



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ACOMPANHAMENTO DA VARIAÇÃO MINERAL DE DUAS
CULTIVARES DE GUANDU (*Cajanus cajan* (L.) Millsp)
SUBMETIDAS A DIFERENTES DOSES DE FERTILIZANTES,
PELO MÉTODO DE ANÁLISE POR ATIVAÇÃO COM
NÊUTRONS**

RICARDO MARCELO PIASENTIN

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Dra. Maria José Aguirre Armelin

**São Paulo
2001**

Para minha mãe, Meire

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**ACOMPANHAMENTO DA VARIAÇÃO MINERAL DE DUAS
CULTIVARES DE GUANDU (*Cajanus cajan* (L.) Millsp)
SUBMETIDAS A DIFERENTES DOSES DE FERTILIZANTES, PELO
MÉTODO DE ANÁLISE POR ATIVAÇÃO COM NÊUTRONS**

RICARDO MARCELO PIASENTIN



**Dissertação apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Mestre em Ciências na
Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora: Dra. Maria José Aguirre Armelin

São Paulo

2001

AGRADECIMENTOS

Em especial, à Dra. Maria José A. Armelin, pela orientação.

Ao Dr. Odo Primavesi, pelo fornecimento das amostras e ajuda constante durante todo o trabalho.

À Dra. Mitiko Saiki, pela ajuda e comentários valiosos.

À Dra. Marina B. A. Vasconcellos, por ter permitido a realização deste trabalho.

Ao amigo Franco Brancaccio, pela amizade e inestimável ajuda na realização dos créditos.

À Dra. Vera A. Maihara, pelo apoio e amizade.

Ao Rubens C. Figueira, pelos comentários e discussões a respeito dos testes estatísticos.

Aos demais funcionários e colegas da Divisão de Radioquímica, pela convivência e amizade.

E, enfim, à todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

... a todos vocês, meu sincero muito obrigado.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O GUANDU	10
2.1.	Classificação e nomenclatura	10
2.2.	Origem, distribuição geográfica e situação atual	10
2.3.	Condições de clima e solo favoráveis ao guandu	12
2.4.	Utilização do guandu	12
2.4.1.	<i>Utilização do guandu como adubo verde</i>	12
2.4.2.	<i>Utilização do guandu na alimentação humana</i>	14
2.4.3.	<i>Utilização do guandu na nutrição animal</i>	15
2.4.4.	<i>Outras utilizações do guandu</i>	17
2.5.	Aspectos de nutrição mineral	17
2.6.	Macronutrientes	20
2.6.1.	<i>Nitrogênio</i>	21
2.6.2.	<i>Fósforo</i>	22
2.6.3.	<i>Potássio</i>	24
2.6.4.	<i>Cálcio e Magnésio</i>	25
2.6.5.	<i>Enxofre</i>	26
2.7.	Micronutrientes	28
2.7.1.	<i>Molibdênio</i>	28
2.7.2.	<i>Boro</i>	28
2.7.3.	<i>Cobre</i>	29
2.7.4.	<i>Zinco</i>	29
2.7.5.	<i>Ferro</i>	30
2.7.6.	<i>Manganês</i>	30
2.7.7.	<i>Cloro</i>	30
2.7.8.	<i>Níquel</i>	31

3.	EXPERIMENTAL	32
3.1.	Tratamento das plantas sob estudo, coleta e identificação das amostras	32
3.2.	Tratamento dos envólucros de amostras e padrões	34
3.3.	Preparação das amostras para análise	35
3.4.	Reagentes utilizados	35
3.5.	Equipamentos utilizados	35
3.6.	Preparação de padrões	36
3.7.	Determinação do teor de umidade	38
3.8.	“Avaliação” da exatidão e precisão do método	38
3.8.1.	<i>Preparação das amostras</i>	39
3.8.2.	<i>Determinação de Ca, Cu, K, Mg, Mn, Na e V</i>	39
3.8.3.	<i>Medida da radiação gama</i>	39
3.8.4.	<i>Determinação de As, Co, Cr, Eu, Fe, La, Mo, Pr, Sb, Se, Th, U e Zn</i>	40
3.8.5.	<i>Determinação de eventuais impurezas do branco</i>	41
3.9.	Análise das amostras de guandu	42
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
4.1.	Análise dos materiais de referência	43
4.2.	Análise das amostras de folhas de guandu	54
4.3.	Verificação dos efeitos dos tratamentos utilizados nas plantas de guandu em relação às concentrações elementares nas folhas, através da análise estatística dos resultados	76
4.3.1.	<i>Estudo da influência da época de corte das folhas nas concentrações de As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn</i>	80
4.3.2.	<i>Estudo da variação nas concentrações dos elementos de interesse devido à dose de adubo mineral</i>	82
4.3.3.	<i>Estudo do comportamento de duas variedades de guandu em relação às concentrações elementares das folhas</i>	83

4.3.4.	<i>Estudo do efeito da adubação com fertilizantes minerais nas concentrações dos elementos de interesse nas folhas de guandu</i>	84
4.4.	Aplicação de Experimentos Fatoriais para a verificação dos efeitos dos tratamentos utilizados nas plantas de guandu em relação às concentrações elementares nas folhas	88
5.	CONCLUSÕES	93
	APÊNDICE 1	95
	APÊNDICE 2	98
	APÊNDICE 3	102
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	109

**ACOMPANHAMENTO DO BALANÇO MINERAL DE DUAS VARIEDADES DE GUANDU
(*Cajanus cajan* (L.) Millsp) SUBMETIDAS A DIFERENTES DOSES DE FERTILIZANTES, PELO
MÉTODO DE ANÁLISE POR ATIVAÇÃO COM NÊUTRONS**

Ricardo Marcelo Piasentin

RESUMO

A Análise Instrumental por Ativação com Nêutrons (INAA), seguida da espectrometria de raios gama, foi utilizada para a determinação quantitativa de As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn, em 82 amostras de folhas pertencentes à duas variedades de guandu (*Cajanus cajan* (L.) Millsp.).

O guandu, uma espécie de planta forrageira, leguminosa, de fácil cultivo, provavelmente originária da África e adaptada às condições de clima e solo brasileiros, é uma fonte não convencional de alimentos bastante promissora, principalmente para a produção de grãos para o consumo humano, podendo também ser utilizada em produtos farináceos. É um excelente suplemento protéico para ruminantes, devido ao seu grande potencial de produção de forragem e alto valor nutritivo, ou ainda, pode ser usado na recuperação de terras exauridas, através de sua utilização como adubo verde ou na fixação do nitrogênio atmosférico.

As plantas utilizadas neste trabalho foram tratadas, individualmente, com fertilizantes que continham cada um dos seguintes elementos: B, Co, Cu, Fe, Mn, Mo, V e Zn, utilizados em duas diferentes doses de concentração. As amostras de folhas foram coletadas em duas diferentes épocas, espaçadas de quatro meses uma da outra.

Testes estatísticos foram usados para verificar as diferenças causadas sobre as concentrações dos 20 elementos determinados, devido ao uso dos diferentes fertilizantes, em relação às plantas que não receberam qualquer tipo de adubação, isto é, as chamadas plantas testemunhas ou de controle; bem como, comparar as eventuais diferenças nas concentrações dos elementos de interesse devidas à idade das plantas, das duas doses de adubo e entre as duas variedades de guandu estudadas.

Experimentos Fatoriais foram aplicados para avaliar o efeito causado por possíveis interações entre época de coleta das folhas, dose de fertilizantes minerais e uso ou não de diferentes fertilizantes nas concentrações de 11 dos 20 elementos investigados, para as duas variedades de guandu aqui estudadas.

**STUDY OF THE MINERAL VARIATION OF TWO VARIETIES OF PIGEONPEA
(*Cajanus cajan* (L.) Millsp) SUBMITTED TO DIFFERENT DOSES OF FERTILIZERS BY
THE NEUTRON ACTIVATION ANALYSIS**

Ricardo Marcelo Piasentin

ABSTRACT

Instrumental neutron activation analysis (INAA) followed by gamma-ray spectrometry was used to determine the concentrations of As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V and Zn, in 82 leaf samples belonging to two cultivars of pigeonpea (*Cajanus cajan* (L.) Millsp).

Pigeonpea, an easy cultivation legume species, probably originated from Africa and adapted to brazilian conditions, is a very promising and unconventional source of food, mainly to the grain production intended for human feeding, and that even can be used in flour products. It is an excellent proteic supplement for ruminants, due to its large potential of forrage production and its high nutritive value, or in addition it can be used in the recuperation of exhausting soils either by means of its utilization as green manure or by taking free Nitrogen from the atmosphere to produce nitrates which can be utilized by the plants.

However, in spite of the several possibilities and increasing utilization of pigeonpea, data about the composition of microelements and trace elements of this forrage species are scarce.

The plants employed in this work were submitted, individually, to two different doses of fertilizers containing the following elements: B, Co, Cu, Fe, Mn, Mo, V and Zn. The leaf samples were harvested in two different times at 4-month intervals.

Statistics was used to verify the difference promoted on the concentrations of those 20 elements determined, due to the use of different fertilizers in relation to the plants which were not submitted to any fertilizer, the so-called test or control plants, as well as, to compare the eventual variations in the concentrations of the elements of interest due to the leaf harvest time, due to both doses of fertilizers and between both varieties of pigeonpea studied.

Experimental Designs were applied to evaluate the effect promoted by possible interactions related to the leaf harvest time, mineral fertilizer doses and the use or not of different fertilizers in the concentrations of 11 out of 20 elements investigated for the both varieties of pigeonpea.

1. INTRODUÇÃO

Todas as plantas que se destinam à alimentação animal são chamadas de forrageiras. Existem muitas famílias de plantas apropriadas para esse fim, contudo, as gramíneas e as leguminosas constituem as duas principais famílias de plantas forrageiras, por apresentarem os melhores resultados na nutrição animal, serem de fácil disponibilidade e econômicas.

As gramíneas são as dominantes de qualquer trato vegetativo e reúnem maior número de gêneros e espécies que as leguminosas. As leguminosas são mais exigentes, pois para que possam ser importantes em uma comunidade vegetal, necessitam que as condições do solo sejam mais favorecidas por pH, presença de fósforo, cálcio e potássio, indicando com isso que o meio lhes é favorável (DE MORAES, 1995).

O guandu (*Cajanus cajan* (L.) Millsp) é uma leguminosa bastante promissora como fonte não convencional de alimentos (HAAG, 1986).

Segundo KHATHOUNIAN (1999), o guandu seco apresenta valor nutritivo semelhante ao do feijão, enquanto que, quando verde este valor é superior ao da ervilha. Os grãos podem ser utilizados como alimento humano, para aves, suínos e ruminantes. As folhas constituem boa forragem para o gado, e as hastes ainda servem como lenha de qualidade razoável. Ainda pode ser usado como adubo verde (MIYASAKA et al., 1966), já que melhora as propriedades físicas e químicas do solo, através da incorporação de grandes quantidades de matéria orgânica e, conseqüente enriquecimento do mesmo.

O guandu está entre as plantas menos exigentes em fertilidade do solo, devido ao seu sistema radicular pivotante, profundo e vigoroso, que lhe permite retirar nutrientes, especialmente fósforo, de terrenos onde várias outras plantas pereceriam (KHATHOUNIAN, 1999). Além disso, é bom fixador de nitrogênio, propiciando a recuperação de terras exauridas a um custo bem inferior, já que o nitrogênio é o nutriente

mais pesado para a reforma do pasto, e apresenta resultados melhores que aqueles obtidos com o uso dos fertilizantes inorgânicos (BALDAN, 1999). Desta forma, apresenta resistência às épocas de seca como nenhuma outra leguminosa de grão, e requer relativamente poucos investimentos para a formação e manutenção da sua cultura.

Apesar de ser uma das mais antigas culturas e ocupar a quinta posição em importância entre as leguminosas comestíveis no mundo, até meados de 1970, praticamente não havia pesquisas e desenvolvimento sobre o guandu, e a generalização freqüentemente ouvida era de que esta planta era cultura de um único país, a Índia.

Introduzido nas Américas Central e do Sul, após 1492, durante o período da conquista do “Novo Mundo” pelos europeus, e do tráfico de escravos negros, tornou-se uma das leguminosas mais comuns nas regiões tropicais e subtropicais (VAN DER MAESEN, 1983).

No Brasil, mesmo encontrando excelentes condições de solo e clima para ser produzido e utilizado na alimentação humana, esse feijão ainda é pouco difundido, faltando, principalmente, mercado para o produto, melhor conhecimento das potencialidades da planta pelos produtores rurais e respaldo de suficiente pesquisa agrônômica (WUTKE, 1987).

De acordo com MALAQUIAS Jr. et al. (1991), tem aumentado o interesse de pecuaristas e pesquisadores na utilização do guandu em áreas exclusivas para formação de bancos de proteína ou legumineiras, visando à suplementação protéica dos animais nos períodos críticos do ano. Entretanto, os dados encontrados na literatura sobre o potencial dessa leguminosa como forrageira, para as condições brasileiras, ainda são escassos.

A determinação de minerais presentes nas forragens tem despertado muito interesse tanto do ponto de vista de nutrição vegetal como de nutrição animal. No primeiro caso, a análise foliar identifica possíveis desequilíbrios de nutrientes e auxilia no entendimento sobre o estado nutricional da cultura. No outro caso, o conhecimento das concentrações de minerais nas forragens é muito importante para evitar que deficiências

ou excessos desses elementos provoquem baixa produção e problemas reprodutivos nos ruminantes.

Dessa forma, o conhecimento das concentrações de macro, micro e elementos traço nas folhas de diversas variedades de guandu, bem como, o comportamento dessas plantas no que diz respeito à absorção de minerais, quando submetidas a diversos tratamentos, é muito importante, visto o seu grande potencial de uso nas áreas de nutrição animal e vegetal.

Nas últimas duas décadas, muitas técnicas analíticas adequadas para a análise de elementos traço, com satisfatória precisão e exatidão, foram desenvolvidas e/ou aperfeiçoadas. Dentre elas, merecem destaque a Espectrometria de Absorção Atômica com forno de grafite (GF-AAS), a Espectrometria de Emissão Atômica com fonte de plasma induzido (ICP-AES), a Espectrometria de massa com fonte de plasma induzido (ICP-MS) e a Análise por Ativação com nêutrons (NAA). Esta última é particularmente atraente por ser uma técnica multielementar, altamente sensível para elementos traço, mas, principalmente por ser praticamente livre de contaminantes, visto que os elementos de interesse são ativados antes de qualquer processamento químico que se necessite fazer (VAN DE CASTEELE, 1991).

A análise instrumental por ativação neutrônica (INAA), que é a técnica analítica utilizada neste trabalho, é extraordinariamente facilitada, já que não é necessária a dissolução das amostras e, um maior número de elementos pode ser determinado, simultaneamente. Para a INAA a medida da radiação gama é feita diretamente na amostra irradiada contendo inúmeros radionuclídeos. A técnica de ICP-MS que também é multielementar, em geral, possui excelente limite de detecção, porém, é mais adequada para amostras em solução com baixo teor de sal. Existe a possibilidade de se trabalhar com a amostra sólida, no caso de se usar ICP-MS, juntamente com vaporização eletrotérmica (ETV), ou *laser ablation*. Entretanto, segundo MOENS e DAMS (1995), a introdução de amostra sólida no ICP-MS resulta em problemas de precisão e exatidão para as análises, a menos que se otimize o processo para cada amostra, individualmente. Quando há necessidade de dissolver a amostra, aumentam-se os riscos de contaminação, perda de material por não dissolução total, retenção de elementos solúveis no precipitado etc. No

caso do guandu, a solubilização completa é dificultada devido ao elevado teor de proteínas contido nas folhas.

A possibilidade de se utilizar o bombardeio de amostras com nêutrons para, posteriormente, determinar as concentrações dos elementos presentes, através da detecção dos radionuclídeos formados pelos respectivos elementos, foi observada pela primeira vez em 1936, quando Hevesy e Levy reconheceram que empregando reações nucleares sobre amostras e, medindo a radioatividade induzida era possível identificar quali e quantitativamente os elementos presentes nessas amostras. Desde então, a análise por ativação progrediu significativamente e tornou-se uma ferramenta analítica versátil e sensível em muitos campos da ciência e tecnologia.

Os fenômenos físicos sobre os quais a NAA está baseada são as propriedades do núcleo, a radioatividade e a interação da radiação com a matéria.

A seqüência de eventos que ocorrem durante o tipo mais comum de reação nuclear usada para a NAA, isto é, a captura de nêutron ou reação (n,γ) , está ilustrada na Figura 1.1. Quando um nêutron interage com o núcleo alvo através de uma colisão não elástica, um núcleo composto é formado em um estado altamente excitado. A alta energia de excitação do núcleo composto, 8 MeV em média, é devida às energias de ligação do nêutron com o núcleo. O tempo de vida do núcleo composto é tipicamente de 10^{-16} a 10^{-14} s, e assim, ele se desexcitará quase que instantaneamente para uma configuração mais estável, através da emissão de um ou mais raios gama *prompt* característicos. Em muitos casos, esta nova configuração forma um núcleo radioativo que também se desexcitará, ou decairá, pela emissão de um ou mais raios gama de decaimento característicos, mas, a uma taxa muito mais baixa, de acordo com a única meia-vida do núcleo radioativo. Dependendo da espécie da partícula radioativa, as meias-vidas podem variar de um segundo a vários anos (IAEA, 1990; GLASCOCK, 2000).

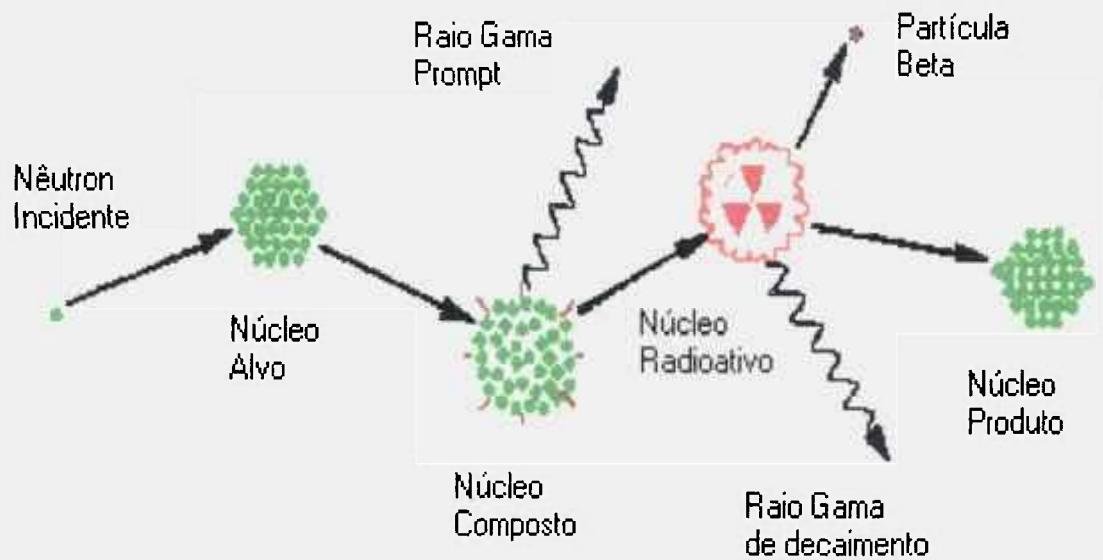


Figura 1.1. Processo de captura de nêutron por um núcleo alvo seguido pela emissão de raios gama.

A análise dos espectros de raios gama da amostra permite identificar os radionuclídeos formados e, conseqüentemente, os elementos que deram origem a esses radionuclídeos, através da meia-vida e energia dos raios gama.

A atividade induzida de um radionuclídeo é proporcional à massa do elemento correspondente presente na amostra. Isso possibilita que a medida da radiação gama com uma energia característica para um radionuclídeo específico, forneça a concentração do elemento.

Para DE SOETE et al. (1972), quando uma amostra é irradiada sob um fluxo de nêutrons a atividade induzida em um elemento após certo tempo de irradiação é dada pela equação:

$$A = \frac{\Phi \cdot \sigma \cdot N \cdot m \cdot f (1 - e^{-0.693 \cdot t_i / t_{1/2}})}{M} \quad (1.1)$$

onde:

ϕ	=	fluxo de nêutrons, em $n \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$
σ	=	secção de choque, em cm^2
N	=	número de Avogadro
m	=	massa do elemento
f	=	abundância isotópica do nuclídeo alvo
t_i	=	tempo de irradiação
$t_{1/2}$	=	tempo de meia-vida do radionuclídeo
M	=	massa atômica do elemento

Segundo a equação 1.1, a sensibilidade da NAA depende principalmente do fluxo de nêutrons ao qual a amostra está submetida, e da secção de choque, que representa a probabilidade de um nêutron interagir com o núcleo do elemento de interesse. A abundância isotópica do núcleo alvo e a meia-vida do radionuclídeo formado devem apresentar uma ordem de grandeza considerável para que a análise se torne viável.

Desde que todos os parâmetros da equação 1.1 sejam conhecidos, a massa m pode ser obtida e, neste caso o método é denominado análise por ativação com nêutrons absoluto.

Na prática, alguns parâmetros como o fluxo de nêutrons do reator e as grandezas físicas relacionadas aos nuclídeos, tais como, secção de choque e a abundância isotópica, são difíceis de serem conhecidos com a exatidão necessária. Por esse motivo, utiliza-se a análise por ativação com nêutrons comparativa, que consiste na irradiação simultânea de padrões e amostras. Além disso, as atividades induzidas de ambos são medidas nas mesmas condições para evitar erros ocasionados por diferentes geometrias de contagem. Neste método, os parâmetros nucleares, a eficiência do detector e a abundância isotópica são cancelados e, a equação para o cálculo da concentração do elemento na amostra, pode ser expressa por:

$$\frac{A_a}{A_p} = \frac{m_a}{m_p} \quad (1.2)$$

Sendo A_a e A_p os valores das taxas de contagens para a amostra e para o padrão, já corrigidos para o mesmo tempo de decaimento e, m_a e m_p são a massa do elemento na amostra e massa do elemento no padrão, respectivamente.

A determinação qualitativa e quantitativa dos radionuclídeos formados é feita por meio da espectrometria de raios gama. Os impulsos gerados na interação da radiação incidente com o cristal de detectores semicondutores de alta resolução (germânio hiperpuro), são amplificados e coletados na memória de analisadores de altura de pulsos, na forma de um espectro de energias. O espectro é interpretado por programas desenvolvidos exclusivamente para este fim. Estes programas têm por finalidade localizar os fotopicos, determinar suas energias e calcular suas áreas.

Dados da literatura indicam que muitas pesquisas, ligadas às áreas de agricultura, pecuária e meio ambiente, utilizam a análise por ativação com nêutrons para determinar a concentração de minerais em matrizes, tais como, solos, plantas e fertilizantes.

WYTTENBACH et al. (1989), utilizaram a NAA para determinar 23 elementos, em folhas de *P. abies*. Destes elementos, 20 foram analisados diretamente pela espectrometria γ ; Cu e As foram previamente separados radioquimicamente, antes de seus valores de energia γ serem medidos, e P foi determinado pela medida de seu *bremsstrahlung*.

A INAA foi aplicada para determinar Hg, Co, Cr, Zn e Fe em folhas de três espécies de plantas (*Sapinkus mukorossis*, *Alstonia scholaris* e *Diospyros embryopteris*), localizadas na área urbana de Punjab, no Paquistão. Essas plantas foram usadas como um meio de avaliar o efeito da poluição de elementos tóxicos no ambiente, decorrente da produção industrial, de pesticidas que contém Hg nas suas composições e de fungicidas que contém Zn (ZAFAR IQBAL e ABDUL QADIR, 1990).

OTHMAN et al. (1995), usaram a INAA para determinar 17 elementos traço em diferentes variedades de tabaco cultivados em diferentes tipos de solos e de condições climáticas, além de 11 elementos traço nas amostras dos solos. Dessa forma, verificaram

que ligeiras diferenças nas condições de cultivo possibilitaram variações nas concentrações dos elementos presentes nas folhas.

As técnicas de INAA e PIXE foram utilizadas para determinar Cr em amostras de solo coletadas em um campo agrícola de 5000 m². Os resultados obtidos permitiram estudar a distribuição espacial do Cr ao longo desse campo (CRUVINEL et al., 1996).

PIASENTIN et al. (1998), usaram a INAA seguida pela espectrometria gama, para verificar a influência do tipo de solo (latossolo vermelho-amarelo e latossolo vermelho-escuro) na extração de K, Ca, Mg, Na, Zn, Fe, Mn, Mo, Co, Cr, La, Eu e Th, por várias espécies de leguminosas e gramíneas.

Para entender a transferência de elementos tóxicos presentes em fertilizantes para o solo, a INAA e a ED-XRF (fluorescência de raio X com energia dispersiva) foram aplicadas para a determinação de elementos essenciais e tóxicos em amostras de solo natural e solo que recebeu fertilizante (EL-GHAWI et al., 1999). Embora os resultados obtidos indicassem que as concentrações de K, Ca, Zn, Sr e Pb, no solo, aumentavam com a aplicação de fertilizante, segundo os autores, são necessárias novas pesquisas para explicar o mecanismo de transferência dos elementos tóxicos do fertilizante para o solo.

Num programa de controle ambiental para sistemas intensivos de produção de bovinos de leite, a INAA foi aplicada para fazer a caracterização mineral dos insumos agrícolas utilizados no sistema. O método permitiu a determinação de 26 elementos, sendo que a maioria encontrava-se ao nível de $\mu\text{g g}^{-1}$ (PRIMAVESI et al., 2000).

Mais recentemente, a INAA foi aplicada para determinar as concentrações de Fe, Mn, Mo e Zn, em amostras de duas variedades de guandu, que foram adubadas com fertilizantes contendo cada um desses minerais. Os resultados permitiram verificar o efeito da adubação na absorção desses elementos para plantas, cujas folhas foram coletadas em duas diferentes épocas, espaçadas por 4 meses (PIASENTIN et al., 2000).

Os objetivos do presente trabalho foram:

– Para 82 amostras de folhas de duas variedades de guandu (*Cajanus cajan*, Millsp), tratadas ou não com duas doses de fertilizantes minerais, e coletadas em duas épocas diferentes, determinar as concentrações de 10 elementos essenciais e/ou benéficos para as plantas (Ca, Co, Cu, Fe, K, Mg, Mn, Mo, Na e Zn), e outros 10 elementos que pouco aparecem ou não são citados na literatura para esta planta forrageira (As, Cr, Eu, La, Pr, Sb, Se, Th, U e V), por meio da INAA.

– Avaliar o efeito da adubação com oito diferentes fertilizantes minerais sobre as concentrações de todos os elementos analisados, em relação às plantas não adubadas.

– Investigar, separadamente, as variações nas concentrações dos 20 elementos analisados nas folhas de duas variedades de guandu, devidas a duas diferentes épocas de corte das folhas e à utilização de duas diferentes doses de fertilizantes.

– Estudar o efeito causado por possíveis interações entre época de coleta das folhas, dose de fertilizantes minerais, uso ou não de diferentes fertilizantes, nas concentrações dos elementos sob investigação, para as duas variedades de guandu aqui analisadas.

Este trabalho foi feito com a colaboração do Dr. Odo Primavesi, do Departamento de Solos, Nutrição e Plantas do Centro de Pesquisa de Pecuária do Sudeste, EMBRAPA/CPPS, São Carlos-SP.

2. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O GUANDU

2.1. Classificação e nomenclatura

O guandu, *Cajanus cajan* (L.) Millsp, é um arbusto leguminoso, perene, que pode atingir alturas de até 5 m. Pertence à família botânica *Leguminosae*, à sub-família *Faboideae*, à tribo *Phaseoleae* e ao gênero *Cajanus* (WUTKE, 1987). Atualmente, são conhecidas 32 espécies de *Cajanus* (VAN DEN BELDT, 1988).

O nome genérico *Cajanus* derivou-se do nome malaio *Katjang*, e essa leguminosa é conhecida nos vários países do mundo nos quais é encontrada por diferentes denominações, dentre as quais merece destaque, *pigeonpea*, ou ervilha de pombo (HAAG, 1986).

No Brasil também recebe diferentes nomes, como andu no semiárido nordestino, guando no Estado do Rio de Janeiro e guandu em quase todo o Sudeste (KHATHOUNIAN, 1999).

2.2. Origem, distribuição geográfica e situação atual

A origem exata do feijão guandu ainda é incerta. Alguns autores acreditam que o guandu é originário da Índia, tendo sido transportado, posteriormente, para a Malásia, e então para a África Oriental, aonde do Vale do Nilo teria atingido a África Ocidental. Os historiadores acreditam que a partir daí a cultura foi deslocada para o “Novo Mundo”, através do Zaire ou Angola, antes mesmo do principal comércio de escravos (ANÔNIMO, [s.d.]a). OZA (1972), aventou a provável origem da espécie na Índia, em função da sua maior diversidade nesse local.

Por outro lado, outros autores, como PURSEGLOVE (1968), ZEVEN e ZHUKOVSKY (1975), reconhecem a África como o centro de origem e a Índia como centro secundário.

Segundo AKINOLA et al. (1975), investigações posteriores indicaram uma possível origem do guandu na região compreendida entre o Egito e a África Oriental, de onde se espalhou principalmente para a Índia e outras regiões tropicais e sub-tropicais do mundo.

O guandu está largamente distribuído em aproximadamente 14 países. Os maiores produtores no mundo incluem a Índia, seguido por Uganda, Tanzânia, Kênia, Malawi, Etiópia e Moçambique, na África; República Dominicana, Porto Rico e Índias Ocidentais, na região do Caribe e da América Latina; Burma, Tailândia, Indonésia e Filipinas, na Ásia, e Austrália (SINHA, 1997). Vários países da África, nas regiões central, ocidental e sul, das Américas do Norte, Central e do Sul, têm sido identificados como áreas potenciais para a produção de guandu (PHATAK et al., 1993). A Índia é responsável pela produção de aproximadamente 85 % do guandu mundial, ou seja, 2,6 milhões de toneladas, em cerca de 3,5 milhões de ha.

Na África e nas Américas a importância do guandu tende a ser subestimada, visto que áreas inferiores a 1.000 ha não são registradas pela FAO, a qual cessou a publicação de estatísticas relativas a esta leguminosa a partir de 1975 (VAN DER MAESEN et al., 1983).

Em 1972, foi criado o “Instituto Internacional de Pesquisas sobre Culturas para os Trópicos Semi-áridos” (ICRISAT), com o compromisso de melhorar as culturas para alimentação dos trópicos semi-áridos, até então negligenciadas. O guandu, por contribuir como um conjunto diverso de produtos, tais como, alimento, lenha, forragem e aumentar a fertilidade do solo, apresentou um fascinante alcance de melhorias não encontradas em muitas das outras culturas disponíveis (ANÔNIMO, [s.d.]b).

Os Estados Unidos, desde 1978, têm feito projetos para introduzir o guandu como uma produção em larga escala no sudeste (Geórgia e Mississipi) e no baixo sul (Flórida) de seu território, devido à importância de seu potencial de mercado e opções de uso, além de ser uma boa cultura alternativa, com baixos requerimentos de fertilizantes e necessidade mínima de pesticidas (PHATAK et al. 1993).

No Brasil, é encontrado em quase todos os estados e utilizado de várias maneiras, porém, a principal área de concentração localiza-se na região Nordeste.

O guandu ainda tem se tornado uma parte importante dos esforços do “Projeto Novas Florestas” para ajudar na restauração do sul do globo (BOSTER e EKLUND, [s.d.]).

2.3. Condições de clima e solo favoráveis ao guandu

De acordo com COSTA (1990), o guandu desenvolve-se bem em condições de clima quente e úmido, com temperatura média entre 18 e 30 °C, e precipitação pluviométrica variando de 500 a 1.700 mm ano⁻¹. Apesar de resistir excepcionalmente à seca, a umidade relativa do ar elevada por períodos longos provoca ataque severo das folhas por doenças fúngicas, como *Cercospora* e *Colletotrycum*. A geada também causa severos danos, chegando a matar as plantas. Noites frias e clima nublado afetam a fertilização das flores e a produção de sementes. Vegeta desde áreas litorâneas até altitudes de 700 m, embora possa ser encontrado em altitudes de até 2.000 m. Em função desse perfil de exigências climáticas, o guandu produz satisfatoriamente quando semeado de outubro até o começo de janeiro, no Centro-Sul do Brasil, ou seja, o início do período chuvoso. Desenvolve-se melhor em solos profundos e bem drenados, mas pode vegetar desde em solos arenosos até argilosos pesados. Não se adapta a solos inundáveis ou encharcados, o que costuma ser um desastre total para o guandu. Tolerância ampla faixa de variações de pH (5 a 8), porém apresenta melhor desempenho em solos aproximadamente neutros. Essa preferência fica demonstrada pelos resultados obtidos, como por exemplo, embora sejam obtidas colheitas razoáveis de forragem em solos ácidos com 2 a 4 t MS ha⁻¹ (toneladas de matéria-seca por hectare), através da correção da acidez e adubação, podem ser obtidas produções de até 14 t MS ha⁻¹ ano⁻¹.

2.4. Utilizações do guandu

2.4.1. Utilização do guandu como adubo verde

A utilização do guandu como adubo verde proporciona proteção e recuperação do solo através da cobertura vegetal, que melhora suas propriedades físicas e químicas, principalmente sua estrutura, por meio da incorporação de grandes quantidades de matéria

orgânica, cerca de 15 a 20 toneladas de massa verde por hectare em terras mais fracas, ou 30 a 40 toneladas em terras melhores (LOVADINI e MIYSAKA, 1972), com conseqüente enriquecimento do solo (HAAG, 1986; WUTKE, 1987).

O enriquecimento do solo em nitrogênio ocorre através da simbiose estabelecida com as bactérias fixadoras do nitrogênio atmosférico, do gênero *Rhizobium*, nas ramificações do sistema radicular. Por isso, COSTA (1990), recomenda que em locais onde o guandu nunca foi cultivado, sempre que possível, deve-se proceder à inoculação das sementes com essas bactérias. Sua capacidade de fixação de nitrogênio situa-se entre 90 e 150 kg N ha⁻¹ ano⁻¹. A utilização do nitrogênio atmosférico, natural, apresenta várias vantagens em relação à utilização de fertilizantes nitrogenados artificiais, já que para as duas melhores opções desses fertilizantes têm-se inconvenientes. A uréia, que tem uma boa concentração, volatiliza rápido; enquanto que o sulfato de amônio que não volatiliza tão facilmente, apresenta apenas 20 % de concentração (BALDAN, 1999). As folhas de guandu mortas, que cobrem o solo, oferecem 80 % de nitrogênio sem qualquer custo (SOUZA, 1997).

O guandu tem sido utilizado com tal finalidade na recuperação de terras desgastadas e empobrecidas, especialmente após serem cultivadas com cana-de-açúcar, algodão, banana e abacaxi, adaptando-se bem às condições do cerrado brasileiro (HAAG, 1986; WUTKE, 1987).

No Brasil, essa leguminosa vem sendo utilizada em esquemas de rotação de cultura, consorciação ou até como fornecedor de cobertura vegetal.

O sistema de consórcio, ou ainda “pastagem mista”, consiste no cultivo do guandu juntamente com outras culturas, principalmente de gramíneas, já que neste caso além de ser feita a recuperação do solo, pode também ter uma outra opção de forragem para o gado durante todo o ano (SEIFFERT e THIAGO, 1983; BALDAN, 1999).

2.4.2. Utilização do guandu na alimentação humana

Cerca de 2,7 milhões de ha são cultivados com guandu em todo o mundo, e estima-se que 90 % dessa área corresponde ao cultivo na Índia, onde é considerado uma das mais importantes fontes de proteína para a alimentação humana (NEME, 1982).

No Brasil, é encontrado em quase todos os estados e utilizado de várias maneiras, embora seu principal consumo se restrinja à região Nordeste. Ainda tem presença importante em todo o Brasil Central, onde participa dos quintais domésticos da periferia das cidades, como fornecedor de grãos para o consumo humano (SEIFFERT e THIAGO, 1983).

Nas Américas, o guandu é colhido principalmente na forma de vagem verde, que consiste da vagem imatura mais semente, para atender à demanda por legumes verdes e produtos enlatados (WUTKE, 1987).

Na Índia, o feijão guandu é consumido na forma de farinha, denominada *dhal*, ou como sopa, feita de grãos descascados e quebrados (HAAG, 1986).

De acordo com PHATAK et al. (1993), o conteúdo de proteína das cultivares de guandu comumente cultivadas varia entre 17,9 e 24,3 g/100g, para amostras de grãos inteiros, e entre 21,1 e 28,1 g/100g para grãos quebrados. As espécies selvagens de guandu parecem ser uma fonte muito promissora de alta-proteína, sendo que vários genótipos de alta-proteína têm sido desenvolvidos com teor protéico superior a 32,5. Sua proteína é rica em lisina, leucina e histidina, porém, deficiente em alguns outros aminoácidos essenciais, tais como, metionina, treonina e triptofano (HAAG, 1986).

O amido de guandu possui teor adequado de amilose, o que o torna muito útil como estabilizante para pastas, durante aquecimento ou agitação, e como espessante para sopas e caldos desidratados, segundo WUTKE (1987).

A composição nutricional dos grãos de guandu ainda contém, aproximadamente, de 57,3 a 58,7 % de carboidratos, de 1,2 a 8,1 % de fibra crua, e de 0,6 a 3,8 % de lipídeos (SINHA, 1977). Também é uma boa fonte de minerais, como cálcio, fósforo,

magnésio, ferro, enxofre e potássio, além de vitaminas solúveis, especialmente tiamina, riboflavina, niacina e cholina (PHATAK et al., 1993).

Estudos recentes acerca das qualidades nutricionais e da viabilidade da utilização de farinha de guandu em produtos de panificação e em misturas de farinhas desidratadas, visam diminuir o consumo de outras farinhas, principalmente a de trigo, como por exemplo, na produção de macarrão (CASAGRANDI et al., 1999).

2.4.3. Utilização do guandu na nutrição animal

As pastagens constituem a base da dieta dos ruminantes na grande maioria dos sistemas de produção das regiões tropicais.

Contudo, como a produção de forragem ao longo do ano é irregular no Brasil, devido à ocorrência de estiagens periódicas, ocorre insuficiência de alimentos no período crítico de inverno, quando os pastos de gramíneas estão completamente secos (SOUZA, 1977).

Uma fonte econômica de proteína para a alimentação suplementar durante o período das secas são as leguminosas forrageiras, das quais destacam-se as arbustivas, sobretudo o guandu (MALAQUIAS Jr. et al., 1991). Como forrageira, as folhas, vagens e hastes finas têm sido usadas para feno, silagem, pastejo direto no período seco e, ainda, para formação de bancos de proteínas.

As diversas formas de utilização das leguminosas forrageiras tropicais têm sido pesquisadas em vários países, notadamente na Austrália e recentemente no Brasil (PERES et al., 1990).

O guandu é considerado de alto valor nutritivo para o gado de corte e de leite, e a farinha produzida pode ser utilizada na suplementação alimentar de suínos e aves (COSTA, 1990).

Desta forma, o guandu pode se constituir em uma alternativa boa e barata para a manutenção do peso do gado, nos meses sem chuva, isto é, de abril a setembro; pois apresenta elevada resistência à seca, tolera solos de baixa fertilidade, propaga-se facilmente por sementes e fornece quantidades apreciáveis de massa verde durante o período de inverno (SOUZA, 1997).

Uma outra forma de utilização do guandu, que apresenta grande interesse, é a sua introdução em faixas nas pastagens decadentes de gramíneas já existentes, constituindo um sistema de consórcio. Nos meses de chuva, o gado prefere a gramínea e não come o guandu, enquanto que na seca, a leguminosa se torna mais apetecível permitindo que a gramínea descanse e se recupere. Portanto, este sistema de pastagem mista permite ao pecuarista manter seu rebanho em regime de pasto durante todo o ano, a um baixo custo, além da descompactação e recuperação do solo, com conseqüente recuperação dos pastos de gramíneas (COSTA, 1990; BALDAN, 1999).

Em vista do valor protéico do guandu ser bem conhecido, tem-se verificado um crescente interesse de pecuaristas e pesquisadores na sua utilização, em áreas exclusivas para formação de bancos de proteína ou legumineiras, visando à suplementação protéica de animais no período crítico do ano em produção de forragem, no Brasil (MALAQUIAS Jr. et al., 1991).

A forragem de guandu também pode ser utilizada na nutrição de bezerros, da qual dependerá o sucesso da criação de bovinos, como uma opção para manter a elevada exigência de nutrientes durante essa fase, baixando os custos de produção sem prejuízo na dieta dos animais, através do pastejo ou de seu fornecimento no cocho, sob a forma de feno ou verde picado (MALAQUIAS Jr. et al., 1991).

Segundo MANZANO e MANZANO (1990), dentre as leguminosas tropicais, o guandu pode ser utilizado como parte do volumoso nas rações dos eqüinos, já que além de apresentar elevados teores de proteína e de matéria seca, tem boa aceitação pelos animais no período seco.

2.4.4. Outras utilizações do guandu

Há referências literárias sobre as propriedades medicinais do guandu, que por meio de decocções de suas folhas e hastes, poderiam ser utilizadas como diurético, laxante e no tratamento de dores de garganta (HAAG, 1986).

KHATHOUNIAN (1999), comenta que atualmente, em Piracicaba, substâncias presentes nos grãos de guandu estão sendo estudadas no controle do diabetes.

Existe ainda uma outra grande variedade de utilidades clínicas que podem ser atribuídas ao guandu, em diferentes lugares do mundo (ANÔNIMO, [s.d.]c).

2.5. Aspectos de nutrição mineral

A análise elementar da matéria-seca das plantas mostra que cerca de 90 % do total de elementos corresponde ao C, O e H, e o restante aos minerais (FAQUIN, 1997).

Com exceção desses três elementos, que são supridos às plantas através da água presente no solo e do ar, a partir do CO₂ atmosférico, os demais elementos essenciais ao crescimento das plantas têm o solo como fonte primária (DO VALE, 1997).

As plantas absorvem do solo, sem muita discriminação, todos os elementos químicos que se apresentam na forma disponível. Portanto, além dos elementos essenciais, macro e micronutrientes, as plantas absorvem outros elementos não essenciais que apresentam apenas efeitos benéficos no desenvolvimento de algumas plantas, bem como outros que apresentam efeitos tóxicos, mesmo quando presentes em pequenas quantidades. Deve ser lembrado que qualquer elemento pode tornar-se tóxico para as plantas quando presente em elevadas concentrações (FAQUIM, 1997).

MALAVOLTA (1980), classifica os elementos minerais absorvidos pelas plantas em três grupos:

Essenciais - São nutrientes minerais, sem os quais a planta não vive.

Úteis - Não são essenciais, a planta pode viver sem eles. Entretanto, sua presença é capaz de contribuir de alguma forma no crescimento e produção da planta.

Tóxicos - Podem ser essenciais ou não, mas, neste caso são prejudiciais à planta. Um elemento essencial é potencialmente tóxico, dependendo da sua concentração no meio.

Apesar de mais de 60 elementos químicos já terem sido encontrados nos vegetais, somente 17 são realmente essenciais para a produção vegetal, pois sem qualquer um deles as plantas não conseguem completar o seu ciclo de vida, isto é, formar semente viável (PERES, 1999).

Esses elementos nutrientes, ou essenciais, para as plantas são: **C, H, O, N, P, S, K, Ca, Mg, Fe, Mn, Cu, Zn, Mo, B, Ni e Cl.**

Contudo, à medida que melhores técnicas de experimentação forem desenvolvidas e houver disponibilidade de sais mais puros, é possível que outros elementos sejam adicionados a esta lista de nutrientes essenciais.

Na e Co não são considerados elementos essenciais, mas apenas benéficos para algumas plantas (PERES, 1999).

O cobalto é necessário para as bactérias que fixam nitrogênio e, por conseguinte, é necessário para as leguminosas que estão fazendo simbiose com esses organismos. Entretanto, alguns autores acreditam que plantas supridas com N não necessitam de cobalto (PERES, 1999).

MOTAVALLI et al., [s.d.], ainda citam V, Se, Al e Si como elementos benéficos.

Em relação ao feijão guandu, há um número relativamente insuficiente de pesquisas detalhadas sobre nutrição mineral até o presente momento (EL BARADI, 1978).

A resposta dessa leguminosa à aplicação de fertilizantes também é pouco conhecida e/ou mencionada em literatura, até mesmo na Índia, onde sua cultura é de grande importância na alimentação humana (HAAG, 1986).

As informações disponíveis a respeito de sintomas de deficiência nutricional no quando restringem-se aos seguintes elementos: nitrogênio, fósforo, potássio, cálcio, magnésio e ferro, quando se utiliza substrato de areia. Posteriormente, em estudos utilizando-se solução nutritiva não renovada foram observados sintomas de deficiência mineral de enxofre, manganês, boro, zinco, e toxicidade de manganês (HAAG, 1986).

Segundo DO VALE et al. (1997), os nutrientes supridos pelo solo não são exigidos em iguais quantidades pelas plantas, e o principal fator que controla o teor de nutrientes nas plantas é o potencial de absorção, que é geneticamente fixado. Desta forma, tem-se, por exemplo, que o teor foliar de N e K é cerca de dez vezes maior que o de P, S e Mg, ou cerca de mil vezes maior que o de Fe, Zn e Mn. Entre as espécies pode haver diferenças quanto ao teor de um dado nutriente, o que é também determinado geneticamente.

Há uma divisão, de certa forma arbitrária, quanto à exigência mineral, que classifica os nutrientes que ocorrem em teores mais elevados nas plantas como *macronutrientes* (N, P, K, Ca, Mg e S). Enquanto que, os menos exigidos são denominados *micronutrientes* (Fe, Mn, Zn, Cu, Mo, B, Ni e Cl).

Fatores externos, como por exemplo, a variação de uma unidade de pH, podem alterar a disponibilidade de Fe em cerca de mil vezes (DO VALE, 1997).

Uma outra característica interessante da nutrição mineral é que a extração dos nutrientes do solo pelas plantas não ocorre nas mesmas quantidades durante seus vários estádios de crescimento. Tanto para as culturas anuais quanto para as perenes nos seus períodos produtivos, a curva que descreve a extração dos nutrientes em função do tempo é, em geral, uma sigmóide, da mesma forma que acontece com a produção de matéria-seca. Quando a planta é nova a absorção dos nutrientes do solo é muito pequena. Em seguida tem-se um período de acumulação logarítmica, ou seja, uma grande produção de matéria-seca e intensa absorção dos nutrientes. Quando a planta entra no período de maturação, num período final, há uma fase de estabilização, onde a absorção é muito pequena ou mesmo nula (FAQUIN, 1997).

De um modo geral, no guandu, verifica-se uma fase *lag* inicial no acúmulo de matéria seca entre 30 e 85 dias de idade da planta. Fase *lag* é o intervalo de tempo decorrido entre o estímulo e a resposta, ou seja, um período de indução inicial, durante o qual alterações internas preparam o organismo para o crescimento. As taxas de acumulação líquida durante essa fase parecem ser tão elevadas quanto em qualquer outra fase do desenvolvimento da espécie, indicando que essa fase *lag* deve ocorrer em função de uma acumulação relativamente vagarosa da área foliar, e com um elevado investimento inicial no desenvolvimento radicular. Após essa fase, a taxa de desenvolvimento aumenta com o incremento na área foliar, até atingir um crescimento máximo, para então declinar (WUTKE, 1987).

2.6. MACRONUTRIENTES

De um modo geral, os macronutrientes têm um papel estrutural nas plantas, isto é, estão mais relacionados à formação de moléculas; enquanto que os micronutrientes participam de processos metabólicos, ativando certas enzimas, ou seja, um papel regulatório (PERES, 1999).

Segundo HAAG (1986), a compilação mais completa sobre concentração de macronutrientes em plantas de guandu bem desenvolvidas, e em outras deficientes nesses nutrientes, provém dos experimentos de NICHOLS (1965), onde as concentrações de N, P, K, Ca, Mg, além do micronutriente Fe, nas folhas, foram determinadas a 9 e 16 semanas após a sementeira. Entretanto, as amostras coletadas são formadas por folhas de diferentes idades fisiológicas.

PHATAK et al. (1993), também apresentam valores de concentrações dos macronutrientes Ca, Mg, P, K e S, dos micronutrientes Cl e Cu, além do elemento benéfico Na, para o guandu, contudo, sem referências adicionais sobre a idade das plantas ou das folhas.

Porém, ainda pouco se sabe a respeito da composição mineral do guandu, bem como do seu comportamento em relação à absorção de minerais, quando tratado com fertilizantes, nas diversas condições de clima e de solo.

A absorção dos nutrientes depende, em grande parte, do crescimento e desenvolvimento das plantas, porém, pouco se sabe a respeito do modo e padrão de absorção em guandu. Os aumentos na matéria-seca e na absorção de nutrientes minerais ocorrem continuamente, atingindo o máximo da taxa de assimilação por acumulação entre o florescimento e a formação de sementes, nas plantas de guandu. As folhas são geralmente mais ricas em Ca e Mg do que as outras partes da planta, em todos os estádios de crescimento, enquanto que os teores de N, P e K são maiores nas sementes. O teor de N das folhas diminui de 4-5 % para 1,5 % no período de abscisão, indicando que dois-terços desse teor são redistribuídos dentro da planta durante a senescência das folhas (HAAG, 1986).

2.6.1. NITROGÊNIO

Os tecidos vegetais apresentam, em geral, teores de N que variam de 2 a 5 % da matéria-seca. É o mineral mais exigido pelas plantas, com poucas exceções às culturas (FAQUIM, 1997).

As leguminosas têm a propriedade de fixar o N diretamente do ar, desde que se verifique uma simbiose eficiente com as bactérias do gênero *Rhizobium* presentes nos nódulos das suas raízes, sendo este o sistema fixador de nitrogênio de maior interesse agrícola. Desta forma, o crescimento das leguminosas independe do N do solo ou da adubação nitrogenada (WERNER, 1977).

A eficiência deste processo de fixação está diretamente ligada à formação e ao desenvolvimento dos nódulos, que dependem do tipo de solo, estação climática do ano, ciclo de vida da cultivar e ainda do fornecimento adequado de outros nutrientes, podendo ocorrer deficiência de N em condições inadequadas. Parece ser necessário um fornecimento contínuo de quantidades adequadas de nitrogênio para o manejo de uma pastagem, quando se deseja altas produções com elevado valor nutritivo (HAAG, 1986).

Para o guandu, em geral, não têm sido obtidos resultados positivos através da prática experimental de fertilização nitrogenada. LANDRAU e SAMUELS (1958); PIETRI et al. (1971), verificaram que a aplicação de fertilizantes contendo diferentes

níveis de N, P_2O_5 e K_2O , não provocou efeito sobre o rendimento de guandu. A aplicação de N também, não afeta a absorção de macronutrientes em guandu (DALAL e QUILT, 1977).

Aplicações foliares de nutrientes também não afetaram significativamente o rendimento de grãos, altura da planta, peso de sementes e teor protéico de dois cultivares de guandu (BADILLO-FELICIANO et al., 1977).

DALAL e QUILT (1977), observaram um aumento significativo na concentração de Mn, obtido pela aplicação de N, o qual provavelmente se deveu à alteração do pH do solo, já que existe uma correlação positiva entre a concentração de Mn e o pH do solo.

Entretanto, vários nutrientes interferem na nodulação das raízes e fixação simbiótica do nitrogênio pelas leguminosas forrageiras. Deficiências de Mo, Ca e B, além da elevada acidez do solo, afetam a produção de N, inicialmente restringindo a formação de nódulos e prejudicando o funcionamento dos mesmos; enquanto que, plantas deficientes em P, Mg, K, S, Cu, Zn, Mn e Fe têm sua produção de N reduzida, com conseqüente diminuição do crescimento (HAAG, 1986). AKINOLA et al. (1975), relata resultados experimentais de outros autores confirmando o efeito sinérgico do Mo em relação ao N.

LONERAGAN (1964), inclui ainda o Co como elemento indispensável à formação dos nódulos. Outros autores dizem que o Co é necessário para as bactérias que fixam o nitrogênio e, conseqüentemente, também torna-se importante para as leguminosas que participam desta simbiose com aqueles organismos; contudo, plantas supridas com N não precisam de Co (PERES, 1999).

2.6.2. FÓSFORO

Dependendo da espécie e do órgão analisado, a necessidade de P para um ótimo crescimento das plantas varia entre 0,1 e 0,5 % na matéria-seca. De maneira geral, sua exigência é igual à do S, e menor que à de N, K, Ca e Mg, nas plantas (FAQUIM, 1997).

HAAG (1986), menciona que a deficiência em P impede o aumento no número de nódulos e o crescimento dos mesmos nas raízes das leguminosas, afetando negativamente a produção de compostos nitrogenados.

A taxa de absorção de P, da mesma forma que a de N, alcança um valor máximo ao final da fase vegetativa, fase essa que segundo WUTKE (1987), tem início por volta de 60 dias após a semeadura. Durante a fase reprodutiva há um declínio na absorção destes nutrientes.

O P é um elemento limitante ao estabelecimento e desenvolvimento adequado de forrageiras leguminosas no Brasil, já que a maioria dos solos apresenta níveis extremamente baixos desse nutriente. Desta forma, a aplicação de P, mesmo quando não acompanhada pela correção da acidez através da calagem, provoca uma resposta imediata da planta (HAAG, 1986).

A importância de um suprimento adequado de P para que se tenha um aumento na produtividade de gandu tem sido reconhecida há muito tempo (HAAG, 1986).

Segundo DALAL e QUILT (1977), quando se usa um nível mais elevado de P para adubação, ou seja, 250 kg de P_2O_5 por hectare, verifica-se um aumento na taxa de absorção de N e Mg; enquanto que para que haja absorção de P são necessários somente 100 kg por hectare. A aplicação de P não afeta a absorção de K e Ca, porém reduz significativamente a concentração de Zn na planta, e mantém os níveis de Cu, Fe e Mn inalterados.

Alguns autores atribuem o crescimento das plantas, o maior número de ramificações, os índices de área da folha e o acúmulo de matéria-seca, ao aumento na nodulação e fixação de nitrogênio, devido à adubação com P.

2.6.3. POTÁSSIO

O requerimento de K para o ótimo crescimento das plantas está aproximadamente entre 2 a 5 % na matéria-seca, variando em função da espécie e do órgão analisado. O K é o segundo nutriente mais exigido pelas plantas, perdendo apenas para o N (FAQUIM, 1997).

Os teores de K no solo podem ser alterados pela calagem, devido ao antagonismo existente entre esse elemento e o Ca e Mg do calcário, bem como ao aumento da capacidade de troca de cátions (CTC) no solo (LIMA e COLOZZA, 1980).

Leguminosas deficientes em K apresentam menor crescimento, além de terem a fixação do N atmosférico prejudicada pela diminuição do número de nódulos (WERNER, 1977).

Em geral, o guandu não responde à aplicação de K, exceção feita para os solos com baixa disponibilidade deste elemento (HAAG, 1986).

ANDREW (1962), verificou que o K não estimula a nodulação das raízes ou a fixação do N, a não ser com suprimento adequado de P.

A aplicação de K em pastagens mistas de leguminosas e gramíneas aumenta a proporção da primeira em relação à segunda. De acordo com NELSON (1974), o K funciona como um elemento de controle para manter a leguminosa na mistura.

LIMA e COLOZZA (1980), acrescentam que em solos deficientes, as gramíneas apresentam baixa CTC, e são mais eficientes na remoção de K; enquanto que as leguminosas com CTC das raízes relativamente mais alta, são, de um modo geral, mais eficientes na remoção de Ca e Mg do solo.

2.6.4. CÁLCIO E MAGNÉSIO

Segundo FAQUIM, 1997, Ca, Mg e S são conhecidos como macronutrientes secundários, já que se constituem em componentes fertilizantes e/ou corretivos que são comercializados por seu conteúdo em NPK (nitrogênio, fósforo e potássio), ou por sua capacidade corretiva, embora não haja qualquer distinção do ponto de vista de nutrição mineral das plantas.

Os teores de Ca nos tecidos foliares variam amplamente entre diferentes espécies, desde menos de 0,4 até cerca de 4 %, para culturas normais. As quantidades de Ca exigidas também são bastante variadas para as diferentes culturas, estando entre cerca de 10 até 200 kg ha⁻¹ de Ca (FAQUIM, 1997).

Os teores de Mg nas folhas das plantas normais variam pouco entre as espécies, situando-se em geral na faixa de 0,2 a 0,4 %. As exigências das culturas em Mg são relativamente baixas, ou seja, da ordem de 10 à 40 kg ha⁻¹ para a maior parte dos casos (FAQUIM, 1997).

Especificamente para as leguminosas, Ca e Mg têm atuação efetiva no processo de fixação de N pelas bactérias em simbiose nos nódulos dessas plantas (RIBEIRO, 1984).

A principal forma de fornecimento de Ca e Mg ao solo está normalmente ligada ao processo de calagem, ou aplicação de calcário (CaCO₃ e MgCO₃). Além de disponibilizar esses nutrientes, a calagem eleva o pH do solo, aumentando o teor de fósforo e molibdênio, dentre outros, que em condições de pH baixo ficam sob formas não disponíveis às plantas. Também permite neutralizar o Al, Mn e Fe, que em pH baixo podem estar em formas e quantidades tóxicas para as plantas (RIBEIRO, 1984).

FAQUIM (1997), ainda cita a calagem como uma prática adequada para reduzir os problemas de toxidez com Cd, Pb e outros metais.

Muitos laboratórios do mundo não determinam o teor de Ca no solo, pois este sempre estará em concentração suficiente devido às técnicas utilizadas para se corrigir a acidez do mesmo (FAQUIM, 1997).

O Mg é pouco exigido pelas plantas, sendo esta exigência semelhante àquela do P e S (FAQUIM, 1997).

NORRIS (1958), considera que as respostas à calagem observadas em leguminosas tropicais são pequenas e, provavelmente, devem-se à liberação temporária de outros nutrientes pelo aumento do pH do solo, e não representam aumento de nodulação nas raízes e de crescimento da leguminosa devido ao Ca propriamente.

NORRIS (1965), também afirma que a utilização de calcário com o objetivo de promover a nodulação em alguns gêneros de leguminosas é quase desnecessária, a não ser em casos em que o pH do solo seja inferior a 4,5 ou que este apresente níveis tóxicos de Mn.

Contudo, há resultados experimentais com leguminosas tropicais mostrando que doses moderadas de cálcio têm proporcionado aumentos significativos de produção em solos excessivamente ácidos, e conseqüentemente, com teores muito baixos de Ca e Mg, e elevados de Al e Mn (HAAG, 1986).

A calagem excessiva pode ainda tornar alguns micronutrientes imprescindíveis menos disponíveis na relação entre a leguminosa e a fixação do N atmosférico pelo *Rhizobium*, o que dificulta a absorção de K, deteriora a estrutura do solo e acarreta um valor muito alto na razão entre o Ca e o P na forragem, quando não for feita adubação fosfatada (MARTINEZ et al., 1984).

EPSTEIN (1975), cita que a literatura contém muitas referências aos efeitos antagônicos entre Mg e Ca, e entre Mg e K. Este antagonismo faz com que o aumento na aplicação e absorção de um elemento resulte na diminuição da absorção do outro.

2.6.5. ENXOFRE

Os teores de S nas plantas são da ordem de 0,2 a 0,5 % da matéria-seca. As necessidades da maioria das culturas estão na faixa de 10 à 30 kg ha⁻¹ de S, ou mais elevadas para culturas exigentes (FAQUIM, 1997).

Segundo WERNER (1977), o S é muito importante no metabolismo do N e, conseqüentemente, na síntese de proteínas. As leguminosas exigem quantidades elevadas desse elemento para o seu perfeito desenvolvimento, já que apresentam altos teores de proteínas. O S se destaca na formação e desenvolvimento dos nódulos, além da fixação do N nos nódulos dessas plantas.

HAAG (1986), cita trabalhos de diversos autores que verificaram efeito benéfico de sulfato no crescimento das leguminosas, bem como o não aparecimento de deficiência de S, por longo tempo, em solos com falta deste nutriente, quando se utilizou superfosfato simples.

Alguns trabalhos realizados no Brasil mostraram o grande efeito do S no crescimento de leguminosas forrageiras (FREITAS, 1969).

2.7. MICRONUTRIENTES

Pouco se sabe a respeito dos teores de micronutrientes em guandu, nas diversas condições de clima e solo. Contudo, algumas informações estão disponíveis nos trabalhos de SINHA (1977).

Os teores de micronutrientes em guandu variam consideravelmente com a idade da planta, com as partes da planta amostradas e com as interações entre nutrientes (DALAL e QUILT, 1977; DALAL, 1980).

Porém, é esperado que o guandu apresente deficiências de todos os micronutrientes, com exceção do Mo, já que é cultivado principalmente em solos dos trópicos áridos e semi-áridos, os quais, em geral, são de baixa fertilidade, apresentam baixos teores de matéria orgânica, invariavelmente contém calcário no seu perfil, além de sofrerem com a erosão que arrasta a camada superficial rica em micronutrientes (HAAG, 1986).

2.7.1. MOLIBDÊNIO

Dentre os micronutrientes, o Mo é o mais importante para as leguminosas, por contribuir para o funcionamento eficiente do *Rhizobium* e para a transformação do N do nitrato para o N amoniacal (HAAG, 1986). Este micronutriente menos abundante no solo é o menos exigido pelas culturas, em geral. As leguminosas, particularmente, são exigentes e necessitam de adubação com este elemento (FAQUIM, 1997).

De acordo com FAQUIM (1997), plantas deficientes em Mo, normalmente, apresentam teores menores que 0,2 ppm na matéria-seca das folhas, sendo o nível crítico menor que 1,0 ppm. Nos nódulos das leguminosas têm sido encontrados teores de Mo dez vezes maior do que nas folhas.

A disponibilidade de Mo aumenta com o aumento do pH do solo e, em solos ácidos, a calagem geralmente libera pequenas quantidades deste elemento (HAAG, 1986).

DALAL e QUILT (1977), não obtiveram efeitos benéficos através da fertilização com Mo em guandu, sob condições de solo ácido.

2.7.2. BORO

O B talvez seja o nutriente mais importante para a nutrição das leguminosas depois do Mo, sendo essencial ao desenvolvimento das raízes e à formação dos nódulos (HAAG, 1986).

Nas regiões tropicais, as deficiências mais frequentes nas culturas são devidas ao B e ao Zn (FAQUIN, 1997).

FREITAS (1969), afirma que a inclusão do B em adubações pode beneficiar a produção das leguminosas forrageiras, já que este micronutriente é bastante sujeito à lixiviação, estando disponível quase que exclusivamente na fração orgânica do solo, no Brasil.

2.7.3. COBRE

O Cu é um elemento de grande importância para a nutrição das leguminosas (HALLSWORTH, 1958).

Na maioria das plantas, a concentração ótima de Cu, geralmente, está entre 5 e 20 ppm na matéria-seca. As deficiências, provavelmente, ocorrem quando seu teor na matéria-seca encontra-se abaixo de 4 ppm (FAQUIM, 1997).

A disponibilidade de Cu diminui com o aumento do pH do solo. Portanto, solos alcalinos das regiões áridas e semi-áridas podem apresentar problemas relacionados ao fornecimento desse micronutriente para o guandu (HAAG, 1986).

2.7.4. ZINCO

O Zn é um elemento essencial para a formação de compostos que promovem e regularizam o crescimento das plantas, principalmente, o desenvolvimento de nódulos das leguminosas (HAAG, 1986).

Dependendo da espécie, a concentração ótima de Zn varia de 20 a 120 ppm na matéria-seca das plantas. Em geral, deficiências estão associadas com teores de Zn menores que 20 ppm, e a toxidez ocorre acima de 400 ppm (FAQUIM, 1997).

FREITAS (1969), cita que a calagem e a adubação fosfatada reduzem a disponibilidade de Zn.

A maioria das cultivares de guandu, comumente disponíveis, mostram-se susceptíveis à deficiência de Zn (HAAG, 1986).

2.7.5. FERRO

A concentração de Fe nos tecidos vegetais considerada adequada, normalmente varia entre 50 e 250 ppm na matéria-seca. Em geral, teores abaixo de 50 ppm indicam problemas de deficiência desse elemento (FAQUIM, 1997).

HAAG (1986), comenta que diversas leguminosas cultivadas em solo que recebeu excesso de calagem, ou então, que não respondem ao tratamento para correção do pH do solo, mostram-se propensas à deficiência de Fe. Segundo KATYAL (1981), o aumento do pH do solo diminui a disponibilidade de Fe.

2.7.6. MANGANÊS

O Mn é de grande importância na síntese da clorofila, que é responsável pela produção de carboidratos na planta. Contudo, sob elevada concentração na forma solúvel, o que acontece com frequência em solos muito ácidos, pode acarretar toxidez para as leguminosas e bactérias dos nódulos (RIBEIRO et al., 1984).

O nível crítico de Mn para a maioria das culturas varia de 10 a 20 ppm na matéria-seca das folhas maduras. Os teores tóxicos podem variar de 100 a 7.000 ppm, dependendo da espécie. As leguminosas são particularmente sensíveis à toxidez com Mn (FAQUIM, 1997).

2.7.7. CLORO

Na literatura não se encontram citações sobre a deficiência de Cl em plantas sob condições de campo. Contudo, é frequente relatos sobre toxicidade do elemento (FAQUIM, 1997).

A exigência do Cl é maior que a de qualquer outro micronutriente. Normalmente são encontrados teores de Cl nos tecidos das plantas entre 2.000 e 20.000 ppm, ou seja, níveis típicos de macronutrientes. Porém, o intervalo de concentração adequado para o

crescimento está entre 340 e 1.200 ppm, na matéria-seca das plantas, sendo estes níveis compatíveis com os micronutrientes. Desta forma, considera-se que doses de 8 a 10 kg de Cl por hectare são requerimentos médios para as culturas, e podem ser supridos pela atmosfera e pela água da chuva (FAQUIM, 1997).

2.7.8. NÍQUEL

Apenas em 1987 foi demonstrada a essencialidade do Ni para as plantas. No entanto, o Ni é requerido em concentrações tão baixas que o conteúdo presente nas sementes já é suficiente para as novas plantas completarem seu ciclo produtivo (PERES, 1999).

Segundo FAQUIM (1997), o teor de Ni na matéria-seca das plantas, normalmente varia de 0,1 a 5 ppm. Os níveis críticos de toxidez para espécies sensíveis e moderadamente tolerantes são superiores a 10 e a 50 ppm, respectivamente.

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1. Tratamentos das plantas sob estudo, coleta e identificação das amostras

As primeiras folhas maduras de oitenta e duas plantas pertencentes a duas cultivares de guandu, G3 (EPAMIG 1822, adaptada a solo com baixa fertilidade) e G36 (EPAMIG 1679, adaptada a solo de média à alta fertilidade), selecionadas para este estudo, foram coletadas pela Seção de Forragicultura do Centro de Pesquisa de Pecuária do Sudeste, EMBRAPA/CPPS, São Carlos-SP. As cultivares, semeadas em 10/01/92, foram cultivadas em Latossolo Vermelho-Escuro, que recebeu dose de calcário dolomítico suficiente para se obter uma saturação por bases de 50 %, mais P_2O_5 na forma de superfosfato triplo. Além desses insumos utilizados para a correção das propriedades químicas do solo, cada planta foi submetida a duas diferentes doses de adubação (doses 1 e 2), com oito diferentes elementos, que foram aplicados individualmente, ou pela combinação de dois destes elementos, conforme mostrado na TABELA 3.1. Foram utilizados esses elementos para adubação, pois apesar de serem minerais essenciais para o metabolismo vegetal, em determinadas circunstâncias podem ocorrer em condições de toxidez. Todos os adubos utilizados estavam na forma de pó, e foram aplicados diretamente ao solo antes da semeadura.

TABELA 3.1. Fertilizantes utilizados nos tratamentos das plantas

Elemento fertilizante	Composto químico	Porcentagem do elemento	Concentração da dose 1 (kg ha ⁻¹)	Concentração da dose 2 (kg ha ⁻¹)
B	Borato de cálcio	9	1	2
Co	Óxido de cobalto	13	0,2	0,4
Cu	Sulfato de cobre	24	1	2
Fe	Óxido férrico	63	3	6
Mn	Óxido de manganês	50	2	4
Mo	Trióxido de molibdênio	59	0,1	0,2
V	Metavanadato de amônio	43	0,1	0,2
Zn	Hidróxido de zinco	70	3	6
BMn	-	-	1 e 2	2 e 4
CuCo	-	-	1 e 0,2	2 e 0,4
MnCo	-	-	2 e 0,2	4 e 0,4
MnV	-	-	2 e 0,1	4 e 0,2
MoFe	-	-	0,1 e 3	0,2 e 6
MoV	-	-	0,1 e 0,1	0,2 e 0,2

As folhas inteiras, isto é, compostas de limbo foliar e nervuras, produzidas acima de 30 cm da superfície do solo, foram coletadas em três épocas, sendo a primeira em 06/5/92 (corte 1), e a terceira em 02/3/93 (corte 3). As folhas do corte 2 não foram estudadas neste trabalho. O intervalo de tempo entre o brotamento até a coleta das folhas analisadas foi semelhante para os dois cortes, uma vez que apenas as folhas foram retiradas, deixando-se um “toco” com as raízes, que rebrotava. Contudo, nesse período de tempo entre as várias coletas de biomassa vegetal o “toco” envelhecia, e as reservas minerais do solo alteravam-se. Desta forma, as folhas apresentavam a mesma idade cronológica, de quatro meses, porém, idade fisiológica diferente, já que a disponibilidade de água e a temperatura variam ao longo do ano. Para cada um dos casos estudados, relativos à variedade do guandu, ao elemento utilizado como fertilizante, à dose do fertilizante e à época de coleta das folhas, está associada uma planta que foi cultivada nas mesmas condições que as demais, com exceção de não ter recebido qualquer adubação

mineral, ou seja, as plantas testemunhas. Um esquema do tratamento ao qual as plantas foram submetidas e de identificação de cada uma das amostras está resumido na Figura 3.1.

Variedade	G3				G36			
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubação	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Amostras de Guandu em estudo							
Zn	1	12	22	32	42	52	62	72
B	2	13	23	33	43	53	63	73
Cu	3	14	24	34	44	54	64	74
Fe	4	15	25	35	45	55	65	75
Mn	5	16	26	36	46	56	66	76
Mo	6	17	27	37	47	57	67	77
Co	7	18	28	38	48	58	68	78
V	8	19	29	39	49	59	69	79
MoV	10	-	-	-	-	-	71	-
MnCo	11	-	-	-	-	61	-	-
CuCo	-	21	-	-	-	-	-	82
MnV	-	-	31	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	41	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	51	-	-	-
Zero (Testemunha)	9	20	30	40	50	60	70	80

Figura 3.1. Esquema do tratamento utilizado para as plantas e identificação das amostras de guandu

3.2. Tratamento dos envoltórios de amostras e padrões

Todo o plástico usado para a confecção dos envoltórios, para amostras e padrões, foi previamente deixado de molho em solução de HNO₃ (1:5), por aproximadamente 3 dias e, depois lavado várias vezes com água deionizada e destilada, respectivamente. Este procedimento tem por objetivo eliminar as impurezas externas.

Após o tratamento, pequenos envelopes de plástico foram confeccionados para que as amostras e padrões utilizados no presente trabalho pudessem ser acondicionados.

3.3. Preparação das amostras para análise

As folhas das plantas frescas foram secas em estufa, com circulação forçada de ar à 65 °C, por aproximadamente 48 horas. Depois foram moídas em moinho tipo Willey e passadas por peneira de 20 mesh (0,84 mm), formando um conjunto homogêneo. Aliquotas da ordem de 200 mg das amostras foram pesadas dentro de envelopes plásticos, tratados conforme descrito no item 3.2.

3.4. Reagentes utilizados

Para o preparo das soluções padrão foram utilizados os seguintes reagentes de grau analítico:

- Ácido nítrico 65 % Merck
- Ácido clorídrico Merck
- Ácido sulfúrico Merck
- Ácido fluorídrico Merck
- Hidróxido de amônio Carlo Erba
- Sais, metais ou óxidos, espectroscopicamente puros, dos elementos: As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn

3.5. Equipamentos utilizados

- Balança analítica, marca Mettler com precisão de 5×10^{-5} g
- Purificador de água Barnstead
- Mufla TEMCO Thermolyne, Corporation Dubuque, IOWA, USA
- Estufa de esterilização universal Fabbe-Primar, Mod. 219
- As medidas de radiação gama foram feitas em um espectrômetro de raios gama, constituído de um detector de Ge hiperpuro da EG&G ORTEC POP TOP, modelo 20190P, com resolução (FWHM) de 0,80 keV para o fotopico de 122 keV, e 1,80 keV para o fotopico de 1332 keV, determinadas para o ^{57}Co e ^{60}Co , respectivamente. O detector foi conectado a um sistema composto por um cartão ACE, modelo 916A MCB com 8192

canais, marca EG&G ORTEC, amplificador, fonte de alta tensão e microcomputador. A função do microcomputador foi analisar os dados armazenados na memória do multicanal, possibilitando a obtenção dos espectros de raios gama através do programa MAESTRO II da EG&G ORTEC. O programa VISPECT2 foi utilizado para o processamento dos espectros, que foram previamente gravados em disquetes.

3.6. Preparação de padrões

Uma vez que o presente trabalho utiliza o método de análise por ativação com nêutrons comparativo, é fundamental que sejam utilizados padrões de boa qualidade para que se possam obter resultados confiáveis.

Os padrões foram preparados a partir de soluções obtidas pela dissolução dos elementos ou de seus compostos espectroscopicamente puros. Aliquotas de 25 μL ou 50 μL dessas soluções foram transferidas, por meio de pipetadores automáticos, previamente calibrados, para papel de filtro Whatman nº 41, de aproximadamente 1 cm^2 de área, e secos sob lâmpada de raios infravermelhos ou à temperatura ambiente, dependendo da volatilidade do elemento. Após secos, os papéis de filtro foram colocados em envelopes de polietileno, previamente limpos, conforme descrito no item 3.2.

Na TABELA 3.2 estão resumidas as informações sobre a fórmula química dos compostos utilizados na preparação das soluções padrão, o procedimento utilizado e a concentração do elemento de interesse na solução, para cada um dos elementos que foram determinados neste trabalho.

TABELA 3.2 - Preparação das soluções padrão

Elemento	Composto químico	Preparação da Solução	Concentração (mg mL ⁻¹)
As	As ₂ O ₃ (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	0,304
Ca	CaCO ₃ (Carlo Erba)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	34,7
Co	Co metálico (Aldrich Chemical Co)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	0,0446
Cr	Cr metálico (Johnson Matthey)	Dissolução com HF e H ₂ SO ₄ , diluição com água destilada	0,102
Cu	CuO (Carlo Erba)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	2,11
Eu	Eu ₂ O ₃ (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	0,0880
Fe	Fe metálico (Aldrich Chemical Co)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	7,24
K	K ₂ CO ₃ (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	40,0
La	La ₂ O ₃ (Drug Houses Ltd.)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	0,102
Mg	MgO (Chimie Test)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	5,5
Mn	MnO ₂ (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	0,130
Mo	Molibdato de amônio (Merck)	Dissolução com HNO ₃ , diluição com água destilada	2,01
Na	NaCl p.a. (Merck)	Calcinado à 800°C, por 2 horas, dissolução com água destilada	6,52
Pr	Pr ₆ O ₁₁ (Johnson Matthey)	Calcinado à 800°C, por 2 horas, dissolução com HNO ₃ , a quente diluição com água destilada	0,658
Sb	Sb metálico (Aldrich Chemical Co)	Dissolução com HNO ₃ e gotas de HF a frio, diluição com água destilada	0,201
Se	SeO ₂ (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	0,398
Th	Solução de Th(NO ₃) ₄ (Spex Chemical)	Diluição com água destilada	0,381
U	U ₃ O ₈ n° 006 da COGEMA	Calcinado à 800 °C, por 1 hora, dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	0,115
V	NH ₄ VO ₃ (Johnson Matthey)	Dissolução com NH ₄ OH, diluição com água destilada	1,05
Zn	Zn metálico (Johnson Matthey)	Dissolução com HNO ₃ , a quente, diluição com água destilada	1,01

3.7. Determinação do teor de umidade

Devido aos resultados das análises serem expressos em peso-seco, foi necessário determinar o teor de umidade dos materiais de referência e das amostras de guandu, que eventualmente podem adsorver umidade do ar.

Para a determinação da umidade dos materiais de referência, cerca de 200 mg de cada material utilizado foram pesados em cadinhos de porcelana, previamente limpos e tarados. Então, esses cadinhos foram deixados na estufa à 100 °C por, aproximadamente, 24 horas. Esse mesmo procedimento foi usado para determinar o teor de umidade das amostras de guandu. Nesse caso, porém, devido ao grande número de amostras, obteve-se um valor médio a partir de 10 determinações feitas de amostras escolhidas aleatoriamente.

A diferença entre a massa inicial e a final fornece a porcentagem de umidade da amostra, que deve ser descontada, com o objetivo de corrigir todas as massas dos materiais a serem analisados. Para as amostras de guandu o valor percentual médio de umidade foi de $8,0 \pm 0,5$.

A determinação de umidade deve ser feita poucos dias antes da pesagem dos materiais a serem analisados, evitando-se assim, que a adsorção de umidade adicional cause erro nas análises.

3.8. "Avaliação" da exatidão e precisão do método

Para avaliar a exatidão e a precisão do método e, conseqüentemente, a qualidade dos padrões, foram realizadas análises dos seguintes materiais de referência:

- Apple Leaves (SRM 1515, NIST), NIST (1993)
- Peach Leaves (SRM 1547, NIST), NIST (1992)
- Spinach Leaves (SRM 1570a, NIST), NIST (1996)
- Tomato Leaves (SRM 1573a, NIST), NIST (1995)
- Oyster Tissue (SRM 1566a, NIST), NIST (1989)
- Rice Flour (NIES-CRM-10C, AIEA), TORO et al. (1990)

- Buffalo River Sediment (SRM 2704, NIST), NIST (1990)
- Soil 7 (AIEA), TORO et al. (1990)

O procedimento experimental consistiu em:

3.8.1. Preparação das amostras

Alíquotas de cerca de 200 mg de cada material de referência foram pesados dentro de envelopes de polietileno.

3.8.2. Determinação de Ca, Cu, K, Mg, Mn, Na e V

Para garantir que o fluxo de nêutrons incidentes durante a irradiação fosse o mesmo, duas amostras e os padrões dos elementos de interesse foram irradiados juntos, dentro de um recipiente de nylon, sob um fluxo de nêutrons térmicos de $1,4 \times 10^{12} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$, por um período de 2 minutos, no reator IEA-R1m.

3.8.3. Medida da radiação gama

Após a irradiação, amostras e padrões foram imediatamente transferidos para placas de aço inoxidável adequadas para a medida da radiação gama. Os padrões de Cu e V foram transferidos para a mesma placa, o mesmo sendo feito para Ca e Mg, e para K, Mn e Na, que foram transferidos para outras duas placas. Fez-se isso para economizar tempo durante as contagens, já que os radionuclídeos de interesse apresentam meias-vidas que variam de 3,75 minutos a 15 horas. A medida da radiação gama simultânea para dois ou três padrões somente foi possível porque os valores de energia dos radionuclídeos dos elementos presentes numa mesma placa aparecem suficientemente afastados entre si. Em seguida, as amostras foram medidas por aproximadamente 4 minutos, e os padrões de Cu-V, Ca-Mg e K-Mn-Na foram medidos, nessa seqüência por aproximadamente, 3, 4 e 6 minutos, respectivamente. Ainda foi feita outra medida das amostras, por 15 minutos, após aproximadamente 90 minutos da irradiação, para a determinação de K, Na e Mn.

3.8.4. Determinação de As, Co, Cr, Eu, Fe, La, Mo, Pr, Sb, Se, Th, U e Zn

As amostras e os padrões contidos em envelopes de polietileno foram envolvidos, individualmente, por pedaços de folha de alumínio. Cinco amostras e os padrões dos elementos de interesse foram colocados em um recipiente de alumínio apropriado para irradiação. Amostras e padrões foram irradiados por 8 horas, sob um fluxo de nêutrons térmicos da ordem de $1,8 \times 10^{12} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$, na posição 14B, prateleira 02, no reator IEA-R1m.

Após, aproximadamente, 3 dias da irradiação, os envólucros de folha de alumínio que protegiam cada uma das amostras e padrões foram retirados e descartados. Então, as amostras e padrões foram transferidos, separadamente, para placas de aço inoxidável, adequadas para contagem. Cada amostra foi medida 2 vezes. Na primeira contagem, após um tempo de decaimento de cerca de 3 dias, os espectros da radiação gama foram medidos por aproximadamente 8 horas, para cada amostra, com a finalidade de se determinarem as contagens dos radionuclídeos: ^{76}As , ^{140}La , ^{99}Mo , ^{239}U , ^{142}Pr e ^{122}Sb . Os padrões destes elementos foram contados, separadamente, por cerca de 10 minutos, nas mesmas condições que as amostras, ou seja, mantendo a mesma distância em relação ao detector.

Após um tempo de decaimento adicional de aproximadamente 10 dias, fez-se a segunda contagem da radiação gama para cada uma das amostras, por um período semelhante ao das primeiras contagens. Este tempo de resfriamento adicional é necessário para que se obtenha um espectro mais limpo, sem os radionuclídeos interferentes, como ^{82}Br , ^{42}K , ^{24}Na e outros, que apresentam valores de meia-vida de até 35 horas. As segundas contagens permitiram a medida dos fotopicos correspondentes aos seguintes radionuclídeos: ^{60}Co , ^{51}Cr , ^{152}Eu , ^{59}Fe , ^{233}Pa , ^{75}Se , ^{65}Zn . Os padrões destes elementos também foram contados, separadamente, por cerca de 10 minutos.

