolvimento de vários sistemas para detecção da radiação bem como para sua medida. A câmara de ionização, o contador proporcional, o contador Geiger-Müller e alguns detectores de estado sólido são baseados no princípio de coleção de ions formados pela interação da radiação com a matéria de gases ou sólidos. Os contadores cintiladores têm sido baseados no princípio de que a passagem da radiação ionizante através de certos fósforos produz luz visível, a qual pode ser detectada por um sistema adequado, como por exemplo, uma válvula fotomultiplicadora. O enegrecimento de filmes pela exposição à radiação tem sido utilizado para a detecção e medida da radiação.

Alguns anos após a descoberta dos raios-X em 1895 por Roentgen, as experiências realizadas revelaram que a radiação ionizante produzia efeitos danosos ao corpo humano. Além disso, devido à sua crescente utilização nas pesquisas científicas em campos como Física, Biologia, Medicina e Oceanografia, devido às suas aplicações na Indústria e na Agricultura, no diagnóstico e terapêutica de certas doenças, reconheceu-se a necessidade de medir a quantidade total de radiação a que o organismo é submetido. Esse é o objetivo da dosimetria.

Diferentes efeitos podem ser utilizados para a dosimetria das radiações ionizantes, como já foi citado anteriormente. Entretanto, em decorrência do efeito físico "ionização no ar" ter sido o efeito mais estudado e apresentar uma alta exatidão no processo da dosimetria, este foi padronizado para a definição da grandeza "exposição" para radiação-X e gama⁽²⁸⁾.

Para medir a exposição de um feixe de raios-X de uma maneira consistente com a definição desta grandeza, foram construídos tipos especiais de câmaras de ionização, denominadas câmaras de ar livre. A definição requer, essencialmente, que os ions formados ao longo dos traços de todos os elétrons secundários liberados pelo feixe de fótons num volume pequeno de ar, ao redor do ponto de interesse, sejam coletados e sua carga total medida. Uma medida direta desta grandeza é impraticável. Em vez disso, um feixe estreito bem definido, passando centralmente entre as placas paralelas de uma câmara de ionização, permite que a ionização total produzida entre os dois planos perpendiculares ao eixo seja coletada e medida.

Desde que certas condições de equilíbrio sejam satisfeitas, a ionização produzida entre esses planos é, na maior parte, exatamente igual à ionização formada ao longo do traço de todos os elétrons secundários liberados pela radiação primária que passa através do ar entre os planos. Como alguns elétrons secundários podem ter alcance de vários metros, seriam necessários aparelhos muito grandes para o propósito de dosimetria, o que torna impraticável a utilização dessa câmara-padrão em medidas dosimétricas rotineiras a nível médico ; faz-se uso de outros tipos de câmaras desenvolvidas.

Nos últimos anos tem havido no Brasil um interesse crescente em se desenvolver câmaras de ionização para dosimetria da radiação-X de energias intermediárias, gama e beta, principalmente na área de Física Médica, a nível de Radioterapia.

Foram desenvolvidas câmaras de ionização para radiação-X^(14,39) e radiação beta⁽⁴¹⁾, respectivamente pelo

Instituto de Radioproteção e Dosimetria, CNEN, Rio de Janeiro e pela Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, mostrando a viabilidade de construção de detectores de radiação, utilizando-se materiais disponíveis no mercado nacional.

A câmara de ionização é um instrumento que pode apresentar várias formas, mas a mais típica consiste numa câmara cilíndrica contendo um eletrodo central. Uma tensão é aplicada entre a parede da câmara e o eletrodo central. Pode ser utilizado qualquer gás dentro de seu volume, mas o mais comum é utilizar-se o ar, no caso das câmaras não seladas. As câmaras de ionização podem ser usadas para detecção de todos os tipos de radiações diretamente ionizantes.

Como a maioria dos detectores de radiação de fabricação nacional é usada principalmente para a dosimetria de feixes de fótons de energias altas e o método prático para a dosimetria dos feixes de radiação-X de energias baixas consiste na utilização de câmaras de ionização de placas paralelas denominadas superficiais, importadas, torna-se necessário o desenvolvimento de um detector de dimensões pequenas e com janela de entrada suficientemente fina para se evitar ao máximo a absorção da radiação-X.

O objetivo deste trabalho foi projetar, construir, testar, estudando suas características e calibrar um instrumento simples, prático e de baixo custo, utilizando-se materiais disponíveis no mercado nacional para a detecção de radiação-X de energias baixas. Foram construídas câmaras de ionização de placas paralelas, de forma circular, sendo possível o seu acoplamento a diversos tipos de eletrômetros, inclusive aos mais utilizados nas Clínicas de Radioterapia no Brasil.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

I-1 Conceitos Básicos de Dosimetria

a) Definição de Exposição, Dose Absorvida e Kerma

Exposição (X)

A exposição (X) é o quociente de dQ por dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar⁽²⁸⁾.

$$X = dQ/dm$$

A unidade do Sistema Internacional de Unidades é o C/kg mas a unidade especial, o Roentgen (R), pode ainda ser usada temporariamente, através da relação :

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

A exposição é uma medida da habilidade ou capacidade da radiação-X e gama em produzir ionização no ar. Essa grandeza, portanto, não se define para nêutrons, partículas alfa ou beta.

A definição de exposição requer que somente o ar entre na cadeia de interações. Primeiro os fótons interagem com uma massa de ar definida. A partir daí eles vão produzir elétrons por efeito fotoelétrico ou efeito Compton, e elétrons e pósitrons pelo processo de produção de pares. Todas as partículas secundárias carregadas devem passar através do ar, até que sua energia seja dissipada e os íons produzidos de um mesmo sinal devem ser medidos.

Os elétrons secundários não perdem toda sua energia por processo de colisão, mas uma pequena quantidade por perdas radioativas, isto é, produção de Bremsstrahlung⁽²³⁾. Qualquer ionização causada pela subsequente reabsorção do Bremsstrahlung

não deve ser incluída na ionização especificada na definição. Isso significa que o coeficiente de interação de fótons, descrito para a definição de exposição, deve excluir qualquer componente de produção de Bremsstrahlung e, portanto, é o coeficiente de absorção de energia de massa μ_{en}/ρ .

A energia das partículas carregadas, por unidade de massa de ar, que é subsequentemente reabsorvida pelo ar é então $\Psi(\mu_{en}/\rho)_{ar}$ onde Ψ é a fluência de energia. Se a energia média requerida para produzir um par de íons no ar for W_{ar} , o número de pares de íons por unidade de massa será $\Psi(\mu_{en}/\rho)_{ar}/W_{ar}$ e a carga Q produzida, por unidade de massa, será $\Psi(\mu_{en}/\rho)_{ar}e/W_{ar}$, onde e é a carga do elétron. Como a exposição é $X = dQ/dm$, ou seja, carga por unidade de massa, tem-se

$$X = \Psi(\mu_{en}/\rho)_{ar}e/W_{ar}$$

Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida, D , é definida por $D = dE/dm$, onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm (28).

A energia depositada, E , pela radiação ionizante na matéria num volume é uma grandeza estocástica, ou seja, seus valores variam descontinuamente no espaço e tempo, e é dada por:

$$E = \Sigma R_{in} - \Sigma R_{out} + \Sigma Q$$

onde

ΣR_{in} é a energia da radiação incidente no volume, isto é, a soma das energias (excluindo-se a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que entram no volume;

ΣR_{out} é a energia da radiação emergente do volume, isto é, a soma das energias (exceto a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que saem do volume;

ΣQ é a soma de todas as alterações (decréscimo : sinal positivo, acréscimo : sinal negativo) da energia de repouso do núcleo e partículas elementares em qualquer transformação nuclear que ocorra no volume.

O valor esperado de F , chamado energia transferida média, \bar{F} , é uma grandeza não estocástica. Portanto, a dose absorvida, $d\bar{F}/dm$ é também uma grandeza não-estocástica, definida num ponto e é em geral uma função contínua do espaço e do tempo.

A unidade de dose absorvida é expressa em termos da energia absorvida por unidade de massa. Essa unidade é chamada Gray (Gy) e é definida como uma dose de radiação absorvida de um Joule por quilograma, ou seja : $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$.

A unidade especial original de dose absorvida é o rad (radiation absorbed dose), que foi expressa como sendo 100 ergs/g, mas, com a introdução do Sistema Internacional de Unidades passou a ser expressa como 0,01 J/kg, ou seja $1\text{Gy} = 100\text{rad}$.

Kerma (K)

De acordo com o ICRU 33 (1980)⁽²⁸⁾, o kerma, K , é definido como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas num material de massa dm , isto é,

$$K = dE_{tr}/dm.$$

A unidade de kerma é a mesma utilizada para dose absorvida, ou seja, J/kg, onde $1\text{Gy} = 1\text{J/kg} = 100\text{rad}$.

O kerma pode ser relacionado com a fluência de

energia, ψ , pelo coeficiente de transferência de energia de massa (μ_{tr}/ρ) , por :

$$K = \psi \mu_{tr} / \rho$$

O kerma no ar pode ser relacionado com exposição por :

$$K_{ar} = (XW_{ar}/e)/(1-g)$$

onde g é a fração de energia perdida pelo elétron na produção de Bremsstrahlung⁽²³⁾.

Se for possível desprezar a radiação Bremsstrahlung e se houver equilíbrio eletrônico, o kerma será igual à dose absorvida.

b) Teoria da Cavidade e o Princípio de Bragg-Gray

Introdução

Para medir a dose absorvida num meio é necessário introduzir um instrumento sensível à radiação nesse meio. Em geral, esse instrumento (detector de radiação) difere em número atômico e densidade do meio onde é inserido, representando uma descontinuidade, ou seja, constitui uma cavidade nesse meio. O tamanho da cavidade, quando comparado com o alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada.

O propósito da teoria da cavidade é relacionar a dose absorvida numa cavidade ou detector de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferentes.

Teoria da Cavidade de Bragg-Gray⁽²³⁾

Gray, em 1929, foi o primeiro a enunciar um "princípio cavitário", embora Bragg em 1912 tivesse já discutido o assunto qualitativamente.

Estudando a ionização no ar provocada por radiação gama, Gray derivou um "princípio da equivalência" onde afirmava que "a energia perdida por unidade de volume por partículas beta na cavidade é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama por unidade de volume sólido", onde $1/\rho$ era a razão dos poderes de freamento dos elétrons no ar (cavidade) e no meio (sólido). O princípio da equivalência surgiu posteriormente por Gray, em 1936, sob a forma conhecida como relação de Bragg-Gray :

$$D_{\text{meio}} = (1/S_{\text{cav,meio}})D_{\text{cav}}$$

onde D_{meio} e D_{cav} são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente, e $S_{\text{cav,meio}}$ é a razão dos poderes de freamento de massa da cavidade e do meio, que é a energia total perdida ao

longo do caminho percorrido pela partícula⁽²³⁾.

O princípio de equivalência baseia-se na suposição de que a introdução da cavidade no meio não perturba o espectro de elétrons, e só é válido se a cavidade for pequena em comparação com o alcance dos elétrons. Supõe-se também que toda a energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

Mais tarde, em 1937, Laurence substituiu a razão dos poderes de freamento para uma energia única pela média ponderada pelo espectro dos elétrons :

$$S_{cav,meio} = (1/T_0) \int_0^{T_0} (S_{cav}(T)/S_{meio}(T))dT$$

onde T e T_0 são a energia cinética e a energia cinética máxima do elétron e $S_{cav}(T)$ e $S_{meio}(T)$ são os poderes de freamento da cavidade e do meio, respectivamente, para a energia T ⁽²³⁾.

Entretanto, nenhuma das duas teorias leva em conta as perdas grandes de energia, ou seja, a produção de raios- γ (ou elétrons secundários rápidos), que depositam energia fora do volume de interesse.

1-2 Câmaras de Ionização

Como exposição é definida em termos da carga elétrica total liberada resultante da irradiação de um volume unitário de ar nas condições normais de temperatura e pressão⁽²⁸⁾, o método mais direto para se medir a exposição é o da utilização de câmaras de ionização.

Características Gerais

As câmaras de ionização mais simples apresentam um eletrodo coletor central e a parede da câmara delimita uma cavidade preenchida por um gás (Fig. 1-1). Em geral as câmaras não são seladas, sendo necessária a aplicação de fatores de correção de suas leituras para temperatura e pressão ambientais.

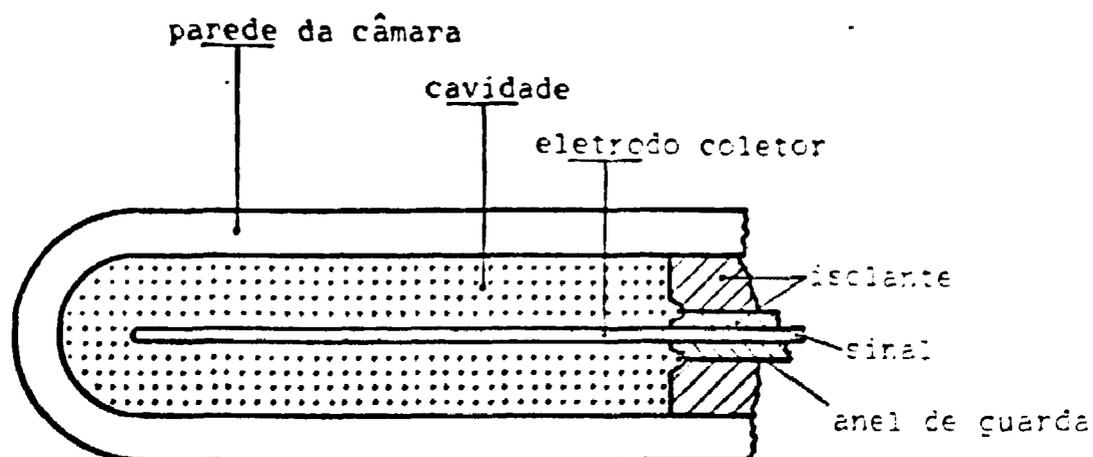


Fig. 1-1 : Vista seccional de uma câmara de ionização de tipo típica⁽⁸⁾.

A escolha dos materiais, dimensões e forma da cavidade depende da finalidade à qual a câmara será destinada (medir exposição ou dose absorvida) bem como do tipo de radiação a ser medida, de sua intensidade e de sua variação no espaço e no tempo.

A teoria cavitária de Bragg-Gray não impõe restrições para a forma geométrica da cavidade. No entanto, é preciso fixar um limite arbitrário para o espectro de energia dos elétrons que atravessam a câmara, lembrando que a perda de íons por recombinação constitui o melhor critério para estabelecer um limite para o espaçamento dos eletrodos.

Materiais para as Paredes e o Gás

Se a câmara de ionização for destinada a medir exposição, suas paredes devem ser de material equivalente ao ar, ou seja, devem ter um número efetivo próximo do ar ($Z_{ef} \approx Z_{ar}$); se ela for destinada a medir dose absorvida num determinado meio, então tanto a parede quanto o gás devem ser equivalentes a esse meio. Entretanto, na prática, uma câmara de ionização que não tenha composição atômica homogênea pode ser calibrada para fornecer medidas tanto de exposição como de dose absorvida em um material específico. Os métodos de transformação entre estas duas grandezas foram estudadas por Boag⁽⁸⁾.

Espessura da Parede

De acordo com a teoria da cavidade⁽²³⁾, a parede da câmara de ionização deve ter a espessura igual ao alcance máximo dos elétrons secundários mais energéticos no material da parede, e que é equivalente a um meio infinito, desde que elétrons não sejam produzidos a uma distância grande tal que eles possam alcançar a cavidade. No entanto, se os elétrons secundários que foram gerados no material, na parte externa da câmara, tiverem valores mais altos de energia em relação aos elétrons produzidos na parede da câmara, então deve-se escolher uma espessura média para a parede da câmara, a fim de evitar que estes elétrons forneçam uma contribuição significativa para a ionização, além de assegurar a ocorrência do equilíbrio eletrônico⁽⁴⁰⁾.

Anel de Guarda

O anel de guarda de uma câmara de ionização serve para evitar a ocorrência de uma corrente de fuga proveniente do eletrodo de alta tensão que poderia atingir o eletrodo coletor. Para evitar este efeito, o anel de guarda precisa envolver o coletor e ser mantido ao mesmo potencial para que ele próprio não se torne uma fonte de corrente de fuga.

O anel de guarda é também utilizado para definir o volume sensível, no interior da câmara de ionização, onde os íons podem alcançar o eletrodo coletor circundado por um anel de guarda com dimensão suficiente para evitar distorções das linhas de força das extremidades dos eletrodos.

Volume Ativo

Na câmara de ionização, o volume ativo (ou volume sensível), isto é, o volume no qual os íons são atraídos para o eletrodo coletor, é o volume total do gás na câmara. Entretanto, se a câmara tiver um anel de guarda, ele interceptará qualquer corrente de fuga proveniente do eletrodo de alta tensão. Este anel de guarda influencia inevitavelmente o campo elétrico na câmara, e alguns íons produzidos no gás serão atraídos pelo anel de guarda e não pelo eletrodo coletor. O volume ativo é então limitado pelas linhas de força ao longo das quais os íons se encaminham para o anel de guarda.

Material Isolante

Entre os materiais que têm sido mais utilizados para isolação em câmaras de ionização estão o âmbar e o quartzo. Mas, atualmente, muitos plásticos sintéticos são também adequados, especialmente polimetil metacrilato (Lucite), polistireno, polietileno,

nylon, politetrafluoretileno (Teflon) entre outros. Geralmente algumas considerações práticas governam a escolha do material, como por exemplo a resistência elétrica, a corrente de fuga devida à umidade e à resistividade específica, que deve ser maior que $10^{17} \Omega \cdot \text{cm}$ para um bom isolante⁽⁴⁰⁾.

a) Câmara de Ar Livre

Para medir exposição de acordo com sua definição foi projetada por Perrin em 1896⁽⁸⁾ uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre, já citada anteriormente. Seu diagrama (Fig. I-2) mostra que um colimador delimita uma certa área do feixe de radiação que passa centralmente pelas placas paralelas; uma delas é circundada por placas de guarda definindo o volume de coleta de ions (volume ativo) na direção axial das linhas de força do campo elétrico entre as placas⁽⁸⁾.

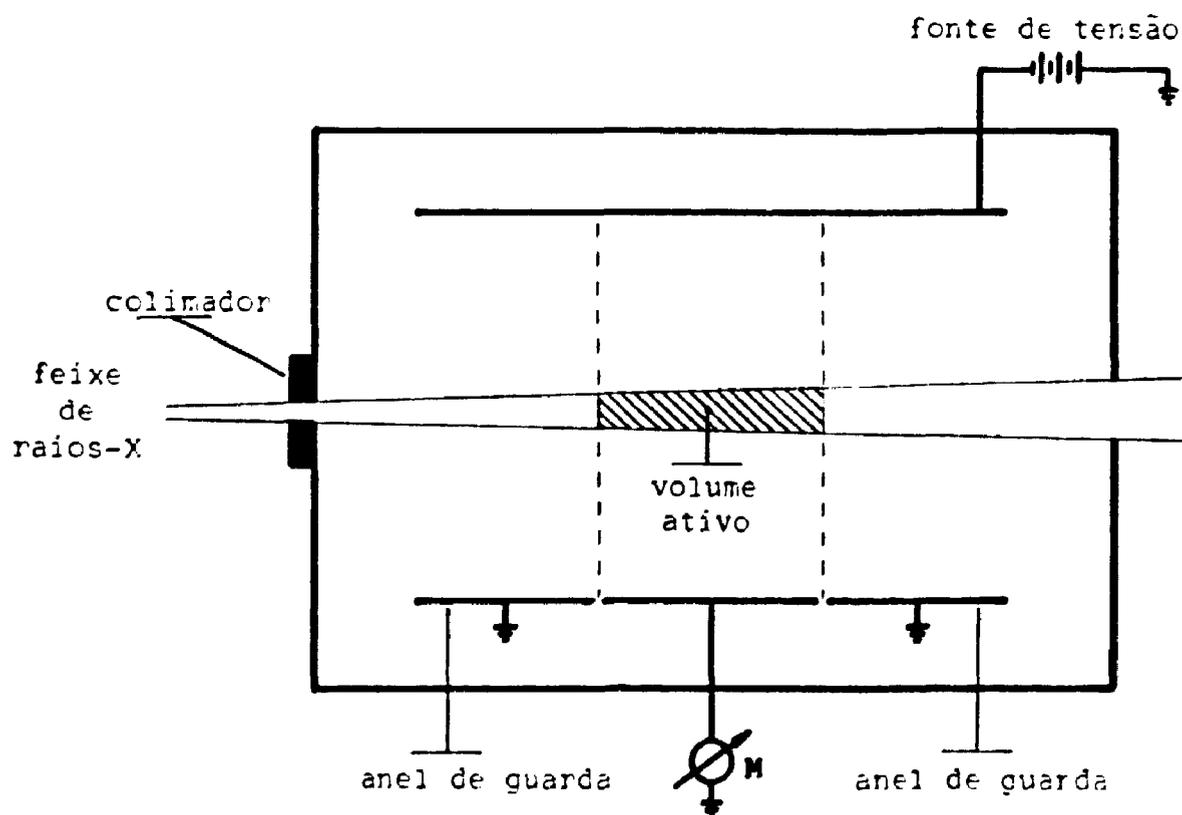


Fig. I-2 : Câmara de ionização de ar livre⁽⁸⁾.

Entre os fatores que devem ser investigados para a construção de uma câmara de ar livre incluem-se : (a) sistema de colimação; (b) comprimento efetivo da região de coleta de íons; (c) distância entre as bordas externas do feixe e o eletrodo coletor; (d) distância entre o colimador e o eletrodo coletor; (e) potencial de polarização necessário para se atingir a saturação; (f) atenuação do feixe primário pelo ar entre o centro de coleta e o colimador; (g) blindagem da caixa da câmara contra radiações não desejáveis⁽¹⁴⁾.

A medida da exposição com uma câmara de ionização de ar livre está diretamente relacionada ao princípio do equilíbrio eletrônico. A medida que a energia dos fótons aumenta, é necessário que as dimensões da câmara aumentem consideravelmente, a fim de que os critérios especiais para a medida operacional da grandeza "exposição" sejam obedecidos. Desta forma, surgem diversos problemas técnicos diretamente relacionados com as dimensões físicas, nas medidas de fótons com energia acima de 300 keV, quando os fatores de correção se tornam elevados, determinando um limite de energia da radiação para a utilização da câmara de ar livre como um padrão primário à pressão atmosférica.

b) Câmara Cavitária para Medidas de Exposição e Dose Absorvida

Como a câmara de ar livre, à pressão atmosférica, está limitada a valores de energia de fótons abaixo de 300 keV, foi desenvolvido um outro tipo de câmara de ionização para servir como padrão primário nas medidas de exposição em feixes de fótons, que utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray⁽²³⁾, baseando-se na determinação da dose absorvida num material.

A Fig. 1-3 mostra detalhes técnicos da construção deste tipo de câmara. As paredes e o eletrodo central são de material

plástico equivalente ao ar; a parede externa (esférica) é moldada por duas metades que são soldadas (isto é, fundidas formando uma junta uniforme). O anel de guarda também é soldado à parede externa através de uma arruela isolante.

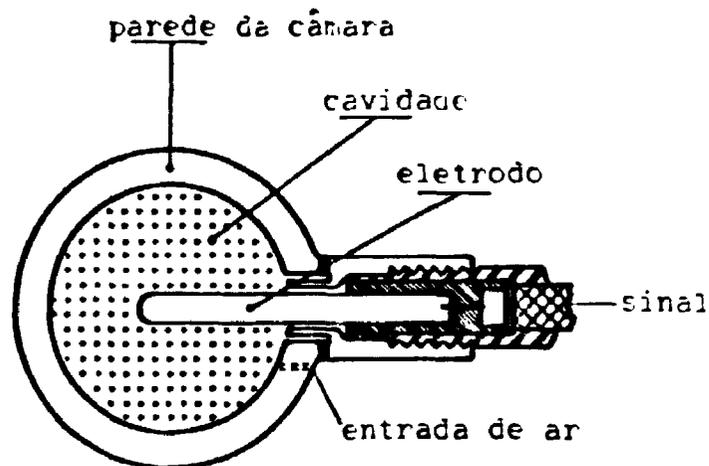


Fig. 1-3 : Câmara cavitária para medidas de exposição e dose absorvida no ar⁽⁸⁾.