Uma vez terminada as contagens, as áreas sob os fotopicos dos radionuclídeos de interesse, no espectro de raios gama das amostras, foram comparadas com as respectivas áreas sob os fotopicos dos padrões, para a determinação das concentrações dos elementos analisados.

Na TABELA 3.3 são mostrados os radionuclídeos dos elementos determinados neste trabalho, juntamente com os seus valores de energia de raios gama que foram utilizadas para a identificação dos mesmos, e suas meias-vidas.

TABELA 3.3 - Valores de energia dos fotopicos da radiação gama e meia-vida dos radionuclídeos utilizados na análise dos elementos de interesse (IAEA, 1990).

Elemento	Radionuclídeo utilizado	Energia do fotopico dos raios gama (keV)	Meia-vida
Ca	⁴⁹ Ca	3084,54	8,72 min
Cu	⁶⁶ Cu	1039,20	5,10 min
K	⁴² K	1524,58	12,36 h
Mg	²⁷ Mg	1014,43	9,46 min
Mn	⁵⁶ Mn	1810,72	2,58 h
Na	²⁴ Na	1368,60	14,96 h
V	⁵² V	1434,08	3,75 min
As	⁷⁶ As	559,10	26,32 h
La	¹⁴⁰ La	1596,21	40,27 h
Pr	¹⁴² Pr	1575,60	19,12 h
Mo	⁹⁹ Mo	140,51	65,94 h
Sb	¹²² Sb	564,24	2,70 d
U (²³⁹ U → β- ²³⁹ Np)	²³⁹ Np	228,18	2,36 d
Co	⁶⁰ Co	1173,24	5,27 a
Cr	⁵¹ Cr	320,08	27,7d
Eu	¹⁵² Eu	1408,00	13,33 a
Fe	⁵⁹ Fe	1099,25	44,5 d
Se	⁷⁵ Se	264,66	119,77 d
Th (²³³ Th → β- ²³³ Pa)	²³³ Pa	312,01	27,0 d
Zn	⁶⁵ Zn	1115,55	243,9 d

3.8.5. Determinação de eventuais impurezas do branco

Envólucros plásticos vazios, utilizados para acondicionar amostras e padrões, e papéis de filtro com as mesmas dimensões daqueles utilizados como suporte das soluções padrão, foram irradiados e contados, conforme os itens 3.8.2 e 3.8.4, para verificar a eventual presença de contaminações dos elementos de interesse na análise das amostras de guandu, o que poderia ocasionar erros importantes e/ou consideráveis.

3.9. Análise das amostras de guandu

O procedimento experimental para as análises das amostras de folhas de guandu foi semelhante ao utilizado nas análises dos materiais de referência (item 3.8.1 a 3.8.4). Neste caso, foram pesadas 3 alíquotas de cada uma das 82 amostras, cujas massas variaram entre 150 e 250 mg. Inicialmente, em cada alíquota foram determinados os seguintes elementos: Ca, Cu, K, Mg, Mn, Na e V; conforme descrito no item 3.8.2. Após, aproximadamente, uma semana de resfriamento, as amostras foram “embrulhadas” em folha de alumínio, individualmente, para serem reaproveitadas na determinação de As, Co, Cr, Eu, Fe, La, Mo, Pr, Sb, Se, Th, U e Zn, conforme o item 3.8.4.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Seguindo a ordem das análises realizadas nesse trabalho, primeiramente, serão apresentados e comentados os resultados obtidos para as análises dos materiais de referência, que têm por objetivo investigar a qualidade dos diversos padrões preparados, através do estudo da exatidão e precisão do método de Análise Instrumental por Ativação com Nêutrons (INAA), nas condições de análise.

Em seguida, serão apresentadas as concentrações médias dos 20 elementos investigados nesse trabalho, seguidas dos desvios padrão, obtidas a partir de três determinações, nas oitenta e duas amostras de folhas de guandu analisadas.

Posteriormente, o comportamento de cada um dos elementos, As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn; em relação aos tratamentos utilizados neste trabalho, isto é, uso de fertilizantes, doses de fertilizantes, diferentes épocas de corte das folhas e variedades de guandu, será avaliado por meio de testes estatísticos.

O efeito da adubação com pares de elementos fertilizantes (10 amostras) não será avaliado através de qualquer teste estatístico devido ao número insuficiente de amostras, conforme pode ser visto na figura 3.1.

4.1. Análise dos materiais de referência

A qualidade dos padrões preparados a partir das soluções dos elementos de interesse no estudo das folhas de guandu foi avaliada através da análise dos materiais de referência certificados, levando em consideração dois critérios para as comparações dos resultados.

O primeiro critério utilizado para a confirmação da qualidade dos padrões é a verificação da exatidão e precisão do método para todos os padrões preparados. A exatidão do método é dada pelo erro relativo, e avalia o quanto próximo estão os resultados obtidos daqueles certificados, para cada elemento. A precisão ou reprodutibilidade do método, para cada elemento analisado, está associada ao desvio padrão relativo e investiga o quanto semelhante são os resultados obtidos entre si nas repetições feitas.

Uma outra forma utilizada para se aceitar os resultados das concentrações dos padrões, em cada um dos materiais de referência analisado, é dada através dos valores da *diferença padronizada* z das concentrações elementares, que é calculada segundo a seguinte expressão (BODE e VAN DJK, 1997):

$$z = \frac{C_i - C_r}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_r^2}} \quad \text{Equação 4.1}$$

onde,

- C_i - Concentração do elemento i obtida no material de referência
- C_r - Concentração do elemento i certificada
- σ_i - Incerteza da concentração obtida (desvio padrão)
- σ_r - Incerteza da concentração certificada

Segundo BODE, 1996, para $|z| < 3$ significa que a concentração obtida para o elemento de interesse está dentro do intervalo de confiança de 99 % do valor de concentração certificada.

No presente trabalho foram analisados 8 materiais de referência, 4 constituídos por folhas vegetais, ou seja, Apple Leaves, Peach Leaves, Spinach Leaves e Tomato Leaves, cujas matrizes são semelhantes às amostras de guandu estudadas. Os outros 4 materiais de referência, dois de matrizes biológicas (Oyster Tissue e Rice Flour), e os restantes de matrizes geológicas (Buffalo River Sediment e Soil-7), foram utilizados por apresentarem valores de concentrações certificadas para alguns elementos, principalmente, Cu, Mo, Se, Th e U, que estão ausentes ou não certificados nos materiais de referência formados por folhas vegetais.

Para cada elemento foram feitas 3 determinações de concentração. As Tabelas 4.1 a 4.8 apresentam as concentrações certificadas ou de referência, as concentrações médias obtidas, acompanhadas dos desvios padrão, os desvios padrão relativos, os erros relativos e os valores de z , respectivamente, para Apple Leaves, Peach Leaves, Spinach Leaves, Tomato Leaves, Oyster Tissue, Rice Flour, Buffalo River Sedimento e Soil-7. Juntamente com cada Tabela correspondente aos materiais de referência são apresentados os respectivos gráficos dos valores de z , Figuras 4.1 a 4.8.

Os resultados obtidos através da análise dos materiais de referência comprovam a qualidade dos padrões preparados, a exatidão e a precisão do método para diversos tipos de matrizes, visto que tanto os desvios padrão relativos como os erros relativos estão abaixo de 10 %, para a maioria dos casos. Os gráficos dos valores de z também mostram que as concentrações obtidas estão dentro do intervalo de confiança de 99 %, em relação aos valores certificados.

Os ensaios relativos às análises dos materiais de referência contribuíram para o entendimento dos possíveis casos de interferência do método, bem como para estabelecer as condições experimentais para as análises das amostras de quandu.

Tabela 4.1. Análise do Apple Leaves (SRM 1515, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$0,038 \pm 0,007$	$0,042 \pm 0,002$	4	11	0,5
Ca (%)	$1,526 \pm 0,015$	$1,432 \pm 0,043$	3	6	-2,1
Co ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,09	$0,097 \pm 0,006$	6	8	1,2
Eu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,2	$0,202 \pm 0,008$	4	1	0,3
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	83 ± 5	77 ± 5	6	7	-0,8
K (%)	$1,61 \pm 0,02$	$1,6 \pm 0,2$	9	1	-0,05
La ($\mu\text{g g}^{-1}$)	20	$22,3 \pm 0,2$	1	12	12
Mn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	54 ± 3	52 ± 1	2	4	-0,6
Na ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$24,4 \pm 1,2$	24 ± 3	11	2	-0,1
Sb ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,013	$0,015 \pm 0,003$	16	15	0,7
Th ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,03	$0,032 \pm 0,003$	9	7	0,7
V ($\mu\text{g kg}^{-1}$)	$0,26 \pm 0,03$	$0,025 \pm 0,03$	11	5	-0,2
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$12,5 \pm 0,3$	$13,0 \pm 0,4$	3	4	1

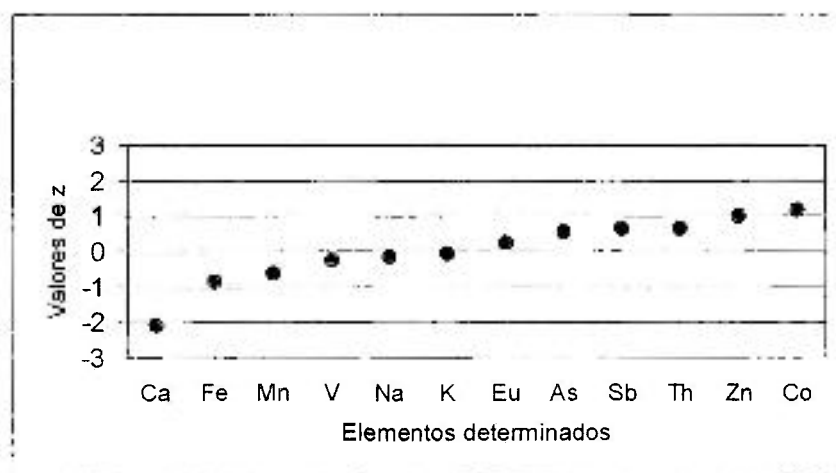


Figura 4.1. Valores de z para Apple Leaves (SRM 1515, NIST)

Tabela 4.2. Análise do Peach Leaves (SRM 1547, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$0,060 \pm 0,018$	$0,062 \pm 0,010$	17	3	0,1
Ca (%)	$1,56 \pm 0,02$	$1,38 \pm 0,90$	7	12	-0,2
Co ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,07	$0,075 \pm 0,004$	5	7	1,3
Cr ($\mu\text{g g}^{-1}$)	1	$1,03 \pm 0,03$	3	3	1
Eu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,17	$0,17 \pm 0,01$	7	0	0
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	218 ± 14	204 ± 2	1	6	-1,0
K (%)	$2,43 \pm 0,03$	$2,3 \pm 0,1$	4	5	-1,2
La ($\mu\text{g g}^{-1}$)	9	$10,3 \pm 0,1$	1	14	13
Mn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	98 ± 3	$92,3 \pm 1,2$	1	6	-1,8
Na ($\mu\text{g g}^{-1}$)	24 ± 2	29 ± 2	6	21	1,8
Sb ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,02	$0,023 \pm 0,001$	4	15	3
Th ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,05	$0,052 \pm 0,001$	2	4	2
V ($\mu\text{g kg}^{-1}$)	$0,37 \pm 0,03$	$0,335 \pm 0,008$	2	10	-1,1
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$17,9 \pm 0,4$	$18,4 \pm 0,4$	2	3	0,9

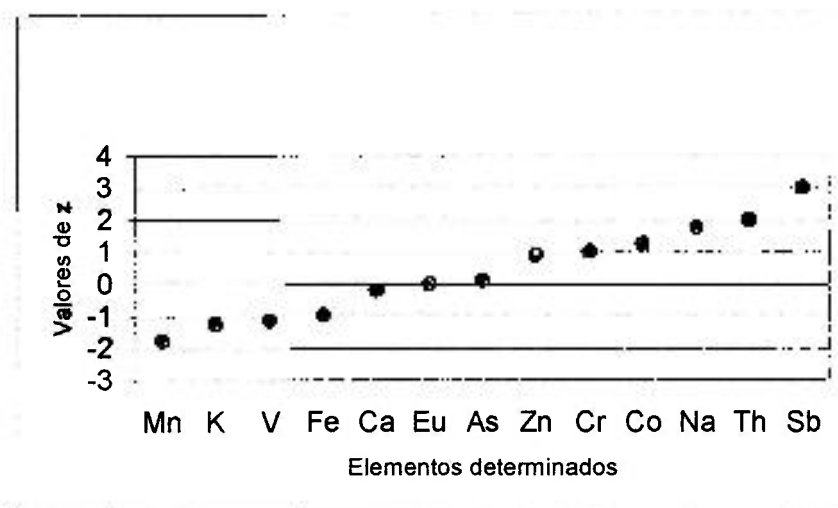


Figura 4.2. Valores de z para Peach Leaves (SRM 1547, NIST)

Tabela 4.3. Análise do Spinach Leaves (SRM 1570a, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
K (%)	29,0 ± 0,5	28,0 ± 1,3	5	3	-0,7
Mn (µg g ⁻¹)	75,9 ± 1,9	70,8 ± 9,6	14	7	-0,5
Na (µg g ⁻¹)	18,18 ± 0,43	17,23 ± 0,36	2	5	-1,7
V (µg kg ⁻¹)	0,57 ± 0,03	0,51 ± 0,14	27	11	-0,4

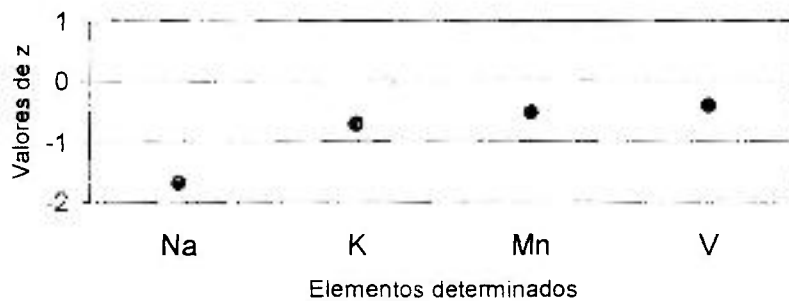


Figura 4.3. Valores de z para Spinach Leaves (SRM 1570a, NIST)

Tabela 4.4. Análise do Tomato Leaves (SRM 1573a, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
Ca (%)	5,05 ± 0,09	4,56 ± 0,74	16	10	-0,7
Co (µg g ⁻¹)	0,57 ± 0,02	0,566 ± 0,005	1	1	-0,2
Cr (µg g ⁻¹)	1,99 ± 0,06	2,02 ± 0,10	5	1	0,3
Fe (µg g ⁻¹)	368 ± 7	373 ± 4	1	1	0,6
K (%)	2,70 ± 0,05	2,8 ± 0,1	5	3	0,9
La (µg g ⁻¹)	2,3	2,5 ± 0,4	16	7	0,5
Mn (µg g ⁻¹)	246 ± 8	222 ± 20	9	10	-1,1
Na (µg g ⁻¹)	136 ± 4	135 ± 5	3	1	-0,2

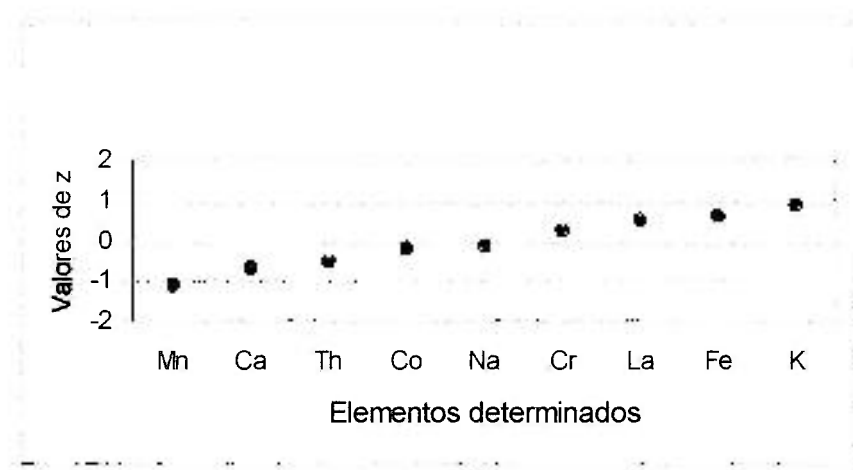


Figura 4.4. Valores de z para Tomato Leaves (SRM 1573a, NIST)

Tabela 4.5. Análise do Oyster Tissue (SRM 1566a, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$14,0 \pm 1,2$	$13,8 \pm 0,1$	1	2	-0,2
Ca (%)	$0,196 \pm 0,019$	$0,18 \pm 0,01$	6	8	-0,7
Co ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$0,57 \pm 0,11$	$0,57 \pm 0,02$	3	0	0
Cr ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$1,43 \pm 0,46$	$1,45 \pm 0,06$	4	1	0,04
Cu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$66,3 \pm 4,3$	$60,7 \pm 3,8$	6	8	-1,0
Eu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,01	$0,012 \pm 0,001$	5	20	2
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	539 ± 15	535 ± 8	1	1	-0,2
Se ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$2,21 \pm 0,24$	$2,21 \pm 0,07$	3	0	0
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	830 ± 57	847 ± 8	1	2	0,3

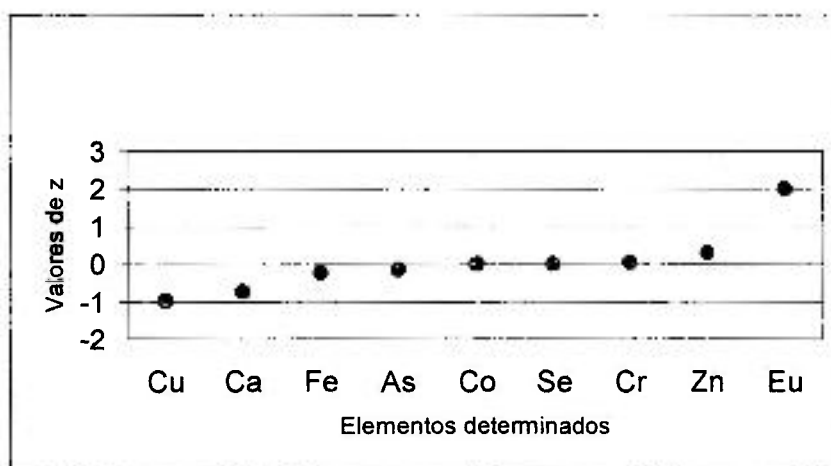


Figura 4.5. Valores de z para Oyster Tissue (SRM 1566a, NIST)

Tabela 4.6. Análise do Rice Flour (NIES-CRM-10C)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,15	$0,15 \pm 0,01$	7	2	0
Ca (%)	95 ± 2	92 ± 1	1	3	-1,3
Cr ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,08	$0,08 \pm 0,01$	13	0	0
Cu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$4,1 \pm 0,3$	$4,9 \pm 0,9$	18	20	0,8
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$11,4 \pm 0,8$	$11,5 \pm 1,2$	11	1	0,1
Mo ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$1,6 \pm 0,1$	$1,63 \pm 0,06$	3	2	0,3
Se ($\mu\text{g g}^{-1}$)	0,07	$0,084 \pm 0,002$	3	20	-7
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$23,1 \pm 0,8$	$22,9 \pm 0,4$	2	1	-0,2

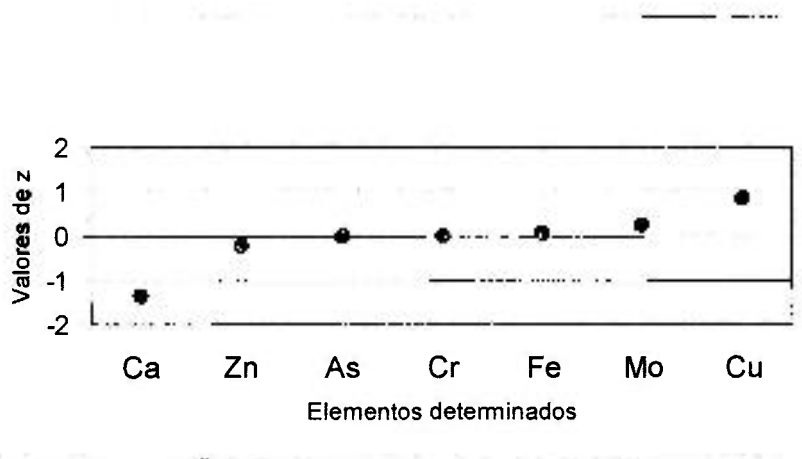


Figura 4.6. Valores de z para Rice Flour (NIES-CRM-10C)

Tabela 4.7. Análise do Buffalo River Sediment (SRM 2704, NIST)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$23,4 \pm 0,4$	$22,8 \pm 1,1$	5	3	-0,5
Co ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$14,0 \pm 0,6$	$14,4 \pm 1,0$	7	3	0,3
Cr ($\mu\text{g g}^{-1}$)	135 ± 5	133 ± 4	3	1	-0,3
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$4,11 \pm 0,10$	$4,1 \pm 0,1$	4	0	-0,1
Sb ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$3,79 \pm 0,15$	$3,9 \pm 0,3$	6	3	0,3
Th ($\mu\text{g g}^{-1}$)	9,2	$9,03 \pm 0,03$	0,3	2	6
U ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$3,13 \pm 0,13$	$3,5 \pm 0,4$	11	12	0,9
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	438 ± 12	435 ± 39	9	1	-0,1

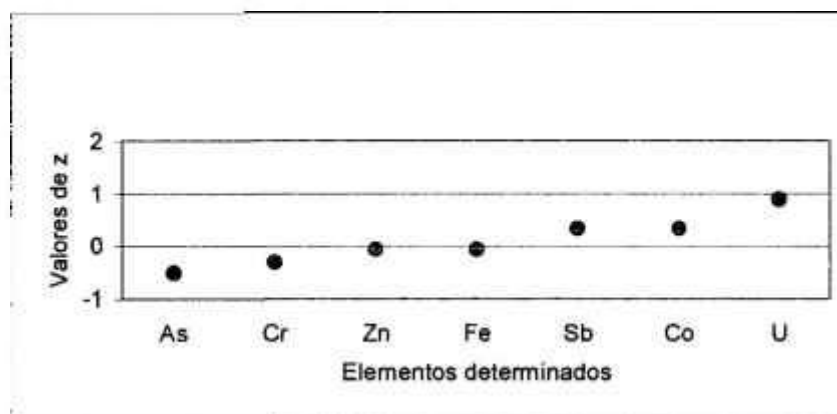


Figura 4.7. Valores de z para Buffalo River Sediment (SRM 2704, NIST)

Tabela 4.8. Análise do Soil-7 (IAEA)

Elemento (unidade)	Concentração certificada ou de referência	Concentração obtida	Desvio padrão relativo (%)	Erro relativo (%)	Valores de z
As ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$13,4 \pm 0,8$	$13,4 \pm 0,6$	5	0	0
Co ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$8,9 \pm 0,9$	$8,4 \pm 0,4$	5	6	-0,5
Cr ($\mu\text{g g}^{-1}$)	60 ± 13	59 ± 1	1	1	-0,1
Eu ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$1,0 \pm 0,2$	$0,80 \pm 0,01$	1	20	-1,0
Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$)	25700	24411 ± 1295	5	5	-1,0
K ($\mu\text{g g}^{-1}$)	12100	12766 ± 463	4	6	1,4
La ($\mu\text{g g}^{-1}$)	28 ± 1	30 ± 1	3	8	1,4
Na ($\mu\text{g g}^{-1}$)	2400	2475 ± 68	3	3	1,1
Sb ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$1,7 \pm 0,2$	$1,7 \pm 0,2$	9	1	0
Th ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$8,2 \pm 1,1$	$7,7 \pm 0,5$	7	7	-0,4
U ($\mu\text{g g}^{-1}$)	$2,6 \pm 0,5$	$2,5 \pm 0,1$	4	4	-0,2
V ($\mu\text{g kg}^{-1}$)	66 ± 7	$62,7 \pm 0,6$	1	5	-0,5
Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$)	104 ± 6	107 ± 6	5	3	0,4

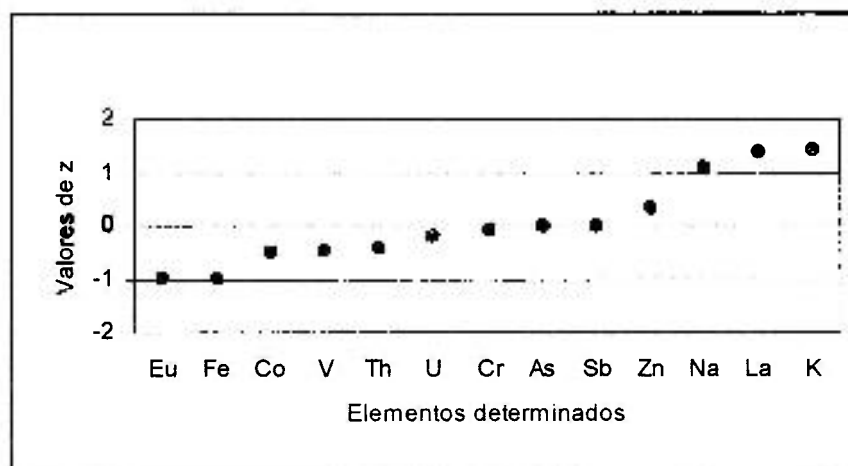


Figura 4.8. Valores de z para Soil 7 (AIEA)

4.2. Análise das amostras de folhas de guandu

Para cada uma das 82 amostras de folhas de guandu foram feitas três determinações das concentrações dos elementos: As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn.

As Tabelas 4.9 a 4.28 trazem os valores médios das concentrações, seguidos dos desvios padrão, para cada um dos elementos determinados. Os valores das concentrações para cada amostra estão dispostos conforme o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas e identificação das amostras e, desta forma, as amostras podem ser facilmente relacionadas ao fertilizante utilizado, à cultivar de guandu, à época de corte das folhas e à dose de adubo utilizada. Todas as concentrações médias são dadas com base no peso-seco das amostras analisadas.

No final de cada Tabela é apresentado o limite de detecção (LD) do respectivo elemento para as amostras de guandu, calculado segundo KEITH (1983). O limite de detecção (LD) é definido como o nível de concentração mais baixo que pode ser detectado para ser estatisticamente diferente de um branco.

Devido ao grande número de amostras analisado neste trabalho, o LD para cada elemento determinado foi dado pelo valor médio dos LDs para duas amostras de plantas testemunhas dos cortes 1 e 3, para cada uma das cultivares, ou seja, amostras 9, 30, 50 e 70.

O valor do LD foi calculado de acordo com a seguinte expressão (KEITH, 1983):

$$LD = \frac{3\sqrt{BG}}{T} \quad \text{Equação 4.2}$$

onde:

BG - Radiação de fundo no fotopico de energia característico do radionuclídeo de interesse (obtido no espectro de radiação gama da amostra sob investigação)

T - Tempo total da medida, em segundos

Tabela 4.9. Concentrações de As ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de As ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	10 ± 1	12 ± 4	11 ± 2	<LD	23 ± 5	14 ± 2	20 ± 8	12 ± 4
B	14 ± 5	11 ± 8	<LD	<LD	16 ± 2	17 ± 3	7 ± 1	15 ± 10
Cu	18 ± 10	15 ± 4	15 ± 3	8 ± 1	27 ± 1	24 ± 12	9 ± 1	<LD
Fe	18 ± 12	30 ± 5	27 ± 5	11 ± 1	22 ± 3	21 ± 5	<LD	10 ± 4
Mn	24 ± 5	28 ± 9	5 ± 1	10 ± 4	17 ± 2	17 ± 2	10 ± 7	4 ± 1
Mo	37 ± 4	18 ± 5	10 ± 3	8 ± 2	26 ± 7	22 ± 10	<LD	16 ± 5
Co	<LD	30 ± 7	10 ± 3	16 ± 7	25 ± 8	34 ± 16	7 ± 2	15 ± 7
V	43 ± 17	29 ± 5	<LD	20 ± 8	23 ± 1	17 ± 2	5 ± 2	10 ± 4
MoV	20 ± 3	-	-	-	-	-	<LD	-
MnCo	10 ± 2	-	-	-	-	20 ± 7	-	-
CuCo	-	18 ± 4	-	-	-	-	-	12 ± 4
MnV	-	-	10 ± 2	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	<LD	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	13 ± 1	-	-	5 ± 2
Zero (Teste)	18 ± 14	10 ± 2	17 ± 11	17 ± 5	17 ± 7	30 ± 16	15 ± 13	7 ± 1

O limite de detecção (LD) para o As nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $3 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.10. Concentrações de Ca ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte								
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Ca ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	6145 ± 350	6430 ± 146	5354 ± 601	5500 ± 875	7642 ± 1026	6149 ± 676	6288 ± 603	5560 ± 660
B	6427 ± 353	5997 ± 397	5357 ± 150	5821 ± 242	6314 ± 666	5715 ± 201	5251 ± 232	5300 ± 193
Cu	8138 ± 1141	6542 ± 477	5502 ± 277	5616 ± 433	8038 ± 740	8246 ± 1276	6960 ± 1371	4010 ± 362
Fe	10753 ± 585	11658 ± 290	4529 ± 478	6280 ± 595	8953 ± 1404	9441 ± 882	5509 ± 717	6184 ± 463
Mn	9095 ± 867	8146 ± 378	3890 ± 438	4529 ± 538	7634 ± 471	8898 ± 1397	7688 ± 784	4233 ± 351
Mo	6255 ± 116	6254 ± 691	5304 ± 558	4135 ± 307	8964 ± 1313	11884 ± 1768	5157 ± 123	4680 ± 676
Co	6700 ± 152	6002 ± 587	5821 ± 410	5424 ± 522	10228 ± 1065	12315 ± 659	6253 ± 1016	8322 ± 632
V	9634 ± 767	9018 ± 627	5772 ± 1268	4480 ± 703	7534 ± 435	9448 ± 1613	6560 ± 1193	7079 ± 764
MoV	7236 ± 927	-	-	-	-	-	6436 ± 592	-
MnCo	5265 ± 261	-	-	-	-	9342 ± 577	-	-
CuCo	-	7797 ± 550	-	-	-	-	-	6442 ± 575
MnV	-	-	4907 ± 374	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	5350 ± 130	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	8900 ± 312	-	-	4688 ± 698
Zero (Teste)	7295 ± 1003	6693 ± 724	6950 ± 536	5447 ± 173	10547 ± 1398	9501 ± 966	5824 ± 697	6251 ± 378

Os limites de detecção (LD) para o Ca nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 são, respectivamente, $140 \mu\text{g g}^{-1}$ e $79 \mu\text{g g}^{-1}$

Tabela 4.11. Concentrações de Co ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		2		1		2	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Co ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	81 ± 25	46 ± 15	73 ± 60	52 ± 16	79 ± 52	37 ± 4	90 ± 40	51 ± 18
B	85 ± 41	134 ± 121	62 ± 43	57 ± 22	68 ± 43	30 ± 3	36 ± 12	41 ± 16
Cu	78 ± 37	90 ± 61	36 ± 5	49 ± 23	101 ± 41	75 ± 47	45 ± 11	30 ± 12
Fe	91 ± 28	50 ± 17	114 ± 17	51 ± 28	102 ± 60	38 ± 3	57 ± 29	32 ± 10
Mn	61 ± 13	55 ± 24	139 ± 37	60 ± 27	151 ± 61	70 ± 49	71 ± 30	35 ± 16
Mo	85 ± 21	51 ± 25	78 ± 45	90 ± 35	91 ± 67	57 ± 7	61 ± 13	30 ± 15
Co	55 ± 14	43 ± 20	96 ± 65	86 ± 29	37 ± 7	72 ± 34	52 ± 16	43 ± 29
V	75 ± 13	93 ± 72	70 ± 40	50 ± 33	33 ± 2	34 ± 13	40 ± 14	47 ± 20
MoV	70 ± 13	-	-	-	-	-	45 ± 12	-
MnCo	61 ± 26	-	-	-	-	59 ± 16	-	-
CuCo	-	51 ± 10	-	-	-	-	-	105 ± 63
MnV	-	-	79 ± 63	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	47 ± 40	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	32 ± 10	-	-	50 ± 20
Zero (Teste)	60 ± 25	54 ± 21	84 ± 61	65 ± 35	32 ± 7	49 ± 3	50 ± 17	55 ± 20

O limite de detecção (LD) para o Co nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $2 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.12. Concentrações de Cr ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		2		1		2	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Cr ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	267 ± 102	218 ± 116	130 ± 5	137 ± 77	165 ± 27	166 ± 45	507 ± 159	226 ± 171
B	245 ± 35	163 ± 24	70 ± 28	215 ± 32	89 ± 35	138 ± 22	93 ± 35	149 ± 86
Cu	272 ± 216	297 ± 7	357 ± 39	164 ± 59	154 ± 39	197 ± 65	149 ± 52	52 ± 16
Fe	210 ± 39	292 ± 71	386 ± 188	105 ± 21	146 ± 21	168 ± 54	111 ± 2	110 ± 28
Mn	277 ± 108	276 ± 105	242 ± 143	234 ± 110	155 ± 28	176 ± 14	133 ± 38	145 ± 37
Mo	199 ± 66	140 ± 16	193 ± 14	103 ± 39	227 ± 53	321 ± 189	243 ± 46	100 ± 17
Co	203 ± 13	120 ± 29	172 ± 16	174 ± 40	216 ± 29	205 ± 35	117 ± 97	190 ± 108
V	266 ± 98	297 ± 88	227 ± 85	73 ± 27	184 ± 51	188 ± 36	145 ± 97	137 ± 27
MoV	263 ± 86	-	-	-	-	-	114 ± 62	-
MnCo	151 ± 89	-	-	-	-	263 ± 67	-	-
CuCo	-	227 ± 90	-	-	-	-	-	139 ± 3
MnV	-	-	90 ± 40	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	126 ± 58	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	147 ± 25	-	-	112 ± 34
Zero (Teste)	198 ± 66	168 ± 77	145 ± 23	238 ± 75	138 ± 22	202 ± 77	128 ± 55	143 ± 14

O limite de detecção (LD) para o Cr nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $30 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.13. Concentrações de Cu ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Época de Corte	Concentrações de Cu ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Dose de Adubo								
Adubo Mineral								
Zn	20 ± 7	12 ± 2	15 ± 1	23 ± 10	20 ± 2	15 ± 1	17 ± 4	12 ± 2
B	13 ± 1	13 ± 4	12 ± 2	21 ± 7	14 ± 3	16 ± 2	14 ± 3	12 ± 2
Cu	25 ± 7	16 ± 9	18 ± 1	16 ± 5	16 ± 5	21 ± 7	23 ± 3	10 ± 2
Fe	15 ± 3	13 ± 2	20 ± 7	18 ± 3	14 ± 3	14 ± 3	14 ± 2	12 ± 3
Mn	17 ± 2	26 ± 8	17 ± 5	20 ± 4	16 ± 2	17 ± 4	15 ± 2	14 ± 2
Mo	15 ± 4	14 ± 2	23 ± 9	14 ± 4	17 ± 2	17 ± 4	13 ± 5	17 ± 2
Co	17 ± 3	18 ± 2	18 ± 5	16 ± 2	18 ± 1	23 ± 2	13 ± 4	18 ± 4
V	17 ± 5	13 ± 2	17 ± 4	16 ± 8	13 ± 4	13 ± 1	15 ± 3	17 ± 2
MoV	15 ± 3	-	-	-	-	-	13 ± 4	-
MnCo	14 ± 2	-	-	-	-	20 ± 5	-	-
CuCo	-	14 ± 3	-	-	-	-	-	11 ± 2
MnV	-	-	18 ± 3	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	15 ± 3	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	14 ± 2	-	-	14 ± 4
Zero (Teste)	22 ± 9	16 ± 2	21 ± 3	16 ± 2	17 ± 2	17 ± 3	15 ± 4	15 ± 3

O limite de detecção (LD) para o Cu nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $3 \mu\text{g g}^{-1}$

Tabela 4.14. Concentrações de Eu ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Época de Corte	Concentrações de Eu ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Dose de Adubo	Concentrações de Eu ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Adubo Mineral	Concentrações de Eu ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	15 ± 1	9 ± 1	13 ± 2	11 ± 1	13 ± 3	11 ± 1	13 ± 2	21 ± 4
B	17 ± 8	15 ± 3	13 ± 3	26 ± 1	12 ± 2	8 ± 1	10 ± 1	9 ± 2
Cu	12 ± 2	8 ± 2	17 ± 2	15 ± 2	33 ± 4	29 ± 2	16 ± 3	7 ± 1
Fe	40 ± 8	21 ± 4	42 ± 12	17 ± 3	9 ± 1	11 ± 1	7 ± 2	5 ± 1
Mn	25 ± 5	37 ± 7	15 ± 3	14 ± 2	3 ± 2	11 ± 2	9 ± 1	4 ± 1
Mo	26 ± 4	23 ± 5	40 ± 3	21 ± 1	22 ± 1	12 ± 1	14 ± 1	3 ± 1
Co	20 ± 4	13 ± 3	30 ± 3	15 ± 2	18 ± 1	14 ± 1	10 ± 4	12 ± 1
V	46 ± 4	33 ± 9	30 ± 4	15 ± 1	10 ± 1	8 ± 1	13 ± 3	13 ± 3
MoV	10 ± 2	-	-	-	-	-	22 ± 3	-
MnCo	15 ± 5	-	-	-	-	16 ± 2	-	-
CuCo	-	20 ± 2	-	-	-	-	-	20 ± 1
MnV	-	-	14 ± 1	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	13 ± 8	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	17 ± 2	-	-	9 ± 2
Zero (Testemunha)	9 ± 2	16 ± 2	21 ± 2	25 ± 3	12 ± 1	27 ± 2	12 ± 3	14 ± 3

O limite de detecção (LD) para o Eu nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $1 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.15. Concentrações de Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Fe ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	129 ± 20	99 ± 5	71 ± 18	52 ± 3	138 ± 28	112 ± 5	89 ± 20	77 ± 8
B	115 ± 26	102 ± 15	52 ± 5	64 ± 4	102 ± 8	98 ± 14	62 ± 1	60 ± 5
Cu	134 ± 16	107 ± 16	67 ± 25	62 ± 8	161 ± 22	137 ± 8	76 ± 8	54 ± 10
Fe	176 ± 46	170 ± 23	90 ± 26	65 ± 14	147 ± 23	149 ± 8	57 ± 7	72 ± 11
Mn	138 ± 13	153 ± 13	72 ± 4	68 ± 1	120 ± 14	122 ± 7	77 ± 5	64 ± 18
Mo	123 ± 7	110 ± 11	64 ± 9	76 ± 10	182 ± 16	177 ± 9	66 ± 7	65 ± 7
Co	84 ± 9	100 ± 7	70 ± 3	75 ± 11	175 ± 18	162 ± 15	70 ± 12	87 ± 21
V	160 ± 2	115 ± 20	66 ± 8	62 ± 12	148 ± 7	118 ± 8	66 ± 15	90 ± 7
MoV	111 ± 32	-	-	-	-	-	65 ± 3	-
MnCo	87 ± 4	-	-	-	-	145 ± 18	-	-
CuCo	-	166 ± 11	-	-	-	-	-	85 ± 12
MnV	-	-	98 ± 16	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	57 ± 2	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	126 ± 9	-	-	77 ± 7
Zero (Teste)	90 ± 12	101 ± 16	80 ± 7	89 ± 7	137 ± 12	140 ± 18	58 ± 7	75 ± 9

O limite de detecção (LD) para o Fe nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $2 \mu\text{g g}^{-1}$

Tabela 4.16. Concentrações de K (mg g^{-1}) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de K (mg g^{-1}) nas amostras de guandu							
Zn	16 ± 1	18 ± 2	16 ± 2	17 ± 2	21 ± 3	20 ± 2	16 ± 1	12 ± 2
B	20 ± 2	21 ± 2	21 ± 1	16 ± 1	22 ± 4	17 ± 1	17 ± 2	9 ± 1
Cu	20 ± 2	15 ± 3	16 ± 1	16 ± 3	15 ± 3	15 ± 3	14 ± 1	13 ± 1
Fe	16 ± 1	13 ± 2	20 ± 2	17 ± 1	16 ± 3	15 ± 2	15 ± 2	10 ± 1
Mn	17 ± 1	16 ± 1	17 ± 2	16 ± 1	17 ± 4	17 ± 3	14 ± 1	17 ± 1
Mo	23 ± 3	22 ± 2	21 ± 4	17 ± 1	17 ± 2	16 ± 2	21 ± 1	21 ± 1
Co	22 ± 1	21 ± 1	14 ± 3	15 ± 1	16 ± 2	15 ± 1	13 ± 1	10 ± 1
V	18 ± 1	17 ± 2	20 ± 2	17 ± 1	18 ± 3	22 ± 5	16 ± 3	16 ± 1
MoV	20 ± 1	-	-	-	-	-	12 ± 2	-
MnCo	17 ± 1	-	-	-	-	18 ± 2	-	-
CuCo	-	14 ± 2	-	-	-	-	-	14 ± 2
MnV	-	-	18 ± 3	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	15 ± 1	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	21 ± 3	-	-	20 ± 2
Zero (Teste)	22 ± 1	16 ± 2	16 ± 2	15 ± 1	17 ± 3	15 ± 2	12 ± 4	14 ± 1

O limite de detecção (LD) para o K nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $0,2 \text{ mg kg}^{-1}$

Tabela 4.17. Concentrações de La ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de La ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	1338 ± 146	862 ± 87	1350 ± 136	836 ± 101	1397 ± 141	1640 ± 63	993 ± 122	2030 ± 572
B	1820 ± 255	1633 ± 41	990 ± 183	2100 ± 270	1403 ± 86	1221 ± 68	1107 ± 109	1288 ± 382
Cu	1297 ± 202	822 ± 27	1395 ± 153	1213 ± 40	4748 ± 587	4567 ± 73	1578 ± 223	826 ± 250
Fe	4143 ± 263	2840 ± 153	3075 ± 112	1884 ± 354	949 ± 57	1487 ± 53	502 ± 25	478 ± 49
Mn	2709 ± 104	4592 ± 288	690 ± 63	1260 ± 218	323 ± 7	1425 ± 86	890 ± 40	464 ± 59
Mo	2443 ± 149	2710 ± 121	3511 ± 370	1521 ± 74	3402 ± 229	1423 ± 126	1213 ± 332	326 ± 95
Co	1929 ± 243	1374 ± 34	2328 ± 53	1062 ± 98	2051 ± 191	1783 ± 161	1092 ± 121	1308 ± 172
V	5853 ± 277	5976 ± 240	2276 ± 430	1296 ± 196	1146 ± 161	768 ± 22	1802 ± 638	1175 ± 188
MoV	1004 ± 252	-	-	-	-	-	2285 ± 272	-
MnCo	1511 ± 277	-	-	-	-	2218 ± 463	-	-
CuCo	-	2239 ± 624	-	-	-	-	-	1273 ± 165
MnV	-	-	1418 ± 95	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	764 ± 88	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	2266 ± 104	-	-	553 ± 97
Zero (Teste)	985 ± 211	1980 ± 295	1845 ± 49	2162 ± 253	1568 ± 110	4903 ± 611	1280 ± 378	1353 ± 257

O limite de detecção (LD) para o La nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $2 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.18. Concentrações de Mg ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Mg ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	1739 ± 236	1872 ± 46	1643 ± 52	1687 ± 197	1862 ± 184	1685 ± 116	1787 ± 113	1658 ± 196
B	1715 ± 259	1937 ± 125	1429 ± 136	1702 ± 47	1648 ± 234	1701 ± 122	1620 ± 53	2048 ± 86
Cu	1786 ± 187	1890 ± 146	1624 ± 147	1450 ± 150	1863 ± 199	2315 ± 254	2070 ± 323	1764 ± 335
Fe	1824 ± 138	2623 ± 376	1571 ± 71	1903 ± 114	1961 ± 218	1653 ± 183	1530 ± 138	1812 ± 242
Mn	1958 ± 241	1927 ± 212	1680 ± 240	1695 ± 74	1941 ± 151	1990 ± 182	1625 ± 179	1671 ± 157
Mo	1905 ± 104	2002 ± 67	1487 ± 187	1599 ± 118	1759 ± 159	1477 ± 90	1670 ± 290	1680 ± 142
Co	1610 ± 57	1932 ± 62	1538 ± 189	1791 ± 150	1737 ± 51	2071 ± 261	1772 ± 215	1787 ± 300
V	1485 ± 155	1749 ± 180	1426 ± 21	1304 ± 225	1930 ± 210	1740 ± 349	2037 ± 198	1661 ± 128
MoV	1901 ± 171	-	-	-	-	-	1799 ± 310	-
MnCo	1396 ± 217	-	-	-	-	2237 ± 364	-	-
CuCo	-	2105 ± 82	-	-	-	-	-	1698 ± 175
MnV	-	-	1608 ± 87	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	1699 ± 52	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	1852 ± 85	-	-	1509 ± 290
Zero (Teste)	1808 ± 184	1771 ± 193	1602 ± 34	1551 ± 115	2045 ± 85	2033 ± 453	1938 ± 15	2062 ± 150

O limite de detecção (LD) para o Mg nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $50 \mu\text{g g}^{-1}$

Tabela 4.19. Concentrações de Mn ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte								
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Mn ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	90 ± 3	87 ± 2	46 ± 4	52 ± 4	108 ± 8	113 ± 5	57 ± 3	62 ± 5
B	93 ± 11	90 ± 2	47 ± 4	57 ± 8	121 ± 10	235 ± 8	68 ± 8	95 ± 3
Cu	102 ± 5	73 ± 7	48 ± 5	55 ± 7	234 ± 3	154 ± 34	107 ± 20	52 ± 5
Fe	112 ± 15	117 ± 3	55 ± 2	65 ± 4	113 ± 4	121 ± 4	47 ± 5	63 ± 9
Mn	124 ± 9	135 ± 10	49 ± 1	65 ± 11	84 ± 8	117 ± 18	50 ± 3	51 ± 7
Mo	148 ± 13	127 ± 17	95 ± 13	70 ± 17	164 ± 12	124 ± 21	77 ± 2	60 ± 2
Co	122 ± 9	107 ± 13	73 ± 5	61 ± 8	145 ± 20	112 ± 15	62 ± 4	63 ± 9
V	177 ± 16	114 ± 4	86 ± 4	53 ± 4	101 ± 12	90 ± 13	63 ± 7	58 ± 3
MoV	85 ± 4	-	-	-	-	-	73 ± 7	-
MnCo	101 ± 9	-	-	-	-	140 ± 18	-	-
CuCo	-	89 ± 9	-	-	-	-	-	73 ± 7
MnV	-	-	57 ± 3	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	48 ± 1	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	102 ± 4	-	-	50 ± 3
Zero (Teste)	88 ± 6	115 ± 3	64 ± 2	62 ± 5	121 ± 27	208 ± 18	61 ± 3	96 ± 4

O limite de detecção (LD) para o Mn nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $43 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.20. Concentrações de Mo ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Mo ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	1005 ± 402	508 ± 32	641 ± 372	830 ± 80	759 ± 154	549 ± 50	797 ± 226	477 ± 246
B	874 ± 253	442 ± 145	738 ± 82	779 ± 236	937 ± 268	658 ± 138	636 ± 109	607 ± 237
Cu	683 ± 93	435 ± 78	925 ± 116	938 ± 80	464 ± 141	545 ± 167	468 ± 140	509 ± 53
Fe	513 ± 152	585 ± 261	657 ± 111	914 ± 201	655 ± 229	601 ± 130	383 ± 50	416 ± 215
Mn	534 ± 88	498 ± 215	817 ± 227	857 ± 57	649 ± 21	858 ± 92	721 ± 114	796 ± 169
Mo	858 ± 423	1939 ± 278	780 ± 287	2130 ± 138	643 ± 139	550 ± 10	1530 ± 351	2086 ± 603
Co	616 ± 95	552 ± 235	466 ± 143	770 ± 350	420 ± 122	579 ± 115	634 ± 121	533 ± 105
V	562 ± 141	673 ± 267	581 ± 96	774 ± 166	554 ± 133	467 ± 151	633 ± 146	459 ± 63
MoV	739 ± 136	-	-	-	-	-	677 ± 239	-
MnCo	490 ± 49	-	-	-	-	620 ± 193	-	-
CuCo	-	522 ± 39	-	-	-	-	-	470 ± 96
MnV	-	-	626 ± 151	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	3077 ± 295	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	752 ± 138	-	-	478 ± 249
Zero (Teste)	734 ± 229	530 ± 101	637 ± 191	1002 ± 115	678 ± 50	474 ± 91	537 ± 195	599 ± 176

O limite de detecção (LD) para o Mo nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $38 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.21. Concentrações de Na ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Na ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	13 ± 3	14 ± 1	12 ± 1	9 ± 2	14 ± 2	12 ± 2	8 ± 2	11 ± 2
B	8 ± 2	13 ± 3	10 ± 1	15 ± 2	16 ± 3	12 ± 4	12 ± 3	10 ± 1
Cu	18 ± 8	16 ± 1	11 ± 2	9 ± 2	13 ± 3	14 ± 2	13 ± 2	10 ± 2
Fe	20 ± 2	20 ± 4	29 ± 3	17 ± 3	18 ± 1	11 ± 2	8 ± 2	12 ± 3
Mn	15 ± 3	15 ± 3	14 ± 4	10 ± 2	17 ± 4	12 ± 2	11 ± 2	10 ± 1
Mo	13 ± 3	16 ± 3	16 ± 2	11 ± 3	14 ± 3	20 ± 1	12 ± 2	7 ± 1
Co	11 ± 3	10 ± 1	10 ± 4	14 ± 1	20 ± 3	12 ± 1	10 ± 1	15 ± 2
V	11 ± 2	12 ± 1	10 ± 1	8 ± 1	15 ± 2	22 ± 3	11 ± 1	10 ± 2
MoV	12 ± 2	-	-	-	-	-	11 ± 2	-
MnCo	14 ± 7	-	-	-	-	15 ± 2	-	-
CuCo	-	17 ± 2	-	-	-	-	-	13 ± 4
MnV	-	-	24 ± 4	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	14 ± 2	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	14 ± 4	-	-	9 ± 2
Zero (Teste)	11 ± 1	10 ± 2	16 ± 3	12 ± 2	15 ± 3	12 ± 5	8 ± 2	12 ± 1

O limite de detecção (LD) para o Na nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $2 \mu\text{g g}^{-1}$

Tabela 4.22. Concentrações de Pr ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Pr ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	93 ± 21	<LD	77 ± 23	100 ± 62	52 ± 1	75 ± 16	64 ± 22	152 ± 40
B	104 ± 39	153 ± 67	79 ± 20	152 ± 60	<LD	<LD	55 ± 21	137 ± 102
Cu	53 ± 22	51 ± 21	103 ± 22	155 ± 91	400 ± 89	236 ± 4	120 ± 36	<LD
Fe	142 ± 25	39 ± 14	305 ± 37	171 ± 24	88 ± 22	79 ± 23	<LD	29 ± 12
Mn	212 ± 67	383 ± 111	<LD	111 ± 15	<LD	48 ± 21	53 ± 15	<LD
Mo	<LD	<LD	210 ± 84	123 ± 14	128 ± 38	82 ± 17	139 ± 75	<LD
Co	43 ± 23	86 ± 23	200 ± 27	290 ± 55	173 ± 25	118 ± 21	87 ± 64	<LD
V	461 ± 36	1018 ± 88	470 ± 91	66 ± 50	50 ± 5	<LD	26 ± 10	101 ± 32
MoV	<LD	-	-	-	-	-	209 ± 40	-
MnCo	80 ± 37	-	-	-	-	105 ± 59	-	-
CuCo	-	<LD	-	-	-	-	-	118 ± 20
MnV	-	-	93 ± 21	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	<LD	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	<LD	-	-	<LD
Zero (Teste)	<LD	123 ± 25	128 ± 21	160 ± 23	134 ± 17	550 ± 52	60 ± 7	87 ± 33

O limite de detecção (LD) para o Pr nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $25 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.23. Concentrações de Sb ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		3		1		3	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Sb ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	15 ± 1	7 ± 1	9 ± 2	8 ± 1	5 ± 3	9 ± 1	5 ± 2	17 ± 11
B	16 ± 10	7 ± 2	11 ± 7	33 ± 16	13 ± 5	11 ± 1	8 ± 1	15 ± 13
Cu	9 ± 2	10 ± 2	14 ± 3	9 ± 1	12 ± 7	18 ± 12	7 ± 1	14 ± 7
Fe	21 ± 11	17 ± 2	17 ± 10	9 ± 4	15 ± 8	12 ± 3	14 ± 9	12 ± 3
Mn	10 ± 4	12 ± 7	10 ± 2	12 ± 4	17 ± 9	23 ± 2	7 ± 3	16 ± 8
Mo	12 ± 5	39 ± 23	9 ± 3	10 ± 2	14 ± 2	15 ± 4	7 ± 4	24 ± 16
Co	4 ± 2	10 ± 4	13 ± 8	9 ± 2	16 ± 10	14 ± 1	10 ± 4	14 ± 3
V	9 ± 4	25 ± 1	13 ± 4	8 ± 2	14 ± 3	15 ± 7	9 ± 3	13 ± 3
MoV	9 ± 1	-	-	-	-	-	11 ± 4	-
MnCo	5 ± 2	-	-	-	-	12 ± 5	-	-
CuCo	-	42 ± 29	-	-	-	-	-	11 ± 2
MnV	-	-	12 ± 9	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	11 ± 3	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	42 ± 2	-	-	9 ± 2
Zero (Teste)	13 ± 3	23 ± 12	8 ± 2	10 ± 4	8 ± 2	24 ± 8	10 ± 5	7 ± 1

O limite de detecção (LD) para o Sb nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $1 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.24. Concentrações de Se ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte								
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de Se ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	<LD	46 ± 20	75 ± 45	<LD	47 ± 17	59 ± 9	47 ± 23	45 ± 17
B	<LD	29 ± 11	<LD	38 ± 11	52 ± 18	34 ± 10	87 ± 30	65 ± 24
Cu	<LD	58 ± 20	90 ± 30	57 ± 1	40 ± 10	55 ± 13	52 ± 18	62 ± 23
Fe	88 ± 37	41 ± 9	75 ± 45	53 ± 30	39 ± 17	37 ± 17	43 ± 12	33 ± 14
Mn	<LD	79 ± 22	71 ± 18	<LD	<LD	61 ± 36	60 ± 17	<LD
Mo	170 ± 140	<LD	73 ± 27	40 ± 9	57 ± 37	98 ± 48	<LD	<LD
Co	55 ± 22	37 ± 16	35 ± 11	40 ± 11	26 ± 2	53 ± 2	145 ± 24	58 ± 27
V	83 ± 21	61 ± 30	<LD	72 ± 20	43 ± 8	74 ± 45	45 ± 11	55 ± 13
MoV	<LD	-	-	-	-	-	<LD	-
MnCo	98 ± 64	-	-	-	-	-	-	-
CuCo	-	66 ± 28	-	-	-	-	-	<LD
MnV	-	-	49 ± 17	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	23 ± 9	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	40 ± 25	<LD	-	46 ± 10
Zero (Teste)	<LD	<LD	58 ± 33	48 ± 9	35 ± 16	<LD	<LD	74 ± 15

Os limites de detecção (LD) para o Se nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 são, respectivamente, $24 \mu\text{g kg}^{-1}$ e $18 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.25. Concentrações de Th ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Época de Corte	Concentrações de Th ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Dose de Adubo								
Adubo Mineral								
Zn	18 ± 2	14 ± 2	<LD	<LD	26 ± 11	10 ± 3	27 ± 11	<LD
B	8 ± 1	117 ± 23	112 ± 13	16 ± 5	9 ± 3	9 ± 2	<LD	12 ± 4
Cu	9 ± 1	12 ± 2	<LD	4 ± 2	20 ± 3	15 ± 4	3 ± 1	<LD
Fe	66 ± 14	18 ± 1	152 ± 14	5 ± 2	17 ± 2	15 ± 2	<LD	4 ± 1
Mn	60 ± 7	12 ± 2	<LD	<LD	15 ± 8	12 ± 2	<LD	3 ± 1
Mo	13 ± 2	9 ± 3	<LD	<LD	25 ± 7	17 ± 2	5 ± 2	<LD
Co	10 ± 3	8 ± 1	<LD	7 ± 3	16 ± 4	20 ± 3	10 ± 8	3 ± 1
V	18 ± 7	39 ± 13	129 ± 13	<LD	17 ± 4	12 ± 2	<LD	<LD
MoV	18 ± 7	-	-	-	-	-	<LD	-
MnCo	9 ± 2	-	-	-	-	14 ± 3	-	-
CuCo	-	14 ± 1	-	-	-	-	-	<LD
MnV	-	-	14 ± 3	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	<LD	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	13 ± 2	-	-	<LD
Zero (Teste)	7 ± 4	4 ± 1	3 ± 1	<LD	11 ± 2	12 ± 3	<LD	<LD

O limite de detecção (LD) para o Th nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $2 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.26. Concentrações de U ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte	1		2		1		2	
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de U ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	87 ± 13	48 ± 4	42 ± 30	49 ± 20	33 ± 7	41 ± 14	29 ± 10	41 ± 22
B	47 ± 22	30 ± 18	59 ± 3	40 ± 10	51 ± 27	46 ± 22	41 ± 9	37 ± 18
Cu	76 ± 11	17 ± 6	43 ± 29	58 ± 20	46 ± 27	50 ± 11	27 ± 7	32 ± 10
Fe	60 ± 34	63 ± 40	47 ± 7	57 ± 13	43 ± 25	52 ± 27	45 ± 15	51 ± 24
Mn	70 ± 20	57 ± 28	72 ± 17	53 ± 11	39 ± 7	63 ± 12	37 ± 16	50 ± 29
Mo	77 ± 48	57 ± 13	79 ± 27	54 ± 1	50 ± 13	62 ± 20	30 ± 12	55 ± 20
Co	52 ± 28	50 ± 20	42 ± 23	74 ± 17	36 ± 14	58 ± 14	27 ± 8	30 ± 5
V	43 ± 14	45 ± 4	66 ± 53	65 ± 12	50 ± 5	55 ± 27	35 ± 20	33 ± 4
MoV	66 ± 30	-	-	-	-	-	32 ± 15	-
MnCo	26 ± 4	-	-	-	-	28 ± 7	-	-
CuCo	-	77 ± 45	-	-	-	-	-	35 ± 10
MnV	-	-	45 ± 9	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	67 ± 14	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	57 ± 17	-	-	36 ± 14
Zero (Teste)	45 ± 12	54 ± 13	55 ± 17	72 ± 25	41 ± 13	57 ± 24	30 ± 11	30 ± 7

Os limites de detecção (LD) para o U nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 são, respectivamente, $7 \mu\text{g kg}^{-1}$ e $3 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.27. Concentrações de V ($\mu\text{g kg}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
Época de Corte								
Dose de Adubo	1	2	1	2	1	2	1	2
Adubo Mineral	Concentrações de V ($\mu\text{g kg}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	266 ± 35	290 ± 84	201 ± 22	66 ± 23	366 ± 48	266 ± 37	157 ± 50	116 ± 28
B	226 ± 66	133 ± 21	50 ± 11	66 ± 1	195 ± 47	205 ± 57	162 ± 18	80 ± 12
Cu	274 ± 17	233 ± 161	67 ± 14	93 ± 17	410 ± 93	343 ± 70	63 ± 7	77 ± 21
Fe	295 ± 21	368 ± 28	143 ± 24	107 ± 25	291 ± 36	516 ± 15	48 ± 15	130 ± 18
Mn	238 ± 49	328 ± 73	122 ± 20	66 ± 8	222 ± 24	349 ± 33	95 ± 13	72 ± 12
Mo	314 ± 4	209 ± 13	62 ± 9	78 ± 21	396 ± 62	352 ± 58	101 ± 23	116 ± 3
Co	186 ± 42	255 ± 27	102 ± 25	96 ± 2	380 ± 38	362 ± 32	92 ± 17	125 ± 53
V	410 ± 39	297 ± 39	86 ± 14	52 ± 5	351 ± 59	228 ± 30	65 ± 12	113 ± 13
MoV	353 ± 71	-	-	-	-	-	96 ± 28	-
MnCo	197 ± 32	-	-	-	-	352 ± 59	-	-
CuCo	-	318 ± 13	-	-	-	-	-	117 ± 53
MnV	-	-	190 ± 41	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	65 ± 11	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	277 ± 7	-	-	100 ± 14
Zero (Teste)	177 ± 32	168 ± 45	97 ± 12	86 ± 13	312 ± 53	367 ± 91	92 ± 13	85 ± 16

O limite de detecção (LD) para o V nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $19 \mu\text{g kg}^{-1}$

Tabela 4.28. Concentrações de Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$) dispostas de acordo com o esquema de tratamento utilizado para o cultivo das plantas

Variedade	G3				G36			
	1		3		1		3	
	1	2	1	2	1	2	1	2
Época de Corte	Concentrações de Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Dose de Adubo	Concentrações de Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Adubo Mineral	Concentrações de Zn ($\mu\text{g g}^{-1}$) nas amostras de guandu							
Zn	28 ± 3	28 ± 1	22 ± 3	21 ± 1	32 ± 2	27 ± 2	21 ± 1	25 ± 4
B	28 ± 4	27 ± 2	20 ± 2	23 ± 1	33 ± 4	26 ± 1	18 ± 7	18 ± 1
Cu	27 ± 4	28 ± 1	20 ± 5	22 ± 10	34 ± 5	28 ± 3	23 ± 2	21 ± 2
Fe	25 ± 3	20 ± 2	20 ± 3	24 ± 3	30 ± 1	29 ± 1	19 ± 2	21 ± 2
Mn	25 ± 3	27 ± 2	22 ± 4	23 ± 4	28 ± 2	26 ± 3	20 ± 2	21 ± 2
Mo	32 ± 5	27 ± 2	18 ± 3	22 ± 1	27 ± 1	26 ± 1	26 ± 10	21 ± 1
Co	29 ± 3	25 ± 2	20 ± 1	22 ± 2	27 ± 1	25 ± 1	21 ± 3	20 ± 1
V	30 ± 3	22 ± 2	22 ± 2	17 ± 5	29 ± 1	30 ± 3	21 ± 2	21 ± 1
MoV	29 ± 3	-	-	-	-	-	22 ± 3	-
MnCo	28 ± 2	-	-	-	-	27 ± 5	-	-
CuCo	-	30 ± 1	-	-	-	-	-	23 ± 2
MnV	-	-	21 ± 3	-	-	-	-	-
MoFe	-	-	-	23 ± 2	-	-	-	-
BMn	-	-	-	-	32 ± 4	-	-	24 ± 2
Zero (Teste)	33 ± 5	28 ± 2	20 ± 2	25 ± 5	28 ± 2	27 ± 2	18 ± 3	24 ± 1

O limite de detecção (LD) para o Zn nas amostras de guandu das variedades G3 e G36 é $61 \mu\text{g kg}^{-1}$

Até o presente momento, há referência na literatura apenas para os valores de concentrações de alguns nutrientes minerais encontrados em plantas de guandu, conforme mostram as Tabelas 4.29 e 4.30.

Para os valores de concentrações elementares apresentados por SINHA (1977), apesar de não estarem especificadas qual a parte da planta analisada, sendo provavelmente as sementes ou grãos, nem mesmo as condições de cultivo das plantas, isto é, características do solo, época do ano, idade da planta etc; pode-se verificar que há uma

semelhança muito grande entre os teores de Cu, Fe, K e Mg, com os valores das concentrações desses elementos encontrados nas folhas de guandu no presente trabalho. Já as concentrações de Na são muito menores, aproximadamente de 15 a 30 vezes inferiores nas folhas de guandu, enquanto que as concentrações de Ca são superiores por um fator que varia de, aproximadamente, 2 a 6.

Tabela 4.29. Conteúdo Mineral no guandu

Minerais	Intervalo de concentrações ($\mu\text{g g}^{-1}$)	Concentração média ($\mu\text{g g}^{-1}$)
Ca	570-2760	1665
Cu	---	12,5
Fe	35-166	101
K	---	11040
Mg	160-3000	1580
Na	---	285

Fonte: SINHA (1977)

Os teores de Cu, Fe, Mn e Zn, em guandu, obtidos por KATYAL (1981), embora também não tragam informações quanto à parte da planta analisada, idade da planta, interações com nutrientes, condições de clima e solo etc; exceção feita ao Mn, são muito semelhantes aos valores encontrados nas folhas de guandu.

Tabela 4.30. Teores de micronutrientes no guandu

Micronutrientes	Faixa (ppm)	Tipo de cultura
Zn	14-45	Solo, em vasos
	10-38	Solo, em vasos
	25-52	Cultura em areia
	26-30	Experimento de campo
Cu	18-21	Experimento de campo
Mn	4-6	Experimento de campo
	5-31	Cultura em areia
Fe	108-160	Experimento de campo
	61-193	Cultura em solução nutritiva

Fonte: KATYAL (1981)

Embora não tenha significado comparar as concentrações minerais de quaisquer elementos nas diferentes partes das plantas de guandu, que provavelmente pertencem a diferentes cultivares, e que foram cultivadas em condições bastante diferentes em termos de solo e clima, a comparação de resultados feita acima teve como intenção única dar uma idéia despreziosa de como e em qual magnitude as diferenças dos teores elementares podem ocorrer.

Sabe-se que inclusive para as mesmas partes de uma planta pode haver diferenças significativas nas concentrações de um determinado elemento. Por exemplo, para amostras muito pequenas, tomadas de folhas de plantas de guandu, pode haver quantidades diferentes de limbo foliar, nervuras, ou mesmo talos e ramos, que por sua vez têm composição mineral diferente, o que pode acarretar resultados discrepantes, ou pouco precisos, quando se comparam subamostras, tidas como homogêneas e de mesma procedência, ou seja, as subpartes de uma mesma amostra podem diferir na concentração elementar quando não houver uma mistura regular da amostra.

Neste trabalho o interesse da análise elementar se restringiu às folhas, pois é nessa parte das plantas aonde ocorrem as reações de síntese dos compostos importantes, e assim, é através da diagnose foliar que se pode avaliar o estado nutricional das plantas.

4.3. Verificação dos efeitos dos tratamentos utilizados nas plantas de guandu em relação às concentrações elementares nas folhas, através da análise estatística dos resultados

As possíveis alterações nas concentrações dos 20 elementos determinados nesse trabalho, promovidas pelos tratamentos ou condições a que foram submetidas as plantas, ou seja, adubação com duas doses de fertilizantes, coleta das folhas em duas épocas e utilização ou não de oito diferentes fertilizantes, em duas cultivares de características e comportamentos distintos, foram avaliadas por meio de alguns testes estatísticos.

Primeiramente, a Análise de Variância foi utilizada para identificar alterações significativas nas concentrações dos elementos de interesse, devidas à cada uma das variáveis estudadas. Para a execução desses testes foram utilizados os valores médios das concentrações dos 20 elementos determinados, obtidos a partir de 3 determinações independentes de concentração.

A variabilidade ocorrida nos resultados de concentrações das amostras que receberam o mesmo tipo de tratamento é devida ao acaso, isto é, à soma dos efeitos dos diversos fatores que interferem na disposição e absorção dos elementos minerais pelas plantas.

Já a variabilidade entre as médias de grupos de plantas que receberam diferentes tratamentos pode ser explicada tanto pelo acaso como pelo fato do tratamento utilizado ter influenciado na absorção mineral por parte das plantas e na sua distribuição nas folhas.

A Análise de Variância (COSTA NETO, 1977), foi aqui aplicada para que se pudesse definir em quais casos as diferenças nos valores das concentrações observadas entre amostras originadas de diferentes tratamentos são suficientemente grandes para serem tomadas como evidência de que esses resultados de concentrações são estatisticamente diferentes, ou ainda, de que os tratamentos aplicados às plantas provocaram variações significativas na absorção dos elementos.

Para a aplicação dos testes de Análise de Variância, os valores médios das concentrações das várias amostras analisadas para um dado elemento, referente a um determinado tratamento, foram dispostos em um chamado “quadro” de Análise de Variância, conforme mostram os Quadros 1 e 2, nos exemplos descritos nos Apêndices 1 e 2, respectivamente.

Em cada quadro de Análise de Variância, ou seja, em cada teste realizado, são estudados os efeitos de dois tratamentos simultaneamente. Os efeitos devidos ao uso de doses de fertilizantes, da época de coleta das folhas e das diferentes cultivares são estudados comparando-se os resultados das concentrações dispostas em duas colunas, já que cada um dos tratamentos mencionados acima foi sempre feito para duas diferentes

condições, isto é, duas doses de fertilizantes, duas épocas de corte das folhas e duas cultivares de guandu. Cada uma dessas variáveis, associadas aos tratamentos utilizados, é estudada individualmente, mantendo-se as condições das outras variáveis constantes. O outro tratamento aplicado nesse estudo, a utilização ou não de fertilizantes, será avaliado em todos os quadros de Análise de Variância. A avaliação do efeito da aplicação ou não de cada um dos fertilizantes utilizados sobre as concentrações de determinado elemento nas folhas será feita através da comparação das concentrações dispostas nas linhas de cada quadro. Como foram utilizados oito diferentes fertilizantes minerais, além das plantas testemunhas, cada quadro terá 9 linhas. A indicação de que há variação entre as duas condições testadas em um determinado tratamento é dada pelo valor de F.

O significado matemático do valor de F será apresentado a seguir, na discussão dos testes utilizados para a avaliação das variações ocorridas nas concentrações das folhas devidas à época de coleta das mesmas, item 4.3.1. Contudo, já pode ser antecipado que quando o valor de F encontrado for maior que o valor do seu respectivo F teórico, isto é, para as mesmas condições de graus de liberdade, tem-se a indicação de que as médias das concentrações são diferentes para as duas condições de tratamento (comparação das colunas), ou ainda, de que as concentrações obtidas pelo uso ou não de fertilizantes específicos diferem (comparação das linhas).

Em outras palavras, pode-se dizer que o método de Análise de Variância aceita ou rejeita a hipótese H_0 de igualdade das médias populacionais. Se H_0 for rejeitada, isto é, se o valor de F indicar que há variação dentro do conjunto de médias comparadas, pode-se admitir que pelo menos uma das médias é diferente das demais. No caso do estudo dos tratamentos dispostos em colunas, a rejeição da hipótese inicial indica apenas que as concentrações das amostras provenientes de duas diferentes condições de tratamento diferem. Contudo, neste caso está sendo comparada apenas a média de dois conjuntos de resultados, ou a média das concentrações de duas colunas. Já para o caso da análise dos resultados dispostos nas linhas, tem-se um conjunto com nove resultados para serem comparados. Então, precisamos saber quais médias, ou as concentrações de quais linhas, devem ser consideradas diferentes de quais outras. Entretanto, no caso específico deste trabalho, não há a necessidade de comparação de todas as médias, ou valores de concentração de todas as linhas, duas a duas, já que o interesse é saber apenas se ocorreu

alteração significativa de concentração entre as plantas adubadas com as plantas que não receberam qualquer adubação mineral, as plantas testemunhas ou de controle. Desta forma, um teste adicional, o teste de Dunnett, foi aplicado para a comparação das médias das plantas tratadas com fertilizantes apenas com a média do controle. Segundo VIEIRA e HOFFMANN (1989), pode-se comparar as médias apenas se o valor de F for significativo a determinado nível, e nesse caso, diz-se que o método usado para comparação de média é protegido. Porém, pode-se também optar por comparar as médias, qualquer que seja o resultado do teste F, e nesse caso, o método para a comparação de médias é chamado de não-protegido. No presente trabalho fez-se a opção por comparar todas as médias, no caso da análise das linhas, independente do valor de F ter sido ou não significativo.

O nível de significância de um teste é a probabilidade de rejeitar a hipótese de que as médias são iguais, hipótese H_0 , quando esta hipótese é, na realidade, verdadeira. Nesse trabalho todos os testes foram aplicados ao nível de 5 % de significância, ou seja, para cada teste a probabilidade de ter-se feito a conclusão verdadeira é de 95 %.

Para cada cultivar de guandu, podemos ter quatro diferentes tipos de comparação de grupos de médias, feitas através da comparação das médias de duas colunas, ou seja, podem ser comparadas as duas diferentes doses de adubo para as folhas do corte 1 e do corte 3, bem como as concentrações das amostras de duas diferentes épocas de corte, separadamente para a dose 1 e dose 2 de adubos. Como estão sendo estudados os efeitos dos tratamentos em duas variedades de guandu, então, deve ser feito um total de oito testes para ambas as cultivares. Lembrando ainda que também deseja-se comparar o comportamento das duas cultivares para cada uma das condições de dose de fertilizante e época de coleta das folhas, devem ser realizados mais quatro testes de Análise de Variância. Portanto, para cada elemento devemos realizar doze testes, e, como foram determinadas as concentrações de vinte elementos neste trabalho, para uma análise completa dos resultados serão necessários 240 quadros de Análise de Variância para que a influência de todos os tratamentos possa ser verificada. Como foi dito anteriormente, em cada um dos quadros também será analisado o efeito da aplicação ou não de adubos minerais específicos, que além da Análise de Variância também será estudado pelo teste de Dunnett, que compara cada uma das médias de concentração das plantas adubadas com as médias das plantas testemunhas. Assim, nos itens 4.3.1 a 4.3.4, os resultados positivos

obtidos a partir dos testes estatísticos serão apresentados e comentados para cada um dos tratamentos utilizados nesse trabalho.

4.3.1. Estudo da influência da época de corte das folhas nas concentrações de As, Ca, Co, Cr, Cu, Eu, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Se, Th, U, V e Zn

Dentre as quatro variáveis estudadas nesse trabalho, a idade das plantas ou época de corte das folhas foi a responsável pelo maior número de variações nas concentrações dos elementos analisados. Dos 240 testes de Análise de Variância realizados, 57 deram resultados positivos, isto é, valor de F significativo, para as diferentes condições de dose de adubo, época de coleta das folhas ou devido às diferenças entre as cultivares de guandu. A influência da aplicação de adubos específicos será estudada separadamente, já que foi feita pela comparação das linhas, e não das colunas como para os outros três tratamentos. Dos 57 resultados positivos, 34 foram devidos à época de coleta das folhas.

A Análise de Variância, ao nível de significância de 5 %, foi utilizada para verificar em quais casos as concentrações de determinado elemento nas folhas do corte 1 diferiram daquelas do corte 3, para uma mesma dose de adubo e mesma cultivar.

A maioria absoluta dos resultados indicou que as folhas do corte 1, ou folhas das plantas mais jovens, apresentam concentrações maiores dos elementos, já que a única exceção ocorreu na determinação de Mo, nas folhas das plantas da cultivar G3 adubadas com dose 2 dos fertilizantes. Este tipo de comportamento era esperado, uma vez que no desenvolvimento das plantas pode ocorrer migração ou transporte de alguns elementos das folhas para outras partes da planta, como por exemplo, para as sementes ou grãos, principalmente em se tratando de leguminosas.

A variedade G36 foi responsável por 20 dos testes positivos, enquanto que a G3 apresentou alteração nas médias das concentrações de 14 casos.

Um exemplo deste tipo de teste é dado no Apêndice 1.

Todos os resultados positivos para variação significativa nas concentrações elementares nas folhas de guandu, em relação à diferente época de corte das mesmas estão apresentados na Tabela 4.31.

Tabela 4.31. Variações nas concentrações de **As, Ca, Fe, K, La, Mg, Mn, Mo, Na, Pr, Sb, Th, U, V e Zn**; devido à época de coleta das folhas, de acordo com o teste de Variância, ao nível de 5 % de significância

Variável em estudo	Variabilidade de guandu	Época de corte das folhas	Efeito geral na concentração
Elemento Determinado			
As	G-3	corte 3 (dose 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Ca	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Fe	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
K	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Mg	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Mn	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Mo	G-3	corte 3 (dose 2)	aumenta
Na	G-36	corte 3 (dose 1)	diminui
Sb	G-36	corte 3 (dose 1)	diminui
Th	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
U	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
V	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
Zn	G-3	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui
	G-36	corte 3 (doses 1 e 2)	diminui

Co, Cr, Cu, Eu, La, Pr, Se: Os testes utilizados não indicaram quaisquer variações nas concentrações desses elementos devido à época de coleta das folhas.

4.3.2. Estudo da variação nas concentrações dos elementos de interesse devido à dose de adubo mineral

A comparação entre os efeitos das doses simples e dupla dos fertilizantes utilizados foi feita para as amostras das folhas da mesma época de corte e pertencentes à mesma variedade. A Análise de Variância foi utilizada para nos certificar que as variações ocorridas nas concentrações médias das folhas das plantas adubadas com doses diferentes de fertilizantes foram realmente devidas ao tratamento utilizado e, não ao acaso, ao nível de 5 % de significância. Para cada elemento determinado, foram feitas quatro comparações, para ambas as épocas de corte e para as duas variedades.

O tratamento com duas diferentes doses de fertilizantes foi responsável por 8 resultados positivos nos testes realizados, indicando diferença significativa entre as médias de concentração dos dois grupos de plantas tratadas, e aqui comparadas.

Todos os resultados positivos para variação significativa nas concentrações elementares nas folhas de guandu, devida à adubação com duas diferentes doses de fertilizantes estão apresentados na Tabela 4.32.

Tabela 4.32. Influências nas concentrações dos elementos determinados em folhas de guandu devidas à utilização de duas diferentes doses de fertilizantes

Elemento determinado	Variedade de guandu	Tendência no efeito observado nas concentrações do elemento devido ao uso de dose dupla de fertilizantes	Época de corte das folhas
Co	G36	diminuição	Corte 3
Cr	G36	aumento	Corte 1
Fe	G36	diminuição	Corte 1
Mg	G3	aumento	Corte 1
Sb	G36	aumento	Corte 3
U	G36	aumento	Corte 1
Zn	G3 e G36	diminuição	Corte 1

Para nenhum outro elemento determinado foi observada variação da respectiva concentração nas folhas devida à dose de fertilizante utilizada.

4.3.3. Estudo do comportamento de duas variedades de guandu em relação às concentrações elementares das folhas

A Análise de Variância também foi empregada para o estudo do comportamento das duas variedades de guandu, G3 e G36, em relação às concentrações dos elementos sob investigação nas folhas. As comparações foram feitas para as amostras de folhas da mesma época de corte, cujas plantas receberam a mesma dose de adubo e, pertencentes à variedades diferentes.

Foram obtidos 15 resultados positivos pela comparação de dois grupos de médias de concentrações dos elementos de interesse nas folhas, que haviam sido coletadas na mesma época e, pertencentes a diferentes cultivares, que receberam a mesma dose de fertilizantes. Em apenas três daqueles casos a cultivar G36 apresentou concentrações dos elementos superiores àquelas da cultivar G3.

Todos os resultados positivos para as variações significantes nas concentrações elementares nas folhas, devidas à cultivar de guandu estudada estão apresentados na Tabela 4.33.

Tabela 4.33. Influências nas concentrações dos elementos determinados em folhas de guandu devidas à utilização de duas diferentes cultivares

Elemento determinado	Variedade de guandu que apresentou, no geral, as maiores concentrações para os fertilizantes utilizados	Época de coleta das folhas e dose de fertilizante utilizada
Co	G3	Corte 3 - dose 1
	G3	Corte 3 - dose 2
Cr	G3	Corte 1 - dose 1
Eu	G3	Corte 3 - dose 1
	G3	Corte 3 - dose 2
K	G3	Corte 3 - dose 1
Mg	G36	Corte 3 - dose 1
Mo	G3	Corte 3 - dose 2
Pr	G3	Corte 3 - dose 2
Sb	G3	Corte 3 - dose 1
U	G3	Corte 1 - dose 1
	G3	Corte 3 - dose 1
	G3	Corte 3 - dose 2
V	G36	Corte 1 - dose 2
	G36	Corte 3 - dose 2

4.3.4. Estudo do efeito da adubação com fertilizantes minerais nas concentrações dos elementos de interesse nas folhas de guandu

Os efeitos da adubação com oito micronutrientes inorgânicos (B, Co, Cu, Fe, Mn, Mo, V e Zn), aplicados separadamente nas plantas, sobre as concentrações dos elementos determinados nesse trabalho, foram estudados através da Análise de Variância e do teste de Dunnett.

Os testes de Análise de Variância para a verificação dos efeitos dos fertilizantes nas concentrações elementares das folhas foram feitos simultaneamente com os testes feitos para cada uma das outras três variáveis já discutidas, ou seja, aproveitando os mesmos quadros de Análise de Variância. Porém, para o estudo deste quarto tratamento a que foram submetidas as plantas, a comparação foi feita entre as médias das concentrações dispostas em linhas. Desta forma, foram comparadas as médias das

concentrações das 9 linhas, já que além das concentrações das plantas adubadas, tinha-se também aquelas encontradas nas plantas testemunhas.

Um resultado indicativo de que há diferença significativa entre as médias das concentrações dos vários conjuntos de médias comparados, isto é, das várias linhas, é obtido quando o valor de F encontrado, entre linhas, é superior ao valor do F teórico para o mesmo número de graus de liberdade e nível de significância. Contudo, neste caso como não estamos comparando apenas dois grupos de médias como nos exemplos anteriores, não saberemos quantos e quais conjuntos de médias diferem entre si. Em outras palavras, não saberemos quais fertilizantes provocaram alteração nas concentrações das folhas das plantas adubadas.