As capas de equilíbrio eletrônico de várias espessuras são geralmente de grafite ou polistireno, para possibilitar a calibração das câmaras em campos de radiação-X acima de 2MV. Para as medidas num simulador ("phantom"), as câmaras são normalmente utilizadas sem as capas de equilíbrio eletrônico, pois o próprio material do simulador garante a ocorrência de equilíbrio eletrônico⁽⁸⁾.

O eletrodo externo e o anel de guarda podem ser desparafusados do cabo e recolocados numa montagem similar utilizando-se uma parede de apenas 0,25mm de espessura para medidas em campos de radiação-X de energias baixas.

c) Outros Tipos de Câmaras de Ionização

1) Câmara de Ionização Dedal

Em medidas dosimétricas rotineiras, faz-se uso de câmaras do tipo dedal, que são de fácil manuseio e transporte, versáteis e cujo projeto possibilita seu uso em simuladores. Estas câmaras não são padrões primários, isto é, não medem a unidade de exposição segundo sua definição física, pois apresentam, entre outros fatores, dependência energética⁽¹⁴⁾. Entretanto, através de calibrações, podem ser padronizadas em intervalos de energia em relação às câmaras padrões.

A câmara de ionização dedal (Fig. 1-1) consiste de um instrumento de pequenas dimensões com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. Neste volume está inserido, no centro, um eletrodo para coleta dos íons formados no ar. A fim de não causar perturbação no campo de radiação, tanto a parede da câmara quanto o eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa que a parede se comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede tem uma espessura sempre maior que o alcance máximo dos elétrons secundários gerados fora da câmara; isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico, ou seja, a transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo de ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara. Este sistema portanto constitui um detector de fótons⁽³⁴⁾.

Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de ^{60}Co (1,25 MeV), a espessura da parede é aumentada através de uma capa de equilíbrio eletrônico ("build-up cap"), geralmente de Lucite, com cerca de 4,0 mm⁽³⁴⁾ de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma. Este sistema não é mais analisado como uma câmara dedal, mas sim como uma simulação de uma câmara cavitária.

2) Câmara de Ionização de Extrapolação

A câmara de extrapolação projetada por Failla em 1937⁽⁸⁾ tem sido usada de muitas formas e para diversos propósitos, variando-se sempre a distância entre os eletrodos planos e paralelos, para permitir a medida da intensidade de radiação em função da espessura da camada de ar da câmara. O propósito desta câmara é medir a dose absorvida superficial de um material sob irradiação. O volume ativo é uma pequena região em forma de moeda acima do eletrodo coletor central, que é rodeado por um anel de guarda largo⁽⁸⁾. O eletrodo superior é constituído por uma folha fina presa por um anel rígido; a distância entre os eletrodos pode ser variada precisamente através de um parafuso micrométrico externo. Pela medida da ionização, por unidade de volume de ar, em função da distância entre os eletrodos, e extrapolando-se a curva resultante para a distância nula, pode-se obter uma boa medida da taxa de dose absorvida sob determinada espessura de material da janela⁽⁴¹⁾. Esta câmara é especialmente recomendada para a detecção de radiação beta.

3) Câmara de Ionização de Placas Paralelas

A dosimetria da radiação-X gerada a baixos valores de potencial apresenta dificuldades especiais devido à absorção considerável desta radiação mesmo quando se utiliza paredes finas de material equivalente ao ar.

Neste caso, utilizam-se câmaras de ionização de placas paralelas, também denominadas superficiais, para a determinação de taxas de exposição deste tipo de radiação como padrão secundário e também em medidas rotineiras.

Devido à pequena profundidade da câmara, a taxa de exposição varia pouco com o volume de medida e a dependência com a energia é fraca. A parede dianteira (janela de entrada) deste tipo de câmara pode ser tão fina quanto a matéria de camada atrás da qual se deseja determinar a taxa de exposição, consistindo de uma membrana ou de uma malha através da qual a radiação passa para atingir o volume ativo⁽⁴⁾.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a detecção de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5MeV⁽⁴⁾. Quando a distância entre a câmara e a fonte não for pequena, as medidas desta câmara plana se aproximam das de uma câmara de extrapolação.

A carga (ou corrente), gerada numa câmara de ionização, quando é exposta a um feixe de radiação, é extremamente pequena e deve ser medida por instrumentos que tenham uma alta impedância de entrada ($> 10^{14} \Omega$), conhecidos como eletrômetros⁽⁴⁾. Tais instrumentos são delicados e devem ser manuseados com muito cuidado.

O eletrômetro é um instrumento com um circuito destinado a realizar medidas D.C., a saber : tensões D.C. baixíssimas, como por exemplo, a medida da tensão em capacitores, da ordem de picofarads, sem descarga significativa, ou a medida do potencial de cristais piezoelétricos, etc; correntes D.C. baixíssimas (é possível detectar-se até $10^{-17}A$); resistências altíssimas (é possível medir-se acima de $10^{15}\Omega$). Também como medidor de carga, o eletrômetro pode ser utilizado para se obter valores de carga muito baixos, da ordem de $10^{-16}C$ (21,32).

De uma forma geral, um eletrômetro é um multímetro D.C. sofisticado, que, além de poder ser utilizado para todas as tarefas realizadas normalmente por um multímetro convencional, permite ainda a medida de tensão, corrente e carga, com valores cujas ordens de grandeza estejam fora das medidas usuais, dependendo apenas do modelo.

Idealmente, o eletrômetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de quatro dígitos ou 0,1%. A mudança na sua resposta devido à fuga ou à estabilidade a longo prazo não deve exceder a $\pm 0,5\%$ ao ano⁽⁴⁾. O eletrômetro e a câmara de ionização podem ser calibrados separadamente^(12,42). Entretanto, em alguns casos, o eletrômetro faz parte do sistema dosimétrico e portanto a câmara e o eletrômetro devem ser calibrados conjuntamente.

Alguns eletrômetros possibilitam a variação da tensão aplicada à câmara de ionização, assim como a reversão da polaridade, para que se possa determinar a eficiência de coleção de íons e o efeito de polaridade da mesma.

A Fig. 1-4 mostra um esquema simplificado do circuito do eletrômetro da Nuclear Enterprises Ltd., Inglaterra, tipo Baldwin Farmer, modelo 2502/3. A corrente de ionização é armazenada no capacitor C, que é do tipo integrador, de alto poder de isolamento (polistireno). A tensão produzida através do capacitor é aumentada pelo amplificador operacional e uma medida aproximada é obtida através da leitura direta do medidor M. A medida exata é determinada pelo balanceamento realizado com um potenciômetro manual, de alta precisão, com leitura digital, utilizando o medidor M como um indicador de zero⁽²⁴⁾.

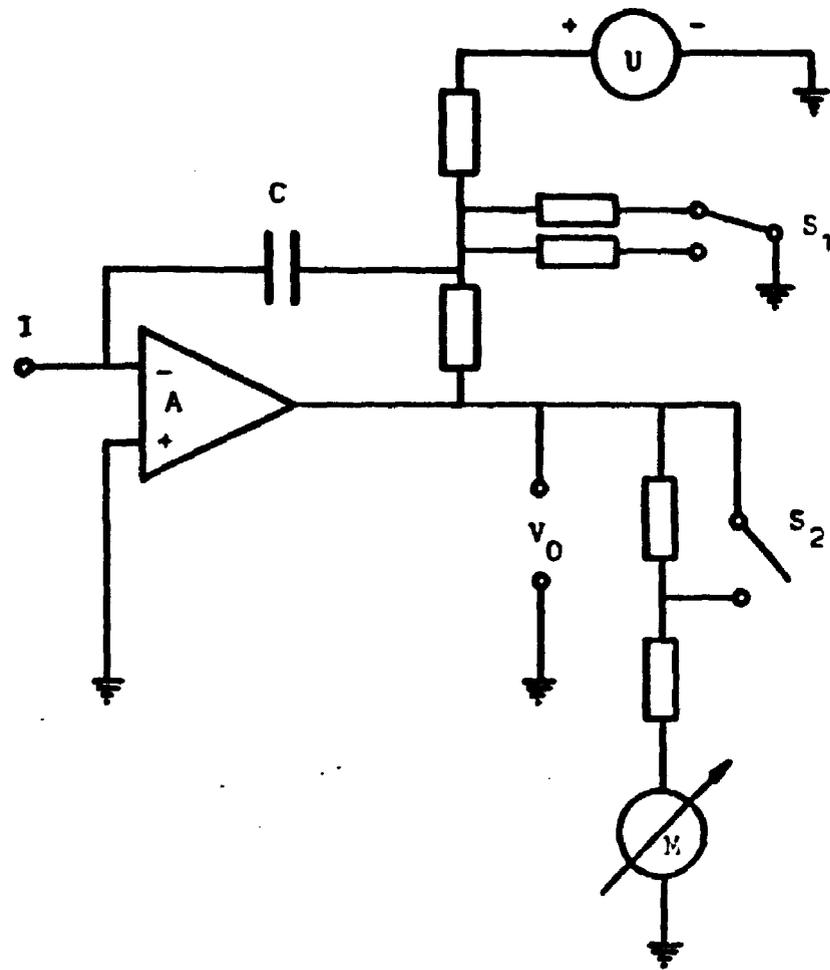


Fig. I-4 : Esquema simplificado do circuito do eletrometro modelo 2502/3 da Nuclear Enterprises Ltd⁽²⁴⁾.

- I - corrente de ionização
- A - amplificador operacional
- C - capacitor coletor
- U - gerador de tensão de referência
- S₁ - chave de ganho
- S₂ - chave de sensibilidade
- M - indicador de zero

1-4 Calibração de Dosímetros Clínicos

Em radioterapia as doses se expressam em unidades bem definidas de exposição ou dose absorvida num meio definido.

Mesmo usando-se alguns dos melhores detectores, as medidas, no máximo, fornecem apenas resultados que são aproximações da dose absorvida. No caso da radiação eletromagnética, mesmo que um instrumento meça exposição com grande precisão, o fator de conversão para se obter a dose absorvida num órgão pode variar muito com a energia da radiação e a sua direção de incidência. Portanto, um dosímetro clínico (câmara de ionização acoplada a um eletrômetro) não pode ser utilizado sem uma calibração prévia, para que sua resposta indique o mais aproximadamente possível a exposição ou dose absorvida.

Calibração de um dosímetro significa a determinação de sua resposta a uma exposição de radiação (ou dose absorvida) envolvendo sempre o uso de pelo menos um instrumento padrão ou de referência. O termo "calibração" é usado algumas vezes para a determinação de taxa de exposição ou taxa de dose absorvida num ponto de referência de um feixe de radiação sob condições específicas⁽²⁶⁾.

O fator de calibração (f_c^e) irá converter o valor indicado no instrumento (corrigido para as condições de referência) para a exposição ou taxa de exposição (ou dose absorvida ou taxa de dose absorvida) num ponto de referência da câmara de ionização, pela relação :

$$X = f_c^e \cdot L$$

onde L é a resposta do dosímetro e X é o valor da exposição, no mesmo ponto de medida.

Os instrumentos de referência utilizados para a calibração de dosímetros clínicos podem ser classificados em :

a - Padrão : Instrumento de medida usado para definir, representar fisicamente, conservar ou reproduzir a unidade de uma

grandeza com o objetivo de transferi-la a outros instrumentos de medida;

b - Padrão Primário : Instrumento de mais alta qualidade metrológica, que permite a determinação da unidade de uma grandeza a partir de medidas de grandezas físicas básicas;

c - Padrão Secundário : Instrumento calibrado por meio de comparação com um padrão primário;

d - Padrão Terciário : Instrumento calibrado por meio de uma comparação com um padrão secundário;

e - Instrumento de Referência : Instrumento de medida, de desempenho e estabilidade altos, usado apenas para calibração de outros instrumentos; substitui o padrão secundário, dependendo se há um controle de sensibilidade a longo prazo e se participa de intercomparações nacionais.

Os dois métodos de calibração mais utilizados nos laboratórios de padronização são : calibração ponta-a-ponta ("tip-to-tip") e calibração por substituição.

No primeiro método as duas câmaras de ionização a serem comparadas (o instrumento de referência e a câmara sob calibração) são colocadas ao mesmo tempo, lado a lado, no feixe de radiação e são irradiadas simultaneamente. No segundo método uma delas é irradiada primeiro, depois a outra é colocada exatamente no mesmo ponto e é irradiada; neste caso não há a necessidade de se checar a homogeneidade do campo da radiação. Cada método tem suas vantagens e desvantagens e o laboratório deve escolher o método de acordo com a situação⁽²⁶⁾.

No método de calibração ponta-a-ponta é necessário que as duas câmaras sejam intercambiadas para compensar qualquer heterogeneidade do feixe de radiação. Apesar desse método ser prático, só deve ser utilizado no caso de duas câmaras idênticas ou muito semelhantes, para que, na presença do feixe, a radiação espalhada recebida pelas duas câmaras seja idêntica.

No caso da calibração por substituição em feixes de radiação gama, a realização de verificações periódicas da taxa de

exposição pode ser suficiente para os propósitos de calibração. Para raios-X, entretanto, é necessária a utilização de uma câmara monitora no feixe que, além de expressar a leitura da câmara irradiada em termos de leitura do monitor, irá compensar a resposta para qualquer variação de tensão na rede elétrica.

Uma outra técnica é da calibração por componentes^(12,42), que apresenta vantagens especiais no caso dos usuários que possuem mais que uma câmara de ionização (em geral duas ou três câmaras do tipo dedal e uma do tipo superficial), mas somente um eletrômetro. Portanto, quando uma destas câmaras necessitar de uma recalibração, o eletrômetro deve acompanhar a câmara e o usuário não poderá utilizar nenhuma de suas outras câmaras durante o período de calibração. Com a calibração por componentes é possível obter-se o fator de calibração da câmara de ionização (f_c) e do eletrômetro (f_e) independentemente. O fator de calibração do dosímetro deverá ser o mesmo tanto pela técnica de calibração total quanto pela técnica de calibração por componentes, e é dado por :

$$f_c^e = f_c \cdot f_e$$

De acordo com as normas nacionais^(16,17) e internacionais^(26,29,34), as Clínicas de Radioterapia devem encaminhar, periodicamente, seus dosímetros clínicos para recalibração.

Desde 1980 o Laboratório de Calibração de São Paulo participa com seus dosímetros padrões secundários de intercomparações nacionais organizadas pelo Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL) do Brasil, do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro. A partir de 1982 o laboratório foi credenciado para calibrar dosímetros clínicos com radiação de ^{60}Co , atendendo às solicitações das Clínicas de Radioterapia das regiões Sul e Sudeste do país.

a) Radiação-X

Existem dois tipos de fontes de radiação-X : são os feixes de radiação-X fluorescentes e os de radiação-X fortemente filtrada.

As fontes de radiação-X fluorescentes têm sido usadas por muitos autores como radiação de referência abaixo de 100 keV. O material utilizado (folha fina) para a produção de fluorescência é posicionado a 45° do feixe principal e a radiação-X fluorescente resultante é detectada a 45° desta folha. O ângulo total entre o feixe principal e o produzido é portanto 90° . A radiação espalhada é, neste caso, mínima. Esta técnica apresenta mais dificuldades experimentais que a da radiação-X filtrada, mas as taxas de exposição obtidas são mais baixas.

O tipo de radiação-X utilizada neste trabalho foi a da radiação-X filtrada.

O espectro teórico resultante de um tubo de raios-X, operando a um potencial constante, mostra uma variação linear com a energia. Mas na prática a filtração inerente (alvo, janela do tubo e sistema de refrigeração) absorve a parte de energia mais baixa do espectro. Este tipo de espectro ainda tem pouca validade prática, por causa da distribuição larga de energia dos fótons e, para muitas aplicações, as taxas de exposição (\dot{X}) são altas demais. Pode-se obter um espectro de maior utilidade colocando-se filtros espessos no feixe de radiação, pois os filtros reduzem a largura do espectro, absorvendo os componentes de energia baixa. O espectro resultante, mais estreito, fornece taxas de exposição mais baixas e, portanto, mais úteis para a calibração de instrumentos de radioproteção.

O espectro da radiação-X varia de máquina para máquina, dependendo da filtração inerente. Por isso não é possível aproveitar-se diretamente as informações das listas de filtros da literatura. É preciso determinar as características de cada sistema.

b) Radiação Gama

Neste caso as calibrações de dosímetros clínicos devem ser feitas utilizando-se unidades de teleterapia de ^{60}Co ou de ^{137}Cs . A atividade da fonte deverá ser alta o suficiente para produzir uma taxa de exposição em torno de $2,58 \times 10^{-3} \text{ C.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (aproximadamente 10 R.min^{-1}) a 1 m de distância, embora a calibração não tenha, necessariamente, que ser efetuada a esta distância. A fonte deve ter uma blindagem adequada e colimadores que permitam a variação do tamanho do campo de radiação⁽²⁶⁾.

As fontes de radiação gama não requerem filtração adicional nem câmara monitora. Mas os arranjos de calibração e suportes para as câmaras de ionização podem ser similares àqueles utilizados para radiação-X⁽²⁶⁾.

c) Radiação Beta

A calibração de instrumentos com radiação beta apresenta vários problemas, por causa da dificuldade da obtenção de campos uniformes de radiação.

O conceito mais utilizado em dosimetria beta é dose absorvida. É necessário especificar a matéria em que é medida a dose. As mais comuns são : dose no ar, que é mais simples de ser medida, e dose no tecido, de significado mais prático. A dose num meio pode ser deduzida a partir de uma medida de ionização produzida numa cavidade de ar situada dentro do meio.

As câmaras recomendadas são as de extrapolação, que são câmaras de ionização especiais, de volume variável e placas paralelas.

No caso de se querer determinar a taxa de dose no tecido, além da aplicação de outros fatores de correção, a câmara deverá ser feita de material que responda à radiação de modo

similar ao tecido. O eletrodo deve, portanto, ser de grafite.

As partículas beta emitidas por fontes apresentam um espectro largo de energias, entre $E = 0$ até $E_{\text{máx}}$; costuma-se usar um valor médio para os elétrons emitidos: $E = (1/3) \cdot E_{\text{máx}}$.

A maioria dos instrumentos que medem radiação beta e gama são chamados de instrumentos beta-gama. Eles são calibrados rotineiramente com radiação gama; são, entretanto, necessárias medidas especiais para cada tipo de instrumento, a fim de se obter uma resposta típica à radiação beta.

A calibração de instrumentos com radiação beta é portanto difícil, porque este tipo de radiação é fortemente absorvida pelo ar e apresenta baixa penetrabilidade em meios sólidos.

CAPÍTULO II

MATERIAIS E MÉTODOS

II-1 Sistemas de Medida

a) Sistemas Padrões Secundários

O sistema padrão secundário a nível de Radioterapia pertencente ao Laboratório de Calibração de São Paulo é composto por duas câmaras de ionização da Nuclear Enterprises Ltd.(NE), Inglaterra, sendo uma do tipo dedal, modelo 2561, série 158, utilizada no caso da radiação gama neste trabalho, e a outra, do tipo superficial, modelo 2536/3B, série R171358, que foi utilizada no presente trabalho como padrão de referência para o estudo da dependência energética com radiação-X de energias baixas. As duas câmaras, separadamente, constituem um dosímetro clínico quando acopladas ao eletrômetro NE, modelo 2560, série 139. Este sistema total possui um certificado de calibração⁽³⁵⁾ fornecido pelo National Physical Laboratory (NPL), Inglaterra (que é o laboratório inglês de padronização primária).

As medidas com radiação-X de energias médias foram feitas utilizando-se o sistema pertencente ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN, Rio de Janeiro. O dosímetro padrão utilizado como referência neste caso foi composto por uma câmara de ionização da Austrian Research Centre, Seibersdorf, Áustria, do tipo dedal, modelo TK01, série 126, calibrada no Österreichisches Forschungszentrum Seibersdorf (OFS), Áustria, acoplada a um eletrômetro NE, modelo 2560, série 101, com certificado de calibração do NPL.

No caso da radiação gama foi também utilizado como padrão de referência o sistema pertencente ao Laboratório de Calibração de São Paulo, composto por uma câmara de ionização NE, do tipo dedal, modelo 2505/3, série 2080, acoplada ao

eletrômetro NL, tipo Baldwin Farmer, modelo 2502/3, série 330, que vem participando conjuntamente com o padrão secundário há anos das intercomparações anuais nacionais, organizadas pelo Laboratório de Padronização Secundária do Brasil, IRD, Rio de Janeiro.

O sistema padrão secundário no caso da radiação beta é constituído por fontes calibradas de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, ^{204}Tl e ^{147}Pm , da Buchler GmbH & Co., Alemanha, com certificado de calibração⁽³⁶⁾ do laboratório de padronização primária alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

Durante as calibrações o método utilizado foi o da substituição, ou seja, a câmara de ionização padrão secundário e a câmara de ionização sob calibração foram posicionadas alternadamente no ar, com seus pontos efetivos de medida à mesma distância, no eixo central do feixe de radiação⁽²⁶⁾.

II-2 Sistemas de Irradiação

a) Sistema de Radiação-X de Energias Baixas

A radiação-X com energias efetivas de 14,3 a 21,2 keV foi obtida, utilizando-se um tubo Philips, Holanda, modelo PW 2184/00 e um gerador modelo Geigerflex, da Rigaku Denki & Co. Ltd., Japão, instalado no Laboratório de Calibração do IPEN. As condições de irradiação utilizadas são descritas na Tabela II-1. As irradiações foram sempre realizadas no ar à distância foco-câmara de 50 cm.

TABELA II-1
Condições Experimentais do Sistema de Radiação-X de
Energias Baixas
CSR = Camada Semi-Redutora
Laboratório de Calibração, IPEN

Tensão Nominal (kV)	Corrente Nominal (mA)	Filtração Adicional (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Primeira CSR (mmAl)
25	30	0,445	14,3	0,26
30	30	0,545	15,5	0,37
40	30	0,682	17,7	0,56
45	25	0,733	18,7	0,65
50	25	1,021	21,2	0,91

b) Sistema de Radiação-X de Energias Médias

A radiação-X de energias médias foi obtida utilizando-se

um sistema Stabilipan 300 da Siemens, Alemanha, pertencente ao Laboratório de Calibração do IRD, Rio de Janeiro. A distância foco-câmara, neste caso, foi de 75 cm. As condições experimentais de irradiação são descritas na Tabela II-2.

TABELA II-2
Condições Experimentais do Sistema de Radiação-X de
Energias Médias
CSR = Camada Semi-Redutora
Laboratório de Calibração, IRD

Tensão Nominal (kV)	Corrente Nominal (mA)	Filtração Adicional (mm)	Energia Efetiva (keV)	Primeira CSR (mm)
82	12	0,2 Al	30	2,0 Al
102	16	2,1 Al	36	4,0 Al
140	15	0,25 Cu	63	0,5 Cu
186	12	4,0 Al + 0,4 Cu	78	1,0 Cu
224	12	3,5 Al + 0,4 Cu	111	2,02 Cu

c) Sistema de Radiação Gama

No caso da radiação gama foram utilizados os arranjos pertencentes ao Laboratório de Calibração do IPEN, que são compostos por duas unidades de teleterapia, sendo uma de ^{60}Co e uma de ^{137}Cs .

Para a radiação gama de ^{60}Co (que possui uma energia média de 1,25 MeV) foi utilizado um sistema de telecobaltoterapia

da Keleket Barnes Flexaray, EUA, com 15,0 TBq de atividade, e as experiências foram feitas no ar à distância de 85 cm.

As irradiações com a fonte de ^{137}Cs (que emite fótons de 0,67 MeV) foram realizadas no ar à distância de 80 cm utilizando-se um aparelho Cesapan-M da Generay, Itália, com atividade de 38,8 TBq.

d) Sistema de Radiação Beta

O sistema de radiação beta é constituído por quatro fontes, um porta-fonte e uma unidade de controle do tempo de irradiação da Buchler GmbH & Co, Alemanha, conforme já descrito no item II-1. A caracterização dos campos foi feita utilizando-se uma câmara de extrapolação⁽¹⁰⁾. Nas Tabelas II-3 e II-4 têm-se as características deste sistema padrão.

TABELA II-3
Características dos Radionuclídeos Emissores Beta.
Manual do Sistema Padrão Secundário da Buchler
GmbH & Co., Alemanha.
Laboratório de Calibração, IPEN

Radionuclídeo	Meia-vida (anos)	Energia máxima do espectro beta (MeV)	Outros tipos de radiação
^{147}Pm	$2,62 \pm 0,02$	0,225	0,121 MeV, 0,01% Radiação gama de Sm
^{204}Tl	$3,78 \pm 0,04$	0,763	Radiação gama de Hg
$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	$28,5 \pm 0,8$	0,546 e 2,274	--

TABELA II-4
Características do Sistema Padrão Secundário de Radiação
Beta. Manual da Buchler GmbH & Co., Alemanha e Certificado
de Calibração PTB⁽³⁶⁾.
Laboratório de Calibração, IPEN.

Radionuclídeo	¹⁴⁷ Pm	²⁰⁴ Tl	⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y	⁹⁰ Sr+ ⁹⁰ Y
Atividade nominal (MBq)	518	18,5	74	1850
Espessura do invólucro de prata (mg/cm)	5 ± 1	20 ± 3	50 ± 5	50 ± 5
Energia média da radiação beta (MeV)	0,06	0,24	0,80	0,80
Taxa de dose absorvida no ar \dot{D}_c (μGy/s)	0,2132	0,2544	1,707	518,4
Taxa de dose absorvida no tecido \dot{D}_t (μGy/s)	0,2452	0,2898	1,896	575,9
Fator de conversão	1,150	1,139	1,111	1,111
Distância de calibração (cm)	20	30	30	11
Data de referência	12.01.81	09.01.81	12.01.81	04.02.81

II-3 Eletrometros Utilizados

As câmaras de ionização desenvolvidas no presente trabalho foram, na maioria dos testes de desempenho, acopladas ao eletrometro NE, modelo 2502/3, série 330, que faz parte do dosimetro padrão de referência do laboratório e é do tipo mais utilizado pelas Clínicas de Radioterapia do Brasil.

Este tipo de eletrometro possui uma fonte de tensão que, através do cabo de conexão, polariza a câmara de ionização com -300 V em relação ao eletrodo central⁽²⁹⁾, não permitindo a variação da tensão ou mudança da polaridade.

Foram ainda utilizados, dependendo do estudo em questão, o eletrometro Keithley Instruments Inc., EUA, modelo 617, série 360959, assim como o eletrometro Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), Alemanha, modelo SN4, tipo 7612, série 094. Ambos são pertencentes ao Laboratório de Calibração do IPEN.

II-4 Fontes Radioativas de Controle

Foram utilizadas duas fontes de ⁹⁰Sr, PTW, Alemanha, sendo uma modelo 2538/3, série 1253, com atividade nominal de 11,1MBq (0,3 mCi) e a outra, modelo 8921, série 906, com atividade nominal de 33 MBq (0,9 mCi), para o controle da sensibilidade das câmaras, constituindo parte do programa do controle de qualidade do Laboratório de Calibração do IPEN.

CAPÍTULO III

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

III-1 Objetivos

Os protocolos internacionais (3.4.27,34) recomendam para a dosimetria de feixes de radiação-X de energias baixas nas Clínicas de Radioterapia a utilização de câmaras de ionização de placas paralelas.

O objetivo principal deste trabalho é obter câmaras de ionização de placas paralelas para substituírem as importadas, considerando-se que outros autores^(14,41) já demonstraram ser viável a construção de instrumentos para detecção de outros tipos de radiação, utilizando-se materiais disponíveis no mercado nacional.

Como controle de qualidade após sua fabricação, serão realizados todos os testes de desempenho necessários para garantir o bom funcionamento das câmaras, além da determinação de suas características principais.

III-2 Projeto Inicial

a) Características da Câmara

O primeiro projeto, representado na fig. III-1, mostra as características principais de uma câmara de ionização de placas paralelas de forma circular. A escolha dos materiais, dimensões e forma da cavidade foram feitas segundo os propósitos a que se destinava a câmara de ionização.

Para o eletrodo coletor e o anel de guarda foi utilizado grafite com 99,97% de pureza*. Este eletrodo tem 1 mm de espessura e 15 mm de diâmetro, enquanto que o anel de guarda tem 3 mm de espessura e 25 mm de diâmetro. Estas medidas estão de acordo com as recomendações⁽⁴⁾.

Entre o eletrodo coletor e o anel de guarda foi utilizado um material isolante pouco higroscópico, Teflon, que possui uma resistividade volumétrica maior que $10^{17} \Omega \cdot \text{cm}$, com 1 mm de espessura e 15 mm de diâmetro, ou seja, é do mesmo tamanho do eletrodo coletor.

A janela de entrada do material condutor deve ter espessura desprezível ($< 1 \text{ mm}$) para que o espectro de partículas incidentes não seja perturbado ao atravessá-la⁽⁴⁾. Portanto, a câmara de Lucite tem uma janela de entrada constituída por uma folha fina de Mylar aluminizado com $0,84 \text{ mg} \cdot \text{cm}^{-2}$ de densidade superficial e com um volume sensível de $0,50 \text{ cm}^3$. Entre outras características, o Mylar tem espessura uniforme e suas propriedades elásticas permitem que ele fique bem esticado quando preso à câmara. Isso é importante, pois é necessário que a superfície fique bem plana.

* A análise espectrográfica foi realizada pelo Departamento de Processos Especiais do IPEN.

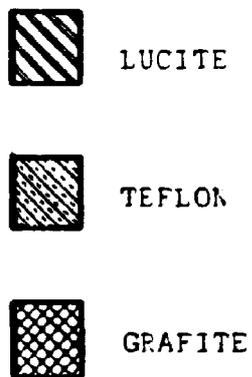
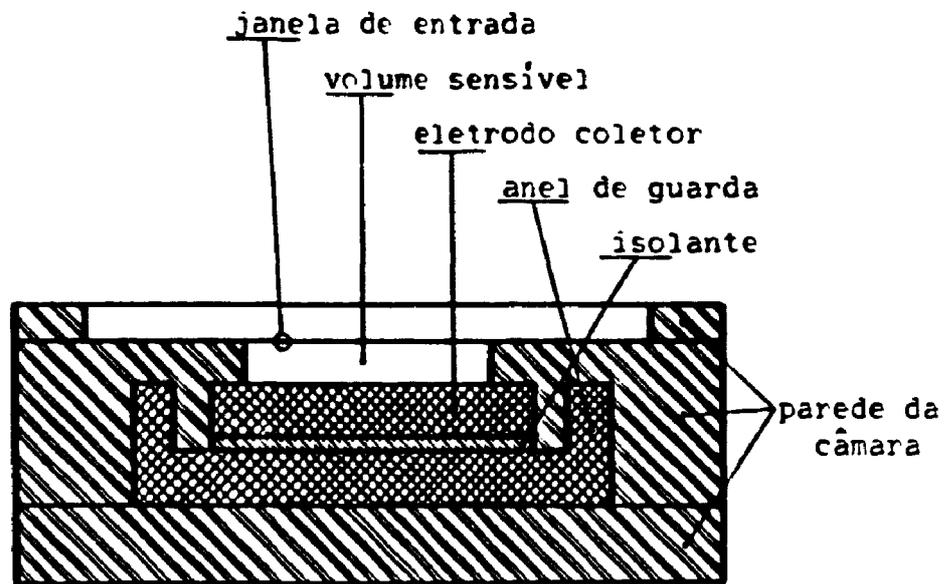


Fig. III-1 : Esquema da câmara de ionização de placas paralelas. Projeto inicial. Volume sensível: $0,50 \text{ cm}^3$.

A câmara não é selada, o que torna necessário associar-se a todas as medidas as devidas correções para a temperatura (T) e pressão (p) de referência ($T = 273,15 \text{ K}$, $p = 101,32 \text{ kPa}$)⁽²⁹⁾.

Um dosímetro clínico é constituído de : (1) uma câmara de ionização, (2) uma fonte de tensão para polarizar a câmara, (3) um eletrômetro incluindo um sistema de leitura, (4) um cabo de conexão pelo qual a corrente de ionização gerada na câmara vai para o eletrômetro e (5) uma fonte radioativa de controle.

Spokas e Meeker⁽⁴⁴⁾ estudaram os tipos de cabos normalmente utilizados em câmaras de ionização, relacionados na Tabela III-1, comparando sua sensibilidade quanto à corrente de ruído, à condução e polarização do dielétrico e à corrente induzida pela radiação.

TABELA III-1
Características de Cabos de Conexão e de Extensão
Normalmente Empregados em Câmaras de Ionização⁽⁴⁴⁾.

Cabo	Tipo	Dielétrico interno
Amphenol (21-537)	Coaxial	Poliétileno
Microdot (275-3801)	Coaxial	Poliétileno
Microdot (250-3822)	Triaxial	Poliétileno
Capintec	Triaxial	Teflon
Exradin	Triaxial	Teflon
Keithley	Triaxial	Poliétileno
Victoreen	Coaxial	Teflon

Os resultados a que eles chegaram mostraram que os cabos da Capintec e Exradin, ambos triaxiais e incorporando Teflon como dielétrico, possuem uma qualidade superior aos outros cabos estudados. Um esquema simplificado de cabo triaxial é mostrado na Fig. III-2.

Devido à dificuldade de se encontrar no mercado nacional cabos triaxiais, para o acoplamento da câmara de ionização desenvolvida ao eletrômetro NE, modelo 2502/3, série 330, utilizou-se uma junção de dois cabos coaxiais tipo RB 174/U. Tal junção fornece as características de um cabo triaxial, pois as malhas externas dos dois cabos estão ligadas ao anel de guarda, como pode ser visto na Fig. III-3. Foram utilizados dois conectores coaxiais com isolante de Teflon.

b) Problemas Encontrados

Alguns problemas surgiram quando se passou da fase do projeto para a fase de construção da câmara, relacionados com cabos e conectores. Mas o problema principal apareceu durante a realização dos testes preliminares : constatou-se a ocorrência de uma corrente de fuga não controlável.

A corrente de fuga é definida como um sinal na câmara de ionização ou no eletrômetro que não é produzido por ionização no volume ativo da primeira. Quando o sinal é proveniente do eletrômetro, chama-se deslocamento do zero ("zero drift").

O tipo de corrente de fuga constatado no presente trabalho pode ocorrer tanto do volume ativo da câmara como da superfície do isolante entre o eletrodo coletor e o anel de guarda. Na prática preponderam as fugas superficiais, principalmente devido à adsorção de umidade.

O dosímetro clínico deve ser sempre testado em termos de possibilidade de ocorrência de corrente de fuga antes de ser utilizado. Após a câmara ser exposta a um feixe de radiação para se obter uma indicação no eletrômetro, o dosímetro é deixado num



Fig. III-2 : Esquema simplificado de um cabo triaxial

A - cabo do sinal (ligado ao eletrodo da câmara)

B e D - dielétricos

C - malha de blindagem (ligada ao anel de guarda da câmara)

E - malha de blindagem de alta tensão (ligada à janela de entrada da câmara)

F - capa externa

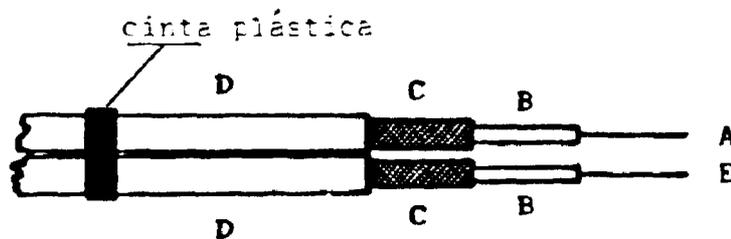


Fig. III-3 : Cabos coaxiais interligados utilizados na câmara de placas paralelas.

A - cabo do sinal (ligado ao eletrodo coletor da câmara)

B - dielétrico

C - malhas de blindagem (ligadas ao anel de guarda da câmara)

D - capa externa

E - cabo de alta tensão (aplicada à janela de entrada da câmara)

ambiente livre de radiação, por um período de pelo menos cinco vezes maior que o tempo de irradiação a ser utilizado numa medida⁽⁴³⁾. A corrente de fuga não deve ser maior que 0,5% do valor da menor taxa de exposição a que a câmara deva ser exposta⁽²⁹⁾.

Os valores encontrados nos testes de fuga estão relacionados na Tabela III-2. Pode-se verificar que o menor valor encontrado equivale a 2,9% da taxa de exposição total à qual a câmara foi exposta, não atendendo, portanto, às recomendações⁽²⁹⁾.

TABELA III-2
Valores de Corrente de Fuga
ue : unidade de escala

Corrente de Fuga (ue.min ⁻¹)	Taxa de exposição	
	(x10 ⁻¹ mC.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	R.min ⁻¹ *
0,24	7,22	2,80
0,08	6,84	2,65
0,10	6,91	2,68
0,23	7,33	2,84
0,13	6,91	2,68

* Para facilidade de comparação com a corrente de fuga, os valores de taxa de exposição foram também apresentadas com sua unidade especial (R.min⁻¹).

Analisando o projeto inicial, verificou-se que o isolante que ficava entre o eletrodo coletor e o anel de guarda não cobria completamente a parte lateral do eletrodo coletor, o que poderia

significa: que a peça de grafite não estaria funcionando realmente como anel de guarda, ou seja, não havia garantia da ausência de distorções das linhas de força nas bordas do eletrodo coletor, o que poderia estar acarretando a corrente de fuga constatada.

III-3 Projeto Final

Com este segundo projeto tentou-se corrigir a falta de isolamento lateral no eletrodo coletor, além de usar dimensões tais que limitassem o volume sensível da câmara em $0,6 \text{ cm}^3$ para evitar quaisquer correções devido à escala no eletrômetro. Este eletrômetro é do tipo mais utilizado em Clínicas de Radioterapia e possui uma escala própria para câmaras com $0,6 \text{ cm}^3$ de volume.

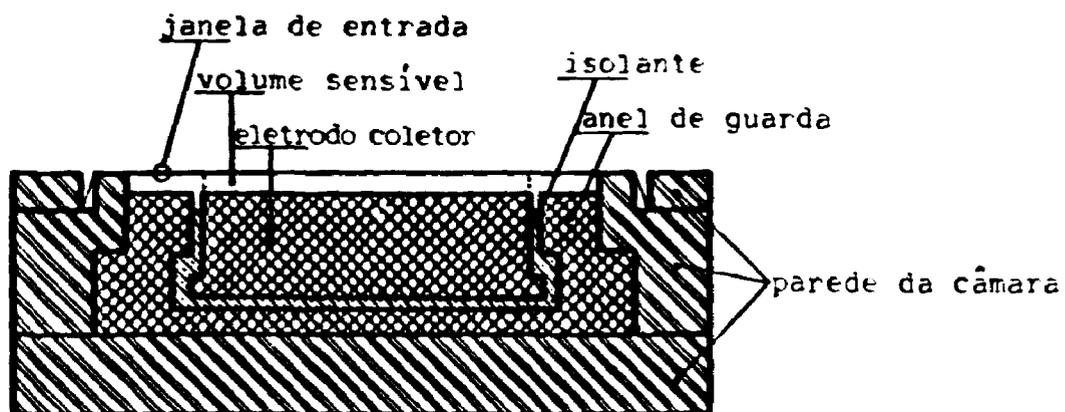
Além das modificações no eletrodo coletor, no isolante e no anel de guarda, resolveu-se verificar a viabilidade da utilização de dois materiais diferentes para o eletrodo coletor, sendo um de grafite e um de alumínio, lembrando que a PTW, Alemanha, fornece câmaras de extrapolação com eletrodo coletor de grafite ou de alumínio, dependendo do objetivo a que as câmaras são destinadas.

a) Câmaras A1 e C1

Características Principais

O esquema do novo projeto da câmara pode ser visto na Fig. III-4. Os materiais utilizados são os mesmos do projeto inicial, com exceção do alumínio que não foi usado no primeiro caso. Foram construídas duas câmaras, sendo que a única diferença entre elas é o material do eletrodo coletor e anel de guarda, ou seja, a câmara A1 possui eletrodo coletor e anel de guarda de alumínio e a câmara C1, de grafite. Os eletrodos coletores possuem espessura de 4,8 mm e diâmetro de 16 mm, enquanto que os anéis de guarda possuem espessura de 3 mm e diâmetro de 24 mm. O isolante, também de Teflon, continuou com 1 mm de espessura e o seu diâmetro é de 18mm, possibilitando a proteção de toda a lateral do eletrodo coletor.

Os cabos e os conectores utilizados são semelhantes aos do primeiro projeto, ou seja, os dois cabos que possuem conectores



LUCITE



TEFLON



ALUMÍNIO OU GRAFITE

Fig. III-4 : Esquema das câmaras de ionização de placas paralelas A1 e C1. Fixação com parafusos de alumínio. Volume sensível: $0,60 \text{ cm}^3$.

coaxiais interligados fornecem as características de um cabo triaxial.

b) Câmaras A2 e C2

Características Principais

A primeira modificação realizada foi relacionada ao modo de fixação das peças que compõem o corpo das câmaras, que no caso de A1 e C1 é feito através de parafusos. O corpo das câmaras A2 e C2 é rosqueado de forma a não precisar de parafusos. E, ainda, foi adaptado um suporte de Lucite com 1,3 cm de diâmetro e 4,0cm de comprimento, de modo a facilitar o posicionamento das câmaras nos campos de radiação.

Neste projeto foram utilizados cabos e conectores triaxiais da Teko Material Elétrico Ltda e Furukawa Industrial S/A Produtos Elétricos, respectivamente, de fabricação nacional recente, similares aos da Nuclear Enterprises Ltd.*, aperfeiçoando assim o projeto sem alterar suas características principais.

A Fig. III-5 mostra o esquema final do projeto. Os materiais utilizados são os mesmos que os anteriores, com as mesmas dimensões. Neste caso, a câmara A2 possui o eletrodo coletor e o anel de guarda de alumínio e a câmara C2, de grafite.

* Estes cabos e conectores foram gentilmente cedidos pelo Laboratório de Desenvolvimento de Detectores do IRD.

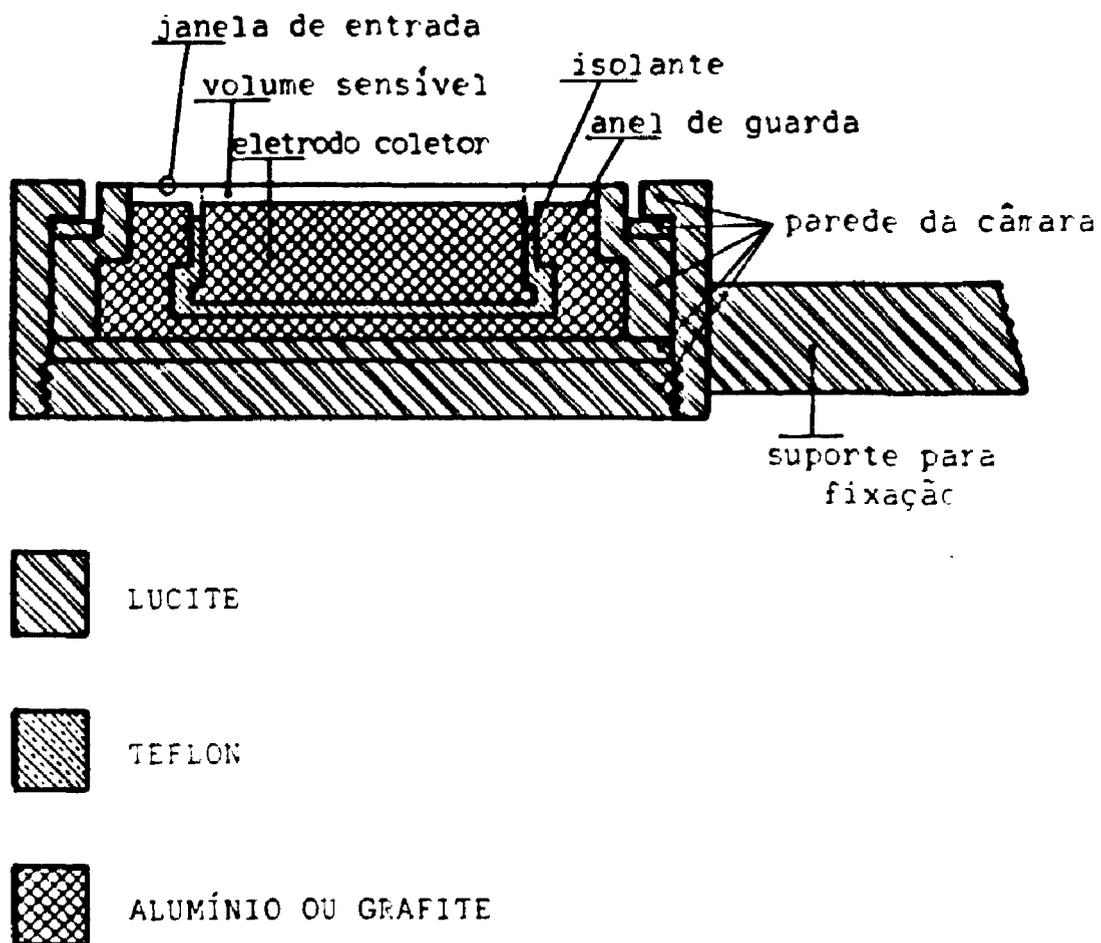


Fig. III-5 : Esquema das câmaras de ionização de placas paralelas A2 e C2. Fixação com rosca. Volume sensível: $0,60\text{cm}^3$

CAPÍTULO IV

TESTES OPERACIONAIS

IV-1 Controle de Qualidade

Os resultados bons da radioterapia dependem da exatidão da dose recebida pelos pacientes; uma dose excessiva pode danificar tecidos sadios, enquanto que uma dose insuficiente não produzirá o benefício procurado, aumentando o risco de recorrência da doença. Os instrumentos utilizados para determinação da dose (dosímetros clínicos) desempenham um papel importante na obtenção da exatidão necessária.

Os testes de qualificação técnica ou testes de desempenho devem ser aplicados aos equipamentos de medição logo após sua fabricação⁽²⁹⁾. Além disso, para garantir que o fator de calibração seja confiável, consistente e estável, alguns destes testes devem ser efetuados antes e após a calibração propriamente dita. A manutenção do fator de calibração do instrumento é garantida também pelos testes rotineiros realizados nas próprias instituições de utilização dos mesmos.

A comparação dos resultados desses testes em diferentes épocas serve como indicador de possíveis alterações na sensibilidade ou nos fatores de calibração desses instrumentos.

a) Estabilidade a Curto e Longo Prazos

As fontes de controle PTW, modelo 2538/3 (utilizada no caso das câmaras A1 e C1) e modelo 8921 (utilizada no caso das câmaras A2 e C2), posicionadas de forma reprodutível em relação as câmaras acopladas ao eletrômetro, permitiram a realização dos testes de estabilidade a curto e longo prazos. A Foto IV-1 mostra um par de câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas no presente trabalho, sendo que uma delas (com a fonte de

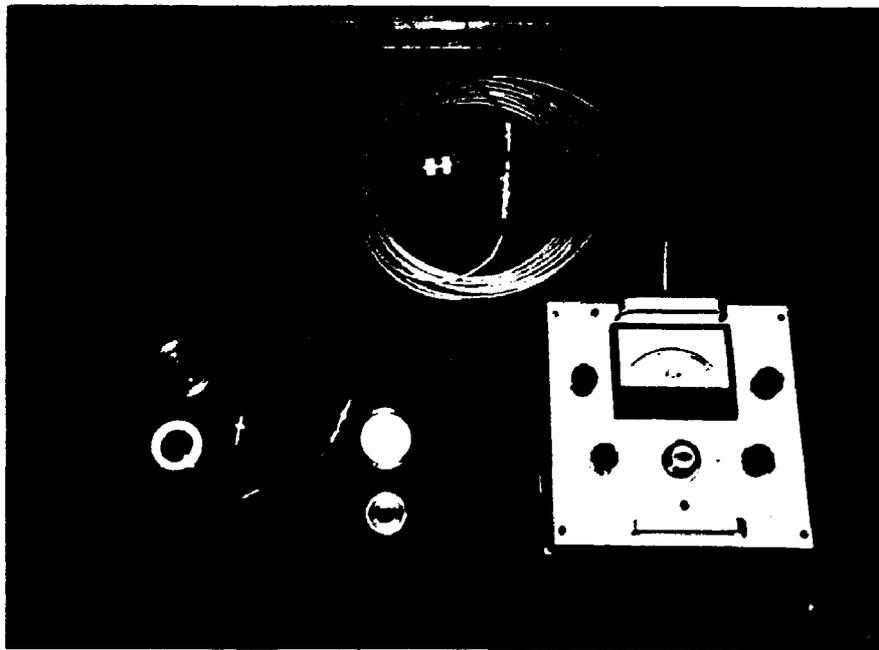


Foto IV-1 : Câmaras de ionização de placas paralelas, onde uma delas (com a fonte de controle posicionada) está conectada ao eletrômetro modelo 2502/3 da Nuclear Enterprises Ltd.

controle posicionada) está conectada ao eletrômetro da forma como os testes de repetibilidade são realizados.