A idéia de compararmos todas as médias duas a duas, através, por exemplo, do uso direto do teste t, não é satisfatória, já que neste caso o nível de significância seria desvirtuado, pois, quanto maior o número de comparações feitas, maior a probabilidade de se obterem rejeições por mera casualidade. No caso de comparações múltiplas entre amostras de tamanhos iguais, o procedimento mais eficiente parece ser o proposto por Tukey, que utiliza valores críticos da amplitude *studentizada* (VIEIRA e HOFFMANN, 1989).

Entretanto, como neste trabalho o interesse é apenas verificar se houve diferenças entre as concentrações elementares das plantas adubadas, individualmente, com cada um dos oitos fertilizantes, em relação às plantas testemunhas, será utilizado um teste para comparação de médias que é uma variação do teste de Tukey, o teste de Dunnett (VIEIRA e HOFFMANN, 1989).

O teste de Dunnett foi aplicado, em todas as 240 comparações de concentrações feitas, para indicar qual a mínima diferença significativa entre os valores das concentrações de uma planta adubada com a sua testemunha. As plantas adubadas, com qualquer fertilizante, cuja diferença de concentração em relação às plantas testemunhas, para um determinado elemento, superou a diferença mínima significativa (d.m.s.), sofreram influência positiva ou negativa desse adubo, na absorção daquele elemento.

Portanto, para cada elemento determinado nesse trabalho, foram estudados quais fertilizantes e, em qual dose e em que idade da planta, favoreceram ou prejudicaram sua absorção em relação a uma planta não adubada, ao nível de 5 % de significância.

Os testes de Análise de Variância realizados indicaram 25 resultados significantes para variação entre as médias das concentrações comparadas, para as folhas de plantas que receberam ou não fertilizantes. Esses resultados positivos podem ser classificados de 3 formas:

1-) F significativa e, algum fertilizante utilizado proporcionou um valor de concentração elementar nas folhas, cuja diferença em relação à concentração na planta não adubada superou a d.m.s.

2-) F significativa, mas nenhuma diferença entre as concentrações das amostras fertilizadas e de controle superou a d.m.s.

3-) F não significativa, mas a diferença de concentração de alguma planta fertilizada em relação à testemunha superou a d.m.s.

No Apêndice 2 está exemplificado o caso em que ocorreu variação significativa de F, e em que algum dos fertilizantes utilizados na adubação das plantas provocou variação na concentração de Fe, cuja diferença em relação à concentração das plantas testemunhas foi superior ao valor da d.m.s.

Todos os resultados positivos para a Análise de Variância entre as médias de concentrações das plantas tratadas com fertilizantes, bem como para o teste de Dunnett estão apresentados na Tabela 4.34.

TABELA 4.34. Efeitos da adubação com diferentes minerais nas concentrações dos elementos investigados nas amostras de guandu, em relação às plantas testemunhas, de acordo com os testes de Análise de Variância e de Dunnett

Variável em estudo	Variedade de guandu	F encontrado (em relação ao valor teórico de $F_{8,8,5\%} = 3,44$)	Fertilizante	Situação das amostras de guandu, em relação à época de corte das folhas e dose de fertilizante usada	Efeitos nas concentrações
Ca	G-3	significante	Fe	corte1/doses 1 e 2	aumenta
	G-36	significante	-	corte1	-
Co	G-36	não significante	Mn	corte1/dose1	aumenta
Cr	G-36	significante	Mo	corte1/dose2	aumenta
	G-36	não significante	Zn	corte3/dose1	aumenta
Eu	G-3	significante	Fe, V	corte1/dose1	aumenta
	G-36	significante	-	dose1	-
Fe	G-3	significante	Fe	corte1/dose1	aumenta
	G-36	significante	Mo	corte1/dose1	aumenta
K	G-3	significante	-	corte1	-
	G-36	significante	Mo	corte3/dose1	aumenta
La	G-3	significante	V	corte1/doses 1 e 2	aumenta
	G-36	não significante	V	corte1/dose2	diminui
Mg	G-3	não significante	Fe	corte1/dose2	aumenta
	G-3	significante	Fe	corte1/dose2	aumenta
Mn	G-3	significante	V	corte1/dose1	aumenta
	G-36	significante	Cu	corte1/dose1	aumenta
	G-36	não significante	V	corte1/dose2	diminui
Mo	G-3	significante	Mo	cortes 1 e 3/dose2	aumenta
	G-3	significante	-	corte1/dose1	-
	G-36	significante	Mo	corte3/doses 1 e 2	aumenta
	G-36	significante	-	corte1/dose1	-
Na	G-3	significante	Cu, Fe	corte1/doses 1 e 2	aumenta
	G-3	significante	Mo	corte1/dose2	aumenta
	G-3	significante	-	dose1	-
Pr	G-3	significante	V	corte1/doses 1 e 2	aumenta
Sb	G-3	significante	Fe	corte3/dose1	aumenta
	G-36	não significante	Mo	corte3/dose2	aumenta
Th	G-3	não significante	B	corte1/dose2	aumenta
	G-3	significante	B	corte3/dose2	aumenta
	G-36	significante	Zn	corte3/dose1	aumenta
	G-36	significante	B	corte3/dose2	aumenta

As, Cu, Se, U, V e Zn: Não indicaram quaisquer alterações em suas concentrações devido ao uso de fertilizantes por meio dos testes estatísticos utilizados

4.4. Aplicação de Experimentos Fatoriais para a verificação dos efeitos dos tratamentos utilizados nas plantas de guandu em relação às concentrações elementares nas folhas

Um outro tipo de teste estatístico utilizado para analisar os resultados obtidos nesse trabalho e, desta forma verificar o efeito provocado sobre as concentrações elementares devido às diferentes condições em que foram cultivadas as plantas, foram os Experimentos Fatoriais ou Experimental Design (VIEIRA e HOFFMANN, 1989; COHEN, 1988).

Os experimentos fatoriais podem ser aplicados quando se deseja analisar os efeitos de dois ou mais tratamentos no mesmo experimento. Para esse tipo de teste os tipos de tratamentos são referidos como fatores e as diferentes categorias de um fator são chamadas de níveis.

No presente trabalho, optou-se por separar os experimentos fatoriais para cada uma das cultivares. Assim, os experimentos aqui realizados consistem no estudo de três tratamentos, isto é, dose de adubo, época de coleta das folhas e uso ou não de adubos minerais específicos, sobre as concentrações de alguns elementos nas folhas das plantas das cultivares G3 e G36. Os níveis para cada um dos fatores escolhidos são 2, 2 e 9, respectivamente. Portanto, esse experimento também pode ser representado por $2 \times 2 \times 9$. A opção por se estudar as duas diferentes cultivares separadamente deve-se ao fato de que o número de fatores em um único experimento deve ser "pequeno", uma vez que seria difícil a interpretação de uma interação quádrupla significativa, por exemplo, dose x corte x fertilizante x cultivar.

Os experimentos fatoriais além de nos permitirem saber se cada um dos 3 tratamentos estudados é significativo, a um determinado nível de significância, também nos indicam se existe interação entre dois fatores combinados e, se a interação tripla é significativa, através dos valores de F obtidos.

No caso de um determinado valor de F para uma interação dupla qualquer que seja significativa, pode-se determinar qual é o efeito de um dos tratamentos sobre o outro, e vice-versa, através do desdobramento da análise de variância.

Quando o valor de F para a interação tripla é significativa, pode-se concluir que há influência em cada um dos fatores, ou tratamentos, pelos outros dois; e o efeito de um tratamento dentro dos demais pode ser determinado.

Embora os testes de Experimentos Fatoriais pareçam ser mais abrangentes que a Análise de Variância simples, a qual não considera interações entre os tratamentos, e que é aplicada para cada tratamento individual, eles apresentam alguns inconvenientes, como a dificuldade para a interpretação dos resultados obtidos, principalmente a partir de 3 tratamentos.

Uma outra característica dos testes fatoriais, pelo menos para a forma que foi feita neste trabalho, é que eles se utilizam de todos os valores de concentrações, ou repetições, e não apenas dos valores médios das concentrações, para cada amostra estudada (ver os quadros de desdobramento da análise de variância no Apêndice 3). Devido a isso há dois pontos a serem considerados. O primeiro é que, indiretamente, os experimentos fatoriais levam em conta não somente o valor absoluto das concentrações médias, mas também os respectivos valores de desvio padrão (dp), já que todos os resultados das concentrações individuais são utilizados nos cálculos das Somas de Quadrados e, conseqüentemente, nos de F . Por outro lado, principalmente no estudo das interações múltiplas, um resultado significativo de F pode não indicar alteração aparente devida a um determinado tratamento, já que os valores de d.m.s. são verificados, na maioria das vezes, apenas entre os valores médios de concentrações das amostras. Esse tipo de situação precisa ser melhor investigada para as amostras que apresentam um valor alto de dp para as concentrações médias, isto é, para repetições da análise de uma mesma amostra que não foram muito reprodutíveis. Portanto, esses testes não apresentam grandes dificuldades para serem analisados, pelo menos não se exigindo que se observem todos os valores individuais, apenas para determinações de concentrações precisas, com valores baixos de dp para as concentrações médias dos elementos investigados. Nessas condições seriam minimizadas as chances de valores significantes de F não apresentarem diferença entre concentrações

médias superior à d.m.s. entre duas amostras quaisquer comparadas pelos testes de Tukey, ou mesmo de Dunnett.

São devidas principalmente a essas peculiaridades, ou seja, utilização somente das concentrações médias ou dos 3 valores individuais de concentrações, que nem todos os resultados positivos obtidos pelos experimentos fatoriais coincidem com as conclusões tiradas através do uso da análise de variância simples.

Neste trabalho, os valores de concentrações de 11 elementos, determinados em ambas as cultivares, foram analisados através de experimentos fatoriais.

Todos os resultados positivos, ou seja, que apresentaram valores de F significantes para variações nas concentrações devidas ao uso de tratamentos individuais, isto é, duas doses de adubos, duas épocas de corte das folhas e uso ou não de oito diferentes fertilizantes, além das interações duplas entre dose e corte, dose e fertilizantes, corte e fertilizantes, e da interação tripla entre dose e corte e fertilizantes, estão mostradas na Tabela 4.35.

Como a grande maioria dos elementos determinados mostram haver interação entre os tratamentos utilizados nas plantas sobre as suas concentrações, a Tabela 4.36 traz os resultados da influência dos vários fertilizantes utilizados na adubação dentro dos níveis 1 e 2 de doses e dentro dos níveis 1 e 3 de épocas de corte, obtidos através do desdobramento da Análise de Variância. Neste caso o teste de Dunnett também foi utilizado para se determinar as d.m.s. entre as concentrações das folhas das plantas adubadas em relação às concentrações das plantas testemunhas. Pode ser facilmente observado que um número muito maior de resultados positivos para alterações significantes nas alterações das concentrações devidas aos tratamentos utilizados, bem como para um maior número de fertilizantes minerais que provocaram alterações positivas ou negativas nas concentrações das plantas adubadas, foram devidos aos resultados obtidos pelos experimentos fatoriais, em relação àqueles obtidos pela Análise de Variância simples, ou sem se considerarem as interações. Isso já era esperado, e para o caso dos tratamentos individuais e/ou com interações se deve ao uso de 3 valores de concentrações ao invés das concentrações médias, enquanto que, o número bem maior de

fertilizantes, variando as concentrações dos elementos determinados se deve ao menor valor de d ($d_{8,72,5\%} = 2,72$), devido ao maior número de graus de liberdade do resíduo, e também pelo fato de terem sido considerados 3 valores de concentrações para cada elemento (3 repetições), e que desta forma diminuem sensivelmente o valor da d.m.s., conforme pode ser concluído pela Equação A2.1, no Apêndice 2.

A forma como os testes foram feitos e interpretados está mostrada no Apêndice 3, através do desdobramento da Análise de Variância das concentrações de Na nas folhas da cultivar G3.

Tabela 4.35. Influências da dose de adubo, época de corte das folhas, utilização de adubos minerais, das possíveis interações entre dois desses tratamentos, ou ainda, da interação tripla, nas concentrações de Ca, Co, Cu, Fe, K, Mg, Mn, Mo, Na, V e Zn, para as duas variedades de guandu, de acordo com os Experimentos Fatoriais

Tratamentos	Elementos que apresentaram valores significantes de F para cada um dos tratamentos individuais ou entre as possíveis interações entre eles, nas duas cultivares de guandu	
	G3	G36
Dose	Ca, Fe, K, Mg, Mn, Mo	Co, K, Mn, Zn
Corte	Ca, Fe, K, Mg, Mn, Mo, V, Zn	Ca, Co, Fe, K, Mn, Mo, Na, V, Zn
Adubo	Ca, Fe, K, Mg, Mn, Mo, Na, V	Ca, Fe, K, Mn, Mo, V
DosexCorte	Mg, Mn, Mo, Na, Zn	Ca, Fe, Na
DosexAdubo	Ca, Fe, K, Mg, Mn, Mo, Na, V	Ca, K, Mn, Mo, V, Zn
CortexAdubo	Ca, Fe, K, Mn, Na, V	Ca, Fe, K, Mg, Mn, Mo, V, Zn
DosexCortexAdubo	Ca, K, Na, V	Ca, Mn, Na, V

Tabela 4.36. Variações significantes nas concentrações dos elementos determinados nesse estudo devidas ao uso de diferentes adubos minerais dentro de dois níveis de corte das folhas e dentro de dois níveis de doses desses adubos, de acordo com os valores de F, dados pela Análise de Variância, e do valor da d.m.s., dada pelo teste de Dunnett

Elemento determinado	Variedade de guandu	Adubo dt C1 dt D1	Adubo dt C3 dt D1	Adubo dt C1 dt D2	Adubo dt C3 dt D2
Ca	G3	Mo, Zn: diminuem Cu, Fe, Mn, V: aumentam	todos os adubos: diminuem	B, Zn: diminuem	Mo, V: diminuem
	G36	B, Cu, Mn, V, Zn: diminuem	*	B, Zn: diminuem Co, Mo: aumentam	Cu: diminui Co: aumenta
Fe	G3	Cu, Fe, Mn, Mo, V, Zn: aumentam	-	Fe, Mn: aumentam	-
		B: diminui Mo, Co: aumentam	Zn: aumenta	B: diminui Mo: aumenta	*
K	G3	Zn, Fe, Mn: diminuem	B, Mo: aumentam	B, Co, Mo: aumentam	-
	G36	*	Mo: aumenta	V: aumenta	B: diminui Mo: aumenta
Mg	G3	-	-	Fe: aumenta	*
Mn	G3	Co, Mn, Mo, V: aumentam	Mo: aumenta	Zn: diminui	-
	G36	Cu, Mo: aumentam Mn: diminui	Cu: aumenta	Co, Cu, Fe, Mn, Mo, V, Zn: diminuem	Co, Cu, Fe, Mn, Mo, V, Zn: diminuem
Mo	G3	-	-	Mo: aumenta	Mo: aumenta
	G36	-	Mo: aumenta	-	Mo: aumenta
Na	G3	Cu, Fe: aumentam	B, Co, V: diminuem Fe: aumenta	Cu, Fe, Mo: aumentam	Fe: aumenta
	G36	*	-	Mo, V: aumentam	*
V	G3	Cu, Fe, Mo, V, Zn: aumentam	Zn: aumenta	Fe, Mn, V, Zn: aumentam	-
	G36	B: diminui	**	B, V, Zn: diminuem Fe: aumenta	-
Zn	G3	Fe, Mn: diminuem	-	Fe: diminui	V: diminui
	G36	-	Mo: aumenta	-	**

* Apesar de F ser significante não há variações entre as concentrações médias das plantas adubadas e as concentrações médias das testemunhas, apenas entre as concentrações individuais

** Apesar de F ser significante as diferenças entre concentrações que superam a d.m.s. são entre as plantas adubadas com diferentes fertilizantes, e não entre plantas adubadas e testemunhas.

5. CONCLUSÕES

A Análise por ativação com nêutrons instrumental (INAA) mostrou-se muito adequada para a análise de amostras vegetais, como as folhas de guandu, uma vez que não houve necessidade de dissolução das mesmas.

Os elementos **As, Co, Cr, Eu, La, Pr, Sb, Se, Th, U e V**, analisados neste trabalho, ainda não têm seus valores de concentrações mencionados na literatura.

Os resultados aqui apresentados podem ser de grande importância para pesquisadores das áreas de nutrição animal e vegetal, uma vez que mostram uma faixa ampla de concentrações para elementos essenciais, bem como para outros elementos eventualmente tóxicos, permitindo assim, reforçar e divulgar as qualidades do guandu nas suas diversas opções de utilização, ou ainda, servindo como um indicativo da poluição ambiental, gerada principalmente pelos fertilizantes normalmente empregados.

Considerando as variações nas concentrações elementares das folhas, observa-se que os tratamentos com os nutrientes minerais utilizados em doses maiores praticamente não interferem na absorção desses elementos ou de outros já disponíveis no solo.

Para as variedades de guandu aqui estudadas, as folhas do corte 1 (com idades aproximadas de 115 dias), apresentam concentrações maiores, para a grande maioria dos elementos.

Comparando as duas variedades de guandu em relação às concentrações dos vários elementos determinados, pode-se verificar uma tendência da variedade G3 (EPAMIG 1822) apresentar valores de concentrações maiores para alguns elementos (12 em 15 casos de variação significativa). Como a variedade G3 é um material genético mais tolerante, selecionado para solos com baixa fertilidade, e a variedade G36 (EPAMIG 1679)

é menos tolerante, adaptada a solos com média à alta fertilidade, essa resposta à aplicação de micronutrientes já era esperada.

A grande maioria dos resultados de variação significativa nas concentrações dos elementos determinados, devida à utilização de fertilizantes minerais, foi positiva, isto é, aumentou as concentrações dos elementos em relação às concentrações das respectivas plantas testemunhas. A única exceção ocorreu em alguns casos de plantas adubadas com V.

Os testes de Experimentos Fatoriais indicaram não haver interação entre as variáveis estudadas, ou seja, dose de fertilizante, época de corte das folhas e os vários fertilizantes apenas nas absorções de Co e Cu, dentre os 11 elementos avaliados.

APÊNDICE 1

Aplicação da Análise de Variância para verificar a influência da época de corte sobre a concentração de Mo nas folhas das plantas da cultivar G3, adubadas com dose 2 de fertilizantes

As concentrações de Mo nas folhas da cultivar G3, adubadas ou não com dose 2 dos fertilizantes minerais estão apresentadas em duas colunas do Quadro 1 de Análise de Variância, e as médias das concentrações das duas épocas de corte serão comparadas para verificar se houve variação significativa nas concentrações. Neste caso, somente vai nos interessar o valor de F entre colunas.

Na Análise de Variância de um experimento inteiramente ao acaso, o valor de F está associado ao número de graus de liberdade do tratamento (numerador), e ao número de graus de liberdade do resíduo (denominador).

No presente exemplo, da mesma forma que para todos os outros testes que comparam as três variáveis dispostas em colunas, teremos um grau de liberdade no numerador, devido à comparação de duas épocas de corte, e oito graus de liberdade no denominador, conforme indicado no Quadro 1.

O valor de F teórico, ao nível de 5% de significância, para 1 grau de liberdade no numerador e oito graus de liberdade no denominador, foi obtido em tabela dada por SPIEGEL (1997), e vale 5,32. Este valor pode ser representado por $F_{1,8,5\%}$.

O valor de F encontrado é dado pelo quociente entre o quadrado médio de tratamentos, aqui estudado pela comparação entre colunas, e o quadrado médio do resíduo.

Para calcular os quadrados médios basta dividir cada soma de quadrados pelos respectivos graus de liberdade. No Quadro 1 estão apresentadas todas as somas de quadrados.

Neste exemplo o valor de F encontrado é 53,5 e, portanto, maior que o valor de F teórico. Desta forma, conclui-se que há variação significativa, ao nível de 5%, entre as concentrações de Mo dos dois grupos de amostras estudados.

Com uma margem de 5% de probabilidade de erro, pode-se rejeitar a hipótese de que as concentrações médias das duas colunas aqui comparadas são iguais. A suspeita evidenciada pela simples comparação visual dos valores de concentração de Mo das folhas do corte 1, com as folhas do corte 3, de que a idade das plantas alterou as concentrações daquele elemento nas folhas, é agora confirmada pela Análise de Variância.

Quadro 1. Análise de Variância para as concentrações de Mo nas folhas da cultivar G3, adubada com dose 2 de fertilizantes, e coletadas em duas diferentes épocas.

	G-3,c-1,d-2		G-3,c-3,d-2		T_i	Q_i	T_i^2
	x_{ij}	x_{ij}^2	x_{ij}	x_{ij}^2			
zero	530	280900	1002	1004004	1532	1284904	2347024
Zn	508	258064	830	688900	1338	946964	1790244
B	442	195364	779	606841	1221	802205	1490841
Cu	435	189225	938	879844	1373	1069069	1885129
Fe	585	342225	914	835396	1499	1177621	2247001
Mn	498	248004	857	734449	1355	982453	1836025
Mo	1939	3759721	2130	4536900	4069	8296621	16556761
Co	552	304704	770	592900	1322	897604	1747684
V	673	452929	774	599076	1447	1052005	2093809
T_j	6162		8994		15156		31994518
Q_j		6031136		10478310		16509446	
T_j^2	37970244		80892036		118862280		

SQT	3748094
SQL	3235907
SQC	445568

SQR	66619
------------	-------

Fonte de	Soma de	Graus de	Quadrado	F	F 5%
Varição	Quadrados	Liberdade	médio		
Entre linhas	SQL	8	404488,375	48,5733349	3,44
Entre colunas	SQC	1	445568	53,5064171	5,32
Residual	SQR	8	8327,375		
Total	SQT	17			

APÊNDICE 2

Aplicação da Análise de Variância para verificar a influência da utilização de oito diferentes adubos minerais sobre as concentrações de Fe nas folhas do corte 1, das plantas da cultivar G3, e uso do Teste de Dunnett para se determinar se algum desses adubos provocou variação nas concentrações de Fe em relação às plantas testemunhas

As médias de concentrações de Fe, nas folhas do corte 1 da cultivar G3, que receberam ou não tratamento com fertilizantes, em duas doses de concentrações, foram comparadas pelo teste de Análise de Variância. O valor significativo de F indica que há diferença entre as médias das concentrações de Fe nas folhas das plantas adubadas ou não.

Para este tipo de teste, onde se comparam as médias das linhas no Quadro de Análise de Variância, o número de graus de liberdade no numerador é devido ao número de tratamentos que estão sendo comparados, ou ao número de linhas, enquanto que o número de graus de liberdade no denominador também apresenta o mesmo valor, oito, conforme está mostrado no Quadro 2.

O valor de F teórico para o nível de significância de 5%, oito graus de liberdade no numerador e oito graus de liberdade no denominador foi obtido na mesma tabela citada anteriormente, e vale 3,44.

O valor de F encontrado é dado pelo quociente entre o quadrado médio de tratamentos, aqui estudado pela comparação entre linhas, e o quadrado médio do resíduo. Para este exemplo, o respectivo valor de F encontrado foi de 5,72 e, portanto, superior ao valor teórico, o que indica que as médias das concentrações de Fe nas várias linhas não são iguais.

Agora para sabermos se alguma média de concentração de Fe das plantas adubadas difere da média de concentração das plantas testemunhas, devemos calcular qual a d.m.s., através do teste de Dunnett. O valor da d.m.s., para este exemplo foi de 72 e, como as diferenças de concentrações encontradas para as plantas adubadas com Fe, em dose simples, em relação às plantas não adubadas, superou aquele valor, pode-se concluir que o uso desse fertilizante foi responsável pelo aumento na absorção de Fe. Todas essas informações estão apresentadas no Quadro 2.

Quadro 2. Análise de Variância para as concentrações de Fe nas folhas do corte 1 da cultivar G3, adubadas com diferentes fertilizantes

	G-3,c-1,d-1		G-3,c-1,d-2		T_i	Q_i	T^2_i
	x_{ij}	x^2_{ij}	x_{ij}	x^2_{ij}			
zero	90	8100	101	10201	191	18301	36481
Zn	129	16641	99	9801	228	26442	51984
B	115	13225	102	10404	217	23629	47089
Cu	134	17956	107	11449	241	29405	58081
Fe	176	30976	170	28900	346	59876	119716
Mn	138	19044	153	23409	291	42453	84681
Mo	123	15129	110	12100	233	27229	54289
Co	84	7056	100	10000	184	17056	33856
V	160	25600	115	13225	275	38825	75625
T_j	1149		1057		2206		561802
Q_j		153727		129489		283216	
T^2_j	1320201		1117249		2437450		

SQT	12858,444
SQL	10543,444
SQC	470,22222

SQR	1844,7777
------------	-----------

Fonte de	Soma de	Graus de	Quadrado	F	F 5%
Varição	Quadrados	Liberdade	médio		
Entre linhas	SQL	8	1317,93056	5,71529242	3,44
Entre colunas	SQC	1	470,222222	2,03914955	5,32
Residual	SQR	8	230,597222		
Total	SQT	17			

O teste de Dunnett nos permite determinar o valor da diferença mínima significativa (d.m.s.) entre dois conjuntos de médias e é dado pela equação 4.2.

$$d.m.s. = d \sqrt{\frac{2.QMR}{r}} \quad \text{Equação 4.2}$$

onde,

d- é um valor dado em tabela, ao nível de significância estabelecido

QMR- é o quadrado médio do resíduo da análise de variância

r- é o número de repetições

No caso específico deste exemplo, o valor de d , ao nível de significância de 5%, para 8 grupos tratados e com 8 graus de liberdade no denominador (resíduo), vale 3,35 (VIERA e HOFFMANN, 1989). O valor de r vale 1, já que se trabalhou com as médias das concentrações.

Portanto, neste exemplo, a d.m.s. vale 72.

APÊNDICE 3

Experimento Fatorial - Desdobramento da Análise de Variância das concentrações de Na nas folhas da cultivar G3

Para a determinação das variações nas concentrações de Na na cultivar G3 mostradas neste exemplo, bem como para o estudo de outras possíveis alterações nas concentrações de Ca, Co, Cu, Fe, K, Mg, Mn, Mo, Na, V e Zn, em ambas as cultivares, os experimentos fatoriais foram aplicados para as 3 determinações de concentrações.

Para esse tipo de teste, a verificação dos possíveis efeitos ocorridos nas concentrações não foi feita para os 20 elementos determinados nas amostras, já que optou-se por estudar apenas os 11 elementos que apresentam concentrações mais elevadas e, desta forma não apresentaram qualquer valor de concentração abaixo do limite de detecção (< LD).

Os quadros 3 e 4 mostram, respectivamente, o desdobramento da análise de variância para os totais de cada nível de dose em cada nível de época de corte em cada nível de fertilizantes; e para os totais de cada nível de época de corte em cada nível de dose em cada nível de fertilizantes.

Estão também apresentados nos itens 3a a 3j todos os valores de Somas de Quadrados para cada um dos 3 tratamentos individuais, bem como para as possíveis interações duplas e a interação tripla entre os tratamentos.

No caso dos experimentos fatoriais, as comparações acabam sendo mais minuciosas, sensíveis, pois todos os valores de concentrações individuais para cada amostra, ou para cada tratamento com fertilizantes específicos, são considerados. Desse modo, indiretamente, não se perde o valor do dp, como acontece no caso das análises de variância

aplicadas para cada tratamento caso a caso, em que apenas os valores absolutos médios de concentrações são considerados.

O quadro 5, mostra os valores de F para os 3 tratamentos individuais, bem como para as 3 interações duplas possíveis entre os tratamentos, além da interação tripla. Conforme pode ser concluído a partir dos valores de F encontrados para cada um dos casos acima mencionados, apenas o valor de F devido ao uso de fertilizantes é significativo, em se tratando de tratamentos individuais. Contudo, como os valores de F encontrados para as interações duplas, corte x dose, corte x fertilizantes e dose x fertilizantes, além da interação tripla, corte x dose x fertilizantes também são significantes a esse nível de significância, deve-se optar por comparar os níveis de fertilizantes dentro de cada nível de corte e de dose. Para que essa comparação possa ser feita, devemos desdobrar a análise de variância conforme mostra o quadro 6.

O resultado de F para 1 e 72 graus de liberdade, ao nível de significância de 5%, foi obtido por interpolação a partir de valores de F encontrados na literatura (SPIEGEL, 1993), e vale 3,98; enquanto que, o resultado de F para 8 e 72 graus de liberdade, no mesmo nível de significância, foi obtido de forma semelhante e vale 2,08.

O valor da d.m.s. entre as concentrações de Na encontradas nas folhas das plantas da variedade G3 adubadas em relação às plantas testemunhas vale 6. O valor de $d_{8,72,5\%}$ usado para o cálculo das d.m.s. também foi obtido por interpolação de valores tabelados (VIEIRA e HOFFMANN, 1989). Desta forma, a partir dos resultados citados acima e dos valores mostrados no quadro 6 é possível concluir que:

- As folhas do corte 1 da variedade G3 que receberam dose simples de Cu e Fe apresentam concentrações médias de Na maiores que as concentrações médias das plantas não adubadas. Foram observadas apenas as diferenças entre as concentrações médias, e não os 3 valores individuais, das plantas adubadas em relação às plantas testemunhas, por uma questão de facilidade.

- As folhas do corte 3 das plantas que receberam dose simples de B, Co e V apresentam concentrações médias de Na menores que as plantas testemunhas; enquanto que a adubação com Fe aumentou as concentrações de Na.

- O uso de Cu, Fe, Mo como fertilizantes, em dose dupla, aumentou as concentrações de Na nas folhas do corte 1 das plantas adubadas em relação às plantas testemunhas.

- O uso de Fe como fertilizante, em dose dupla, aumentou as concentrações de Na nas folhas do corte 3 das plantas adubadas com esse mineral em relação às plantas que não foram adubadas.

Quadro 3. Experimento Fatorial 2x2x9 - Desdobramento da Análise de Variância para as concentrações de Na na cultivar G3
Totais de cada nível de dose em cada nível de corte em cada nível de fertilizantes

Fertilizante	D1-C1			D1-C3			D2-C1			D2-C3			TOTAL	(TOTAL) ²				
	x	Soma x	(Soma x) ²	x	Soma x	(Soma x) ²	Total	(Total) ²	x	Soma x	(Soma x) ²	Total			(Total) ²			
Teste	10			14					9			13						
	12	34	1156	20	50	2500	84	7056	10	31	961	14	39	1521	70	4900		
	12			16					12			12				23716		
B	8			11					13			13						
	10	23	529	9	31	961	54	2916	10	39	1521	15	44	1936	83	6889		
	5			11					16			16				18769		
Co	9			9					11			15						
	14	33	1089	15	31	961	64	4096	9	31	961	15	43	1849	74	5476		
	10			7					11			13				19044		
Cu	25			13					17			8						
	18	54	2916	10	33	1089	87	7569	16	49	2401	9	28	784	77	5929		
	11			10					16			11				26896		
Fe	22			32					23			21						
	18	57	3249	25	87	7569	144	20736	20	58	3364	18	53	2809	111	12321		
	17			30					15			14				65025		
Mn	14			18					12			11						
	20	47	2209	11	43	1849	90	8100	18	45	2025	12	31	961	76	5776		
	13			14					15			8				27556		
Mo	14			16					14			11						
	15	38	1444	15	49	2401	87	7569	14	49	2401	9	34	1156	83	6889		
	9			18					21			14				28900		
V	11			10					13			7						
	11	33	1089	9	30	900	63	3969	12	37	1369	8	24	576	61	3721		
	11			11					12			9				15376		
Zn	15			13					14			10						
	10	38	1444	11	35	1225	73	5329	14	41	1681	7	27	729	68	4624		
	13			11					13			10				19881		
		357	15125		389	19455	746	67340		380	16684		323	12321	703	56525	1449	245163
	127449			151321			556516		144400			104329		494209		2099601		

Quadro 4. Experimento Fatorial 2x2x9 - Desdobramento da Análise de Variância para as concentrações de Na na cultivar G3
Totais de cada nível de corte em cada nível de dose em cada nível de fertilizantes

Fertilizante	C1-D1			C1-D2			Total	(Total) ²	C3-D1			C3-D2			TOTAL	(TOTAL) ²		
	x	Soma x	(Soma x) ²	x	Soma x	(Soma x) ²			x	Soma x	(Soma x) ²	Total	(Total) ²	Total			(Total) ²	
Teste	10			9			65	4225	14			13			89	7921	154	23716
	12	34	1156	10	31	961			20	50	2500	14	39	1521				
	12			12					16			12						
B	8			13			62	3844	11			13			75	5625	137	18769
	10	23	529	10	39	1521			9	31	961	15	44	1936				
	5			16					11			16						
Co	9			11			64	4096	9			15			74	5476	138	19044
	14	33	1089	9	31	961			15	31	961	15	43	1849				
	10			11					7			13						
Cu	25			17			103	10609	13			8			61	3721	164	26896
	18	54	2916	16	49	2401			10	33	1089	9	28	784				
	11			16					10			11						
Fe	22			23			115	13225	32			21			140	19600	255	65025
	18	57	3249	20	58	3364			25	87	7569	18	53	2809				
	17			15					30			14						
Mn	14			12			92	8464	18			11			74	5476	166	27556
	20	47	2209	18	45	2025			11	43	1849	12	31	961				
	13			15					14			8						
Mo	14			14			87	7569	16			11			83	6889	170	28900
	15	38	1444	14	49	2401			15	49	2401	9	34	1156				
	9			21					18			14						
V	11			13			70	4900	10			7			54	2916	124	15376
	11	33	1089	12	37	1369			9	30	900	8	24	576				
	11			12					11			9						
Zn	15			14			79	6241	13			10			62	3844	141	19881
	10	38	1444	14	41	1681			11	35	1225	7	27	729				
	13			13					11			10						
		357	15125		380	16684	737	63173		389	19455		323	12321	712	61468	1449	245163
		127449			144400		543169		151321		104329		506944		2099601			

Valores das Somas de Quadrados para os tratamentos individuais, interações duplas, interação tripla, total e resíduo

a) Soma de Quadrados Total:	SQT =	2258,25
b) Soma de Quadrados de Tratamentos:	SQTr =	1754,25
c) Soma de Quadrados de Tratamentos A (Dose):	SQA =	17,12037
d) Soma de Quadrados de Tratamentos B (Corte):	SQB =	5,787037
e) Soma de Quadrados de Tratamentos C (Adubo):	SQC =	989,5
f) Soma de Quadrados da Interação AxB:	SQAxB =	73,342593
g) Soma de Quadrados da Interação AxC:	SQAxC =	196,7963
h) Soma de Quadrados da Interação BxC:	SQBxC =	337,46296
i) Soma de Quadrados da Interação AxBxC:	SQAxBxC =	134,24074
j) Soma de Quadrados do Resíduo:	SQR =	504

Quadro 5. Desdobramento da Análise de Variância para as concentrações de Na na cultivar G3 do Quadro 4.

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F _{1,72(TÉORICO)}	F _{8,72(TÉORICO)}	F _{EXPERIMENTAL}
DOSE	1	17,12037037	17,12037	3,98		2,4457672
CORTE	1	5,787037037	5,787037	3,98		0,8267196
ADUBO	8	989,5	123,6875		2,08	17,669643
DOSExCORTE	1	73,34259259	73,342593	3,98		10,477513
CORTExADUBO	8	196,7962963	24,599537		2,08	3,5142196
DOSExADUBO	8	337,462963	42,18287		2,08	6,0261243
CORTExADOSExADUBO	8	134,2407407	16,780093		2,08	2,3971561
Tratamentos	35	1754,25	50,121429			7,1602041
Resíduo	72	504	7			
Total	107	2258,25	21,10514			

Interação de dose com corte
 Interação de dose com adubo
 Interação de corte com adubo
 Interação de dose com corte e com adubo

O valores de $F_{1,72,5\%}$ e $F_{8,72,5\%}$ foram obtidos, respectivamente, através de interpolação dos valores de $F_{1,60}$ e $F_{1,120}$, e para $F_{8,60}$ e $F_{8,120}$, para aqueles mesmos valores de nível de significância.

Quadro 6. Desdobramento da Análise de Variância para as concentrações de Na na cultivar G3 do Quadro 4.

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F _{EXPERIMENTAL}
DOSE	1	17,12037037	17,12037	2,4457672
Corte dt D1	1	18,96296296	18,962963	2,70899471
Corte dt D2	1	60,16666667	60,166667	8,5952381
Adubo dt C1 dt D1	8	321,3333333	40,166667	5,73809524
Adubo dt C3 dt D1	8	880,5185185	110,06481	15,723545
Adubo dt C1 dt D2	8	213,1851852	26,648148	3,80687831
Adubo dt C3 dt D2	8	242,962963	30,37037	4,33862434
Tratamentos	35	1754,25	50,121429	7,16020408
Resíduo	72	504	7	
Total	107	2258,25		

Corte dentro da dose 1
 Corte dentro da dose 2
 Adubo dentro do corte 1 e da dose 1
 Adubo dentro do corte 3 e da dose 1
 Adubo dentro do corte 1 e da dose 2
 Adubo dentro do corte 3 e da dose 2

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKINOLA, J.O.; WHITEMAN, P.C.; WALLIS, E.S. *The agronomy of pigeon pea (Cajanus cajan)*. Review series, Commonwealth Bureau of Pastures and Field Crops. n.1, 1975, p.57 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- ANDREW, C.S. Influence of nutrition on nitrogen fixation and growth of legumes. In: A review of nitrogen in the tropics with particular reference to pastures. Hurley, Berkshire Commonwealth Bureau of Pastures and Field Crops. Bulletin n.46, p.93-101, 1962 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- ANÔNIMO. Pigeonpea (*Cajanus cajan*). CGIAR - Consultive group on international agricultural research. The system-wide information network for genetic resources. [s.d.]a. [cited December 08 2000]. Available from Internet: <<http://www.cgiar.org/areas/pigeon.htm>>
- ANÔNIMO. From orphan crop to pacesetter: Pigeonpea improvement at ICRISAT, [s.d.]b. [cited December 08 2000]. Available from Internet: <www.icrisat.org/text/pubs/audouin/page3.htm>
- BADILLO-FELICIANO, J.; ABRAMS, R.; PIETRI, R. Effect of foliar-applied fertilizers on pigeon peas (*Cajanus cajan*). *J. of Agric. of Univ. of Puerto Rico*, v.61, n.2, p.217-220, 1977 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- BALDAN, J.C. Casamento vantajoso. *Globo Rural*, p.6-8, Fev. 1999.

- BODE, P. *Instrumental and organizational aspects of a neutron activation analysis laboratory*. Interfacultair Reactor Instituut, Delft, The Netherlands: 1996. Tese (Doutorado). Delft University of Technology.
- BODE, P.; VAN DJIK, C.P. Operational management of results in INAA utilizing a versatile system of charts. *J. Radial. Nucl. Chem. Articles*, v.215, n.1, p.87-94, 1997.
- BOSTER, L.; EKLUND, C. *Cajanus cajan*. [s.d.] [Cited December 08 2000]. Available from Internet: <www.newforestsproject.com/treemth.html>
- CASAGRANDE, D.A.; CANNIATTI-BRAZACA, S.G.; SALGADO, J.M.; PIZZINATO, A.; NOVAES, N.J. Análise tecnológica, nutricional e sensorial de macarrão elaborado com farinha de trigo adicionada. *Rev. Nutr.*, v.12, n.2, p.137-143, 1999.
- COHEN, S.S. *Practical Statistics*. [S.l.]: Edward Arnold, 1988, p.133-147.
- COSTA, N.L. *A Lavoura*. set./out., p.26-31, 1990.
- COSTA NETO, P.L. *Estatística*. São Paulo, SP: Edgard Blucher, 1977.
- CRUVINEL, P.E.; CRESTANA, S.; ARTAXO, P.; MARTINS, J.V.; ARMELIN, M.J.A. Studying the spatial variability of Cr in agricultural field using both particle induced X-ray emission (PIXE) and instrumental neutron activation analysis (INAA) technique. *Nucl. Instr. and Meth.*, v.109/110, p.247-251, 1996.
- DALAL, R.C.; QUILT, P. Effects of N, P, liming and Mo on nutrition and grain yield of pigeon pea. *Agron. J.*, v.69, p.854-857, 1977.
- DALAL, R.C. Nutrient element concentration and dry matter production by field grown pigeon pea (*Cajanus cajan* (L.) Millsp.). *Tr. Agric.*, v.57, p.107-112, 1980.
- DE MORAES, Y.J.B. *Forrageiras - conceitos, formação e manejo*. Guaíba, RS: Agropecuária, 1995, p. 23-38.

- DE SOETE, D.; GIJELS, R.; HOSTE, J. *Neutron activation analysis*. London: Wiley Interscience, 1972.
- DO VALE, F.R. GUILHERME, L.R.G.; GUEDES, G.A.A.; FURTINI NETO, A.E. *Fertilidade do solo: dinâmica e disponibilidade de nutrientes*. Lavras, MG: Univ. Fed. de Lavras, FAEPE, 1997.
- EL BARADI, T.A. Pigeon peas. *Abstracts on Tropical Agriculture*. v.4, n.12, 1978, p.9-23 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- EL-GHAWI, U.; VAJDA, N.; PÁTZAY, G.Y. Determination of some trace elements in natural and fertilised Libyan soils using INAA and ED-XRF. *J. Radianal. Nucl. Chem. Articles*, v.241, n.3, p.605-610, 1999.
- EPSTEIN, E. *Nutrição mineral das plantas - princípios e perspectivas*. Rio de Janeiro, RJ: LTC, 1975.
- FAQUIN, V. *Nutrição mineral de plantas*. Lavras, MG: Univ. Fed. de Lavras - FAEPE, 1997.
- FREITAS, L.M.M. Nutrição de leguminosas forrageiras tropicais; apostila. In: ETCS **LEGUMINOSAS FORRAGEIRAS** [S.l.:s.n.], 1, 1969, Nova Odessa, SP. *Anais...*
- GLASCOCK, M.D. An overview of neutron activation analysis. Missouri University Research Reactor. [cited December 01 2000]. Available from Internet: <http://web.missouri.edu/~glascock/naa_over.htm>
- GUPTA, A.K.; RAI, R.K.; SCHNUG, E.; PAULSEN, H.M. Effect of phosphorus fertilization on the growth of pigeonpea and groundnut grown in pure and mixed stand. [s.d.] [cited August 04 1999]. Available from Internet: <<http://www.pb.fal.de/pb1319.htm>>

- HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- HALLSWORTH, E.G. *Nutrition of the legumes*. New York, N.Y.: Academic Nutritional, 1958, p.183-201.
- IAEA. *A practical aspects of operating a neutron activation analysis laboratory*. Viena:1990. (IAEA-TECDOC-564).
- KATYAL, J.C. Micronutrient research in pigeon pea. Proceeding of the INTERNATIONAL WORKSHOP ON PIGEON PEAS. v.1, 1980, Patancheru, A.P., Índia, p.221-226. INCRISAT, 1981 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- KEITH, L.H.; CRUMMET, W; DEEGAN JR, J.; LIBBY, R.A.; TAYLOR, J.K.; WENTLER, G. Principles of environmental analysis. *Anal. Chem.*, v.55, p.2210-2218, 1983.
- KHATHOUNIAN, C.A. Guandu - Um curioso e versátil feijão-de-árvore. *B. AgroEco.*, n.10, p.5-6, fev., 1999.
- LANDRAU, P.; SAMUELS, G. The effects of fertilizer applications on yields of pigeon peas. *J. Agr. Univ. P. Rico*, v.43, n.1, p.69-72, 1958 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- LIMA, S.A.A.; COLOZZA, M.T. O potássio na nutrição de leguminosas forrageiras. *Zootecnia*, v.18, n.4, p.251-262, 1990.
- LONERAGAN, J.F. The nutrition of grasslands. In: Barnard, C. *Grasses and grasslands*. London: McMillan, 1964, p.206-220.

- LOVADINI, L.A.C.; MIYASAKA, S. Guandu. 1972. In: **INSTRUÇÕES agrícolas para o Estado de São Paulo**, Boletim 200. 1.ed.rev.atual. Campinas: Instituto Agrônômico, Campinas, 1980, p.106-107.
- MALAQUIAS Jr., J.D.; DO NASCIMENTO Jr., D.; DE CAMPOS, O.F. Utilização do guandu (*Cajanus cajan* (L.) Millsp.) como substituto parcial do concentrado na dieta de bezerros desaleitados precocemente, no período das "secas". **Rev. Soc. Bras. Zoot.**, v.2, n.4, p.373-383, 1991.
- MALAVOLTA, E. **Elementos de nutrição mineral de plantas**. São Paulo: Ceres, 1980, p.251.
- MANZANO, A.; MANZANO, M.F.F.L. Utilização do guandu (*Cajanus cajan* (L.) Millsp) na alimentação de eqüinos. **Rev. Soc. Bras. Zoot.**, v.19, n.6, p.459-468, 1990.
- MARTINEZ, H.E.P.; ALOISI, A.M.D.; BOLIANI, A.C. Macronutrientes em gramíneas. In: HAAG, H.P. **Nutrição mineral de forrageiras no Brasil**. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1984, p.152.
- MOTAVALLI, P.; MARLER, T.; CRUZ, F.; McCORNELL, J. Fertilizer Facts - Essential Plant Nutrients. University of Guam, [s.d.] [cited August 04 1999]. Available from Internet: <wysiwyg://22/http://www.uog.edu/soil/fertft.1a.html>
- MIYASAKA, S.; FREIRE, E.S.; MASCARANHAS, H.A.A.; NERY, C.; CAMPANA, M.; DE SORDI, G. Efeito da adubação verde com uma gramínea e quatro leguminosas, sobre a produção de feijoeiro "da seca" em terra-roxa-misturada. **Bragantia**, v.25, p.277-290, 1966.
- MOENS, L.; DAMS, R. NAA and ICP-MS: a comparison between two methods for trace and ultra-trace element analysis. **J. Radial. Nucl. Chem. Articles**, v.192, n.1, p.29-38, 1995.

- NELSON, W.L. To keep legumes in legume-grass pastures. *Better crops with plant food.*, v.58, p.1-14, 1974 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- NEME, N.A. Instruções para a cultura do guandu. *B. do Inst. Agron.*, Campinas, SP: (não publicado), p.8, 1955.
- NEME, Y.L. The outbook for chick pea and pigeon pea. *Span.* v.25, n.1, p.14-16, 1982 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- NICHOLS, R. Studies on the major - element deficiencies of the pigeon pea (*Cajanus cajan*) in sand culture. II. The effects of major - element deficiencies on nodulation, growth and mineral composition. *Plant and Soil*, v.22, p.112-126, 1964 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, São Paulo: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Apple Leaves. Gaithersburg, MD, 1993, p.2-3. (NIST-SRM 1515-1993).
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Buffalo River Sediment. Gaithersburg, MD, 1990, p.2-3. (NIST-SRM 2704-1990).
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Peach Leaves. Gaithersburg, MD, 1992, p.2-3. (NIST-SRM 1547-1992).
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Oyster Tissue. Gaithersburg, MD, 1989, p.2-3. (NIST-SRM 1547-1989).
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Spinach Leaves. Gaithersburg, MD, 1996, p.2-3. (NIST-SRM 1570a-1996).
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS & TECHNOLOGY. *Certificate of analysis*. Tomato Leaves. Gaithersburg, MD, 1995, p.2-3. (NIST-SRM 1573a-1995).

- NORRIS, D.O. Lime in relation to the nodulation of tropical legumes. In: HALLSWORTH, E.G. *Nutrition of the legumes*. New York, N.Y.:Academic, 1958, p.164-182.
- NORRIS, D.O. Rhizobium relationships in legumes. In: CONGRESSO INST. PAST., 1965, São Paulo. *Anais...* São Paulo: [s.n.], 1965, p.1087-1092 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- OTHMAN, I.; AKANCLE, O.A.; RAMSBOTTOM, S.J.; SPYROU, N.M. The determination of trace elements in Syrian tobacco by INAA. *J. Radianal. Nucl. Chem. Articles*, v.195, n. 1, p.195-202, 1995.
- OZA, G.M. What is the native home of the pigeon pea? *Indian Forester*. v.98, n.8, p.477-8, 1972 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- PERES et al. Effect of variety, planting date, and spacing on the yield and quality of available forage of guandu (*Cajanus cajan L. Millsp*). *Indústr. Anim.*, v.47, n.1, 1990, p.53-65.
- PERES, L.E.P. Cap.3: Nutrição mineral das plantas. [cited 03 August 1999]. Available from Internet: <www.ib.usp.br/~lazaropp/curso/fvcap3.htm>
- PHATAK, S.C.; NADIMPALLI, R.G.; TIWARI, S.C.; BHARDWAY, H.L. Pigeonpeas: Potential new crop for the southeastern United States,1993, p.597-599. In: JANICK, J.; SIMON, J.E. *New crops*. Wiley, New York. [cited 04 August 1999]. Available from Internet: <www.hort.purdue.edu/newcrop/proceedings1993/V2-597.html>
- PIASENTIN, R.M.; ARMELIN, M.J.A.; PRIMAVERESI, O.; CRUVINEL, P.E. Study on the mineral extraction of legume and grass species from various soil types, by instrumental neutron activation analysis. *J. Radianal. Nucl. Chem. Articles*, v.238, n.1-2, p.7-12, 1998.

- PIASENTIN, R.M.; ARMELIN, M.J.A.; PRIMAVESI, O.; SAIKI, M. Study on the absorption of Fe, Mn, Mo and Zn by two cultivars of pigeonpea (*Cajanus cajan*, Millsp) submitted to two doses of fertilizers using INAA. *J. Radial. Nucl. Chem. Articles*, v.244, n. 2, p. 295-297, 2000.
- PIETRI, R.; ABRAMS, R.; JULIÁ, F.J. Influence of fertility level on the protein content and agronomic characters of pigeon peas in a Oxissol. *J. Agr. Univ. P. Rico*, v.60, n.4, p.474-477, 1971.
- PRIMAVESI, O.; PIASENTIN, R.M.; ARMELIN, M.J.A.; PRIMAVESI, A.C.P.A.; PEDROSO, A.F. Caracterização mineral de insumos agrícolas, pelo método de análise por ativação com nêutrons. In: **SIMPÓSIO NACIONAL DE INSTRUMENTAÇÃO AGROPECUÁRIA 2**, 1999, São Carlos. Anais...[S.l.]: EMBRAPA, 2000.
- PURSEGLOVE, J.W. *Tropical crops*, dicotyledons. Longmans, London: 1968, p.236-241 apud HAAG, H.P. *FORAGEIS NA SECA: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.
- RIBEIRO, S.A.; CIETO, S.; DE LIMA, S.L. Nutrição e Adubação de Leguminosas Forrageiras, 1984. In: HAAG, H.O. *Nutrição Mineral de forrageiras no Brasil*, Campinas, SP: Fundação Cargill, 1984. p.152.
- SEIFFERT, N.F.; THIAGO, L.R.L.S. Comunicado técnico - Embrapa. COT n.21, Nov. 1983. [cited August 02 1999]. Available from Internet: <www.cnpqc.embrapa.br/publicações/cot/COT21.html, 1999>
- SINHA, S.K. Food legumes: distribution, adaptability and biology of yield. In: FAO plant production and protection paper 3. Rome: FAO, 1997, p.1-102 apud PHATAK, S.C.; NADIMPALLI, R.G.; TIWARI, S.C.; BHARDWAY, H.L. Pigeonpeas: potential new crop for the southeastern United States, 1993, p.597-599. In: JANICK, J.; SIMON, J.E. *New crops*. Wiley, New York. [cited August 04 1999]. Available from Internet: <www.hort.purdue.edu/newcrop/proceedings1993/V2-597.html>

SOUZA, M.A.P. Guandu é boa forrageira de inverno. *O Estado de São Paulo*, 11 de junho de 1977.

SPIEGEL, M.R. *Estatística*. 3.ed. São Paulo, SP: Makron, 1993.

TORO, C.; PARR, R.M.; CLEMENTS, S. *Biological and enviromental reference materials for trace elements, nuclides and organic microcontaminants*. IAEA-Soil-7 Soil. Vienna: IAEA/RL/128 (Rev.1), 1990, p.48-49.

TORO, C.; PARR, R.M.; CLEMENTS, S. *Biological and enviromental reference materials for trace elements, nuclides and organic microcontaminants*. NIES-CRM-10C Rice Flour. Vienna: 1990, p.39-40. IAEA/RL/128 (Rev.1).

VAN DE CASTEELE, C. Activation analysis: present status in relation to other analytical techniques. *Mikrochim., Acta*. v.2, p.379-389, 1991.

VAN DEN BELDT, R.J. Cajanus cajan: It's more than just a pulse crop. NFT Highlights, NFTA 88-06, November 1988, ICRISAT Sahelian Centre, B.P. 12404, Niamey, Niger. A publication of the Forest, Farm, and Community Tree Network (FACT NET), Arkansas, USA. [cited December 08 2000]. Available from Internet: <http://www.winrock.org/forestry/factpub/FACTSH/C_cajanbckup.html>

VAN DER MAESEN, L.J.G. World distribution of pigeonpea. *Inf. B.*, (International Crops Research Institute for the Semi-arid Tropics - India); n.14, p.3-12, jul.1983.

VIEIRA, S.; HOFFMANN, R. *Estatística experimental*. São Paulo, SP: Atlas, 1989.

WERNER, J.C. Adubação de pastagens. **ATUALIZAÇÃO EM PASTAGENS** (Nestlé), 1, 1997, São Paulo. *Encontro...* [S.l.:s.n.], 1997, p.43-63 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.

WUTKE, E.B. *Caracterização fenológica e avaliação agronômica de genótipos de guandu (Cajanus cajan (L.) Millsp)*. Piracicaba, SP: 1987. Dissertação (Mestrado)

WYTTENBACH, A.; BAJO, S.; TOBLER, L. Major and trace elements in Spruce needles by NAA. *Biol. Trace Element Research*. v.26-27, p.213-221, 1989..

ZAFAR IQBAL, M.; ABDUL QADIR, M. Determination of Hg, Co, Cr, Zn and Fe in various plant leaves using neutron- activation analysis. *J. Radianal. Nucl. Chem. Letters*, v.144, n.1, p.35-45, 1990.

ZEVEN, A.C.; ZHUKOVSKY, P.M. Dictionary of cultivated plants and their centres of diversity. Wageningen, Netherlands: Centre for Agricultural Publishing and Documentation, 1975 apud HAAG, H.P. *Forragens na seca: Algaroba, Guandu e Palma Forrageira*. Campinas, SP: Fundação Cargill, 1986. p.25-103.



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**ESTUDO E PROJETO DE UM SISTEMA DETETOR
NACIONALIZADO PARA MONITORAÇÃO DE
RADIAÇÃO EM EMBARCAÇÕES**

MÁRIO MONTEIRO MORGADO

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear.**

**Orientador:
Dr. Marco Antonio P. V. De Moraes**

**São Paulo
1998**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**ESTUDO E PROJETO DE UM SISTEMA DETETOR NACIONALIZADO PARA
MONITORAÇÃO DE RADIAÇÃO EM EMBARCAÇÕES**

MÁRIO MONTEIRO MORGADO



Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear: Aplicações.

Orientador:
Dr. Marco Antonio P. V. de Moraes

SÃO PAULO

1998

*Aos meus pais Artur e Maria Amélia.
A minha esposa, Fatima.
Aos meus filhos Bruno e Rafael.*

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Marco Antônio Proença Vieira de Moraes, pela oportunidade, orientação, amizade, companheirismo e confiança em mim depositada.

Ao amigo Msc. Tufic Madi Filho, um agradecimento especial, pelo empréstimo dos equipamentos necessários para a realização das medidas, bem como, o companheirismo, o apoio do começo ao fim deste trabalho, bem como a amizade sempre constante.

Ao amigo Eng. Nelson Minoru Omi, um agradecimento especial, pelo apoio e amizade, sempre presentes, na confecção do software do trabalho, além das sugestões que foram incorporadas ao trabalho.

Em especial a minha esposa Fatima, pelas críticas e sugestões sempre construtivas, especialmente, pôr todo amor, compreensão e interesse demonstrados.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pela oportunidade de aproveitamento da infra-estrutura da Unidade Crítica (UCRI) e do Laboratório de Calibração de Detetores, necessárias para a realização da parte experimental deste trabalho.

Ao Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo, pela oportunidade da realização deste trabalho.

Aos meus amigos Msc. Rinaldo Fuga, Físico Rogério Jerez, Prof. Cesar L. Veneziani, pelas sugestões, pelo apoio, pelo companheirismo, na realização da parte experimental, bem como, nos preparativos finais do trabalho.

Aos meus amigos Leda Cristina Fanaro, Ulysses Dutra Bitelli, Ricardo Diniz, pelas sugestões, apoio, pelo companheirismo e amizade sempre presentes.

Aos Doutores Linda V. E. Caldas, Gian Maria A. A. Sordi, Alberto Saburo Todo, Ieda I. L. Cunha e João M. L. Moreira, pelas colaborações prestadas, oportunidade, apoio e amizade.

À Msc. Maria da Penha Potiens, ao Técnico Valdir e todos do Laboratório de Calibração de Detetores, pela presteza e prontidão na realização da calibração do detetor que compõem este trabalho.

Ao amigo e colega, Engenheiro José Mauro Vieira, um agradecimento especial, pelo empréstimo da câmara de ionização, parte essencial deste trabalho, sem a qual este não teria êxito.

Ao pessoal da CPG: Fatima, Aninha e Verinha, pelo apoio, pela paciência e atenção sempre presentes.

Ao pessoal da biblioteca: Doralice, Valdir, Silvia, Marli, Tereza, Mery, pela paciência, atenção e orientação em pesquisas referentes a este trabalho.

Aos meus professores, pôr tudo o que me ensinaram.

Aos meus pais, pôr todo apoio, pôr tudo o que sou, pôr tudo o que representam para mim, e porque, sem os quais, de maneira alguma, eu teria chegado até aqui.

A todos, que de alguma forma, possa ter esquecido de citar acima, o meu muito obrigado, pôr sugestões, cooperação, apoio na realização deste trabalho.

ESTUDO E PROJETO DE UM SISTEMA DETETOR NACIONALIZADO PARA MONITORAÇÃO DE RADIAÇÃO EM EMBARCAÇÕES

MÁRIO MONTEIRO MORGADO

RESUMO

Neste trabalho é apresentado o estudo, projeto e o desenvolvimento de um sistema de detecção de radiação para embarcações, denominado RADINAC. Este sistema foi projetado para a realização da monitoração da radiação em diversos pontos das embarcações, com o intuito de se avaliar as taxas de doses e dose total acumulada durante um período pela tripulação, bem como, a atividade radioativa contida na água do mar. Este projeto baseia-se num sistema importado, construído em meados da década de 70, mas que encontra-se inoperante, devido, principalmente, a problemas de falta de componentes e peças importadas e mecânicas. O sistema RADINAC foi desenvolvido, tendo como objetivo principal, a sua nacionalização. Os detetores que compõem o sistema são cintilador plástico, para a medida de atividade radioativa contida na água do mar, e câmara de ionização, para a medida de taxa de dose e de dose total acumulada durante um certo período. A instrumentação nuclear apresentou somente três itens (placa de aquisição de dados, pico-amperímetro e fotomultiplicadora) importados, mas que são facilmente encontrados no mercado nacional. Para finalizar, destaca-se o sistema de aquisição de dados, desenvolvido com base no software LABWINDOWS, o qual tem como objetivos, a monitoração do sistema, e o armazenamento e apresentação dos dados via monitor de microcomputador e impressos em papel.

STUDY AND THE PROJECT OF A RADIATION MONITORING SYSTEM IN SHIPS

MÁRIO MONTEIRO MORGADO

ABSTRACT

In this work we present the project and the development of a radiation detection system for use in ships, called RADINAC. This system was developed to measure the radiation in several points of the ship and to give the dose rates and total dose. The radioactive activity of the sea water is also measured.

The project was based on a system developed in the middle of the seventies which is not working due to the lack of some mechanical and electronic components.

The RADINAC system was developed in order to nationalize and modernize the old project. The detectors used are plastic scintillator to measure the sea water radioactive activity and ionization chambers to measure the dose rates. The nuclear instrumentation has only three imported itens: aquisition data board, picoamperimeter and photomultiplier tube. All the other itens are made in Brazil.

With regard to the data aquisition, we used the Labwindows software to create the "virtual instruments" in order to display the data on the computer monitor.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	
1.1 Objetivo	1
1.2 Sistema RADIAC	2
1.2.1 Medida de Alta Taxa de Dose, devido a Radiação Gama	7
1.2.2 Medida de Dose Total, devido a Radiação Gama	8
1.2.3 Medida de Baixa Taxa de Dose, devido a Radiação Gama	8
1.2.4 Medida Radioativa Presente na Água do Mar, devido a Contaminantes Gama	8
1.3 Sistema RADINAC	12
2 ASPECTOS CONCEITUAIS	
2.1 Monitoração da Radiação	15
2.1.1 Monitoração Individual Externa	16
2.1.2 Monitoração Individual Interna	17
2.1.3 Monitoração de Área - Nível de Radiação	17
2.1.4 Monitoração de Área - Nível do Ar	18
2.1.5 Monitoração de Área - Contaminação de Superfície	18
2.2 Detectores	19
2.2.1 Sistema de Medida de Água do Mar	19
2.2.2 Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total	21
2.3 Proteção Radiológica	22
2.3.1 Grandezas e Unidades	22
2.3.1.1 Atividade	22
2.3.1.2 Exposição	23
2.3.1.3 Dose Absorvida	24
2.3.1.3.1 Relação entre Exposição e Dose Absorvida no Ar	24

2.3.1.3.2	Relação entre Exposição e Dose Absorvida no Corpo Humano.....	25
2.3.1.4	Dose Equivalente.....	25
2.3.1.5	Dose Equivalente Efetiva.....	26
2.3.2	Efeitos Biológicos da Radiação.....	27
2.3.2.1	Introdução.....	27
2.3.2.2	Mecanismo de Ação das Radiações Ionizantes.....	28
2.3.2.3	Classificação dos Efeitos Biológicos das Radiações.....	29
2.3.2.3.1	Efeitos Determinísticos (Não Estocásticos).....	29
2.3.2.3.2	Efeitos Estocásticos.....	29
2.3.2.4	Efeitos Somáticos Decorrentes de Exposição à Radiação.....	30
2.3.2.4.1	Efeitos Decorrentes de Exposição Aguda.....	30
2.3.2.4.2	Síndrome Aguda da Radiação.....	31
3	DESCRIÇÃO EXPERIMENTAL	
3.1	Sistema de Medida de Água.....	34
3.2	Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total.....	43
3.3	Software de Aquisição de Dados.....	48
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	
4.1	Sistema de Medida de Água.....	52
4.1.1	Determinação a Tensão de Operação do Sistema.....	52
4.1.2	Variação da Eficiência em Função da Energia da Radiação Gama.....	54
4.1.3	Determinação da Sensibilidade Gama em Função da Energia da Radiação Gama (Fontes Líquidas).....	56
4.1.4	Determinação da Eficiência em Função da Energia da Radiação Gama (Fontes Líquidas).....	58
4.2	Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total.....	59
4.2.1	Determinação da Tensão de Operação.....	59
4.2.2	Variação da Resposta da Câmara em Função da Energia da	

	Radiação Gama (^{60}Co e ^{137}Cs).....	62
4.2.3	Curvas de Calibração da Câmara de Ionização e Taxa de Exposição em Função do Sinal de Saída do Eletrômetro (V)	63
4.2.4	Calibração da Dose Total Gama	67
4.3	Programa para Aquisição e Análise de Dados	67
5	CONCLUSÕES	73
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75
7	APÊNDICES	80
	APÊNDICE 1 - Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC .	80

LISTA DE TABELAS

Tabela	Página
2.3.1 Fatores de Qualidade (Q) em Função da TLE	25
2.3.2 Fatores de Qualidade (Q) em Função do Tipo das Radiações	26
2.3.3 Fatores Revisados do Fator de Ponderação para os Tecidos (W_T)	28
2.3.4 Sistema Afetados e Faixas de Dose na Síndrome Aguda da Radiação	32
2.3.5 Sumário dos Efeitos Clínicos na Síndrome Aguda da Radiação	33
4.1.1 Valores médios das medidas para determinação do valor de tensão de operação do detetor	52
4.1.2 Eficiência do Sistema para várias energias da radiação gama	54
4.1.3 Sensibilidade do detetor cintilador plástico em função da radiação gama	56
4.1.4 Eficiência do sistema para algumas energias da radiação gama, utilizando-se fontes líquidas	58
4.2.1 Valores Médios em Corrente (pA) em função da Variação da Tensão de Opera-ção para Determinação da Tensão de Operação da Câmara de Ionização	60
4.2.2 Valores Médios da Corrente em função da Taxa de Exposição para ^{137}Cs e ^{60}Co	62
4.2.3 Valores médios da tensão em função da taxa de exposição para a câmara de ionização	64/65

LISTA DE FIGURAS

Figura	Página
1.1 Foto de alguns itens do Sistema RADIAC	4
1.2 Foto de alguns itens do Sistema RADIAC	5
1.3 Foto de alguns itens do Sistema RADIAC	6
1.4 Diagrama de blocos da distribuição do Sistema RADIAC	10
1.5 Diagrama da Câmara de Ionização para Medida de Dose Acumulada do Sistema RADIAC	11
1.6 Croqui do Sistema RADINAC	12
2.1 Principais Métodos de Monitoração	16
3.1 Projeto da Câmara de Aço Inox que irão manter o detetor cintilador plástico no sistema de medida de atividade radioativa contida na água	35
3.2 Croqui geral do projeto do sistema de medida de atividade radioativa contida na água	41
3.3 Croqui do projeto da bancada construída para manter a câmara de detecção contendo o detetor, envolta pela blindagem de chumbo	42
3.4 Croqui do projeto da câmara de ionização a ser utilizada nesta pesquisa	46
4.1.1 Gráfico da variação da alta tensão, para determinação do melhor valor de operação do sistema de medida de atividade radioativa contida na água.....	53
4.1.2 Variação da Eficiência relativa em função da variação energética da radiação gama.....	55
4.1.3 Variação da Sensibilidade em função da variação energética da radiação gama .	57
4.1.4 Variação da Eficiência em função da variação energética da radiação gama, utilizando fontes radioativas líquidas	59

4.2.1	Gráficos para Determinação da Variação da Resposta da Câmara de Ionização em Corrente em Função da Variação da Tensão e da Variação da Taxa de Dose	60/61
4.2.2	Variação da Corrente (pA) em função da Taxa de Exposição com Variação Energética Gama (^{137}Cs e ^{60}Co).....	63
4.2.3	Variação da Tensão de Saída na Câmara de Ionização em função da Taxa de Exposição	65/66
4.3.1	Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens Normal, Estáveis e com o Sistema de Monitoração de Água não Contando	70
4.3.2	Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Subindo, e os e com o Sistema de Monitoração de Água não Contando	70
4.3.3	Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Máximo (Perigo) (Bargraphs em Vermelho) Subindo, e os e com o Sistema de Monitoração de Água após término de Contagem	71
4.3.4	Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Estável, e os e com o Sistema de Monitoração de Água realizando Contagem (ponto de Controle em Verde)	71
4.3.5	Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Descendo e também com Nível de Contagens no Nível Normal (Bargraphs em Verde) Descendo, e com o Sistema de Monitoração de Água após término de Contagem (ponto de Controle em Vermelho)	72
4.3.6	Foto da Tela Secundária com os Fatores de Calibração para Taxa de Dose e Dose Total e os Valores Limites para Taxa de Dose e Dose Total e os Valores do Sistema de Atividade de Água o Local para Colocação da Senha ...	72
7.1	Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC	80/81/82/83

1.1 Objetivo

O objetivo do presente trabalho fundamenta-se no estudo, desenvolvimento e projeto de um sistema de instrumentação nuclear para ser utilizado em embarcações, empregando detetores e eletrônica associada atualizados. Este sistema deverá realizar a monitoração da radiação em diversos pontos da embarcação, permitindo a avaliação das taxas de dose e também da dose total acumulada durante um certo período na tripulação, além da taxa de atividade radioativa contida na água do mar. A utilização deste sistema tem a finalidade de alertar a tripulação contra altas doses devido a radiação gama, bem como desviar a rota da embarcação no caso da detecção de explosão de artefatos nucleares.

Pretende-se também, neste trabalho, enfatizar o emprego preferencial de detetores e/ou instrumentação eletrônica produzidos no país, citando por exemplo, o emprego de detetores cintiladores plásticos para a detecção de radiação gama, além de detetores do tipo câmaras de ionização, ambos produzidos no IPEN/CNEN-SP, que poderão ser utilizadas para a medida de taxas de doses e doses acumuladas.

Este trabalho tem ainda por objetivo, apresentar um programa especialmente desenvolvido para microcomputadores do tipo P. C. ("Personal Computer"), responsável pelo registro e análise dos dados fornecidos pelo sistema de detecção, baseado no "software" "LABWINDOWS".

Além desta preferência pela nacionalização da instrumentação nuclear, este trabalho visa facilitar a modernização dos sistemas detetores nestas embarcações.

1.2 Sistema RADIAC

O sistema RADIAC é utilizado para a detecção de radioatividade, tendo por objetivo a quantificação do nível de doses e da presença de contaminação na água do mar, encontrando-se atualmente instalado em embarcações. Em algumas delas este sistema se encontra-se desativado por problemas eletrônicos, de calibração e principalmente por falta de componentes eletrônicos, tipo válvulas eletrônicas amplificadoras, que não são mais encontradas no mercado nacional e internacional para substituição /1 e 2/.

Este sistema é composto por detetores tipo câmara de ionização e Geiger-Müller, apropriados para a monitoração de doses, taxas de doses, níveis de atividade radioativa na água do mar, devido à /1/:

- I) Radiação gama oriunda de explosões de artefatos nucleares;
- II) Radiação gama de chuva radioativa (“fallout”) sobre e ao redor do navio;
- III) Contaminação das águas dos oceanos por radioatividade induzida.

Os detetores que compõem o sistema RADIAC possuem as seguintes características de detecção /1/:

- a) Detetores Geiger-Müller, com **janela de quartzo**, utilizado para medida de taxas de dose de baixos níveis (LLDR), entre 1 e 10.000 $\mu\text{Gy/h}$, dentro de uma faixa de energia entre 80 keV e 3 MeV para radiação gama, com um erro de $\pm 30\%$, (figura 1.1).

b) **Detetor Câmara de Ionização** para medida de taxas de dose de altos níveis (HLDR), entre 0,5 e 10.000 cGy/h, numa faixa de energia entre 80 keV e 3 MeV, para radiação gama. Esta câmara de ionização construída com o eletrodo central (cátodo) com material equivalente ao ar, possui um volume de coleção de cargas de $6E-4 \text{ m}^3$, localizado entre dois eletrodos hemisféricos e cujo volume interno é preenchido com ar seco à uma pressão de cerca de 0,33 bar (figuras 1.1 e 1.2).

c) **Detetor Câmara de Ionização** utilizado para a medida da dose acumulada (dose total), entre 0 e 1.000 cGy/h, com um erro de $\pm 30\%$, em uma faixa de energia de 80 keV e 3 MeV, para detecção de radiação gama. Esta câmara de ionização construída com o eletrodo central (cátodo) com material equivalente ao ar, possui um volume de coleção de cargas de $3E-6 \text{ m}^3$ (figuras 1.1 e 1.2).

d) **Detetor Geiger-Müller, com janela de quartzo** (igual ao descrito no item a), utilizado para medidas de níveis de atividade radioativa na água do mar, entre 30 MBq/m^3 e 27.750 MBq/m^3 , em uma faixa de energia de 80 keV e 3 MeV, para detecção da radiação gama, com um erro de $\pm 30\%$, sendo que o detetor encontra-se dentro da tubulação de circulação de água do mar, existente internamente à embarcação.

O sistema Radiac é de origem britânica, da década de 70, e foi instalado em algumas embarcações, mas atualmente esta praticamente desativado (figura 1.3). Um outro fator que interfere muito na manutenção deste sistema é que por exemplo as câmaras de ionização são produzidas especialmente para este sistema, possuindo formatos e estruturas bem definidas, o que dificulta a sua substituição, no caso de algum defeito.

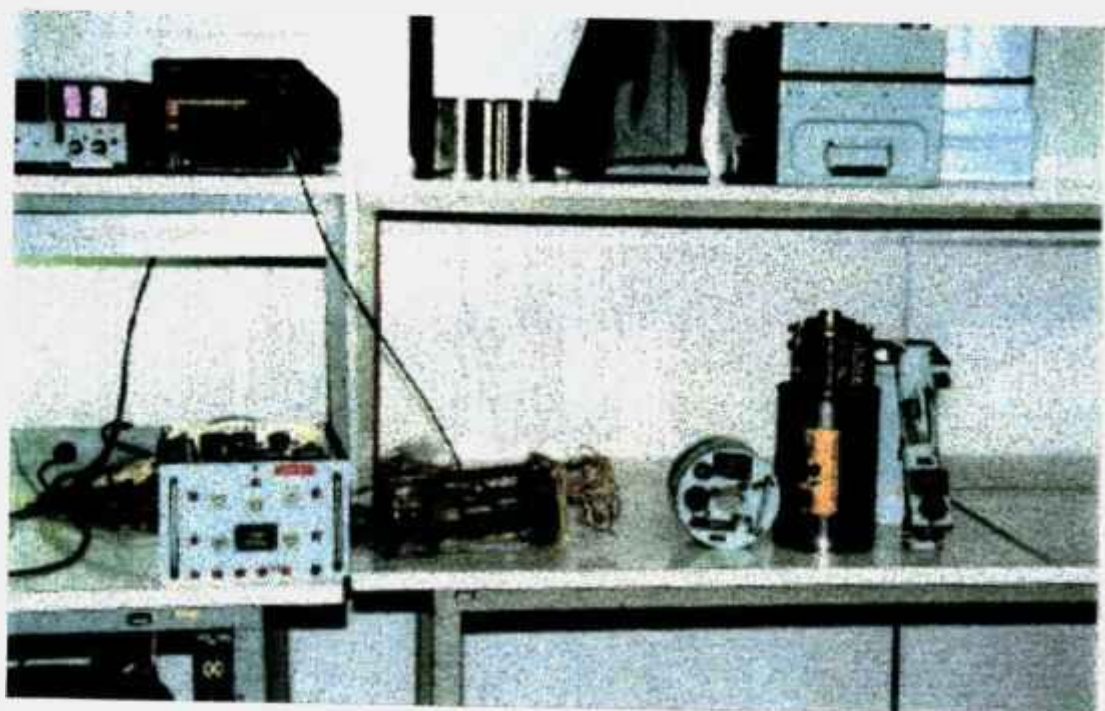


Figura 1.1 -Fotografia de alguns itens do Sistema RADIAC, respectivamente (da esquerda para a direita): vista de frente do Módulo da Eletrônica Associada, vista de perfil e superior do sensor que contém a Câmara de Ionização para medida de dose acumulada, sensor que contém a Câmara de Ionização para medida de taxa de dose de altos níveis e sensor que contém a Geiger-Müller para medida de taxa de dose de baixos níveis.



Figura 1.2 - Fotografia de alguns itens do Sistema RADIAC, respectivamente (da esquerda para a direita): vista de perfil do Módulo da Eletrônica Associada, vista superior do sensor que contém a Câmara de Ionização para medida de dose acumulada, sensor que contém a Câmara de Ionização para medida de taxa de dose de altos níveis e sensor que contém a Geiger-Müller para medida de taxa de dose de baixos níveis.

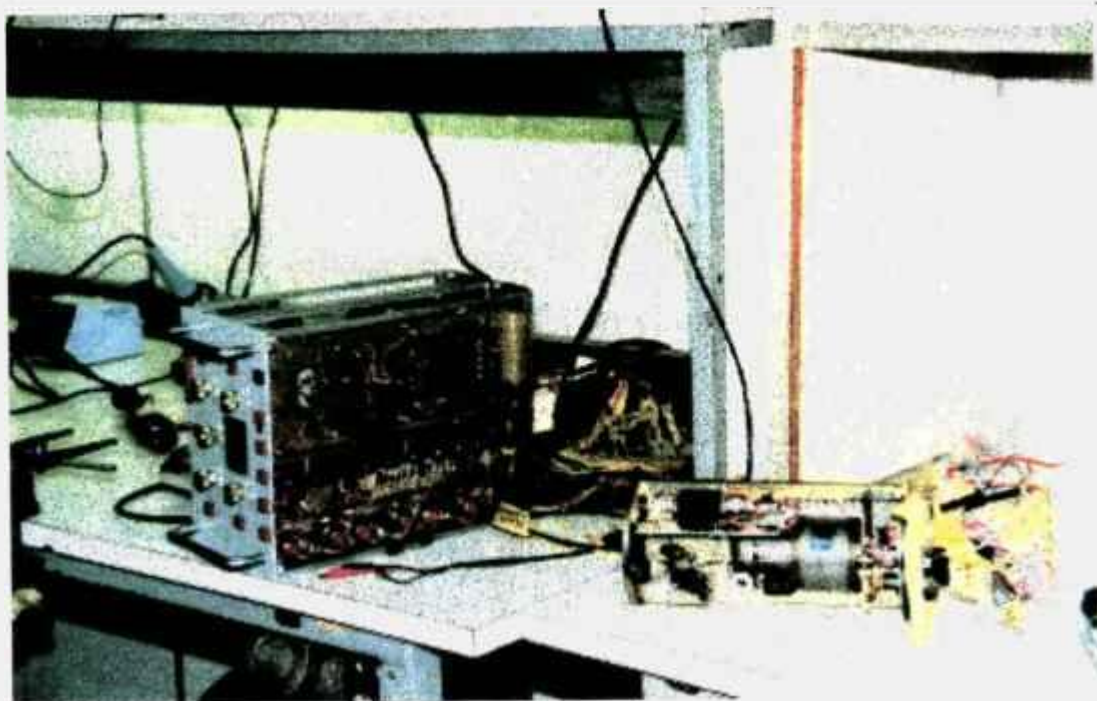


Figura 1.3 -Fotografia de alguns itens do Sistema RADIAC, respectivamente (da esquerda para a direita): vista de perfil do Módulo da Eletrônica Associada, vista de perfil do sensor que contém a Câmara de Ionização para medida de dose acumulada.

Na figura 1.4, está apresentado um diagrama de blocos da distribuição do sistema RADIAC, instalado em uma embarcação. A distribuição estratégica destes detetores nas embarcações, permite a obtenção dos níveis de radiação nas cercanias e no seu interior, possibilitando o controle, por exemplo, de uma evacuação ou reentrada nos compartimentos e até mesmo uma mudança de rota /1/ da embarcação.

O sistema RADIAC centraliza os sinais de todos os detetores, de diversos pontos da embarcação (conforme figura 1.4), sendo sua eletrônica associada (uma fonte de alta tensão e um amplificador para alimentação de todos os detetores, módulos indicadores de dose total, taxa de dose e de níveis de atividade radioativa presente na água do mar e unidade de controle de medida de fluxo de água) se encontra localizada na sala de controle e comando da embarcação /1/.

Abaixo descrevemos o funcionamento de cada item que compõem este sistema:

1.2.1 - Medida de Alta Taxa de Dose, devido a Radiação Gama:

Para medida de alta taxa de dose, devido a radiação gama, é utilizado o detetor câmara de ionização, descrito no item 1.2.b. O princípio de funcionamento é assim descrito: o operador da sala de controle da embarcação, através de um módulo de controle central, aonde encontra-se o controle de todo o sistema RADIAC, seleciona a posição do detetor (dentre aquelas mostradas na figura 1.4), aciona o sistema de detecção e observa o resultado em um registrador analógico. É importante destacar que estes resultados não são registrados de forma permanente, ou seja, manualmente ou eletronicamente, o que dificulta um melhor estudo dos mesmos, tanto a nível ocupacional, como à nível ambiental.

Vale ressaltar que os detetores encontram-se dentro de caixas de metal, nos pontos descritos na figura 1.4.

1.2.2 - Medida de Dose Total, devido a Radiação Gama:

Para medida de dose total, devido a radiação gama, é utilizado o detetor tipo câmara de ionização, descrito no item 1.2.c. O princípio da medida de dose total é semelhante ao descrito no item 1.2.1 (medida de taxa de dose), ou seja, o operador seleciona o detetor com o qual deseja realizar a medida, acionando o módulo de detecção (figura 1.5), aonde então é ligado um sistema eletrônico, que utiliza um motor de passos. A função deste motor de passos é movimentar uma placa contendo a eletrônica associada, cuja função é de coletar os dados da câmara de ionização e enviá-los para o controle central. Esta placa deverá então manter um contato de alguns segundos (aproximadamente 10s) com um capacitor ($3000 \text{ pF} \pm 10\%$). Este capacitor encontra-se localizado na saída do detetor e possui a função de coletar e armazenar todas as cargas do detetor, proporcionais a quantidade radiação detectada durante o período de contagem, obtendo então a carga do capacitor. A eletrônica associada desenvolve uma tensão de saída proporcional a dose total acumulada pelo detetor, durante período de contagem. Conforme descrito no item 1.2.1 os resultados não são registrados de forma alguma (manualmente ou eletronicamente), o que dificulta um melhor estudo dos mesmos, tanto a nível ocupacional, como à nível ambiental, além do que, os detetores encontram-se também dentro de caixas de metal, nos pontos descritos na figura 1.4.

1.2.3 - Medida de Baixa Taxa de Dose, devido a Radiação Gama:

Para a medida de baixa taxa de dose, devido a radiação gama, é utilizado o detetor tipo Geiger-Müller, com janela à quartzo, descrito no item 1.2.a. Para este item existe somente um detetor localizado no passadiço da embarcação (ponto mais alto da embarcação) sendo o sistema de medida exatamente igual ao descrito no item 1.2.1.