As medidas de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) consistem na determinação do intervalo de tempo necessário para a obtenção de uma indicação de referência no eletrômetro. Os fabricantes fornecem os limites de variação, mas as recomendações internacionais⁽²⁹⁾ estabelecem que para 10 medidas o desvio padrão percentual não deve exceder a 0,5%. A Tabela IV-1 mostra o desvio padrão percentual determinado para as câmaras de placas paralelas desenvolvidas no IPEN; pode-se verificar que em todos os casos o desvio padrão mostrou-se inferior a 0,5%.

TABELA IV-1
Repetibilidade e Estabilidade a Longo Prazo das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas A1, C1, A2 e C2.

Câmara	Estabilidade a longo prazo			Repetibilidade
	Número de medidas	Valor do tempo de referência (s)	Desvio padrão (%)	Desvio máximo (%)
A1	22	167,329	0,27	0,36
C1	17	199,260	0,12	0,33
A2	11	142,435	0,20	0,33
C2	12	162,115	0,47	0,32

Repetindo-se esta experiência ao longo do tempo, sob as mesmas condições geométricas, tem-se o teste de estabilidade a longo prazo. A estabilidade pode ser melhor analisada através de um gráfico cronológico, que mostra o intervalo de tempo

necessário para a obtenção da indicação de referência com a fonte teste⁽⁶⁾. Na Tabela IV-1 podem ser vistos os valores do intervalo de tempo de referência utilizado para cada câmara, sendo que cada valor representa a média de 10 medidas, cada uma com 10 leituras.

Antes da realização de quaisquer testes, o dosímetro deve permanecer ligado por, pelo menos, 30 minutos para atingir sua estabilização^(26,29).

Todas as medidas foram corrigidas para o decaimento radioativo das fontes e para as condições ambientais de referência (20°C, 101,3 kPa e 50% de umidade relativa do ar).

A Fig. IV-1 (a e b) mostra os gráficos cronológicos de estabilidade a longo prazo obtidos para as câmaras; verifica-se que, neste caso, os valores médios se apresentaram dentro de $\pm 1\%$ do valor tomado como referência, o que está de acordo com as recomendações⁽²⁹⁾ do IEC (International Electrotechnical Commission).

b) Corrente de Fuga

Como já foi visto anteriormente, a corrente de fuga é definida como qualquer sinal coletado pelo dosímetro que não seja produzido pela ionização decorrente da irradiação do seu volume sensível⁽⁶⁾.

Em um dosímetro a fuga pode originar-se em qualquer um de seus componentes : eletrômetro, cabo, conectores, haste da câmara e a própria câmara.

Normalmente as câmaras não seladas, como as do presente trabalho, possuem um orifício de comunicação entre o volume sensível e o meio externo e, através desse orifício, grãos de poeira, gotículas de gordura e água poderão depositar-se na superfície do isolante. Estes detritos, ao serem irradiados, contribuirão para a corrente de fuga. Portanto as superfícies dos

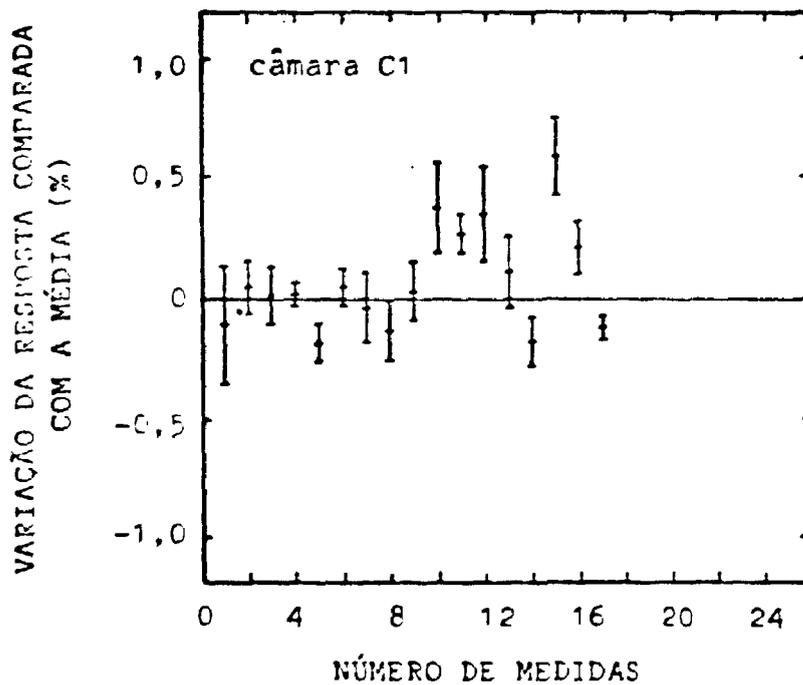
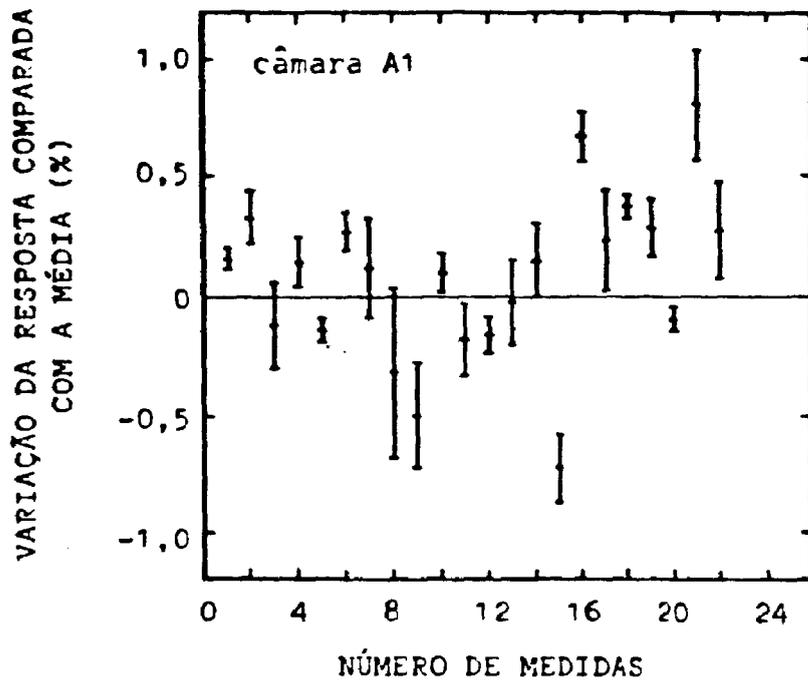


Fig. IV-1.a : Teste de estabilidade a longo prazo das câmaras de ionização de placas paralelas A1 e C1.

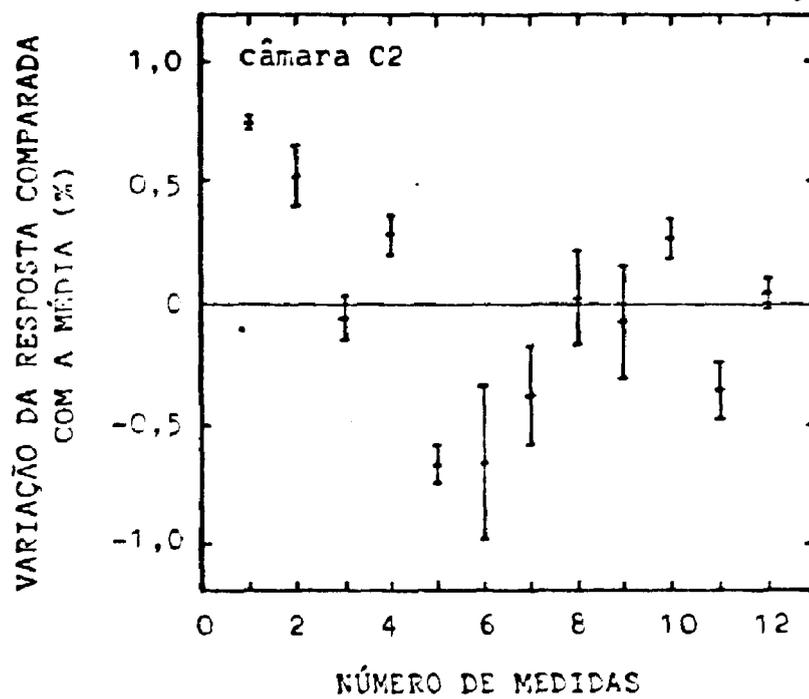
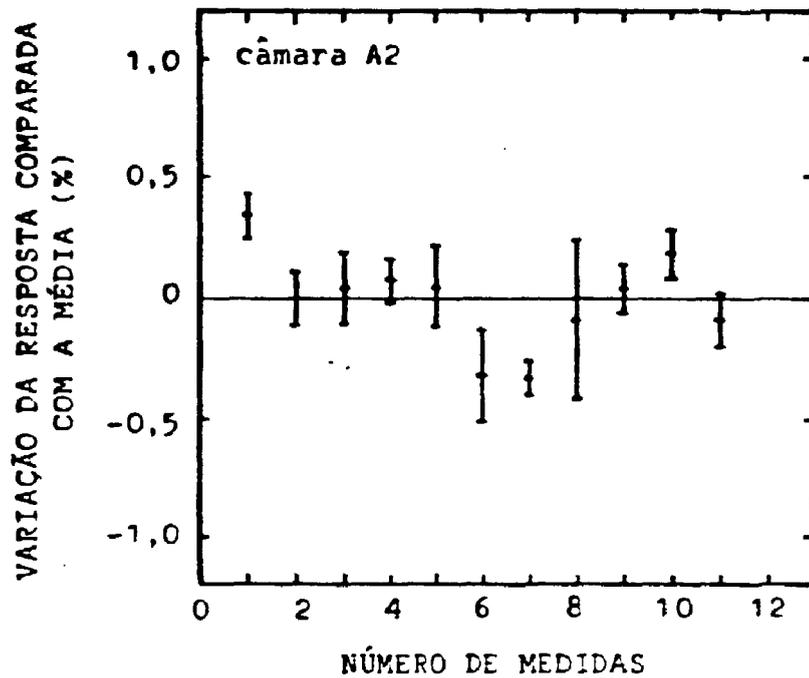


Fig. IV-1.b : Teste de estabilidade a longo prazo das câmaras de ionização de placas paralelas A2 e C2.

isolantes deverão estar extremamente limpas, polidas, sem ranhuras e secas (as câmaras e os cabos devem ser guardados dentro de dessecadores para se evitar umidade).

As câmaras de ionização desenvolvidas possuem anéis de guarda, o que diminui a probabilidade de ocorrência de uma corrente de fuga sensivelmente, pois os íons que contribuiriam para a fuga são preferencialmente coletados por estes anéis antes de atingirem o eletrodo coletor⁽⁸⁾.

Os testes de fuga foram realizados da forma descrita no item III-2b e demonstraram (Tabela IV-2) que as quatro câmaras estão com valores de corrente de fuga inferiores a 0,5% do valor das taxas de exposição a que foram submetidas, como é desejável para estes tipos de detectores⁽²⁹⁾.

TABELA IV-2

Valores de Corrente de Fuga das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas.

Todas as Medidas são Apresentadas em $ue.min^{-1}$.

ue = unidade de escala

\dot{X} = Taxa de Exposição

Câmara A1		Câmara C1		Câmara A2		Câmara C2	
Corrente de fuga	\dot{X}						
-0,005	3,01	-0,004	3,58	0,002	12,62	-0,003	10,99
-0,005	3,01	-0,003	3,60	-0,006	12,63	-0,022	11,10
-0,010	3,01	-0,010	3,58	-0,003	12,64	-0,034	10,95
0	3,01	-0,002	3,58	-0,039	12,60	-0,018	10,95
-0,002	3,01	0,001	3,58	0,003	12,64	-0,005	10,96

IV-2 Dependência Angular

No caso da dosimetria de feixes de radiação-X de energias baixas, em Clínicas de Radioterapia, as câmaras de ionização de placas paralelas devem sempre ser posicionadas frontalmente ao feixe primário da radiação, pois o fator de calibração usado para a avaliação da exposição ou da dose absorvida é normalmente determinado para um feixe de radiação perpendicular à superfície do dosímetro. Como esta condição de calibração muitas vezes difere das condições de trabalho empregadas com alguns detectores, pois, na prática, ao se posicionar o instrumento pode ocorrer uma pequena variação no ângulo de incidência da radiação em relação à câmara, a dependência angular das câmaras de ionização de placas paralelas foi também estudada.

Outros estudos sobre a dependência angular de diversos tipos de detectores, com o objetivo de corrigir qualquer influência que pudesse haver na resposta dos mesmos, devido ao posicionamento, mostraram que este tipo de teste é importante(1,15,20,37).

Para este estudo foram utilizadas duas câmaras de ionização de placas paralelas (câmaras A1 e C1) conectadas ao eletrômetro PTW, modelo SN4.

As irradiações foram realizadas com o sistema de radiação-X de energias baixas, pertencente ao Laboratório de Calibração do IPEN, cujas características já foram citadas no Capítulo II. Neste caso, foram utilizadas as camadas semi-redutoras (CSR) de 0,26, 0,56 e 0,91 mmAl.

As câmaras foram irradiadas no ar, tomando-se como referência para a distância a superfície das janelas de entrada. A resposta das câmaras foi medida variando-se o ângulo de incidência da radiação entre 0 e $\pm 90^\circ$, de 15 em 15°, onde 0° significa uma irradiação frontal.

A Fig. IV-2 mostra a dependência angular da câmara de

ionização Al (com eletrodo coletor e anel de guarda de alumínio) para 0,26, 0,56 e 0,91 mmAl. Todas as medidas foram normalizadas em relação à irradiação frontal (0°). Pode-se verificar que esta câmara apresentou uma dependência angular inferior a 5% de 0 a ±60° para 0,26 mmAl e de 0 a 45° para 0,56 e 0,91 mmAl.

A dependência angular da câmara de ionização Cl (com eletrodo coletor e anel de guarda de grafite) está apresentada na Fig. IV-3, onde se pode notar uma dependência angular inferior a 5% de 0 a ± 60° para todos os casos.

Todos os valores experimentais representam uma média de cinco leituras, sendo que a incerteza associada para todos os casos se mostrou inferior a 1% para um nível de confiança de 99%.

Foram utilizados, para comparação, os resultados apresentados pela Nuclear Enterprises Ltd.⁽³⁸⁾ para duas câmaras de ionização de placas paralelas de sua fabricação, modelos 2532/3 (volume de 0,03 cm³) e 2536/6 (volume de 0,3 cm³), também pertencentes ao Laboratório de Calibração do IPEN. O comportamento de tais câmaras quanto à variação angular está representado na Fig. IV-4, sendo que uma delas é do tipo padrão terciário (Fig. IV-4a) e a outra é o padrão secundário do laboratório (Fig. IV-4b). As duas câmaras possuem eletrodos coletores de grafite e demonstram uma dependência angular inferior a 5% de 0 a 60° para CSR de 0,12, 0,44 e 1,08 mmAl.

Uma comparação mostra que as câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas possuem comportamentos similares, quanto à dependência angular, aos de câmaras comerciais do mesmo tipo (importadas), principalmente a câmara com eletrodo coletor e anel de guarda de grafite, que é justamente a recomendada neste trabalho para a determinação da exposição em dosimetria de feixes, podendo ser comparada ao padrão secundário.

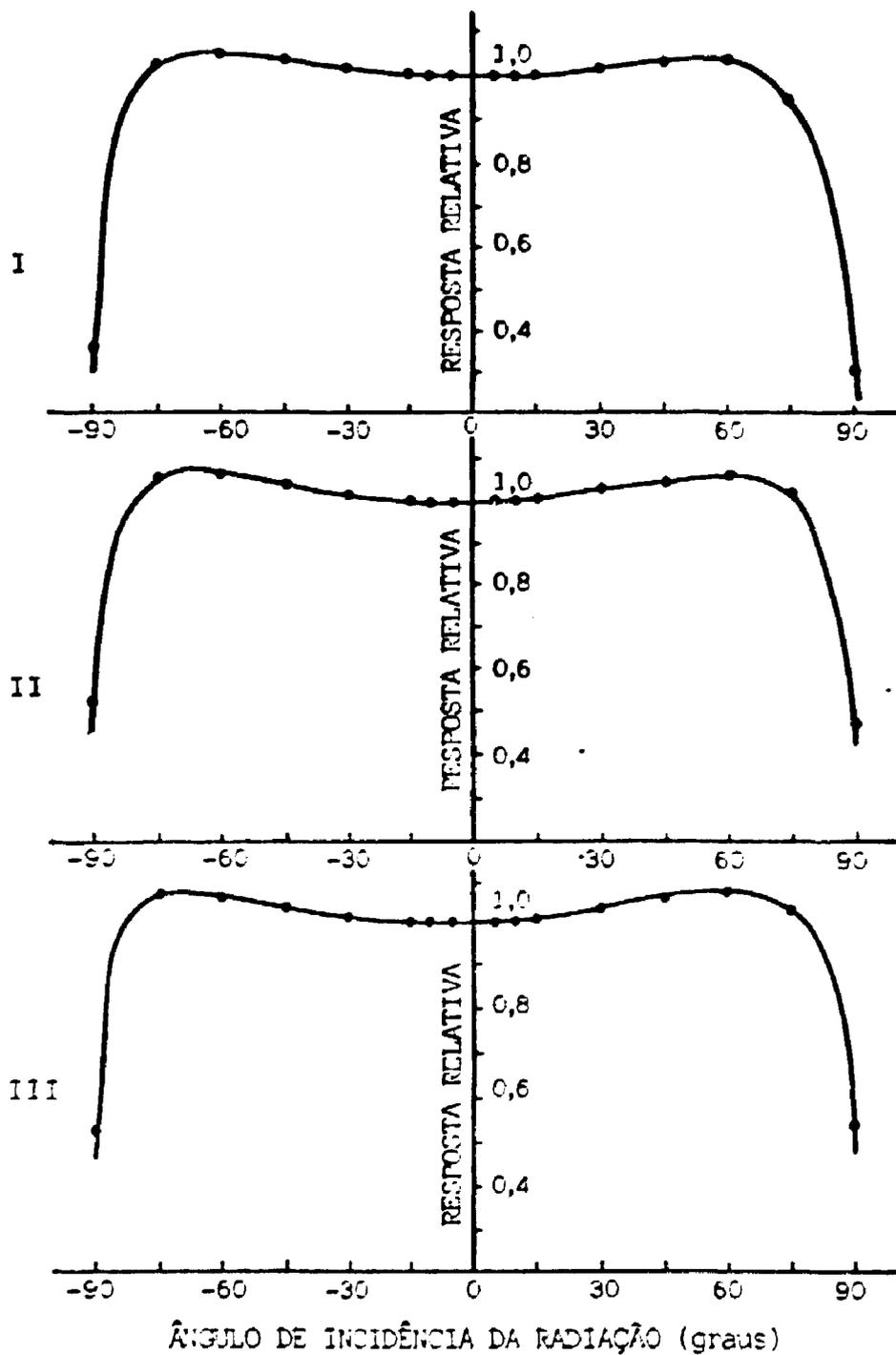


Fig. IV-2 : Dependência angular da resposta da câmara de ionização de placas paralelas A1, para radiação-X correspondente às CSR de 0,26 mmAl (I), 0,56 mmAl (II) e 0,91 mmAl (III). As medidas foram normalizadas para irradiação frontal(0°).

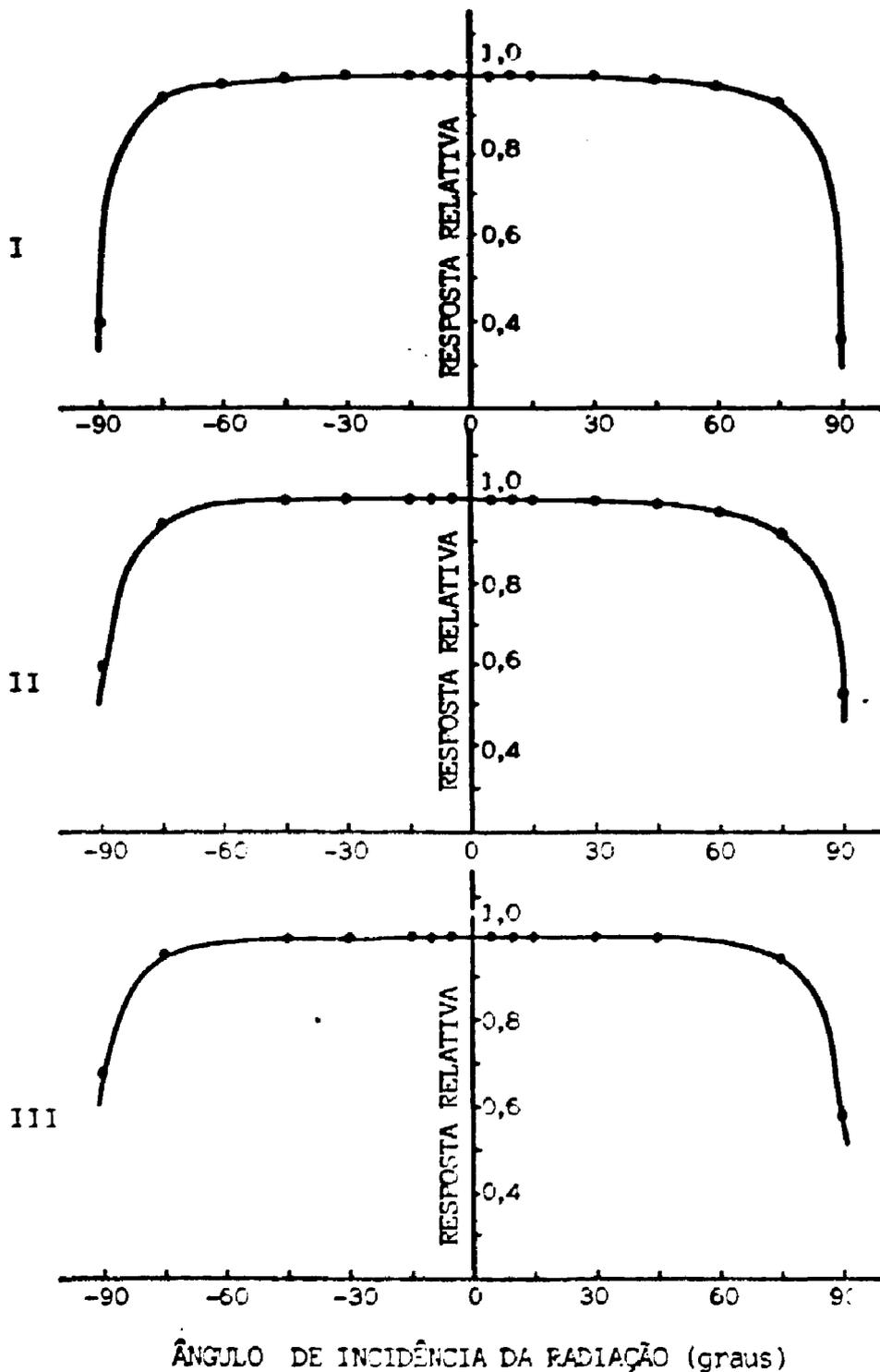


Fig. IV-3 : Dependência angular da resposta da câmara de ionização de placas paralelas C1, para radiação-X correspondente às CSR de 0,26 mA1 (I), 0,56 mA1 (II) e 0,91 mA1 (III). As medidas foram normalizadas para irradiação frontal(0°).

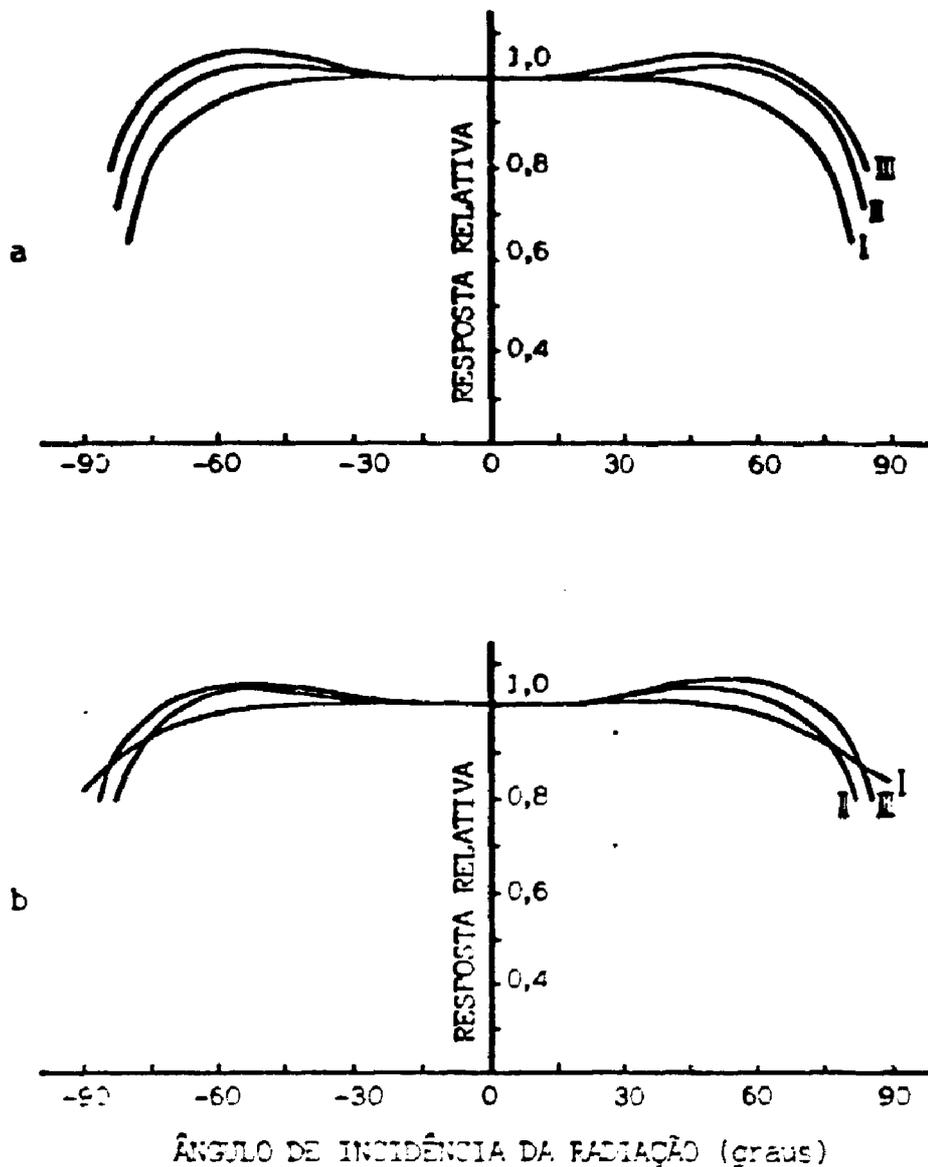


Fig. IV-4 : Dependência angular das câmaras de ionização de placas paralelas comerciais fabricadas pela NE⁽³⁸⁾, para radiação-X correspondente às CSR de 0,12 mA1 (I), 0,44 mA1 (II) e 1,08 mA1 (III).

a : câmara padrão terciário modelo 2532/3, volume 0,03 cm³;

b : câmara padrão secundário modelo 2536/3, volume 0,3 cm³.

IV-3 Efeito de Polaridade e Curvas de Saturação

A corrente coletada pelo eletrodo de uma câmara de ionização exposta à radiação aumenta, inicialmente, linearmente com a tensão aplicada entre os eletrodos, depois, mais devagar até se aproximar assintoticamente da corrente de saturação para uma dada intensidade de radiação, obtendo-se a curva de saturação. Isto significa que a corrente de saturação é alcançada quando todos os pares de íons produzidos no volume sensível da câmara são coletados^(8,22). Para que isso aconteça a tensão de polarização deve ser suficiente para mobilizá-los em direção ao eletrodo coletor.

Algumas vezes o valor da carga coletada em uma câmara de ionização varia quando a polaridade de tensão aplicada ao eletrodo coletor é invertida^(5,8). Existem algumas possíveis causas para os efeitos de polaridade, como por exemplo :

1 - Presença de forças eletromotrizes de contacto térmico no circuito de medida;

2 - Em câmaras de ionização cilíndricas ou esféricas, a distribuição da carga espacial depende da polaridade do eletrodo central, devido às diferentes mobilidades dos íons positivos e negativos, conduzindo a diferenças da eficiência de coleta. O erro será minimizado aumentando-se o valor da tensão de coleta;

3 - Variação no volume ativo da câmara de ionização devido à distorção da distribuição da carga espacial no campo elétrico do gás. Para este caso, tomando-se o valor médio entre as duas correntes correspondentes às polaridades positiva e negativa, uma curva de saturação exata pode ser obtida, e o erro será ainda reduzido aumentando-se o valor da tensão de coleta.

As curvas de saturação foram determinadas para as quatro câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, variando-se a tensão entre -300 e +300V, possibilitando desta forma o estudo do efeito de polaridade na resposta das câmaras.

As medidas foram tomadas submetendo-se as câmaras aos

campos padrões de radiação-A de energias baixas (entre 25 e 50 kV), no ar, à distância de calibração (50 cm), utilizando-se o arranjo do Laboratório de Calibração do IPEN.

As câmaras foram conectadas ao eletrômetro digital Keithley, modelo 617. Este instrumento, como já foi visto, tem alta sensibilidade, possibilita a mudança de polaridade e possui ainda uma fonte de tensão de 100 V, permitindo sua aplicação em intervalos de 50 mV⁽²⁵⁾.

No caso de valores de tensão acima de 100 V utilizou-se uma fonte de tensão Victoreen, EUA, modelo 90-358, série 202 acoplada ao eletrômetro. Este sistema permitiu a inversão da polaridade, empregando-se para a confirmação da tensão aplicada um multímetro Keithley, EUA, modelo 177, série 235671.

Na região de corrente coletada nula foi dada uma atenção especial, variando-se a tensão em intervalos de 0,1 V. Perto da região de saturação, onde o valor da corrente apresentou pouca variação, foram utilizados intervalos maiores de tensão.

Nas Fig. IV-5 a IV-8 estão representadas as curvas de saturação das câmaras estudadas em todo o intervalo de energia disponível do laboratório.

Pode-se verificar que as câmaras demonstraram o comportamento esperado, com a saturação atingida acima de 100 V tanto para as câmaras com eletrodos coletores e anéis de guarda de grafite (C1 e C2) como para as câmaras que possuem eletrodos coletores e anéis de guarda de alumínio (A1 e A2). Isto significa dizer que a utilização de tais câmaras pode ser feita conectando-as aos tipos mais usuais de eletrômetros, como por exemplo os da Nuclear Enterprises Ltd., pois a tensão de operação, em geral varia entre ± 200 e ± 300 V.

Na região de corrente de ionização nula, onde a variação da tensão aplicada foi em torno de 0,1 V, verificou-se que, mesmo quando não existe tensão, há um valor de corrente diferente de zero. Para as câmaras A1 e A2 o valor da corrente nula está na região de tensão entre - 0,2 e - 0,6 V e para as câmaras C1 e C2,

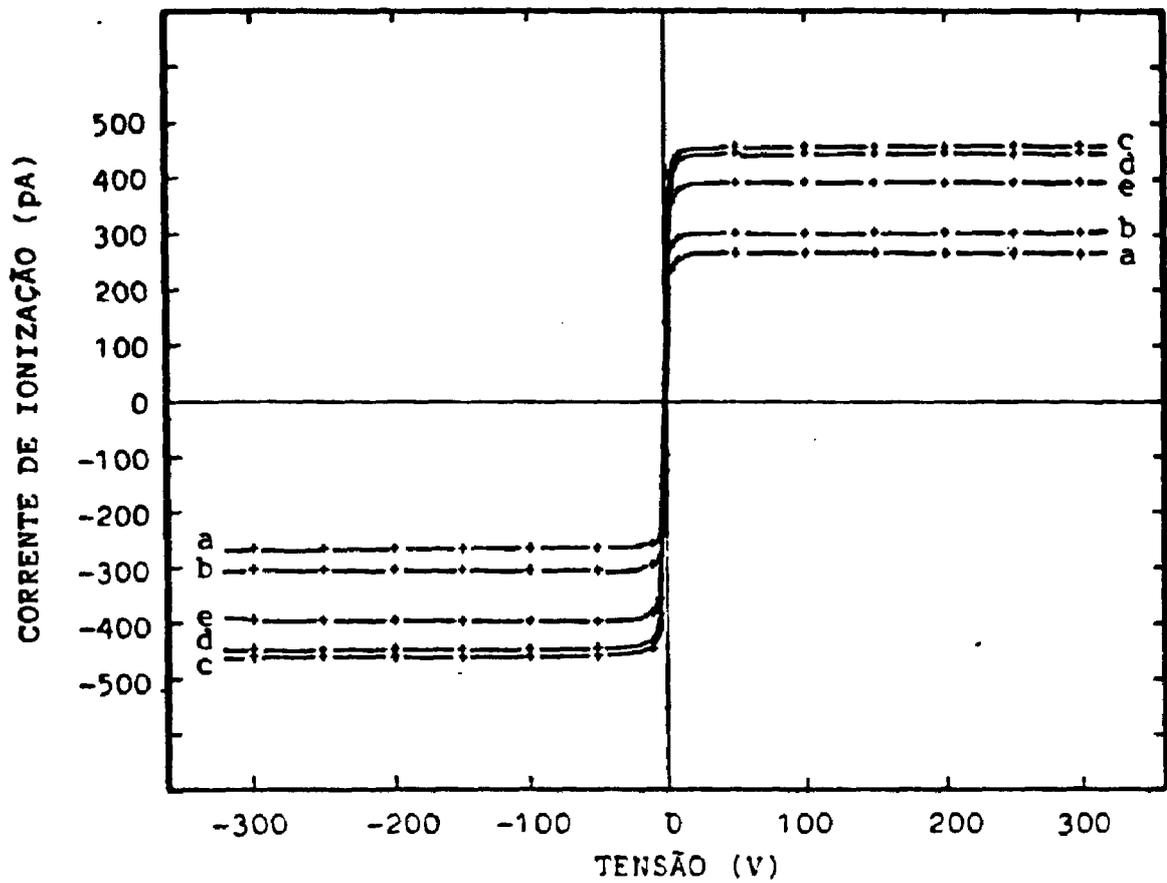


Fig. IV-5 : Curvas de saturação da câmara de ionização de placas paralelas A1 para as energias:

- a - 14,3 keV
- b - 15,5 keV
- c - 17,7 keV
- d - 18,7 keV
- e - 21,2 keV

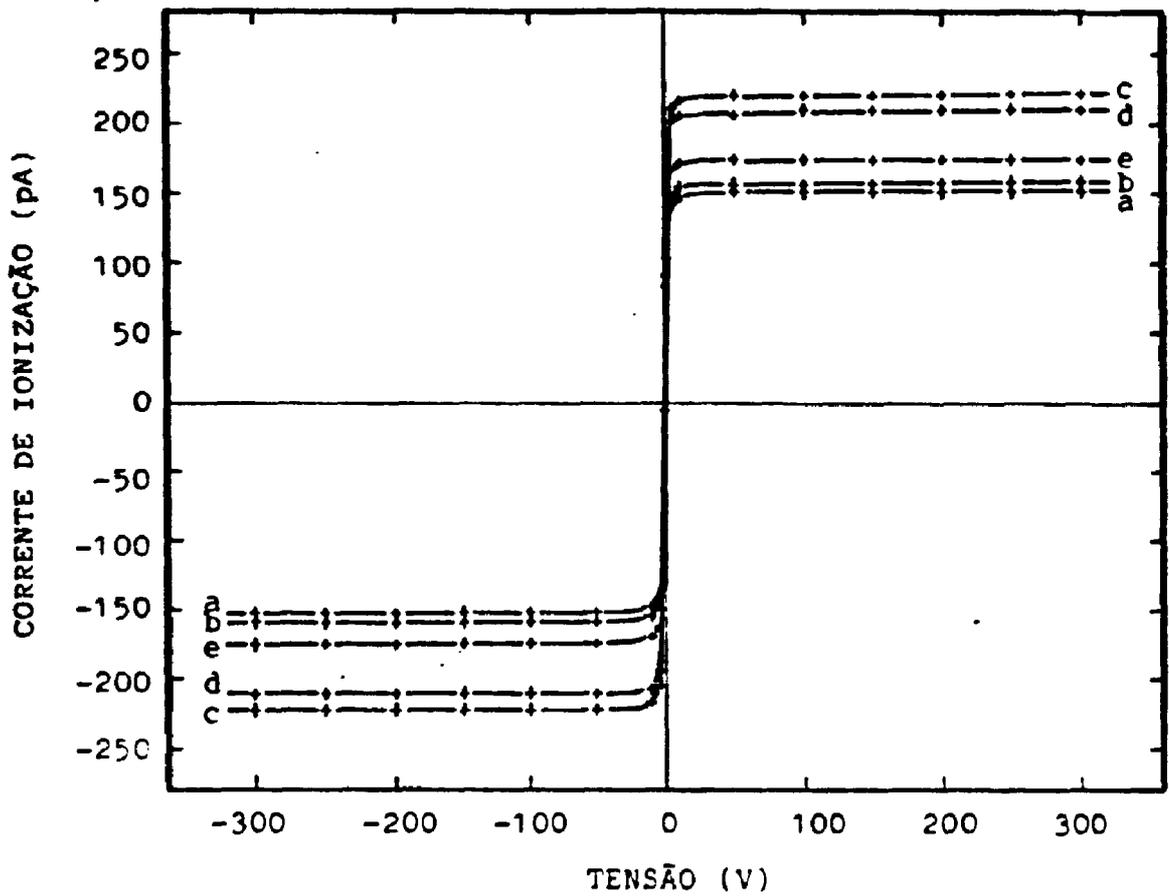


Fig. IV-6 : Curvas de saturação da câmara de ionização de placas paralelas C1 para as energias:

- a - 14,3 keV
- b - 15,5 keV
- c - 17,7 keV
- d - 18,7 keV
- e - 21,2 keV

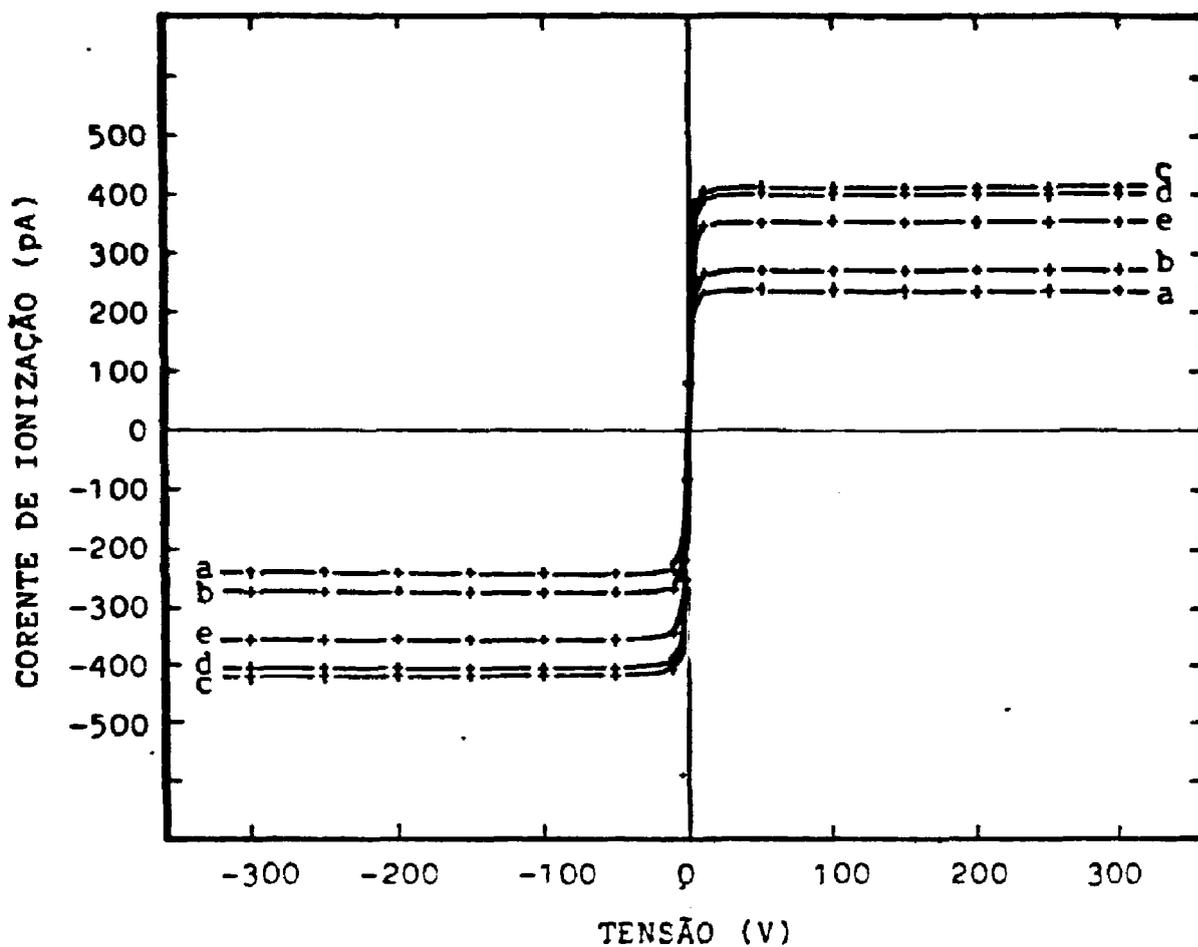


Fig. IV-7 : Curvas de saturação da câmara de ionização de placas paralelas A2 para as energias:

- a - 14,3 keV
- b - 15,5 keV
- c - 17,7 keV
- d - 18,7 keV
- e - 21,2 keV

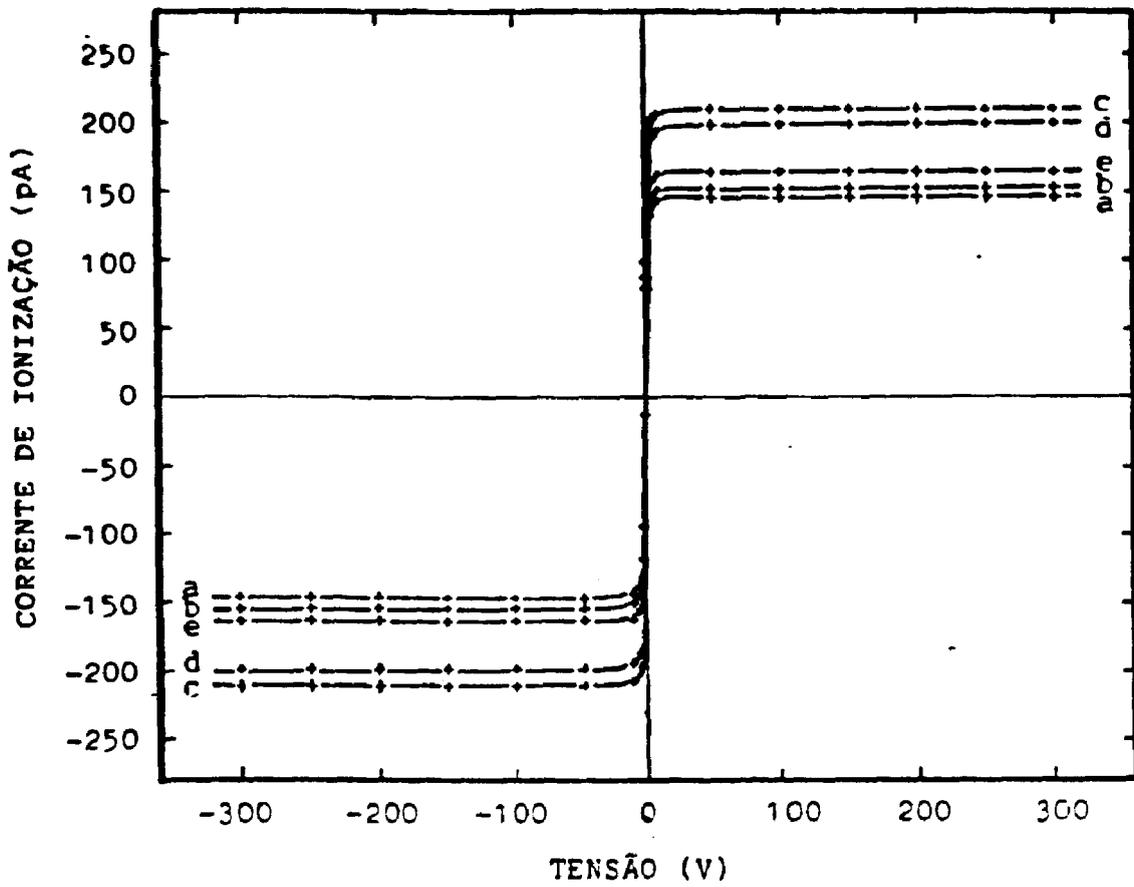


Fig. IV-8 : Curvas de saturação da câmara de ionização de placas paralelas C2 para as energias:

- a - 14,3 keV
- b - 15,5 keV
- c - 17,7 keV
- d - 18,7 keV
- e - 21,2 keV

entre - 0,8 e -1,0 V.

A Tabela IV-3 apresenta a razão entre a carga coletada positiva (Q^+) e negativa (Q^-) em função da qualidade da radiação incidente para todas as câmaras estudadas, na região de saturação. Pode-se verificar que o efeito de polaridade encontra-se perfeitamente dentro do intervalo recomendado ($0,99 \leq Q^+/Q^- \leq 1,01$) para este tipo de câmara⁽⁴⁾.

TABELA IV-3

**Razão Entre a Carga Coletada Positiva (Q^+) e Negativa (Q^-),
para as Câmaras de Ionização de Placas Paralelas, em
Função da CSR, na Região de Saturação.
CSR = Camada Semi-Redutora**

CSR (mm Al)	Tensão aplicada à câmara (V)	Q^+/Q^-			
		A1	C1	A2	C2
0,26	100	1,00	1,00	0,99	1,00
	200	1,00	1,00	0,99	1,00
	300	1,00	0,99	1,00	0,99
0,37	100	1,00	1,00	0,99	0,99
	200	1,00	1,00	1,00	0,99
	300	1,00	1,00	1,00	0,99
0,56	100	1,00	1,00	0,99	1,00
	200	1,00	1,00	0,99	1,00
	300	1,00	1,00	0,99	1,00
0,65	100	1,00	1,00	0,99	1,00
	200	1,00	1,00	0,99	1,00
	300	1,00	0,99	0,99	1,00
0,91	100	1,00	1,00	0,99	1,00
	200	1,00	1,00	0,99	1,00
	300	1,00	1,00	0,99	1,00

IV-4 Dependência da Resposta das Câmaras com a Dimensão do Campo

Quando câmaras de ionização são irradiadas em campos de radiação com dimensões diferentes, isto é, com diâmetros diferentes, tem-se como consequência que comprimentos diferentes da haste (corpo da câmara) são expostos à radiação. Isto pode causar a ocorrência de interações da radiação com a matéria, sem origem no volume sensível, resultando num sinal que irá ser acrescido ao sinal coletado⁽⁶⁾.