1.2.4 - Medida de Atividade Radioativa Presente na Água do Mar, devido a Contaminantes Gama:

Para medida de atividade radioativa presente na água do mar, devido a contaminantes gama, é utilizado o detetor tipo Geiger-Müller, com janela à quartzo, descrito no item 1.2.d. O sistema de medida é exatamente igual ao descrito no item 1.2.1, sendo somente que, o resultado observado é expresso em termos de atividade por unidade de volume. Estes resultados também não possuem registros permanentes (manualmente ou eletronicamente), conforme descrito no item 1.2.1. É importante destacar que este detetor se encontra dentro de uma tubulação por onde circula água do mar, e principalmente, que o detetor não possui contato com a água pois encontra-se enclausurado em módulo de detecção de metal, conforme mostrado nas figuras 1.1, 1.2 e 1.3.

É importante ressaltar também, que existem alguns outros problemas, como a própria calibração dos detetores do sistema RADIAC, pois a sua eletrônica associada é um sistema fixo (toda a sua eletrônica é parte integrante do controle da embarcação) e por este fato não pode ser retirada da embarcação, além do que, é um sistema de grande porte (vários itens interligados e com grandes volumes pesados), o que impede portanto, que seja realizada a calibração em laboratório. Sendo assim esta calibração deveria ser realizada em campo, ou seja, na própria embarcação, a qual apresenta alguns problemas, tais como:

- dose desnecessárias nos tripulantes;
- pequeno espaço, o que dificulta à determinação da taxa de dose e dose total em diferentes ângulos e distâncias;
- dificuldade no controle ambiental;
- alto custo de deslocamento de equipamentos de calibração (detetores muito sensíveis e fontes radioativas calibradas), além de não ser aconselhável pelos laboratórios padrões.

A partir dos fatos acima mencionados, problemas na manutenção, calibração e principalmente falta de componentes, foi então elaborado o projeto para o desenvolvimento de um sistema novo, daqui por diante chamado como RADINAC.

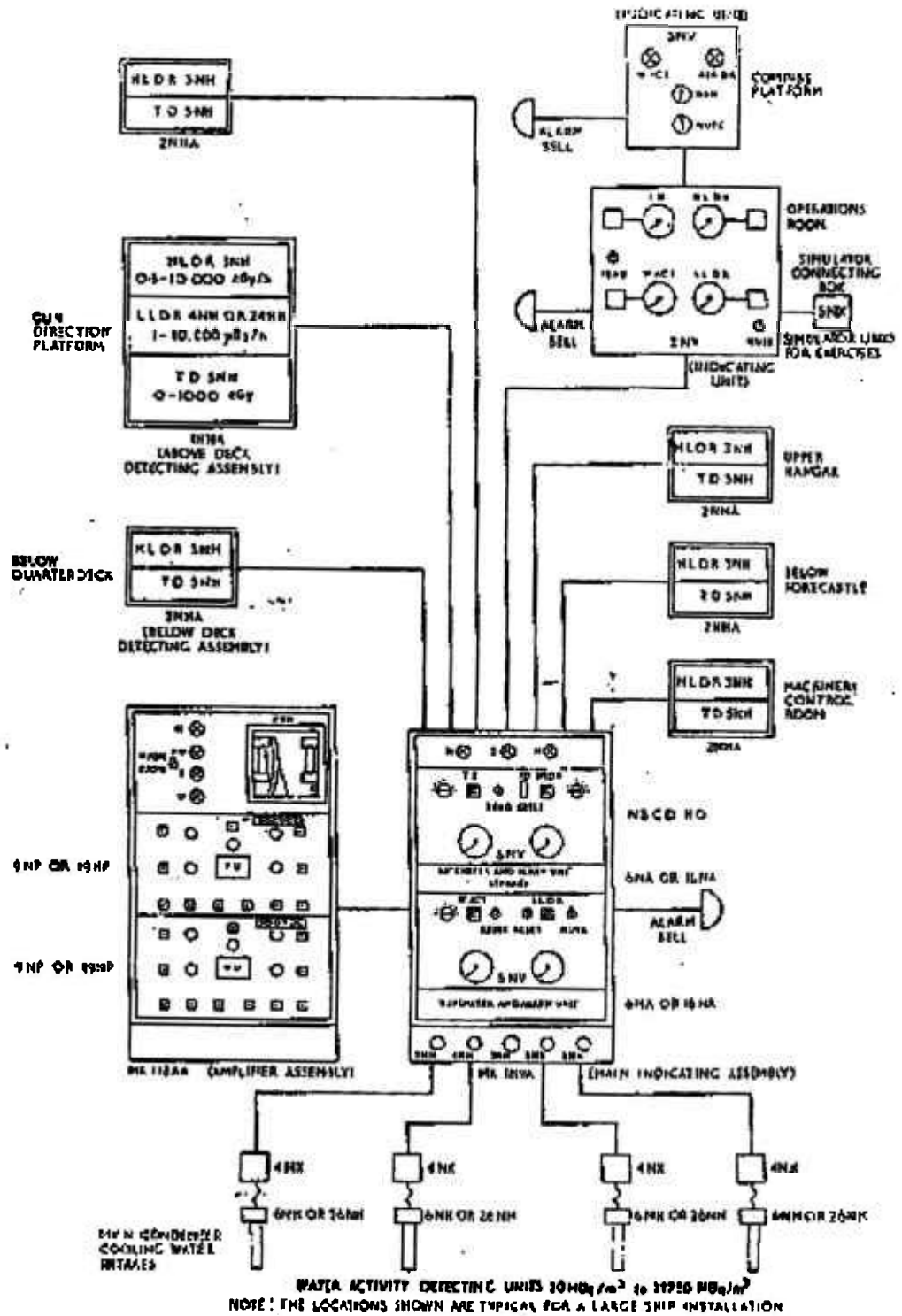


FIG 1.1 SHIP INSTALLED RADAC SYSTEM MK INRS - BLOCK DIAGRAM

Figura 1.4 - Diagrama de blocos da distribuição do sistema RADAC.

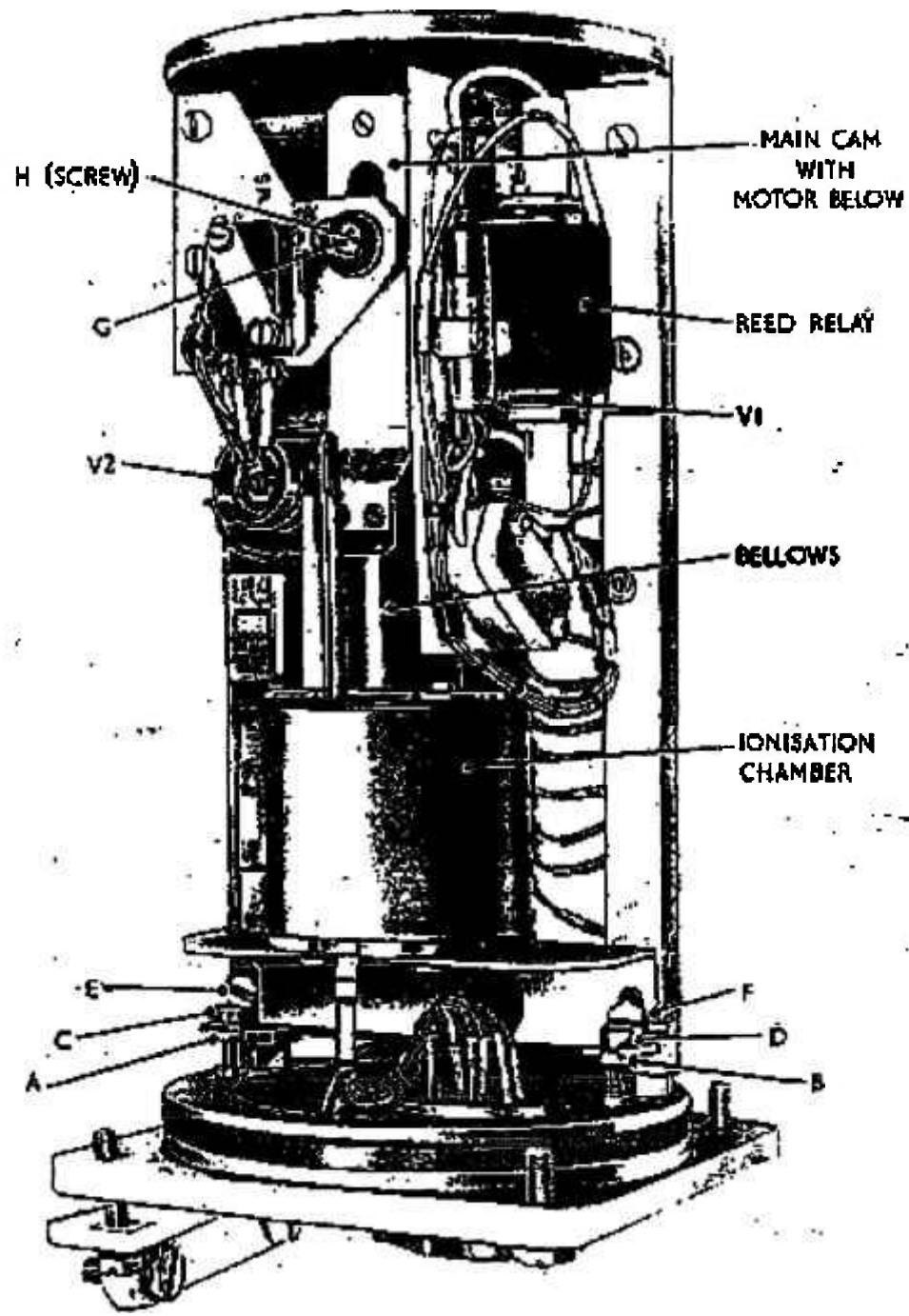


Figura 1.5 - Diagrama da Câmara de Ionização para medida de dose acumulada do Sistema RADIAC.

1.3 Sistema RADINAC

Para o desenvolvimento do sistema RADINAC foi inicialmente realizado um estudo /3, 4, 5, 6 e 7) que gerou um melhor conhecimento sobre artefatos nucleares e principalmente a verificação das características físicas dos diversos tipos de detetores, a fim de se especificar o tipo de detetor que seria aplicado em cada item que envolve o sistema. Além disto foi necessário um estudo de alguns “softwares” para verificar qual se aplicaria melhor no desenvolvimento de um sistema para aquisição de dados deste novo sistema, via um microcomputador do tipo PC comercial. Estes estudos envolviam no seu todo uma preferência pela nacionalização da instrumentação nuclear, além da modernização dos sistemas detetores nas embarcações.

Para o item de *medida de atividade* de água foi selecionado o detetor tipo cintilador plástico, principalmente por ser um tipo de detetor que podem entrar em contato com a água e por ser fabricado no IPEN-CNEN-SP.

Para os itens de *medida de taxa de dose e dose total* foi selecionado um detetor do tipo câmara de ionização, principalmente por já ser produzido no Brasil, especificamente no IPEN/CNEN-SP.

No item 2.0 serão descritos as características dos detetores acima citados e outros tipos, estudados para esta aplicação.

No caso do sistema de aquisição de dados foi selecionado o “software” “LABWINDOWS”, por ser atualizado, de relativo baixo custo e principalmente, por estar disponível para ser aplicado, além do que, qualquer software de aquisição de dados necessita de placas de aquisição de dados e neste caso, estas placas encontravam-se disponíveis no CTMSP. A estruturação e descrição do sistema de aquisição de dados serão descritos no item 2.0.

Após estes estudos, foi então elaborado um diagrama preliminar do sistema RADINAC (figura 1.6), como uma proposta de desenvolvimento. É fato que este diagrama é somente ilustrativo, mas até o momento esta sendo mantido quase que na sua totalidade.

No item 3.0 descrevemos ainda os procedimentos experimentais utilizados para a realização dos testes e caracterização deste sistema, além dos dados e especificação de toda a instrumentação utilizada na montagem do desenvolvimento do sistema RADINAC, bem como a descrição das montagens realizadas.

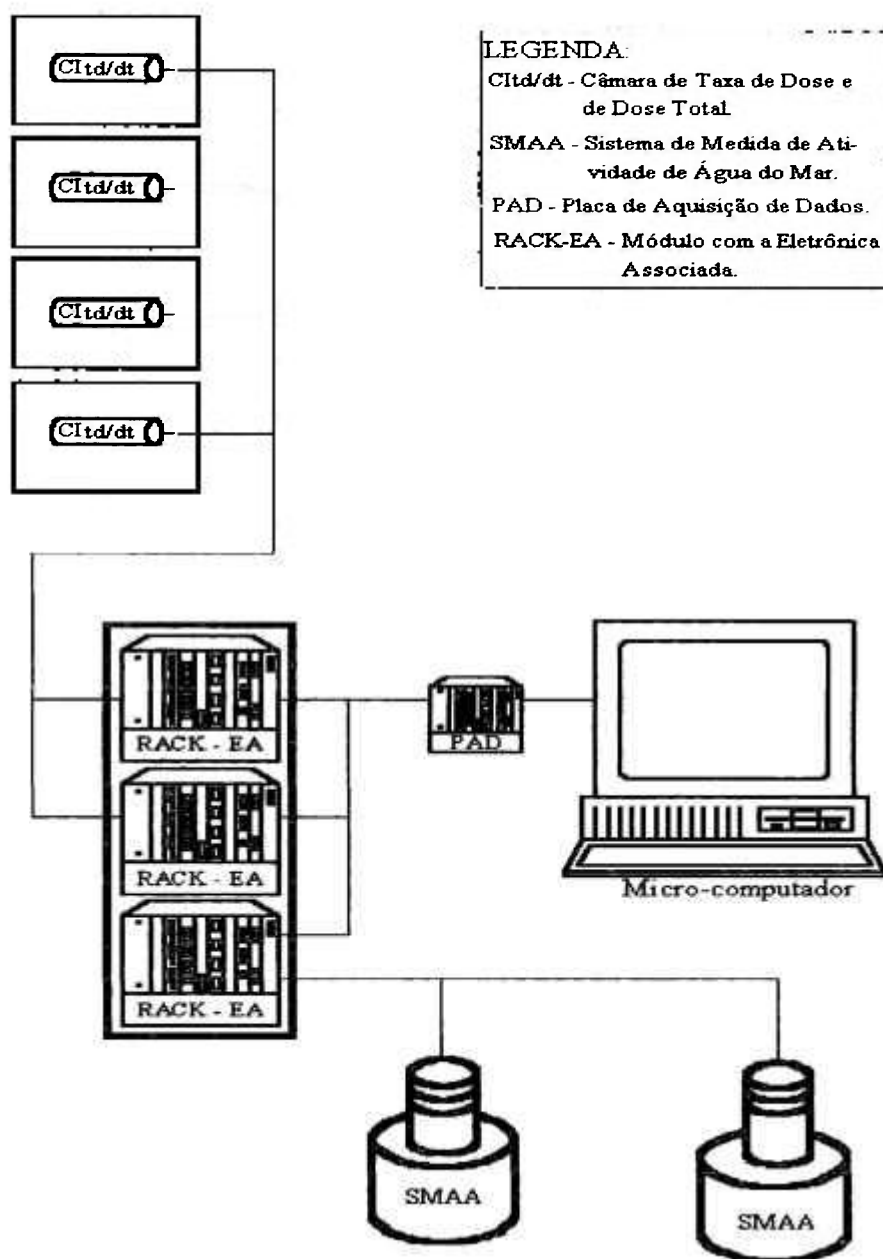


Figura 1.6 - Croqui do Sistema RADINAC (Sistema proposto para ser desenvolvido).

2.1 Monitoração da Radiação

As radiações ionizantes - alfa, beta, gama, raios X e nêutrons - não podem ser percebidas diretamente pelos órgãos dos sentidos do corpo humano. Por isso, um indivíduo pode permanecer inadvertidamente num campo radioativo sem notar a sua presença, nem perceber de imediato seus efeitos nocivos.

A proteção radiológica dispõe de vários recursos para evitar que os indivíduos recebam doses equivalentes excessivas ou desnecessárias e avalia se esses recursos foram eficientes através da monitoração /8/.

Para que as monitorações atinjam suas finalidades, estas devem ser racionalmente planejadas e realizadas dentro de um programa /8, 9 e 10/, que inclui:

- obtenção de medidas;
- interpretação das medidas obtidas;
- registro dos dados;
- e, indicação de providências, quando necessárias, para melhorar os dispositivos de proteção.

Um programa de monitoração pode requerer um ou mais métodos, dependendo da natureza da radiação e das circunstâncias em que a radiação pode afetar um indivíduo. As avaliações podem ser feitas por meio das medidas tomadas no próprio indivíduo (monitoração individual) e no local onde ele trabalha (monitoração de área).

Os principais métodos de monitoração são apresentados esquematicamente na figura 2.1 /8/.

2.1.1. Monitoração Individual Externa

A monitoração individual externa objetiva a obtenção de dados para avaliar as doses equivalentes recebidas pelo corpo inteiro, pela pele ou pelas extremidades, quando o indivíduo sofre uma irradiação externa.

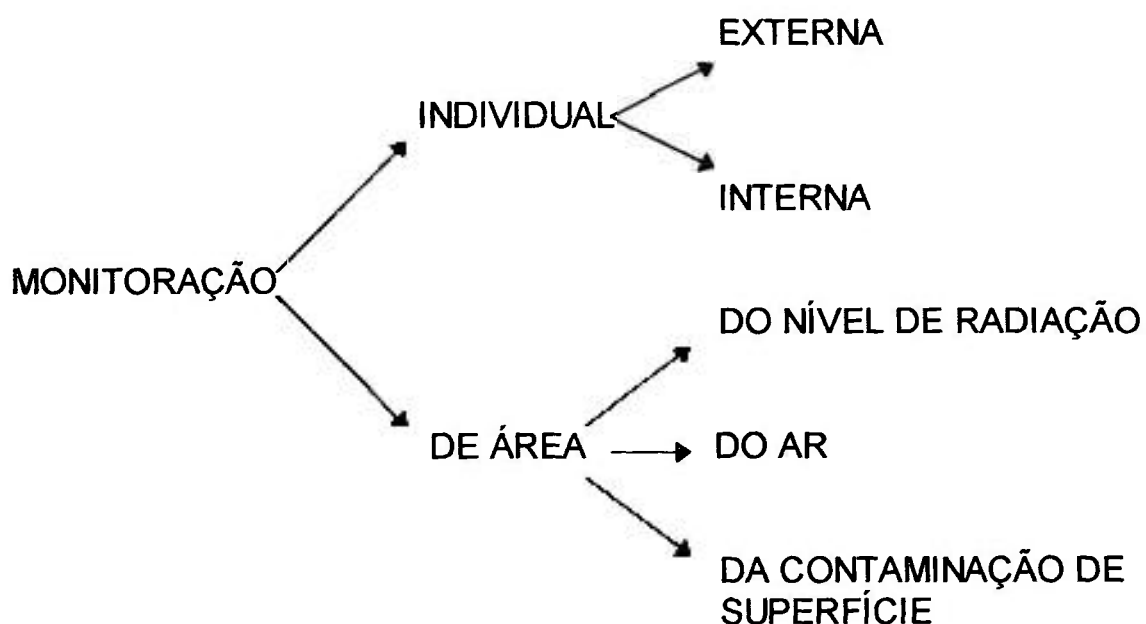


Figura 2.1 - Principais Métodos de Monitoração.

Nesta monitoração, dosímetros individuais são colocados em determinadas regiões do corpo e são utilizados continuamente pelo indivíduo, durante o seu trabalho.

Os dosímetros mais utilizados com esta finalidade são os filmes dosimétricos, os dosímetros termoluminescentes, as câmaras de ionização de bolso e os dosímetros eletrônicos de alerta.

2.1.2. Monitoração Individual Interna

A monitoração individual interna é utilizada para determinar a quantidade de radionuclídeos incorporados pelo indivíduo e avaliar a respectiva dose equivalente. Pode ser feita pela análise de excretas (in vitro) ou pela contagem direta (in vivo).

Em certos casos, a quantidade de material radioativo incorporado pelo indivíduo pode ser estimada pela análise de urina, fezes, secreções nasais, escarro, etc. Esta técnica pode ser aplicada para qualquer radionuclídeo desde que se conheça a relação entre a quantidade eliminada pelo corpo e a quantidade existente dentro do corpo.

2.1.3. Monitoração de Área - Nível de Radiação

É utilizada para dar uma indicação dos níveis de radiação existentes em determinados locais de trabalho. Por este método, pode-se estimar com antecedência a dose esperada para as pessoas que ocuparem a área por um determinado tempo e pode-se advertir as pessoas a evitarem as áreas perigosas.

Diversos instrumentos podem ser utilizados na monitoração do nível de radiação, tais como: Câmaras de Ionização, detetores Geiger-Müller, Cintiladores e etc. Estes podem ser portáteis ou fixos.

Um aparelho portátil comumente utilizado é o monitor com detetor tipo Geiger-Müller.

Monitores do tipo fixo podem ser instalados em locais estratégicos. Para registrar constantemente o nível de radiação e quando um nível pré-determinado for atingido, um sinal de alerta luminoso e/ou sonoro chama a atenção do operador.

Os monitores utilizados nas áreas de trabalho são geralmente calibrados para medir as taxas de dose ($\mu\text{Gy/h}$) ou as taxas de exposição ($\mu\text{C/kg.h}$).

2.1.4 Monitoração de Área - Do Ar

O método objetiva principalmente detectar a dispersão de material radioativo no ar, providenciar a proteção apropriada ao trabalhador exposto ao ar contaminado e avaliação da quantidade de radionuclídeos incorporados por inalação. A monitoração de ar é importante nos locais de trabalho onde há possibilidade de ocorrer a contaminação por poeira, aerossóis e gases radioativos.

2.1.5 Monitoração de Área - Contaminação de Superfície

Tem como objetivo avaliar a quantidade de material radioativo depositado na superfície de objetos. Pode ser realizada por método direto ou indireto.

No método direto, o detetor é colocado sobre a superfície com suspeita de estar contaminada. A medida da contaminação pode ser lida diretamente no aparelho. Quando a superfície a ser monitorada for muito extensa, tomam-se medidas apenas das áreas representativas.

O método indireto é empregado quando for impossível realizar medidas diretas ou para complementá-las. Consiste em obter amostras desta superfície, por exemplo, esfregando papéis de filtro sobre uma área determinada, em geral 100 cm². O papel de filtro com a contaminação transferida é analisado.

A contaminação de uma superfície é medida em unidades de atividade por unidade de área (Bq/cm²) e são mais usadas quando os contaminantes forem emissores de partículas α ou β , uma vez que a radiação gama é mais penetrante podendo ser avaliada diretamente. No caso de medida de contaminação em líquidos, os métodos são semelhantes e a unidade é atividade por unidade de volume (Bq/m³).

2.2 Detetores

2.2.1. Sistema de Medida de Água do Mar

É de conhecimento que a radiação ionizante possui um abrangente espectro de energia e variados tipos de interação com a matéria, sendo que cada tipo de detector possui uma utilização específica, de acordo com o tipo de radiação, intervalo de energia e características próprias /11/.

Para o caso do item de medida de atividade radioativa contida na água do mar /12/ estudou-se os seguintes detetores:

- cintiladores sólidos: cristais (inorgânicos e orgânicos) e plásticos;
- fotodiodos.

Os detetores plásticos possuem diversas aplicações, por serem sensíveis à partículas alfa e beta, radiação gama e nêutrons. Estes detetores foram propostos como sensores de radiação na década de 50, possuindo as seguintes características/11/:

- a) Resposta luminosa da ordem de ≈ 2 ns, sendo indicados para utilização em estudos de fenômenos que ocorrem em intervalos de tempo bastante próximos, tais como o estudo de reações nucleares;
- b) Não são higroscópicos, portanto podem ter contato com a umidade, possuindo uma excelente eficiência de detecção de partículas alfa e beta, devido terem contato direto com a água e em consequência com estes tipos de radiações;
- c) Sua fabricação, não requer processos especiais na sua usinagem;
- d) Podem ser construídos em diversos tamanhos e formatos;

- e) Apresentam sensibilidade elevada para nêutrons, devido à sua composição básica ser constituída de átomos C e H;
- f) De acordo com suas características de estabilidade térmica, resistência mecânica e sua grande estabilidade à radiação, estes são indicados para situações de monitorações tipo "CAMPO";
- g) São indicados para a detecção da radiação gama, possuindo eficiência comparada (de valores próximos) a outros detetores (tipo NaI(Tl), por exemplo);
- h) A fabricação deste tipo de detetor é de BAIXO CUSTO, quando comparada a de outros detetores, pois não precisam equipamentos especiais para sua confecção, além da sua matéria prima ser também de relativo baixo custo.

Também foram estudados os detetores à base de fotodiodos, os quais foram recusados para o uso neste caso, pois como primeiro fator e predominante, são higroscópicos /13 e 14/.

Quanto aos detetores do tipo cintilador, utilizando cristais de CsI, estes apesar de bastantes vantagens /15/ são higroscópicos, eliminando a sua utilização para este experimento. Esclarecemos, no entanto, que se fossemos *somente* detectar radiação gama, poderíamos até utilizá-lo, desde que, fosse montada uma excelente blindagem que evitasse a entrada de umidade.

Outros detetores a gás, tipo Geiger-Müller, câmara de ionização e o próprio cristal cintilador - por exemplo NaI(Tl), atendem bem as características finais descritas acima (por exemplo: os itens c, d, f, g e h), mas por outro lado as características do plástico cintilador se sobressaem, no caso específico deste sistema. Por exemplo, podemos citar que o detetor tipo Geiger-Müller não é fabricado no Brasil, o que contraria o objetivo do sistema em desenvolvimento. No caso da câmara de ionização, o custo de fabricação, quando comparado ao do detetor tipo plástico cintilador é maior. No caso do cristal de

NaI(Tl) que possui blindagem contra humidade, não deve ser utilizado para a aplicação sugerida neste trabalho, em contato direto com a água do mar.

Logo, por apresentarem grandes vantagens, principalmente por não serem higroscópicos, sendo facilmente construídos em diversos tamanhos e formatos, possuindo baixo custo de fabricação e o IPEN/CNEN-SP possuindo a tecnologia de fabricação, optou-se pela utilização dos detetores tipo plástico cintilador para as unidades de detecção de níveis de atividade radioativa na água, no sistema a ser desenvolvido para a dissertação deste mestrado.

2.2.2. Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total

Os detetores a gás funcionam com base na coleta dos íons formados quando da passagem da radiação pelo volume que contém o gás. As câmaras de ionização operam na sua maioria com os pares de íons primários (íons formados pela interação da radiação incidente com os átomos do gás, elétrons e íons positivos) que forem coletados. Assim, as câmaras de ionização são detetores de radiação ionizante que operam numa determinada tensão tal que todos os pares de íons primários sejam coletados. Os processos de ionização secundária podem ocorrer quando os elétrons formados na ionização primária possuem energia suficiente para ionizar outros átomos do gás /16/. Para o processo de ionização secundária, podemos citar o caso da radiação gama, que pode interagir com as paredes do detetor, através dos efeitos Fotoelétrico e Compton gerando, em consequência, elétrons secundários com energias cinéticas proporcionais à energia da radiação gama absorvida /16, 17, 18 e 19/. Este fenômeno de elétrons secundários, entretanto, não é muito pronunciado nas câmaras de ionização devido à baixa tensão de operação das mesmas. A tensão necessária para que o detetor opere como uma câmara de ionização depende da geometria, da pressão e do tipo de gás em seu interior e o número de pares formados e coletados irá nos fornecer informações sobre a energia e o tipo de radiação incidente. Quando a diferença de potencial existente entre os eletrodos da câmara é suficientemente elevada para garantir que fenômenos de recombinação e difusão sejam desprezíveis, a coleta dos pares de íons produzidos gerará uma corrente elétrica em regime de saturação.

Desta forma, tanto no projeto quanto na construção de câmaras de ionização destinadas a detecção de radiação gama e beta, se faz necessário uma análise detalhada dos materiais a serem utilizados, tais como eletrodos, a natureza e pressão dos gases de enchimento. Isto é feito estabelecendo-se um compromisso entre a linearidade, sensibilidade e tensão de operação da câmara (dentro da faixa de medição desejada) com o ajuste da pressão do gás de enchimento utilizado.

Para o caso deste sistema (medida de taxa de dose e dose total), poderiam ser utilizados detetores Geiger-Müllers, comerciais e importados, porém levando em conta um dos objetivos principais deste trabalho optou-se então pela utilização de uma câmara de ionização, fabricada no IPEN/CNEN-SP, a qual possuía uma ampla faixa de operação linear, que permite a utilização a partir de $0,5 \mu\text{Gy/h}$ até $1,0 \text{ Gy/h}$, em instalações nucleares com diferentes níveis de radioatividade.

2.3 Proteção Radiológica

Esta pequena introdução sobre proteção radiológica /20, 21, 22, 23, 24 e 25/ é importante dentro deste trabalho para explicarmos alguns detalhes do tipo: faixa de utilização dos detetores, limites de doses e atividades radioativas para trabalhadores (no caso dos tripulantes), além também dos mecanismos e efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes, principalmente, no organismo humano.

2.3.1. Grandezas e Unidades

2.3.1.1 Atividade (A)

A atividade de um radionuclídeo é definida como o número de desintegrações nucleares que ocorrem nos átomos deste radionuclídeo em um determinado intervalo de tempo. A unidade de atividade no Sistema Internacional (SI) é o (s^{-1}), seu nome restrito é Becquerel (Bq) e a unidade especial é o Curie (Ci).

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ desintegração/segundo} = 1 \text{ s}^{-1}.$$

$$1 \text{ Ci} = 3,7\text{E}10 \text{ desintegrações/segundo} = 3,7\text{E}10 \text{ s}^{-1} = 3,7\text{E}10 \text{ Bq}.$$

2.3.1.2 Exposição (X)

Exposição é definida como a soma das cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal produzidos e originados por raios X ou γ em uma determinada massa de ar, dividido por esta massa de ar.

A unidade de Exposição do Sistema Internacional não possui nenhum nome especial e é dada por:

$$X = \text{Coulombs/Kg} = \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$$

Antes de ser adotado o Sistema Internacional, a unidade de exposição era denominada por Roentgen (R), sendo:

$$1 \text{ R} = 2,58\text{E}4 \text{ C} \cdot \text{Kg}^{-1} \text{ (ar seco à Condições Normais de Temperatura e Pressão, ou seja, } 20^{\circ}\text{C e } 1 \text{ atm).}$$

Esta grandeza só é válida para raios X e γ , tendo como material absorvedor o ar. Além dos valores integrais da grandeza Exposição, emprega-se a grandeza Taxa de Exposição (\dot{X}), isto é a exposição por unidade de tempo:

$$(\dot{X}) = \text{R/h ou R/s}$$

Após a adoção pelo Sistema Internacional do ($\text{C} \cdot \text{Kg}^{-1}$), a grandeza exposição “Roentgen” tem perdido sua importância devido à complexidade de relacioná-la com outras grandezas de “dose”. A grandeza Exposição é somente definida para radiações X e γ interagindo com o meio ar, e não para o tecido humano. Esta grandeza não cumpre as necessidades da Proteção Radiológica que é a de poder avaliar os efeitos biológicos possíveis decorrentes da radiação ionizante.

2.3.1.3 Dose Absorvida (D)

É definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria em determinado volume, dividida pela massa contida neste volume. No Sistema Internacional a unidade de Dose Absorvida é o Gray (Gy), sendo:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg}$$

O Gray é aplicado universalmente para todos os tipos de dosimetria da radiação ionizante, ou seja irradiação causada por campos de radiação externos, X, γ , nêutrons e partículas carregadas. Antes da adoção do Sistema Internacional, a dose absorvida de radiação era medida em “rad”, sendo:

$$1 \text{ rad} = 10^2 \text{ erg/grama}$$

$$1 \text{ Gy} = 10^2 \text{ rad} = 10^4 \text{ erg/grama}$$

Analogamente, além da grandeza Dose Absorvida, existe a grandeza Taxa de Dose Absorvida:

A grandeza “Dose Absorvida” pode ser utilizada para todos os tipos de radiação, não limitando nem a energia nem o meio absorvedor. É porém deficiente para inferir os efeitos biológicos que poderiam advir desta Dose Absorvida.

2.3.1.3.1 Relação entre Exposição (X) e Dose Absorvida (D) no Meio Ar

$$X \text{ (Roentgen)} = 0,87 D \text{ (rad)}$$

$$X \text{ (C/Kg)} = 33,72 D \text{ (Gy)}$$

Em outros meios deve-se considerar a relação entre os coeficientes de interação (μ/ρ) do ar e do meio considerado.

2.3.1.3.2 Relação entre Exposição (X) e Dose Absorvida (D) no Corpo Humano

$$X \text{ (roentgen)} = 0,98 \cdot D \text{ (rad)}$$

$$X \text{ (C. Kg}^{-1}\text{)} = 37,98 \cdot D \text{ (Gray)}$$

2.3.1.4 Dose Equivalente (H)

É numericamente igual ao produto da dose absorvida pelo fator de qualidade Q e pelo fator N.

$$H = D \times Q \times N$$

onde Q é o Fator de Qualidade e representa a Transferência Linear de Energia (TLE) da radiação ionizante para o tecido, isto é equivalente à energia média cedida à água por unidade de percurso desta radiação na água e N é um fator modificador que leva em consideração a distribuição espacial e temporal da dose absorvida. É considerado atualmente como valor unitário ($N = 1$).

Os fatores de Q em função da TLE estão listados na Tabela 2.3.1.

FATOR DE QUALIDADE (Q)	TLE (keV.μm ⁻¹)
1	<3.5
1 a 2	3.5 a 7.0
2 a 5	7.0 a 23
5 a 10	23 a 53
10 a 25	53 a 175

Tabela 2.3.1: Fatores de Qualidade (Q) em Função da TLE /20 e 21/.

Os valores de (Q) em função do tipo das radiações (Tabela 2.3.2) são para qualquer tipo de radiação, em irradiações internas ou externas ao organismo.

A unidade da Dose Equivalente no Sistema Internacional é o (Joule x Kg⁻¹). O nome restrito desta grandeza é o Sievert (Sv) e a unidade especial é o (rem), (Roentgen Equivalent Men).

$$1 \text{ (Sv)} = 100 \text{ (rem)}$$

Tipo de Radiação	Q
Raio X e γ (E > 30 keV)	1
Elétrons (E > 30 keV)	1
Raios β (Tritio)	2
Nêutrons	25
Prótons e Íons Pesados	25
Partículas α	25

Tabela 2.3.2: Fatores de Qualidade (Q) em Função do Tipo das Radiações /20 e 21/.

2.3.1.5 Dose Equivalente Efetiva (He)

Sob o ponto de vista de proteção radiológica e com o objetivo de limitar o risco de efeitos estocásticos, o ICRP introduziu o conceito de limitação da exposição ponderada média em todo o corpo (Tabela 2.3.3). Esta limitação está baseada no princípio de que para um certo nível de proteção, o risco deve ser o mesmo se o corpo inteiro for parcial e não uniforme.

Esta condição é satisfeita aplicando a seguinte expressão

$$H_E = \sum W_T \times H_T$$

onde:

H_T : Dose Equivalente no tecido ou órgão "T".

W_T : Fator de Ponderação que leva em consideração a proporção do risco resultante no tecido ou órgão T em relação ao risco total, por efeitos, estocásticos, quando o corpo inteiro é irradiado uniformemente.

Na determinação da Dose Equivalente Efetiva (H), não interessa a princípio se a dose equivalente em um determinado órgão é resultante de uma irradiação interna ou externa.

O que se exige na avaliação é a determinação da dose equivalente em cada órgão, devido às distintas fontes e depois multiplicá-las pelo correspondente Fator de Ponderação e efetuar a soma dos resultados.

2.3.2. Efeitos Biológicos da Radiação

2.3.2.1 Introdução

Sabemos que o homem está constantemente exposto a fontes de radiação naturais, por exemplo, os raios cósmicos e a radiação decorrente da presença de radionuclídeos no meio ambiente /20, 21, 24, 25 e 26/.

Desde a descoberta do raios X e da radioatividade, o homem tem fabricado constantemente novas fontes de radiação, aumentando portanto os riscos.

Em conseqüência do uso cada vez maior de radionuclídeos e através de fatos relatados ao longo dos anos, pode-se conhecer melhor o efeito da radiação sobre os tecidos humano.

Tecido	W_T
Cólon	0.18
Estômago	0.16
Gônadas	0.13
Pulmões	0.12
Medula óssea vermelha (1)	0.12
Mamas, seios	0.05
Esôfago	0.05
Bexiga	0.04
Fígado	0.03
Tireóide	0.02
Superfície óssea	0.01
Pele	0.01
Restante do corpo (2)	0.07

(1) Inclui uma ponderação por um fator 2 para a latência média a curto prazo para leucemia.

(2) A dose equivalente no restante é a dose equivalente média estimada no corpo todo excluindo os tecidos e órgãos já citados.

Tabela 2.3.3: Valores Revisados do Fator de Ponderação para os Tecidos (W_T)
/20 e 21/.

2.3.2.2 Mecanismos de Ação das Radiações Ionizantes

O organismo humano é uma estrutura extremamente complexa cuja menor unidade com funções próprias é a célula. As células são constituídas de moléculas e estas por átomos.

Os efeitos biológicos produzidos pelas radiações ionizantes são resultantes principalmente da interação destas com os átomos e moléculas do corpo. Nesta interação, o primeiro fenômeno que ocorre é físico e consiste na ionização e excitação dos átomos, resultante da troca de energia entre a radiação e a matéria. Seguindo-se a este, inicia-se o fenômeno químico onde ocorrem rupturas de ligações nas moléculas químicas. A seguir aparecem os fenômenos bioquímicos e fisiológicos (efeitos na molécula do DNA - ácido desoxirribonucléico) /21 e 26/ cujos mecanismos são ainda mal conhecidos.

Após um intervalo de tempo variável, aparecem as lesões observáveis a nível celular ou a nível de organismo.

Muitas vezes, devido à recuperação do organismo, alguns pequenos efeitos não chegam a tornar-se visíveis.

2.3.2.3 Classificação dos Efeitos Biológicos das Radiações

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica classifica os efeitos biológicos da radiação em determinísticos (não estocásticos) e estocásticos.

2.3.2.3.1 Efeitos de Determinísticos (Não Estocásticos)

São aqueles efeitos que se manifestam a partir de uma determinada dose (dose limiar) e à medida que essa dose aumenta tem-se uma maior gravidade do efeito observado. A resposta a uma irradiação pode ser a incidência de uma dada anormalidade no indivíduo irradiado ou ainda a incidência de uma moléstia ou mesmo de mortes sobre uma população irradiada. Os efeitos determinísticos são todos de origem somática, ou seja, são decorrentes da irradiação das células somáticas e só se manifestam no indivíduo irradiado. Como exemplo desse tipo de efeito podemos citar a anemia, leucopenia, eritema, catarata, etc.

2.3.2.3.2 Efeitos Estocásticos

São aqueles efeitos que não necessitam de uma dose limiar para se manifestar e à medida que a dose de radiação aumenta teremos um aumento na probabilidade de ocorrência desse tipo de efeito.

Ao contrário dos efeitos determinísticos, os efeitos estocásticos podem ser somáticos ou hereditários. Os efeitos somáticos são alterações que ocorrem nas células somáticas e se manifestam no indivíduo irradiado não sendo transmissíveis aos

descendentes. Os efeitos somáticos das radiações podem aparecer em decorrência da exposição do indivíduo à doses maciças em um tempo de exposição curto (efeitos somáticos provenientes de exposição aguda) ou em decorrência de doses baixas em um tempo de exposição longo (efeitos somáticos provenientes de exposição crônica).

Os efeitos hereditários são aqueles decorrentes da irradiação das gônadas, que levam a alterações no material hereditário contido nos gametas (óvulos e espermatozoides). Esses efeitos podem ser transmitidos aos descendentes do indivíduo irradiado /21 e 26/. Já os efeitos estocásticos de origem somática se manifestam somente no indivíduo irradiado e neste caso temos o aumento na incidência de câncer. Dentre as formas de câncer o de incidência mais precoce no caso de irradiação de corpo inteiro parece ser a leucemia /21 e 26/.

O objetivo da Proteção Radiológica é prevenir a nocividade dos efeitos determinísticos, estabelecendo limites de doses máximas admissíveis abaixo do limiar, e diminuir a probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos para valores aceitáveis.

2.3.2.4 Efeitos Somáticos Decorrentes de Exposição À Radiação

Os efeitos somáticos podem se manifestar, seja em decorrência da exposição do indivíduo a doses elevadas em um tempo de exposição curto (exposição aguda à radiação), ou em decorrência de doses baixas em um tempo de exposição longo (exposição crônica à radiação).

2.3.2.4.1 Efeitos Decorrentes de Exposição Aguda

Quando o homem é exposto de corpo inteiro a uma dose elevada de radiação, num curto espaço de tempo, ele apresentará alterações em muitos órgãos do corpo e o organismo como um todo apresentará um conjunto de sinais e sintomas que levam a um quadro clínico típico denominado “Síndrome Aguda da Radiação”. A síndrome aguda caracteriza-se pelos danos causados à medula óssea, ao trato gastro intestinal e ao

cérebro, sistema cardiovascular e neuro-vascular. Cita-se também o dano decorrente de irradiação localizada nas gônadas e pele.

2.3.2.4.2 Síndrome Aguda da Radiação

Após a irradiação do indivíduo, de corpo inteiro, com doses significativas de radiação ionizante, teremos o aparecimento de uma série de sinais e sintomas característicos dessa irradiação.

Sabe-se que cada tipo de célula e organismo apresenta uma sensibilidade diferente frente à radiação e pode-se prever o sistema biológico que será afetado dependendo da dose recebida.

Pode-se caracterizar a síndrome em fases que são:

- a. **Fase inicial (Fase prodrômica)** - Esta fase aparece logo após a exposição à radiação onde geralmente aparecem náuseas, vômito, diarreia, anorexia e fadiga.
- b. **Fase de Latência** - Durante esta fase há um estado aparente de boa saúde e os sintomas permanecem inalterados.
- c. **Fase Crítica** - Esta fase reflete um quadro clínico especificamente associado ao sistema ou sistemas afetados pela radiação
- d. **Fase de recuperação ou Morte** - A recuperação ou não do indivíduo vai depender, principalmente, da dose de radiação recebida, da sensibilidade e do tratamento médico a ele dispensado.

A Tabela 2.3.4 fornece as faixas de dose e os sistemas afetados.

Na tabela 2.3.5 foram resumidos os efeitos clínicos na Síndrome Aguda da Radiação, de acordo com a faixa de dose recebida pelo indivíduo /20 e 21/.

Dose Corpo Inteiro (Sv)	Tempo de Sobrevivência após a Irradiação	Modo de Morte
100 ou mais	minutos	morte celular
50 a 100	minutos a horas	síndrome cerebral
6 a 50	3 a 10 dias	síndrome do TGI (Sistema Gastro Intestinal)
2 a 6	10 a 30 dias	síndrome de medula óssea
menor que 2	-----	efeitos tardios

Tabela 2.3.4: Sistema Afetados e Faixas de Dose na Síndrome Aguda da Radiação /20 e 21/.

Com isto pretende-se provar o porque de ter-se aceito, como fator preponderante, a limitação da faixa de medida da câmara de ionização, pois como pode-se observar, na tabela 2.3.4, para uma dose acima de 10 Sv (no caso da radiação gama, igual a 10 Gy) esta dose torna-se letal, além de também causar possíveis danos de radiação a instrumentação da embarcação.

	(0 - 1 Sv)	1 a 10 Sv - Terapêutica			acima de 10 Sv - Letal	
DOSE	Sub	1 a 2 Sv	2 a 6 Sv	6 a 10 Sv	10 a 50 Sv	acima de 50 Sv
	Clínica		Terap. Efet.	Terap. Prom.	Terapia Paliativa	
Incidência de Vômitos.	Não	1 Sv: 5% 2 Sv: 50%	3 Sv: 100%	100%	100%	
Tempo de Latência	--	3 horas	2 horas	1 hora	30 minutos	
Órgão Crítico	Nenhum		Tecido Hematopoiético		Sistema Gastrointestinal	Sistema Nervoso Central
Sinais	Nenhum	Leucopenia Moderada	> 3 Sv Leucopenia severa: púrpura. hemorragia. infecção. epileção.		Diarréia. febre. distúrbio eletrolítico	Convulsão. tremor. letargia
Período Crítico	--		4 a 6 semanas		5 a 14 dias	1 a 48 horas
Terapia	--	Hemograma	Transfusão. antibiótico	Transplante da medula	Cuidar do equil. eletrolítico	Sedativos
Prognóstico	Excelente	Excelente	Bom	Esperar	Sem esperança	
Período de Convalescência	Nenhum	Algumas semanas	1 a 12 meses	Longo	---	
Incidência de Morte	Nenhum	Nenhum	0 a 80%	80 a 100%	90 a 100%	
Morte dentro de:	--		2 meses		2 semanas	2 dias
Causa Mortis	--		Hemorragia. Infecção		Colapso Circulatório	Parada respir.. Edema cerebral.

Tabela 2.3.5: Sumário dos Efeitos Clínicos na Síndrome Aguda da Radiação

Abaixo será descrito as montagens de cada sistema, os procedimentos experimentais utilizados para cada sistema em separado, sendo que os resultados serão tratados no item 4.

3.1 Sistema de Medida de Água

Como este sistema tem o objetivo de ser aplicado inicialmente em embarcações, devem ser observado então alguns cuidados, que possam a vir comprometer o rendimento e funcionamento dos detetores e sua instrumentação associada.

Inicialmente foi realizado um estudo no sistema composto por um cubo de plástico produzido no IPEN/CNEN-SP.

O detetor, deste sistema, possui um formato de cilindro, medindo 50 mm de diâmetro e 130 mm de comprimento. Em uma das suas extremidades, a uma distância de 30 mm desta, este cristal possui uma aba de aproximadamente 10 mm, a fim de se manter bem fixo. Na figura 3.1, pode-se observar o formato especial do detetor plástico cintilador.

Para manter este detetor fixo, teria que se montar um sistema de fixação do detetor e da fotomultiplicadora (que deverá ser acoplada a este). Neste caso, conforme pode ser visto na figura 3.1, foi montado uma câmara em aço inoxidável, também com um formato especial para atender a este objetivo de fixação do detetor e da fotomultiplicadora.

Esta câmara possui basicamente três itens:

- um anel com rosca externa e um “o’ring” de borracha (para impedir a entrada de luz). Este anel pertence a parte superior.
- um copo de aço inoxidável, possuindo em uma das sua extremidades rosca interna (parte superior) e na outra rosca externa (parte inferior). Vale ressaltar que este copo não tem somente o objetivo de fixação, mas também, de blindagem magnética da fotomultiplicadora.

- um perfil circular com formato em “T”. Este perfil, pertencente a parte inferior, possui este formato especial, a fim de fixar o detetor, conforme pode ser observado na figura 3.1.

Desta forma, observa-se então que este detetor plástico cintilador não sofrerá movimentação quando da embarcação em alto mar.

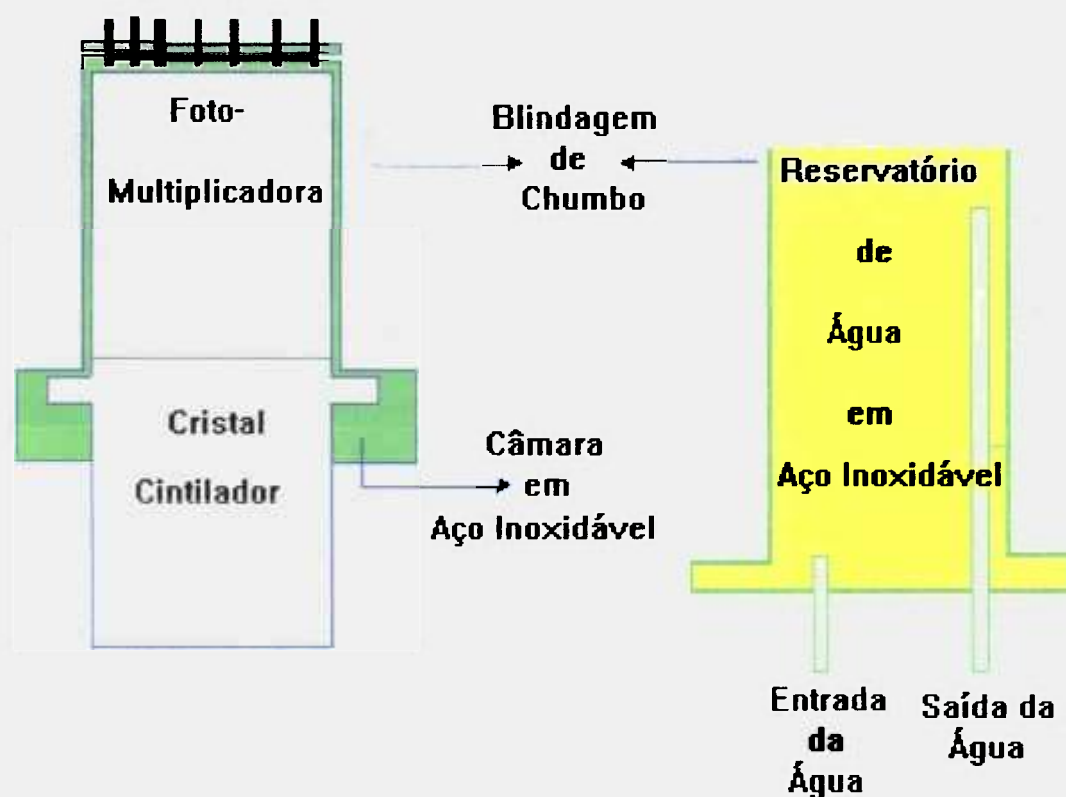


Figura 3.1 -Projeto da câmaras de aço inox que irão manter o detetor cintilador plástico no sistema de medida de atividade radioativa contida na água.

Como pretende-se também que o detetor fique em contato com água, foi construída então uma câmara, também em aço inoxidável, que terá a função de reservatório de água. (figura 3.2).

Daqui por diante, este reservatório será chamado de “câmara de detecção”. Esta câmara de detecção possui um volume interno de 0,6 l, até a altura do tubo de saída de água (3 mm de diâmetro por 70 mm de altura - figuras 3.1 e 3.2) o qual cobre praticamente todo o detetor. Esta câmara de detecção, possuindo uma rosca externa, que deverá ser acoplada a câmara superior (que mantém o detetor e a fotomultiplicadora). A água do mar deverá permanecer circulando através do detetor, estando a entrada de água localizada no fundo da câmara de detecção, lembrando sempre que todos os materiais envolvidos são de aço inoxidável (figuras 3.1 e 3.2).

Além desta câmara de detecção foi montado um outro reservatório, que trata-se de uma caixa de acrílico, aonde será ligada a tubulação da embarcação e portanto por onde ficará circulando a água do mar. Este reservatório de acrílico possui um volume interno de 18 l.

Um outro item importante deste sistema é uma bomba de água que permite um fluxo de água, circulando em volta do detetor, com uma vazão de 70 ml/s (figura 3.2).

As conexões entre a câmara de detecção e o reservatório de água são feitas através de uma mangueira preta a fim de evitar a entrada de luz no sistema.

Todo o sistema que compõem a câmara de fixação do detetor e fotomultiplicadora associada a câmara de detecção é envolto por uma blindagem de chumbo (aproximadamente 40 mm de espessura), composta por três peças (figuras 3.1 e 3.2):

- uma base quadrada, com dois furos centrais (por onde passam os tubos de entrada e saída de água);
- um copo central, que ficará em volta à câmara de detecção;

e, um copo com sua extremidade inferior possuindo um formato de “L” invertido, a fim de encaixar no copo central de chumbo e sobrepor o anel de fixação do detetor.

Esta blindagem foi construída especialmente para o sistema e possui o objetivo de diminuir o “background de medida”. Vale ainda destacar que a massa envolvida neste sistema é relativamente grande, devido principalmente a blindagem de chumbo, o qual é um ponto favorável de fixação do sistema, no tocante à vibração da embarcação, quando esta se encontra em alto mar.

É importante ainda destacar que todo o sistema para a detecção de níveis de contaminação em água foi projetado e construído de modo a ser facilmente desmontável, tendo em vista as operações de descontaminação e lavagem, além de ser modular, ou seja, na eventual quebra ou dano sofrido por quaisquer peças, estas poderão ser facilmente substituídas.

Como trata-se de um sistema especial, foi então montada uma pequena bancada de ferro (figura 3.3). O objetivo desta bancada é de manter fixo a embarcação todo o sistema descrito acima. Esta bancada é facilmente desmontável, e portanto móvel quando necessário. Outro fator importante, é que torna o sistema como um todo, ou seja o sistema de detecção fica localizado acima do reservatório de água com a bomba de água localizada ao seu lado, minimizando o fator espaço, o qual dentro de uma embarcação é de extrema importância, devido a falta de espaço físico interior nas mesmas.

Ao término da descrição do projeto e da montagem mecânica do sistema de medida de água irá se tratar da eletrônica associada que deverá compor o sistema.

O detetor cintilador plástico necessita de uma fotomultiplicadora, que possui o objetivo de transformar os fótons de luz, que são transmitidos aos fotocátodos, da fotomultiplicadora, diretamente ou por reflexão. Estes fótons de luz causam a emissão de fotoelétrons do fotocátodo, que serão multiplicados e direcionados para a eletrônica associada. É importante destacar aqui que a fotomultiplicadora foi um dos três itens utilizados como sendo material importado (pois não é fabricada nacionalmente), entretanto facilmente encontrado no mercado nacional.

É importante ressaltar ainda que como se trata de um produto comercial existe uma boa reserva para preservar a continuidade e manutenção do sistema. A marca da fotomultiplicadora utilizada é AMPEREX, modelo XP2202B. Esta fotomultiplicadora é acoplada ao cristal cintilador através de uma graxa de silicone também nacional.

Como é de objetivo principal deste trabalho, para operação deste sistema, montou-se uma eletrônica associada (figura 3.2), utilizando-se toda uma gama de equipamentos produzidos no país. Procurou-se utilizar sempre equipamentos modulares e comerciais, para facilitar a manutenção e calibração dos mesmos, e principalmente, pelo motivo que deverão permanecer operando 24 horas ininterruptas e no caso de apresentarem alguma pane, os equipamentos modulares facilitam em muito a substituição imediata, não interferindo no pleno funcionamento do sistema (lembrando sempre que todos equipamentos, mesmo reserva, devem estar calibrados). Abaixo relacionamos estes equipamentos e suas respectivas funções:

- I) Bastidor Bin, marca MICRONAL, mod.: 1021A. Este módulo tem a função de fornecimento de tensão elétrica de todos os módulos que irão compor a eletrônica associada e deverá ficar localizado na sala de controle;
- II) Fonte de Alta Tensão, marca MICRONAL, mod.: 1023A. Módulo da eletrônica associada, cuja função é o fornecimento de tensão para a fotomultiplicadora;
- III) Pré-amplificador, marca MICRONAL, mod.: 4007A. Módulo de ajuste de sinal de saída da fotomultiplicadora e eletrônica associada, além de um pré-amplificação;
- IV) Amplificador para espectrometria, Marca MICRONAL, mod.: 4012. Módulo de amplificação de sinal.;
- V) Monocanal, marca MICRONAL, mod.: 4010. Este módulo foi utilizado principalmente para a realização de interface de comunicação entre o

módulo amplificador e a placa de aquisição de dados, do microcomputador. Isto porque este módulo possui uma saída TTL, com uma onda quadrada de amplitude de 5 V;

VI) Contador/Temporizador, marca MICRONAL, mod.: 10024. Este é um módulo que não deverá ficar ativo as 24 hs ininterruptas, pois pretende-se coletar dados via microcomputador (conforme dito anteriormente), o que ocorrerá é que este módulo servirá apenas como suplente no caso de pane do microcomputador;

VII) Base para Fotomultiplicadora, fabricante IPEN/CNEN-SP (TE). Trata-se de um módulo que tem a função de comunicação entre fotomultiplicadora e pré-amplificador.

Ao término da montagem do sistema de medida de atividade radioativa contida na água foram realizados alguns testes e calibração do sistema, conforme abaixo relacionados.

a) Utilizando fontes sólidas, (conjunto com certificado da AMERSHAM:

a.1) Determinação da tensão de operação do sistema;

a.2) Determinação da eficiência do sistema em função da energia gama.

b) Utilizando fontes líquidas calibradas, diluídas em água do mar:

b.1) determinação da sensibilidade gama em função da energia;

b.2) determinação da eficiência do sistema em função da energia gama.

É importante, destacar que o sistema foi montado em um local apropriado, radiologicamente falando, ou seja, com controle da supervisão de proteção radiológica do IPEN/CNEN-SP, aonde existe uma pia para manuseio das fontes radioativas líquidas (utilizadas nos itens b.1 e b.2), além também de um tanque de retenção, a fim de se evitar

qualquer problema radiológico ambiental. Também foram utilizados todos os Equipamentos de Proteção Individual, que se fizeram necessários para a realização dos testes e calibração do sistema, conforme orientação da Supervisão de Proteção Radiológica do IPEN/CNEN-SP.

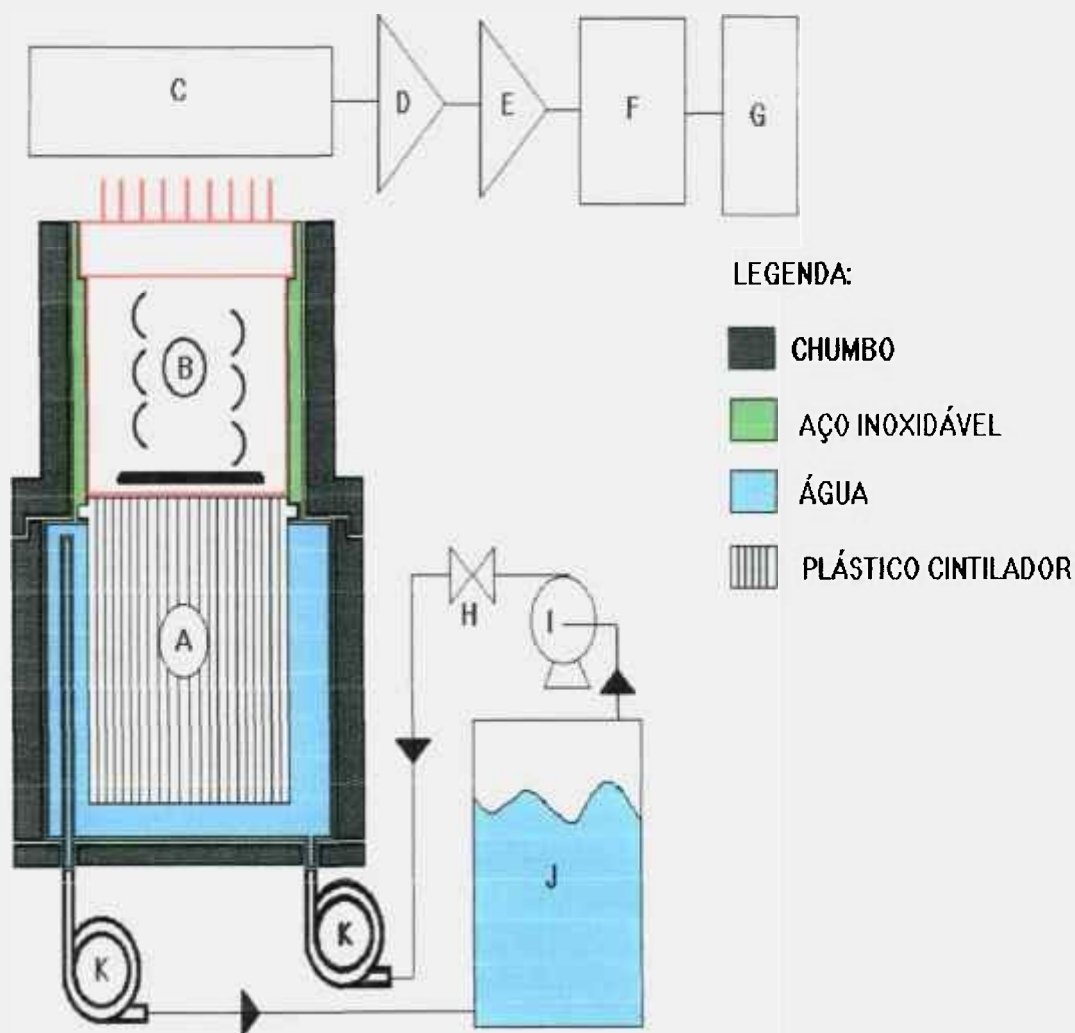
O procedimento para a realização do item a.1, foi desmontar todo o sistema e com o auxílio de uma “fita teflon”, uma fonte radioativa de ^{137}Cs foi fixada junto ao detetor. A posição de fixação desta fonte foi próximo a metade do cristal na sua posição vertical, com o objetivo de simular ao máximo a posição do cintilador imerso na água.

Após esta montagem foram então realizadas dez (10) medidas, com um período de duração de um minuto cada, para cada valor de alta-tensão, no intervalo de 700 V à 1450 V, realizando medidas de 50 V em 50 V.

Para a realização do item a.2, após a determinação do valor de alta tensão de operação do sistema foi utilizada o conjunto de fontes sólidas (identificadas no item “a”). Foram realizadas 10 medidas para cada fonte e contagens de background (BG).

As fontes radioativas utilizadas foram as seguintes: ^{241}Am , ^{57}Co , ^{203}Hg , ^{137}Cs , ^{54}Mn , ^{60}Co , compreendendo uma faixa de energia da radiação gama de 59,5 keV à 1252,8 keV. O processo de fixação das fontes radioativas foi o mesmo utilizado no item a.1.

De posse destes dados foi então possível conhecer a variação da resposta do detetor, ou seja, a eficiência relativa do sistema, em função da variação energética da radiação gama, com fontes sólidas.



Legenda:

A - Detetor Cintilador Plástico.
 B - Fotomultiplicadora:
 C - Base para Fotomultiplicadora:
 D - Pré-amplificador:
 E - Amplificador:
 F - Analisador Mono-canal:

G - Scaler/Timer:
 H - Válvula:
 I - Bomba de Água:
 J - Caixa de Acrílico -
 K - Mangueira Preta

Figura 3.2 - "Croqui" geral do projeto do sistema de medida de atividade radioativa contida na água

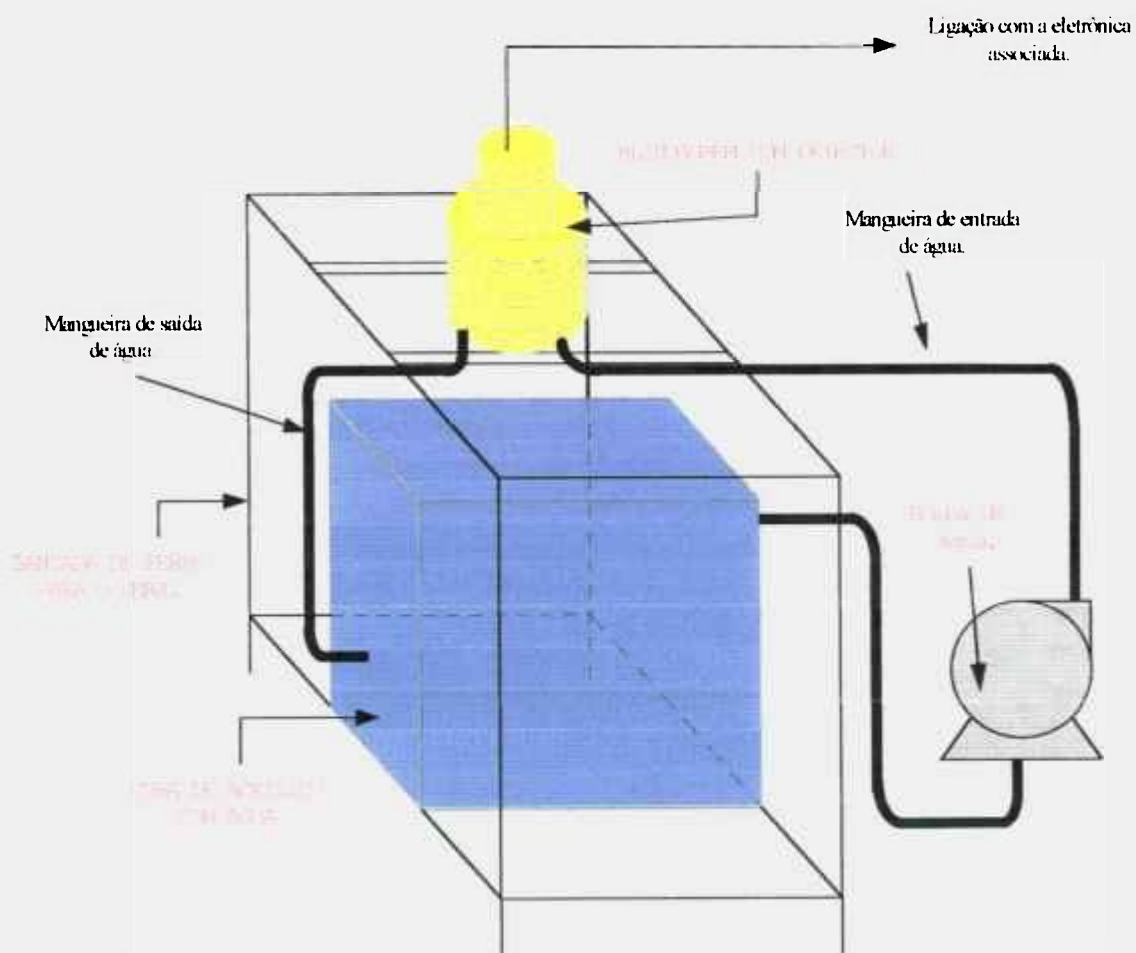


Figura 3.3 - “Croqui” do projeto da bancada construída para manter a câmara de detecção contendo o detetor, envolta pela blindagem de chumbo.

Para a realização dos itens b.1 e b.2, foram utilizadas 03 fontes radioativas líquidas (^{131}I , ^{137}Cs , ^{60}Co), e também foi utilizada amostra de água do mar coletada na cidade de São Sebastião.

Como se trata de um desenvolvimento em laboratório e principalmente para se evitar disseminação de contaminação, o procedimento para a realização dos itens b.1 e b.2, foi de utilizar somente a câmara de detecção, onde foi adicionada 0,6 l de água do mar (não sendo, portanto, utilizado todo o sistema de circulação de água).

Feito isto foi verificado o nível de contagens de background. Em seguida foram então pipetados de 0,1 ml em 0,1 ml, para cada fonte radioativa líquida, sendo realizada 01 medida de 01 hora de duração, para cada medida de 0,1 mL de fonte líquida acrescentada na câmara de detecção.

Após a realização das medidas com cada fonte líquida o sistema de detecção (composto pela câmara de detecção e o próprio detetor cintilador plástico) foi então desmontado e devidamente descontaminado sendo então realizada nova medida do nível de background (BG).

Todos os dados obtidos com estes experimentos bem como as atividades das fontes radioativas utilizadas encontram-se no item 4.1.

3.2 Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total

Pelo fato da câmara de ionização descrita na bibliografia /11/ (apesar do título apresentá-la para monitoração ambiental, o autor nos declarou ser uma câmara de ionização para níveis ocupacionais também, fabricada no IPEN/CNEN-SP) possuir uma ampla faixa de operação linear /27 e 28/, que permite a utilização a partir de 0,5 $\mu\text{Sv/h}$ até 1,0 Sv/h /11/ (para medidas de radiação gama 0,5 $\mu\text{Gy/h}$ até 1,0 Gy/h), em instalações nucleares com diferentes níveis de radioatividade, foi decidido pela utilização deste detetor neste sistema de monitoração de radiação em embarcações, no itens de taxa de dose e dose total.

Na construção desta câmara de ionização /11/ foram considerados alguns requisitos principais, dentre os quais podemos citar: alta sensibilidade à radiação, linearidade de resposta em toda a faixa de medição, estabilidade de calibração por longo período de uso sob condições normais de operação (fator relevante para o sistema em desenvolvimento), modelo compacto e com tensão de saturação baixa.

De acordo com as bibliografias /11 e 13/ descrevemos abaixo as características principais desta câmara de ionização (mostrada na figura 3.4):

. DIMENSIONAL:

Diâmetro Externo	:	51 mm
Comprimento Total	:	318 mm
Comprimento Sensível	:	215 mm
Volume Sensível	:	326 cm ³

. MATERIAIS:

Corpo	:	Aço Inox AISI 304
Eletrodo de Sinal	:	Aço Inox AISI 304
Eletrodo de Alta Tensão	:	Aço Inox AISI 304
Isoladores	:	Teflon
Conectores Internos	:	Alumina/Kovar
Conectores Externos	:	Latão niquelado/PTFE

. GÁS DE ENCHIMENTO:

Natureza	:	Argônio UP
Pressão	:	0,5 MPa

. ELETRÔNICAS E ELÉTRICAS:

Tensão de Alimentação : 500 à 1000 V_{DC}

Tensão de Operação : 800 V_{DC}

Corrente de BG : $< 3 \times 10^{-14}$ A

Aproveitamos, também para levantar dados experimentais à respeito desta câmara, para futura comparação com os dados obtidos neste trabalho. Estes dados estão descritos nas bibliografias /17 e 18/.

Para operação desta câmara utilizou-se também, conforme o sistema de detecção níveis de contaminação radioativa na água, uma eletrônica associada composta por equipamentos modulares e totalmente nacionalizada. A eletrônica utilizada foi:

i.I) Bastidor Bin, marca MICRONAL, mod.: 1021A;

i.II) Fonte de Alta Tensão, marca MICRONAL, mod.: 1023A;

i.III) Medidor de Corrente Linear, marca IEN, mod.: 9116;

i.III) Eletrômetro - marca KEITHEY - mod.: 617 (2° item importado de todo o sistema).

Observa-se ainda que a câmara de ionização foi emprestada pelo setor TE do IPEN/CNEN-SP /17/.

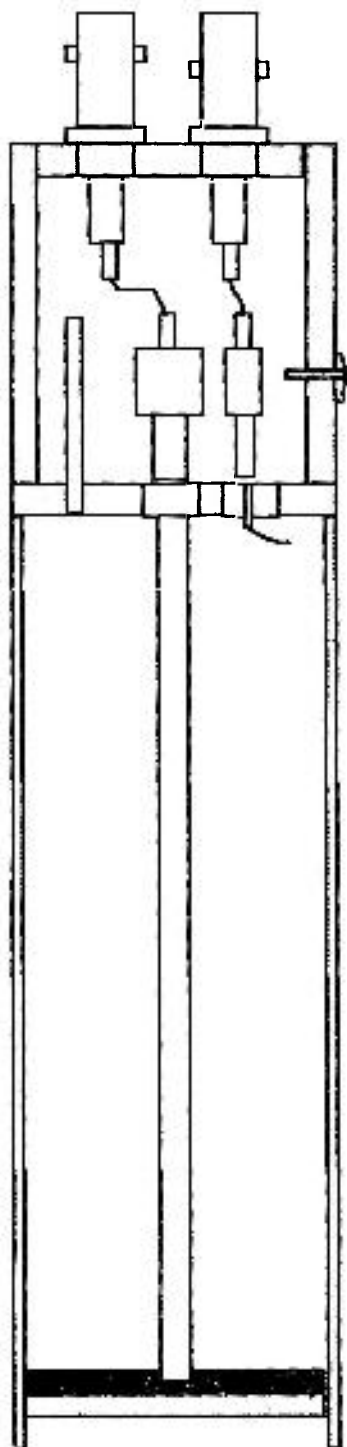


Figura 3.4 - Croqui do projeto da câmara de ionização a ser utilizada nesta pesquisa.

Com a câmara foram realizados os seguintes testes no Laboratório de Calibração do IPEN/CNEN - SP:

- a) Determinação do valor da tensão de operação na faixa citada pelo fabricante;
- b) Variação da resposta da câmara em função da energia (^{60}Co e ^{137}Cs);
- c) Obtenção das curvas de calibração, para serem colocadas no software, em função da tensão (DC) de saída do eletrômetro.

Para a realização destes testes utilizou-se a seguinte instrumentação:

- I. Bastidor Bin, marca MICRONAL, mod.: 1021A;
- II. Fonte de Alta Tensão, marca MICRONAL, mod.: 1023A;
- III. Medidor de Corrente Linear, marca IEN, mod.: 9116;
- IV. Eletrômetro - marca KEITHEY - mod.: 617 (2º item importado de todo o sistema);
- V. Multímetro HP, mod.:3468A (para medida da tensão de saída do eletrômetro e módulo de corrente)
- VI. Cabos e conectores;
- VII. Fontes radioativas utilizadas para calibração (pertencentes ao Laboratório de Calibração de Detetores do IPEN/CNEN-SP). Estas fontes são anualmente calibradas junto ao IRD/CNEN-RJ (Instituto de Radioproteção e Dosimetria), e partir desta calibração em atividade, é então elaborada, (utilizando-se o valor de atividade de cada fonte) uma listagem, anual, contendo o valor da taxa de dose em

função da distância. A partir desta listagem foram escolhidos os valores de taxa de dose utilizados neste experimento.

- a) ^{60}Co , atividade: 0,066 mCi;
- b) ^{60}Co , atividade: 0,809 mCi;
- c) ^{60}Co , atividade: 14,145 mCi;
- d) ^{60}Co , atividade: 80,701 mCi;
- e) ^{60}Co , atividade: 3291,172 mCi;
- f) ^{137}Cs , atividade: 52,076 mCi;

Para cada fonte radioativa, foram escolhidas algumas taxas de doses em função da distância (conforme explicado no item VII), sendo realizadas dez medidas em corrente e dez medidas em tensão (na saída do eletrômetro e no medidor de corrente linear), isto para cada valor de taxa de dose, perfazendo um total de 4800 medidas.

Os resultados correspondentes aos valores médios e seus respectivos erros percentuais, destes experimentos estão descritos no item 4.2.

3.3 Software de Aquisição de Dados

Também foi desenvolvido um programa de computador que será utilizado para aquisição de dados de todo o sistema de detecção projetado /29/.

Para podermos desenvolver este programa fez-se necessário o emprego de um moderno microcomputador para se atuar com “software”, tipo “LABWINDOWS”. Pretende-se com este programa não só coletar dados, mas principalmente trabalhar com os

mesmos, de tal forma, a se diminuir a quantidade de módulos na eletrônica associada e principalmente erros de leitura.

Sendo assim, montou-se o programa, tendo como objetivo que o mesmo, por exemplo no caso de dose total, possa coletar dados, durante um certo período determinado pelo operador (em algum detetor), a fim de registrar a dose total acumulada, com maior exatidão possível, sendo portanto necessário a calibração da câmara de ionização (conforme descrito no item 3.2).

Como forma de otimização elaborou-se o programa de forma que a resposta de dose total acumulada e taxa de dose fossem obtidas através da resposta da mesma câmara de ionização.

O programa possui janelas contendo “bargraphs”, visores de leitura digital, para se verificar na tela de um computador do PC, as doses totais acumuladas, taxas de doses, níveis de contaminação radioativa na água do mar.

Outro ponto importante é que todos os dados poderão ser armazenados em disquetes para futuros estudos e pesquisas, bem como são impressos a cada 10 s de medida, podendo ser ajustado para um tempo maior quando de registros de níveis de background (BG). Pode-se também colocar este computador em rede com outros da embarcação, com o intuito de se visualizar em qualquer ponto da embarcação, históricos de dose total, taxas de dose e níveis de contaminação radioativa na água do mar.

Além disto, este programa necessitou de placas de aquisição de dados que será colocada na CPU. Apesar destas placas serem importadas, elas são facilmente encontradas no mercado nacional e de baixo custo e as que foram utilizadas nesta dissertação foram cedidas pelo LABTERMO/CTMSP.

Um dado importante deste programa é que existe uma tela, chamada daqui por diante de tela secundária, aonde é possível serem alterados os dados de calibração das câmaras de ionização bem como o fator de eficiência do sistema de medida de água do mar, além do limites de medidas para alarme, respectivamente operacional e máximo. Para um

melhor controle e segurança, todos estes parâmetros somente serão alterados com uma senha que será de conhecimento somente do responsável pelo sistema.

Um das inovações deste sistema é que pode-se saber se as medidas estão estáveis, ou apresentam um comportamento crescente ou decrescente, ou seja, é possível saber se a embarcação está entrando em uma área com nível de dose, taxa de dose ou atividade radioativa maior, ou menor, permitindo com isto se desviar a rota da embarcação para a preservação da saúde dos seus ocupantes, além do bom estado da embarcação.

Nas telas de medida de taxa de dose foram colocados os visores de medida digital que permite verificar os níveis de dose naquele período estabelecido pelo operador.

Outro item importante é que, conforme se vai aumentando o nível de dose e esta atinge o nível ocupacional (de alerta), o bargraph fica amarelo indicando que já foi atingido nível de 3/10 do nível anual dos limites para trabalhadores (indivíduos que possuem controle radiológico) para aquele período medido, valendo a mesma coisa para o nível máximo, só que o bargraph fica vermelho, indicando que se atingiu o limite para trabalhadores. Quando os níveis estão dentro dos limites estabelecidos pelas normas, no caso do Brasil a norma CNEN 3.01, o bargraph fica da cor verde.

No sistema de medida da atividade de água o sistema irá permitir um controle automático, aonde o operador somente utilizando o "mouse", aciona o sistema de contagem, ou seja, a água contida na câmara de detecção será analisada e após o término da contagem, a água será liberada, ficando o sistema disponível para um novo comando e reiniciar o processo.

Na tela principal também pode-se visualizar dois gráficos, um para o sistema de medida de taxa de dose e outro para medida de atividade radioativa na água do mar. Com estes gráficos é possível uma melhor visualização da situação, permitindo um controle visual dos níveis pelo operador, podendo com isto controlar o tempo de medida do sistema, o qual pode ser feito na tela principal.

Foi também preparado um simulador aonde é possível treinar os operadores, seguindo o modelo original da tela principal e secundária. Este simulador não só pode ser utilizado no treinamento para condições normais bem como, para simular situações de acidente e com isto um treinamento para ações de emergência.

Como pode-se observar trata-se de um programa com bastante alternativas, possibilitando o controle e análise de dados de todo o sistema detetor. Procurou-se também facilitar a sua operação.

Os resultados deste item, que são as fotografias de todas as possíveis telas, descritas acima, estão relacionadas no item 4.3.

4.1 Sistema de Medida de Água

4.1.1 Determinação da tensão de operação do sistema

Na tabela 4.1.1 são registrados os valores médios para cada valor de alta tensão, bem como os respectivos erros (em contagem). Vale ainda ressaltar (conforme descrito no item 3.1) que este teste foi realizado com fonte radioativa sólida, emissora gama ^{137}Cs , colocada aproximadamente no centro do comprimento do plástico cintilador. Na figura 4.1.1 estão representados graficamente os dados da tabela 4.1.1.

<i>ALTA-TENSÃO (V)</i>	<i>VALORES DAS CONTAGENS (cps)</i>	<i>ALTA-TENSÃO (V)</i>	<i>VALORES DAS CONTAGENS (cps)</i>
700	$3,0\text{E}0 \pm 2,0\text{E}0$	1100	$26,3\text{E}3 \pm 1,6\text{E}2$
750	$1,9\text{E}2 \pm 1,4\text{E}1$	1150	$27,4\text{E}3 \pm 1,7\text{E}2$
800	$3,9\text{E}3 \pm 6,0\text{E}1$	1200	$28,3\text{E}3 \pm 1,7\text{E}2$
850	$12,7\text{E}3 \pm 1,1\text{E}2$	1250	$28,9\text{E}3 \pm 1,7\text{E}2$
900	$17,7\text{E}3 \pm 1,3\text{E}2$	1300	$29,5\text{E}3 \pm 1,7\text{E}2$
950	$21,0\text{E}3 \pm 1,5\text{E}2$	1350	$30,0\text{E}3 \pm 1,7\text{E}2$
1000	$23,4\text{E}3 \pm 1,5\text{E}2$	1400	$31,4\text{E}3 \pm 1,8\text{E}2$
1050	$25,0\text{E}3 \pm 1,6\text{E}2$	1450	$33,4\text{E}3 \pm 1,8\text{E}2$

TABELA 4.1.1 - Valores médios das medidas para determinação do valor de tensão de operação do detetor.

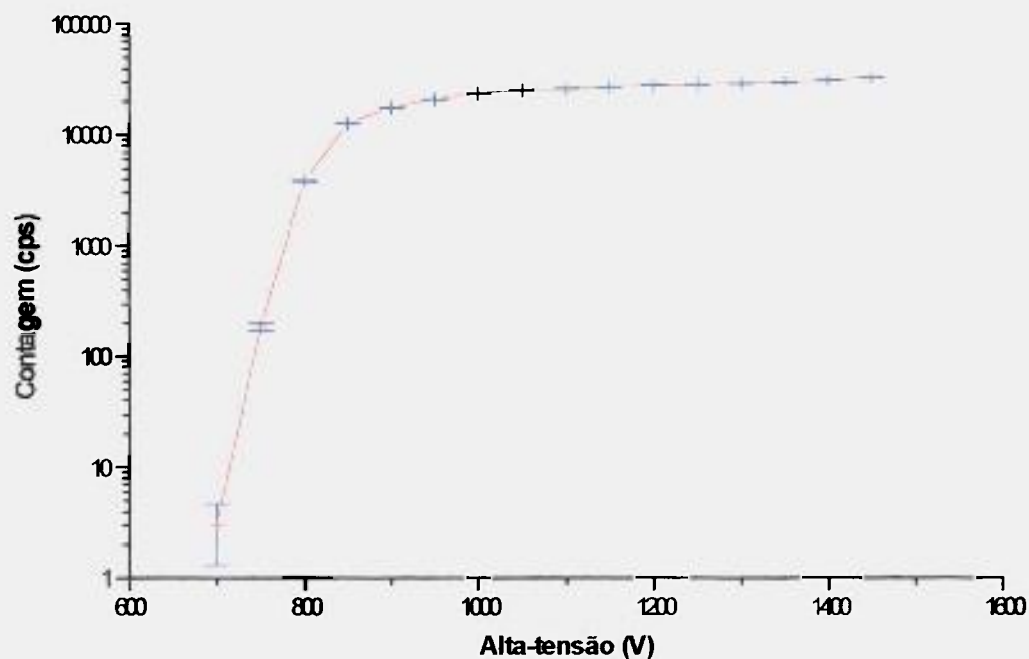


Figura 4.1.1 - Gráfico da variação da alta tensão, para determinação do melhor valor de operação do sistema de medida de atividade radioativa contida na água.

Destes resultados foi determinada a melhor tensão de operação do sistema:

$$\mathbf{HV = 1300\ v}$$

Como pode-se observar na figura 4.1.1, o patamar se encontra entre 1100 e 1400 V, sendo portanto escolhido os 1300 V, ressaltando que esta é a tensão de operação recomendada pelo fabricante da fotomultiplicadora

4.1.2 Variação da Eficiência em Função da Energia da Radiação Gama

Na tabela 4.1.2 estão relacionados os radionuclídeos utilizados neste experimento com os seus respectivos valores médios da eficiência do sistema em função da energia da radiação gama. Na figura 4.1.2 os dados da tabela 4.1.2 são apresentados os valores da eficiência relativa /30/ em função da variação energética da radiação gama.

RADIONUCLÍDEOS	ENERGIA (keV)	EFICIÊNCIA RELATIVA (%)
^{241}Am	59,5	$31,8 \pm 1,3$
^{57}Co	129,3	$27,6 \pm 1,1$
^{203}Hg	279,2	$24,8 \pm 1,0$
^{137}Cs	661,6	$21,5 \pm 0,9$
^{54}Mn	834,8	$19,0 \pm 1,1$
^{60}Co	1252,8*	$13,2 \pm 0,5$

Obs.: (*) Energia média de (1,17 + 1,33) MeV.

TABELA 4.1.2 - Eficiência do Sistema para várias energias da radiação gama.

Conforme observado, na figura 4.1.2, a eficiência decresce com o aumento da energia da radiação gama. Podemos dizer que este decréscimo apresenta duas partes distintas.

A primeira compreendida entre 59,5 keV e 129,3 keV, na qual ocorre uma queda acentuada da eficiência, indicando que partir da radiação gama próxima de 120 keV, parte desta não consegue ser totalmente depositada no cristal.

Na segunda parte da curva, compreendida entre 129,3 keV e acima de 1250 keV, pode-se observar que a eficiência sofre uma queda linear com o aumento da energia gama. A medida que a radiação gama é mais energética, maiores são as probabilidades dela não interagir com o detetor, ocasionando portanto a perda da eficiência de detecção.

Pode-se observar também, que a curva da variação da eficiência em função da energia para este detector é muito semelhante a curva obtida para o detector do tipo NaI(Tl), apresentada na referência /31/.

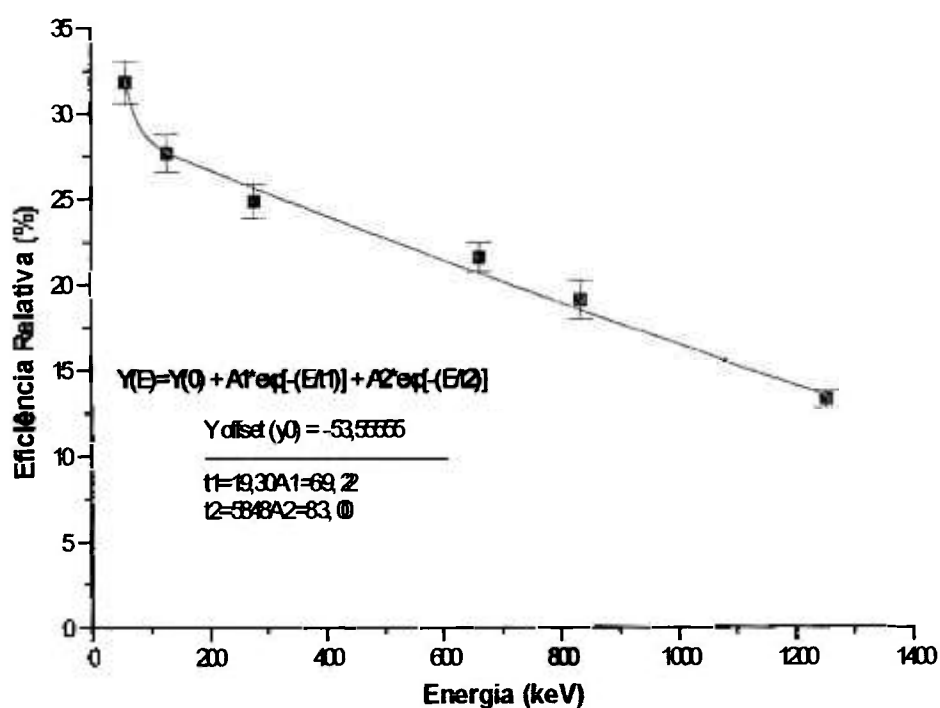


Figura 4.1.2 - Variação da Eficiência relativa em função da variação energética da radiação gama.

Abaixo escrevemos a curva de ajuste para a determinação da eficiência do detector em função da energia gama:

$$y(E) = y(0) + (A1)x[\exp(E/t1)] + (A2)x[\exp(E/t2)]$$

onde:

$$y(0) = - 53,6\%;$$

$$A1 = 69,2;$$

$$A2 = 83,0;$$

$$t1 = 19,3;$$

$$t2 = 5848,0.$$

4.1.3 Determinação da Sensibilidade Gama em Função da Energia (Fontes Líquidas):

Para a determinação da sensibilidade gama, foi realizado o experimento descrito no item 3.1, sendo utilizado três fontes radioativas líquidas (^{131}I , ^{60}Co e ^{137}Cs). Os resultados estão representados na tabela 4.1.3.

RADIONUCLÍDEOS	ENERGIA (keV)	SENSIBILIDADE (Bq/cm ³)
^{131}I	362,0	(4,13E-2 ± 4,13E-4)
^{137}Cs	661,6	(6,02E-2 ± 2,89E-3)
^{60}Co	1252,8*	(9,80E-2 ± 5,88E-4)

Tabela 4.1.3 - Sensibilidade do detector cintilador plástico em função da radiação gama.

Com base nestes dados foi então construída a (figura 4.1.3) mostrando o gráfico da variação da sensibilidade em função da energia gama.

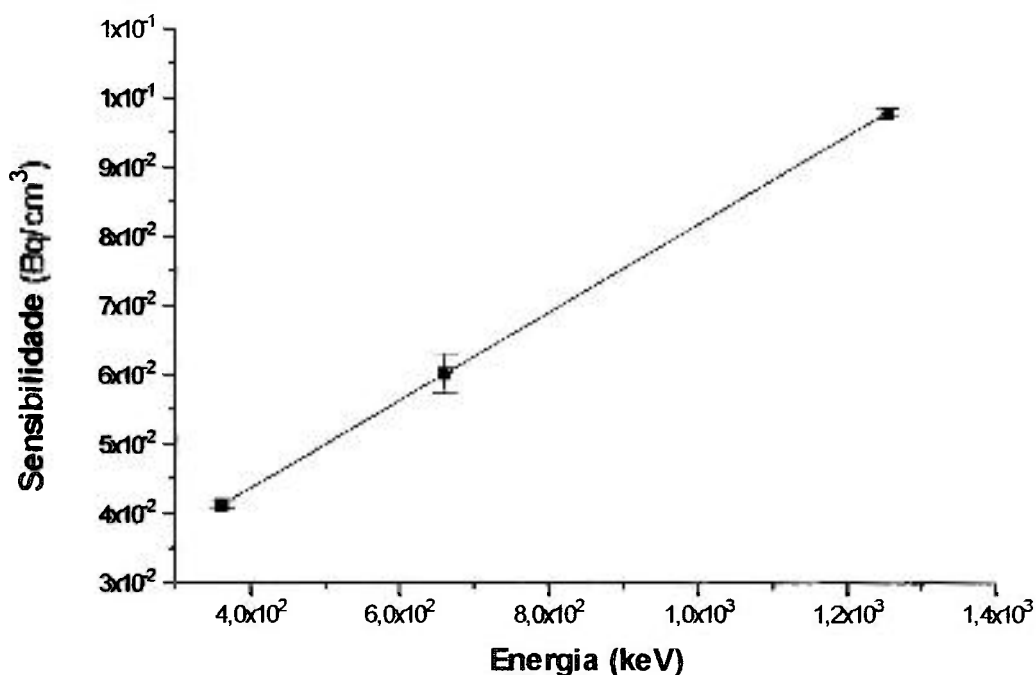


Figura 4.1.3 - Variação da Sensibilidade em função da variação energética da radiação gama.

Como pode ser observado a sensibilidade de detecção varia proporcionalmente com a energia, ou seja, de acordo com o aumento da energia da radiação maior a sua sensibilidade, logo a concentração de material radioativo deve ser maior para ser distinguível do valor de background (BG). A explicação deste comportamento está relacionado com a blindagem do material radioativo diluído na água do mar, ou seja, é necessário maior quantidade de material radioativo para poder sensibilizar o detetor.

4.1.4 Determinação da Eficiência em Função da Energia (Fontes Líquidas):

Para a determinação da eficiência utilizando fontes radioativas líquidas (^{131}I , ^{60}Co e ^{137}Cs), foi realizado o experimento descrito no item 3.1 e os resultados estão representados na tabela 4.1.4.

RADIONUCLÍDEOS	ENERGIA (keV)	EFICIÊNCIA (%)
^{131}I	362,0	(89,4 ± 0,9)
^{137}Cs	661,6	(78,4 ± 3,8)
^{60}Co	1252,8*	(48,1 ± 0,3)

Obs.: (*) Energia média de (1,17 + 1,33) MeV.

TABELA 4.1.4 - Eficiência do sistema para algumas energias da radiação gama, utilizando-se fontes líquidas.

A partir destes valores construiu-se a figura 4.1.4, na forma gráfica mostrando a variação da eficiência gama, utilizando-se fontes líquidas, em função da variação da energia da radiação gama.

Como pode-se observar, o valor da eficiência, variou linearmente com a variação da radiação gama, utilizando fontes líquidas. Se compararmos as eficiências medidas, para cada radionuclídeo, entre as fontes radioativas líquidas e sólidas, estas últimas representam cerca de 27,4% das eficiências obtidas com fontes líquidas, sendo isto explicado, pelo fator geométrico, que neste último caso tem pouca influência, já que o detetor está totalmente submerso.

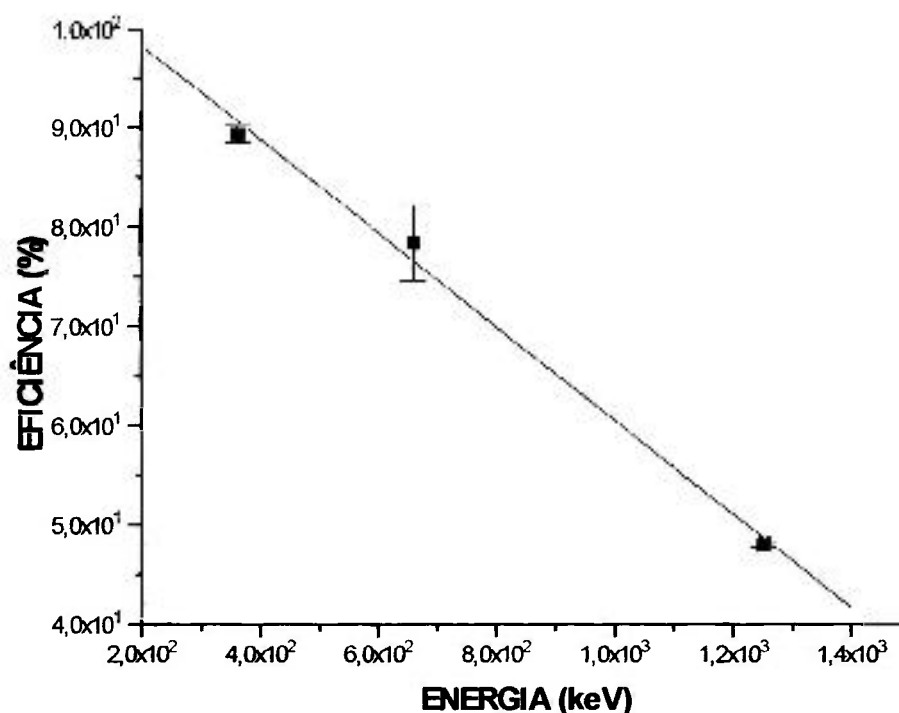


Figura 4.1.4 - Variação da Eficiência em função da variação energética da radiação gama, utilizando fontes radioativas líquidas.

A curva de ajuste para este gráfico é: $Y = A + B * X$

onde: $A = 107,7 \pm 3\%$ e $B = - 0,047 \pm 1\%$

4.2 Sistema de Medida de Taxa de Dose e Dose Total

4.2.1 Determinação da Tensão de Operação

Na tabela 4.2.1 estão apresentados os valores médios de resposta da câmara de ionização em termos de corrente (pA) em função da variação de tensão e variação da taxa de dose. Na figura 4.2.1 são apresentados os gráficos dos resultados presentes.

Através dos gráficos da figura 4.2.1 foi determinada a tensão de operação da câmara de ionização, a qual foi a mesma determinada pelo fabricante/11/:

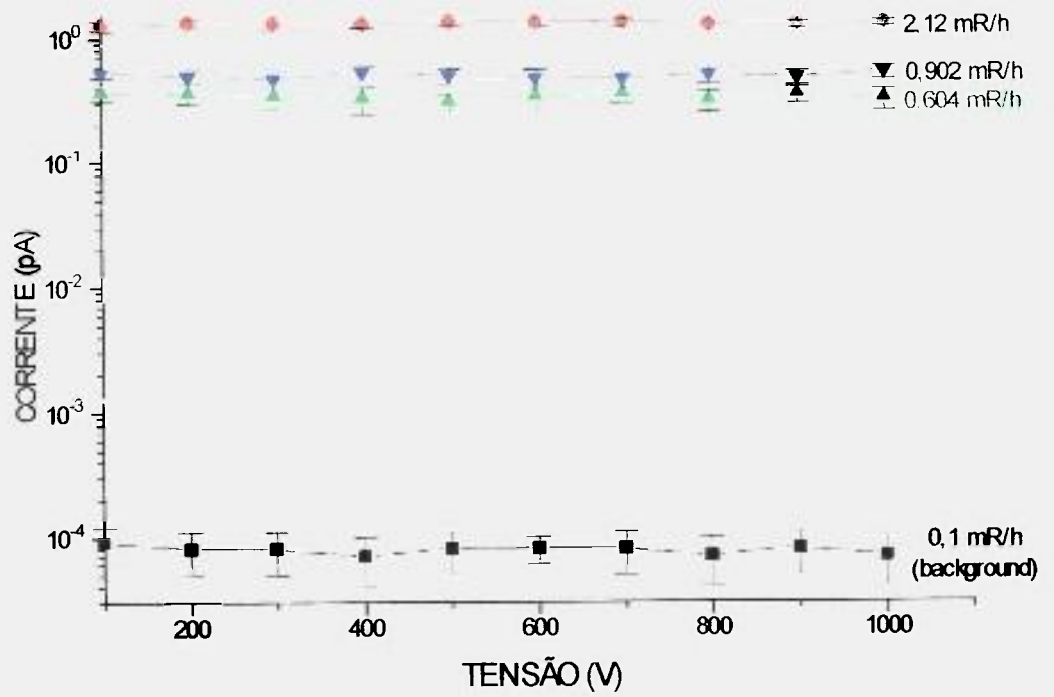
HV = 800 V

Tensão (V)	Corrente (pA)											
	Background		2,12 mR/h		0.604 mR/h		0.902 mR/h		5.11 mR/h		8.3 mR/h	
	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro
100	9.0E-5	3.0E-5	1.3E0	9.7E-2	3.6E-1	5.2E-2	5.3E-1	4.8E-2	2.6E0	9.5E-2	5.1E0	1.2E-1
200	8.0E-5	3.0E-5	1.3E0	9.2E-2	3.5E-1	5.3E-2	4.9E-1	5.7E-2	2.6E0	1.2E-1	5.1E0	1.2E-1
300	8.0E-5	3.0E-5	1.3E0	9.9E-2	3.3E-1	6.8E-2	4.7E-1	6.8E-2	2.6E0	1.1E-1	4.9E0	1.5E-1
400	7.0E-5	3.0E-5	1.3E0	8.2E-2	3.2E-1	7.9E-2	5.3E-1	6.8E-2	2.6E0	1.2E-1	5.2E0	1.6E-1
500	8.0E-5	3.0E-5	1.4E0	8.5E-2	3E-1	4.7E-2	5.0E-1	6.7E-2	2.5E0	1.0E-1	5.0E0	1.0E-1
600	8.0E-5	2.0E-5	1.3E0	9.5E-2	3.3E-1	6.8E-2	4.8E-1	7.9E-2	2.7E0	9.7E-2	5.0E0	1.9E-1
700	8.0E-5	3.0E-5	1.3E0	8.4E-2	3.5E-1	5.3E-2	4.7E-1	6.8E-2	2.6E0	1.5E-1	5.0E0	1.3E-1
800	7.0E-5	3.0E-5	1.3E0	8.8E-2	3.1E-1	5.7E-2	5.1E-1	7.4E-2	2.6E0	1.5E-1	5.0E0	1.8E-1
900	8.0E-5	3.0E-5	1.3E0	6.8E-2	3.5E-1	5.3E-2	4.8E-1	6.3E-2	2.6E0	1.2E-1	5.1E0	1.7E-1
1000	7.0E-5	3.0E-5	1.3E0	7.4E-2	3.2E-1	6.4E-2	5.3E-1	6.8E-2	2.6E0	1.4E-1	5.1E0	2.8E-1

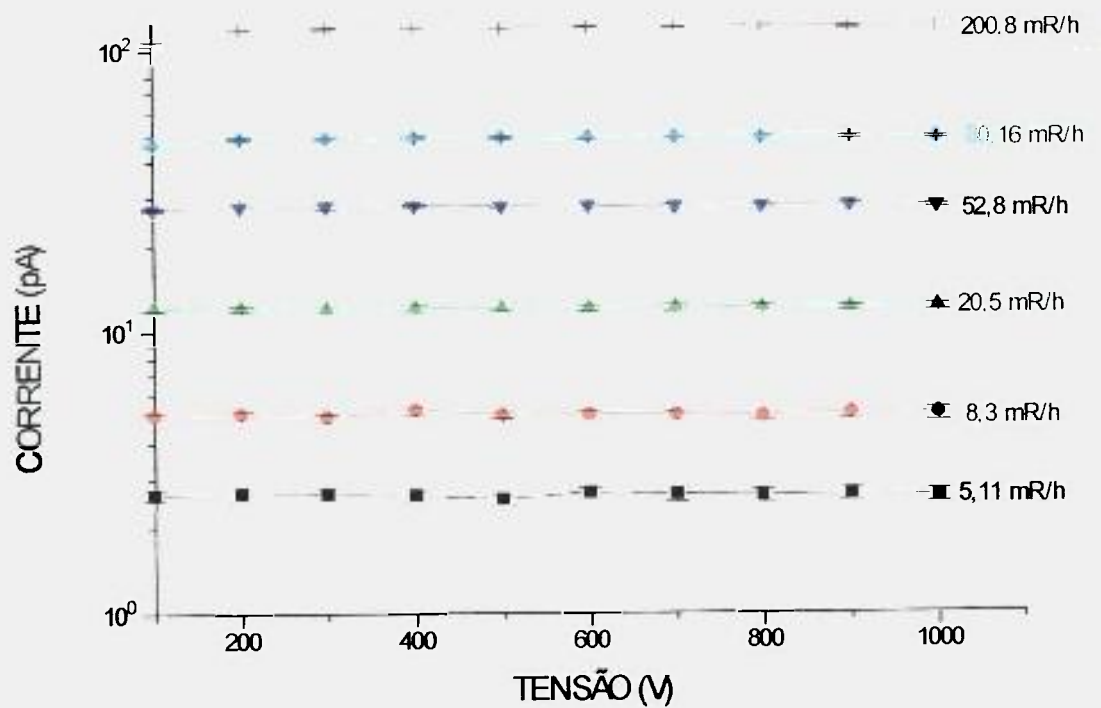
Tensão (V)	Corrente (pA)											
	20,5 mR/h		52,8 mR/h		80,16 mR/h		200,8 mR/h		500,45 mR/h		802,89 mR/h	
	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro
100	1.2E1	1.8E-1	2.7E1	3.0E-1	4.7E1	5.0E-1	1.1E2	1.9E0	2.3E2	8.2E-1	3.3E2	8.2E-1
200	1.2E1	2.4E-1	2.8E1	2.5E-1	4.9E1	4.1E-1	1.2E2	7.9E-1	2.7E2	9.5E-1	4.2E2	1.1E0
300	1.2E1	1.2E-1	2.8E1	4.6E-1	4.9E1	4.9E-1	1.2E2	8.2E-1	2.8E2	1.2E0	4.2E2	3.2E0
400	1.2E1	3.1E-1	2.8E1	1.8E-1	4.9E1	5.1E-1	1.2E2	8.7E-1	2.8E2	1.4E0	4.3E2	1.2E0
500	1.2E1	2.0E-1	2.8E1	2.4E-1	4.9E1	4.7E-1	1.2E2	7.2E-1	2.8E2	1.5E0	4.2E2	1.5E0
600	1.2E1	2.6E-1	2.8E1	3.0E-1	4.9E1	4.8E-1	1.2E2	7.1E-1	2.8E2	1.5E0	4.3E2	1.6E0
700	1.2E1	3.4E-1	2.8E1	7.0E-1	4.9E1	2.8E-1	1.2E2	7.0E-1	2.8E2	1.5E0	4.3E2	2.3E0
800	1.2E1	3.0E-1	2.8E1	4.6E-1	4.8E1	6.1E-1	1.2E2	7.0E-1	2.8E2	1.6E0	4.3E2	1.6E0
900	1.2E1	2.5E-1	2.8E1	3.3E-1	4.9E1	5.4E-1	1.2E2	8.5E-1	2.8E2	1.3E0	4.3E2	1.5E0
1000	1.2E1	3.6E-1	2.8E1	3.4E-1	4.9E1	5.4E-1	1.2E2	8.3E-1	2.8E2	1.8E0	4.3E2	1.9E0

Tensão (V)	Corrente (pA)											
	1006,49 mR/h		2576,46 mR/h		5,3E3 mR/h		10,10E3 mR/h		25,62E3 mR/h		51,74E3 mR/h	
	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro	Leit.	Erro
100	4.4E2	2.9E0	7.5E2	1.5E0	1.1E3	0	1.6E3	5.2E0	2.0E3	5.2E0	2.4E3	0
200	5.7E2	3.7E0	1.3E3	2.5E0	2.0E3	3.2E0	2.9E3	4.2E0	3.7E3	5.2E0	4.3E3	0
300	5.9E2	4.9E0	1.4E3	5.0E0	2.5E3	3.2E0	4.0E3	4.2E0	5.2E3	4.8E0	6.0E3	5.3E0
400	5.9E2	5.0E0	1.4E3	5.7E0	2.6E3	4.2E0	4.7E3	6.8E0	6.4E3	5.3E0	7.5E3	8.2E0
500	5.9E2	5.1E0	1.4E3	5.1E0	2.7E3	7.4E0	5.0E3	8.4E0	7.5E3	5.3E0	9.0E3	6.8E0
600	6.0E2	3.1E0	1.5E3	2.7E0	2.7E3	7.0E0	5.1E3	8.2E0	8.2E3	8.8E0	1.0E4	6.3E0
700	6.0E2	2.7E0	1.5E3	2.4E0	2.7E3	6.8E0	5.2E3	7.4E0	8.4E3	1.2E1	1.1E4	8.5E0
800	6.0E2	2.2E0	1.5E3	3.6E0	2.7E3	7.0E0	5.2E3	10.8E0	8.5E3	8.8E0	1.2E4	8.8E0
900	6.0E2	2.7E0	1.5E3	2.6E0	2.7E3	6.3E0	5.2E3	9.5E0	8.7E3	8.2E0	1.2E4	9.2E0
1000	6.0E2	1.8E0	1.5E3	2.6E0	2.7E3	6.7E0	5.2E3	12.0E0	8.7E3	1.3E1	1.2E4	1.1E1

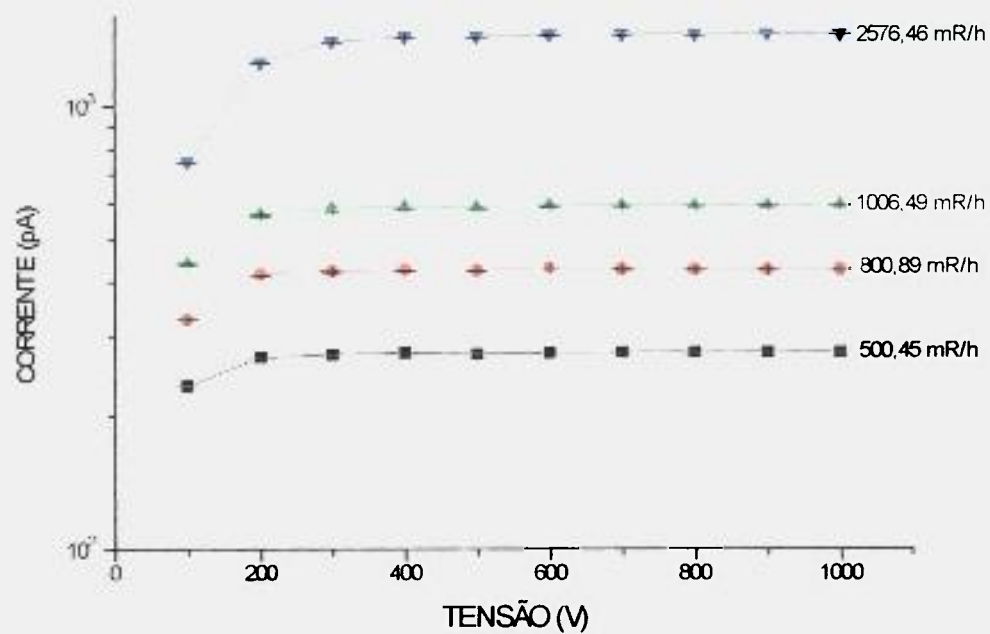
TABELA 4.2.1: Valores Médios em Corrente (pA) em função da Variação da Tensão de Operação, para Determinação da Tensão de Operação da Câmara de Ionização.



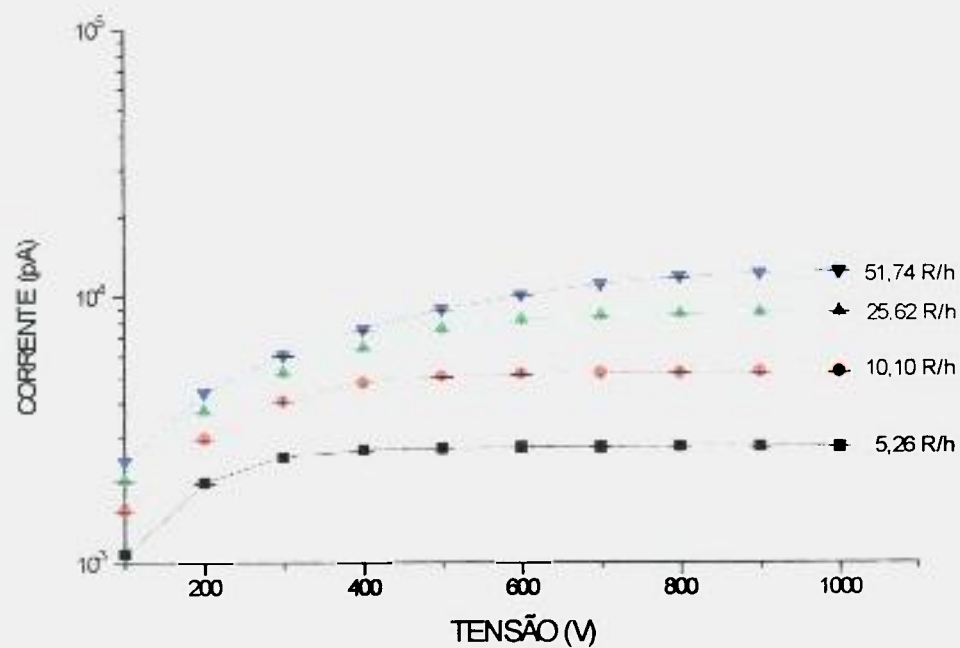
a)



b)



c)



d)

Figura 4.2.1 - Gráficos para Determinação da Variação da Resposta da Câmara de Ionização em Corrente em Função da Variação da Tensão e da Variação da Taxa de Dose.

4.2.2 Variação da Resposta da Câmara em Função da Energia Gama

Na tabela 4.2.2 estão apresentados os valores médios da resposta da câmara de ionização em termos de corrente (pA) em função da taxa de exposição e em função de duas energias gamas distintas provenientes do ^{137}Cs e do ^{60}Co .

Taxa de Exposição (mR/h)	Corrente (pA)			
	^{137}Cs		^{60}Co	
	Leitura	Erro	Leitura	Erro
5	4,3E0	1,8E-1	2,6E0	1,4E-1
51	3,1E1	2,8E-1	2,6E1	4,6E-1
514	2,5E2	7,8E-1	2,8E2	1,5E0

Tabela 4.2.2 - Valores Médios da Corrente em função da Taxa de Exposição para ^{137}Cs e ^{60}Co .

Na figura 4.2.2 estão representados os dados da tabela 4.2.2.

Pode-se observar que a resposta da câmara de ionização para baixas taxas de exposição (até 100 mR/h) é praticamente a mesma independentemente da radiação gama ser do ^{137}Cs ou do ^{60}Co . A partir desta taxa de dose, a câmara mostra maior sensibilidade com a fonte de ^{60}Co chegando a aproximadamente vinte por cento (20%) para taxas de exposição próximas à 500 mR/h, variando muito ao aumentar-se o valor da taxa de exposição. Para baixas doses a resposta praticamente não sofre alterações, com a energia da radiação.

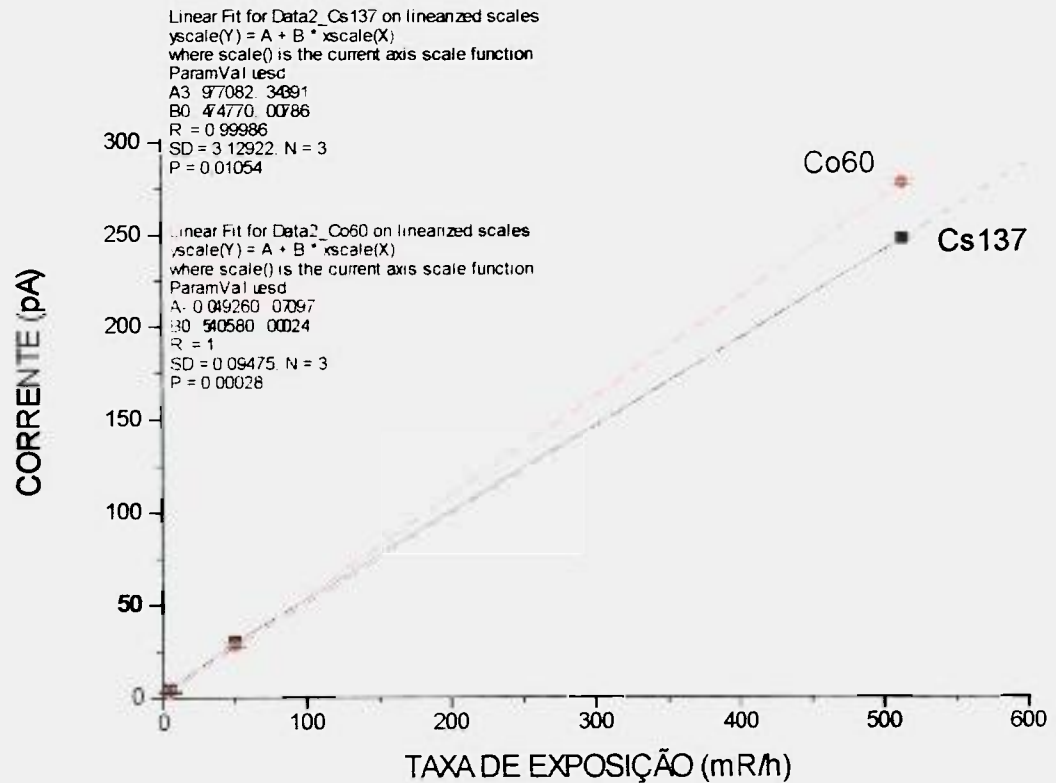


Figura 4.2.2 - Variação da Corrente (pA) em função da Taxa de Exposição com Variação Energética Gama (^{137}Cs e ^{60}Co).

4.2.3 Curvas de Calibração da Câmara e Taxa de Exposição em Função do Sinal de Saída do Eletrômetro (V):

Na tabela 4.2.3 são apresentados os valores médios medidos no eletrômetro através da grandeza tensão em função da taxa de exposição. Utilizando estes valores foram elaborados os gráficos apresentados na figura 4.2.3.

ESCALA 200 pA:

TAXA DE EXPOSIÇÃO (mR/h)	SAÍDA DO ELETRÔMETRO (V)
1,0E-1	7,0E-5
2,1E-1	1,4E-2
6,0E-1	3,6E-3
9,0E-1	5,4E-3
5,1E0	2,6E-2
8,3E0	5,1E-2
2,1E1	1,2E-1
5,3E1	2,8E-1
8,0E1	5,0E-1
2,0E2	1,2E0

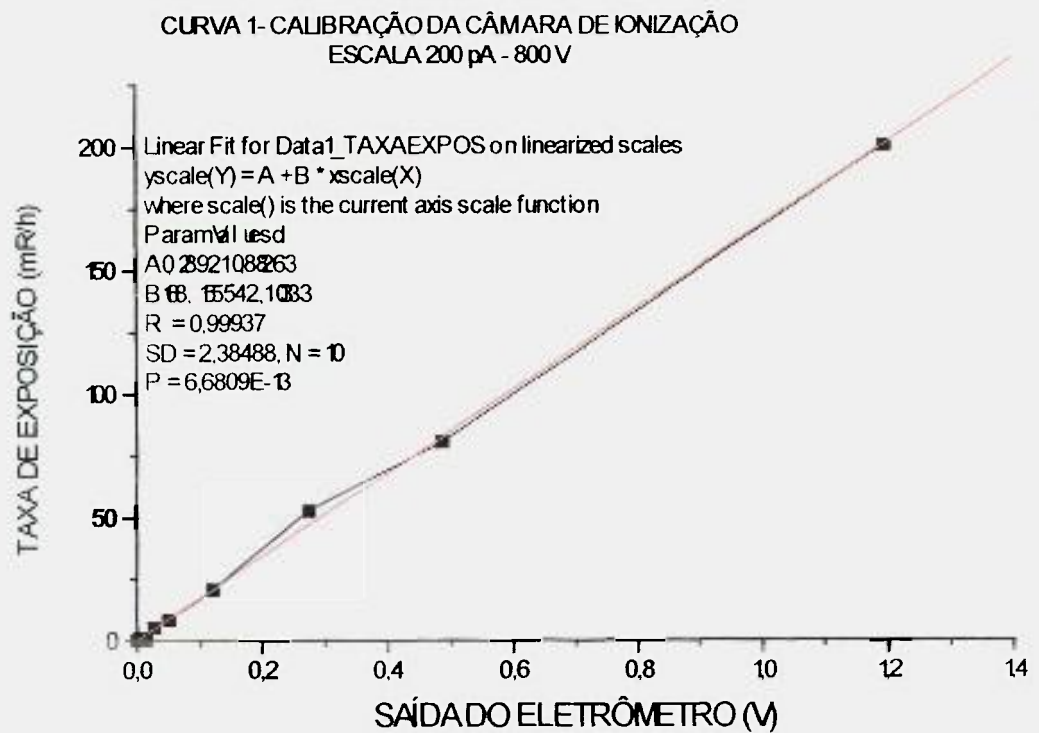
ESCALA 2 K pA:

TAXA DE EXPOSIÇÃO (mR/h)	SAÍDA DO ELETRÔMETRO (V)
5,0E2	2,8E-1
8,0E2	4,3E-1
1,0E3	6,0E-1
2,6E3	1,5E0

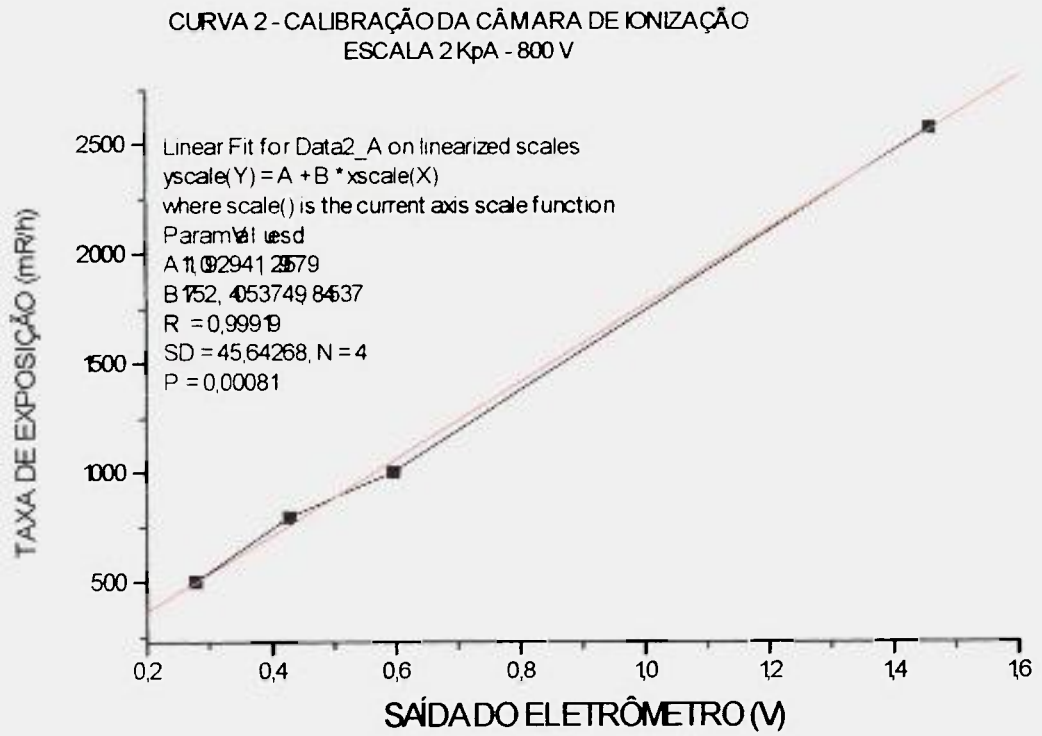
ESCALA 20 nA:

TAXA DE EXPOSIÇÃO (mR/h)	SAÍDA DO ELETRÔMETRO (V)
5,3E3	2,7E-1
1,0E4	5,2E-1
2,6E4	8,5E-1
5,7E4	1,2E0

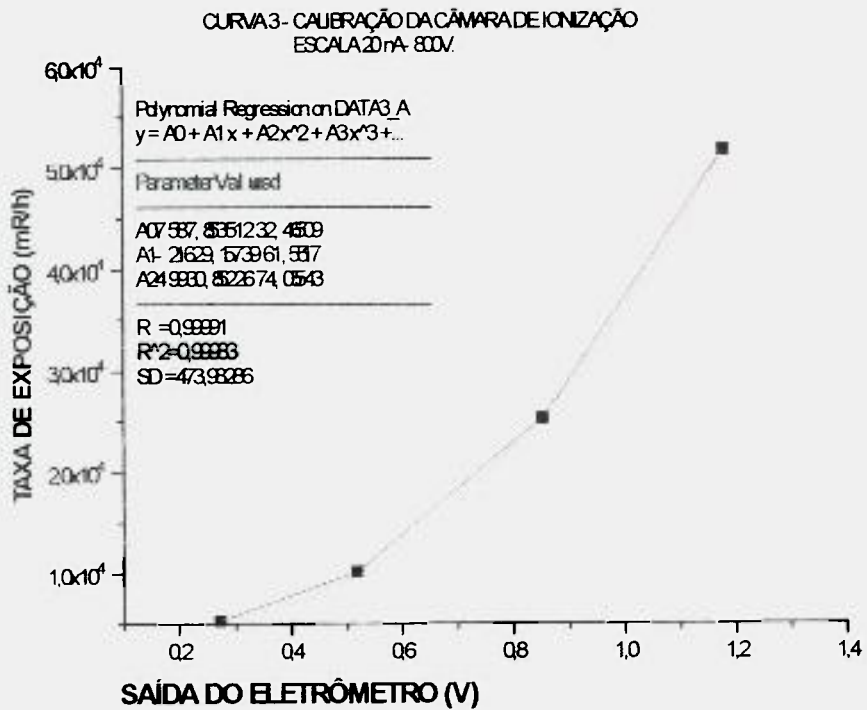
Tabela 4.2.3 - Valores médios da tensão em função da taxa de exposição para a câmara de ionização.



a)



b)



c)

Figura 4.2.3 - Variação da Tensão de Saída na Câmara de Ionização em função da Taxa de Exposição.

As curvas que serão utilizadas no software são:

$$1. y(x) = a + bx \Leftrightarrow y(x) = 0,3 + 168,2x$$

$$2. y(x) = a + bx \Leftrightarrow y(x) = 11,1 + 1752,4x$$

$$3. y(x) = A_0 + A_1x + A_2x^2 \Leftrightarrow y(x) = 7587,9 - 21629,2x + 49920,9x^2$$

4.2.4 Calibração da Dose Total Gama

Serão utilizadas as curvas descritas no item anterior (4.2.3) para a calibração da câmara de ionização para a dose total gama. O resultado “ $y_t(x)$ ” deverá ser dividido por 3600, (para representar o valor da dose a cada segundo) e em seguida multiplicada por “ t ” (que representa o tempo detecção total), ou seja, o programa irá realizar o seguinte cálculo:

$$y_t(x) = \{[y(x)] \cdot [3600]\} / t$$

4.3 Programa para Aquisição e Análise de Dados

Neste item são apresentados as fotografias das telas do microcomputador obtidas ao ser utilizado o programa de aquisição de dados. É importante ressaltar que estas fotografias se referem somente as simulações.

Na figura 4.3.1 temos a fotografia da tela principal, mostrando as quatro janelas superiores com a indicação de Nível de Contagens Normal. Observar, também dentro destas janelas, o “bargraphs”, na cor verde, o qual sinaliza esta condição. Ainda dentro destas janelas pode-se observar a indicação ESTÁVEL, significando que o nível de contagem apresenta pouquíssimas variações temporais. Com esta indicação o operador conclui que a rota atual da embarcação, não está nem entrando e nem saindo de uma área com nível radioativo maior. Se observarmos, as duas janelas abaixo, na do lado esquerdo encontra-se o controle do Sistema de Monitoração de Água, que nesta condição encontra-se em status “Não Contando” (indicado por um ponto vermelho na parte superior da

janela). Já a janela do lado direito é um gráfico indicativo das taxas de dose observadas nas quatro janelas superiores.

Na figura 4.3.2 temos a fotografia da tela principal, mostrando as quatro janelas superiores com a indicação de Nível de Contagens Ocupacional, além dos “bargraphs” na cor amarela, sinalizando a condição de “Alerta”. Ainda nestas janelas, nota-se a indicação SUBINDO, ou seja, a rota da embarcação esta dentro de uma área aonde com o tempo a taxa de dose esta aumentado, necessitando uma possível alteração da sua rota atual. Nas duas janelas abaixo, na do lado esquerdo encontra-se o controle do Sistema de Monitoração de Água, que nesta condição encontra-se em status “Não Contando” (indicado por um ponto vermelho na parte superior da janela). Já a janela do lado direito é um gráfico indicativo das taxas de dose observadas nas quatro janelas superiores.

Na figura 4.3.3 temos a fotografia da tela principal, mostrando as quatro janelas superiores, a indicação de Nível de Contagens Máximo e a indicação dos “bargraphs”, na cor vermelha, o qual sinaliza a condição de PERIGO. Observa-se ainda, a indicação de SUBINDO, ou seja, com esta indicação o operador conclui que na rota atual da embarcação, a leitura encontra-se em uma condição de subida necessitando a alteração da rota. Se observarmos agora, as duas janelas abaixo, na do lado esquerdo encontra-se o controle do Sistema de Monitoração de Água, no status “Não Contando” (após ter realizado uma contagem, vide gráfico inferior desta janela). Já a janela do lado direito é um gráfico indicativo das taxas de dose observadas nas quatro janelas superiores.

Na figura 4.3.4 temos a fotografia da tela principal, indicando nas quatro janelas superiores o Nível de Contagens Ocupacional com os “bargraphs”, na cor amarela, o qual sinaliza a condição de alerta. Ainda dentro destas janelas pode-se observar a indicação ESTÁVEL, ou seja, com esta indicação o operador conclui que na rota atual da embarcação, a leitura encontra-se estável, necessitando um estudo para a alteração da rota, no caso para diminuir a taxa de dose. Se observarmos agora, as duas janelas abaixo, na do lado esquerdo encontra-se o controle do Sistema de Monitoração de Água, que nesta condição encontra-se em status “Contando” (indicado por um ponto verde na parte superior

da janela). Já a janela do lado direito é um gráfico indicativo das taxas de dose observadas nas quatro janelas superiores.

Na figura 4.3.5 temos a fotografia da tela principal, indicando nas quatro janelas superiores os Níveis de Contagens Normal e de Alerta, sinalizados nos “bargraphs”, pelas cores verde e amarelo. Dentro destas condições encontra-se a embarcação entrando ou saindo de uma área com taxas de dose altas. Ainda dentro destas janelas pode-se observar todas as indicações “DESCENDO”, ou seja, com esta indicação o operador conclui que a rota atual da embarcação não necessita ser alterada. Se observarmos agora, as duas janelas abaixo, na do lado esquerdo encontra-se o controle do Sistema de Monitoração de Água, que nesta condição encontra-se em status “Não Contando” (indicado por um ponto vermelho na parte superior da janela). Já a janela do lado direito é um gráfico indicativo das taxas de dose observadas nas quatro janelas superiores.

Na figura 4.3.6 temos a fotografia da tela secundária, onde são inseridos no programa parâmetro das curvas de calibração da câmara de ionização, bem como os do Sistema de Atividade de Água. Mais abaixo, observa-se os locais de alteração dos valores de limites de Alerta e Perigo. O mais importante desta tela encontra-se embaixo, do lado esquerdo, que é a entrada de uma senha, que aceitará as alterações realizada nesta janela, ou seja, só poderão alterar dados nesta tela, pessoas autorizadas que conhecem a senha, sem a qual nada é alterado, permitindo assim que não ocorra problemas com os dados obtidos, bem como a sua confiabilidade.

Existem outras fotografias, mas procurou-se registrar aqui as principais condições encontradas no programa.



Figura 4.3.1 - Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens Normal, Estáveis e com o Sistema de Monitoração de Água não Contando.



Figura 4.3.2 - Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Subindo, e os e com o Sistema de Monitoração de Água não Contando.

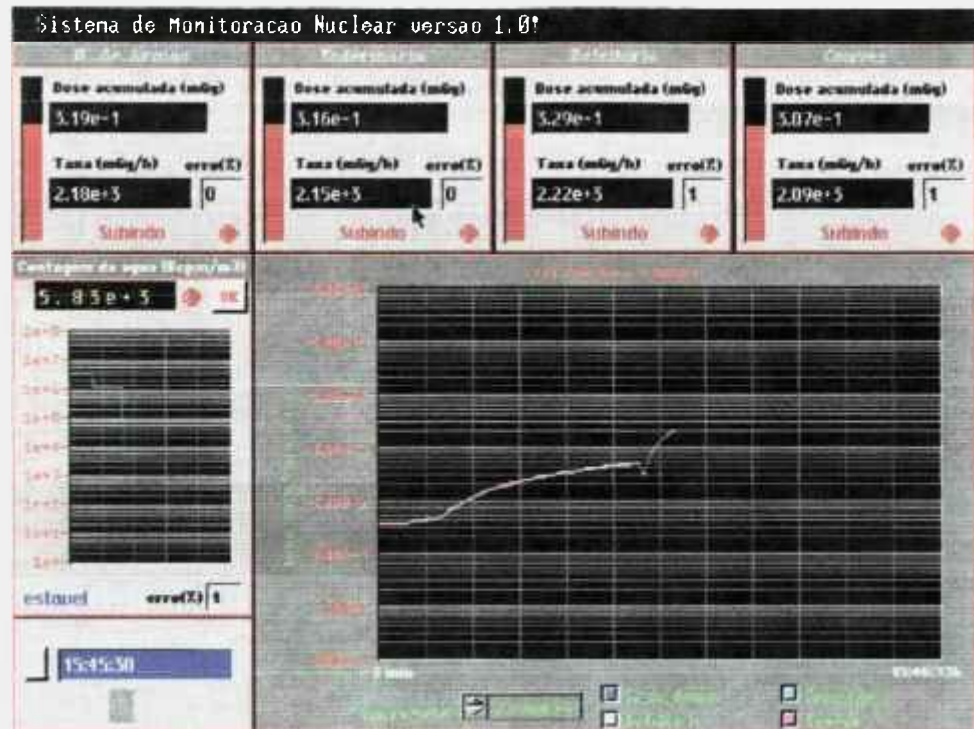


Figura 4.3.3 - Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Máximo (Perigo) (Bargraphs em Vermelho) Subindo, e os e com o Sistema de Monitoração de Água após término de Contagem.

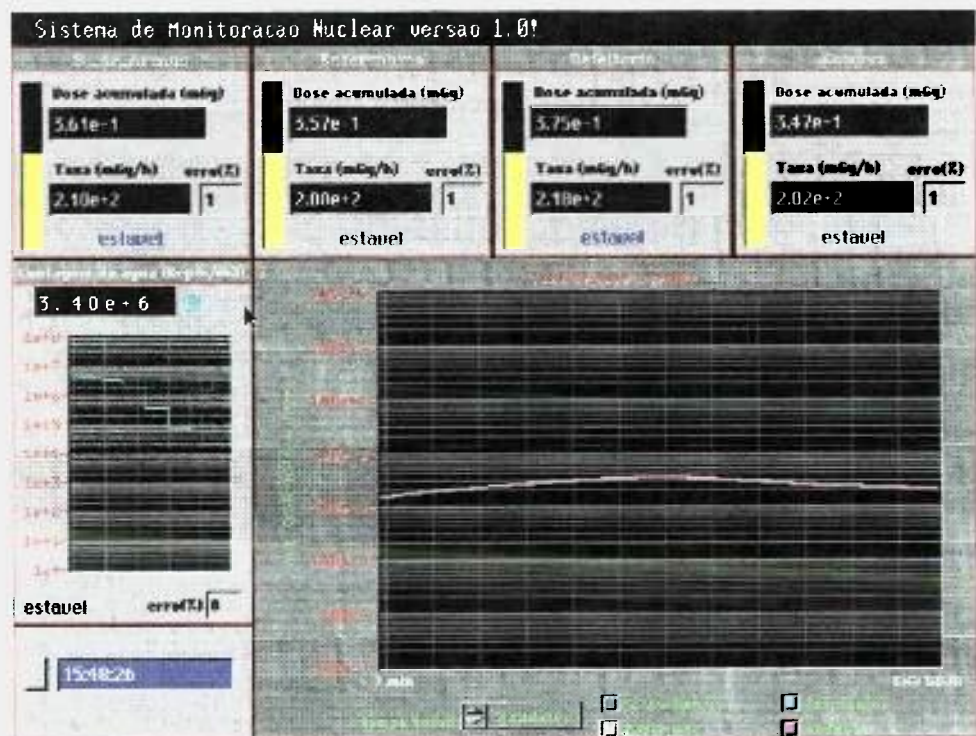


Figura 4.3.4 - Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Estável, e os e com o Sistema de Monitoração de Água realizando Contagem (ponto de Controle em Verde).

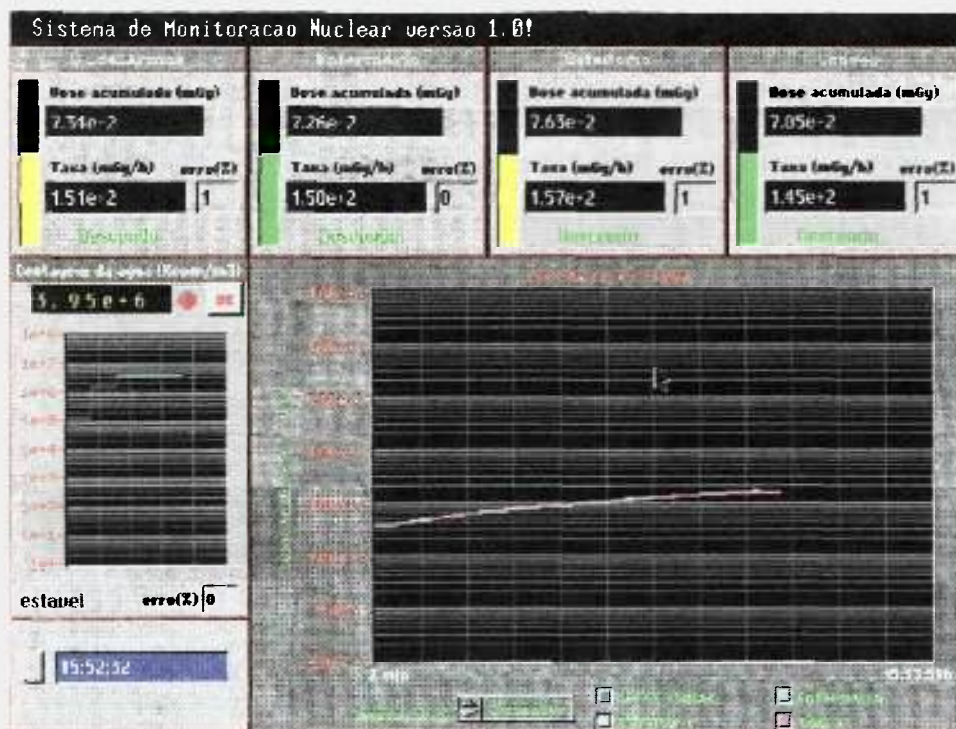


Figura 4.3.5 - Foto da Tela Principal com o Nível de Contagens no Nível Ocupacional (Alerta) (Bargraphs em Amarelo) Descendo e também com Nível de Contagens no Nível Normal (Bargraphs em Verde) Descendo, e com o Sistema de Monitoração de Água após término de Contagem (ponto de Controle em Vermelho).



Figura 4.3.6 - Foto da Tela Secundária com os Fatores de Calibração para Taxa de Dose e Dose Total e os Valores Limites para Taxa de Dose e Dose Total e os Valores do Sistema de Atividade de Água o Local para Colocação da Senha.

5. CONCLUSÕES

O sistema RADINAC, foi montado satisfazendo os objetivos do projeto inicial. Os resultados experimentais obtidos estão dentro do esperado e sobretudo aqueles que podem ser comparados com os dados fornecidos pelo fabricante ou com dados teóricos apresentam-se satisfatórios. Outro fator importante, foi o índice de nacionalização muito grande dentro da montagem de um sistema grande e complexo, destacando-se somente, que os três itens importados, não são possuem similar a nível nacional, mas são facilmente encontrados no mercado nacional.

Deve-se ainda ressaltar as qualidades do RADINAC, que são principalmente um sistema modular, o qual permite que possam ser realizadas manutenções corretivas e até preditivas sem que para isto ocorra a necessidade de se parar todo o sistema.

Além disto, os detetores selecionados apresentaram uma boa eficiência de detecção gama, abrangendo uma faixa de medidas, que conforme descrito no capítulo 2, estão dentro dos limites teóricos aceitáveis para que não ocorra danos ao ser humano, além de possuírem uma resposta confiável conforme pode-se verificar pelos resultados experimentais obtidos e apresentados. Além de já serem fabricados no Brasil.

Além disto é importante realizar uma comparação entre o sistema importado existente e o sistema RADINAC:

- 1) Como podemos observar dos resultados apresentados o sistema RADINAC, apresenta uma sensibilidade que varia de aproximadamente $4,13E-2 \text{ Bq/cm}^3$ (^{131}I) até aproximadamente $9,8E-2 \text{ Bq/cm}^3$ (^{60}Co) a qual comparada ao sistema antigo é muito mais sensível, principalmente pelo fato do detetor ficar em contato direto com a água. Destaca-se também a eficiência do sistema, sendo neste caso, em função da energia gama, o que possibilita um estudo melhor no futuro, para se realizar testes e aperfeiçoar o sistema. É importante ressaltar a reprodutibilidade dos dados e também a versatilidade do sistema, o qual permite realizar medidas também com fontes sólidas.

- 2) Como pode-se verificar (item 3.2) a câmara de ionização apresenta uma faixa de medida menor que o sistema importado, mas é importante ressaltar o fato de que esta dentro de um limite para o ser humano não sofrer danos biológicos, e até mesmo a embarcação não sofrer danos devido a radiação.
- 3) Importante também para este sistema, é o programa de aquisição de dados, o qual dá maior confiabilidade aos resultados, possibilitando que seja feito um histórico de medidas, e principalmente permite salvaguardar a tripulação e a embarcação, quantificando se a embarcação está adentrando ou saindo de uma zona com altas taxas de dose. O programa de aquisição de dados permitiu a otimização do sistema como um todo, com o qual foi possível baixar custos e diminuir o espaço ocupado pelo sistema, o que no caso de embarcações é importante devido ao seu limitado espaço.
- 4) Somando-se todos estes fatores, temos então o sistema RADINAC como uma modernização do sistema importado, com a vantagem de se manter o objetivo final, permitindo melhores estudos para futuras atualizações.

Para terminarmos, é viável um estudo no futuro da adaptação de um detetor de nêutrons nacionalizado (o cintilador plástico ou uma câmara de ionização, também já desenvolvida no IPEN/CNEN-SP). A utilização pretendida para este tipo de detetor é a detecção de nêutrons devido a explosão ou acidentes com artefatos nucleares, procurando-se desviar a rota da embarcação.

Outra sugestão para futuros trabalhos é o estudo do cintilador plástico para medidas de gases, o qual permitiria um melhor aproveitamento do sistema RADINAC, já que teria-se em primeiro plano uma monitoração do ar. Este detetor a princípio poderia ficar do lado interno da embarcação com uma tomada de ar externa, se possível em algum ponto mais alto da embarcação. Este detetor tem o objetivo monitorar gases radioativos provenientes de algum acidente ou incidente.

6.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - MANUAL DE OPERAÇÃO, MANUTENÇÃO E INSTALAÇÃO.
Braslian Frigate Ship Installed Radiac System, Vol. 2, 1973.
- 2 - FREITAS, J. C., ET AL.. **Manutenção do Sistema RADIAC**, Relatório Técnico Interno do CTMSP, nº RP4300150037432, São Paulo - SP, 1990.
- 3 - ZANETIC, JOÃO. **Artefatos Nucleares**, Relatório da Sociedade Brasileira de Física, São Paulo, págs. 162-171, 1982.
- 4 - KLEMENT JR., AL W.. **Radioactive Fallout from Nuclear Weapons Tests**, U. S. Atomic Energy Commission, Virginia, USA, 1965.
- 5 - CONKLIN, J. J. e WALKER, R. L.. **Military Radiobiology**, Armed Forces Radiobiology Research Institute, Maryland, Orlando, Flórida, 1987.
- 6 - MURRAY, R. L. (traduzido por A. H. HEFFER DA COSTA). **Engenharia Nuclear**, Editora Ao livro Técnico, Rio de Janeiro, 1963.
- 7 - QUADRADO. **Efeitos das Explosões Nucleares**. Instituto de Energia Atômica. vo.2.

- 8 - SORDI, G. M. A. A., ET AL.. **Apostila de Proteção Radiológica.** - IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1988.
- 9 - DR. GIAN-MARIA A. A. SORDI. **Comunicação Pessoal,** IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.
- 10 - DR. ALBERTO SABURO TODO. **Comunicação Pessoal,** IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.
- 11 - HAMADA, M. M., MESQUITA, C. H. **Preparação de Detectores Plásticos Cintiladores e Caracterização de Parâmetros Físico-Químicos,** Anais do II Congresso Geral de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, vol. 2, pág.: 217-223, 1988.
- 12 - DRA. IEDA IRMA LAMAS CUNHA. **Comunicação Pessoal,** IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.
- 13 - CAETANO, C. R.. **Uso de Fotodiodos para a Detecção de Partículas Individuais,** Anais do III Congresso Geral de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, vol. 8, Pág.: 106, 1990.
- 14 - MELO, F. A.. **Desenvolvimento de um Dosímetro para a Radiação Gama Utilizando Fotodiodos,** Universidade Federal de Pernambuco, Dissertação de Mestrado, 1988.

- 15 - PEREIRA, M. ET AL.. **Caracterização do Cristal Cintilador CsI desenvolvido no IPEN/CNEN**, III Encontro Nacional de Aplicações Nucleares (ENAN), Águas de Lindóia, pág.: 611, 1995.
- 16 - MORGADO, M. M., MORAES, M. A. P. V.. **Estudo dos Detectores Tipo Câmara de Ionização**, Relatório Técnico Interno do CTMSP, nºR4B0000300034B1-00-00, São Paulo - SP, 1993.
- 17 - VIEIRA, J. M. ET AL. **Desenvolvimento de Câmara de Ionização Gama para a Monitoração Ambiental**, III Congresso Geral de Energia Nuclear (CGEN), Rio de Janeiro, caderno 7, pág.: 79 - 87, 1990.
- 18 - CAMPOS, C. A.. **Montagem e Calibração de um Câmara de Ionização para Medidas de Feixe de Radiação entre 40 à 1250 keV**, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Dissertação de Mestrado, 1982.
- 19 - PÉREZ, H. E. B.. **Especificação Técnica de Sensor: Câmara de Ionização Modelo DP02CIG**, Relatório Técnico IPEN/CNEN-SP, São Paulo -SP, Set./1987.
- 20 - APOSTILA DE CURSO. **Curso de Treinamento de Operadores de Reatores de Pesquisa**, Departamento de Operação de Reatores - IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.

- 21 - APOSTILA DE CURSO. **Curso Preparatório de Operadores do Reator**, IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.
- 22 - ICRP -35. **General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Works**, International Commission on Radiological Protection, New York, USA, 1982.
- 23 - ICRP -26. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection General**, International Commission on Radiological Protection, New York, USA, 1977.
- 24 - TILL, J. E. e MEYER, H. R.. **Radiological Assessment**, NUREG/CR - 3332-ORNL-5968, Washington, USA, pág. 3-1 à 3-57, 1983.
- 25 - NORMA CNEN - NE-3.01. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro - RJ, 1988.
- 26 - OKUNO, E. e ET AL.. **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**, Harper & Row do Brasil - São Paulo, BR, 1982.
- 27 - CARVALHO, M. R. E MASOTTI, P. H. F.. **Relatório de Testes da Câmara de Ionização DP02CIG-02**, Relatório Técnico Interno do CTMSP, nº R8430600068431-00-01, São Paulo - SP, 1985.

- 28 - PÉREZ, , H. E. B.. **Teste Funcional de Câmara de Ionização Compensada (CIC) e Câmara de Ionização não Compensada (CINC) no Reator IEA-R1**, Relatório Técnico Interno do CTMSP,nº R.543.060.022, São Paulo - SP, 1989.
- 29 - ENG. NELSON OMI. **Comunicação Pessoal**, IPEN/CNEN-SP, São Paulo - SP, 1997.
- 30 - **CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO. SOURCE TYPE: SET OF GAMMA REFERENCE SOURCES**, AMERSHAM BUCHLER GmbH E CoKG, May/1996.
- 31 - KNOLL, G. F.. **Radiation Detection and Measurement**, John Wiley e Sons - Michigan, USA, Second Edition, 1989.
- 32 - REUS, U. AND WESTMEIER, W.. **Catalog of Gamma Rays from Radioactive Decay**, Atomic Data and Nuclear Tables, Vol. 29, n 1, July/1983.
- 33 - MORGADO, M. M., MORAES, M. A. P. V., FILHO, T. M.. **Aplicação de Detector Plástico Cintilador na Construção de Sistema de Monitoração de Contaminação de Água**, Trabalho apresentado no VI Congresso Geral de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, Out./1996.

7. APÊNDICES

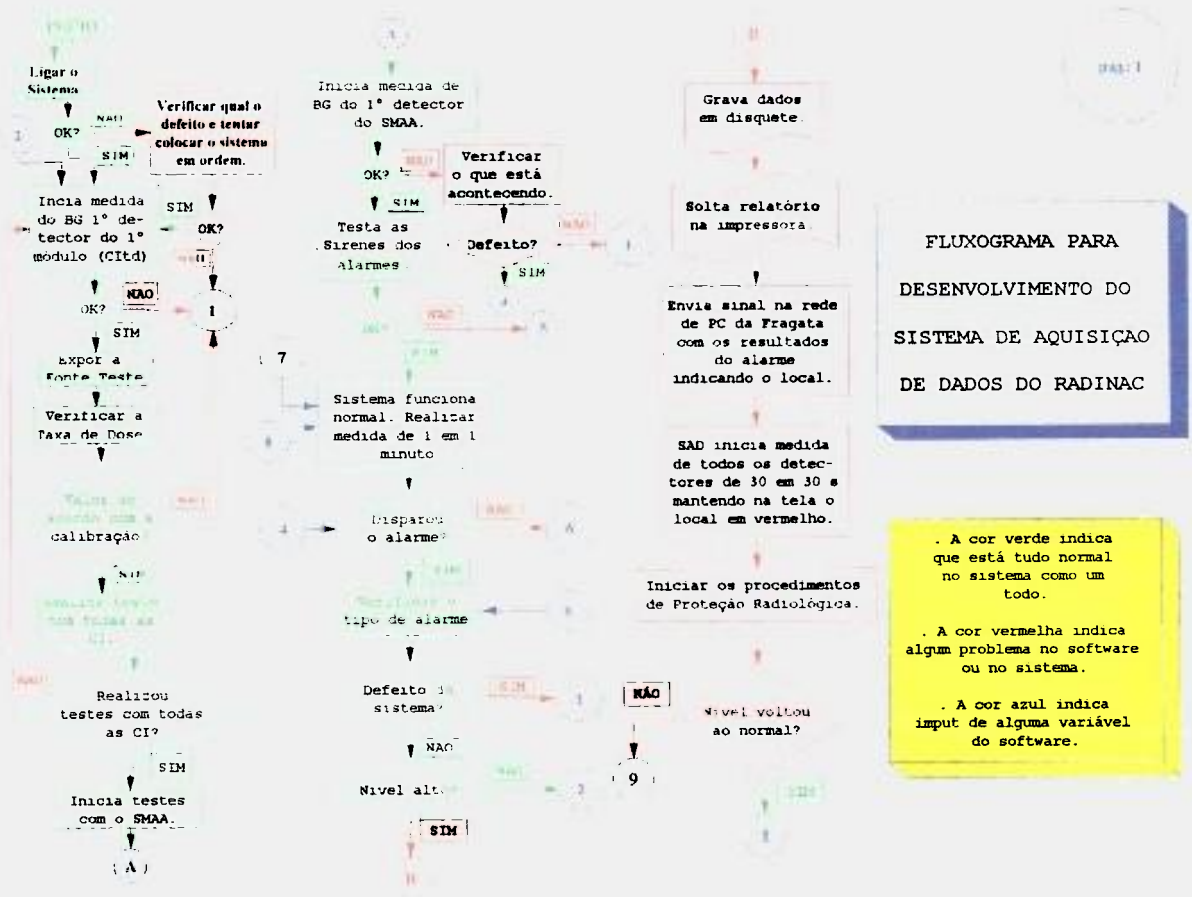


Figura 7.1 - Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC.

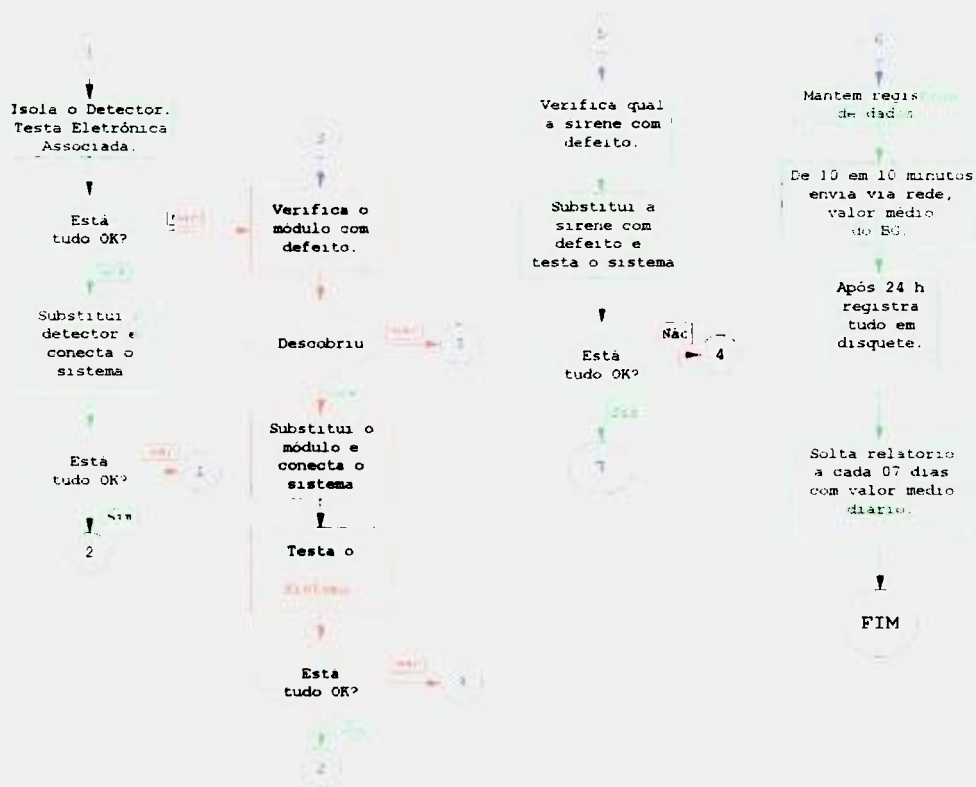


Figura 7.1 - Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC (continuação).

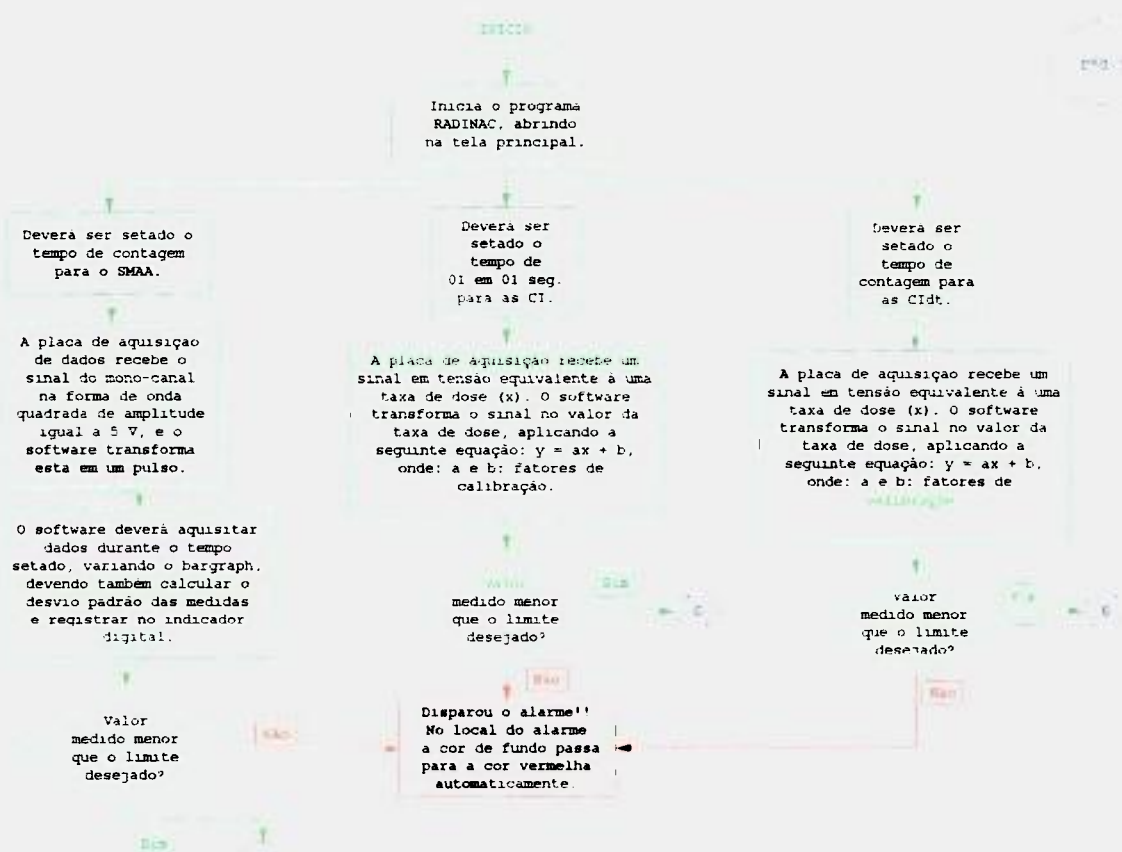


Figura 7.1 - Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC (continuação).

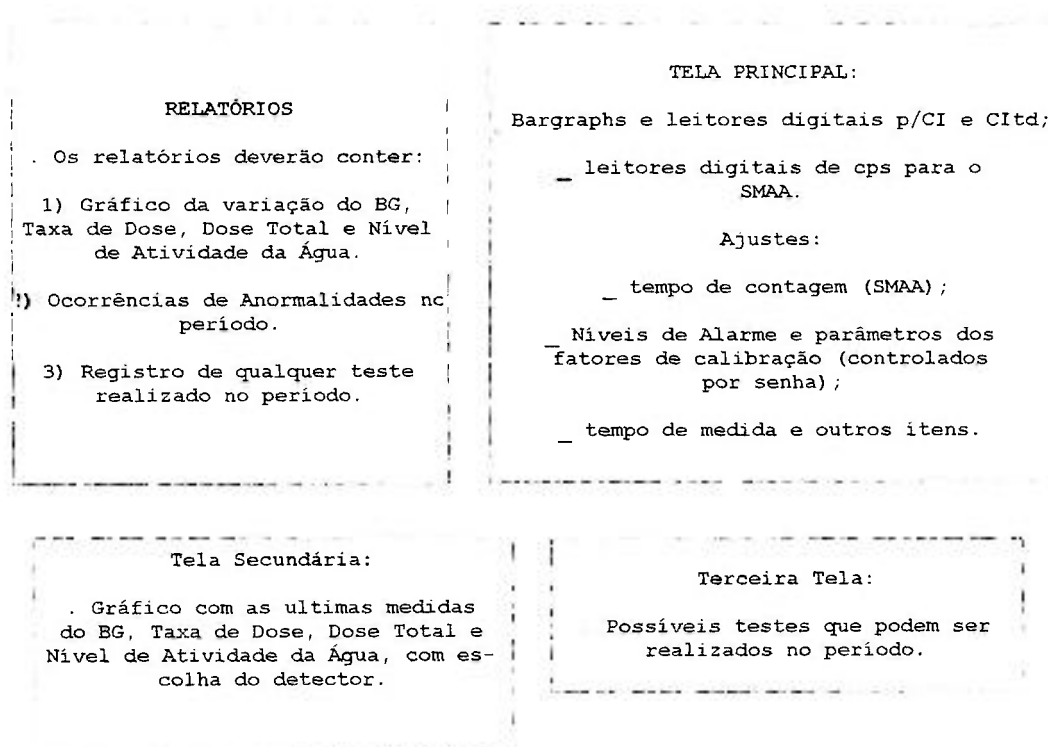


Figura 7.1 - Organograma do Sistema de Aquisição de Dados do RADINAC (continuação).

1
0
1

1

1



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA
PARA DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE
PESSOAL E DA CONSTÂNCIA DE FEIXES DE
RADIAÇÃO X**

VITOR VIVOLO

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Dra. Linda V.E. Caldas

**São Paulo
2006**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA
DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL E
DA CONSTÂNCIA DE FEIXES DE
RADIAÇÃO X**

VITOR VIVOLO



**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau
de Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Dra. Linda V.E. Caldas

**SÃO PAULO
2006**

À minha família, aos meus pais e ao meu irmão, por seu amor, compreensão e carinho.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar os meus sinceros agradecimentos a minha orientadora, Dr^a Linda V. E. Caldas, que partilhou seu escasso tempo disponível, entre suas ocupações acadêmicas e profissionais, coordenando, sugerindo, comentando e analisando os diversos aspectos do desenvolvimento deste trabalho, com muito empenho e dedicação.

Meus sinceros agradecimentos:

À Dr^a Maria da Penha A. Potiens, pelos comentários e sugestões, e pela ajuda na solução dos problemas de informática durante a realização deste trabalho.

À Dr^a Ulrike Ankerhold, do PTB, Alemanha, pelos comentários e sugestões, na confecção da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, e referente à grandeza Hp (10).

Ao Sr. Luiz Carlos A. Caetano, do Departamento de Suporte Técnico da Acheson do Brasil Ind. Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil, pelas informações e pela visita técnica, e ainda pela doação de amostra de tinta para a confecção das janelas de grafite das câmaras de ionização.

À Sra. Regina de Souza, Técnica do Departamento de Suporte Técnico da Central de Metais Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil, pelas informações técnicas e o fornecimento de placas de alumínio para a confecção das placas frontais utilizadas nas câmaras de ionização.

Ao Sr. Vittorio Vivolo, Assessor Técnico em Tampografia, Lay - out e Serigrafia, São Paulo, SP, Brasil, pelas informações técnicas e testes realizados com o processo denominado "Método do Tornete", aplicado na confecção das janelas das câmaras de ionização.

Ao Sr. Paulo Ribeiro, Técnico do Departamento de Suporte Técnico da Savion Ind. Com. de Acrílicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil, pelas informações técnicas relativas ao processo de secagem dos materiais acrílicos.

A todos funcionários da Oficina Mecânica do IPEN, em especial aos Srs. José Carlos Sabino e Idacir Mantovani, responsáveis pelo setor de usinagem e montagem e calderaria, por sua presteza na confecção das peças em acrílico e eletrodos coletores de alumínio das câmaras de ionização.

A todos colegas do Laboratório de Calibração do IPEN que sempre apoiaram e incentivaram a elaboração deste trabalho.

Aos colegas Mércia L. Oliveira, Ana F. Maia, Ana Carolina Bessa, Luciana Afonso e Oscar Alvarez, pelo apoio nos trabalhos em grupo durante o decurso das disciplinas cursadas, e nas discussões e informações sempre úteis.

Às Sras. Adriana C. de A. Lima e Filomena de F. Beraldo, pelo apoio nos assuntos administrativos.

À Dr^a Leticia L. C. Rodrigues, pela permissão de utilização dos laboratórios do Centro de Metrologia das Radiações do IPEN, para a realização dos ensaios.

A todos da Divisão de Ensino e da Comissão de Pós-Graduação do IPEN, por todo o auxílio prestado.

Ao IPEN, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pela infra-estrutura oferecida para realização deste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo apoio financeiro parcial.