O método utilizado para o estudo da influência do espalhamento da radiação pelo corpo da câmara em sua resposta é recomendado pelo IEC⁽²⁹⁾, determinando-se fatores de correção do efeito denominado "haste". Tal método consiste em se posicionar o volume sensível da câmara no centro de um campo de radiação retangular, com largura suficiente para garantir a irradiação de todo seu volume sensível (Fig. IV-9, posição 1); em seguida gira-se o colimador de 90° (sem alterar o posicionamento da câmara) e a câmara é irradiada novamente (Fig. IV-9, posição 2). Neste caso, todo o corpo da câmara encontra-se também no campo da radiação. O fator de espalhamento é dado pela razão entre essas duas medidas⁽²⁹⁾.

As câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho possuem forma circular e o volume sensível está localizado exatamente no centro geométrico do seu corpo, o que significa que a câmara toda estará sendo irradiada em qualquer uma das situações 1 e 2, como mostra a Fig. IV-10.

Para a verificação da variação da resposta das câmaras em função do tamanho do campo, foram utilizados quatro campos com diâmetros diferentes (de 3,0 a 6,6 cm), variando-se os colimadores que delimitam o tamanho do campo. Foram testadas as câmaras A1 e C1.

O sistema de radiação-X de energias baixas do IPEN foi

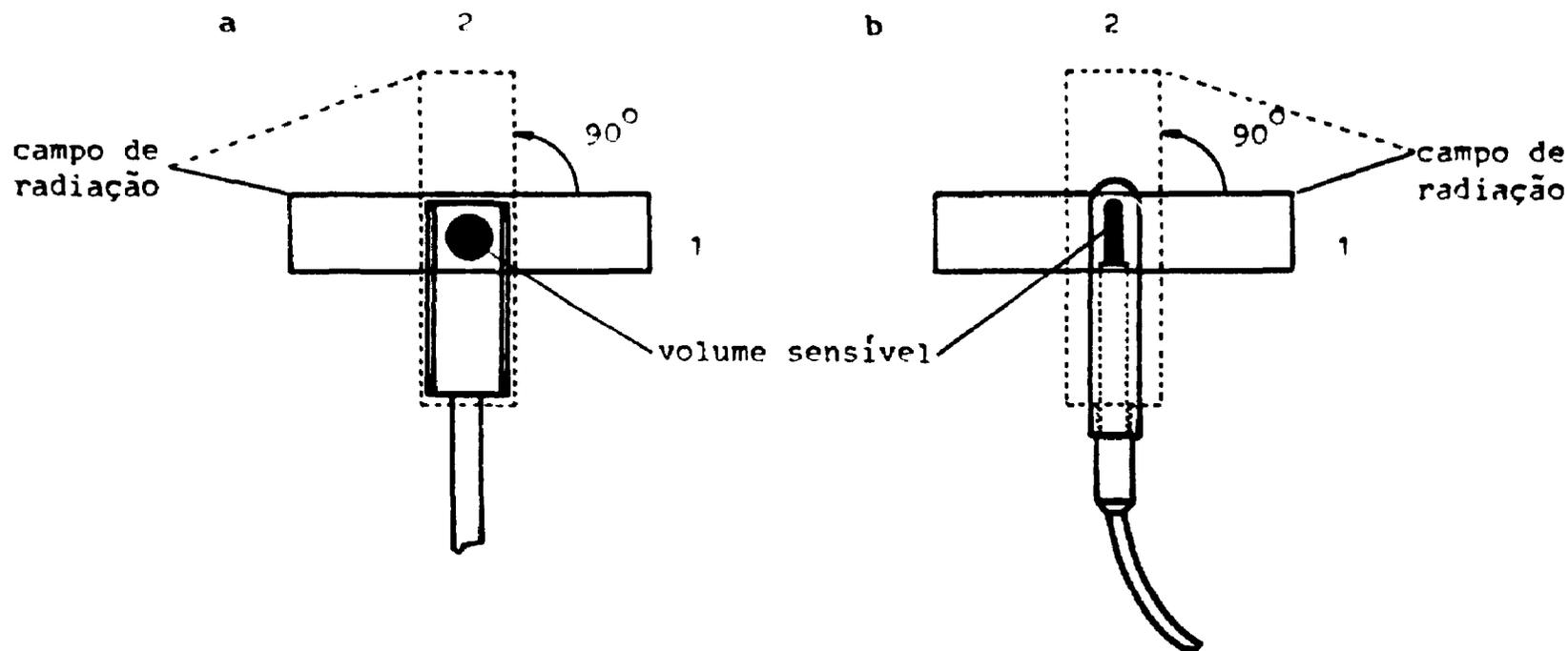


Fig. IV-9 : Posicionamento de câmaras de ionização em campos retangulares, para a obtenção dos fatores de correção devidos ao espalhamento da radiação pelo corpo da câmara.

a - câmara de ionização de placas paralelas, retangular;

b - câmara de ionização dedal

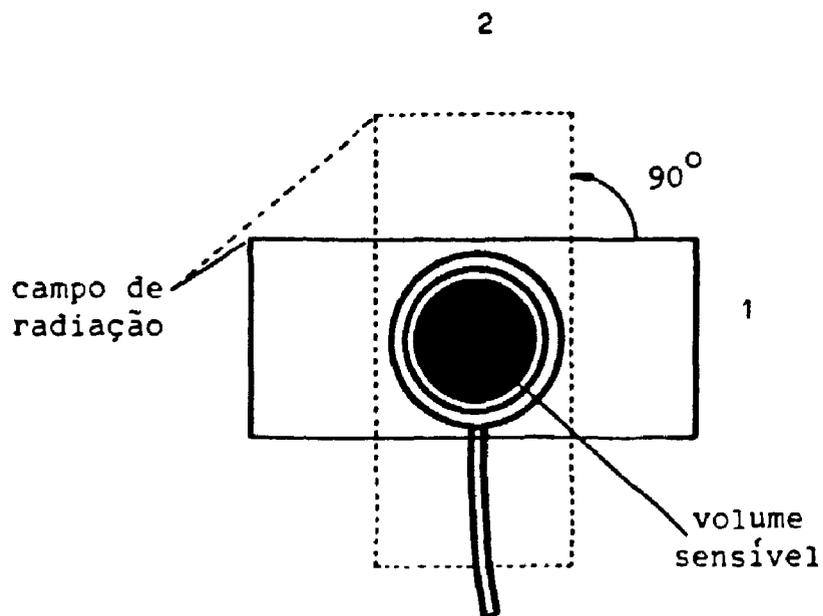


Fig. IV-10 : Posicionamento da câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida, num campo retangular, para a verificação do efeito haste.

utilizado neste estudo com CSR de 0,26, 0,56 e 0,91 mmAl, posicionando-se as câmaras no ar, a 50 cm de distância. O eletrômetro utilizado foi o NE, modelo 2502/3, série 330.

Os resultados obtidos estão representados na Tabela IV-4 (a e b). Os valores mostram que a variação maior entre as leituras é de 5,9% e a menor, de 1,6%. Lembrando que os eletrodos coletores possuem um diâmetro de 1,6 cm e a câmara de 5,4 cm, verifica-se que apenas nos dois campos maiores a câmara está sendo totalmente irradiada. Neste caso, a maior variação percentual entre as leituras foi de 0,81% e a menor, de 0,24%. Estes valores estão perfeitamente dentro da variação recomendada para a resposta de câmaras deste tipo ($\pm 2\%$)⁽⁴⁾.

TABELA IV-4**Dependência da Resposta das Câmaras com o Tamanho do Campo.****Todos os Valores Estão em Unidades de Escala/Min.****Laboratório de Calibração, IPEN****a. CÂMARA A1**

CSR (mmA1)	Diâmetro do Campo (cm)			
	3,00	4,00	5,40	6,64
0,26	69,123 ± 0,019	69,730 ± 0,024	70,042 ± 0,006	70,304 ± 0,028
0,56	119,295 ± 0,050	120,779 ± 0,080	121,856 ± 0,054	122,333 ± 0,052
0,91	122,832 ± 0,042	124,541 ± 0,015	126,514 ± 0,075	127,072 ± 0,057

b. CÂMARA C1

CSR (mmA1)	Diâmetro do Campo (cm)			
	3,00	4,00	5,40	6,64
0,26	40,984 ± 0,012	41,246 ± 0,020	41,534 ± 0,001	41,635 ± 0,005
0,56	58,746 ± 0,010	59,875 ± 0,028	60,563 ± 0,017	60,957 ± 0,014
0,91	54,712 ± 0,015	56,382 ± 0,024	57,487 ± 0,023	57,955 ± 0,026

IV-5 Eficiência de Coleta de Ions

A eficiência de coleta de ions de uma câmara de ionização, operando sob condições específicas, é definida como sendo a razão entre a corrente medida e a corrente de saturação ideal⁽⁸⁾. Lembrando que a corrente é formada por ions positivos e negativos com mobilidades k_1 e k_2 [$\text{cm}^2/(\text{seg.V})$] respectivamente, e α é o coeficiente de recombinação (cm^3/seg), então para uma câmara plana, a eficiência de coleção será :

$$f = 1/(1 + \xi^2)$$

$$\text{e } \xi = (\alpha/6ek_1k_2)^{1/2} (d^2 \sqrt{q}/V) = md^2 \sqrt{q}/V$$

onde q : taxa de ionização ($\text{cm}^3.\text{seg}^{-1}$)

d : separação entre os eletrodos (cm)

V : tensão aplicada entre os eletrodos (V)

m : uma constante característica do gás⁽⁸⁾

A constante m , para o ar, foi determinada por Greening em 1964⁽⁸⁾ :

$$m = (36,7 \pm 2,2) (\text{s.cm}^{-1}.\text{esu}^{-1}.\text{V}^2)^{1/2}$$

e, pelo Sistema Internacional de Unidades, será :

$$m = (2,01 \pm 0,12) \times 10^7 (\text{s.m}^{-1}.\text{C}^{-1}\text{V}^2)^{1/2}$$

Mais recentemente Takata e Sakihara⁽⁴⁵⁾ mostraram que o valor de m , quando se usa o método do feixe duplo de raios-X para sua determinação, depende da energia do feixe.

Boag⁽⁸⁾ publicou um método para o cálculo da eficiência de coleta de ions (f) no intervalo ($0,7 < f < 1$), chamado "método de duas tensões". Tal método consiste em se tomar duas leituras separadas da carga coletada (Q_1 e Q_2) numa mesma ionização por pulso, em dois valores de tensão de polarização diferentes (V_1 e V_2), de forma que a eficiência de coleta possa ser dada por :

$$f = [(V_1/V_2)^2 - (Q_1/Q_2)] / [(V_1/V_2)^2 - 1]$$

Estes valores são facilmente encontrados experimentalmente e este método tem sido o mais utilizado para a determinação da eficiência de coleta de íons em câmaras de ionização^(2,18).

Neste trabalho utilizou-se o sistema de radiação-X de energias baixas para a determinação da eficiência de coleta de íons das câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas.

Os cálculos foram feitos baseados nas curvas de saturação apresentados no item IV-3 (Fig. IV-5 e IV-8) e os valores de tensão escolhidos foram 100 e 300 V, que se encontram na região de saturação das câmaras.

O teste foi repetido utilizando-se os valores obtidos quando se inverte o sinal da tensão de polarização ; os resultados encontram-se na Tabela IV-5. A eficiência de coleta foi maior que 99,5% para todas as câmaras nas duas polaridades.

TABELA IV-5
Eficiência de Coleta de Íons Determinada para as Câmaras
de Ionização de Placas Paralelas
CSR = Camada Semi-Redutora

CSR (mm Al)	Polaridade	Câmaras			
		A1	C1	A2	C2
0,26	positiva	1,005	1,004	1,000	1,016
	negativa	1,003	1,008	1,001	1,004
0,37	positiva	1,003	1,004	1,000	1,017
	negativa	1,003	1,003	1,000	1,004
0,56	positiva	1,004	1,005	1,002	1,013
	negativa	1,003	1,004	1,002	1,001
0,65	positiva	1,004	1,002	0,995	1,020
	negativa	1,003	1,005	1,004	1,001
0,91	positiva	1,004	1,004	1,002	1,019
	negativa	1,004	1,002	1,006	1,002

A recomendação internacional¹²⁷ é que, para a taxa de exposição máxima em que as câmaras venham a ser utilizadas, a eficiência de coleta de íons seja no mínimo de 99% para os dosímetros de referência e de 98%, para o caso de dosímetros de rotina. Portanto, as câmaras desenvolvidas podem ser comparadas aos dosímetros de referência quanto à eficiência de coleta de íons.

CALIBRAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

V-1 Radiação-X

a) Energias Baixas

O sistema utilizado, neste caso, foi o do Laboratório de Calibração do IPEN, cujas características já foram citadas no Capítulo II. A calibração das câmaras foi realizada em relação à câmara do tipo superficial padrão secundário NE, modelo 2536/3B, série R17135B, com certificado do NPL⁽³⁵⁾. O arranjo montado para esta experiência pode ser visto na Foto V-1.

Para esta calibração as câmaras (A1, C1, A2 e C2) foram acopladas ao eletrômetro NE, modelo 2502/3, série 330 e posicionadas à distância de calibração de 50 cm, num campo de 6,6cm de diâmetro, tomando-se como referência a superfície da janela de entrada.

As irradiações foram realizadas no ar e todas as medidas foram normalizadas para as condições normais de temperatura e pressão, representando o valor médio de cinco leituras. As incertezas associadas às medidas não ultrapassaram 0,2%.

Os fatores de calibração obtidos foram representados em $R \cdot ue^{-1}$, pois a unidade de escala do eletrômetro é o Roentgen; desta forma torna-se mais fácil a visualização das diferenças entre os fatores, que estão apresentados na Tabela V-1, em comparação com os fatores da câmara de ionização de placas paralelas padrão secundário do IPEN. No caso do padrão secundário a variação é de 1,9% no intervalo de energia estudado, enquanto que para a câmara C1 esta variação é de apenas 0,28%; esta dependência energética está perfeitamente de acordo com o valor

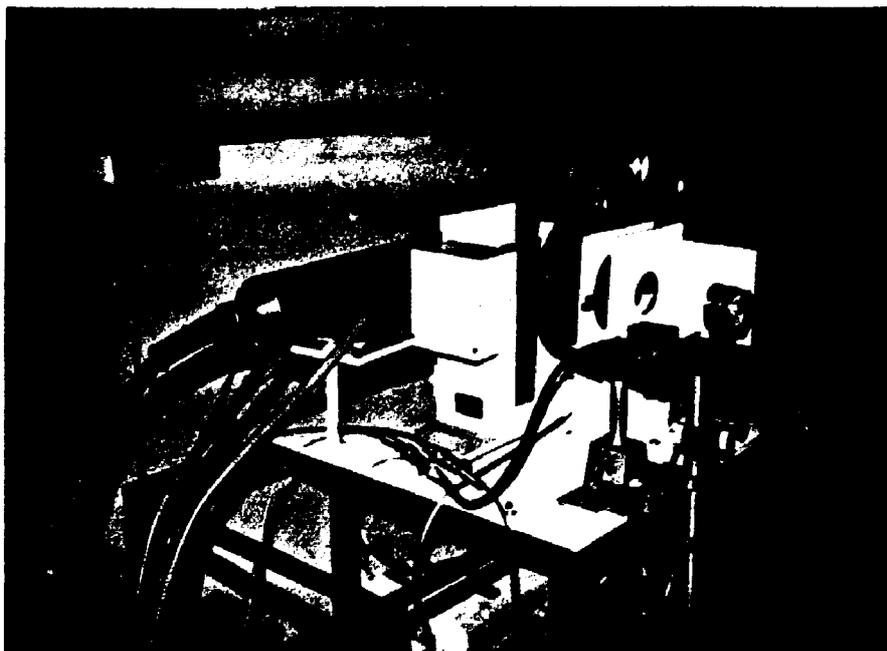


Foto V-1 : Arranjo utilizado para a calibração das câmaras de ionização de placas paralelas com radiação-X de energias baixas. Laboratório de Calibração, IPEN.

recomendado⁽⁴⁾ de $\pm 2\%$ para camadas semi-redutoras entre 0,05 e 2 mmAl. No caso das câmaras A1 e A2, a variação esteve em torno de 19%; tal variação constitui a principal vantagem na aplicação do sistema Tandem, como será ainda visto neste trabalho. A câmara C2, apesar de sua variação estar acima de 2% (2,4%), mostra um comportamento análogo ao da câmara C1, com um desvio percentual de suas medidas sempre menor que 0,2%.

TABELA V-1

Dependência Energética das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas com Radiação-X de Energias Baixas
Laboratório de Calibração, IPEN.

ue = unidade de escala

CSR = Camada Semi-Redutora

CSR (mm Al)	Fator de calibração				
	A1	C1	A2	C2	Padrão secundário*
0,37	0,554 (1,43)	1,061 (2,74)	0,615 (1,59)	1,107 (2,86)	0,919 (2,37)
0,56	0,510 (1,32)	1,063 (2,74)	0,565 (1,46)	1,123 (2,90)	0,911 (2,35)
0,65	0,498 (1,28)	1,063 (2,74)	0,550 (1,42)	1,127 (2,91)	0,908 (2,34)
0,91	0,468 (1,21)	1,064 (2,75)	0,516 (1,33)	1,134 (2,93)	0,902 (2,33)

* Certificado de calibração NPL para radiação-X⁽³⁵⁾.

b) Energias Médias

A calibração das câmaras de ionização de placas paralelas com radiação-X de energias médias foi realizada no Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD-CNEN/RJ). Para isto as câmaras foram acopladas ao eletrômetro NE, modelo 2502/3, série 094, pertencente ao IRD, e o padrão secundário utilizado (próprio para a radiação-X de energias médias) foi composto por uma câmara de ionização dedal DFS (TK01) e um eletrômetro NE, conforme citado no Cap.II.

Foram realizadas, cada vez, cinco medidas reprodutíveis e consecutivas, no ar, à distância de 75 cm, num campo com 7 cm de diâmetro, sendo que tanto as leituras realizadas com a câmara monitora como as das câmaras sob calibração foram corrigidas para as condições normais de temperatura e pressão. O método de calibração utilizado foi o da substituição.

Os resultados obtidos estão relacionados na Tabela V-2, em comparação com os fatores de calibração do padrão secundário TK01. Esta câmara apresentou uma dependência energética de 2,1%, enquanto que as câmaras C1 e C2, de 5,7 e 7,2%, respectivamente; as câmaras A1 e A2 mostraram uma variação acima de 50%; como já foi dito, esta é uma das principais vantagens do sistema de câmaras desenvolvido, para a aplicação do sistema Tandem.

Para uma comparação com uma câmara do mesmo tipo, foram ainda utilizados os dados obtidos para a câmara padrão secundário de placas paralelas PTW, Alemanha, modelo M23344, série 147 (do mesmo modelo do padrão secundário do IPEN, para radiação-X de baixas energias), do Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário do Institut für Strahlenschutz, GSF, Munique, Alemanha⁽⁹⁾. Esta câmara foi calibrada neste caso em função da câmara dedal padrão secundário de 1 cm³ de volume sensível, que é a recomendada para esta faixa de energia, num campo com 50 cm de diâmetro e à distância de calibração de 100 cm. As condições e os fatores de calibração estão relacionados na Tabela V-3,

onde se verifica que a dependência energética é de 1,2% entre a CSR de 0,102 e 3,41 mmCu. Este resultado mostra que a dependência energética das câmaras de ionização de placas paralelas C1 e C2 é análoga à de uma câmara comercial de placas paralelas, padrão secundário, nesta faixa de energia.

TABELA V-2

Dependência Energética das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas com Radiação-X de Energias Médias

Laboratório de Calibração, IRD

ue = unidade de escala

CSR = Camada Semi-Redutora

CSR (mm Cu)	Fator de Calibração				
	A1	C1	R.ue ⁻¹ (x 10 ⁻⁴ C.kg ⁻¹ .ue ⁻¹)		TK01 (IRD)
			A2	C2	
0,06	0,433 (1,12)	1,023 (2,64)	0,470 (1,21)	1,081 (2,79)	0,877 (2,26)
0,16	0,428 (1,10)	0,996 (2,57)	0,462 (1,19)	1,057 (2,73)	0,866 (2,23)
0,50	0,476 (1,23)	0,970 (2,50)	0,516 (1,33)	1,023 (2,64)	0,864 (2,23)
1,00	0,554 (1,43)	0,968 (2,50)	0,594 (1,53)	1,008 (2,60)	0,862 (2,22)
2,02	0,662 (1,71)	0,988 (2,55)	0,717 (1,85)	1,023 (2,64)	0,859 (2,22)

TABELA V-3

Dependência Energética da Câmara de Ionização Padrão Secundário de Placas Paralelas PTW, Modelo M23344, com Radiação-X de Energias Médias⁽⁹⁾.

Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário, BSG, Alemanha.

CSR = Camada Semi-Redutora

Tensão (kV)	Corrente (mA)	CSR (mm Cu)	Fator de calibração (f_c^e)	
			R.V ⁻¹	mC.kg ⁻¹ .V ⁻¹
70	6,3	0,102	2,7731	0,715
100	6,3	0,177	2,7069	0,698
120	6,3	0,28	2,6790	0,691
140	6,3	0,45	2,6499	0,684
150	6,3	0,82	2,6092	0,673
200	7,0	1,59	2,5874	0,668
250	7,0	2,52	2,6243	0,677
280	7,0	3,41	2,6435	0,682

Apesar da recomendação de se usar para a radiação-X de energias médias câmaras cilíndricas (dedais) com uma dependência energética de até 2%, mostrou-se no presente trabalho, que as câmaras C1 e C2 desenvolvidas, que foram projetadas para medidas de radiação-X de energias baixas, mesmo tendo uma variação acima de 2%, podem ser utilizadas para medidas de radiação-X de energias médias, se todos os seus fatores de correção forem determinados com uma boa reprodutibilidade e precisão.

Apesar das câmaras de ionização de placas paralelas (do tipo superficial) serem recomendadas somente para a dosimetria de feixes de radiação-X de energias baixas^(4,26,27,34), já se tem notado um certo interesse em se estudar diferentes efeitos como por exemplo a medida da resposta de tais câmaras em campos de radiação gama^(7,30,31).

Quando uma câmara de ionização é exposta a um feixe de fótons de alta energia, sua resposta será proporcional à dose se a espessura da parede for aproximadamente igual ao alcance máximo dos elétrons secundários (equilíbrio eletrônico). A espessura e a composição das paredes de uma câmara são os fatores mais importantes que intervêm na variação da sensibilidade com a qualidade da radiação. A Fig. V-1 mostra a variação da resposta de uma câmara de ionização com a espessura da parede. Para uma boa medição a espessura da parede deve ser, no mínimo, igual a d_{min} ⁽³⁴⁾.

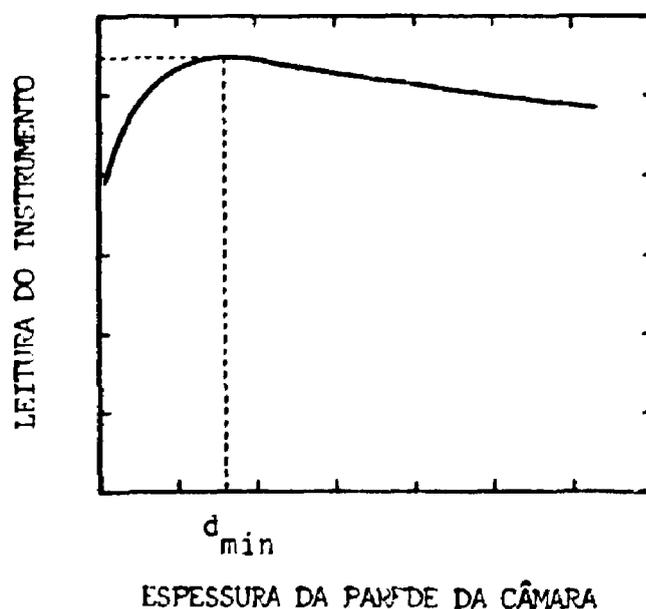


Fig. V-1 : Variação típica da resposta de uma câmara de ionização com a espessura de parede ⁽³⁴⁾.

Se a câmara for projetada para detectar radiações de energias baixas, ou seja, se possuir uma janela de entrada fina, faz-se necessário aumentar a espessura da parede, o que se consegue, geralmente, com uma capa especial, para que ocorra o equilíbrio eletrônico. Tal capa pode ser feita de Lucite, Perspex, Plexiglas ou de outros materiais equivalentes, com aproximadamente 4 mm de espessura⁽³⁴⁾.

O conhecimento da espessura de material necessária para se ter equilíbrio eletrônico, assim como dos fatores de correção devidos à contribuição da interação da radiação com as paredes, quando as câmaras de ionização são expostas à radiação de energias altas, constitui uma das exigências de alguns protocolos de dosimetria⁽⁴⁾.

Para este estudo utilizou-se o par de câmaras de ionização de placas paralelas Al e Cl, já descritas anteriormente, submetendo-as a campos de radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs .

As câmaras foram acopladas a um eletrômetro PTW, Alemanha, modelo SN4, série 094. Para a irradiação com ^{60}Co foi utilizada a unidade de teleterapia Keleket Barnes Flexaray e as câmaras foram posicionadas a 85 cm da fonte, num campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e com taxa de exposição de $2,58 \text{ mC.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Para o caso de ^{137}Cs , utilizou-se a unidade de teleterapia Cesapan-M, com as câmaras a 80 cm da fonte num campo de radiação de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e com taxa de exposição de $2,27 \text{ mC.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. A homogeneidade do campo de radiação nos dois casos é maior que 90%.

Em todos os casos as câmaras foram testadas, recobrando-as sucessivamente com camadas de material absorvedor consistindo de folhas finas de tereftalato de polietileno (Hostaphan), com espessura variando entre 0,025 e 3,0 mm, e placas de polimetil metacrilato (Lucite), com espessura variando entre 1,0 e 4,5 mm, com possibilidade de combinações.

As câmaras foram irradiadas no ar, tomando-se como ponto de referência a superfície das janelas de entrada. Todas as medidas, normalizadas para as condições normais de temperatura e pressão, representam o valor médio de cinco leituras. As incertezas associadas às medidas não ultrapassaram 0,3%.

Desta forma foi possível determinar o valor da espessura para a qual ocorre o equilíbrio eletrônico, tanto no caso de radiação gama do ^{137}Cs como do ^{60}Co . Os resultados para estes valores de outros autores não podem ser diretamente utilizados, pois dependem também dos detectores de radiação, ou seja, das características das próprias câmaras.

Foram utilizados para comparação os resultados obtidos para um par de câmaras do mesmo tipo e mesmas dimensões, produzidas no IPEN, e testadas quanto ao equilíbrio eletrônico no Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário do Institut für Strahlenschutz, GSF, Munique, Alemanha⁽¹¹⁾. Estas câmaras foram denominadas A3 (eletrodo coletor e anel de guarda de alumínio) e C3 (eletrodo coletor e anel de guarda de grafite).

As Fig. V-2 e V-3 apresentam os dados relativos aos conjuntos de câmaras (A1, C1) e (A3, C3) para a radiação de ^{60}Co , respectivamente. Pode-se observar que o equilíbrio eletrônico é atingido para 3,3 mm de Lucite nos dois casos.

Nas Fig. V-4 e V-5 tem-se o comportamento da resposta das câmaras dos conjuntos (A1, C1) e (A3, C3) para a radiação de ^{137}Cs , respectivamente. O equilíbrio eletrônico ocorre para a espessura de 1,2 mm de Lucite. Neste caso pode-se ainda notar a presença de um efeito interessante e que se repete para todas as câmaras entre 0,5 e 5 mm de Lucite: uma ondulação. Atribuiu-se este efeito à provável presença de cargas estáticas dentro do material. Não foi possível notá-lo no caso da radiação de ^{60}Co .

Sob condições de equilíbrio eletrônico, as quatro câmaras de placas paralelas e a do tipo dedal NE, modelo 2505/3, série 2080, foram calibradas, em relação à câmara padrão secundário (tipo dedal), com radiação de ^{60}Co e ^{137}Cs , utilizando-se

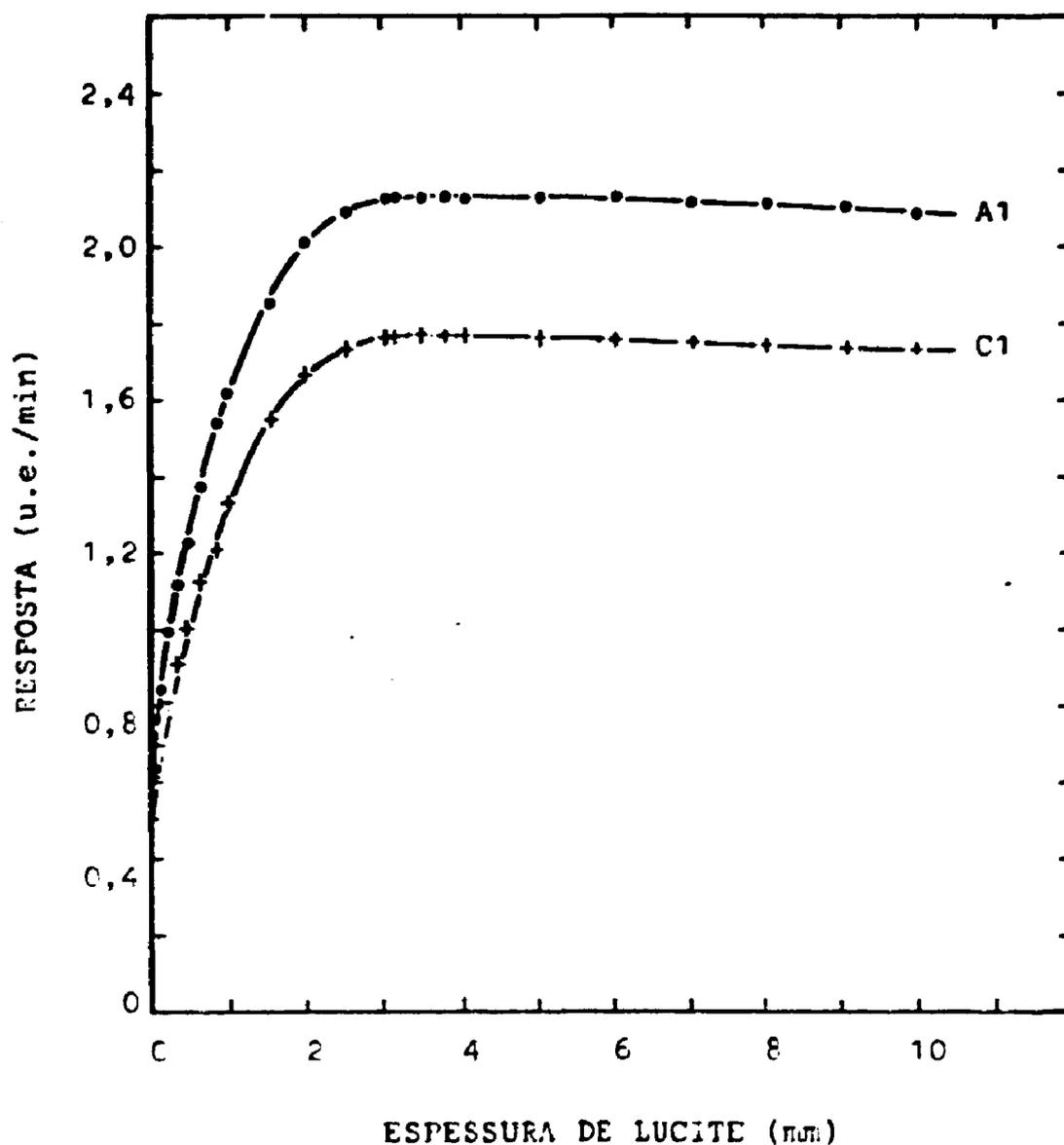


Fig. V-2 : Comportamento da resposta das câmaras de ionização IPEN A1 e C1, em campos de radiação de ^{60}Co , em função da espessura de material absorvedor. Medidas feitas no IPEN.
 u.e. : unidade de escala.

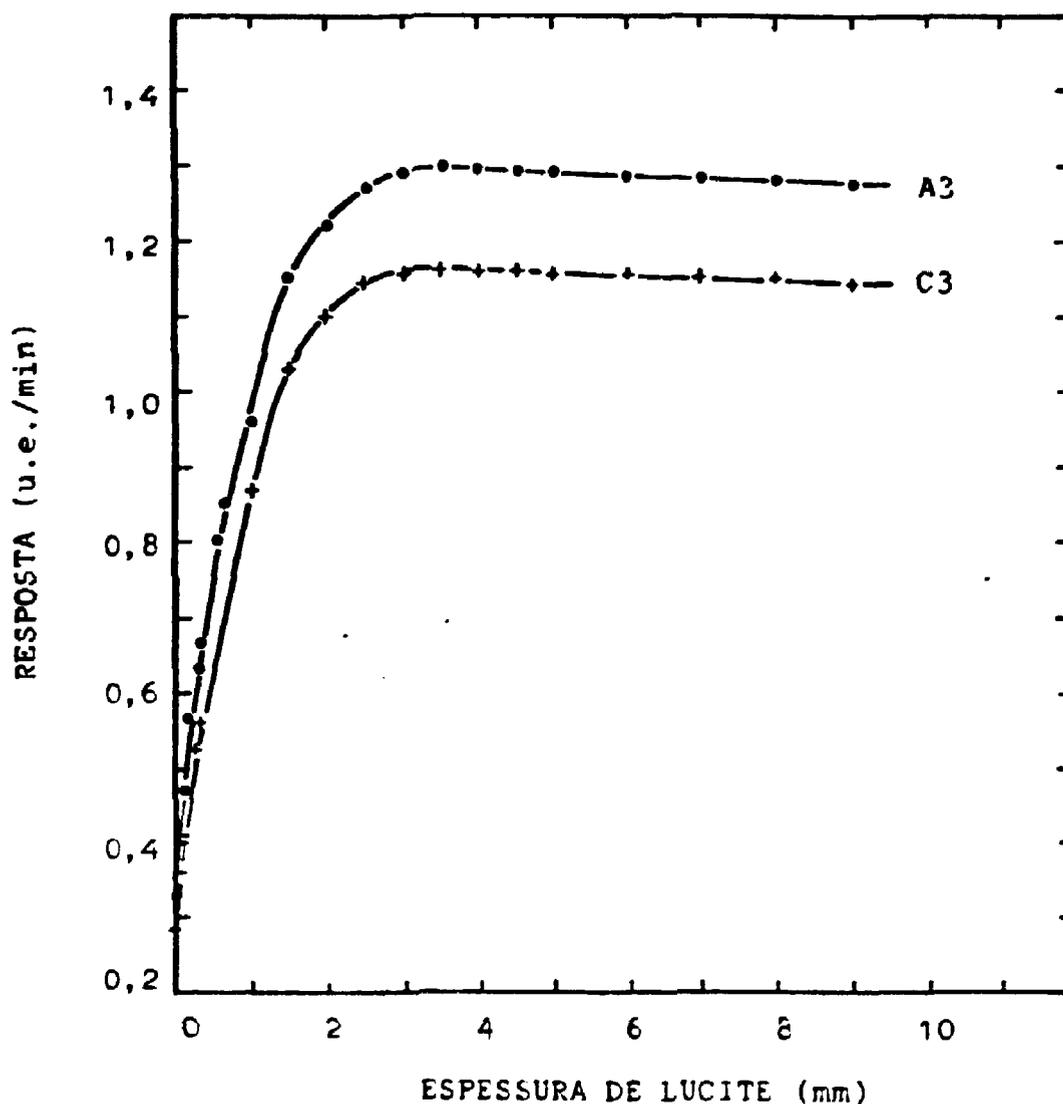


Fig. V-3 : Comportamento da resposta das câmaras de ionização IPEN A3 e C3, em campos de radiação de ^{60}Co , em função da espessura de material absorvedor. Medidas feitas no Institut für Strahlenschutz, Alemanha.⁽¹¹⁾

u.e. : unidade de escala

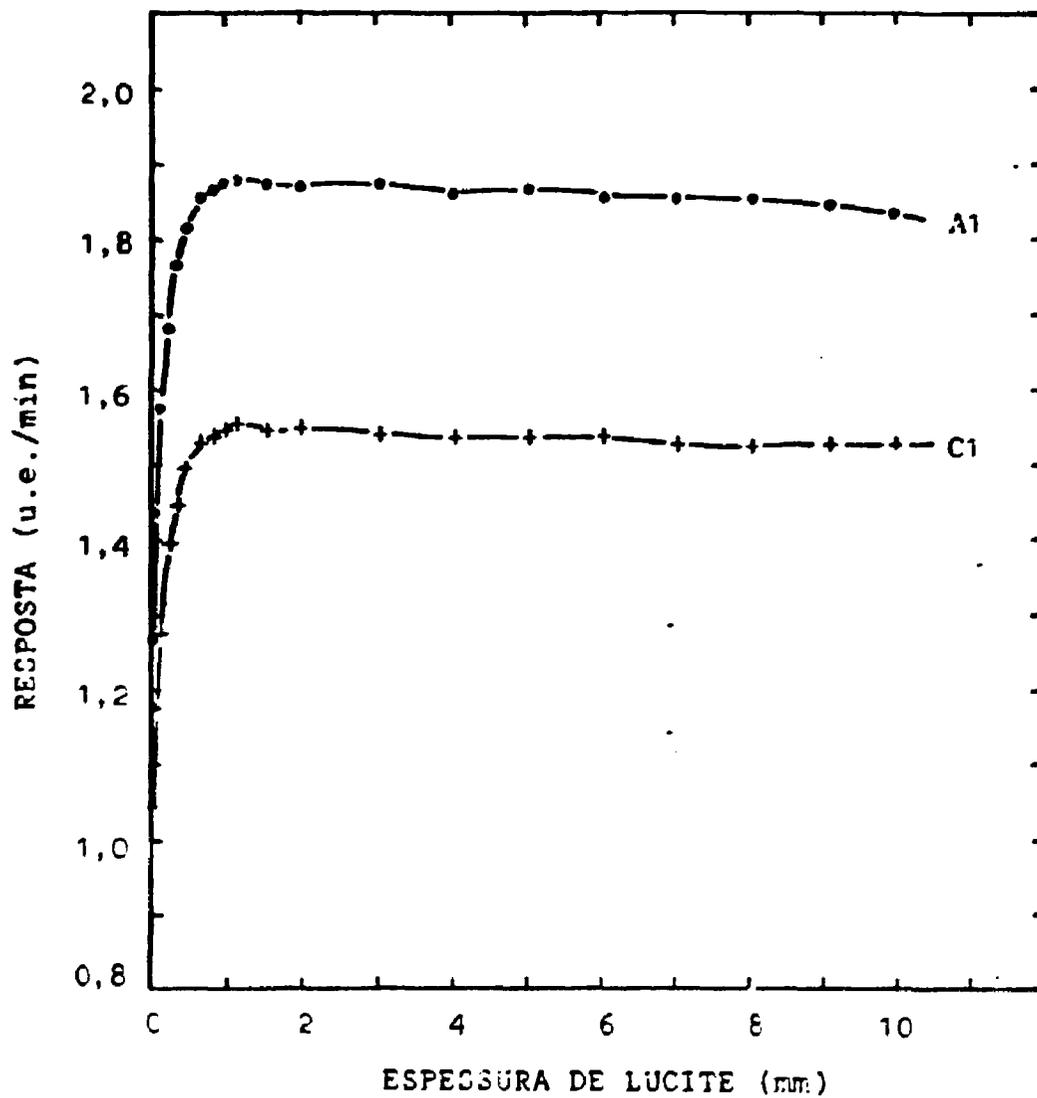


Fig. V-4 : Comportamento da resposta das câmaras de ionização IPEN A1 e C1, em campos de radiação de ^{137}Cs , em função da espessura de material absorvedor. Medidas feitas no IPEN.
u.e. : unidade de escala

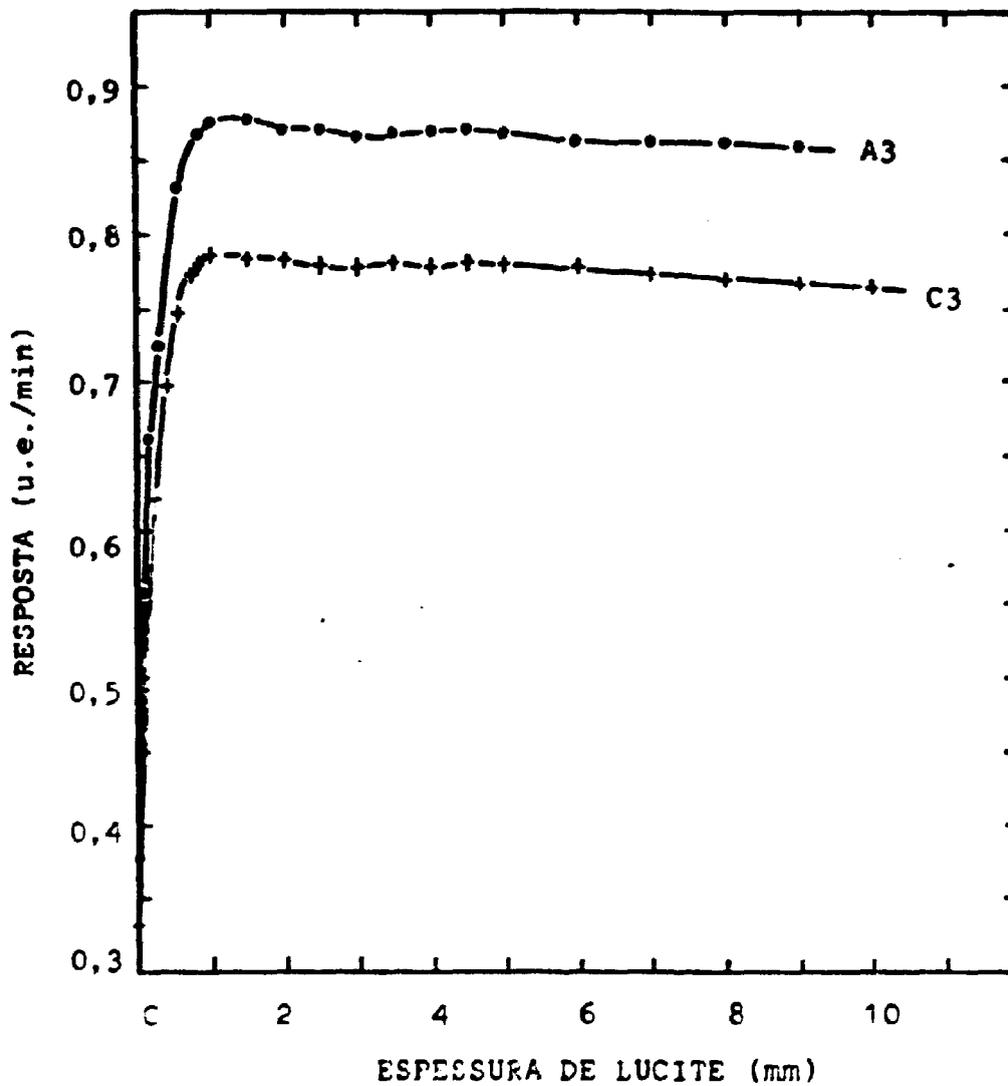


Fig. V-5 : Comportamento da resposta das câmaras de ionização IPEN A3 e C3, em campos de radiação de ^{137}Cs , em função da espessura de material absorvedor. Medidas feitas no Institut für Strahlenschutz, Alemanha. ⁽¹¹⁾

u.e. : unidade de escala

a técnica de substituição. Na Tabela V-4 tem-se os valores dos fatores de calibração determinados, normalizados para ^{60}Co , para facilitar a comparação. Na mesma tabela encontram-se os valores obtidos por Batistella e Caldas⁽⁷⁾, sob as mesmas condições de calibração, de uma câmara de ionização comercial de placas paralelas (tipo superficial) NE, modelo 2532/3, com volume sensível de $0,3 \text{ cm}^3$.

Pode-se notar que a dependência energética nesta faixa de energia é muito baixa; entre as câmaras de placas paralelas, ela não ultrapassou 0,7% (câmara A3). Enquanto a câmara superficial NE 2532/3 apresentou uma dependência energética de 1,2% (a maior de todas as câmaras em questão), no caso da câmara dedal 2505/3, esta dependência foi de 0,5%. O conjunto A1, C1 revelou-se como o menos dependente com a energia da radiação gama.

Os testes mostraram a utilidade das câmaras de ionização de placas paralelas, com eletrodos coletores tanto de alumínio como de grafite, para dosimetria em campos de radiação gama de ^{137}Cs e ^{60}Co , sob condições de equilíbrio eletrônico. A dependência energética delas mostrou-se menor que a de uma câmara comercial do tipo dedal, que é a recomendada para esta faixa de energia.

TABELA V-4

Dependência Energética para Radiação Gama das Câmaras de Ionização Estudadas,
sob Condições de Equilíbrio Eletrônico.

Os Valores da Câmara NE 2532/3 Foram Obtidos por Batistella e Caldas ⁽⁷⁾.

Local	Sistema	Fonte	Fator de Calibração Normalizado para ⁶⁰ Co Câmaras					
			A1	A3	C1	C3	Dedal NE 2505/3	Superficial NE 2532/3
Munique	Gammastron	⁶⁰ Co	-	1	-	1	1	-
	Theratron	¹³⁷ Cs	-	0,9926	-	0,9952	1,005	-
São Paulo	Keleket Barnes Flexaray	⁶⁰ Co	1	-	1	-	-	1
	Cesaran-M	¹³⁷ Cs	0,9983	-	1	-	-	0,9882

V- 3 Radiação Beta

O instrumento de referência para a detecção da radiação beta é a câmara de extrapolação, cujas características principais foram descritas no Cap. I.

As câmaras A1 e C1 foram acopladas ao eletrômetro NE, modelo 2502/3, série 330, para a calibração com radiação beta. Foram submetidas à radiação de todas as fontes do sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração do IPEN, mas devido à baixa atividade, à baixa energia das fontes e à baixa sensibilidade do eletrômetro, não foi possível obter medidas aceitáveis com as fontes de ^{204}Tl e ^{147}Pm .

A fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1,85 GBq) foi utilizada a uma distância de 11 cm das câmaras; esta é uma das distâncias de calibração da fonte, com uma taxa de dose absorvida no ar de $0,120 \mu\text{Gy.h}^{-1}$. O arranjo utilizado pode ser visto na Foto V-2.

Os resultados obtidos (Tabela V-5) mostram uma variação nas suas respostas de 17%, sendo que as incertezas associadas aos fatores de calibração são de 0,10% e 0,11% para as câmaras A1 e C1, respectivamente. Para comparação, foram apresentados ainda na mesma tabela os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização padrão secundário de placas paralelas NE, modelo 2536/3B, série R17135B, e para a câmara de extrapolação PTW, modelo 23391(10), pertencentes ao laboratório e que foram submetidas ao mesmo feixe de radiação, sob condições idênticas.

Pode-se observar que as câmaras A1 e C1 apresentam fatores de calibração muito mais próximos aos da câmara de referência PTW (extrapolação) que aos da câmara de placas paralelas NE. As câmaras desenvolvidas no presente trabalho apresentam portanto a possibilidade de utilização na detecção da radiação beta de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$.



Foto V-2 : Arranjo utilizado para calibração das câmaras de ionização de placas paralelas com radiação beta .
Laboratório de Calibração, IPEN.

TABELA V-5

Fatores de Calibração das Câmaras de Ionização de Placas
Paralelas para Radiação Beta.

Laboratório de Calibração, IPEN.

ue = unidade de escala

Fonte	Câmara	Fator de calibração cGy.ue^{-1}
$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	A1	0,7137
	CI	0,8347
	NE 2536/3B	0,6627
	PTW 23391	0,7477 ⁽¹⁰⁾

V-4 Sistema Tandem

O sistema Tandem tem sido utilizado desde 1963 em dosimetria termoluminescente (TL); consiste no uso de dois dosímetros com dependências energéticas diferentes e permite a determinação da energia efetiva em campos de radiação-X não conhecidos⁽¹³⁾.

A qualidade de um feixe de radiação-X é caracterizada normalmente pelo potencial do tubo, filtração total e a primeira camada semi-redutora. O conceito de energia efetiva também pode ser utilizado como um valor único de energia, para caracterizar a distribuição espectral de um feixe de radiação.