A todos aqueles que de um modo ou de outro colaboraram com este trabalho.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL E DA CONSTÂNCIA DE FEIXES DE RADIAÇÃO X

Vitor Vivolo

RESUMO

Um sistema de referência para determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, e um programa de controle da qualidade de sistemas geradores de raios X utilizados em radioproteção inclui a verificação periódica da constância dos feixes de raios X empregados na calibração de instrumentos medidores de radiação em laboratórios de calibração de instrumentos. Neste trabalho foram desenvolvidas duas câmaras de ionização de placas paralelas inseridas em objetos simuladores de tronco humano. Uma das câmaras de ionização possui eletrodo coletor de grafite, para a medida do equivalente de dose pessoal; a segunda câmara de ionização foi confeccionada com eletrodo coletor de alumínio para, juntamente com a primeira câmara de ionização, formarem um sistema Tandem. A dependência energética diferente da resposta das duas câmaras de ionização é que permite a formação do sistema Tandem, que apresenta grande utilidade na verificação da constância de feixes de radiação X. Foram ainda implantados feixes padronizados de radiação X de energias médias (48 keV a 118 keV), nível radioproteção, por meio do desenvolvimento de uma metodologia dosimétrica e da análise dos parâmetros físicos destes feixes. As câmaras desenvolvidas foram testadas em relação às suas características operacionais e foram calibradas em feixes de radiação X, níveis radioproteção, radiodiagnóstico, mamografia e radioterapia, e ainda em campos de radiação gama, seguindo as recomendações internacionais. Apresentaram bom desempenho. Foi estabelecido o procedimento da determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$.

v

**DEVELOPMENT OF A REFERENCE SYSTEM FOR THE DETERMINATION OF
THE PERSONAL DOSE EQUIVALENT AND THE
CONSTANCY OF X- RAY BEAMS**

Vitor Vivolo

ABSTRACT

A reference system for the determination of the personal dose equivalent, $H_p(10)$, and a quality control program of X-ray equipments used in radioprotection require the periodic verification of the X-ray beams constancy. In this work, two parallel-plate ionization chambers were developed with inner electrodes of different materials, and inserted into PMMA slab phantoms. One ionization chamber was developed with inner carbon electrodes and the other with inner aluminium electrodes. The two ionization chambers can be used as a Tandem system. The different energy response of the two ionization chambers allowed the development of the Tandem system that is very useful for the checking of the constancy of beam qualities. Standard intermediary energy X-ray beams (from 48 keV to 118 keV), radioprotection level, were established through the development of a dosimetric methodology and the analysis of their physical parameters. The ionization chambers were studied in relation to their operational characteristics, and they were calibrated in X-ray beams (radioprotection, diagnostic radiology, mammography and radiotherapy levels) in accordance to international recommendations. They presented good performance. The determination procedure of personal dose equivalent, $H_p(10)$, was established.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	8
2.1 Sistemas de Raios X	8
2.2 Interação da radiação com a matéria	9
2.2.1 Interação de fótons com a matéria	10
2.2.2 Efeito fotoelétrico	11
2.2.3 Espalhamento Compton	12
2.2.4 Produção de pares	13
2.2.5 Atenuação de fótons	14
2.2.6 Teoria cavitária	15
2.2.7 Equilíbrio eletrônico	16
2.3 Câmaras de ionização	17
2.3.1 Câmara de ar livre	20
2.3.2 Câmara cavitária	21
2.3.3 Câmara cilíndrica (tipo dedal)	21
2.3.4 Câmara de placas paralelas (tipo superficial)	22
2.3.5 Câmara de extrapolação	23
2.3.6 Calibração das câmaras de ionização	24
2.3.7 Qualidade dos feixes de radiação X	25
2.3.8 Energia equivalente (efetiva)	26
2.4 Grandezas dosimétricas	27
2.5 Sistema Tandem	36
2.6 Espectrometria de feixes de radiação	38
2.7 Avaliação das incertezas	40

3	MATERIAIS E MÉTODOS	43
3.1	Sistemas de medida	43
3.2	Sistemas de radiação	46
3.3	Sistemas auxiliares	53
4	ESTABELECIMENTO DE CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, DE ENERGIAS INTERMEDIÁRIAS, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO	55
5	PROJETO E CONSTRUÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	67
5.1	Considerações preliminares	67
5.2	Detalhes construtivos do projeto e de construção das câmaras de ionização e sua montagem dentro do simulador de tronco humano	70
5.3	Estimativa de custo na confecção das câmaras de ionização dentro dos simuladores de tronco humano	77
6	CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES DE RADIAÇÃO, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO	81
6.1	Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade	81
6.2	Variação da resposta com o tamanho do campo	88
6.3	Tempo de estabilização	90
6.4	Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade	91
6.5	Estabilidade a longo prazo	92
6.6	Corrente de fuga sem irradiação	94
6.7	Corrente de fuga após irradiação	95
6.8	Linearidade da resposta	96
6.9	Dependência angular	97

6.10	Calibração das câmaras de ionização	103
6.11	Dependência energética	105
6.12	Formação dos sistemas Tandem	106
7	DETERMINAÇÃO DE H_p (10) EM CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO	108
8	APLICAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM OUTROS CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEIS RADIODIAGNÓSTICO E RADIOTERAPIA	124
8.1	Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade	124
8.2	Variação da resposta com o tamanho do campo	129
8.3	Tempo de estabilização	131
8.4	Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade	132
8.5	Corrente de fuga após irradiação	133
8.6	Linearidade da resposta	133
8.7	Dependência angular	134
8.8	Calibração das câmaras de ionização	137
8.9	Dependência energética	139
8.10	Formação dos sistemas Tandem	144
9	CONCLUSÕES	147
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	150

LISTA DE FIGURAS

- | | | |
|-----|---|----|
| 3.1 | Sistema dosimétrico composto por um eletrômetro PTW UNIDOS e uma câmara de ionização esférica de 1,0 litro (PTW 32002-A) e outra câmara de ionização de placas paralelas de 1,0 cm ³ (PTW 77334) | 46 |
| 3.2 | Sistema de radiação gama, marca STS, modelo OB85, no detalhe ao fundo, e câmara de ionização posicionada para irradiação | 47 |
| 3.3 | Sistema de radiação X, marca Rigaku-Denki, modelo Geigerflex, no detalhe ao fundo, e câmara de ionização posicionada para calibração | 49 |
| 3.4 | Sistema e radiação X, marca Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160 HS, com caixa moldada em chumbo (10 mm de espessura) para blindagem do tubo de raios X | 49 |
| 4.1 | Câmara de ionização de referência (1 litro) posicionada para medida das taxas de kerma no ar das qualidades de radiação X, nível radioproteção, de energias intermediárias, no sistema Pantak/Seifert | 57 |
| 4.2 | Câmara de ionização PTW 31002 (0,125 cm ³) posicionada para medida da linearidade de sua resposta com a corrente do tubo de raios X e para o mapeamento do campo das qualidades de radiação X, nível radioproteção, de energias intermediárias, no sistema Pantak/Seifert | 57 |
| 4.3 | Dependência da resposta da câmara de ionização PTW 31002 (0,125 cm ³) em relação à corrente no tubo de raios X, para a distância foco-detector de 2,5 m, no sistema Pantak/Seifert | 58 |
| 4.4 | Mapeamento do campo de radiação X, na direção horizontal, utilizando a câmara de ionização PTW 31002, no sistema de radiação X Pantak/Seifert (tensão de 60 kV, corrente de 30 mA e sem filtração adicional, a 2,5 m de distância do foco do tubo de raios X ao detector) | 60 |

- 4.5 Mapeamento do campo de radiação X, na direção vertical, utilizando a câmara de ionização PTW 31002, no sistema de radiação X Pantak/Seifert (tensão de 60 kV, corrente de 30 mA e sem filtração adicional, a 2,5 m de distância do foco do tubo de raios X ao detector) 60
- 5.1 Anel de guarda da câmara de ionização fixado no centro do sistema de homogenização de pintura ("método do tornete"), momentos antes de receber a camada de tinta *spray* com grafite (a), e após receber uma camada de pintura (b). O controle de velocidade é realizado por meio de um reostato, adequado para uso em tensão alternada (Variac), acoplado a uma furadeira elétrica comercial 69
- 5.2 Câmara de ionização de placas paralelas, volume sensível de 10 cm³, eletrodo coletor e anel de guarda com espessura de 5 mm e janela com 0,04 mm de espessura, no meio de placas de PMMA. As áreas achuradas representam as placas de PMMA; a letra G representa o anel de guarda 71
- 5.3 Conjunto simulador de tronco humano confeccionado com 12 placas de PMMA justapostas, com 10 mm de espessura cada uma e pinos de PMMA que dão sustentação ao conjunto, além de servirem como guia para a colocação das placas. A parte achurada representa as placas de PMMA e a parte branca os pinos de PMMA 74
- 5.4 Conjunto objeto simulador de tronco humano multicamadas, em perspectiva, confeccionado com placas de PMMA 75
- 5.5 Câmara de ionização de placas paralelas, inserido no objeto simulador de tronco humano (confeccionado com PMMA, com dimensões de 300 mm x 300 mm x 120 mm) para a medida do equivalente de dose pessoal H_p (10), com eletrodo coletor de grafite; em destaque estão os 04 pinos de referência (salientes no painel frontal), que permitem manter o alinhamento das placas do simulador com as placas da câmara de ionização 75

5.6	Câmara de ionização de placas paralelas, com eletrodo coletor de alumínio, inserida em um simulador de tronco humano (confeccionado com PMMA, com dimensões de 300 mm x 300 mm x 120 mm)	76
6.1	Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio. Qualidade de radiação X, ISO N-60, tensão 60 kV e corrente de 45 mA, distância foco-detector de 2,5 m	83
6.2	Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Qualidade de radiação X, ISO N-60, tensão 60 kV e corrente de 45 mA, distância foco-detector de 2,5 m	83
6.3	Variação da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, comparada com a média ao longo de 25 medidas, do ensaio de estabilidade a longo prazo	93
6.4	Variação da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, comparada com a média ao longo de 25 medidas, do ensaio de estabilidade a longo prazo	94
6.5	Linearidade de resposta da câmara de ionização (com eletrodo coletor de alumínio) com a corrente, para raios X, nível radioproteção, ISO N-60, 60 kV (0,247 mmCu)	96
6.6	Linearidade de resposta da câmara de ionização (com eletrodo coletor de grafite) com a corrente, para raios X, nível radioproteção, ISO N-60, 60 kV (0,247 mmCu)	97
6.7	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio para raios X, nível radioproteção, ISO N-60	100
6.8	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para raios X, nível radioproteção, ISO N-60	101
6.9	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para a fonte de ^{137}Cs	101
6.10	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para a fonte de ^{60}Co	101

6.11	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para a fonte de ^{137}Cs	102
6.12	Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para a fonte de ^{60}Co	102
6.13	Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível radioproteção, normalizados para a camada semi-redutora de 1,10 mmCu	105
6.14	Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raio X, nível radioproteção, normalizados para a camada semi-redutora de 1,10 mmCu	106
6.15	Curva Tandem para qualidades de raios X, nível radioproteção, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite	107
7.1	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-60	116
7.2	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-80	116
7.3	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-100	116
7.4	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-150	117
7.5	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para radiação gama de ^{137}Cs	117
7.6	Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para radiação gama de ^{60}Co	117
7.7	Dependência energética do coeficiente de calibração N_H , obtido com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite nas qualidades de radiação X, da norma ISO 4037-1 ⁽¹⁶⁾ , da série N, nível radioproteção, e radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co , em função da energia da radiação	119

- 8.1 Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio. Qualidade de radiação X, RQR 3, tensão 50 kV e corrente de 10 mA, distância foco-câmara de 1 m 125
- 8.2 Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Qualidade de radiação X, RQR 3, tensão 50 kV e corrente de 10 mA, distância foco-câmara de 1 m 126
- 8.3 Linearidade de resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3, de 50 kV (1,5 mmAl) 134
- 8.4 Linearidade de resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3, de 50 kV (1,5 mmAl) 134
- 8.5 Resposta relativa em função da inclinação da câmara com eletrodo coletor de alumínio, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3 137
- 8.6 Resposta relativa em função da inclinação da câmara com eletrodo coletor de grafite, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3 137
- 8.7 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, normalizados para a camada semi-redutora de 2,35 mmAl 140
- 8.8 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, normalizados para a camada semi-redutora de 6,86 mmAl 140
- 8.9 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, normalizados para a camada semi-redutora de 2,35 mmAl 141

- 8.10 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, normalizados para a camada semi-redutora de 6,86 mmAl 141
- 8.11 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, normalizados para a camada semi-redutora de 0,34 mmAl 142
- 8.12 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de saída, normalizados para a camada semi-redutora de 0,61 mmAl 142
- 8.13 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, normalizados para a camada semi-redutora de 0,34 mmAl 143
- 8.14 Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de saída, normalizados para a camada semi-redutora de 0,61 mmAl 143
- 8.15 Curva Tandem para qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite 144
- 8.16 Curva Tandem para qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite 145
- 8.17 Curva Tandem para qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite 145

- 8.18 Curva Tandem para qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de saída, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite

LISTA DE TABELAS

2.1	Resumo das grandezas operacionais para monitoração de área e individual	30
3.1	Características dos eletrômetros utilizados neste trabalho	44
3.2	Características dos sistemas padrões utilizados nos ensaios	45
3.3	Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioterapia de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe	50
3.4	Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; feixes de entrada (ou diretos), filtração inerente: 1 mmBe	50
3.5	Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; feixes de saída (ou atenuados), filtração inerente: 1 mmBe	51
3.6	Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioproteção, de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe	51
3.7	Características do sistema Pantak/Seifert para as qualidades de radiodiagnóstico; feixes diretos (ou de entrada), filtração inerente: 1 mmBe	52
3.8	Características do sistema Pantak/Seifert para as qualidades de radiodiagnóstico; feixes atenuados (ou de saída), filtração inerente: 1 mmBe	52
4.1	Características dos feixes de radiação X, nível radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1, para feixes estreitos. Em todos os casos foram adicionados ainda 4,0 mmAl à filtração de Cu e Sn, perfazendo a filtração total para cada qualidade de radiação	63
4.2	Características dos feixes de radiação X, nível radioproteção, implantados no LCI / IPEN. Em todos os casos foram adicionados ainda 4,0 mmAl à filtração de Cu, perfazendo a filtração total para cada qualidade de radiação	64

4.3	Parâmetros dos feixes de radiação X, nível radioproteção, implantados no LCI / IPEN, para distâncias foco-detector de 1,0 m e 2,5 m	65
4.4	Coeficientes de calibração das câmaras de ionização utilizadas na caracterização dos feixes de radiação X, nível radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1, para feixes estreitos, implantados no LCI, para distância foco-detector de 2,5 m	66
5.1	Detalhamento da estimativa de custo de confecção das câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio, e do simulador de tronco humano, confeccionado em PMMA	79
6.1	Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio	85
6.2	Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite	86
6.3	Eficiência de coleta de íons das duas câmaras de ionização para a qualidade de radiação ISO N-60 (raios X, nível radioproteção)	88
6.4	Tamanho de campo útil para o ensaio de resposta relativa em função do tamanho do campo para posicionamento das câmaras de ionização desenvolvidas	90
6.5	Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radioproteção (ISO N-60). Distância foco-detector = 2,5 m	90
6.6	Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função do tempo	91
6.7	Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função do tempo	91
6.8	Corrente de fuga (fA) sem irradiação, medida nos intervalos de tempo especificados após a aplicação de tensão de polarização de + 400 V às câmaras de ionização desenvolvidas	95

6.9	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação e da qualidade da radiação (nível radioproteção) com sistema Pantak/Seifert	98
6.10	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação e da qualidade da radiação (nível radioproteção) com sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co)	99
6.11	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação e da qualidade da radiação (nível radioproteção), com o sistema Pantak/Seifert	99
6.12	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação e da qualidade da radiação, com sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co)	100
6.13	Coeficientes de calibração das câmaras de ionização (com eletrodos coletores de alumínio e grafite) para radiação X (nível radioproteção) e radiação gama de ^{137}Cs e ^{60}Co	104
7.1	Valores da taxa de kerma no ar obtidos com a câmara de ionização padrão, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, espectro estreito, da norma ISO 4037-1, e para radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co	112
7.2	Valores obtidos da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, da norma ISO 4037-1, espectro estreito, e para radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co	113
7.3	Valores de taxa de equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para as qualidades de radiação X (nível radioproteção) ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema Pantak/Seifert	115

7.4	Valores de taxa de equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para radiação gama, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co)	115
7.5	Coeficientes de calibração (N_H), obtidos com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite desenvolvida neste trabalho, em relação aos valores obtidos por Ankerhold, nas qualidades de radiação X, da norma ISO 4037-1, nível radioproteção, e radiação gama de fontes de Cs e Co	118
7.6	Planilha das incertezas na determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para radiação gama, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co) e para o sistema de radiação X, Pantak/Seifert	121
8.1	Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio	127
8.2	Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite	128
8.3	Eficiência de coleta de íons das duas câmaras de ionização para a qualidade de radiação RQR 3 (raios X, nível radiodiagnóstico)	128
8.4	Tamanho de campo útil para o ensaio de resposta relativa em função do tamanho do campo para posicionamento das câmaras de ionização desenvolvidas	130
8.5	Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radiodiagnóstico, feixes atenuados (RQR 3)	131
8.6	Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radiodiagnóstico, feixes diretos (RQA 3)	131
8.7	Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função do tempo	132

8.8	Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função do tempo	132
8.9	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação, para a qualidade da radiação X RQR 3, nível radiodiagnóstico, com o sistema Pantak/Seifert	136
8.10	Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação para a qualidade da radiação X RQR 3, nível radiodiagnóstico, com o sistema Pantak/Seifert	136
8.11	Coefficientes de calibração das câmaras de ionização (com eletrodos coletores de alumínio e grafite) para radiação X, nível radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados)	138
8.12	Coefficientes de calibração das câmaras de ionização (com eletrodos coletores de alumínio e grafite) para radiação X (níveis radioterapia e mamografia)	139

LISTA DE ABREVIATURAS

CDRH - *Center for Devices and Radiological Health*

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

CRPq - Centro de Reatores de Pesquisa do IPEN

CSR - Camada Semi-Redutora

DKD - *Deutscher Kalibrierdienst*

FDA - *Food and Drug Administration*

H_p (10) - Grandeza operacional de proteção radiológica, equivalente de dose pessoal

HPGe - Detector semicondutor de germânio hiper-puro

IAEA - *International Atomic Energy Agency*

ICRP - *International Commission on Radiological Protection*

ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*

IEC - *International Electrotechnical Commission*

IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO - *International Organization for Standardization*

kerma - *Kinetic energy released in material*

kVp - Tensão de pico em milhares de volts

LCI - Laboratório de Calibração de Instrumentos

LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

NIST - *National Institute of Standards and Technology*

NPL - *National Physical Laboratory*

PMMA - Polimetil metacrilato

PTB - *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*

PTW - *Physikalisch-Technische Werkstätten*

RQA - Nomenclatura adotada para os feixes atenuados na norma IEC 61267, 1994.

RQR - Nomenclatura adotada para os feixes diretos na norma IEC 61267, 1994.

SRS 16 - *Safety Report Series 16 da IAEA*

STS - *Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH*

TL - Termoluminescência, Termoluminescente

TRS 133 - *Technical Report Series 133 da IAEA*

VARIAC - *Alternating Current Variator*

V_v - Valor verdadeiro de uma grandeza

V_{vc} - Valor verdadeiro convencional de uma grandeza

Z - Número atômico de um dado material

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de diferentes pesquisas tecnológicas ao longo dos últimos anos, e o conseqüente surgimento de novos processos e tratamentos (materiais, alimentos, saúde, entre outros) que utilizam radiação tem colaborado para o crescente aumento das aplicações das radiações ionizantes na Indústria, Medicina e Agricultura, sob forma principalmente de irradiadores, equipamentos de raios X e fontes seladas. Vem aumentando, conseqüentemente, a utilização de dispositivos que permitem medir os efeitos diretos e indiretos provocados pela radiação, com o objetivo de controlá-los. Desse modo, a maior parte das câmaras de ionização utilizadas nos processos anteriormente citados são de projeto e fabricação comercial, sendo raro encontrar-se trabalhos recentes com câmaras de ionização que incluam detalhes técnicos sobre seu projeto e construção. O conhecimento de detalhes construtivos das câmaras de ionização auxiliam na sua confecção, principalmente quando são necessárias correções nos valores das grandezas medidas por elas.

Em todo mundo há uma preocupação no sentido de compreender, quantificar e evitar danos à saúde, associados ao uso das radiações, mantendo-as dentro de limites aceitáveis e/ou controláveis⁽¹⁻⁹⁾, tanto para trabalhadores, como para pacientes e ainda o público, submetidos a procedimentos diagnósticos com radiação ou a tratamentos com radioterapia (teleterapia e braquiterapia).

Desse modo, necessita-se conhecer muito bem as características dos feixes de radiação antes de sua utilização tanto em clínicas de radioterapia e radiodiagnóstico como em laboratórios de calibração de detectores de radiação.

Na atualidade, a utilização de ferramentas diagnósticas para a determinação do volume do alvo e os aceleradores avançados de irradiação devem ser empregados de forma adequada com precisão e exatidão altas para a determinação de doses. Existe, desse modo, uma tendência em se enfatizar a necessidade de uma exatidão alta nos resultados obtidos, ou seja, deseja-se uma maior acurácia na obtenção das doses, e nas medidas de dose⁽¹⁰⁻¹¹⁾.

Todas as etapas de um processo que utilize radiação ionizante incluem algumas incertezas, sendo necessária atenção especial em cada um dos procedimentos de modo a assegurar uma qualidade aceitável. Desse modo, um programa de controle de qualidade em radiodiagnóstico e radioterapia pode levar à aplicação de doses mínimas aos pacientes sob tratamento e de uma maior acurácia na determinação das doses a eles aplicadas.

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) vem se preocupando com este assunto já há algum tempo, publicando diversas recomendações e procedimentos que envolvem tanto a calibração de feixes de radiação e de instrumentos detectores de radiação como a determinação de doses absorvidas, utilizando-se tipos diferentes de instrumentos e radiações⁽¹²⁻¹⁵⁾. Foram também publicadas recomendações sobre a calibração de instrumentos com radiação eletromagnética⁽¹⁶⁾, pela *International Organization for Standardization* (ISO), entre outras, mostrando a preocupação atual com os efeitos da radiação e seus danos ao ser humano, às populações e ao meio ambiente.

Diversos trabalhos foram realizados enfocando a construção de câmaras de ionização cada vez mais adequadas às necessidades atuais, levando em conta as recomendações internacionais quanto ao seu desempenho e de modo a facilitar os procedimentos rotineiros de coleta de dados⁽¹⁷⁻²¹⁾. Vem havendo no Brasil um interesse crescente em se desenvolver câmaras de ionização para dosimetria da radiação X, gama, beta e de elétrons, para utilização principalmente nas áreas de Metrologia das Radiações e de Física Médica.

Inicialmente foram desenvolvidas as câmaras de ionização para radiação X⁽²²⁾ e radiação beta⁽²³⁾, respectivamente pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN, Rio de Janeiro, e pela Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, mostrando a viabilidade de construção de detectores de radiação, empregando-se materiais disponíveis no mercado nacional.

No grupo do Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) foram projetadas e construídas diversas câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X de energias baixas e médias, e beta⁽²⁴⁻²⁸⁾, para elétrons de energias altas⁽²⁹⁻³⁰⁾, de extrapolação para raios-X de energias baixas⁽³¹⁾, para dosimetria de elétrons⁽³²⁾, para dosimetria beta e aplicadores dermatológicos⁽³³⁻³⁵⁾, e câmaras de ionização Tandem para programas de controle de qualidade em radioterapia e radiodiagnóstico⁽³⁶⁻³⁸⁾, uma micro-câmara de extrapolação para radiação beta⁽³⁹⁾, e uma câmara para dosimetria de feixes de tomografia computadorizada⁽⁴⁰⁾.

Ankerhold e col. construíram na Alemanha, PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) um primeiro protótipo de uma câmara de ionização como um sistema padrão secundário, otimizada para obter uma resposta aproximadamente constante do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, em um simulador⁽⁴¹⁻⁴³⁾.

No campo da dosimetria pessoal, muitos protocolos têm sido desenvolvidos ao longo dos anos. As grandezas operacionais para monitoração individual são o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ ^(6,16,44-46), para feixes de radiação muito penetrantes, e $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$, para feixes pouco penetrantes, na pele e no cristalino do olho, respectivamente. No Conselho Diretivo 96/29/Euratom⁽⁴⁷⁾, os limites de dose para exposição dos trabalhadores foram definidos como: "O limite efetivo de dose para exposição dos trabalhadores deve ser 100 mSv em um período de cinco anos consecutivos" e "o limite de dose equivalente para a pele deve ser 500 mSv por ano"⁽⁴⁷⁾.

De acordo com a norma internacional ISO/FDIS 4037-3⁽⁴⁸⁾, o valor verdadeiro convencional do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, está baseado na grandeza kerma no ar livre, K_{ar} . A *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*⁽⁴⁹⁾, na sua Publicação 74⁽⁵⁰⁾, e a *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*, na sua Publicação 57⁽⁵¹⁾, fornecem os valores dos coeficientes de conversão de K_{ar} para $H_p(10)$ para feixes de fótons monoenergéticos, em um simulador, para diferentes ângulos de incidência, entre o campo de fótons unidirecional e o ângulo normal (0°) formado com a superfície do simulador. Estes coeficientes de conversão apresentam dependência energética e angular, principalmente para energias baixas^(50,51).

A norma ISO/FDIS 4037-3⁽⁴⁸⁾ fornece os coeficientes de conversão para feixes padrões de radiação de fótons como especificado na norma ISO/FDIS 4037 - 1⁽¹⁶⁾; estes valores correspondem aos espectros reais produzidos sob condições experimentais padrões. Entretanto, a distribuição espectral de qualidades de raios X, nominalmente iguais, mas geradas por aparatos diferentes (máquinas ou sistemas geradores), irão sempre apresentar pequenas diferenças nos espectros produzidos. Isto é de importância particular para qualidades de radiação que incluem um número apreciável de fótons de energias baixas, que podem levar à indicação de diferentes coeficientes de conversão para as mesmas qualidades de raios X; os seus valores podem diferir até em dezenas de vezes (em termos percentuais).

No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) exige dos Serviços de Monitoração Individual que os sistemas dosimétricos sejam capazes de determinar tanto a dose absorvida (no ar ou no tecido), como a energia da radiação incidente, para possíveis estudos dos efeitos biológicos das radiações⁽¹⁾.

A garantia da qualidade em sistemas de raios X pode ser definida como um conjunto de etapas (ou um programa), onde se assegure confiabilidade no desempenho dos equipamentos e sistemas de radiação X. Os programas de garantia de qualidade devem basicamente incluir revisões periódicas dos padrões

de referência (câmaras de ionização, fontes radioativas padrões, entre outras), treinamento rotineiro dos trabalhadores, inspeções nas instalações, avaliação do desempenho dos equipamentos entre outras etapas^(7,52-53), que podem ser definidas conforme as necessidades dos laboratórios de calibração de equipamentos, clínicas, indústrias que utilizam materiais e/ou equipamento emissores de radiação X, gama, beta, entre outros.

Um programa de garantia de qualidade pode objetivar a obtenção de imagens diagnósticas, de boa qualidade, ou que contenham todas as informações diagnósticas indispensáveis, porém com economia de material, redução do tempo gasto nestes processos, reduzindo ainda a exposição à radiação ionizante tanto dos pacientes como dos trabalhadores expostos a estas radiações.

A verificação dos sistemas ou equipamentos de raios X é uma das etapas de um programa de controle de qualidade. Desse modo, um programa de garantia da qualidade consiste em um conjunto de atividades e testes técnicos dos equipamentos, que garantam o cumprimento de requisitos pré-estabelecidos de qualidade e que assegurem o funcionamento correto dos equipamentos de modo a se obter uma otimização dos serviços como um todo.

Alguns testes que podem ser realizados nos equipamentos e sistemas de raios X, empregados em calibração de instrumentos, são propostos em regulamentos técnicos e normas em âmbito nacional^(7,8) e ainda internacional⁽⁵²⁻⁵⁴⁾, entre outros.

Desse modo, sempre houve uma preocupação no desenvolvimento de procedimentos de controle de qualidade de feixes de radiação. Um método muito utilizado para a verificação da constância de feixes de radiação é o método denominado "Tandem", que basicamente consiste na utilização de dois dosímetros com dependências energéticas diferentes de suas respostas, permitindo por meio da razão das suas leituras a determinação da energia efetiva de um dado feixe de radiação. A metodologia ou sistema "Tandem" pode ser aplicado utilizando-se

dosímetros termoluminescentes⁽⁵⁵⁻⁵⁷⁾ (TL), ou mesmo, câmaras de ionização construídas para esta finalidade.

Assim, o desenvolvimento de protótipos de câmaras de ionização, constituindo um Sistema Tandem^(26,36-38), para a medida do equivalente de dose pessoal, H_p (10), num simulador, e para a determinação da energia dos feixes incidentes, para utilização como um sistema de referência para laboratórios de calibração de instrumentos, torna-se justificável.

Será possível, com este tipo de sistema dosimétrico, a avaliação da dose absorvida, e ainda a verificação da constância de feixes ou campos padrões de radiação (como boa estabilidade e uniformidade)⁽⁵⁴⁾, o conhecimento dos espectros⁽⁵⁸⁾ dos feixes que serão utilizados, e ainda as características das câmaras de ionização descritas por Knoll⁽⁵⁹⁾ e Attix⁽⁶⁰⁾, para calibração de instrumentos^(61,62).

As câmaras de ionização a serem desenvolvidas deverão ser adequadas ao intervalo de energias⁽⁶³⁾ que se deseja medir e ao tipo de radiação⁽⁶⁴⁻⁶⁶⁾. Estas câmaras de ionização podem formar um sistema "Tandem" de medida, versátil e prático.

Objetivos e aspectos relevantes do trabalho

O objetivo principal deste trabalho foi o desenvolvimento de câmaras de ionização para a medida do equivalente de dose pessoal, H_p (10). Para os testes deste tipo de câmara de ionização foi necessária a implantação de feixes padronizados de radiação X de energias médias, nível radioproteção, por meio do desenvolvimento de uma metodologia dosimétrica e da análise dos parâmetros físicos destes feixes, complementando os arranjos experimentais do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

Uma das principais inovações do trabalho está no fato de que as câmaras de ionização formam um sistema Tandem, que permitem a verificação da constância de feixes de radiação X, nível radioproteção.

As câmaras de ionização desenvolvidas permitirão a obtenção de uma resposta do equivalente de dose pessoal Hp(10) para fótons com energias variando de cerca de 48 keV a 1250 keV, para ângulos de incidência entre 0° e 30°.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 - Sistemas de Raios X

Os equipamentos de raios X chamados de "equipamentos de quilovoltagem" são amplamente utilizados nas áreas de radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia. Estes equipamentos de raios X são ainda bastante utilizados no Brasil, embora estejam sendo substituídos pelos equipamentos de megavoltagem e de elétrons nas clínicas. Os equipamentos de raios X representam um custo mais baixo que os aceleradores; além disso, o custo da terapia com elétrons pode ser proibitivo para alguns serviços de radioterapia⁽⁶⁷⁾. No entanto, com a fabricação nos últimos cinco anos de diversos modelos de aceleradores de elétrons e com sua grande divulgação nos meios médicos, estes sistemas, hoje, são muito utilizados nos hospitais, tanto públicos como particulares. Estes tipos de aceleradores são empregados nos procedimentos dos tratamentos com radioterapia.

O método de produção de raios X de quilovoltagem para radioproteção, diagnóstico e terapia, consiste no uso de um tubo de raios X convencional. Os tubos de raios X são constituídos de um terminal denominado catodo e de um outro denominado anodo, inseridos no interior de uma ampola de vidro, onde é formado vácuo. O catodo consiste de um filamento (normalmente de tungstênio) com formato de uma bobina colocada num sistema focalizador. Quando o filamento é aquecido, elétrons são liberados de sua superfície, sendo este fenômeno conhecido como emissão termoiônica. Quando uma alta tensão (ou quilovoltagem) é aplicada entre o anodo e o catodo, os elétrons liberados são

dirigidos em direção ao anodo e, desse modo, estabelece-se uma corrente elétrica no circuito. A corrente obtida é da ordem de alguns miliampères e normalmente medida por um amperímetro (galvanômetro, ou em um painel digital nos equipamentos mais modernos).

Considerando-se que o meio entre o anodo e catodo está sob alto vácuo, os elétrons, ao atravessarem a distância que separa o anodo e catodo, adquirem velocidades muito altas. No processo de desaceleração dos elétrons, ao colidirem com o anodo, raios X são emitidos em diversas direções. A produção de raios X que acompanha a desaceleração de elétrons é o *Bremsstrahlung* (radiação de freamento). Cerca da metade destes raios X são absorvidos no próprio anodo; da porção restante, somente aqueles raios X que emergem no cone do feixe primário são úteis.

Cerca de 99% da energia depositada no anodo é perdida na forma de calor e somente cerca de 1% dessa energia é transformada em raios X. O sistema focalizador tem a função de concentrar os elétrons sobre uma pequena parte do anodo, denominada ponto focal. Esta parte, para onde os elétrons são focalizados, normalmente é feita de tungstênio ou de uma liga equivalente ao tungstênio. Este material foi escolhido devido ao seu ponto de fusão e número atômico altos (qualidades necessárias para um material ser utilizado como alvo de tubo de raios X). Vários critérios de projeto e operação de sistemas de raios X são abordados por Johns e Cunningham⁽⁶⁸⁾.

2.2 - Interação da radiação com a matéria

Qualquer forma de radiação que tenha energia suficiente para causar a liberação de um ou mais elétrons de um átomo é denominada radiação ionizante. As formas comuns de uso na Medicina são as radiações X, gama e de elétrons, que também são utilizados na área industrial (gamagrafia, irradiação de materiais, entre outros) e nos laboratórios de calibração de equipamentos monitores de radiação.

As radiações possuem energia, como no caso das partículas em movimento, ou por sua própria natureza, como é o caso das radiações eletromagnéticas. Ao atravessar um meio (interagindo com a matéria), a radiação transfere sua energia (total ou parcialmente) para os átomos e moléculas deste meio. A transferência da energia de uma partícula ou de um fóton para os átomos do material absorvente (meio) ocorre por mecanismos de ionização e excitação.

Um processo de interação da radiação com o meio no qual resulte a remoção de um elétron, de um átomo ou molécula, deixando-o com uma carga resultante positiva, é denominado ionização. No entanto, a adição de energia a um sistema atômico ou molecular irá elevá-lo do estado normal de energia ao estado de excitação.

De um modo geral, quando a radiação de partículas carregadas ou radiação eletromagnética atravessa a matéria, o mecanismo predominante da perda de energia é a sua interação com os elétrons do meio (material). No caso das partículas carregadas, isto é facilmente evidenciado a partir da dispersão que elas apresentam ao interagirem com a matéria: no caso das partículas pesadas (prótons, partículas alfa, entre outros), elas são pouco desviadas de sua direção original quando interagem com o meio, perdendo energia. Os elétrons, por sua vez, são desviados em ângulos muito maiores. Estas perdas de energia resultantes de colisões com núcleos são de várias ordens de grandeza menores que a perda de energia que ocorre na interação com os elétrons.

2.2.1 - Interação de fótons com a matéria

Vários fenômenos físicos podem ocorrer durante a interação da radiação X com a matéria; os mecanismos de interação dependem da energia dos fótons, bem como da composição do material alvo (anodo). Os fótons incidentes podem ser desviados de sua trajetória inicial ou podem ser totalmente absorvidos. Quando um desses dois fenômenos ocorrer por meio de uma única interação, tem-se ionização primária, por meio da qual um elétron é arrancado de um átomo

por processos diferentes. Este elétron liberado é chamado elétron secundário e sua energia poderá até ser igual à do fóton incidente, e poderá provocar novas ionizações até que toda sua energia seja liberada. A consequência direta desse fato é que as ionizações ocorridas na matéria, devido às interações com fótons, são pequenas, e a maior parte das ionizações são causadas pelos elétrons secundários.

Entre os mecanismos principais de interação de fótons (radiação gama ou X) com a matéria pode-se citar três: o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares. A probabilidade de ocorrência de um desses processos é determinada pela energia do fóton incidente e pelo número atômico do meio (material). Na interação entre um fóton e a matéria são emitidos ou criados elétrons ou pósitrons que ionizam os átomos do meio.

2.2.2 – Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica⁽⁶⁹⁾ é uma interação entre um fóton e um elétron orbital das camadas mais internas do átomo. O fóton é absorvido pelo átomo e um elétron é ejetado. A energia cinética do elétron ejetado é igual à energia do fóton menos a energia de ligação do elétron. A energia de ligação de um elétron é a energia que deve ser fornecida a ele para removê-lo do átomo.

Para que ocorra este efeito, o fóton incidente no material deve ter uma energia (E_f) pelo menos maior do que a energia de ligação do elétron (W). O excesso de energia do fóton é transferido ao elétron sob forma de energia cinética (E_c). Portanto, a velocidade com que o elétron será ejetado do átomo depende da energia incidente e da energia de ligação do elétron ao átomo. A energia cinética obtida pelo elétron é dada por:

$$E_c = E_f - W \quad (2.1)$$

Quando o elétron é ejetado do átomo, este fica num estado excitado, retornando ao estado fundamental quando um outro elétron de uma camada mais externa ocupar o espaço deixado pelo elétron ejetado. Esta ocupação fará com que seja emitido um fóton de raios X característico.

A probabilidade de absorção fotoelétrica depende da energia do fóton incidente e do número atômico (Z) do absorvedor. O intervalo de probabilidade de ocorrência deste efeito é na faixa de 0 a 100 keV⁽⁵⁹⁾, para um material absorvedor com número atômico (Z) variando entre 1 e 70. Quanto maior o Z , maior será a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico, já que este efeito envolve os elétrons ligados ao átomo; quanto maior o número de elétrons, maior será a probabilidade de interação⁽⁶⁸⁾.

2.2.3 - Espalhamento Compton

O efeito Compton ou espalhamento Compton consiste na colisão entre um fóton e um elétron (que pode ser considerado livre) das camadas mais externas do átomo.

Um elétron deste tipo pode ser considerado livre quando a energia do fóton incidente é muito maior que a energia de ligação do elétron. A energia cinética do elétron espalhado depende do ângulo de espalhamento. Nesse processo, o fóton não é absorvido e, portanto, continua interagindo com os outros elétrons.

Neste caso, o elétron também é ejetado apenas com uma parte da energia do fóton incidente, que é, então, espalhado com uma energia ($E' = h\nu'$) menor do que tinha antes da colisão ($E = h\nu_0$), sendo defletido num ângulo ϕ , em relação à direção original; o elétron é ejetado com um ângulo Θ em relação à direção do fóton incidente.

O elétron ejetado é chamado de elétron de recuo, e a energia cinética (E_c) adquirida por este elétron é dada por:

$$E_c = E [\Theta (1-\cos\phi) / [1+ \Theta (1-\cos\phi)]] \quad (2.2)$$

onde $\Theta = E / m_0c^2$, sendo $E = h\nu_0$ a energia do fóton incidente e m_0c^2 a energia de repouso do elétron (0,511 MeV).

O efeito Compton, no ar, é predominante para energias de fótons acima de 40 keV, envolve uma interação entre um fóton e um elétron quase livre e decresce com o aumento da energia. A probabilidade de ocorrência do efeito Compton por átomo do absorvedor depende do número de elétrons disponíveis como alvos.

2.2.4 - Produção de pares

O processo de produção de pares elétron-pósitron ocorre quando a energia do fóton incidente é maior que pelo menos duas vezes a massa de repouso do elétron, isto é, 1,022 MeV. Neste processo, um fóton perde toda a sua energia em uma colisão com o núcleo, criando um par elétron-pósitron, com uma certa energia cinética. Este efeito aumenta rapidamente com o aumento da energia mínima para formação de pares. A equação 2.3 mostra a distribuição da energia do fóton incidente:

$$E = 1,022 \text{ MeV} + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (2.3)$$

A energia excedente a 1,022 MeV é transferida às duas partículas, sob forma de energia cinética, sendo dividida igualmente entre elas.

Tanto o elétron como o pósitron perdem energia no meio, e quando o pósitron praticamente não apresentar mais energia cinética, este irá se aniquilar com qualquer elétron livre do meio, e serão originados dois fótons, em sentidos

opostos, com energia de 0,511 MeV cada um.

2.2.5 - Atenuação de fótons

Quando se imagina um experimento onde fótons monoenergéticos são colimados em um feixe estreito e incidem em um detector após passarem através de um absorvedor de espessura variável x , o resultado deve ser uma atenuação exponencial da intensidade dos fótons. Cada um dos processos de interação remove o fóton do feixe por absorção ou por espalhamento para fora da direção do detector, podendo ser caracterizado por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento de caminho no absorvedor. A soma destas probabilidades é simplesmente a probabilidade por unidade de comprimento de caminho de que o fóton seja removido do feixe e é chamada de coeficiente de atenuação linear μ . O número de fótons transmitidos I é então dado em termos do número de fótons I_0 sem um absorvedor por:

$$I / I_0 = e^{-\mu x} \quad (2.4)$$

Um outro conceito útil para a caracterização de fótons é o de camada semi-redutora. A camada semi-redutora é definida como sendo a espessura de material necessária para atenuar metade dos fótons, sendo dada pela relação:

$$\text{CSR} = \ln 2 / \mu = 0,693 / \mu \quad (2.5)$$

Este conceito é utilizado para descrever a qualidade de um feixe de raios X, como será discutido na seção 2.3.7.

O uso do coeficiente de atenuação linear, no entanto, é limitado, pelo fato de que ele varia com a densidade do material absorvedor. Desse modo, o coeficiente de atenuação de massa é muito mais prático e mais utilizado, sendo definido como:

$$\text{coeficiente de atenuação de massa} = \mu / \rho \quad (2.6)$$

onde ρ representa a densidade do meio.

2.2.6 – Teoria cavitária

Para se determinar a dose absorvida num meio é necessário introduzir um instrumento sensível à radiação nesse meio. De modo geral, esse instrumento (detector de radiação) difere em número atômico e densidade do meio onde é inserido, representando uma descontinuidade, ou melhor, 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.

A teoria cavitária relaciona a dose absorvida numa cavidade, ou em um detector de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferentes.

Existem vários modelos de teoria cavitária, sendo que o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray, descrita por Attix⁽⁶⁰⁾, tendo sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada.

Para se determinar a dose absorvida em um meio exposto à radiação ionizante, um objeto sensível à radiação deve ser introduzido neste meio, como já dito, sendo que estes meios irão diferir em densidade e número atômico. De acordo com a teoria de Bragg-Gray, esta descontinuidade pode ser um gás, um líquido ou ainda um sólido, e é referida, de uma maneira geral, como uma cavidade.

Em 1929, Gray foi o primeiro a enunciar o princípio cavitário, embora Bragg em 1912 já tivesse discutindo este tema qualitativamente.

Considerando o meio uniformemente irradiado e a ocorrência de equilíbrio eletrônico (definido no item 2.2.7), a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. Desse modo, o princípio da equivalência, enunciado por Gray, diz que "a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido", sendo $1/\rho$ a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio.

A relação de Bragg-Gray pode ser dada por:

$$D_{\text{meio}} = D_{\text{cavidade}} \cdot \left(\frac{mS^{\text{meio}}}{mS^{\text{cavidade}}} \right) \quad (2.7)$$

onde D_{meio} e D_{cavidade} representam a dose absorvida no meio e na cavidade, respectivamente, e $\left(\frac{mS^{\text{meio}}}{mS^{\text{cavidade}}} \right)$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médio do meio e da cavidade.

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos raios delta que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

2.2.7 – Equilíbrio eletrônico

A condição de equilíbrio eletrônico está diretamente ligada à definição da grandeza exposição. De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas de mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e serem considerados na soma total

das cargas produzidas. Se as cargas produzidas foram compensadas pelas cargas a mais consideradas, existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição.

Desse modo, "as capas de equilíbrio eletrônico" empregadas nas câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição desejada (equilíbrio eletrônico).

2.3 – Câmaras de ionização

Durante muitos anos, a dosimetria das radiações esteve diretamente relacionada com a prática da radiologia. Com o objetivo de se controlar a intensidade de radiação, liberada pelas máquinas de raios X então existentes, foram desenvolvidos diversos tipos de sistemas detectores.

Em meados dos anos 30, devido à alta sensibilidade, à boa estabilidade e à boa reprodutibilidade, que fazem parte de suas características operacionais, a câmara de ionização tornou-se o instrumento principal para a detecção de radiação X.

Atualmente, apesar do surgimento de outros sistemas de medida, a câmara de ionização ainda é considerada o instrumento mais prático e preciso para medidas de taxas de exposição e de dose absorvida.

No Brasil, nos últimos anos, diversas câmaras de ionização foram projetadas e construídas para diferentes aplicações, apresentando bons resultados. As câmaras de ionização possuem basicamente um eletrodo coletor central e uma parede de material apropriado que delimita uma cavidade preenchida por um gás.

Os detectores que se baseiam na ionização de um gás são construídos levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no

volume sensível do detector.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás, sendo que sua operação está baseada na coleta de todas as cargas elétricas criadas por ionização direta, por meio da aplicação de um campo elétrico.

Muitos autores de livros clássicos relativos a câmaras de ionização, como Knoll⁽⁵⁹⁾, abordam o tema, mas com omissão de detalhes. Outros autores fornecem em seus textos informações úteis sobre câmaras de ionização, como Attix⁽⁶⁰⁾, Johns e Cunningham⁽⁶⁸⁾, Khan⁽⁶⁹⁾, e Rajan⁽⁷⁰⁾.

As câmaras de ionização mais simples são constituídas por um eletrodo coletor central (anodo) e pela parede da câmara que é revestida de material condutor e que funciona como catodo. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. A forma geométrica da cavidade não é definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas se deve levar em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos, para o caso da recombinação dos íons, e a espessura da parede para se obter a condição de equilíbrio eletrônico.

Entre o anodo e o catodo é aplicada uma diferença de potencial, para separar os pares de íons produzidos, fazendo com que os íons negativos migrem para o anodo e os íons positivos para o catodo. Este fluxo de íons produz uma corrente elétrica extremamente baixa (da ordem de 10^{-12} A) e um instrumento eletrônico sensível (eletrômetro) é utilizado para a sua medida.

Na prática, o equilíbrio eletrônico não pode ser completamente alcançado em uma câmara de ionização com dimensões finitas. Isto é devido à diferença no fluxo de elétrons na entrada e na saída da câmara, que leva à produção de quantidades diferentes de elétrons secundários em posições diferentes da câmara. O termo mais adequado para condições reais de medição é, portanto, equilíbrio

eletrônico transiente.

Desse modo, o detector utilizado para realizar medições sob condições de equilíbrio eletrônico tem que satisfazer às seguintes exigências:

- a espessura da parede do detector deve ser pelo menos igual ao alcance dos elétrons secundários. Isto assegura que os elétrons secundários gerados fora do meio sensível não alcancem o detector;
- a parede do detector deve ser feita de um material equivalente ao meio sensível do próprio detector de modo a assegurar que o espectro e a distribuição angular dos elétrons gerados na parede sejam iguais ao espectro e à distribuição angular dos elétrons gerados no detector.

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correção das leituras para uma densidade do ar de referência, ou seja, para temperatura 20 °C e a pressão atmosférica de 101,3 kPa. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada "corrente de fuga", o que torna necessário o controle da umidade no ambiente do laboratório por meio de desumidificadores de ar e aparelhos de ar condicionado. Costuma-se manter as câmaras de ionização, quando não estão sendo utilizadas, em sistemas desumidificadores com sílica. A correção da leitura de uma câmara de ionização para variação de temperatura e pressão deve ser feita utilizando-se o fator de correção⁽⁶²⁾ por:

$$F_{T,p} = [(273,2 + T) / (273,2 + 20)] \times [101,3 / p] \quad (2.8)$$

onde: p é a pressão em kPa e T é a temperatura em °C.

O efeito da umidade sobre a resposta de uma câmara de ionização pode ser importante, e é praticamente constante para a faixa de umidade relativa do ar de 20 a 80 %, onde a resposta da câmara é aproximadamente 0,3 % maior que no ar seco⁽⁶²⁾.

Existem vários tipos de câmaras de ionização com dimensões e formas de cavidades diferentes. O uso de cada uma 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.

2.3.1 – Câmara de ar livre

Para a medida de exposição segundo a sua definição foi projetada uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre. Este tipo de câmara de ionização é utilizada para a calibração de outros instrumentos que detectam radiação por ionização.

A medida de exposição com uma câmara de ar livre está diretamente relacionada ao princípio de equilíbrio eletrônico. À medida que a energia dos fótons aumenta, é necessário que as dimensões da câmara aumentem consideravelmente, de modo que os critérios adequados 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. Com o aumento da energia, as câmaras de ar livre tornam-se maiores e os coeficientes de correção e tornam elevados, determinando um limite de energia da radiação para a utilização da câmara de ar livre como um padrão primário à pressão atmosférica. As câmaras de ionização de ar livre são largamente utilizadas para medidas de exposição com grande acurácia, para radiação gama e X com energias abaixo de 100 keV.

2.3.2 – Câmara cavitária

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. Esta câmara cavitária utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray, baseando-se na determinação da dose absorvida num material, e que permite medidas de exposição de radiação X e gama até 3 MeV, cobrindo-se a câmara com uma capa de equilíbrio eletrônico. Esta é uma das razões pelas quais a câmara de ionização padrão não pode ser usada para energias maiores que 3 MeV e, como consequência a unidade antiga Roentgen não é definida para radiações de energia maiores que 3 MeV⁽⁶⁸⁾.

2.3.3 – Câmara cilíndrica (tipo dedal)

As câmaras do tipo padrão primário não são adequadas para as medidas de rotina, sendo geralmente utilizadas em laboratórios de padronização primária. Para as medidas rotineiras foi desenvolvido um outro tipo de câmara de ionização, cuja utilização apresenta facilidade de manuseio e grande versatilidade: é denominada câmara de ionização cilíndrica ou do tipo dedal. O seu funcionamento está baseado não apenas no princípio de equilíbrio eletrônico, mas também na teoria cavitária de Bragg-Gray. A combinação destes dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MeV, usando-se apenas um instrumento de medida.

Este tipo de câmara não mede diretamente a exposição e, por isso, precisa ser calibrada em relação a um sistema do tipo padrão primário, sendo portanto denominada de padrão secundário.

A câmara de ionização dedal 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 o material da parede da câmara quanto o do 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 do ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede possui uma espessura sempre maior que o alcance 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. Portanto, a transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo do ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara.

Para feixes de fótons com o valor de energia acima de 300 keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de ^{60}Co (1,25 MeV), é necessária a utilização de espessura adicional na parede da câmara de ionização, ou seja, utilização de uma capa de equilíbrio eletrônico (*build-up*), geralmente feita de polimetil metacrilato (Lucite), a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no seu volume ativo.

2.3.4 – Câmara de placas paralelas (tipo superficial)

A dosimetria da radiação X gerada a baixos valores de potencial (12 a 70 kV) apresenta dificuldades especiais devido à absorção considerável desta radiação mesmo quando se utiliza paredes com pequena espessura de material equivalente ao ar no detector de radiação.

Geralmente, nestes casos, são utilizadas câmaras de ionização de placas

paralelas, também chamadas de câmaras superficiais por serem aplicadas em procedimentos de dosimetria de feixes de radiação X de energias baixas (feixes de radioterapia superficial), onde se pretende determinar a dose a ser dada ao paciente.

As próprias paredes das câmaras de placas paralelas constituem os eletrodos, distanciados um do outro de aproximadamente 5 mm. Deste modo, a probabilidade dos íons positivos e negativos, formados ao longo das trajetórias dos elétrons secundários, liberados na cavidade de ar existente entre os eletrodos da câmara, sofrerem recombinações antes de atingirem o eletrodo coletor, será muito pequena. Isto garante que todos os íons produzidos dentro do volume sensível da câmara serão coletados, isto é, tem-se a saturação da corrente de ionização, mesmo em taxas de exposição altas.

Estas câmaras são muito utilizadas tanto como padrões secundários, como para medidas rotineiras da exposição produzida por campos de radiação X de energias baixas e intermediárias.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a detecção de elétrons com energias menores que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV^(14,15). Dependendo da distância entre a câmara de ionização e a fonte, as medidas desta câmara plana se aproximam de uma câmara de extrapolação.

2.3.5 – Câmara de extrapolação

Um tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas é a câmara de extrapolação, que é também baseada na teoria cavitária de Bragg-Gray, sendo muito utilizada para as medidas de taxas de dose absorvida em campos de radiação X de energias baixas e de radiação beta, sendo ambas pouco penetrantes na matéria.

Este tipo de câmara de ionização possui um parafuso micrométrico, que permite variar com precisão a distância entre os seus eletrodos, obtendo-se assim a corrente de ionização produzida em função da espessura da camada de ar contida dentro do volume sensível da câmara.

As câmaras de extrapolação possibilitam a determinação da dose superficial na pele e a determinadas profundidades do tecido. Estas câmaras são utilizadas para a caracterização de campos padrões de radiação beta, empregados na calibração de detectores de radiação beta.

2.3.6 – Calibração das câmaras de ionização

De modo a garantir que o valor indicado por uma câmara de ionização esteja o mais próximo do valor verdadeiro convencional ("valor real") da grandeza medida, torna-se necessária a calibração da câmara. Obtém-se um fator multiplicativo pelo qual a leitura com a câmara de ionização é corrigida em relação aos valores obtidos com uma câmara padrão (calibrada e com boa qualidade metrológica).

A calibração de uma câmara de ionização pode ser realizada por dois métodos^(12,13,15,17):

- Método ponta-a-ponta, onde a câmara de ionização a ser calibrada e a câmara padrão são irradiadas ao mesmo tempo, posicionadas lado a lado com os eixos longitudinais coincidentes. É essencial que as câmaras tenham construção similar para que a radiação espalhada que irá atingí-las seja aproximadamente a mesma;
- Método da substituição, onde a câmara padrão é exposta ao feixe de radiação e suas leituras são anotadas; em seguida coloca-se a câmara a ser calibrada na mesma condição geométrica da câmara padrão, registrando-se as leituras dela. Ao final do processo

costuma-se recolocar a câmara padrão novamente no feixe de radiação para verificar se houve alguma mudança significativa no feixe.

O segundo método de calibração é usado para a calibração de instrumentos com raios X, em qualidades de radiação, níveis radioproteção, diagnóstico e terapia^(12,13,16). Os dosímetros clínicos são sempre calibrados utilizando-se a técnica da substituição, seja com radiação X ou gama.

Existem, ainda, outros procedimentos de calibração de instrumentos; cada método possui vantagens e desvantagens, e o laboratório de calibração pode escolher um dos métodos em algumas ocasiões e outros métodos em outras ocasiões.

2.3.7 – Qualidade dos feixes de radiação X

Antes de um equipamento de raios X ser utilizado para fins terapêuticos ou para a calibração de instrumentos de campo, é necessário fazer-se um estudo das características dos seus feixes de radiação^(13,16). Este estudo compreende a determinação não só da taxa de exposição ou da taxa de dose absorvida a uma determinada distância, mas também de parâmetros que especifiquem a natureza desta radiação, ou seja, a qualidade da radiação. Tal informação permite um melhor conhecimento do poder de penetração do feixe em um determinado meio de interesse.

A qualidade da radiação é caracterizada pela diferença de potencial aplicada entre os eletrodos do tubo de radiação X, pela filtração total (inerente + adicional) e pela camada semi-redutora. Alguns laboratórios especificam ainda outras grandezas, tais como: o coeficiente de homogeneidade, a energia equivalente do feixe de radiação e, quando necessário, a distribuição espectral dos fótons de feixes de radiação X.

Informações mais completas sobre a qualidade de um feixe de radiação X

e sobre o número e a energia dos fótons presentes neste feixe são dados pelo seu espectro de energia. A determinação destes espectros é possível com a utilização de sistemas espectrométricos adequados para esta finalidade. Entretanto, na prática, estas medidas envolvem processos complexos, dificultando a sua realização rotineiramente. Desse modo, um método alternativo e indireto de determinação do poder de penetração de um feixe de radiação X em alguns materiais foi desenvolvido, levando-se em conta a atenuação do feixe de radiação X. Este método foi baseado na determinação das camadas semi-redutoras, para as diversas energias do feixe.

A camada semi-redutora é definida como sendo a espessura de material absorvedor que atenua um feixe de radiação X, de forma que sua intensidade seja reduzida à metade do seu valor inicial (1ª CSR), ou a um quarto do seu valor inicial, no caso da obtenção da 2ª CSR. O quociente entre o valor da 1ª e da 2ª camadas semi-redutoras fornecerá o coeficiente de homogeneidade do campo de radiação, que permite verificar o grau de homogeneidade do feixe de radiação. Quanto mais próximo do valor 1 for o coeficiente de homogeneidade, mais homogêneo será o feixe de radiação X, isto é, mais próximo de um feixe monoenergético.

A descrição da qualidade de um feixe de radiação apenas em termos da camada semi-redutora não é suficiente. Muitas vezes pode ocorrer que se obtenha um mesmo valor de camada semi-redutora para diferentes combinações de filtração adicional e diferença de potencial aplicado entre os eletrodos de um tubo de raios X, apesar dos espectros de energia dos feixes de radiação, em cada caso, não serem semelhantes. Esta diferença pode ser caracterizada por meio do coeficiente de homogeneidade desses feixes.

2.3.8 – Energia equivalente (efetiva)

O conhecimento da 1ª CSR permite fazer-se uma comparação entre os espectros gerados por feixes heterogêneos e homogêneos (monoenergéticos).

Para isto é necessária a determinação da energia equivalente, que é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo^(12,13).

Por meio do valor da 1ª CSR do feixe de raios X (para alguns materiais de referência, como Al, Cu, Sn, Pb, entre outros), pode-se determinar o coeficiente de atenuação e, utilizando-se tabelas de padrões de coeficientes de atenuação⁽⁷¹⁾, verificar qual a energia correspondente. Este coeficiente⁽⁶⁰⁾ pode ser obtido por:

$$[\mu / \rho] = [\ln 2 / \rho \cdot \text{CSR}] \quad (2.9)$$

onde ρ é a densidade do material (g/cm^3) considerado e μ / ρ o seu coeficiente de atenuação de massa (cm^2/g) para uma energia tal que resulte num valor de CSR (cm) idêntico àquele de um feixe monoenergético. Os valores de μ / ρ são tabelados para vários materiais em função da energia.

2.4 – Grandezas dosimétricas

Entre as modificações ocorridas na matéria exposta à radiação ionizante, na prática, pode-se medir com boa precisão a energia depositada em um material irradiado (simulador, tecido, material dosimétrico, entre outros). Os efeitos da radiação na matéria ainda dependem da extensão do campo de radiação e do grau de interação entre a radiação e a matéria. As grandezas dosimétricas têm como finalidade fornecer uma medida física, num ponto ou numa região de interesse, que esteja relacionada com o efeito biológico real (ou danos) da radiação ionizante. Para fins deste trabalho serão somente apresentadas as grandezas dosimétricas relevante ao bom entendimento dele.

Grandezas dosimétricas como exposição, kerma, dose absorvida e dose equivalente são de grande importância em dosimetria das radiações, assim como nos procedimentos de calibração, sendo suas definições apresentadas na Publicação ICRU 60⁽⁷²⁾.

A grandeza exposição, X , é o quociente de dQ por dm , onde dQ é a carga total de um mesmo sinal produzida no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons em uma determinada massa de ar dm são completamente freados:

$$X = dQ / dm \quad (2.10)$$

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, sendo definida como a habilidade ou a capacidade dos raios X e gama em produzir ionizações no ar. Ela não é definida para nêutrons, partículas alfa ou beta.

A grandeza exposição é expressa no Sistema Internacional em $C. kg^{-1}$ como mostrado pela definição, sendo a sua unidade antiga o roentgen ($1 R = 2,58 \times 10^{-4} C. kg^{-1}$), cujo uso não é mais recomendado. A exposição possui duas limitações fundamentais: uma é que ela está somente definida para fótons que interagem no ar; a outra é que envolve um limite superior de energia dos fótons em cerca de 3 MeV.

Estas limitações foram superadas com a introdução da grandeza kerma, K , que é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não-carregadas (fótons e nêutrons) em uma massa dm de material, assim:

$$K = dE_{tr} / dm \quad (2.11)$$

A unidade de kerma é o $J.kg^{-1}$ ou gray (Gy). Esta grandeza é definida com respeito ao material específico em que as interações estão ocorrendo (kerma no ar, kerma na água, entre outras).

A dose absorvida em um material, D , é o quociente de $d\bar{E}$ / dm , onde $d\bar{E}$ é a energia média transferida à matéria de massa dm :

$$D = d\bar{E} / dm \quad (2.12)$$

A unidade de dose absorvida é J.kg^{-1} ou gray (Gy). A dose absorvida é utilizada como um bom indicador físico de resposta biológica.

A dose equivalente é uma grandeza conhecida e discutida principalmente porque seu nome, sua representação e sua unidade causam alguma confusão em relação ao equivalente de dose. Representada por H_T , a dose equivalente diferencia-se do equivalente de dose (que pode ser medido diretamente) por utilizar fatores de peso da radiação, fato este que é importante considerar quando o campo de radiação é composto por tipos diferentes de radiações. Desse modo, a dose equivalente⁽⁶²⁾ é dada por:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.13)$$

onde w_R é o fator de peso da radiação R e $D_{T,R}$ é a dose absorvida média num tecido T devido à radiação R . Sua unidade no S.I. é o J. kg^{-1} e também recebe o nome especial de sievert (Sv).

Nos últimos anos, a IAEA tem incorporado as recomendações da ICRP, quanto à limitação de dose para fins de radioproteção. O sistema de limitação de dose adotado pela IAEA está baseado nas doses equivalentes em vários órgãos ou tecidos, H_t , de uma dose individual e ainda atribuindo pesos à soma da dose equivalente em alguns tecidos e órgãos, ou melhor, à dose efetiva, E . Estas grandezas de radioproteção não são mensuráveis. Elas devem ser estimadas, por meio do uso das grandezas que podem ser mensuráveis sob condições operacionais. Estas grandezas são definidas de acordo com o meio que irá recebê-las, ou melhor, se for o corpo humano o meio receptor, denominam-se grandezas para monitoração individual⁽⁶²⁾.

As radiações ionizantes podem ser denominadas como sendo pouco ou muito penetrantes, sendo determinado um valor limitador de equivalente de dose,

por exemplo, para limitação de dose para radiações pouco penetrantes, o equivalente de dose no cristalino ou na pele. Para radiações muito penetrantes, estabeleceu-se a dose efetiva como limitador de dose mais adequado para a proteção dos indivíduos, que trabalham com radiação ionizante⁽⁶²⁾.

Desse modo, foram introduzidas as grandezas operacionais especialmente definidas para uso em radioproteção nas práticas de monitoração de área e individual. Objetivando definir grandezas operacionais que: pudessem ser aplicadas a todos os tipos de radiações, que fossem relacionadas às grandezas primárias, que fossem mensuráveis e definidas em um ponto em um simulador adequado e, que estimassem de forma aceitável as grandezas limitantes, a ICRU introduziu para monitoração de área o equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, e o equivalente de dose direcional, $H'(d)$, e, para monitoração individual, o equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$. A Tabela 2.1 mostra um resumo das grandezas operacionais.

Tabela 2.1 – Resumo das grandezas operacionais para monitoração de área e individual⁽⁶²⁾

Radiação externa	Grandeza limitante	Grandeza operacional para	
		Monitoração de área	Monitoração individual
Radiação fortemente penetrante	Dose efetiva	$H^*(10)$	$H_p(10)$
Radiação fracamente penetrante	Dose na pele	$H'(0,07)$	$H_p(0,07)$
	Dose no cristalino	$H'(3, \alpha)$	$H_p(3)$

O equivalente de dose ambiental e o equivalente de dose direcional são grandezas operacionais para monitoração de área. São grandezas definidas em

um objeto simulador, a esfera da ICRU, que é uma esfera de material equivalente ao tecido (*tissue equivalent*), com 30 cm de diâmetro e densidade de 1 g.cm^{-3} , sendo que esta esfera é considerada similar ao tronco humano no que se refere ao espalhamento e à atenuação dos campos de radiação.

O equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$, em um ponto de um campo de radiação, é o equivalente de dose que poderia ser produzido por um correspondente campo expandido e alinhado, na esfera da ICRU, em uma profundidade d , no raio oposto à direção do campo alinhado. A sua unidade é o J.kg^{-1} . O nome da sua unidade especial é sievert (Sv).

O equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$, para um ponto no campo de radiação, é o equivalente de dose que poderia ser produzido por um campo expandido, na esfera da ICRU em uma profundidade d , no raio em uma direção específica Ω . A sua unidade é o J.kg^{-1} . O nome da sua unidade especial é sievert (Sv).

No caso de radioproteção, é desejável caracterizar-se a irradiação potencial dos indivíduos em termos de uma única grandeza equivalente de dose, que pode ser verificada por meio da utilização de um objeto simulador de corpo humano, ou de partes do corpo humano; ele deve possuir dimensões adequadas ao tamanho e ao formato do órgão que se deseja simular, e ainda com densidade do material próxima ao do tecido humano.

Para monitoração individual, foram introduzidas as grandezas operacionais denominadas equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ para radiações muito penetrantes, e $H_p(3)$ e $H_p(0,07)$ para radiações pouco penetrantes. O equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$, é o equivalente de dose em um tecido equivalente da ICRU⁽⁶²⁾, a uma certa profundidade apropriada d , em um ponto especificado no corpo humano. Para fins de simplificação, a indicação deve ser expressa em milímetros.

O equivalente de dose pessoal é dado em $J.kg^{-1}$, sendo sua unidade especial o sievert (Sv).

A calibração de um dosímetro é definida como a determinação quantitativa, sob um conjunto de condições padrões e controladas, da indicação dada por um instrumento medidor de radiação, como uma função do valor da grandeza que o instrumento pretende medir^(12,13,16,62).

Com as calibrações rotineiras pretende-se determinar um coeficiente de calibração apropriado para as aplicações de rotina do monitor de radiação. A calibração rotineira pode ser de natureza confirmatória; desse modo, ela é realizada para verificar se a calibração inicialmente realizada pelo fabricante no instrumento está ainda válida, ou melhor, se o valor do coeficiente de calibração obtido na calibração inicial permanece ainda adequado mesmo após um longo tempo de uso do equipamento.

Calibrações especiais podem ser realizadas nos instrumentos medidores de radiação, quando os instrumentos forem operar em condições anormais ou especiais de uso, ou melhor, em condições diferentes daquelas rotineiras. É importante verificar se o equipamento escolhido para a aplicação especial possui características que permitem que ele opere nestas condições. Caso contrário, os equipamentos só devem operar nas condições para os quais foram projetados e desenvolvidos, ou seja, conforme as especificações que constam dos manuais técnicos, fornecidos por seus fabricantes.

O valor verdadeiro convencional (V_{VC}) de uma determinada grandeza é a melhor estimativa de seu valor, que deverá ser determinado por meio de um sistema padrão primário ou secundário de medida, ou por um instrumento de referência que tenha sido calibrado contra um padrão primário ou secundário⁽⁶²⁾. O V_{VC} , em geral, é tido como um valor suficientemente próximo do valor verdadeiro (V_V) de uma grandeza. A diferença entre estes valores é considerada insignificante para um determinado uso (ou seja, os valores de V_{VC} e V_V são muito

próximos, sendo que o primeiro valor pode representar o segundo com grande aproximação).

Na calibração de um sistema detector de radiação, surge um elemento importante que é o coeficiente de calibração. Ele é definido como o V_{VC} da grandeza que o instrumento pretende medir (o mensurando), dividido pela indicação obtida pelo dosímetro (que pode ser corrigida, se necessário).

Para a calibração de dosímetros, quando se deseja transformar uma grandeza dosimétrica em outra, são empregados os coeficientes de conversão. Um coeficiente de calibração muito empregado nas rotinas de calibração de dosímetros é o coeficiente de conversão de kerma no ar para equivalente de dose no caso de qualidades de radiação de fótons.

Desse modo, pode-se determinar as etapas adequadas para a obtenção do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, a partir das medidas de carga realizada pela câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, cujo desenvolvimento será apresentado neste trabalho, para utilização em campos padrões de radiação X, nível radioproteção, definidos na norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾.

Para a determinação do V_{VC} do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, utilizando-se a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, deve-se estabelecer um procedimento inicial de medição.

Considerando que, durante a calibração de um dosímetro, podem ocorrer variações moderadas nas grandezas físicas que caracterizam as propriedades dosimétricas do campo de radiação (por exemplo, taxa de kerma no ar), a utilização de um instrumento monitor (câmara monitora) permite realizar a correção do valor medido, caso haja uma variação nos feixes de radiação. Esta técnica é frequentemente empregada durante as calibrações de dosímetros em feixes de raios-X, para corrigir as variações na taxa de kerma no ar, quando é utilizada a técnica de calibração por substituição (ou melhor, quando

alternadamente o dosímetro de referência é substituído pelo dosímetro sob calibração, que deve ser posicionado no mesmo lugar onde o de referência havia sido posicionado, na mesma geometria de irradiação, em relação ao mesmo ponto focal do tubo de raios-X).

A grandeza equivalente de dose H no ponto de teste, está relacionada ao coeficiente de calibração da câmara monitora, N_m , e o seu valor medido (ou indicado), m , é dado por:

$$H = N_m \times m \quad (2.14)$$

De modo análogo, as relações 2.15 e 2.16 estão relacionadas aos coeficientes de calibração do dosímetro de referência (N_R) e do dosímetro sob calibração respectivamente (N_I).

$$N_R = H / hM_R \quad (2.15)$$

$$N_I = H / M_I \quad (2.16)$$

onde h = coeficiente de conversão, da grandeza medida pelo instrumento de referência para a grandeza de equivalente de dose associada com o instrumento sob calibração;

M_R = valor medido pelo instrumento de referência, corrigido para as condições de referência de temperatura e pressão;

M_I = valor medido pelo instrumento sob calibração, corrigido para as condições de referência de temperatura e pressão;

N_R = coeficiente de calibração do instrumento de referência;

N_I = coeficiente de calibração do instrumento sob calibração.

Nas relações anteriores, 2.15 e 2.16, pode-se eliminar a grandeza H , por meio da introdução dos valores das leituras da câmara monitora, quais sejam, m_R e m_I , que correspondem às medidas realizadas pela câmara monitora durante as

irradiações do instrumento de referência e sob calibração, corrigidas para variações da densidade do ar, respectivamente.

Desse modo, com a introdução dos valores das medidas da câmara monitora nas relações 2.15 e 2.16, obtém-se:

$$N_R = N_m \cdot m_R / hM_R \quad (2.17)$$

$$N_I = N_m \cdot m_I / M_I \quad (2.18)$$

onde m_R = valor medido pelo câmara monitora durante a irradiação do instrumento de referência, corrigido para as condições de referência de pressão e temperatura;

m_I = valor medido pelo câmara monitora durante a irradiação do instrumento sob calibração, corrigido para as condições de referência de pressão e temperatura.

Dividindo-se a relação 2.18 pela relação 2.17, obtém-se uma relação onde o coeficiente de calibração da câmara monitora, N_m , desaparece, e desse modo, tem-se o coeficiente de calibração do instrumento sob calibração, N_I .

A relação 2.19 mostra como se determina o coeficiente de calibração do dosímetro a ser calibrado.

$$N_I = N_R (hM_R / m_R) \cdot (m_I / M_I) \quad (2.19)$$

Quando a calibração de um dosímetro é realizada pelo método da substituição, ou seja, a câmara de ionização sob calibração é posicionada no feixe de radiação imediatamente após a medida com a câmara padrão que será retirada, e estando ambas sob as mesmas condições de irradiação e geometria, pode-se eliminar os termos m_R e m_I da relação (2.19), uma vez que, se houver uma variação nas leituras, esta será pequena⁽⁶¹⁻⁶²⁾; então não será necessária a

correção das leituras pelo valor obtido pela câmara monitora.

2.5 – Sistema Tandem

Existem casos em que a determinação da energia efetiva não pode ser feita pela definição, isto é, pela medida da camada semi-redutora, como por exemplo para feixes não unidirecionais ou quando se deseja determinar a energia efetiva de um feixe de radiação num material sólido⁽⁵⁶⁾. Para estes casos, existe um método alternativo, baseado na determinação da exposição com a aplicação de dois dosímetros possuindo diferentes dependências energéticas. Este método, denominado "Tandem", consiste em se utilizar a dependência energética da razão entre os valores das curvas de calibração em energia das respostas dos dosímetros para a determinação da energia efetiva de um dado feixe de radiação⁽⁷³⁾.

A exatidão do método dependerá não só das incertezas inerentes dos dosímetros utilizados no sistema Tandem mas também do grau de dependência energética das suas respostas. Quanto mais elas diferirem entre si, tanto maior será a variação da razão entre elas em função da energia e maior a exatidão na determinação desta última grandeza.

Kenney e Cameron⁽⁵⁴⁾ em 1963 e Gorbics e Attix⁽⁵⁵⁾ em 1968 foram os primeiros a sugerirem o uso de materiais termoluminescentes na determinação da energia de radiações gama e X por meio do método Tandem.

Uma avaliação experimental da energia de um campo de radiação X ou gama por dosímetros termoluminescentes pode ser realizada por meio do método Tandem. Este método consiste em se determinar a razão entre as respostas de dois materiais termoluminescentes de diferentes números atômicos efetivos, ambos expostos em condições idênticas a vários feixes de radiação X com energias diferentes. Obtém-se a curva Tandem. Uma grande diferença nos números atômicos efetivos dos dois materiais termoluminescentes causa uma

acentuada diferença nas suas respostas, quando irradiados com fótons de energias baixas e intermediárias. O sistema Tandem melhor será formado quando:

a) um dos dosímetros possuir uma acentuada dependência energética em relação ao segundo e,

b) o outro dosímetro apresentar uma resposta pouco dependente da energia.

É conveniente salientar que quanto maior for a inclinação da curva Tandem, maior será a precisão na determinação da energia. O conhecimento da energia permite a avaliação da dose absorvida em um ponto de interesse dentro de um meio, por meio de uma curva de calibração numa energia de referência.

O método Tandem de câmaras de ionização, proposto por Albuquerque e Caldas^(24,25,26), exige o conhecimento detalhado da dependência energética das respostas das câmaras utilizadas (neste caso foram utilizadas câmaras de ionização idênticas, mas que possuíam eletrodos coletores de materiais diferentes). Esta dependência energética é determinada em termos de energia efetiva obtida por meio do uso do conceito de camada semi-redutora.

O método, extremamente simples, pode portanto ser utilizado para a determinação tanto da energia efetiva como da taxa de exposição no ar de um feixe de radiação X, apenas pela medida das respostas das duas câmaras do sistema Tandem. A energia efetiva é determinada pela razão entre as medidas do par de câmaras de ionização utilizadas para formar o sistema Tandem, e a taxa de exposição ou a taxa de dose pode ser obtida pela medida da câmara com dependência energética praticamente desprezível (que é recomendada pelas normas internacionais para a faixa de energia em questão).

Inicialmente é necessário determinar-se as camadas semi-redutoras pelo método convencional (com absorvedores especiais) para posteriormente poder-se utilizar o sistema Tandem para as verificações rotineiras das condições do feixe de

raios X utilizado, num período de tempo muito menor do que aquele necessário para as medidas de camadas semi-redutoras.

O procedimento do sistema Tandem é rápido, prático e dispensa o uso de absorvedores de diversas espessuras e alta pureza, importados, e de arranjos especiais. É um procedimento facilmente incorporável aos programas de controle de qualidade de feixes de radiação X.

Para os propósitos deste trabalho não há necessidade imperiosa de “boa inclinação” e “bom formato” das curvas Tandem, mas a reprodutibilidade das medidas para os equipamentos e para as faixas de energia em questão tem uma importância maior. Também não são necessários gráficos, já que os valores a serem comparados são as próprias medidas; os gráficos têm a utilidade de auxiliar a visualização do comportamento dos dados.

2.6 – Espectrometria de feixes de radiação

O conhecimento e a medida dos espectros de raios X das qualidades que foram implantadas pode auxiliar no programa de controle de qualidade destes feixes e revelam seu comportamento e sua estabilidade ao longo do tempo (alterações ou mudanças espectrais).

Pode-se definir um espectro de raios X como a distribuição de energia da radiação produzida em um feixe de raios X⁽⁵⁶⁻⁵⁸⁾. O conhecimento do espectro de raios X permite, por exemplo, o entendimento das etapas de produção de imagens diagnósticas e, desse modo, viabilizando a redução de dose no paciente com a melhoria da qualidade da imagem produzida. O espectro de energia e o número de fótons de um feixe de raios X podem ser modificados por alguns parâmetros de ajuste do sistema gerador de raios X, que alteram a intensidade e a qualidade do feixe.

Um espectro de raios X é basicamente formado por duas partes: uma contínua e outra em linhas discretas (estas partes são distintas e superpostas). A

contínua é causada pelos raios X de *bremsstrahlung* e surge de energias muito baixas até uma energia máxima, que é numericamente igual à diferença de potencial aplicada ao tubo (tensão). As linhas discretas decorrem dos raios X característicos. A filtração inerente e adicional eliminam as energias baixas (indesejáveis), que poderiam ser absorvidas pelo paciente.

A intensidade de um feixe de raios X representa a quantidade de fótons produzidos e emitidos de um tubo de raios X. A quantidade de raios X gerados é proporcional ao número atômico (Z) do material componente do alvo. Além disso, existem ainda outros fatores que interferem na intensidade do feixe de raios-X: a corrente aplicada ao tubo (mA), a forma de onda da tensão que pode alterar o número de elétrons emitidos em direção ao anodo, a espessura de material atenuador que o feixe atravessa e a distância percorrida pelo feixe até o ponto de medição.

Assim, a qualidade de um feixe de raios X é afetado por vários fatores: material do alvo do tubo, forma de onda da tensão, filtração do feixe, tensão de pico. O material do alvo e a forma de onda da tensão são característicos do equipamento de raios X, desse modo não podendo ser alterados ou modificados pelo operador do sistema de raios X.

Pode-se dizer que a energia máxima dos fótons emitidos de um tubo de raios X é igual à energia cinética máxima dos elétrons que se chocam no alvo, determinada pela escolha da tensão de pico (kVp). Assim, a qualidade do feixe de raios X produzido é proporcional à tensão de pico escolhida: quanto mais energética for a radiação, maior também será o valor da camada semi-redutora necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade.

Tem-se que a produção de raios X é diretamente proporcional ao número de elétrons emitidos pelo filamento que atingem e colidem com o alvo. Quanto maior for a corrente no catodo do tubo de raios X, maior será a quantidade de elétrons, e assim maior será a produção de raios X. O aumento da corrente não

modifica a qualidade do feixe, embora possa ocorrer uma ligeira variação do fator de ondulação (ou *ripple*)¹ da tensão com o novo valor de corrente selecionada.

Uma vez selecionadas a tensão (kVp) e a corrente (mA) do sistema de raios X, a quantidade de raios X produzidos é proporcional ao número atômico do material do alvo, muito embora o pico de intensidade do espectro corresponda sempre à mesma energia, que foi determinada pela tensão selecionada. É importante lembrar que quanto maior o número atômico do material do alvo do tubo de raios X, maior também será a energia dos raios X característicos.

A forma de onda da tensão aplicada, em um tubo de raios X ligado a um gerador de alta tensão trifásico (transformador e eletrônica de controle associada) produzirá uma quantidade maior de raios X, do que um tubo ligado a um gerador de alta tensão monofásico. Isto se deve ao fato que o gerador trifásico possui um fator de ondulação menor da tensão. Além disso, a energia efetiva de um feixe produzido em um gerador trifásico é maior, porque a tensão permanece com valores maiores durante todo o tempo de exposição. Desse modo, pode-se dizer que a qualidade e a intensidade do feixe de raios X são proporcionais à forma de onda da tensão.

A distância entre o tubo de raios X e o ponto de medição não influencia significativamente a qualidade do feixe de raios X, mas afetam somente sua intensidade (a intensidade diminui com o inverso do quadrado da distância). A exceção à regra mencionada anteriormente ocorre para feixes de energias baixas que sofrem uma grande atenuação pelo ar, modificando seu espectro.

2.7 – Avaliação das incertezas

Quando se realiza uma avaliação prática ou ensaio surge o conceito de erro e de valor verdadeiro. Desse modo, simplesmente, pode-se dizer que um erro

¹ É definido como uma componente de tensão alternada (variável no tempo) que está sobreposta à tensão (kVp) selecionada do equipamento de raios X. Esta componente indesejável modifica o valor de pico da tensão selecionada.

possui um valor numérico e um sinal. Em contraste, a incerteza associada com a medida é um parâmetro, que caracteriza a dispersão do valor medido. Este parâmetro é normalmente uma estimativa do desvio padrão. Uma incerteza, entretanto, não possui um sinal conhecido e é usualmente considerado que ele é simétrico (positivo ou negativo). Se os erros foram exatamente conhecidos, o valor verdadeiro pode ser determinado sem maiores problemas.

Segundo a norma ISO para expressão das incertezas⁽⁷⁴⁾, a avaliação das incertezas é classificada em dois tipos: uma avaliação denominada do Tipo A, que é obtida pela análise estatística de séries de observações (medidas); uma outra avaliação é, a do Tipo B, que é obtida por outros meios diferentes da análise estatística de séries de observações. A incerteza dita combinada é obtida a partir das incertezas dos Tipos A e B, sendo a incerteza combinada dada pela raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as incertezas, e ainda a incerteza expandida, dada pela multiplicação da incerteza combinada por um fator de abrangência. Para fins da determinação das incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração, utilizou-se o fator de abrangência $k=2$, relativo a um intervalo de confiança (P) de 95 %⁽⁷⁴⁻⁷⁷⁾.

Toda a avaliação das incertezas associadas à resposta das câmaras de ionização desenvolvidas e utilizadas neste trabalho, durante os ensaios e calibrações realizadas, atenderam ao recomendado pela norma ISO GUM⁽⁷⁴⁾.

Assim, a incerteza expandida foi determinada para cada medidor de radiação por meio da relação:

$$U_{95} = k \times u_c \quad (2.20)$$

onde k = fator de abrangência que corresponde a um nível de confiança de 95 %;
 u_c = incerteza padrão combinada.

Os fatores componentes que afetam a incerteza padrão combinada de

relevância para este trabalho foram:

- a) Reprodutibilidade da resposta do medidor de radiação, u_1 , que é uma componente do Tipo A, foi determinada por meio da relação:

$$u_1 = s / (n)^{1/2} \quad (2.21)$$

onde s = desvio padrão das medidas;

n = número de resultados obtidos com o medidor de radiação. Neste caso, n foi igual a dez (dez medidas realizadas para cada ensaio).

- b) Posicionamento do medidor de radiação, u_2 , é uma incerteza associada ao posicionamento do medidor do Tipo B; foi determinada levando-se em consideração a resolução do sistema de posicionamento (régua de aço graduada) utilizada para medida da distância fonte-detector; o valor é dado pela relação:

$$u_2 = 0,05 / (3)^{1/2} \quad (2.22)$$

- c) Calibração do sistema padrão, u_3 , é a incerteza do sistema padrão de calibração do Tipo B e o seu valor é obtido diretamente do certificado de calibração da câmara de ionização padrão ou de referência utilizada nos ensaios.