As câmaras de ionização possuem geralmente uma resposta dependente da qualidade da radiação devido ao seu projeto, composição e características operacionais. Esta dependência pode ser expressa pela dependência dos fatores de calibração em função das CSR, dadas em termos de espessura de alumínio ou cobre. Portanto, o sistema Tandem pode ser constituído por duas câmaras de ionização com dependências energéticas diferentes⁽⁹⁾.

As câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho, que possuem eletrodos coletores de materiais diferentes, e que portanto fornecem curvas de dependência energética diferentes, possibilitam a aplicação do método Tandem. Neste caso foram utilizadas as câmaras Al e Cl para a determinação da energia efetiva, acopladas ao eletrômetro NE, modelo 2502/3, série 330.

Inicialmente foram tomadas as medidas para a obtenção da curva de dependência energética de cada uma das câmaras, utilizando-se os dados das Tabelas V-1 e V-2; estão representadas na Fig. V-6.

Pode-se observar comportamentos completamente diferentes do fator de calibração em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente, o que se constitui na maior vantagem

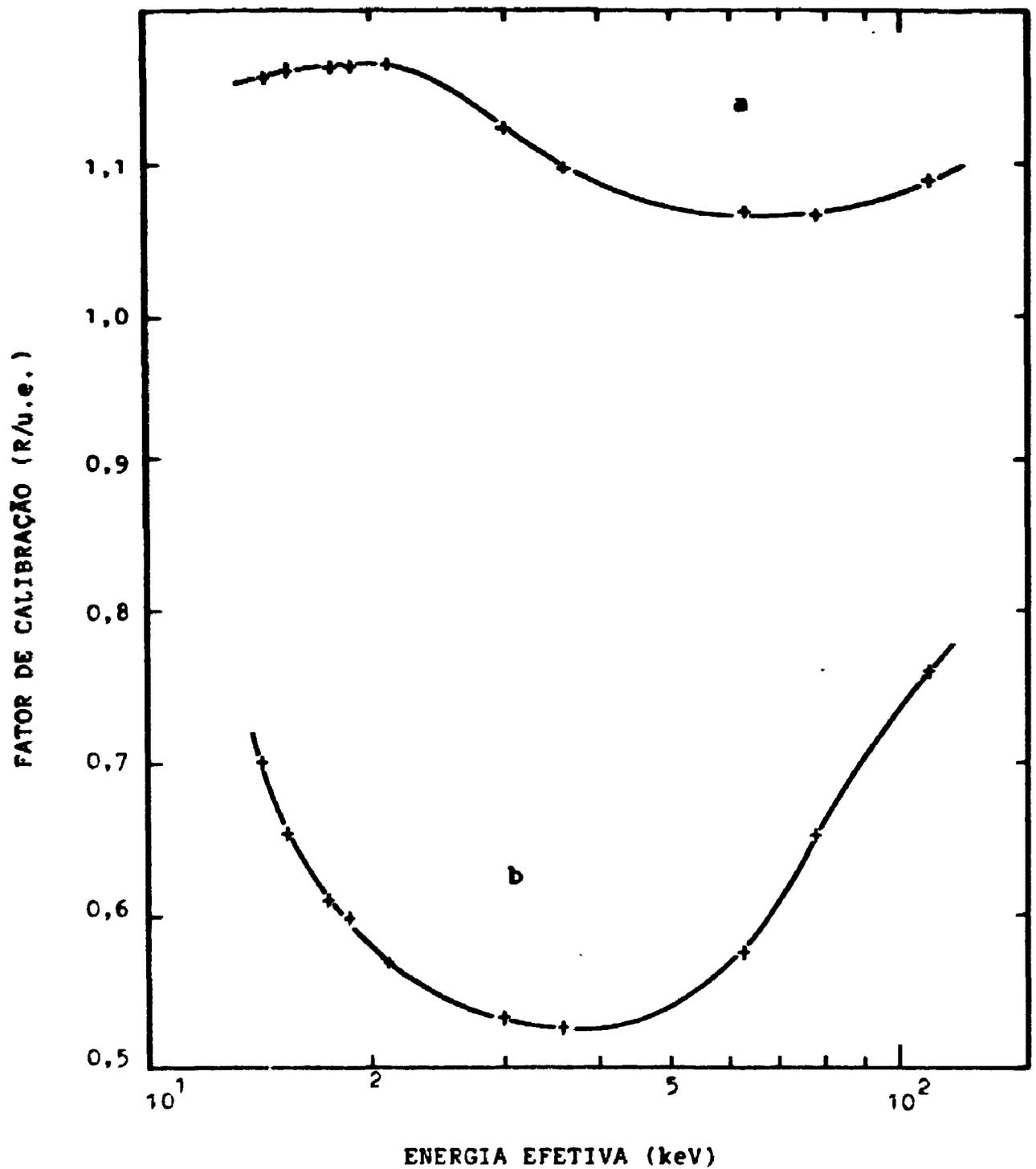


Fig. V-6 : Dependência energética das câmaras de ionização de placas paralelas C1 (a) e A1 (b) para radiação-X.
u.e. : unidade de escala

em relação à formação de um sistema Tandem.

Tomando-se a razão entre os fatores de calibração das câmaras C1 e A1 foi obtido o gráfico da fig. V-7, que é a curva Tandem para este sistema. A incerteza associada em todos os casos foi menor que 0,40%.

Posicionando-se as câmaras A1 e C1 sucessivamente num feixe de radiação-X desconhecido, pode-se obter, portanto, sua energia efetiva tomando-se apenas a razão entre as duas respostas (corrente de ionização) e utilizando-se o gráfico da fig. V-7. É claro que é necessário saber se o sistema de raios-X em questão é de energias baixas ou médias (devido ao fato da função que representa a curva da fig. V-7 não ser biunívoca), mas é uma informação óbvia, dada pela marca e modelo do equipamento. Sabendo-se a energia efetiva da radiação, pela Fig. V-6 tem-se o fator de calibração para , por exemplo, a câmara C1. Obtém-se, portanto, a taxa de exposição no ar (\dot{X}) pela relação :

$$\dot{X} = f_c \cdot \dot{I}$$

onde \dot{I} é a razão entre I (leitura) e o intervalo de tempo de medida.

O método, extremamente simples, permite portanto a determinação tanto da energia efetiva como da taxa de exposição no ar de um feixe de radiação-X desconhecido, apenas pela medida das respostas das duas câmaras do sistema Tandem. É ainda mais rápido e prático que o método convencional, dispensando o uso de absorvedores de diversas espessuras de alta pureza, importados, e de arranjos especiais.

Uma aplicação prática deste método foi feita numa pesquisa em andamento no laboratório, onde houve a necessidade de se determinar a energia efetiva e a taxa de exposição de um feixe de radiação-X de baixas energias, a uma distância diferente da usada para a calibração e sem uso de filtração normal adicional e de colimador, apenas com um filtro de alumínio à frente das janelas das câmaras. Estas condições haviam sido utilizadas numa irradiação de amostras monocristalinas de LiF,

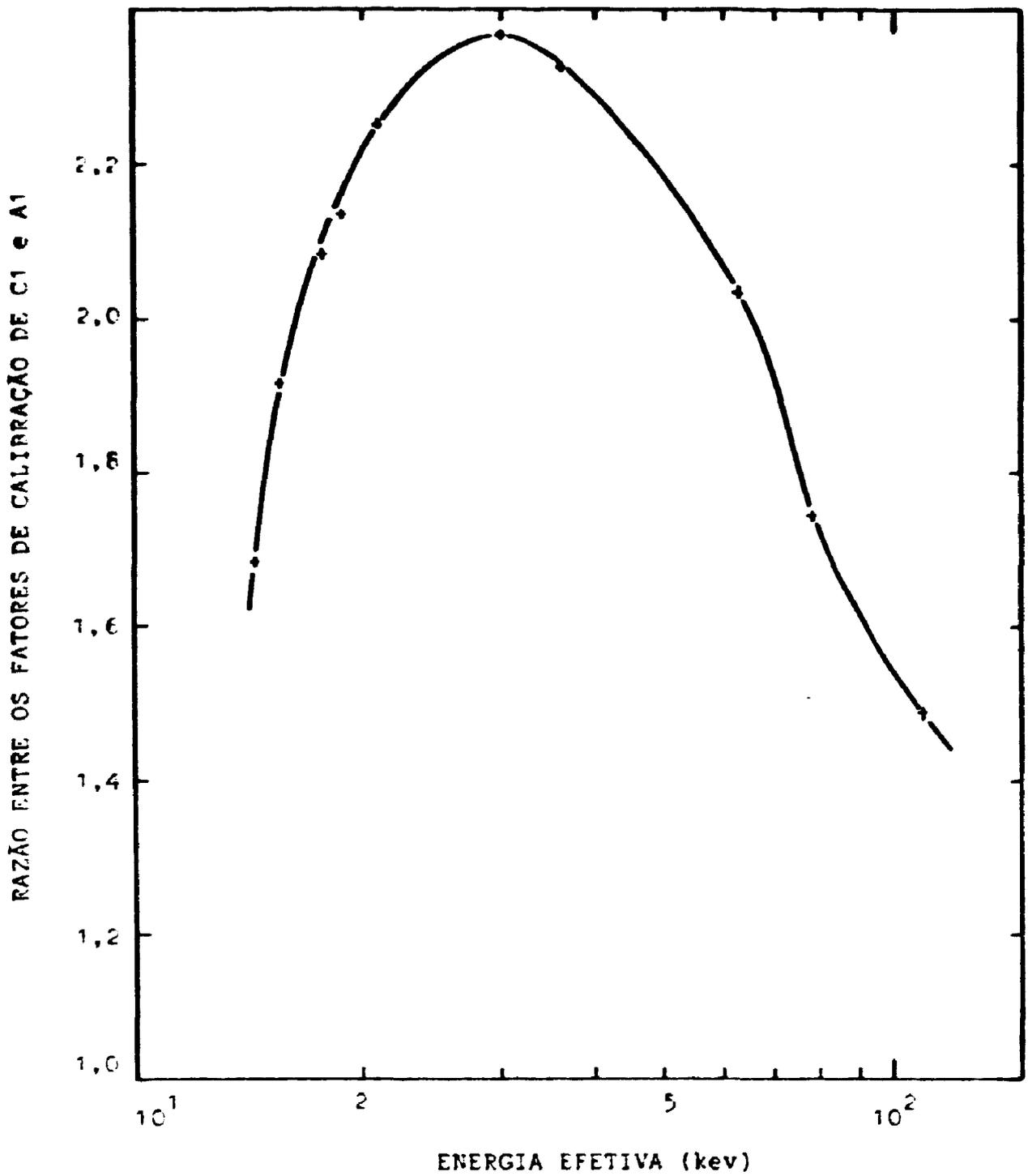


Fig. V-7 : Curva Tandem das câmaras de ionização de placas paralelas C1 e A1 para radiação-X.

dentro de um cristalito com uma janela de alumínio, à temperatura do nitrogênio líquido⁽¹⁹⁾. As condições de irradiação necessárias e os resultados obtidos estão na Tabela V-6; a distância de irradiação neste caso foi de 9 cm. A determinação da energia efetiva foi feita pelo procedimento citado acima e as taxas de exposição foram determinadas pelos fatores de calibração da câmara C1, pois esta câmara possui dependência energética menor e sua resposta pode ser comparada à das câmaras de placas paralelas, comerciais, e do tipo padrão secundário.

TABELA V-6

Determinação da Energia Efetiva e da Taxa de Exposição pelo Sistema Tandem, Utilizando as Câmaras de Ionização de Placas Paralelas do IPEN (A1 e C1), de um Feixe de Radiação-X de Energias Baixas.

**Distância Foco-Câmara : 9 cm; ue : Unidade de escala
Laboratório de Calibração, IPEN**

Filtro de Alumínio (espessura = 1,5 mm)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Razão entre as Leituras	Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração $R \cdot ue^{-1}$ ($\mu C \cdot kg^{-1} \cdot ue^{-1}$)		Taxa de Exposição $10^3 R \cdot mdn^{-1}$ ($C \cdot kg^{-1} \cdot ue^{-1}$)
					A1	C1	
SEM	40	2	1,310	12,4	0,700 (180,6)	1,049 (270,6)	4,520 (1,184)
	50	2	1,324	12,5	0,695 (179,3)	1,050 (270,9)	5,693 (1,469)
COM	40	30	2,181	19,2	0,485 (125,1)	1,064 (274,5)	0,819 (0,211)
	50	20	2,247	21,1	0,475 (122,6)	1,065 (274,8)	0,824 (0,213)

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES

As câmaras de ionização de placas paralelas projetadas e construídas neste trabalho foram submetidas a todos os testes de desempenho recomendados pelas normas internacionais⁽²⁹⁾, e seus resultados mostraram a viabilidade do projeto. Todos os materiais utilizados são facilmente encontrados no mercado nacional, acarretando um custo baixo na sua fabricação.

O projeto permite também o acoplamento das câmaras a diferentes tipos de eletrômetros, dependendo apenas dos conectores que podem ser trocados ou adaptados, sem alteração das suas características.

Um estudo comparativo mostrou que todas as câmaras desenvolvidas no presente trabalho apresentam tão boas características metrológicas quanto as câmaras comerciais, principalmente as câmaras com eletrodos coletores e anéis de guarda de grafite (C1 e C2). Estes comportamentos são comparáveis ao das câmaras de ionização de placas paralelas padrões secundários : boa estabilidade a curto e longo prazos, baixa fuga de corrente e baixa dependência energética para radiação-X de energias baixas. No caso da radiação-X de energias médias elas também mostraram viabilidade de utilização. As câmaras A1 e A2, que possuem eletrodos coletores e anéis de guarda de alumínio, apresentaram uma alta dependência energética no caso da radiação-X. Este fato possibilitou a formação de um sistema Tandem constituído por um par de câmaras (A1, C1), com o objetivo de se determinar a energia efetiva e a taxa de exposição no ar de campos de radiação-X desconhecidos, utilizando a razão entre suas respostas.

Com a radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs , os resultados mostraram que, sob condições de equilíbrio eletrônico, as câmaras de ionização desenvolvidas apresentam uma dependência energética

menor que outras do mesmo tipo comerciais, e que é similar à da câmara de ionização dedal, que é a recomendada para este tipo de radiação.

No caso da radiação beta de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, a câmara de extrapolação, que é considerada a de referência para esta radiação, mostrou uma diferença na sua resposta de $\pm 0,8\%$ em relação às câmaras A1 e C1 e uma diferença de 17% em relação à câmara de ionização comercial padrão secundário de placas paralelas; portanto as câmaras A1 e C1 podem ser utilizadas para a detecção também desta radiação, com resposta próxima à da câmara de referência.

No caso da dependência angular, a câmara C1 demonstrou um comportamento similar ao de outras câmaras que também possuem eletrodos coletores de grafite. Esta dependência angular apresentou-se menor que 5% de 0 a 60° para todas as energias testadas (de $14,3$ a $21,2$ keV), enquanto que a câmara A1 mostrou uma dependência menor que 5% de 0 a 60° apenas para a menor energia ($14,3$ keV); para as outras energias esta dependência foi menor que 5% de 0 a 45° .

No caso do teste relativo ao efeito haste, a comparação a ser feita é com o formato das câmaras de ionização desenvolvidas em relação às outras. A maioria das câmaras de ionização comerciais de placas paralelas possuem forma retangular (exceto a câmara Markus⁽³³⁾, para detecção de radiação de elétrons) enquanto que as câmaras deste trabalho são circulares, ocorrendo em irradiações sempre por igual de todo o corpo da câmara, diminuindo (ou até eliminando) o efeito haste.

Finalizando, as câmaras de ionização de placas paralelas aqui apresentadas mostraram a possibilidade de utilização em dosimetria de feixes de radiação-X (energias baixas e médias), radiação gama (sob condições de equilíbrio eletrônico) e radiação beta, desde que estejam devidamente calibradas para estas energias, podendo ser utilizadas em Clínicas de Radioterapia.

REFERÊNCIAS

- 1 - ALBUQUERQUE, M. P. P.; XAVIER, M.; CALDAS, L. V. E. Resposta energética e angular de detectores para radiação beta. In ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR. *Energia nuclear: anais do 2º congresso geral de ... realizado no Rio Janeiro, 23-26 abril de 1988*. Rio de Janeiro, 1988. p.83-92.
- 2 - ALMOND, P. R. Use of a Victoreen 500 electrometer to determine ionization chamber collection efficiencies. *Med. Phys.*, 8(6): 901-904, 1981.
- 3 - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, 10 (6) : 741-771, 1983.
- 4 - ANDREO, P.; CUNNINGHAM, J. R.; HOHLFELD, K.; SVENSSON, H; *Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice*. Vienna, 1987. (Technical reports series, 277).
- 5 - ARAÚJO, M. M. ; CECATTI, E. R.; ALMEIDA, C. E. Efeito de polaridade em câmaras de ionização cilíndricas expostas a feixes de elétrons de alta energia. *Radial. Bras.*, 19(4) : 222-225, 1986.
- 6 - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Controle da qualidade de dosímetros clínicos*. Rio de Janeiro, 1985. (ABNT 20:02.007-001).

- 7 - BATISTELLA, M. A. & CALDAS, L. V. E. *Dependência energética de uma câmara de ionização de placas paralelas em campos padrões de radiação-X e gama.* São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1988. (IPEN-Pub-207).
- 8 - BOAG, J. W. Ionization chambers. In: KASE, K. R.; BJARNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. eds. *The dosimetry of ionizing radiation.* New York, N.Y., Academic, 1987. v.2, p.169-243.
- 9 - CALDAS, L. V. E. A Tandem system of ionizing chambers for effective energy determination of unknown X-radiation fields. *Med. Phys.* (submetido para publicação).
- 10 - CALDAS, L. V. E. Performance characteristics of an extrapolation chamber for beta radiation detection. *Int. J. Appl. Radiat. Instrum. Part A*, 37(9): 988-990, 1986.
- 11 - CALDAS, L. V. E. & ALBUQUERQUE, M. P. P. *Equilíbrio eletrônico para câmaras de ionização de placas paralelas em campos de radiação gama.* São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1989. (IPEN-Pub-267).
- 12 - CALDAS, L. V. E.; ALBUQUERQUE, M. P. P.; XAVIER, M. Improvement of the calibration technique of clinical dosimeters by components. In: UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. *Radiation physics: 4th international symposium on ... held in São Paulo, 3-7 October, 1988.* São Paulo, 1988.
- 13 - CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. *The luminescent dosimetry.* Madison, Wisconsin, Univ. Wisconsin, 1968.

- 14 - CAMPOS, C. A. A. L. *Construção, calibração e testes de uma câmara de ionização para medidas de exposição na região de 40 a 1250 keV.* Rio de Janeiro, 1982. (Dissertação de Mestrado, Univ. Estadual do Rio de Janeiro).
- 15 - CHRISTENSEN, P. & PROKIÉ, M. Energy and angular response of TL dosimeters for beta ray dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, 17: 83-87, 1986.
- 16 - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Licenciamento de instalações de radiografia industrial.* Rio de Janeiro, set. 1988. (CNEN-NN-6.04-88).
- 17 - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Serviços de radioproteção.* Rio de Janeiro, jul. 1988. (CNEN-NE-3.02-88).
- 18 - CONERE, T. J. & BOAG, J. W. The collection efficiency of an ionization chamber in a pulsed and magnetically swept electron beam: Limits of validity of the two-voltage technique. *Med. Phys.*, 11(4): 465-468, 1984.
- 19 - DA ROSA, L. A. R. *Thermoluminescência do LiF: Mg, Ti entre 77 e 315 K.* São Paulo, 1989. (Tese de Doutorado, Instituto de Física, Univ. São Paulo).
- 20 - DUTT, J. C.; MINGJUN, C.; BARTLETT, D. T. The energy and angle dependence of response of the Vinten extremity dosimeter to beta radiation. *Radiat. Prot. Dosim.*, 25 (2): 127-131, 1988.
- 21 - ELECTROMETER measurements. Cleveland, Ohio, Keithley Instruments, 1972.

- 22 - FALLONE, B. G. & PODGORŠAK, E. B. Saturation curves of parallel-plate ionization chambers. *Med. Phys.*, 10(2) : 191-196, 1983.
- 23 - GREENING, J. R. *Fundamentals of radiation dosimetry*. Bristol, Adam Hilger, 1981. (Medical physics handbooks, 6). p. 80-90.
- 24 - INSTRUCTION manual for Farmer dosimeter type 2502/3. Beerham, England, Nuclear Enterprises, s.d.
- 25 - INSTRUCTION manual for model 617 programmable electrometer. Cleveland, Ohio, Keithley Instruments, 1984.
- 26 - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dose meters used in radiotherapy*. Vienna, 1979. (Technical reports series, 185).
- 27 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation dosimetry : x-rays generated at potentials of 5 to 150 kV*. Washington, D. C., 1970. (ICRU-17).
- 28 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation quantities and units*. Washington, D. C., 1980. (ICRU-33).
- 29 - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chamber as used in radiotherapy*. Geneva, 1982. (IEC-731-B2).

- 30 - KEYS, D. J. & PURDY, J. A. Thin-walled parallel plate ionization chamber for use with photon and electron beam dosimetry. *Med. Phys.*, 7(2): 163-164, 1980.
- 31 - KOOY, H. M.; SIMPSON, L. D.; McFAUL, J. A. Parallel-plate ionization chamber response in cobalt-60 irradiated transition zones. *Med. Phys.*, 15(2): 199-203, 1988.
- 32 - LOPEZ PUENTE, E. *Electrômetros*. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, 1976. (IEA-Int.52).
- 33 - MARKUS, B. Eine Parallelplatten-Kleinkammer zur Dosimetrie schneller Elektronen und ihre Anwendung. *Strahlentherapie*, 152(6): 517-532, 1976.
- 34 - MASSEY, J. R. *Manual of dosimetry in radiotherapy*. Vienna, 1970. (Technical reports series, 110).
- 35 - NATIONAL PHYSICAL LABORATORY. *Certificate of calibration of an x-ray exposure meter, no. D8.33*, Teddington, Middlesex, 1960. (Documento interno).
- 36 - PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. *Certificate of calibration of a beta radiation secondary standard, no. 6.61/25/81*, Brunswick, Germany, 1981. (Documento interno).
- 37 - PLATO, P.; LEIB, R.; MIKLOS, J. Two methods for examining angular response of personnel dosimeters. *Health Phys.*, 34(6): 597-606, 1988.
- 38 - RADIOLOGICAL instruments. Beenham, England, Nuclear Enterprises, 1978. Bulletin, 496.

- 39 - RODRIGUES, I. N.; CARDOSO, D. D.; RAMOS, M. M. D. Comportamento de uma câmara de ionização tipo dedal equivalente a ar. *Ciência e Cultura*, 38(supl. 7): 430, 1986. (38ª Reunião anual da SBPC, Curitiba, 1986).
- 40 - ROESCH, W. C. & ATTIX, F. H. Basic concepts of dosimetry. In: ATTIX, F. H. & ROESCH, W. C. eds. *Radiation Dosimetry*. 2. ed. New York., Academic, 1968. v. 1, p. 2-41.
- 41 - SILVA, I. *Projeto e construção de uma câmara de extrapolação para dosimetria beta*. Belo Horizonte, 1985. (Dissertação de Mestrado, Univ. Federal de Minas Gerais).
- 42 - SILVA, T. A. *Comparação experimental entre fatores de calibração totais e fatores de calibração por componentes de dosímetros de referência usados nos laboratórios de dosimetria de padronização secundária*. Rio de Janeiro, 1981. (Dissertação de Mestrado, Univ. Federal do Rio de Janeiro).
- 43 - SILVA, T. A. Testes de qualificação técnica de dosímetros clínicos. In: INSTITUTO DE radioproteção e dosimetria. *Calibração e qualificação técnica de dosímetros clínicos: curso de ... realizado no Rio de Janeiro, 8-12 de setembro de 1986*. Rio de Janeiro, 1986.
- 44 - SPDKAS, J. J. & MEEKER, R. D. Investigation of cables for ionization chambers. *Med. Phys.*, 7(2): 135-140, 1980.
- 45 - TAKATA, N. & SAKIHARA, K. The dependence of the m value on applied voltage in the collection efficiency of ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, 34(5): 589-597, 1989.