Desse modo, o valor da incerteza padrão combinada foi obtido por meio da relação:

$$u_c = [(u_1)^2 + (u_2)^2 + (u_3)^2]^{1/2} \quad (2.23)$$

Constata-se por meio dos certificados de calibração das câmaras de ionização padrões, que em todos os casos a incerteza associada ao coeficiente de calibração da câmara de ionização padrão foi o maior fator, de modo que ele foi o fator que mais influenciou na incerteza expandida.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

As câmaras de ionização de placas paralelas, desenvolvidas em sistema Tandem, confeccionadas neste trabalho, apresentam uma diferença em relação ao material utilizado para construção dos eletrodos internos (eletrodos coletores) e dos anéis de guarda, sendo que uma das câmaras possui os eletrodos de alumínio, enquanto que na outra os eletrodos são de grafite. As câmaras de ionização desenvolvidas serão descritas em um próximo capítulo, pois é o objetivo principal desta tese. Este capítulo apresenta as características e os detalhes dos outros materiais e equipamentos utilizados neste trabalho.

3.1 - Sistemas de medida

Os sistemas dosimétricos (conjunto câmara de ionização + eletrômetros) foram testados, quando possível, de acordo com os procedimentos e recomendações nacionais^(1,7) e internacionais⁽⁷⁸⁻⁸¹⁾.

As câmaras de ionização desenvolvidas foram acopladas a eletrômetros da marca *Physikalisch Technische Werkstätten* (PTW), assim como as câmaras de ionização de referência e a câmara monitora de feixe de radiação X.

Os eletrômetros PTW utilizados com as câmaras de ionização permitem a variação da tensão de polarização das câmaras, assim como a inversão da polaridade de tensão, positiva ou negativa. Permitem ainda a variação de tensão em intervalos de 50 volts. As características principais dos eletrômetros utilizados são mostradas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Características dos eletrômetros utilizados neste trabalho.

Fabricante	Modelo	Número de Série	Tensão na Câmara	Acurácia das Medições
PTW-Freiburg	UNIDOS	10474	0...± 400 V	≤ 0,5% leitura + 1 dígito
PTW-Freiburg*	UNIDOS E	0190	0...± 400 V	≤ 0,5% leitura + 1 dígito
Radcal Corporation	9015	0280	+ 260 V	4% leitura + 1 dígito

*Este eletrômetro foi somente utilizado com a câmara monitora do sistema Pantak/Seifert.

Para o estudo da dependência energética, as câmaras de ionização foram inicialmente calibradas em feixes padrões de radiação X, por meio da técnica da substituição⁽¹³⁾. Nesta técnica de calibração, um instrumento de referência é colocado no campo de radiação desejado tomando-se uma série de leituras e obtendo-se um valor médio; logo após, o instrumento a ser calibrado substitui o de referência, e nas mesmas condições de irradiação e geometria (os dois instrumentos devem ser posicionados à mesma distância, ou na mesma posição) é tomada uma série de leituras deste último instrumento obtendo-se um valor médio. Desse modo, após as medidas realizadas com os dois equipamentos, o coeficiente de calibração⁽¹⁰⁾ é obtido por meio da comparação entre os valores médios das leituras.

As câmaras de ionização pertencentes aos sistemas padrões de referência utilizados para os testes e a calibração das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, incluindo suas características são mostradas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 Características dos sistemas padrões utilizados nos ensaios.

Qualidade da Radiação	Câmara de Ionização	Volume Sensível (cm ³)	Eletrômetro (marca/modelo)
Radioproteção	PTW W32002-A ¹	1000	PTW/UNIDOS
Radioproteção	PTW W32002-B ²	1000	PTW/UNIDOS
Diagnóstico	PTW 77334 ³	1,0	PTW/UNIDOS
Mamografia	10X5-6M ⁴	6,0	Radcal/9015
Terapia	PTW M23344 ⁵	0,2	PTW/UNIDOS
⁶⁰ Co e ¹³⁷ Cs	PTW W32002-A ¹	1000	PTW/UNIDOS
Radioproteção e Diagnóstico	PTW W31002 ⁶	0,125	PTW/UNIDOS
Radioproteção e Diagnóstico	PTW W31003 ⁷	0,3	PTW/UNIDOS

1 Certificado de calibração Nº C04/122003 (IRD-LNMRI) – RJ - Brasil

2 Certificado de calibração Nº 96D035 (DKD) - Alemanha

3 Certificado de calibração Nº 5222 (PTB) - Alemanha

4 Certificado de calibração Nº R00-0060 (CDRH-FDA) - EUA

5 Certificado de calibração Nº 96D032 (DKD) - Alemanha

6 Certificado de calibração Nº 960867 (PTW) - Alemanha

7 Certificado de calibração Nº 96D030 (DKD) - Alemanha

Como as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho não são seladas, todas as medições foram corrigidas para as condições normais de temperatura e pressão, isto é, $(20,0 \pm 0,1) ^\circ\text{C}$ e $(101,3 \pm 0,1) \text{ kPa}$; as câmaras devem ser operadas em ambiente com umidade relativa do ar em torno de 50 %, uma vez que o número de pares de íons formados por unidade de caminho percorrido é uma

função da densidade do gás em uma câmara de ionização. A correção $F_{T,p}$ para as condições de referência de temperatura e pressão é dada por:

$$F_{T,p} = [(273,2 + T) / (273,2 + 20)] \times [101,3 / p] \quad (3.1)$$

onde: p é a pressão em kPa e T é a temperatura em $^{\circ}\text{C}$, durante o procedimento de calibração.

A Figura 3.1 mostra um sistema dosimétrico, composto por um eletrômetro PTW UNIDOS e uma câmara de ionização esférica de 1,0 litro (PTW 32002-A) e outra câmara de ionização de placas paralelas de 1,0 cm^3 (PTW 77334); estas câmaras correspondem aos padrões de radioproteção e radiodiagnóstico, respectivamente.



Figura 3.1. Sistema dosimétrico composto por um eletrômetro PTW UNIDOS e uma câmara de ionização esférica de 1,0 litro (PTW 32002-A) e outra câmara de ionização de placas paralelas de 1,0 cm^3 (PTW 77334).

3.2- Sistemas de radiação

Os ensaios com radiação gama foram realizados com uma fonte radioativa de ^{60}Co de um sistema irradiador gama confeccionado nas oficinas do IPEN; a

fonte está inserida em uma blindagem de chumbo com formato cilíndrico e de acionamento manual, com atividade nominal de 18 GBq (outubro de 2005); outra fonte utilizada foi de ^{137}Cs proveniente de um irradiador da STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, Alemanha, modelo OB85, com fontes emisoras de radiação gama de ^{60}Co (18,0 GBq), ^{137}Cs (651 GBq), ^{241}Am (7,3 GBq) e ^{226}Ra (0,4 GBq), sendo que a data de referência para todas as fontes mencionadas é dezembro de 2005. As qualidades de radiação gama implantadas nos irradiadores acima mencionados, atendem ao recomendado pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, para qualidades de feixes de radiação, nível radioproteção. A Figura 3.2 mostra o sistema irradiador gama STS, modelo OB85.

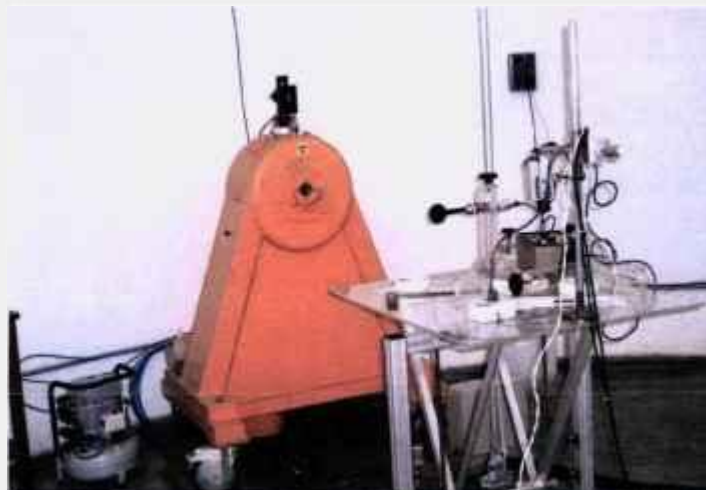


Figura 3.2. Sistema de radiação gama, marca STS, modelo OB85, no detalhe ao fundo, e câmara de ionização posicionada para irradiação.

Foram utilizados os seguintes sistemas de radiação X:

- Sistema de radiação X de energias baixas, constituído por um gerador Rigaku Denki Co. Ltd., Japão, tipo Geigerflex (potencial constante), acoplado a um tubo Philips, modelo PW 2184/00, com janela de 1 mm de Berílio e alvo de Tungstênio. A tensão de operação do sistema vai de 20 a 60 kV e a corrente do tubo pode variar entre 2 e 80 mA. Sua potência máxima é de 3,0 kW. O sistema possui um obturador do feixe (*shutter*), marca PTW, modelo 6801. O sistema monitor é composto por uma câmara de transmissão PTW, modelo Tch 7786/k

tipo 24390, série 2882, acoplada ao eletrômetro PTW, modelo DUO/4, série 21142-301086. Neste sistema estão implantadas qualidades de radiação para a calibração de monitores portáteis (nível radioproteção), com energias de 33 e 48 keV, e ainda qualidades de radiação nível radioterapia, com energias de 15,5 a 21,2 keV. As Tabelas 3.3, 3.4, 3.5 e 3.6 mostram as qualidades de feixes de raios X, níveis radioterapia, mamografia (feixes diretos e atenuados) e radioproteção (energias baixas), utilizadas nos testes. Os feixes de radiação X implantados seguiram as recomendações das normas ISO 4037-1⁽¹⁶⁾ para qualidades de radiação, nível radioproteção; os feixes de radiação X, nível radioterapia, são os das mesmas qualidades do Laboratório NPL (*National Physical Laboratory*), da Inglaterra (radioterapia, de energias baixas) e as qualidades de radiação X, nível mamografia, são as mesmas qualidades do Laboratório CDRH/FDA (*Center for Devices and Radiological Health / U.S. Food and Drug Administration*), dos E.U.A.

- Sistema de radiação X de energias intermediárias, constituído por um gerador Agfa NDT Pantak/Seifert GmbH & Co. KG., Alemanha, modelo ISOVOLT 160 HS, tipo potencial constante, acoplado a um tubo Comet, modelo MRX 160/22, com janela de 1 mm de Berílio e alvo de Tungstênio. A tensão de operação do sistema vai de 5,0 a 160 kV e a corrente do tubo pode variar entre 0,1 e 45 mA. Sua potência máxima é de 3,0 kW. O sistema possui um obturador do feixe (*shutter*), marca Pantak Seifert. O sistema monitor é composto por uma câmara de transmissão PTW, modelo 34014, série 0031, acoplada ao eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E 10010, série 190. Neste sistema estão implantadas qualidades de radiação para a calibração de monitores portáteis e câmaras de ionização, nível radiodiagnóstico, com energias de 27,15 a 82,10 keV. As Tabelas 3.7 e 3.8 mostram as qualidades de feixes de raios X, nível radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados), utilizadas nos testes. As qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico, foram implantadas conforme recomendado pela norma IEC 61267⁽⁸²⁾.

As Figuras 3.3 e 3.4 mostram os sistemas de raios X utilizados nos ensaios.

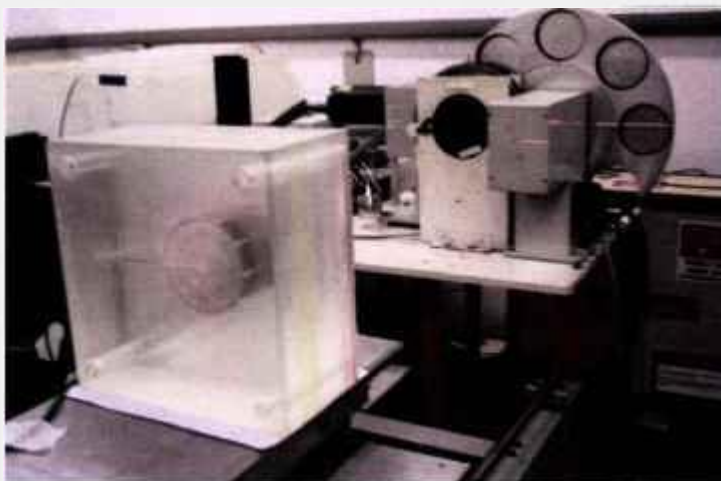


Figura 3.3. Sistema de radiação X, marca Rigaku-Denki, modelo Geigerflex, no detalhe ao fundo, e câmara de ionização posicionada para calibração.

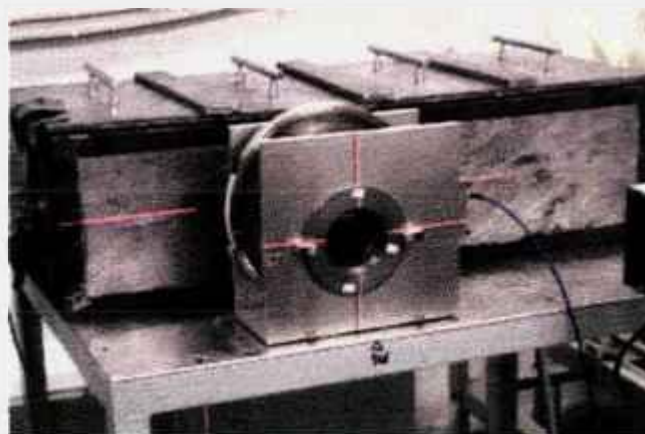


Figura 3.4. Sistema de radiação X, marca Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160 HS, com caixa moldada em chumbo (10 mm de espessura) para blindagem do tubo de raios X.

Tabela 3.3: Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioterapia de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Filtração Adicional (mm Al)	Energia Efetiva (keV)
RT - 30	30	30	0,36	0,55	15,5
RT - 50	50	25	0,89	1,02	21,2

Tabela 3.4: Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; feixes de entrada (ou diretos), filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Filtração Adicional (mm Mo)	Energia Efetiva (keV)
RX M - 25	25	30	0,33	0,06	15,1
RX M - 28	27,5	30	0,34	0,06	15,3
RX M - 35	35	30	0,38	0,06	16,2

Tabela 3.5: Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; feixes de saída (ou atenuados), filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Filtração Adicional (mm Mo)*	Energia Efetiva (keV)
RX M – 25x	25	30	0,58	0,06	18,8
RX M – 28x	27,5	30	0,61	0,06	19,0
RX M – 35x	35	30	0,85	0,06	21,6

* Adicionada ainda uma filtração de 2,0 mm Al

Tabela 3.6: Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioproteção de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Cu)	Filtração Adicional (mm Al)	Energia Efetiva (keV)
ISO 40 N	40	20	0,086	4,21	33,0
ISO 60 N	60	10	0,232	4,57	48,0

Tabela 3.7: Características do sistema Pantak/Seifert para as qualidades de radiodiagnóstico; feixes diretos (ou de entrada), filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Filtração Adicional (mm Al)	Energia Efetiva (keV)
RQR 3	50	10	1,79	2,5	27,15
RQR 5	70	10	2,35	2,5	30,15
RQR 7	90	10	2,95	2,5	33,05
RQR 9	120	10	3,84	2,5	37,05
RQR 10	150	10	4,73	2,5	40,75

Tabela 3.8: Características do sistema Pantak/Seifert para as qualidades de radiodiagnóstico; feixes atenuados (ou de saída), filtração inerente: 1 mmBe.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Filtração Adicional (mm Al)	Energia Efetiva (keV)
RQA 3	50	20	3,91	12,5	37,30
RQA 5	70	20	6,86	23,5	49,40
RQA 7	90	20	9,22	32,5	59,70
RQA 9	120	20	11,39	42,5	71,15
RQA 10	150	20	13,02	47,5	82,10

3.3 - Sistemas auxiliares

Foram ainda utilizados os seguintes sistemas auxiliares para a caracterização dos feixes de radiação X, nível radioproteção, como o estabelecimento das camadas semi-redutoras e da filtração adicional: filtros absorvedores de alta pureza (99,99 %) de alumínio, cobre e estanho, e ainda colimadores de chumbo, com diferentes diâmetros, suportes, morsas, garras e pinças de fixação.

A temperatura e a umidade relativa do ar nos laboratórios de ensaio foram controladas por meio de sistemas de ar condicionado e desumidificadores (climatizados). As medições de temperatura, pressão, umidade relativa do ar e medida de tempo foram obtidas com os seguintes instrumentos auxiliares:

- a) Termômetro Incotherm, de mercúrio, com intervalo de medida entre - 10 e +40 °C, e resolução de 0,1 °C ;
- b) Barômetro Veränderlich, modelo Domatic, Alemanha, com intervalo de medida entre 96 e 104 kPa e resolução de 0,1 kPa;
- c) Higrômetro Präzision-Faden, Alemanha, com intervalo de medida entre 0 e 100 % e com resolução de 1 % de umidade relativa do ar;
- d) Cronômetro digital Nuclear Enterprises, USA, modelo Laboratory Timer nº 2546, com intervalo de medida de 0,001 a 9999,99 s, resolução de 0,001 s.

No processo de medida da espessura dos materiais utilizados para a confecção das câmaras de ionização (placas de PMMA, eletrodos coletores e anéis de guarda) desenvolvidas neste trabalho, e ainda para a medida da espessura dos filtros absorvedores de alta pureza (filtração adicional e filtros para determinação das camadas semi-redutoras), empregou-se os seguintes instrumentos de medida:

- a) Paquímetro universal com faces de metal duro, em aço inoxidável, marca Mitutoyo, modelo 530-320, com capacidade de 150 mm e resolução de 0,05 mm;
- b) Micrômetro externo, tipo arco, de ferro fundido modular pintado, pontas de medição de metal duro, marca Mitutoyo, modelo 103-137, com capacidade de 0-25 mm e resolução de 0,01 mm.

Nos procedimentos de secagem das placas e das janelas das câmaras de ionização foi utilizada uma estufa de secagem de materiais da marca ELETROlab, modelo 402 (500 W), tensão de operação 110 V, com controle térmico eletrônico por meio de termopar.

No processo de homogeneidade da pintura, foram utilizados um sistema variador de tensão alternada tipo reostato (VARIAC), marca Keldian, modelo FA-1, com potência de 440 W e tensão máxima de entrada de 220 V (permite a variação da tensão de entrada de uma furadeira elétrica portátil, para o controle de sua velocidade); e uma furadeira elétrica, tipo portátil, comercial, marca Black&Decker, com tensão de operação 110 V e potência de 300 W.

4 ESTABELECIMENTO DE CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, DE ENERGIAS INTERMEDIÁRIAS, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO

Estabelecimento de campos padrões

Os instrumentos medidores de radiação, por meio de suas leituras, permitem o conhecimento dos efeitos diretos e indiretos provocados pela radiação ionizante; desse modo, necessitam que suas medidas sejam obtidas com a maior acurácia possível. A utilização e os propósitos para os quais eles se aplicam exigem muitas vezes limites aceitáveis de exatidão em suas medidas, de forma a garantir a confiabilidade das leituras realizadas por eles.

Esta confiabilidade é assegurada por meio da calibração regular e periódica destes instrumentos. Estes tipos de instrumentos (detectores de radiação), utilizados em campos de radiação X, nível radioproteção, são calibrados no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, dependendo de sua finalidade e utilização, com radiação X (energias baixas), alfa, beta ou gama.

Muitas vezes recomenda-se a calibração destes detectores de radiação com radiação X de energias médias (ou intermediárias), com o propósito de sua utilização em campos de radiação X, nível radioproteção.

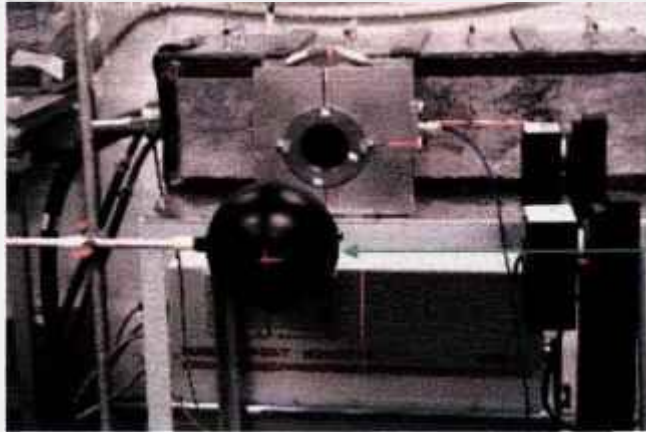
No LCI só estavam implantadas duas qualidades de radiação X, nível radioproteção, no sistema Rigaku-Denki (que opera apenas até 60 kV), da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾ (N-40 e N-60) com rastreabilidade ao Laboratório NPL, da

Inglaterra, num sistema de raios X de energias baixas, o que tornava inviável a obtenção de curvas de dependência energética da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho para serem utilizadas em campos de radiação X (radioproteção).

A implantação destas qualidades de feixes de radiação X, nível radioproteção, de energias médias, permitirá ao LCI a realização de trabalhos e pesquisas técnico-científicas, além da calibração de instrumentos medidores de radiação neste intervalo de energias, assim complementando o conjunto de serviços prestados pelo LCI a clínicas, hospitais e indústrias. São calibrados atualmente pelo LCI cerca de 1800 equipamentos medidores de radiação por ano com radiações X, alfa, beta e gama, em uma demanda sempre crescente nos últimos 5 anos, principalmente no caso dos medidores utilizados na área médica (cerca de 10 % ao ano).

Assim, o objetivo desta etapa do trabalho foi a implantação de feixes de radiação X, nível radioproteção, num sistema de radiação X de energias intermediárias (Pantak/Seifert).

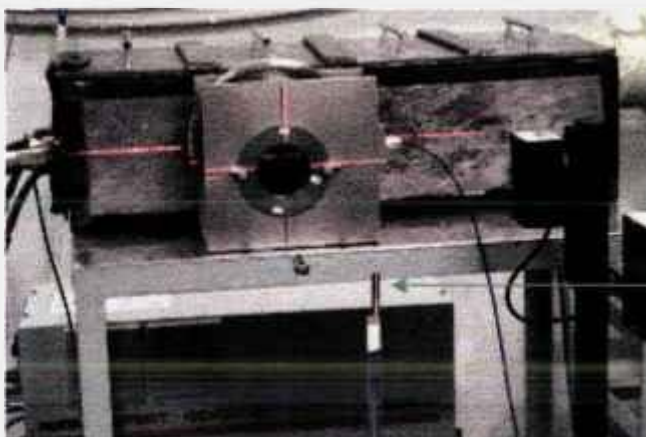
Foram utilizadas três câmaras de ionização na implantação das qualidades de radiação X de energias intermediárias, nível radioproteção. Uma das câmaras de ionização da marca PTW, modelo 32002-A, foi utilizada como câmara de referência (formato esférico, volume sensível de 1 litro). A Figura 4.1 mostra a câmara de ionização de referência posicionada para medida das taxas de kerma no ar das qualidades de radiação X, no sistema Pantak/Seifert.



Câmara de ionização posicionada, com auxílio de sistemas laser

Figura 4.1. Câmara de ionização de referência (1 litro) posicionada para medida das taxas de kerma no ar das qualidades de radiação X, nível radioproteção, de energias intermediárias, no sistema Pantak/Seifert.

Uma segunda câmara de ionização que foi utilizada neste trabalho é exatamente do mesmo modelo que a câmara de ionização de referência (PTW 32002-A), foi utilizada como padrão de trabalho (PTW 32002-B); a terceira câmara de ionização empregada nas medidas é da marca PTW, modelo 31002 (do tipo dedal), com $0,125 \text{ cm}^3$, que foi utilizada para o mapeamento do campo de radiação e a medida da linearidade de resposta com a corrente do tubo de raios X. Vide Figura 4.2.



Câmara de ionização, tipo dedal, posicionada com auxílio de sistemas laser

Figura 4.2. Câmara de ionização PTW 31002 ($0,125 \text{ cm}^3$) posicionada para medida da linearidade de sua resposta com a corrente do tubo de raios-X e para o mapeamento do campo das qualidades de radiação X, nível radioproteção, de energias intermediárias, no sistema Pantak/Seifert.

Inicialmente, antes do mapeamento do campo de radiação X, realizou-se uma verificação da dependência da resposta da câmara de ionização PTW 31002, com a corrente elétrica ajustada no tubo de raios X do equipamento Pantak/Seifert. O posicionamento da câmara de ionização no feixe é o mesmo mostrado na Figura 4.2.

As medidas de corrente de ionização foram realizadas com a câmara de ionização posicionada a uma distância de 2,5 m do foco do tubo de raios X e foi aplicada uma tensão de 60 kV no sistema de raios X. Para estas medidas de corrente não se utilizou filtração adicional, sendo a corrente variada de 5 a 35 mA, em intervalos de 5 mA. Foi efetuada, para cada valor de corrente selecionado, uma série de seis leituras, obtendo-se ao final o valor médio destas leituras. A Figura 4.3 mostra a variação da resposta da câmara de ionização PTW 31002 em relação ao valor da corrente no tubo de raios X, para a distância de 2,5 m.

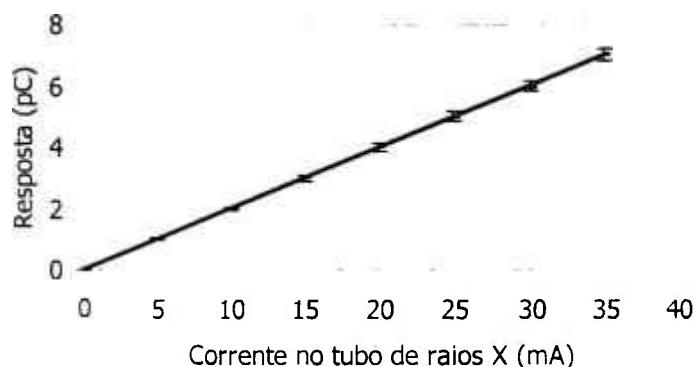


Figura 4.3. Dependência da resposta da câmara de ionização PTW 31002 ($0,125 \text{ cm}^3$) em relação à corrente no tubo de raios X, para a distância foco-detector de 2,5 m, no sistema Pantak/Seifert.

Na Figura 4.3 tem-se que a variação da resposta da câmara de ionização PTW 31002, em relação à corrente no tubo de raios X, é linear.

Em fase posterior, com o mesmo arranjo experimental, procedeu-se o mapeamento do campo de radiação X produzido pelo equipamento Pantak/Seifert,

com a utilização da câmara de ionização tipo dedal PTW 31002. Neste procedimento é desejável que a câmara de ionização tenha dimensões pequenas, pois uma câmara de ionização com dimensões grandes dificulta o seu posicionamento, que é feito geralmente em unidades de centímetros ou milímetros. A câmara de ionização deve ter todo seu volume sensível dentro do campo de radiação, onde o uso de colimadores com diâmetro pequeno (feixe bem colimado, ou campo menor), auxiliam na redução de eventual radiação espalhada durante a realização das medidas; desse modo, empregou-se uma câmara de ionização do tipo dedal, que foi mais adequada. Este procedimento representa um dos passos no estabelecimento de campos padrões de radiação X de energias médias, nível radioproteção.

O ensaio foi realizado utilizando-se um colimador de 70,5 mm de diâmetro, distância entre a câmara de ionização e o foco do tubo de raios X de 2,5 m, tensão aplicada aos eletrodos do tubo de raios X de 60 kV e corrente de 30 mA. A câmara de ionização foi posicionada no centro do feixe de radiação, e desse modo, a posição da câmara de ionização em relação ao centro do feixe de radiação foi variada de 2 em 2 cm, tanto na direção vertical como na direção horizontal, tomando-se em cada posição cinco leituras e calculando-se os seus valores médios.

Para visualização dos resultados obtidos, foram elaborados os gráficos de mapeamento de campo nas posições horizontal e vertical. Próximo às extremidades do campo, o intervalo de varredura da câmara de ionização foi reduzido para valores entre 1 e 5 mm da borda, para se obter uma medida mais precisa das regiões limítrofes do campo de radiação. Este último procedimento foi adotado para o posicionamento tanto horizontal como vertical da câmara de ionização.

As Figuras 4.4 e 4.5 mostram os resultados obtidos dos procedimentos de mapeamento do campo de radiação X, na direção horizontal e vertical, em relação à resposta obtida no centro do feixe.

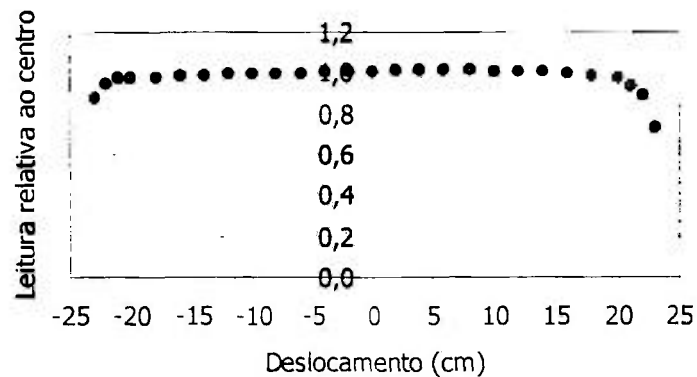


Figura 4.4. Mapeamento do campo de radiação X, na direção horizontal, utilizando a câmara de ionização PTW 31002, no sistema de radiação X Pantak/Seifert (tensão de 60 kV, corrente de 30 mA e sem filtração adicional, a 2,5 m de distância do foco do tubo de raios X ao detector).

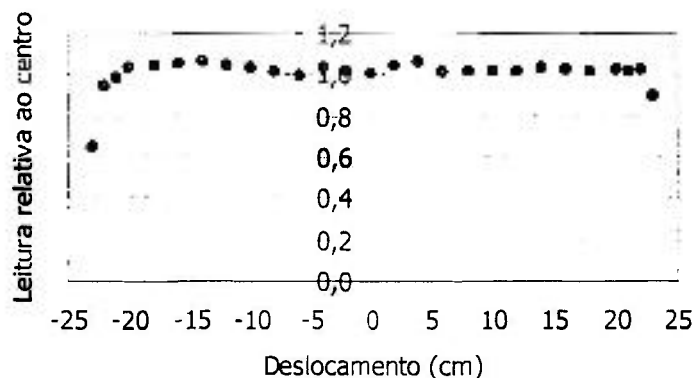


Figura 4.5. Mapeamento do campo de radiação X, na direção vertical, utilizando a câmara de ionização PTW 31002, no sistema de radiação X Pantak/Seifert (tensão de 60 kV, corrente de 30 mA e sem filtração adicional, a 2,5 m de distância do foco do tubo de raios X ao detector).

O limite do campo de radiação é definido pela posição em que a resposta obtida pelo detector de radiação vale cerca de 95 % do valor medido no centro do campo^(16,62). Desse modo, o tamanho do campo foi obtido com 42,2 cm na direção horizontal e de 42,5 cm na direção vertical.

As qualidades de feixes de radiação X, nível radioproteção, foram obtidas com filtração adicional de alumínio, cobre e estanho de alta pureza, ou seja, com pureza de 99,99 %, conforme recomendado pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾.

As camadas semi-redutoras (CSR) foram determinadas com a câmara de ionização PTW 31003, com volume sensível de $0,3 \text{ cm}^3$ posicionada a 1 m do foco do tubo de raios X, conforme recomendação da norma⁽¹⁶⁾. Foram utilizados filtros de cobre, com pureza de 99,99 %.

Para reduzir a influência da radiação espalhada, utilizou-se um colimador com abertura relativamente pequena, com cerca de 17 mm de diâmetro. A escolha da câmara de ionização PTW 31003, que possui dimensões pequenas, recaiu no fato de que todo o volume sensível dela deve ser completamente irradiado pelo campo de radiação durante as medidas a serem realizadas.

Para a calibração de instrumentos e das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, os campos de radiação foram estabelecidos a uma distância de 2,5 m do foco do tubo de raios X. Assim, o tamanho do campo de radiação a essa distância, delimitado por um colimador com 70,5 mm de diâmetro, é suficientemente grande para permitir a irradiação de toda a face frontal das câmaras de ionização desenvolvidas (300 mm x 300 mm) e dos equipamentos a serem calibrados pelo LCI do IPEN. O diâmetro útil total do campo é de cerca de 42,2 cm, valor verificado por meio do mapeamento horizontal e vertical, sendo o valor limitante aquele obtido no mapeamento horizontal (42,2 cm) em relação ao vertical que é maior (42,5 cm).

Considerando que a medida diagonal máxima das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho não ultrapassam 42,0 cm, o campo de radiação estabelecido é suficiente para a utilização neste trabalho e ainda para a calibração de instrumentos com volumes sensíveis com dimensões da mesma ordem de grandeza, ou seja 42,0 cm de diâmetro.

As CSRs dos feixes de radiação X implantados também foram determinadas à distância de 2,5 m do foco do tubo de raios X, ou seja, onde as câmaras de ionização desenvolvidas e os equipamentos medidores de radiação serão posicionados para calibração (posição de calibração). Para estas medidas, utilizou-se um colimador de chumbo com 70,5 mm de diâmetro e a câmara de ionização de referência (PTW 32002-A), com volume sensível de 1 litro, tendo em vista que a câmara de ionização PTW 31003, devido ao seu pequeno volume sensível, não é recomendada para medidas de taxas de kerma no ar, nível radioproteção, pois não consegue acumular carga suficiente, num tempo de medida relativamente curto, inviabilizando sua utilização para este fim. Os tempos de irradiação longos causam superaquecimento do gerador de raios X e instabilidade no sistema.

As taxas de kerma no ar foram também medidas a 2,5 m de distância do foco do tubo de raios X, na posição de calibração, com a utilização da câmara de ionização padrão, PTW 32002-A (1 litro) e empregando-se o colimador de chumbo de 70,5 mm de diâmetro, que delimita o campo de radiação com diâmetro total de cerca de 42,2 cm.

Para obtenção dos valores de CSRs e das taxas de kerma no ar, das qualidades implantadas, foi realizada (para cada valor medido) uma série de 10 medidas consecutivas de carga acumulada durante 1 minuto. Ao final do ensaio foi calculado o valor médio para cada uma destas medidas.

Para o ensaio da determinação das camadas semi-redutoras procedeu-se ao recomendado pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, ou seja, a câmara de ionização de referência (PTW 31002, tipo dedal) foi posicionada a 1 m de distância do foco do tubo de raios X, com uma tensão de 60 kV e corrente de 1 mA; desse modo, foram colocados materiais atenuadores (filtros de cobre de alta pureza, cerca de 99,99 %), com diversas espessuras, entre o feixe de raios X e a câmara de ionização; a intensidade do feixe de radiação foi atenuado por um fator de 2 (reduzido à metade para 1ª CSR, e a um quarto para 2ª CSR).

De modo análogo, o processo foi repetido à distância de 2,5 m, que corresponde à posição onde as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foram calibradas e os equipamentos do LCI serão calibrados posteriormente.

As qualidades de feixes de radiação X, nível radioproteção, conforme recomendado pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, para espectros estreitos são mostradas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Características dos feixes de radiação X, nível radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, para feixes estreitos. Em todos os casos foram adicionados ainda 4,0 mm Al à filtração de Cu e Sn, perfazendo a filtração total para cada qualidade de radiação.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Camada Semi-Redutora (mm Cu)	Energia Média (keV)	Taxas
					Típicas de Kerma no Ar* (Gy.h ⁻¹)
N-60	60	0,6 (Cu)	0,240	48	10 ⁻³ a 10 ⁻²
N-80	80	2,0 (Cu)	0,580	65	
N-100	100	5,0 (Cu)	1,11	83	
N-150	150	2,5 (Sn)	2,36	118	

*Taxa de kerma no ar medida à distância de 1,0 m do ponto focal, com uma corrente no tubo de raios X de 1,0 mA.

As características dos feixes de radioproteção implantados no LCI, com as respectivas camadas semi-redutoras determinadas às distâncias de 1 m e 2,5 m, estão apresentadas na Tabela 4.2. Estas qualidades de feixes estão baseadas na norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, conforme recomendado pela IAEA em sua publicação Safety Report Series 16⁽⁶²⁾.

Tabela 4.2: Características dos feixes de radiação X, nível radioproteção, implantados no LCI / IPEN. Em todos os casos foram adicionados ainda 4,0 mm Al à filtração de Cu, perfazendo a filtração total para cada qualidade de radiação.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm Cu)	Camada	Camada	Taxa de Kerma	Taxa de Kerma
			Semi - Redutora d=1,0 m (mm Cu)	Semi - Redutora d=2,5 m (mm Cu)	no Ar* (Gy.h ⁻¹)	no Ar** (Gy.h ⁻¹)
N-60	60	0,60 (Cu)	0,247	0,250	6,20E-03	1,99E-02
N-80	80	2,0 (Cu)	0,597	0,612	3,29E-03	1,05E-02
N-100	100	5,0 (Cu)	1,10	1,14	1,57E-03	5,01E-03
N-150	150	2,5 (Sn)	2,32	2,40	1,30E-02	4,15E-02

*Taxa de kerma no ar medida à distância de 1,0 m do ponto focal, com uma corrente no tubo de raios X de 1,0 mA.

**Taxa de kerma no ar medida à distância de 2,5 m do ponto focal, com uma corrente no tubo de raios X de 20 mA.

Os valores de camadas semi-redutoras dos feixes de radiação X implantados e apresentados na Tabela 4.2, para distâncias de 1 m mostram uma pequena variação em relação aos valores recomendados pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, conforme observado na Tabela 4.1. Desse modo, pode-se verificar que nas camadas semi-redutoras determinadas a 1 m do ponto focal, a maior variação obtida foi no caso da qualidade N-60, que apresentou uma diferença de 0,0074 mm Cu (3,1 %), e nas CSRs determinadas a 2,5 m de distância, a maior variação foi na qualidade N-80, que apresentou uma diferença de 0,032 mm Cu (4,9 %). As diferenças obtidas nas medidas das CSRs das qualidades implantadas estão dentro dos valores recomendados pela norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, ou seja, uma variação nas medidas dos valores das CSRs de até 5 % são admissíveis, podendo os feixes implantados ser utilizados para fins de calibração de instrumentos.

Os coeficientes de homogeneidade das qualidades de radiação X

implantadas no LCI foram obtidos por meio da razão entre as medidas da 1ª CSR e da 2ª CSR, para as distâncias de 1,0 m e 2,5 m. Os valores dos coeficientes de homogeneidade obtidos são mostrados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Parâmetros dos feixes de radiação X, nível radioproteção, implantados no LCI / IPEN, para distâncias foco-detector de 1,0 e 2,5 m.

Qualidade da Radiação	Distância foco-detector d = 1,0 m			Distância foco-detector d = 2,5 m		
	1ª	2ª	Coeficiente de Homogeneidade	1ª	2ª	Coeficiente de Homogeneidade
	Camada Semi-Redutora (mm Cu)	Camada Semi-Redutora (mm Cu)		Camada Semi-Redutora (mm Cu)	Camada Semi-Redutora (mm Cu)	
N-60	0,25	0,27	0,92	0,25	0,28	0,88
N-80	0,60	0,62	0,96	0,61	0,65	0,94
N-100	1,1	1,2	0,94	1,1	1,2	0,95
N-150	2,3	2,4	0,97	2,4	2,5	0,95

Antes dos procedimentos de medida das CSRs e das taxas de kerma no ar, as câmaras de ionização utilizadas foram testadas. Testes de estabilidade a curto prazo foram realizados com as câmaras de ionização PTW 32002-B e 23361. Neste ensaio obtém-se 10 medidas consecutivas de carga acumulada durante 1 minuto, gerada pela irradiação de uma fonte de controle ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$), com atividade nominal de 33 MBq (data referência 1988), colocada em um suporte apropriado (permite geometria fixa entre fonte e detector), para que as condições de medida possam ser as mais reprodutíveis possíveis. Uma pré-irradiação de cerca de 15 minutos antecede a série de medidas, o que permite uma estabilização mais rápida da câmara de ionização ensaiada.

Para os ensaios de estabilidade a curto prazo, as câmaras de ionização atenderam ao recomendado pela norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾, ou seja, segundo esta norma, uma variação nas medidas realizadas por uma câmara de ionização de até $\pm 0,5\%$ é admissível. A câmara de ionização PTW 32002-B apresentou uma variação máxima de 0,068 % e a câmara PTW 23361 de 0,028 %.

Após a implantação dos feixes de radiação X de energias intermediárias, nível radioproteção da ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, foram obtidos os coeficientes de calibração das câmaras de ionização utilizadas, conforme mostrado na Tabela 4.4, para a distância foco-detector de 2,5 m.

Tabela 4.4: Coeficientes de calibração das câmaras de ionização utilizadas na caracterização dos feixes de radiação X, nível radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, para feixes estreitos, implantados no LCI, para distância foco-detector de 2,5 m.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração (x 10 ⁴ Gy/C)		Resposta Normalizada para a Qualidade N-60	
	Câmara	Câmara	Câmara	Câmara
	PTW 32002-B	PTW 23361	PTW 32002-B	PTW 23361
N-60	2,40	86,10	1,00	1,00
N-80	2,43	88,80	1,01	1,03
N-100	2,46	90,01	1,03	1,05
N-150	2,44	87,80	1,02	1,02

As incertezas expandidas na determinação das medidas dos coeficientes de calibração são da ordem de 3,4 %. A maior contribuição para esta incerteza foi a incerteza do certificado de calibração da câmara de ionização padrão (PTW 32002-A), que foi de ± 3 %.

5 PROJETO E CONSTRUÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

Neste capítulo serão apresentados os detalhes do projeto de construção das câmaras de ionização de placas paralelas especificamente desenvolvidas para este trabalho, com o objetivo de medir o Equivalente de Dose Pessoal Hp (10) e para verificação da constância dos feixes de radiação X, para níveis de radioproteção.

5.1 - Considerações preliminares

Inicialmente foram confeccionados os desenhos técnicos, tanto das câmaras de ionização como do objeto simulador (*phantom*) do tronco humano; em seguida foi feita uma verificação junto aos mercados nacional e internacional para a determinação dos materiais a serem utilizados (tipo de material, pureza, dimensões, facilidade de manuseio, entre outros).

No caso das câmaras de ionização, a maior dificuldade encontrada foi na escolha dos materiais que seriam empregados nos eletrodos coletores, como grafite e alumínio de pequena espessura. Outro ponto crítico foi a obtenção do material da janela das câmaras de ionização que, devido a sua pequena espessura, necessitou de métodos alternativos para a sua confecção, por não serem encontrados no mercado nacional materiais com as dimensões necessárias (espessura de cerca de 40 μm); no exterior, materiais como grafite (com pequena espessura) somente são encontrados sob encomenda, porém com um custo¹ muito alto.

¹ Uma folha com grafite depositado em uma folha de acetato com dimensões de 10 cm x 10 cm

Devido a este custo alto do material importado, foram procuradas junto ao mercado nacional outras formas de confecção das janelas das câmaras de ionização, empregando materiais como tintas líquidas eletrocondutivas com grafite, para aplicação em superfícies de diferentes materiais; e tinta do tipo *spray* (com grafite), que foi aplicada no processo. Foram encontradas algumas tintas líquidas da marca Acheson, denominadas Aquadag e Eletrodag, que utilizam diferentes tipos de solventes, como água no caso da primeira e um solvente especial (cuja fórmula é de propriedade da empresa) para a tinta Eletrodag; para uma outra tinta em aerossol chamada Aerodag G da mesma empresa, o solvente é o álcool isopropílico.

Após este levantamento foi realizada uma análise do comportamento de cada uma das tintas, como tempo de secagem, homogeneidade do grafite, resistência elétrica e aderência ao PMMA (polimetil-metacrilato), empregado na confecção do corpo das câmaras de ionização. Ao final dos testes, verificou-se que a tinta Aerodag G foi a tinta que apresentou maior aderência às placas de PMMA e melhor homogeneidade; assim, foi tomada a decisão de se utilizar esta tinta no processo de confecção das janelas das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.

Os desenhos técnicos do projeto das câmaras de ionização foram revisados para sua adequação aos novos materiais a serem utilizados, levando-se em conta a fixação das câmaras no simulador.

Alguns processos foram desenvolvidos e/ou aplicados para a confecção das janelas das câmaras de ionização. Para uma maior aderência da tinta aerossol de grafite (Aerodag G), as placas de PMMA sofreram um processo de limpeza com detergentes e lavagens com água; logo após, foi realizada a secagem em estufa por 15 minutos a 35 °C (para secagem das placas de PMMA). Antes da aplicação da tinta, a placa ainda foi lixada, para que a superfície ficasse menos lisa, permitindo maior aderência da tinta.

Para permitir uma maior homogeneidade da tinta de grafite na superfície da placa de PMMA, foi aplicado o "método do tornete"², que consiste em uma plataforma giratória onde a placa a ser pintada (PMMA) é fixada e girada com velocidade constante durante a aplicação da tinta. Este procedimento permitiu uma maior cobertura de área com a tinta, com uma homogeneidade maior do que aquela que seria obtida pelo espalhamento natural (escoamento) da tinta na superfície da placa, mantendo uma espessura de tinta homogênea. Este procedimento evita ainda a formação de gotículas de tinta, que são dispersas pelo sistema em rotação. A Figura 5.1 mostra o sistema utilizado e as etapas de pintura anterior (a) e posterior (b).

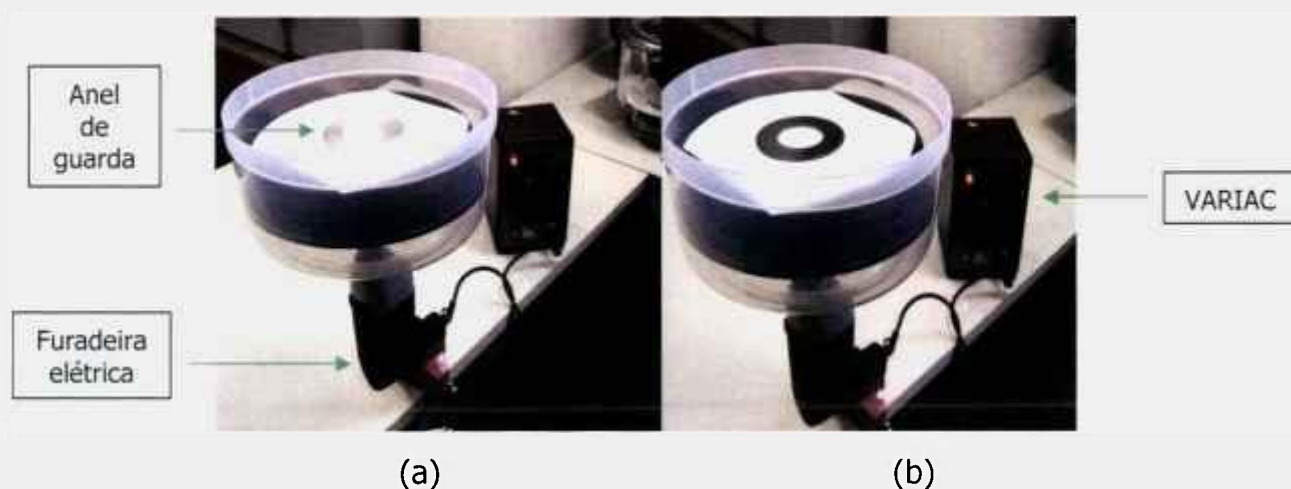


Figura 5.1. Anel de guarda da câmara de ionização fixado no centro do sistema de homogeneização de pintura ("método do tornete"), momentos antes de receber a camada de tinta *spray* com grafite (a), e após receber uma camada de pintura (b). O controle de velocidade é realizado por meio de um reostato, adequado para uso em tensão alternada (VARIAC), acoplado a uma furadeira elétrica comercial.

Após receber a camada de pintura, o anel de guarda fica com o aspecto mostrado na Figura 5.1. (b), em seguida o anel de guarda foi levado para a secagem dentro da estufa, por cerca de 15 minutos em temperatura em torno de 30 °C. O processo de secagem é importante para a fixação da pintura no material.

² Método utilizado para homogeneização de pintura em superfícies lisas e com aderência baixa, como metais, vidros e plásticos. O método é empregado na confecção de mostradores de relógios.

Em seguida serão apresentados os detalhes construtivos do desenvolvimento do projeto e montagem das câmaras de ionização e do objeto simulador, abordando itens como: materiais empregados, dimensões, entre outros.

5.2 - Detalhes do projeto de construção das câmaras de ionização e sua montagem dentro do simulador de tronco humano.

As câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho utilizam dois eletrodos planos e paralelos, separados apenas por alguns milímetros de ar. Este tipo de câmara foi projetada para ser utilizada com a janela de entrada de frente para a fonte de radiação e de modo perpendicular ao eixo do feixe incidente. As câmaras de placas paralelas são normalmente caracterizadas pelos seguintes detalhes construtivos^(22-24,79):

- O volume de ar é uma região pequena em forma circular (ou de moeda) logo acima do eletrodo interno. A superfície da janela de entrada é condutora elétrica e constitui o eletrodo externo. O eletrodo interno é um disco circular condutor elétrico montado no corpo isolante da câmara (PMMA). O volume sensível é aquela fração do volume de ar total através da qual passam as linhas de força elétrica entre os eletrodos interno e externo.

- Os eletrodos interno e externo são montados em um bloco de material (denominado corpo da câmara) ao qual os cabos de ligação elétrica da câmara são fixados. Os cabos de ligação elétrica normalmente saem do corpo da câmara em uma direção paralela à janela de entrada.

- O volume sensível é tipicamente uma fração de um centímetro cúbico, para feixes de raios X terapêuticos. Para feixes de raios-X, diagnóstico convencional, são adequados volumes de alguns centímetros cúbicos, e para feixes de raios-X, nível radioproteção, são adequados volumes de vários centímetros cúbicos.

- O potencial de polarização é aplicado ao eletrodo externo e o sinal elétrico ou de carga é coletado pelo eletrodo interno.

- Um terceiro eletrodo, denominado anel de guarda, que circunda o eletrodo interno, é mantido no mesmo potencial que o eletrodo interno e conserva as linhas de campo uniformes, eliminando qualquer sinal de espalhamento indesejável, isto é, ele define melhor o volume sensível de ar.

A Figura 5.2 mostra um esquema da câmara de ionização de placas paralelas para medida do equivalente de dose pessoal, Hp (10).

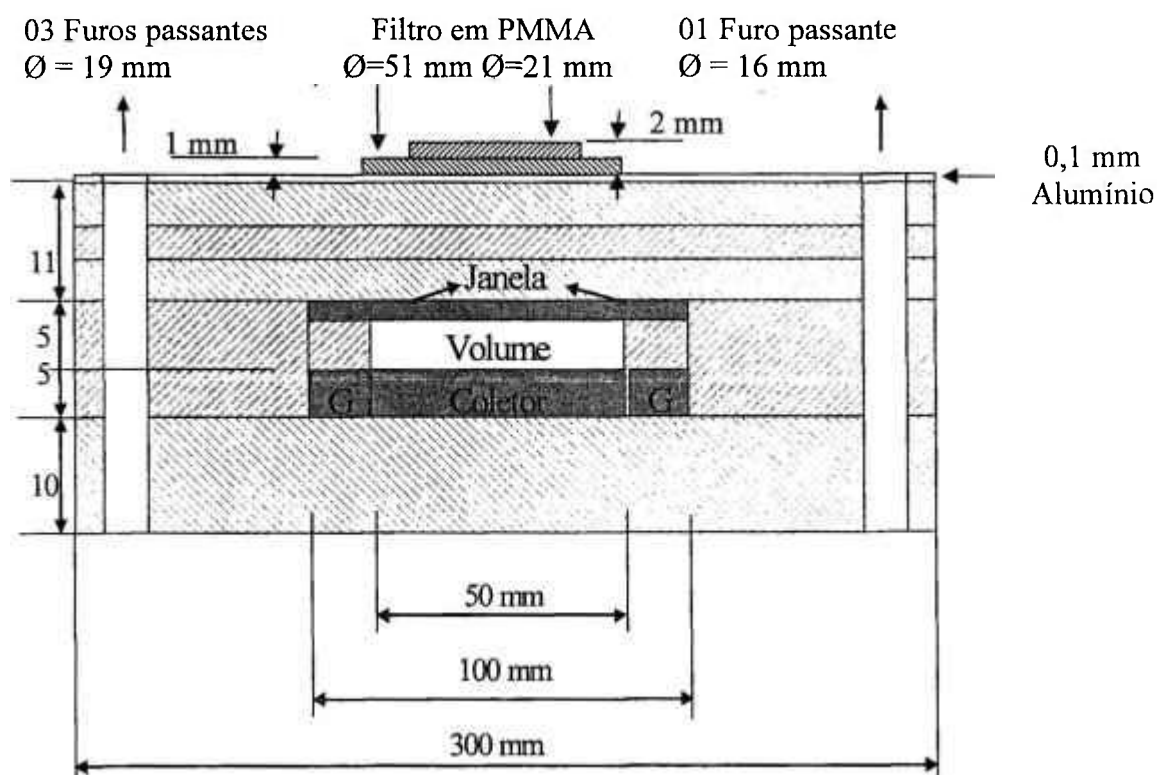


Figura 5.2. Câmara de ionização de placas paralelas, volume sensível de 10 cm³, eletrodo coletor e anel de guarda com espessura de 5 mm e janela com 0,04 mm de espessura, no meio de placas de PMMA. As áreas achuradas representam as placas de PMMA; a letra G representa o anel de guarda.

Foram utilizados grafite e alumínio para a construção dos eletrodos

internos e anéis de guarda das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Para a confecção do corpo da câmara e para o isolamento entre os eletrodos internos e os anéis de guarda foram utilizadas placas de PMMA, assim como para a confecção do objeto simulador de tronco humano.

Na parte frontal das câmaras de ionização desenvolvidas, à frente do volume ativo das câmaras, foi adicionado um filtro consistindo de duas camadas de PMMA em formato cilíndrico, com diâmetros de 51 mm e 21 mm e respectivas espessuras, cada uma de 2 mm. Completando ainda este sistema de filtros, foi colocada uma placa de alumínio (espessura de 0,1 mm) cobrindo toda a face frontal de cada uma das câmaras de ionização, com um furo centralizado com 51 mm de diâmetro, onde foram posicionados os dois discos de PMMA de 21 e 51 mm de diâmetro. A geometria e as características dos materiais empregados neste conjunto de filtros foram otimizadas para a obtenção de uma resposta da câmara de ionização quase constante com relação ao $H_p(10)$ para ângulos de incidência da radiação em relação à face frontal da câmara de ionização, para ângulos de até 75° e para energias de radiação no intervalo de 10 keV a 1400 keV. Em princípio, a resposta constante da câmara de ionização para medidas de $H_p(10)$ deve ser a mesma para as diferentes qualidades de radiação. Porém, na prática, devido a diferenças no espectro de fótons, isto não ocorre, ou seja, para qualidades de radiação diferentes, ou ainda, para qualidades de radiação geradas por sistemas de raios X diferentes podem ocorrer diferenças nas medidas realizadas pelas câmaras de ionização. Pode também ocorrer uma dependência pequena da resposta das câmaras de ionização, com o ângulo da radiação incidente⁽⁴¹⁻⁴⁴⁾.

A primeira câmara de ionização foi projetada para utilização em feixes de raios X de qualidades de radioproteção, onde os seus eletrodos internos possuem 2 mm de espessura e 50 mm de diâmetro e foram confeccionados em discos de grafite sólidos. O anel de guarda tem espessura de 2 mm e diâmetro externo de 100 mm. As janelas de entrada têm espessura de cerca de 0,04 mm e diâmetros a de 100 mm, confeccionadas por meio do processo de pintura e deposição de

grafite, com material cedido gentilmente pela empresa Acheson Produtos Químicos Ltda., Cotia, São Paulo, como já descrito no item 5.1. A distância entre os eletrodos internos e externos é de 5 mm. O volume sensível é de 10 cm³. Este volume é adequado para a medida de feixes de raios X nas qualidades de radioproteção⁽¹⁶⁾.

Uma segunda câmara de ionização foi construída, também para utilização em feixes de raios X, nível radioproteção; esta câmara foi desenvolvida de modo análogo à anterior, com as mesmas dimensões dos eletrodos (internos e externos) e volume, porém com eletrodos internos em alumínio, para formação, de um sistema Tandem de câmaras de ionização, quando utilizada com a câmara de ionização com eletrodos internos de grafite.

As câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, devido às suas características operacionais e físicas (peso de ± 18 kg, dimensões de 300 mm x 300 mm x 150 mm), são adequadas para utilização como sistemas de trabalho ou de referência para medida em equipamentos de radiação X e gama, em laboratórios de calibração de instrumentos, podendo ser empregadas em intercomparações interlaboratoriais. Na Figura 5.2 vê-se um esquema somente das câmaras de ionização de placas paralelas para medida do equivalente de dose pessoal, H_p (10); elas devem ser posicionadas à frente de um objeto simulador para a realização das medidas para determinação do H_p (10). As Figuras 5.3 e 5.4 mostram o objeto simulador ao qual as câmaras de ionização são acopladas.

As duas câmaras de ionização foram montadas cada uma adjacente a um simulador de tronco humano.

Na confecção do simulador não houve grandes dificuldades, pois o material utilizado foi somente o PMMA. Devido a sua densidade ser próxima à do tecido humano, alguns simuladores são confeccionados com material sólido, ou maciço (PMMA, água sólida, entre outros), outros são preenchidos com água. Neste trabalho o simulador foi confeccionado em fatias (placas) de PMMA

sobrepostas.

Para a confecção do simulador, no projeto inicial havia se optado pela colagem das placas para constituir um bloco maciço (compacto), porém pelo fato das propriedades químicas e físicas das colas não serem bem conhecidas, principalmente quando submetidas a campos de radiação, realizou-se uma nova avaliação do projeto inicial e algumas alterações foram realizadas.

Assim, quatro furos nos extremos das placas de cada objeto simulador permitem a colocação de barras cilíndricas (tarugos) de PMMA, de modo a deixá-las encaixadas e superpostas e permanecendo bem juntas umas às outras. Este formato permite ainda que o simulador, quando necessário, seja desmontado, conforme mostrado na Figura 5.3.

A Figura 5.4 mostra uma vista em perspectiva o objeto simulador de tronco humano.

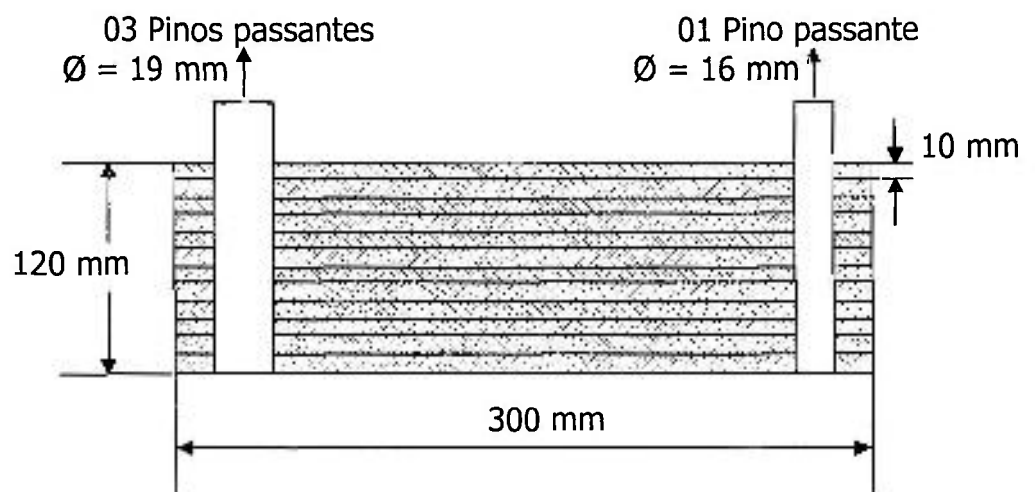


Figura 5.3. Conjunto simulador de tronco humano confeccionado com 12 placas de PMMA justapostas, com 10 mm de espessura cada uma e pinos de PMMA que dão sustentação ao conjunto, além de servirem como guia para a colocação das placas. A parte achurada representa as placas de PMMA e a parte branca os pinos de PMMA.

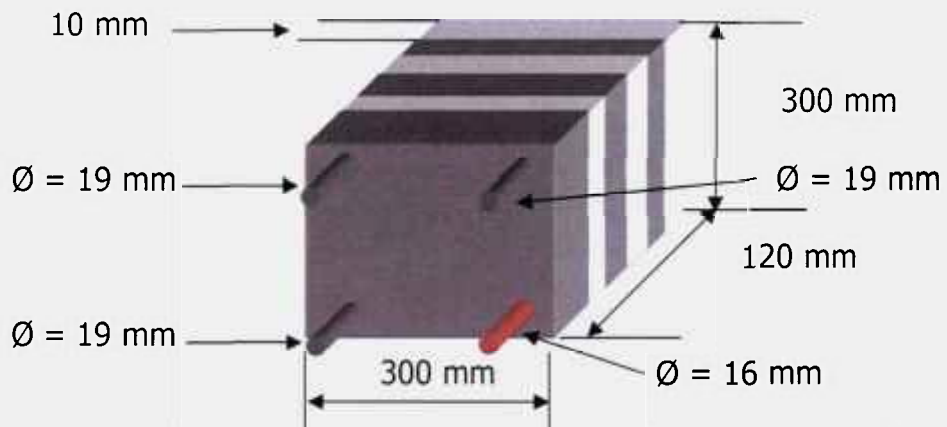


Figura 5.4. Conjunto objeto simulador de tronco humano multicamadas, em perspectiva, confeccionado com placas de PMMA.

A barra de cor vermelha representa um tubo de PMMA de dimensões diferentes das demais barras, de modo a possibilitar que a montagem do simulador seja realizada com as placas sempre na mesma posição, garantindo a reprodutibilidade de geometria do sistema.

A Figura 5.5 mostra a câmara de ionização de placas paralelas com eletrodo coletor de grafite.

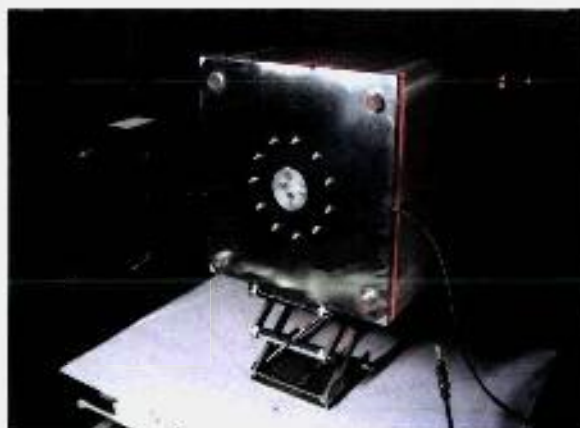


Figura 5.5. Câmara de ionização de placas paralelas, acoplado no objeto simulador de tronco humano (confeccionado com PMMA, com dimensões de 300 mm x 300 mm x 120 mm) para a medida do equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, com eletrodo coletor de grafite; em destaque estão os 04 pinos de referência (salientes no painel frontal), que permitem

manter o alinhamento das placas do simulador com as placas da câmara de ionização.

A Figura 5.6 mostra a câmara de ionização de placas paralelas com eletrodo coletor de alumínio.

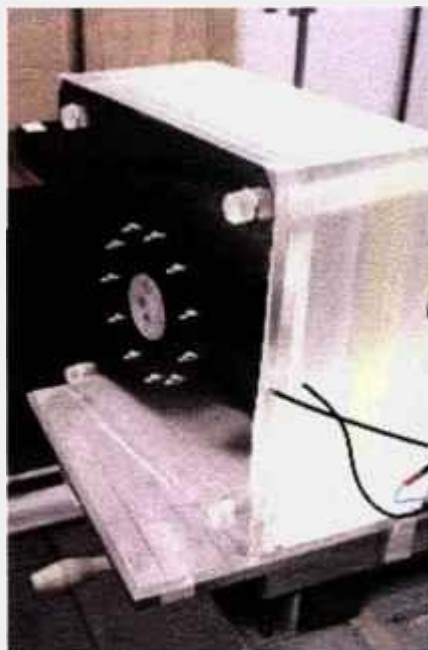


Figura 5.6. Câmara de ionização de placas paralelas, com eletrodo coletor de alumínio, inserida em um simulador de tronco humano (confeccionado com PMMA, com dimensões de 300 mm x 300 mm x 120 mm).

Para a realização de ensaios com as câmaras de ionização em campos de radiação provenientes de fontes radioativas de ^{137}Cs e ^{60}Co não foi necessária a utilização de uma capa de equilíbrio eletrônico, pois a janela de entrada da radiação e os outros eletrodos da câmara estão internos (dentro do bloco simulador de tronco), inclusive a janela. Assim, existe uma espessura de 13 mm de PMMA, entre o feixe de radiação gama incidente e a janela de entrada da câmara, conforme mostrado na Figura 5.2; a partir de uma espessura de 3 mm de espessura de PMMA na frente do medidor de radiação, é possível obter-se equilíbrio eletrônico, para fontes radioativas de $^{137}\text{Cs}^{(16,62)}$ e cerca de 4 mm de espessura para fontes de ^{60}Co . Desta forma, os 13 mm de PMMA das câmaras de ionização desenvolvidas são suficientes para a ocorrência de equilíbrio eletrônico.

5.3 – Estimativa de custo na confecção das câmaras de ionização dentro dos simuladores de tronco humano.

Para um levantamento do custo da confecção das câmaras de ionização de eletrodos coletores de grafite e alumínio desenvolvidas neste trabalho foram enumerados os materiais empregados, assim como as etapas realizadas, inclusive a etapa referente à mão-de-obra necessária para o manuseio e adequação dos materiais (montagem, ajustes, solda elétrica dos conectores, entre outros).

Os materiais utilizados na elaboração das câmaras de ionização foram basicamente 02 (duas) placas de PMMA, tendo sido adquiridas uma placa com dimensões de 2 m x 1 m e outra placa com dimensões de 1,5 m x 1 m, ambas com 10 mm de espessura, de material incolor. O custo total das placas foi R\$ 845,00. Este tipo de material é facilmente encontrado no mercado nacional (Macedo Plásticos Ind. Com. Ltda). O material foi utilizado para a confecção do corpo das câmaras de ionização, e ainda dos objetos simuladores de troco humano.

A escolha dos materiais utilizados na confecção dos eletrodos coletores das câmaras de ionização exigiu uma pesquisa no mercado nacional e internacional. Os eletrodos coletores e os anéis de guarda de grafite foram adquiridos de uma empresa nacional especializada na comercialização e manufatura de peças em grafite, que exigem máquinas especiais no manuseio destes materiais, ou seja, são utilizadas máquinas com blindagem contra o pó de grafite liberado (altamente impregnante e lubrificante); desse modo, foram confeccionados um anel de guarda e um eletrodo coletor com 100 mm de diâmetro e 50 mm, respectivamente, ambos com espessura de 2 mm. A espessura de 2 mm foi escolhida pois era a menor espessura encontrada no mercado para a confecção do anel de guarda e eletrodo coletor. O custo total destas peças foi de R\$ 200,00. O eletrodo coletor e o anel de guarda de alumínio foram adquiridos por cerca de R\$ 8,00; este custo baixo deve-se ao fato deste tipo de material ser facilmente encontrado no mercado nacional, não exigindo nenhum tratamento ou manuseio especial como no caso do grafite. As janelas das câmaras de ionização foram confeccionadas em grafite, que por causa de sua pequena espessura

(0,04 mm) foram obtidas por meio de camadas sobrepostas de tinta com grafite. Para a confecção das janelas das câmaras de ionização foi empregada uma tinta com grafite em *spray* (Aerodag G, da marca Acheson Ind. Com. Ltda.), cujo custo do tubo de tinta foi de R\$ 60,00.

Os cabos e conectores foram escolhidos levando-se em conta a qualidade, a funcionabilidade e o baixo custo. Desse modo, os conectores são do tipo coaxial (tipo BNC, fêmea para cabo) pelo preço de R\$ 15,00 cada (foram utilizadas 02 unidades), e ainda dois conectores do tipo pino banana miniatura, com banho dourado, que permite menor oxidação e resistência de contato (02 unidades empregadas). O custo dos pinos bananas foi de R\$ 4,00. O cabo coaxial utilizado foi o do tipo RG 174, empregado em sistemas que operam com sinais elétricos pequenos (baixas correntes: nA, pA, entre outras). Foram utilizados cerca de 2 m deste cabo a um custo de R\$ 2,00.

Foram ainda empregados outros materiais, como para a limpeza das placas (retirada de poeira, gordura, entre outras), e ainda para a fixação das partes e peças das câmaras de ionização (eletrodos coletores, anéis de guarda, placas do simulador de tronco humano, cabos, entre outros). Nesta etapa utilizou-se detergente de cozinha (01 frasco), cola para acrílico (100 g), cola adesiva incolor (tipo Super Bonder, 10 g), sabão saponáceo em pó (50 g), álcool isopropílico (100 ml), estanho para ferro elétrico (solda, 2 g), parafusos confeccionados em *nylon*, porcas e arruelas (foram empregados 22 unidades de cada). O custo total destes materiais utilizados foi de R\$ 36,00.

A mão de obra para a confecção das placas (desenhos técnicos do projeto das câmaras de ionização, corte, furos, serviços de fresa) consumiu um total de 83 h. Na fase posterior foi realizada a limpeza das placas, secagem e pintura das janelas de grafite das câmaras de ionização (09 h).

Na fase final do processo foram realizados pequenos ajustes mecânicos nas placas de PMMA, solda dos fios elétricos nos conectores, colagem dos eletrodos coletores e anéis de guarda, montagem final de todo conjunto (câmaras

de ionização acoplados aos objetos simuladores de tronco humano) e ajustes finais. Nesta fase final foi empregada uma quantidade total de 99 h. Considerando que o custo médio de mão de obra especializada no mercado é cerca de R\$ 50,00 por hora, o custo desta etapa foi de (99 h x R\$ 50,00/hora) R\$ 4.950,00.

O custo total para a confecção das câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio, considerando o custo do material utilizado e mão de obra, foi de R\$ 6.149,00. Assim, o custo de confecção de cada câmara de ionização foi de cerca de R\$ 3.075,00. A Tabela 5.1 mostra de forma detalhada o custo de confecção das câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio e ainda do simulador de tronco humano, confeccionado em PMMA.

Tabela 5.1. Detalhamento da estimativa de custo de confecção das câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio, e do simulador de tronco humano, confeccionado em PMMA.

Item	Custo (R\$)
Placas de PMMA (02 placas com 2 m x 1 m)	845,00
Cabo coaxial RG 174 (2 m)	2,00
Conector pino banana miniatura (02 peças)	4,00
Conector BNC fêmea para cabo (02 peças)	30,00
Anel de guarda e eletrodo coletor de grafite (01 peça de cada)	200,00
Anel de guarda e eletrodo coletor de alumínio(01 peça de cada)	8,00
Placa de alumínio (02 placas, com 300 mm x 300 mm x 0,1 mm)	6,00
Parafuso de <i>nylon</i> (22 peças, com 1/8"de diâmetro)	6,00
Porcas e arruelas de ferro (22 peças, com 1/8"de diâmetro)	2,00
Tinta aerossol de grafite	60,00
Detergente (500 ml), saponáceo em pó (50 g), álcool isopropílico (100 ml)	10,00
Cola para acrílico (100 g)	10,00
Adesivo transparente rápido (10 g)	15,00
Fio de estanho para ferro elétrico de soldar (2 g)	1,00
Mão de obra total (do projeto à montagem final)	4.950,00
Custo total da confecção das 02 câmaras de ionização	6.149,00
Custo total por câmara de ionização	3.075,00

Lenvando-se em conta que somente o custo de confecção das janelas de grafite das câmaras de ionização, conforme visto no item 5.1 (£1.400 cada janela de grafite com espessura de 0,04 mm) é alto, e ainda é realizado somente no exterior (Inglaterra), em comparação com o custo da tinta de grafite empregada neste trabalho que é encontrada no mercado nacional por cerca de R\$ 60,00, torna viável a confecção destas câmaras de ionização, com um custo otimizado e com materiais encontrados no mercado nacional. Outro ponto importante foi a escolha de conectores do tipo BNC no lugar dos tradicionais conectores triaxiais utilizados, e ainda o uso de cabos triaxiais que são encontrados no exterior com um custo alto (os conectores triaxiais mais simples custam cerca de US\$ 50,00, cada um). Desse modo, pode-se afirmar que a relação custo-benefício na confecção das câmaras de ionização é adequado.

6 CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES DE RADIAÇÃO, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO

Os sistemas compostos pelas câmaras de ionização desenvolvidas acopladas a seus eletrômetros, para utilização em procedimentos de dosimetria de feixes de radioproteção, foram testados de acordo com as especificações da *International Electrotechnical Commission*^(80,81). Os resultados dos ensaios são apresentados a seguir.

6.1 - Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade

As câmaras de ionização de placas paralelas foram inicialmente estudadas com relação as suas características de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade seguindo-se os procedimentos recomendados por normas internacionais^(80,81) e propostos por alguns autores^(79,83).

Quando uma câmara de ionização está sujeita a um campo de radiação, a corrente de ionização medida inicialmente aumenta com a tensão aplicada e então ela se estabiliza. O aumento inicial da corrente de ionização com a tensão é causado pela coleção de íons incompleta em tensões baixas. Os íons positivos e negativos tendem a se recombinar, a menos que eles sejam rapidamente separados pelo campo elétrico. Esta recombinação pode ser minimizada pelo aumento do campo elétrico.

Se a tensão é aumentada para um valor muito acima da tensão em que ocorre a saturação, os íons, acelerados pelo campo elétrico, podem ganhar energia suficiente para produzir ionização por colisão com as moléculas do gás. Isto resultará numa rápida multiplicação de íons, e a corrente, novamente, torna-se fortemente dependente da tensão aplicada. A câmara deve ser utilizada na região de saturação, de modo que pequenas mudanças na tensão não resultem em alterações e mudanças na corrente^(80,81,83).

Seguindo estas recomendações, as duas câmaras foram irradiadas tomando-se como referência os centros de seus volumes sensíveis, com a janela de entrada perpendicular ao feixe de radiação incidente, com uma qualidade de radiação X, nível radioproteção, ISO N-60, tensão de 60 kV, corrente 45 mA e uma taxa de kerma no ar de 746,2 $\mu\text{Gy}/\text{min}$, variando-se a tensão de polarização aplicada entre -400 V e +400 V, em intervalos de 50V. Com os valores obtidos deste ensaio foram obtidas as curvas de saturação para cada uma das câmaras de ionização, as quais são apresentadas nas Figuras 6.1 e 6.2. As correntes de ionização medidas representam valores médios de dez leituras para cada caso. As incertezas nas medidas das correntes de ionização foram sempre menores que 0,6%.

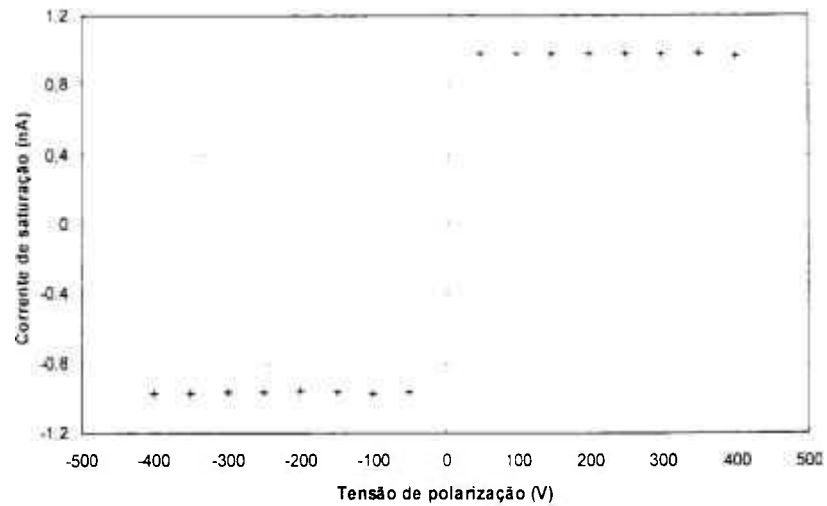


Figura 6.1. Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio. Qualidade de radiação X, ISO N-60, tensão 60 kV e corrente de 45 mA, distância foco-câmara de 2,5 m.

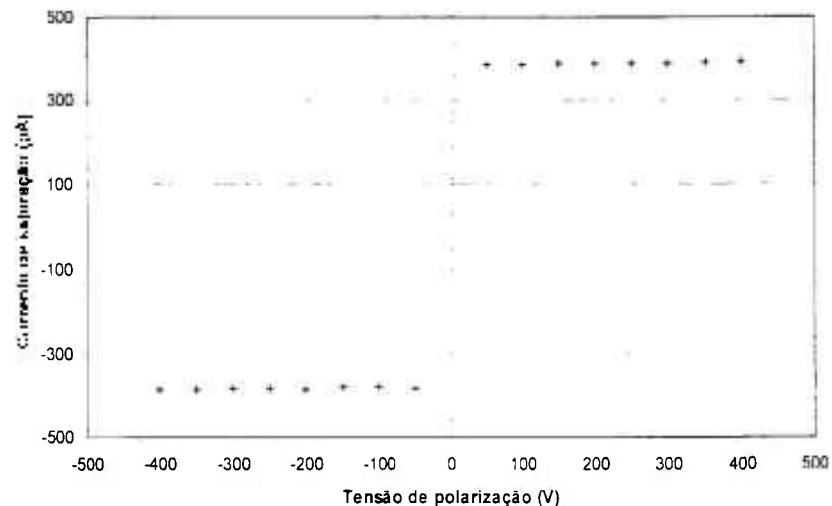


Figura 6.2. Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Qualidade de radiação X, ISO N-60, tensão 60 kV e corrente de 45 mA, distância foco-câmara de 2,5 m.

Pode-se verificar que as câmaras apresentaram o comportamento esperado, com a saturação atingida logo acima de 50 V. Desse modo, os resultados mostram que a utilização destas câmaras pode ser feita conectando-as aos tipos mais comuns de eletrômetros, que geralmente possuem tensões para

polarização das câmaras superiores a 50 V. No eletrômetro utilizado com estas câmaras de ionização, a tensão de operação máxima é de 400 V.

Algumas vezes, para uma dada exposição, a carga coletada por uma câmara de ionização muda em intensidade quando a polaridade da tensão é invertida. O efeito de polaridade para uma qualidade de raios-X (neste caso foi utilizada a qualidade ISO N-60, nível radioproteção, vide Tabela 4.2), com os valores máximos permitidos de tensão de polarização positiva e negativa, deve ser menor que 1%; caso contrário, devem ser determinados fatores de correção com uma incerteza associada menor que 1%^(80,81). Isto significa que a razão entre as cargas coletadas positiva e negativa, com os valores máximos de tensão de polarização positiva e negativa, em função da qualidade da radiação incidente deve estar entre 0,99 e 1,01. As Tabelas 6.1 e 6.2 mostram os valores obtidos para este ensaio para as duas câmaras, aplicando-se uma tensão de polarização de + 400 V até - 400 V, com intervalos de incremento de tensão de 50 V.

Todos os resultados obtidos mantiveram-se dentro do intervalo recomendado, exceto para as tensões de + 150 V e - 150 V, e de + 200 V e - 200 V no caso da câmara de eletrodo coletor de alumínio, e nas tensões de + 150 V e - 150 V, e de + 250 V e - 250 V, no caso da câmara com eletrodo coletor de grafite, porém sendo que estes valores de tensão de polarização não serão utilizados. As medidas realizadas estão dentro dos padrões recomendados.

Na região de saturação, o efeito de polaridade é menor que 1 % para ambas as câmaras de ionização. Tomando-se os valores médios obtidos pelas câmaras, verifica-se que a câmara com eletrodo de alumínio é cerca de 2,5 vezes mais sensível que a câmara com eletrodos de grafite. A tensão de + 400 V (tensão positiva) foi utilizada como tensão de polarização para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, assim como para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, uma vez que é praticamente inexistente, para este valor de tensão de polarização, a probabilidade de ocorrência do efeito de recombinação de íons.

O efeito de recombinação de íons tem sua maior probabilidade de ocorrência com tensões de polarização baixas, ou seja, com tensões próximas à tensão de início da curva de saturação (onde, para valores de tensões de polarização baixas, o campo elétrico formado entre os eletrodos das câmaras é mais fraco, permitindo que o efeito de recombinação iônica seja maior).

Tabela 6.1. Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio.

Tensão de Polarização (V)	Carga (pC)	Razão (Q+ / Q-)
+ 50/-50	982,20/973,00	1,01
+100/-100	983,90/970,90	1,01
+150/-150	983,90/964,40	1,02
+200/-200	982,20/959,55	1,02
+250/-250	982,20/968,73	1,01
+300/-300	982,20/972,57	1,01
+350/-350	981,70/977,10	1,00
+400/-400	965,30/976,50	0,99

Q+ = carga coletada com aplicação de tensão de polarização positiva na câmara de ionização
 Q- = carga coletada com aplicação de tensão de polarização negativa na câmara de ionização

Tabela 6.2. Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite.

Tensão de Polarização (V)	Carga (pC)	Razão (Q+ / Q-)
+ 50/-50	386,01 / 380,93	1,01
+100/-100	386,33 / 381,50	1,01
+150/-150	387,63 / 379,36	1,02
+200/-200	387,64 / 383,81	1,01
+250/-250	389,37 / 380,08	1,02
+300/-300	388,94 / 383,27	1,01
+350/-350	389,00 / 383,85	1,01
+400/-400	389,50 / 384,50	1,01

Q+ = carga coletada com aplicação de tensão de polarização positiva na câmara de ionização
 Q- = carga coletada com aplicação de tensão de polarização negativa na câmara de ionização

Como visto anteriormente, o campo máximo que pode ser aplicado à câmara de ionização é limitado pelo início do processo de ionização por colisão. Dependendo do projeto da câmara e da intensidade da ionização, certa quantidade de perda de íons por recombinação pode ser esperada. Para uma intensidade de ionização muito alta, como pode acontecer no caso de feixes pulsados, perdas significativas de carga podem ocorrer por recombinação, até mesmo nas tensões máximas possíveis de serem aplicadas à câmara. Sob estas condições, devem ser aplicadas correções para perdas por recombinação.

A eficiência de coleção de íons definida como a razão entre o número de íons coletados e o número de íons produzidos, pode ser determinada por meio de cálculo^(78,84,85) ou experimentalmente, por meio de um gráfico do inverso da corrente de ionização medida ($1/I$) em função do quadrado da tensão de polarização ($1/V^2$). A corrente de saturação desejável é então determinada extrapolando-se a curva para a tensão de polarização infinita ($1/V^2 = 0$). No entanto, não é recomendável que a eficiência de coleção de íons de uma câmara de ionização de placas paralelas utilizada para raios X de energias baixas seja medida variando-se a tensão de polarização.

A recombinação normalmente é desprezível e as mudanças na tensão de polarização geralmente distorcem a janela, resultando em variações na resposta da câmara que excedem qualquer efeito de recombinação⁽⁷⁸⁾. A tensão na câmara, sempre que possível, deve ser ajustada para se obter menos de 1% de perdas, ou seja, eficiência de coleção de íons melhor que 99%⁽⁸⁰⁾.

A partir dos valores obtidos nos ensaios de saturação, foram feitos os cálculos da eficiência de coleta de íons para cada uma das câmaras. Foram utilizados os valores de 200 V e 400 V, positivos e negativos, para este cálculo, para cada câmara de ionização. A eficiência de coleção de íons K_s foi determinada pelo método das duas tensões usando-se a relação⁽⁷⁸⁾:

$$K_s = \left[\left(\frac{V_1}{V_2} \right) - 1 \right] \left[\left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2} \right) \right] \quad (6.1)$$

onde :

K_s = eficiência de coleta de íons

M_1 e M_2 = leituras às tensões V_1 e V_2

V_1 e V_2 = tensões de polarização

$V_1/V_2 = 2$

Os valores obtidos estão apresentados na Tabela 6.3. Como a eficiência de coleta de íons deve ser melhor que 99%^(78,80,81), as duas câmaras de ionização atenderam ao recomendado. As eficiências para a câmara com eletrodo de grafite ficaram em torno de 100%, lembrando que existe uma incerteza nas leituras devida ao próprio instrumento de medida, no caso o eletrômetro, em torno de 0,3%.

Tabela 6.3. Eficiência de coleta de íons das duas câmaras de ionização para a qualidade de radiação ISO N-60 (raios X, nível radioproteção).

Câmara de Ionização com Eletrodo Coletor de	Eficiência de Coleta de Íons	
	Tensão de Polarização Positiva	Tensão de Polarização Negativa
Alumínio	0,9942	1,0066
Grafite	1,0045	1,0001

As variações nas leituras obtidas dos ensaios realizados para as curvas de saturação não superaram 1% para aplicação de tensões de polarização positivas e negativas nas câmaras de ionização no intervalo de + 400 V até - 400 V, com variações de 50 V. Com relação ao efeito de polaridade, as câmaras ensaiadas atenderam ao recomendado pela norma, ou seja, os valores obtidos ficaram entre 0,99 e 1,01. O mesmo ocorreu com o ensaio de recombinação iônica. Os ensaios atenderam ao recomendado pela norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾. A eficiência de coleção é melhor que 99 % em + 400V para as câmaras de ionização, isto é, as perdas por recombinação iônica são menores que 1 %.

6.2 - Variação da resposta com o tamanho do campo

Para o estudo da variação da resposta das câmaras desenvolvidas em função do tamanho do campo foram utilizados campos de radiação com três diâmetros diferentes. As câmaras foram irradiadas na qualidade de radiação X, nível radioproteção, ISO N-60, espectro estreito, norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, variando-se o diâmetro do colimador de chumbo que delimita o tamanho do campo.

Para este processo de medidas, utilizou-se a qualidade de radiação de 60 kV e 45 mA (ISO N-60) como radiação de referência para a qualidade de radioproteção. Este ensaio permitiu verificar o comportamento, ou a variação da resposta das câmaras desenvolvidas neste trabalho, em campos de radiação de tamanhos diferentes, sendo que a condição necessária para a medida do

equivalente de dose pessoal é que todo o conjunto câmara + objeto simulador seja irradiado. Esta condição somente ocorre quando o colimador de diâmetro de 70,5 mm é utilizado. Para os demais colimadores somente a área da câmara é totalmente irradiada e o simulador não tem toda sua superfície frontal irradiada.

Na Tabela 6.4 são apresentadas as dimensões dos campos de radiação em função do tamanho do colimador. A Tabela 6.5 mostra os resultados obtidos dos ensaios. Verifica-se que para uma redução de cerca de 27,9 %, no diâmetro do colimador de 70,5 a 50,8 mm, e conseqüente redução de cerca de 32,4 % no tamanho do campo de radiação (a 2,5 m), houve uma redução no valor de carga medida de apenas 1,6 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e de 1,2 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Para o colimador com diâmetro de 32 mm, obteve-se uma variação nos valores das medidas de carga de 6,4 % e 7,3 % para as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite, respectivamente (para um diâmetro de campo de cerca de 57,3 % menor).

Para o colimador de 17 mm de diâmetro, portanto para uma redução no tamanho do campo de radiação de 77,3 %, as variações na leitura de carga foram de 21,3 % e 23,1 % menores, para as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite, respectivamente. Desse modo, pode-se observar que o tamanho do campo de radiação afeta as medidas de carga realizadas pelas câmaras de ionização. Assim, todo o volume sensível das câmaras de ionização deve estar dentro do campo de radiação, para que as câmaras de ionização meçam corretamente a corrente elétrica (ou carga) gerada dentro dos seus volumes sensíveis.

Tabela 6.4. Tamanho de campo útil para o ensaio de resposta relativa em função do tamanho do campo para posicionamento das câmaras de ionização desenvolvidas.

Diâmetro do Colimador de Chumbo (mm)	Diâmetro do Campo a 2,5 m do Foco do Tubo de Raios X (cm)
17,0	9,5 ± 1,0
32,0	17,9 ± 1,5
50,8	28,4 ± 2,0
70,5	42,0 ± 2,0

Tabela 6.5. Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radioproteção (ISO N-60). Distância foco-detector = 2,5 m.

Câmara de Ionização com Eletrodo de	Diâmetro do Colimador (mm)			
	70,5	50,8	32,0	17,0
Alumínio	1	0,984 ± 0,030	0,936 ± 0,030	0,787 ± 0,030
Grafite	1	0,988 ± 0,030	0,927 ± 0,030	0,769 ± 0,030

6.3 - Tempo de estabilização

Neste ensaio, durante um período entre 15 min e 2 h após a aplicação da tensão de polarização às câmaras de ionização, as variações de resposta não devem ser maiores do que ± 0,5 % da resposta medida 1 h após a aplicação da tensão de polarização, para o caso em que a câmara de ionização é irradiada continuamente desde o momento em que a tensão de polarização é aplicada⁽⁸⁰⁾.

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio foram posicionadas em um campo de radiação X, da qualidade ISO N-60 (60 kV e 45 mA) com taxa de kerma no ar de 746,2 $\mu\text{Gy}/\text{min}$. A resposta das câmaras neste campo de radiação foi determinada como sendo o valor médio de dez medidas consecutivas. Os resultados são mostrados nas Tabelas 6.6 e 6.7. As câmaras com eletrodos coletores de alumínio e de grafite atenderam às exigências⁽⁸⁰⁾ para o teste de tempo de estabilização (respostas relativas entre 0,995 e 1,005)

Tabela 6.6. Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função do tempo.

Tempo	Resposta
15 min	0,995 \pm 0,029
1h	1
2h	1,001 \pm 0,029

Tabela 6.7. Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função do tempo.

Tempo	Resposta
15 min	1,004 \pm 0,031
1h	1
2h	1,005 \pm 0,031

6.4 - Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade

O teste de estabilidade a curto prazo, ou teste de repetitividade, representa o estudo do grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição. A repetitividade pode ser expressa quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados, como por exemplo o desvio padrão

percentual. Dez medições sucessivas foram feitas várias vezes, utilizando-se o sistema de radiação X, na qualidade ISO N-60 (60 kV e 45 mA) e taxa de kerma no ar de 746,2 $\mu\text{Gy}/\text{min}$. Para todos os casos, o desvio padrão percentual mostrou-se igual ou inferior a 0,5 %, que é o valor máximo aceitável, estabelecido por norma para os instrumentos de campo^(80,81). Desse modo, obteve-se um desvio percentual máximo nas medidas de 0,28 % de variação para a câmara com eletrodo coletor de alumínio e igual a 0,30 % para a câmara com eletrodo coletor de grafite.

6.5 - Estabilidade a longo prazo

Ainda como forma de verificar as condições de funcionamento dos sistemas de medida desenvolvidos neste trabalho, além de verificar os limites máximos de variação nas suas respostas obtidas, foram realizados os testes de rotina conhecidos como testes de estabilidade a longo prazo.

Nestes ensaios, as câmaras de ionização foram expostas a um feixe de radiação padronizado, que neste caso foi o sistema de radiação X, Pantak/Seifert na qualidade ISO N-60 (60 kV e 45 mA) com taxa de kerma no ar de 746,2 $\mu\text{Gy}/\text{min}$. Recomenda-se que, antes de realizar qualquer ensaio, o sistema de medida (eletrômetro e câmara de ionização) deve ser ligado ao menos 15 minutos antes do início das medidas, para que o sistema de medida se estabilize. Em todos os testes e medidas realizadas, os sistemas foram ligados por 30 minutos antes do início das medidas, para fins de estabilização. Este procedimento somente não foi adotado quando o ensaio específico a ser realizado com as câmaras de ionização assim determinava.

Para o teste de repetitividade foi tomado o valor médio de 10 leituras consecutivas. Desse modo, cada uma destas medidas corresponde ao teste de estabilidade a curto prazo (ou teste de repetitividade). Os desvios padrões percentuais estabelecidos, pelas recomendações internacionais para instrumentos de referência e de campo utilizados em radioproteção, podem variar até $\pm 0,5$ e

$\pm 1,0 \%$, respectivamente^(61-62, 80).

A realização dos testes de repetitividade periodicamente, ao longo do tempo, sempre sob as mesmas condições geométricas, constitui o teste de estabilidade a longo prazo. Esta estabilidade pode ser verificada por meio de um gráfico cronológico, onde se registra a variação das medidas obtidas periodicamente (semanalmente, mensalmente, entre outras), sendo estas medidas comparadas com um valor de referência, que é a média das 10 primeiras séries de medidas realizadas com o sistema. Do exposto, pode-se desse modo verificar a tendência das medidas obtidas com o sistema de medidas, ou seja, se estas medidas estão dentro do intervalo máximo admissível de variação, estabelecido por recomendações internacionais, conforme já mencionado^(61-62, 80). Neste trabalho, o eixo X (número de medidas) corresponde a uma escala de tempo de semanas.

As Figuras 6.3 e 6.4 mostram o comportamento apresentado pelas câmaras de ionização (com eletrodos de grafite e alumínio) nos ensaios de estabilidade a longo prazo.

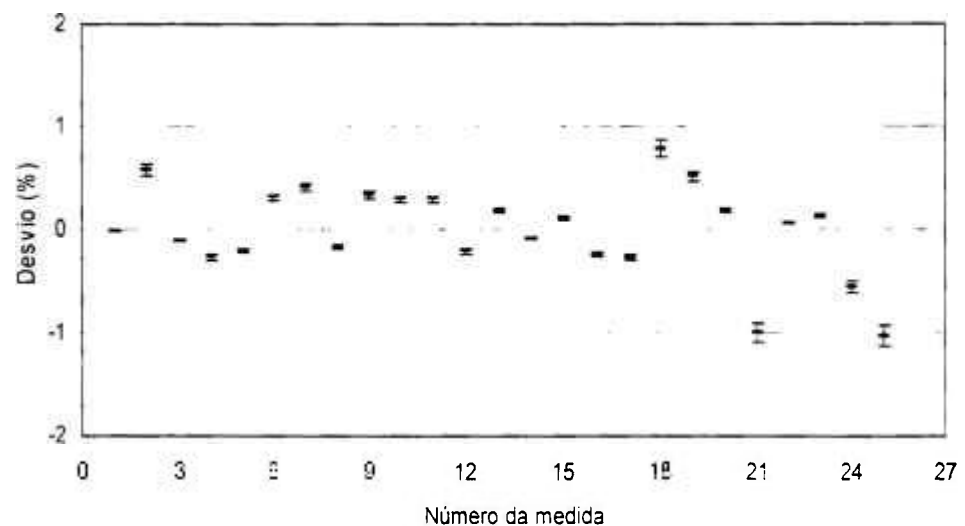


Figura 6.3. Variação da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, comparada com a média ao longo de 25 medidas, do ensaio de estabilidade a longo prazo.

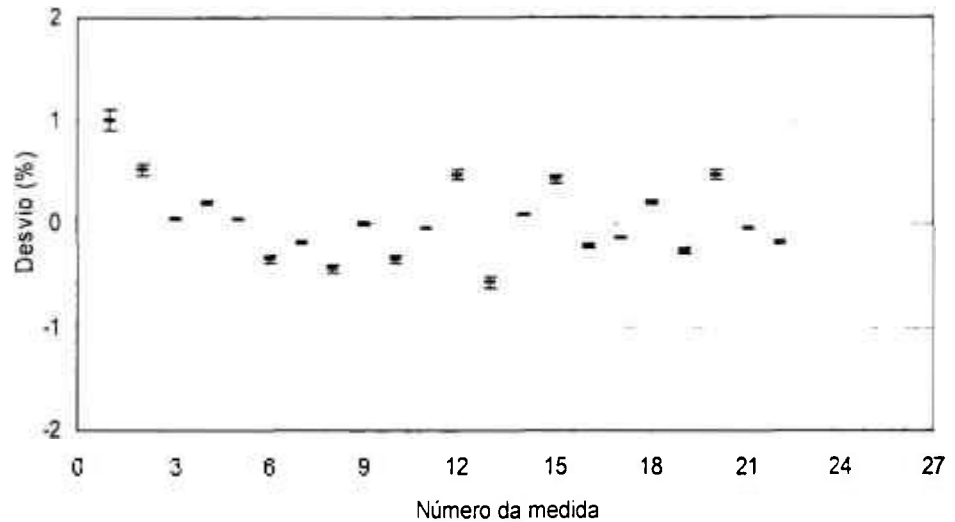


Figura 6.4. Variação da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, comparada com a média ao longo de 25 medidas, do ensaio de estabilidade a longo prazo.

Pode-se observar que as câmaras de ionização testadas apresentaram uma variação máxima nas medidas de 1,0%; assim, as duas câmaras de ionização atenderam ao recomendado pelos TRS 133⁽⁶¹⁾ e SRS 16⁽⁶²⁾.

6.6 - Corrente de fuga sem irradiação

A corrente de fuga é definida como qualquer sinal coletado que não seja produzido pela ionização decorrente da irradiação do volume sensível da câmara. Pode ter origem no eletrômetro, no cabo, nos conectores e na própria câmara, continuando após o término da irradiação e geralmente decrescendo exponencialmente com o tempo.

A corrente de fuga de uma câmara de ionização, não exposta à radiação, mas com a tensão de polarização máxima aplicada à câmara, não deve exceder a $\pm 0,5\%$ da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima a que a câmara deva ser exposta⁽⁸⁰⁾.

Foi aplicada a tensão de polarização máxima (+ 400 V) às câmaras de

ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite e foram medidas as correntes de fuga (sem irradiação) após 15 min, 1 h e 6 h, como mostrado na Tabela 6.8. As correntes de fuga sem irradiação medidas nas câmaras de ionização não excederam a 0,4 % da corrente de ionização produzida durante os ensaios. Desse modo, as duas câmaras de ionização atenderam ao recomendado pela norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾.

Tabela 6.8. Corrente de fuga (fA) sem irradiação, medida nos intervalos de tempo especificados após a aplicação de tensão de polarização de + 400V às câmaras de ionização desenvolvidas.

Tempo	Câmara de Ionização com Eletrodo Coletor de	
	Alumínio (fA)	Grafite (fA)
15 min	2,0	2,0
1 h	1,0	1,0
6 h	1,0	1,0

6.7 - Corrente de fuga após irradiação

Para este ensaio, a recomendação é que dentro de 5 s após o término de uma irradiação de 10 min, a corrente de fuga transiente deve decrescer a $\pm 1,0$ % da corrente de ionização produzida na câmara durante a irradiação⁽⁸⁰⁾.

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite foram posicionadas em um campo de radiação X, nível radioproteção, com tensão de 60 kV e corrente de 45 mA (ISO N-60), com taxa de kerma no ar de 746,2 μ Gy/min por 10 minutos e medido o tempo de decréscimo da leitura, que foi de cerca de 4,8 s para a câmara com eletrodo coletor de alumínio e de 4,7 s para a câmara com eletrodo coletor de grafite. Desse modo, ambas as câmaras atenderam ao solicitado pela norma⁽⁸⁰⁾.

6.8 - Linearidade da resposta

Determinou-se a relação linear entre a corrente de ionização e a taxa de kerma no ar irradiando-se as câmaras, com eletrodos de grafite e de alumínio, sob as condições de referência: qualidade de raios X, nível radioproteção, com tensão de 60 kV e a corrente variando de 0,5 mA até 45 mA. Foram realizadas dez medidas sucessivas e foi tomado o valor médio para cada corrente selecionada. Nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, a incerteza na linearidade de resposta foi de $\pm 2,5\%$ para a câmara com eletrodo coletor de grafite e de $\pm 1,3\%$ para a câmara com eletrodo coletor de alumínio.

As Figuras 6.5 e 6.6 mostram os resultados obtidos. Pode-se observar que ambas câmaras de ionização apresentaram um comportamento linear na qualidade ensaiada. Do mesmo modo, pode-se concluir que o sistema gerador de raios X também teve um comportamento estável e linear (corrente no tubo de raios X), podendo este conjunto (gerador de raios X e câmaras de ionização) ser utilizado para fins de calibração, e como sistema de referência de trabalho, no LCI e para fins deste trabalho.

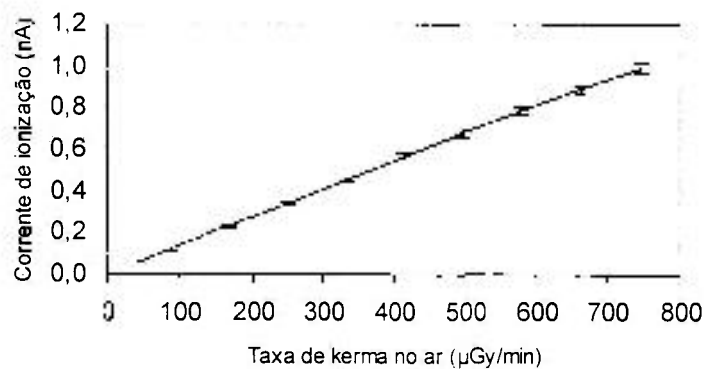


Figura 6.5. Linearidade de resposta da câmara de ionização (com eletrodo coletor de alumínio) com a corrente, para raios X, nível radioproteção, ISO N-60, 60 kV (0,247 mmCu).

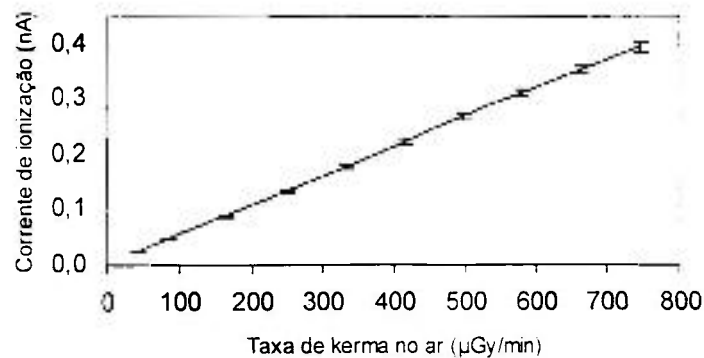


Figura 6.6. Linearidade de resposta da câmara de ionização (com eletrodo coletor de grafite) com a corrente, para raios X, nível radioproteção, ISO N-60, 60 kV (0,247 mmCu).

6.9 - Dependência angular

Outros tipos de câmaras de ionização de placas paralelas foram estudadas em relação à dependência angular por Souza e col⁽³²⁾ e Caldas e Albuquerque⁽²⁷⁾. As câmaras de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho foram projetadas para serem utilizadas com a sua janela de entrada de frente para a fonte de radiação perpendicularmente ao eixo do feixe de radiação incidente. Como na prática, no posicionamento da câmara, pode ocorrer uma pequena variação no ângulo de incidência da radiação, foi testada a dependência angular das câmaras desenvolvidas neste trabalho.

Para este ensaio foi utilizada a qualidade de radiação ISO N-60, proveniente do sistema de radiação X Pantak/Seifert, e ainda foram utilizadas as fontes radioativas de ^{60}Co e ^{137}Cs do irradiador do IPEN e STS. As distâncias foco-câmara utilizadas foram de 2,5 m, no caso do sistema de raios X; de 2,27 m para a fonte de ^{137}Cs e de 2,90 m para a fonte de ^{60}Co , sendo que todos os campos tinham diâmetro de 42 cm. A câmara foi irradiada no ar, tomando-se como referência o centro do volume sensível da câmara. A medida foi obtida variando-se o ângulo de incidência da radiação entre 0° e 90° , girando-se a câmara no sentido horário (ângulos positivos) e anti-horário (ângulos negativos), onde 0° significa

irradiação frontal.

As respostas foram normalizadas para o ângulo de 0° para cada uma das qualidades e correspondem aos valores médios de dez medidas sucessivas. Pode-se observar que as câmaras com eletrodos de alumínio e grafite atendem à exigência da Norma IEC 61674⁽⁸¹⁾, ou seja, o limite de variação da resposta não deve superar $\pm 3,0\%$ do valor obtido para posição de irradiação de 0° para variações de até $\pm 5^\circ$. As Tabelas 6.9 a 6.12 e as Figuras 6.7 a 6.12 mostram os valores obtidos dos ensaios de dependência angular.

Tabela 6.9. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação e da qualidade da radiação (nível radioproteção) com o sistema Pantak/Seifert.

Ângulo de Inclinação ($^\circ$)	Qualidade de Radiação X			
	ISO N-60	ISO N-80	ISO N-100	ISO N-150
0	1	1	1	1
+ 15	$0,990 \pm 0,008$	$0,978 \pm 0,008$	$0,940 \pm 0,007$	$0,965 \pm 0,007$
+ 45	$0,923 \pm 0,006$	$0,909 \pm 0,006$	$0,909 \pm 0,006$	$0,901 \pm 0,006$
+ 60	$0,840 \pm 0,005$	$0,839 \pm 0,005$	$0,846 \pm 0,005$	$0,836 \pm 0,005$
+ 90	$0,126 \pm 0,004$	$0,194 \pm 0,006$	$0,280 \pm 0,006$	$0,246 \pm 0,006$
- 15	$0,972 \pm 0,008$	$0,971 \pm 0,007$	$0,972 \pm 0,008$	$0,959 \pm 0,007$
- 45	$0,942 \pm 0,006$	$0,927 \pm 0,006$	$0,924 \pm 0,006$	$0,906 \pm 0,006$
- 60	$0,845 \pm 0,005$	$0,834 \pm 0,005$	$0,835 \pm 0,005$	$0,834 \pm 0,005$
- 90	$0,152 \pm 0,006$	$0,203 \pm 0,006$	$0,255 \pm 0,006$	$0,261 \pm 0,006$

Tabela 6.10. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação e da qualidade da radiação, com sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co).

Ângulo de Inclinação ($^{\circ}$)	Radiação Gama	
	^{137}Cs	^{60}Co
0	1	1
+ 15	$0,980 \pm 0,007$	$0,951 \pm 0,007$
+ 45	$0,950 \pm 0,006$	$0,891 \pm 0,005$
+ 60	$0,880 \pm 0,005$	$0,830 \pm 0,005$
+ 90	$0,402 \pm 0,007$	$0,789 \pm 0,007$
- 15	$0,989 \pm 0,007$	$0,942 \pm 0,008$
- 45	$0,979 \pm 0,006$	$0,878 \pm 0,007$
- 60	$0,950 \pm 0,008$	$0,835 \pm 0,008$
- 90	$0,413 \pm 0,007$	$0,782 \pm 0,007$

Tabela 6.11. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação e da qualidade da radiação (nível radioproteção), com o sistema Pantak/Seifert.

Ângulo de Inclinação ($^{\circ}$)	Qualidade de Radiação X			
	ISO N-60	ISO N-80	ISO N-100	ISO N-150
0	1	1	1	1
+ 15	$0,920 \pm 0,007$	$0,929 \pm 0,007$	$0,960 \pm 0,008$	$0,989 \pm 0,007$
+ 45	$0,822 \pm 0,006$	$0,845 \pm 0,005$	$0,880 \pm 0,006$	$0,878 \pm 0,007$
+ 60	$0,740 \pm 0,007$	$0,768 \pm 0,007$	$0,855 \pm 0,007$	$0,854 \pm 0,006$
+ 90	$0,181 \pm 0,006$	$0,191 \pm 0,006$	$0,250 \pm 0,006$	$0,268 \pm 0,006$
- 15	$0,939 \pm 0,007$	$0,982 \pm 0,008$	$0,930 \pm 0,007$	$0,970 \pm 0,007$
- 45	$0,883 \pm 0,006$	$0,921 \pm 0,008$	$0,909 \pm 0,007$	$0,927 \pm 0,007$
- 60	$0,782 \pm 0,007$	$0,829 \pm 0,006$	$0,859 \pm 0,007$	$0,917 \pm 0,006$
- 90	$0,184 \pm 0,006$	$0,213 \pm 0,007$	$0,271 \pm 0,006$	$0,270 \pm 0,007$

Tabela 6.12. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação e da qualidade da radiação, com sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co).

Ângulo de Inclinação ($^{\circ}$)	Radiação Gama	
	^{137}Cs	^{60}Co
0	1	1
+ 15	$0,930 \pm 0,007$	$0,915 \pm 0,006$
+ 45	$0,925 \pm 0,007$	$0,809 \pm 0,006$
+ 60	$0,898 \pm 0,006$	$0,775 \pm 0,007$
+ 90	$0,428 \pm 0,007$	$0,750 \pm 0,007$
- 15	$0,912 \pm 0,006$	$0,920 \pm 0,006$
- 45	$0,889 \pm 0,008$	$0,791 \pm 0,007$
- 60	$0,882 \pm 0,007$	$0,765 \pm 0,008$
- 90	$0,470 \pm 0,008$	$0,745 \pm 0,006$

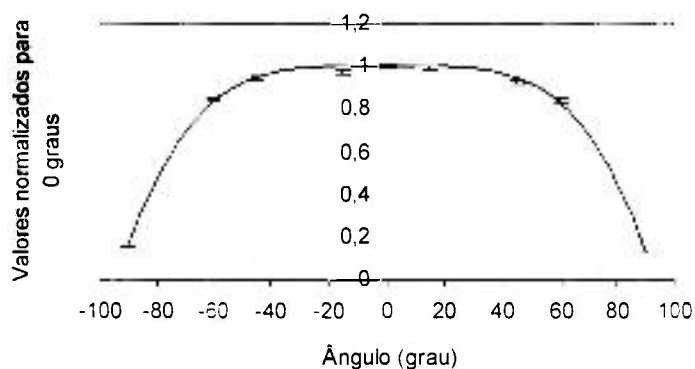


Figura 6.7. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio para raios X, nível radioproteção, ISO N-60.

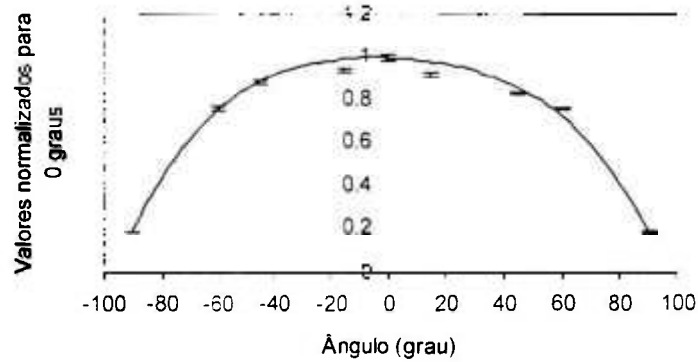


Figura 6.8. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para raios X, nível radioproteção, ISO N-60.

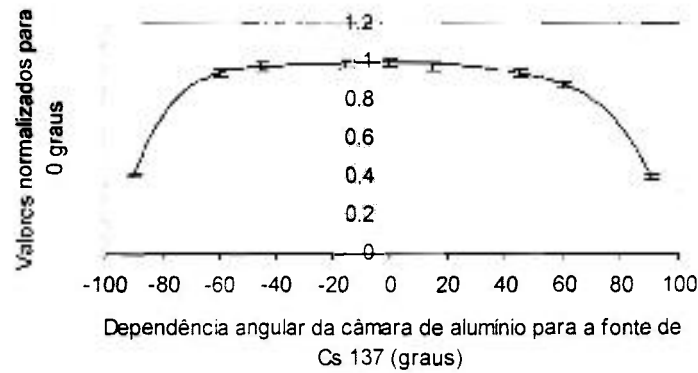


Figura 6.9. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para a fonte de ^{137}Cs .

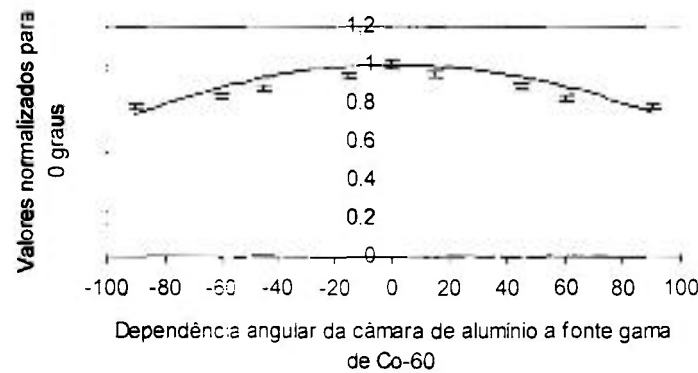


Figura 6.10. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para a fonte de ^{60}Co .

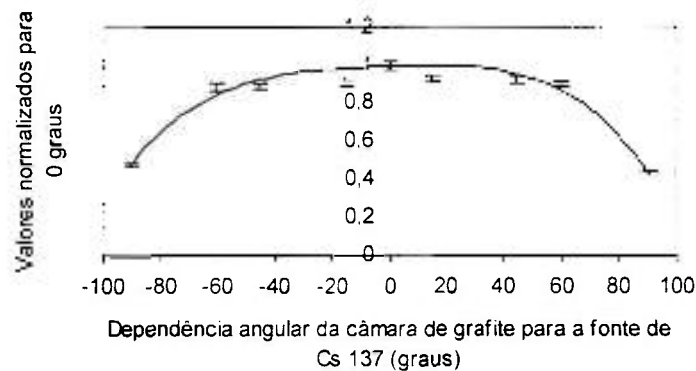


Figura 6.11. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para a fonte de ^{137}Cs .

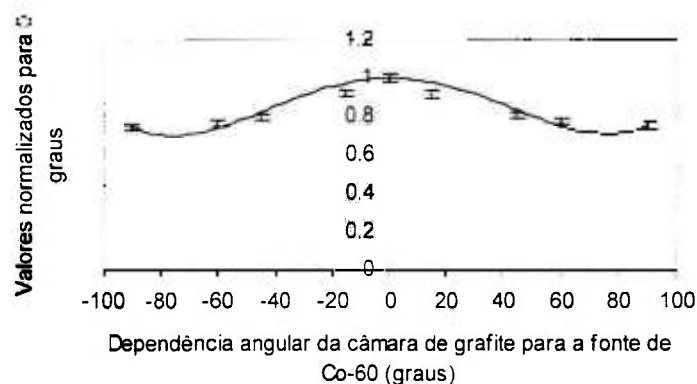


Figura 6.12. Resposta relativa em função da inclinação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para a fonte de ^{60}Co .

Dos resultados obtidos dos ensaios de dependência angular das câmaras de ionização pode-se verificar que para algumas qualidades de radiação, para ângulos entre $+15^\circ$ e -15° , as câmaras atenderam à norma IEC 61674⁽⁸¹⁾. A câmara com eletrodo coletor de alumínio atendeu ao recomendado pela norma IEC 61674⁽⁸¹⁾, com exceção das qualidades ISO N-100 (somente para ângulo de -15°) e ISO N-150, e para a fonte de ^{60}Co . No caso da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, ela não atendeu ao recomendado pela norma nas qualidades ISO N-60, ISO N-80 (somente para ângulo de -15°), ISO N-100 e nos ensaios com as fontes de ^{60}Co e ^{137}Cs . No entanto, apesar dos resultados aparentemente desfavoráveis, é importante salientar que as incertezas nas medidas, somadas à incerteza no posicionamento (cerca de ± 5 graus) das

câmaras de ionização deste trabalho, as tornam viáveis para utilização em intervalos de até $\pm 15^\circ$ em seu posicionamento. Segundo a norma IEC 61674⁽⁸¹⁾, uma variação na leitura de $\pm 3\%$ é admissível para posicionamentos das câmaras de ionização de até $\pm 5^\circ$, e considerando que as leituras das câmaras durante os ensaios, para intervalos de variação no posicionamento até $\pm 15^\circ$, mesmo que as leituras obtidas não atingiram (em alguns casos) o limite de variação de leitura recomendado pela norma, elas podem ser consideradas aprovadas neste ensaio. Uma vez que o posicionamento das câmaras de ionização, para intervalos de até $\pm 5^\circ$, como sugere a norma, não é facilmente obtido (a incerteza no posicionamento foi estimada em cerca de ± 5 graus), para um posicionamento mais preciso seria necessário um sistema mecânico, ou uma mesa giratória de alta precisão, e tendo em vista que o posicionamento foi manual, uma incerteza menor do que a estimada neste trabalho seria impraticável.

Além disso, nos laboratórios de calibração raramente erra-se no posicionamento das câmaras de ionização mais do que alguns graus, devido aos sistemas de raios laser geralmente utilizados, porém, quando a câmara de ionização é girada para a direita ou para a esquerda, a incerteza no posicionamento aumenta, considerando que as câmaras de ionização desenvolvidas são de grandes dimensões e peso elevado, o que dificulta ainda mais seu posicionamento.

6.10 - Calibração das câmaras de ionização

As qualidades de raios-X utilizadas na calibração das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite são dadas na Tabela 4.2. Neste caso foram também utilizadas as fontes de ^{60}Co e ^{137}Cs , à distância fonte-câmara de 2,90 m e diâmetro de campo de 42 cm para a primeira fonte e distância fonte-câmara de 2,27 m e o mesmo diâmetro de campo para a segunda fonte. Para as medidas nas qualidades de raios X, nível radioproteção, utilizou-se uma distância foco-câmara de 2,5 m e campo de 42 cm de diâmetro.

Os coeficientes de calibração⁽¹⁰⁾ foram obtidos utilizando-se os sistemas padrões para cada faixa de energia apresentados na Tabela 3.2. A Tabela 6.13 mostra os valores obtidos dos coeficientes de calibração. O coeficiente de calibração, ou fator de calibração, é obtido por meio da razão entre a taxa de kerma no ar medido com a câmara de ionização padrão e a leitura da câmara sob calibração.

Desse modo, a carga coletada (corrigida para as condições de pressão e temperatura de referência) é transformada em taxa de kerma no ar, por meio de um fator de correção. Pode-se verificar dos resultados da Tabela 6.13, que os valores dos coeficientes de calibração da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite são sempre mais altos que os da câmara de eletrodo coletor de alumínio, evidenciando, desse modo, que a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio é mais sensível que a câmara com eletrodo coletor de grafite nas medidas dos feixes de radiação utilizados.

Tabela 6.13. Coeficientes de calibração das câmaras de ionização (com eletrodos coletores de alumínio e grafite) para radiação X (nível radioproteção) e radiação gama de ¹³⁷Cs e ⁶⁰Co.

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)	Coeficiente de Calibração x 10 ⁵ Gy/C		
			Alumínio	Grafite	
Radioproteção	ISO N-60	0,247 Cu	48,0	7,5 ± 0,2	18,9 ± 0,6
	ISO N-80	0,597 Cu	65,0	7,0 ± 0,2	16,4 ± 0,5
	ISO N-100	1,10 Cu	83,0	8,0 ± 0,3	16,0 ± 0,5
	ISO N-150	2,32 Cu	118,0	10,3 ± 0,3	16,7 ± 0,5
¹³⁷ Cs	--	--	662	14,1 ± 0,5	16,2 ± 0,5
⁶⁰ Co	--	--	1250	10,9 ± 0,4	14,3 ± 0,5

6.11 - Dependência energética

A dependência energética de câmaras de ionização de placas paralelas foi estudada em vários trabalhos^(22,24,28,29,32). As Figuras 6.13 e 6.14 mostram os fatores de correção, obtidos pela normalização dos coeficientes de calibração para a camada semi-redutora de 1,10 mmCu, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção.

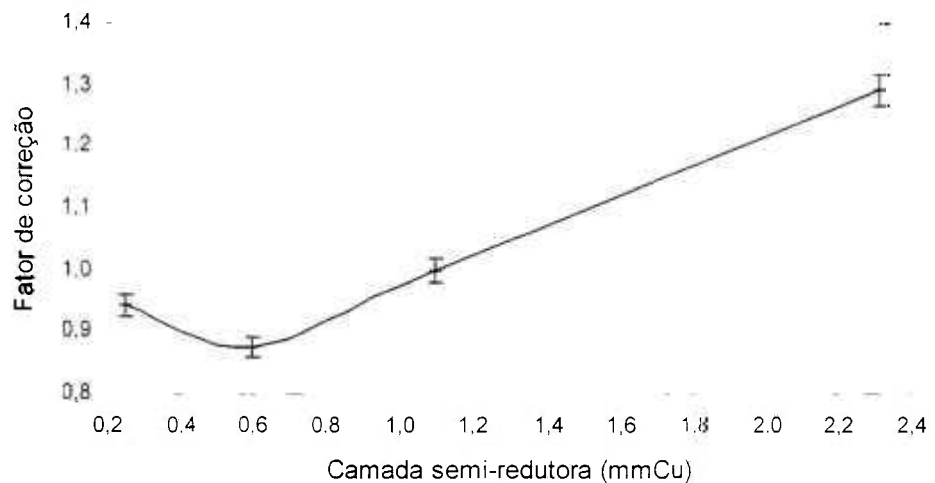


Figura 6.13: Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível radioproteção, normalizados para a camada semi-redutora de 1,10 mmCu.

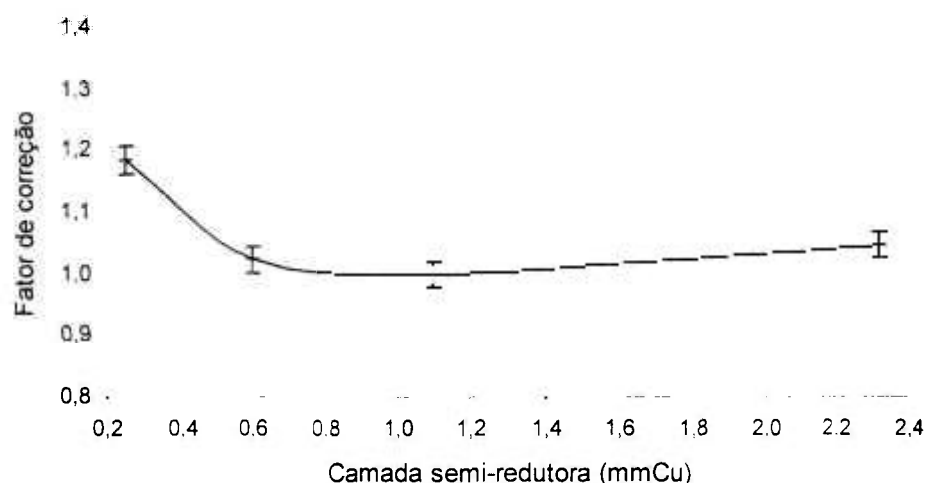


Figura 6.14: Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível radioproteção, normalizados para a camada semi-redutora de 1,10 mmCu.

Verifica-se que a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio apresenta uma dependência energética máxima de 41 % para as qualidades de raios X, nível radioproteção (ISO N-60 a ISO N-150), e a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite apresentou uma dependência energética de 18 % para as mesmas qualidades de radiação ensaiadas.

6.12 - Formação dos sistemas Tandem

As câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho apresentam curvas de dependência energética diferentes. A diferença na dependência energética entre as duas câmaras de ionização de eletrodos de alumínio e grafite constitui a maior vantagem na formação de um sistema Tandem. A Figura 6.15 mostra a curva Tandem obtida para as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite. Tanto a razão entre os valores dos coeficientes de calibração obtidos, como simplesmente a razão dos valores de leituras das câmaras, resultam na mesma curva Tandem, demonstrando a simplicidade e a eficácia deste método e viabilizando a utilização

das câmaras desenvolvidas neste trabalho, para medida e verificação da constância de feixes de radiação X em programas de controle de qualidade. É conveniente salientar que o método convencional de obtenção das camadas semi-redutoras na implantação de qualidades de feixes de radiação, com o uso de absorvedores, é indispensável para o estabelecimento inicial dos feixes padronizados. O uso do sistema Tandem será primordial para a verificação periódica da constância dos feixes, no programa de controle de qualidade do laboratório. Estas medidas devem ser realizadas periodicamente de modo a assegurar sua eficácia, numa frequência muito maior do que a aplicada pelo método convencional de absorvedores, que demanda muito mais tempo.

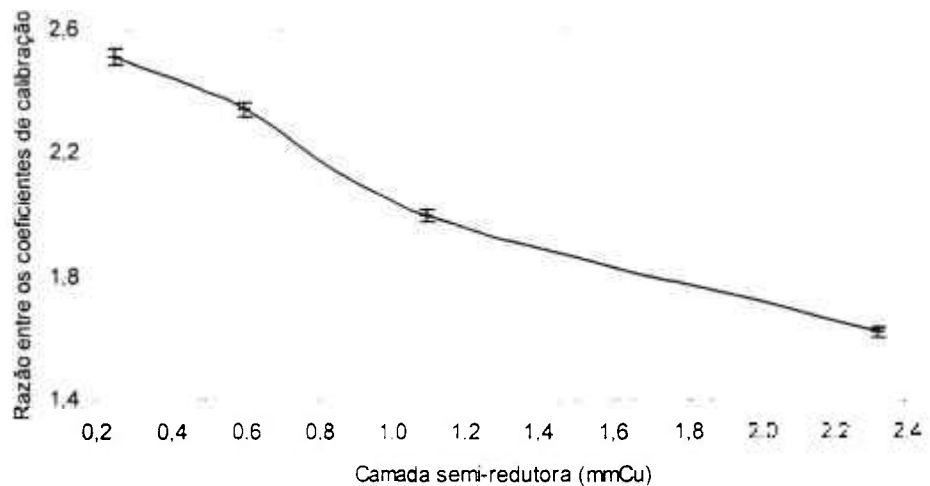


Figura 6.15. Curva Tandem para qualidades de raios X, nível radioproteção, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite.

Da Figura 6.15 pode-se verificar que as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite podem ser utilizadas em sistema Tandem para a verificação periódica da constância dos valores já pré-determinados de camada semi-redutora. Na verdade, basta verificar-se o valor da razão entre as leituras das duas câmaras, não havendo a necessidade de se utilizar gráficos.

7 DETERMINAÇÃO DE $H_p(10)$ EM CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL RADIOPROTEÇÃO

Para a calibração das câmaras de ionização desenvolvidas e a posterior determinação do valor verdadeiro convencional do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, é conveniente estabelecer-se um roteiro que permita a perfeita reprodutibilidade do processo como um todo.

Anteriormente à etapa de medidas, propriamente dita, com as câmaras de ionização, é recomendável que elas permaneçam acondicionadas em caixas adequadas, por cerca de uma semana, com sílica gel para a eliminação de umidade e preservação de suas características elétricas e mecânicas, para garantir a qualidade das medidas realizadas, as câmaras de ionização devem ser sempre acondicionadas de modo adequado, não somente antes da realização dos ensaios e calibrações.

As câmaras de ionização devem ser posicionadas no banco de calibração, à distância adequada para a medida, tanto a câmara padrão (ou de referência), quanto as câmaras de ionização a serem calibradas. Isto implica que elas deverão estar alinhadas com o feixe de radiação, e o centro de seus volumes sensíveis devem estar à distância de calibração de 2,5 m do foco do tubo de raios-X. O laboratório de calibração deve ter as suas condições ambientais devidamente controladas, isto é, baixa umidade relativa do ar (referência de 50 %), temperaturas não superiores a 24 °C, e deve possuir um medidor de pressão

barométrica (barômetro), para que os valores obtidos destas variáveis sejam utilizados nas correções das leituras efetuadas com as câmaras de ionização.

Aplica-se a tensão de polarização, conforme definida anteriormente pelos ensaios de saturação e recombinação iônica, que no caso das câmaras de ionização desenvolvidas foi de +400 V. Para fins de estabilização, deve ser aguardado um intervalo de tempo de cerca de 1 h, com a tensão de polarização aplicada às câmaras de ionização antes do início das medidas. Após isto, é conveniente realizar-se uma pré-irradiação, com feixes de radiação X, nas qualidades que serão utilizadas na calibração das câmaras de ionização. Uma pré-irradiação por cerca de 15 min permite uma maior estabilidade na resposta das câmaras de ionização durante os procedimentos de calibração. O procedimento de pré-irradiação permite a retirada de cargas elétricas residuais, que poderiam alterar as medidas realizadas com as câmaras de ionização, ou tornar estas medidas instáveis. Deve-se ainda verificar a estabilidade a curto prazo das câmaras de ionização e as suas correntes de fuga, que podem afetar as medidas realizadas. O acompanhamento da estabilidade das câmaras de ionização a longo prazo auxilia na verificação do comportamento do instrumento ao longo do tempo, principalmente no intervalo entre as calibrações periódicas.

Após estes procedimentos iniciais, as câmaras de ionização padrão (PTW 32002-A) e as câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio foram irradiadas com feixes de radiação-X, qualidades da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, série N, espectro estreito, para realização das medidas.

Após a realização das medidas com as câmaras de ionização, realiza-se o cálculo do valor verdadeiro convencional (V_{vc}) do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$.

Para uma qualidade de radiação X ou campos de radiação gama, representada por R, o valor verdadeiro convencional do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, em um objeto simulador de tronco humano (definido no item 5.2), para um ângulo de incidência α , formado entre o feixe de radiação proveniente do sistema de radiação e a superfície de entrada (janela, ou face frontal) da câmara de ionização, o V_{VC} do $H_p(10)$ é dado por:

$$H_p(10 ; R, \alpha) = N_H \cdot k(R, \alpha) \cdot Q \quad (7.1)$$

onde: N_H = coeficiente de calibração para a qualidade da radiação de referência ISO N-60 e para o ângulo de incidência da radiação, ou seja, $\alpha = 0^\circ$;

$k(R, \alpha)$ = coeficiente de conversão para qualidade da radiação R e ângulo de incidência α ;

Q = carga medida pela câmara de ionização sob teste.

Desse modo, para se efetuar o cálculo do V_{VC} do equivalente de dose pessoal é necessário desmembrar-se os termos da relação 7.1.

O coeficiente de calibração, N_H , com respeito ao equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, é determinado para a qualidade da radiação de referência (ISO N-60) e ângulo de incidência da radiação $\alpha = 0^\circ$. Assim, o coeficiente de calibração é dado por:

$$N_H = h_{PK}(10; \text{ISO N-60}, 0^\circ) K_{ar} / Q \quad (7.2)$$

onde: K_{ar} = valor verdadeiro convencional do kerma no ar livre, medido com a câmara de ionização padrão, ou de referência (PTW 32002-A);

$h_{PK}(10; \text{ISO N-60}, 0^\circ)$ = coeficiente de conversão de K_{ar} para o $H_p(10)$ para um simulador de tronco humano na qualidade de radiação ISO N-60 e ângulo da radiação de incidência = 0° .

O coeficiente de correção $k(R, \alpha)$, para a qualidade da radiação R e ângulo de incidência, α , é dado por:

$$k(R, \alpha) = [h_{PK}(10; R, \alpha) \times (k_{ar} / Q)] \times (N_H)^{-1} \quad (7.3)$$

Da relação (7.3), e com os valores de $h_{PK}(10; R, \alpha)$, k_{ar} , Q e N_H determina-se o valor de $k(R, \alpha)$. Desse modo, pode-se ainda dizer que a resposta da câmara de ionização com respeito a $H_p(10)$ é o valor recíproco do produto entre N_H e $k(R, \alpha)$.

Os valores dos coeficientes de conversão $h_{PK}(10; R, \alpha)$, ou seja, os coeficientes de conversão de k_{ar} para $H_p(10)$ para um objeto simulador de tronco humano, para qualidades de radiação X , nível radioproteção, espectro estreito, são dados pela norma ISO 4037-3⁽⁵³⁾.

No entanto, para a determinação do coeficiente de calibração, N_H , e o coeficiente de conversão de correção para qualidade da radiação, $k(R, \alpha)$, foram realizadas medidas com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, em feixes de radiação X , nível radioproteção, série N da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾. Foram realizadas medidas com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite acoplada ao objeto simulador de tronco humano, nas qualidades ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150 e ainda com radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co .

Para a determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, é necessário o conhecimento do V_{VC} da taxa de kerma no ar e ainda dos valores das leituras de carga realizadas com as câmaras de ionização utilizadas e desenvolvidas neste trabalho. Para a obtenção do V_{VC} da taxa de kerma no ar, empregou-se a câmara de ionização de referência (PTW 32002-A), posicionada nas mesmas distâncias de calibração das câmaras de ionização, ou melhor,

distância foco-detector de 2,5 m para as qualidades de radiação X da ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, espectro estreito, nível radioproteção, e 2,27 m de distância foco-detector para a fonte de ¹³⁷Cs e distância de 2,90 m para a fonte de ⁶⁰Co.

Por meio da câmara de ionização padrão (PTW 32002-A), foram obtidos os valores V_{VC} da taxa de kerma no ar, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, espectro estreito, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, e ainda para radiação gama das fontes de ¹³⁷Cs e de ⁶⁰Co, os valores são mostrados na Tabela 7.1.

Tabela 7.1. Valores da taxa de kerma no ar obtidos com a câmara de ionização padrão, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, espectro estreito, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, e para radiação gama das fontes de ¹³⁷Cs e ⁶⁰Co.

Qualidade da Radiação	Valor Verdadeiro Convencional da Taxa de Kerma no Ar ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
ISO N-60	$331,0 \pm 19,9$
ISO N-80	$175,0 \pm 10,6$
ISO N-100	$83,0 \pm 5,0$
ISO N-150	$691,0 \pm 41,7$
¹³⁷ Cs	$6,2 \pm 0,4$
⁶⁰ Co	$24,0 \pm 1,5$

Na Tabela 7.2 são mostrados os valores obtidos das leituras com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, espectro estreito, e para radiação gama das fontes de ¹³⁷Cs e de ⁶⁰Co.

Tabela 7.2. Valores obtidos da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, nas qualidades de radiação X, nível radioproteção, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, espectro estreito, e para radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co .

Qualidade da Radiação	Carga* (pC)
ISO N-60	$175,2 \pm 1,1$
ISO N-80	$106,9 \pm 0,7$
ISO N-100	$51,9 \pm 0,3$
ISO N-150	$413,7 \pm 2,6$
^{137}Cs	$4,00 \pm 0,03$
^{60}Co	$15,48 \pm 0,11$

* Tempo de irradiação = 1 min.

Com os valores das leituras obtidas pela câmara de ionização com eletrodos coletores de grafite e com os valores verdadeiros convencionais do kerma no ar, o próximo passo é a determinação do coeficiente de calibração, N_H , em relação ao equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, que é determinado para a qualidade da radiação de referência (ISO N-60) e ângulo de incidência da radiação $\alpha = 0^\circ$. Assim, o coeficiente de calibração é dado pela relação 7.2 e substituindo os valores de K_{ar} , Q e $h_{PK}(10; \text{ISO N-60}, 0^\circ)$, onde este valor é fornecido pela norma ISO 4037-3⁽⁵³⁾, para esta qualidade de radiação X e ângulos diferentes de incidência da radiação (0 a 80°):

$$N_{H(60)} = h_{PK}(10; \text{ISO N-60}, 0^\circ)_{(60)} K_{ar(60)} / Q_{(60)}$$

Assim, a relação fica:

$$N_{H(60)} = 1,65 (\text{Sv/Gy}) \cdot 331,0 \times 10^{-6} (\text{Gy/min}) / 175,2 \times 10^{-12} (\text{pC})$$

Logo, tem-se que:

$$N_{H(60)} = 3,1 \pm 0,2 \text{ (Sv}/\mu\text{C} \times \text{min}^{-1}\text{)}$$

Assim o valor acima determinado de $N_{H(60)}$ será utilizado como valor de referência para a determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, das demais qualidades de radiação estudadas neste trabalho.

Para a determinação do valor do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para a qualidade de radiação X, ISO N-60, utilizou-se o valor de $N_{H(60)}$, o valor da carga $Q_{(60)}$ e o valor de $k(R, \alpha)$ obtido da norma DIN 6818-1⁽⁸⁶⁾. Substituindo os valores na relação 7.1 obtêm-se o valor do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para a qualidade de radiação X, ISO N-60.

$$N_{H(60, 0^\circ)} = 3,1 \text{ (Sv}/\mu\text{C} \times \text{min}^{-1}\text{)} \cdot 1,00 \cdot 175,2 \text{ (pC)}$$

Logo:

$$N_{H(60, 0^\circ)} = 546,1 \pm 4,0 \text{ (}\mu\text{Sv} \times \text{min}^{-1}\text{)}$$

O valor determinado do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, é válido somente para inclinação de 0° do feixe de radiação X incidente com relação à janela de entrada da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Desse modo, para diferentes ângulos de incidência devem ser aplicados os fatores de correção adequados que constam nas normas ISO 4037-3⁽⁵³⁾ e DIN 6818-1⁽⁸⁶⁾. Para cada qualidade de radiação X, devem ser aplicados os fatores correspondentes [$k(R, \alpha)$]. A Tabela 7.3 mostra os valores de equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, determinados para as qualidades de radiação X, ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150.

As Figuras 7.1 a 7.6 mostram as curvas de dependência angular da câmara de ionização com eletrodo de grafite para as qualidades de radiação X, ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150, e ainda para radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co .

Tabela 7.3. Valores de taxa de equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para as qualidades de radiação X (nível radioproteção) ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema Pantak/Seifert.

Ângulo de Inclinação (°)	Taxa de Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$ ($\mu\text{Sv}/\text{min}$)			
	ISO N-60	ISO N-80	ISO N-100	ISO N-150
0	546,1 \pm 33,0	318,3 \pm 19,3	155,4 \pm 9,4	1173,9 \pm 71,0
+ 15	508,5 \pm 31,0	311,2 \pm 18,9	155,0 \pm 9,4	1167,0 \pm 70,7
+ 45	457,9 \pm 27,7	270,4 \pm 16,4	138,2 \pm 8,4	1042,0 \pm 63,0
+ 60	424,4 \pm 25,7	253,4 \pm 15,3	137,0 \pm 8,3	1046,6 \pm 63,3
+ 90	114,7 \pm 6,9	72,6 \pm 4,4	42,5 \pm 2,6	328,4 \pm 19,9
- 15	519,0 \pm 31,4	329,0 \pm 19,9	152,2 \pm 9,2	1144,9 \pm 69,4
- 45	492,0 \pm 29,8	294,7 \pm 17,9	142,7 \pm 8,6	1100,2 \pm 66,6
- 60	448,4 \pm 27,1	273,6 \pm 16,6	137,6 \pm 8,3	1123,8 \pm 68,0
- 90	116,6 \pm 7,1	81,0 \pm 4,9	46,1 \pm 2,8	330,9 \pm 20,0

Tabela 7.4. Valores de taxa de equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para radiação gama, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co).

Ângulo de Inclinação (°)	Taxa de Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$ ($\mu\text{Sv}/\text{min}$)	
	^{137}Cs	^{60}Co
0	10,90 \pm 0,32	42,2 \pm 1,1
+ 15	10,30 \pm 0,30	39,9 \pm 1,1
+ 45	10,30 \pm 0,30	39,8 \pm 1,1
+ 60	10,10 \pm 0,29	39,1 \pm 1,1
+ 90	4,90 \pm 0,14	19,0 \pm 0,5
- 15	10,10 \pm 0,30	39,1 \pm 1,1
- 45	9,90 \pm 0,29	38,3 \pm 1,0
- 60	9,90 \pm 0,29	38,2 \pm 1,0
- 90	5,40 \pm 0,16	21,00 \pm 0,57

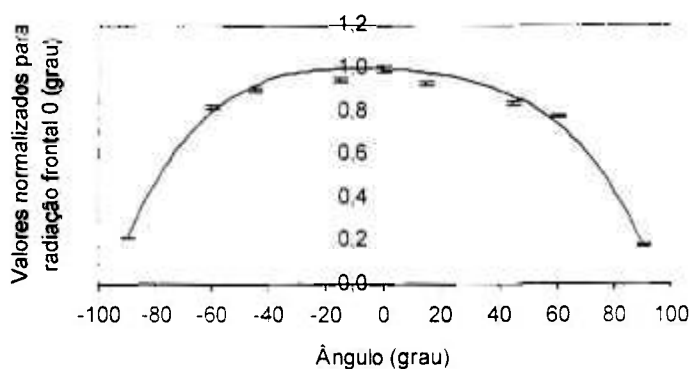


Figura 7.1. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-60.

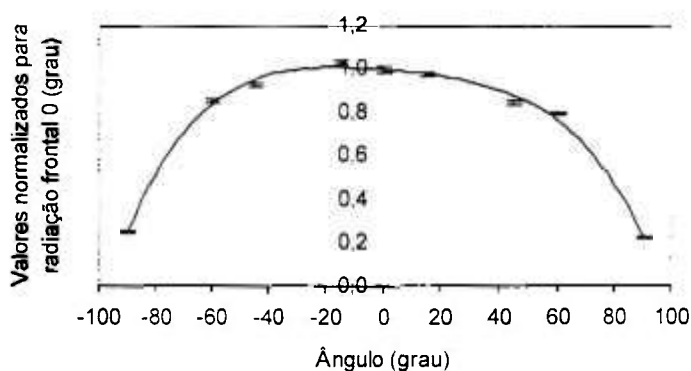


Figura 7.2. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-80.

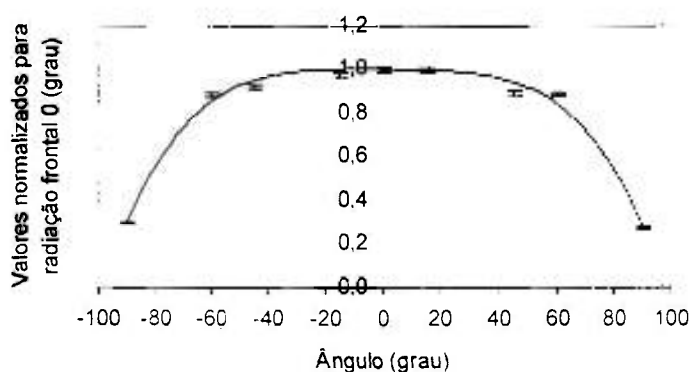


Figura 7.3. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-100.

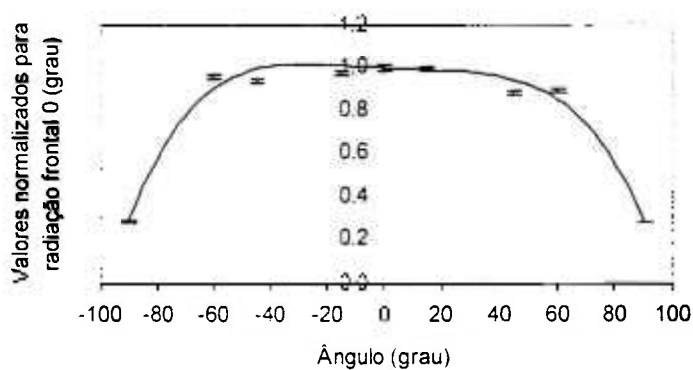


Figura 7.4. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para a qualidade de radiação X, ISO N-150.

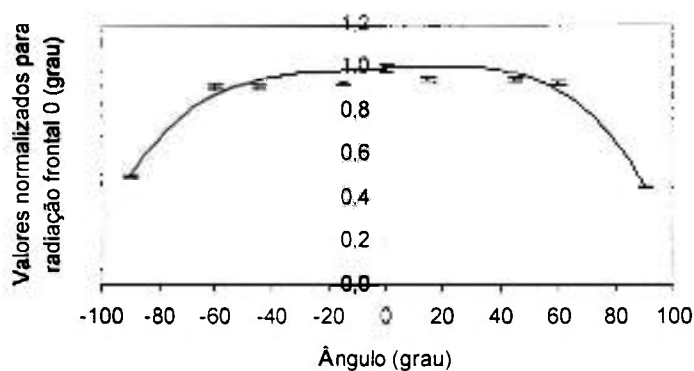


Figura 7.5. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para radiação gama de ^{137}Cs .

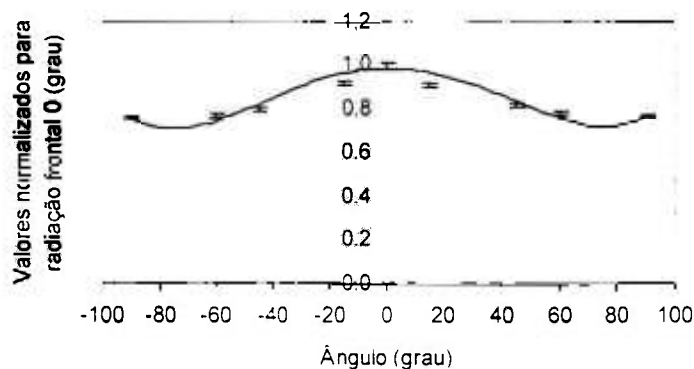


Figura 7.6. Dependência angular da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para radiação gama de ^{60}Co .

A Tabela 7.5 mostra a variação entre os valores dos coeficientes de calibração (N_H), obtidos com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, desenvolvida neste trabalho com relação aos valores de coeficientes de calibração obtidos por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾. A Tabela 7.5 foi obtida para auxiliar na comparação dos resultados obtidos, nesta etapa do trabalho, com os resultados obtidos por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾.

Dos resultados obtidos na determinação da taxa do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, o fator que mais influenciou na determinação das incertezas nos valores de $H_p(10)$ foi a incerteza do Tipo B, proveniente dos certificados de calibração das câmaras de ionização de referência (padrão).

Tabela 7.5. Coeficientes de calibração (N_H), obtidos com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite desenvolvida neste trabalho, em relação aos valores obtidos por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾, nas qualidades de radiação X, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, nível radioproteção, e radiação gama de fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co .

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração obtido neste Trabalho	Coeficiente de Calibração obtido por Ankerhold	Coeficiente de Calibração [*] normalizado para ISO N-60
ISO N-60	$3,12 \pm 0,20$	$3,60 \pm 0,09$	1
ISO N-80	$3,08 \pm 0,20$	$3,42 \pm 0,09$	$0,987 \pm 0,06$
ISO N-100	$3,01 \pm 0,20$	$3,46 \pm 0,09$	$0,965 \pm 0,06$
ISO N-150	$2,89 \pm 0,19$	$3,28 \pm 0,09$	$0,926 \pm 0,06$
^{137}Cs	$2,85 \pm 0,20$	$3,16 \pm 0,09$	$0,913 \pm 0,06$
^{60}Co	$2,80 \pm 0,20$	$3,13 \pm 0,09$	$0,897 \pm 0,06$

* Resultados obtidos com as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.

Para uma melhor visualização dos resultados obtidos com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite nas qualidades de radiação X, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, da série N, nível radioproteção, e radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co , foi obtida a Figura 7.7, que mostra a variação do coeficiente de calibração N_H em função da energia da radiação.

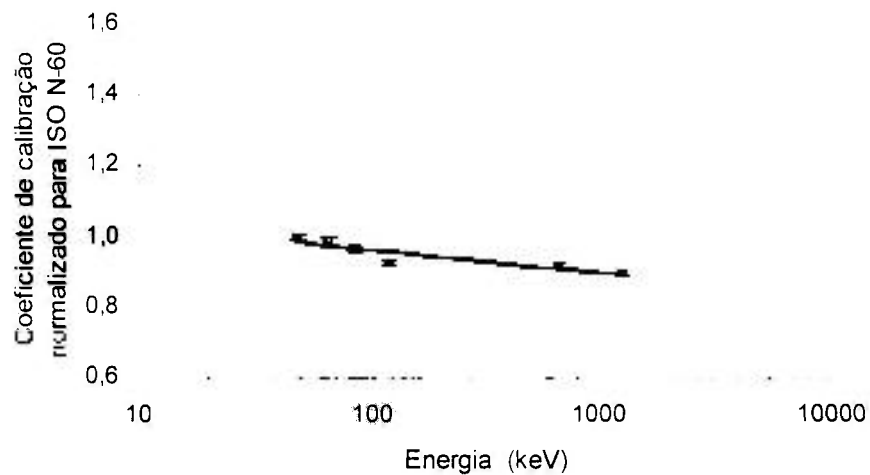


Figura 7.7. Dependência energética do coeficiente de calibração N_H , obtido com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite nas qualidades de radiação X, da norma ISO 4037-1⁽¹⁶⁾, da série N, nível radioproteção, e radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co , em função da energia da radiação.

Dos valores mostrados na Tabela 7.5 e da Figura 7.7, pode-se verificar que o comportamento da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite para as qualidades de radiação X, nível radioproteção, da série ISO N-60, ISO N-80, ISO N-100, ISO N-150, espectros estreitos, apresenta uma variação máxima no coeficiente de calibração N_H de 8,0 %, para os feixes de radiação X, e uma variação de 9,5 % e 11,4 % para radiação gama das fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co , respectivamente, em relação à qualidade de radiação ISO N-60. Quando os valores obtidos pelas câmaras de ionização desenvolvidas são comparados com os valores obtidos por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾, a máxima variação entre os valores de N_H foi de 15,4 % (ISO N-60). Entretanto, a dependência energética máxima dos coeficientes de calibração (N_H) obtidos por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾ para radiação X foi de 9,8 % e para as fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co , de 13,9 % e 15 %, respectivamente, em

relação a qualidade de radiação ISO N-60. Assim, mesmo considerando as incertezas envolvidas na determinação dos coeficientes de calibração (N_H), os resultados obtidos com as câmaras de ionização desenvolvidas foram melhores que os resultados obtidos por Ankerhold. Para um intervalo de energia relativamente grande (de 48 keV a 1250 keV), pode-se concluir que a câmara de ionização apresenta uma resposta satisfatória, ou seja, uma variação pequena na resposta em função da energia dos feixes de radiação, para as qualidades de radiação X e gama, em que foi ensaiada.

Deve-se levar em conta que a câmara de ionização desenvolvida neste trabalho possui características construtivas diferentes em relação à câmara de ionização tipo protótipo construída por Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾. Entre as diferenças principais pode-se citar a espessura do eletrodo coletor de grafite e do anel de guarda (2 mm contra 0,04 mm), o procedimento para obtenção da janela, por meio de pintura com tinta com grafite (o procedimento utilizado por Ankerhold não foi declarado), o objeto simulador de tronco humano foi obtido em multicamadas (o de Ankerhold⁽⁴¹⁻⁴³⁾ era um bloco maciço ou sólido), o que resultou numa dependência energética da resposta melhor que a de Ankerhold.

Tendo em vista as diferenças construtivas citadas e considerando que mesmo câmaras de ionização de características semelhantes podem possuir respostas relativamente diferentes, uma variação máxima de cerca de 15,4 % entre os valores dos coeficientes de calibração N_H (obtidos por Ankerhold e neste trabalho) podem ser considerados aceitáveis. Desse modo, fica evidenciado que a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite está em concordância com os valores obtidos por Ankerhold, mostrando a viabilidade de uso da câmara de ionização desenvolvida neste trabalho para a medida do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$.

A Tabela 7.6 mostra a planilha utilizada na determinação das incertezas do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para radiação gama, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co) e para o sistema de radiação X, Pantak/Seifert.

Tabela 7.6. Planilha das incertezas na determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, para radiação gama, com a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, no sistema irradiador STS (^{137}Cs) e sistema irradiador IPEN (^{60}Co) e para o sistema de radiação X, Pantak/Seifert.

Símbolo	Componente	Valor	Tipo de Distribuição	Divisor	Incerteza Padrão u	Graus de Liberdade
u_1	Reprodutibilidade	*	Normal (Tipo A)	1	-	9
u_2	Coeficiente $k(R, \alpha)$	**	Normal (Tipo B)	1	-	Infinito
	Padrão	1,4(^{137}Cs)			1,4	
u_3	De	1,3(^{60}Co)	Normal (Tipo B)	1	1,3	Infinito
	Calibração	3,0 (X)			3,0	
u_4	Posicionamento	0,05***	Retangular (Tipo B)	$(3)^{1/2}$	0,029	Infinito
u_5	Coeficiente N_H	0,61	Normal (Tipo B)	1	0,61	Infinito

*Estes valores dependem dos valores obtidos de desvio padrão percentual das medidas realizadas, com a câmara de ionização com eletrodos coletores de grafite.

**Estes valores dependem da posição da câmara de ionização durante as medidas, e da qualidade da radiação.

***Valor válido somente para posicionamento de 0° (irradiação frontal), utilizado como valor de referência.

$$u_c = [(u_1)^2 + (u_2)^2 + (u_3)^2 + (u_4)^2 + (u_5)^2]^{1/2}$$

$$U = u_c \times k (U_{95}, \text{nível de confiança de 95 \%})$$

A planilha da Tabela 7.6 foi utilizada para a etapa da determinação das incertezas do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$. O valor das incertezas variou entre 2,8 % e 6,2 %. Os cálculos a seguir mostram como os valores mínimos e máximos das incertezas nesta etapa foram determinados.

Para a avaliação da incerteza máxima nas medidas para a qualidade da radiação ISO N-60, posição de irradiação 0°, para determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, foram utilizados os seguintes parâmetros:

$$u_1 \text{ (reprodutibilidade)} = 0,090$$

$$u_2 \text{ (coeficiente } K(R, \alpha)) = 0,030$$

$$u_3 \text{ (padrão de calibração)} = 3,0$$

$$u_4 \text{ (posicionamento)} = 0,029$$

$$u_5 \text{ (coeficiente de calibração } N_H) = 0,61.$$

Assim, tem-se:

$$u_c = [(u_1)^2 + (u_2)^2 + (u_3)^2 + (u_4)^2 + (u_5)^2]^{1/2}$$

Substituindo-se os valores na relação:

$$u_c = [(0,090)^2 + (0,030)^2 + (3,0)^2 + (0,029)^2 + (0,61)^2]^{1/2}$$

$$u_c = 3,1 \%$$

Como se optou por um nível de confiança de 95 % (U_{95}), o valor final da incerteza na determinação do valor do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, será dado por $U = u_c \times k$, onde $k = 2$ (para U_{95}); assim, a incerteza final é:

$$U = 3,1 \times 2 = 6,2 \%$$

Pode-se notar que o parâmetro que mais influenciou a determinação da incerteza nesta qualidade de radiação foi a incerteza do sistema padrão de calibração (3,0 %).

Do mesmo modo, para a avaliação da incerteza mínima, no caso das

medidas para a fonte gama de ^{60}Co , posição de irradiação 0° , para determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, foram utilizados os seguintes parâmetros:

$$u_1 \text{ (reprodutibilidade)} = 0,092$$

$$u_2 \text{ (coeficiente } K(R, \alpha)) = 0,030$$

$$u_3 \text{ (padrão de calibração)} = 1,3$$

$$u_4 \text{ (posicionamento)} = 0,029$$

$$u_5 \text{ (coeficiente de calibração } N_H) = 0,61.$$

Assim, tem-se:

$$u_c = [(u_1)^2 + (u_2)^2 + (u_3)^2 + (u_4)^2 + (u_5)^2]^{1/2}$$

Substituindo-se os valores na relação:

$$u_c = [(0,092)^2 + (0,030)^2 + (1,3)^2 + (0,029)^2 + (0,61)^2]^{1/2}$$

$$u_c = 1,4 \%$$

Como se optou por um nível de confiança de 95 % (U_{95}), o valor final da incerteza na determinação do valor do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, será dado por $U = u_c \times k$, onde $k = 2$ (para U_{95}); assim, a incerteza final é:

$$U = 1,4 \times 2 = 2,8 \%$$

A incerteza do sistema padrão de calibração (câmara de ionização padrão) foi também o fator que mais influenciou na incerteza final, para a radiação gama da fonte de ^{60}Co .

Assim, pode-se concluir que a incerteza combinada variou entre 2,8 % e 6,2 %.

8 APLICAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM OUTROS CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEIS RADIODIAGNÓSTICO E RADIOTERAPIA

As câmaras de ionização sempre foram um dos principais objetos de pesquisa no grupo (LCI), em campos de radiação diferentes, como sistemas de referência em qualidades de radiodiagnóstico e radioterapia⁽⁸⁷⁻⁸⁸⁾. As câmaras de ionização desenvolvidas no presente trabalho para feixes de radioproteção foram ainda testadas em campos de radiação X, para se verificar o seu comportamento, nos feixes de energia de radiodiagnóstico (convencional e de mamografia), como também para terapia. Como as câmaras de ionização desenvolvidas apresentaram um comportamento satisfatório para feixes de radioproteção, resolveu-se avaliar o seu comportamento também para utilização em outros campos padrões.

As câmaras de ionização desenvolvidas foram testadas de acordo com as especificações da *International Electrotechnical Commission*^(80,81). Os ensaios de caracterização das câmaras de ionização foram realizados em feixes de radiodiagnóstico convencional⁽⁸²⁾. As câmaras de ionização foram ainda calibradas em feixes padronizados para radioterapia e de mamografia. Os resultados dos ensaios são apresentados a seguir.

8.1 - Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade

As câmaras de ionização foram estudadas com relação as suas características de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade

seguinte-se os mesmos procedimentos utilizados nos ensaios para qualidades de radiação X, nível radioproteção e seguindo recomendações dadas por algumas normas específicas^(78,80,81).

Para avaliação da tensão de saturação, as duas câmaras de ionização foram irradiadas nas seguintes condições: tomando-se como referência o centro do volume sensível, com a janela de entrada perpendicular ao feixe de radiação incidente; utilizou-se a qualidade de radiação X, nível radiodiagnóstico, RQR 3, tensão de 50 kV, corrente 10 mA; taxa de kerma no ar de 2,8 mGy/min; tensão de polarização aplicada entre -400 V e +400 V, em intervalos de 50V. As curvas de saturação obtidas são apresentadas nas Figuras 8.1 e 8.2. As correntes de ionização medidas representam valores médios de dez leituras em cada caso. As incertezas nas medidas das correntes de ionização foram sempre menores que 0,3 %.

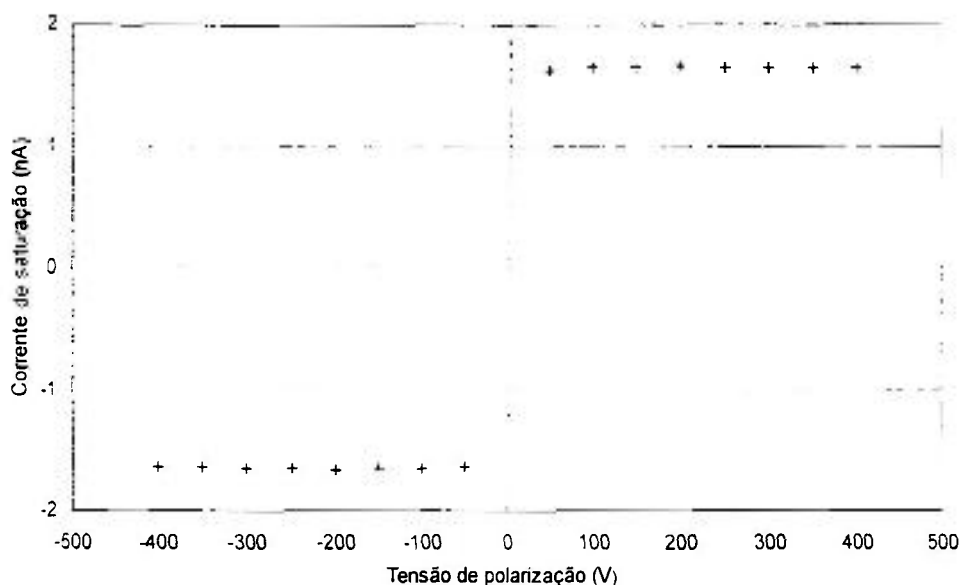


Figura 8.1. Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio. Qualidade de radiação X, RQR 3, tensão 50 kV e corrente de 10 mA, distância foco-câmara de 1 m.

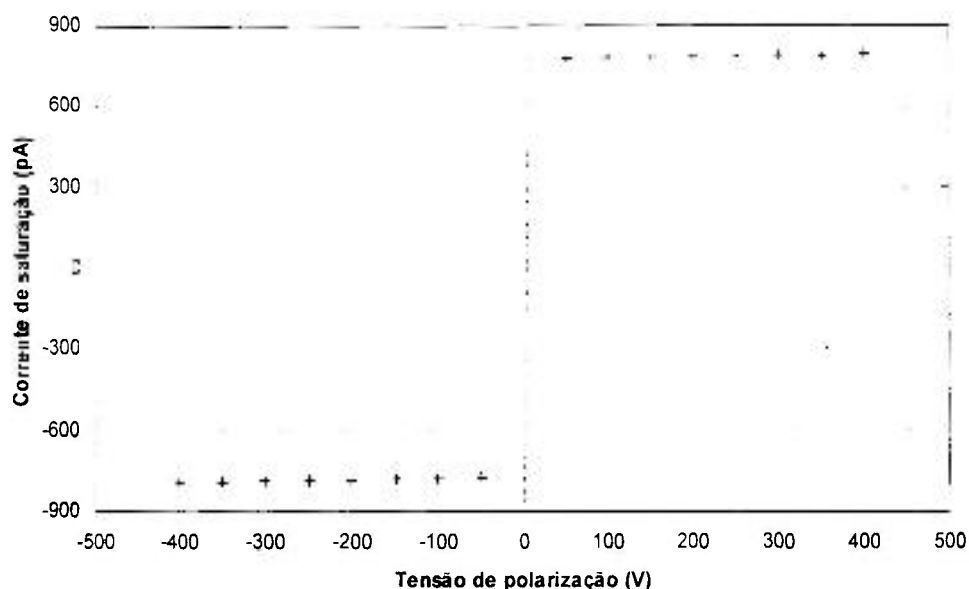


Figura 8.2. Curva de saturação da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite. Qualidade de radiação X, RQR 3, tensão 50 kV e corrente de 10 mA, distância foco-câmara 1 m.

Nas curvas de saturação das Figuras 8.1 e 8.2, pode-se observar que as câmaras apresentaram o comportamento esperado, com a saturação atingida acima de 50 V, de modo análogo ao ocorrido com as qualidades de radiação X, nível radioproteção.

Para a etapa de verificação do efeito de polaridade nas câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, utilizou-se a qualidade de raios X RQR 3, nível radiodiagnóstico, lembrando que o efeito de polaridade para uma qualidade de raios X, com os valores máximos permitidos de tensão de polarização positiva e negativa, deve ser menor que 1 %⁽⁸⁰⁾.

Desse modo, a razão entre as cargas coletadas positiva e negativa, com os valores máximos de tensão de polarização positiva e negativa, em função da qualidade da radiação incidente deve estar entre 0,99 e 1,01. As Tabelas 8.1 e 8.2 mostram os valores obtidos para este ensaio para as duas câmaras. Foram aplicadas tensões de polarização de + 400 V até - 400 V, com intervalos de incremento de tensão de 50 V.

Para ambas as câmaras de ionização, os resultados obtidos mantiveram-se dentro do intervalo recomendado (entre 0,99 e 1,01). Assim, na região de saturação, o efeito de polaridade foi menor que 1 % para as duas câmaras de ionização. Dos valores médios obtidos pelas câmaras, verifica-se que a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio é cerca de 2,3 vezes mais sensível que a câmara com eletrodo de grafite.

Para as duas câmaras de ionização utilizou-se a tensão de + 400 V. Para este valor de tensão de polarização a probabilidade de ocorrência do efeito de recombinação de íons, nestas câmaras de ionização, é praticamente inexistente.

Tabela 8.1. Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio.

Tensão de Polarização (V)	Carga (nC)	Razão (Q+ / Q-)
+ 50/-50	1,61/1,63	0,99
+100/-100	1,65/1,64	1,01
+150/-150	1,64/1,64	1,00
+200/-200	1,66/1,65	1,01
+250/-250	1,64/1,65	0,99
+300/-300	1,65/1,64	1,01
+350/-350	1,64/1,63	1,01
+400/-400	1,65/1,63	1,01

Q+ = carga coletada com aplicação de tensão de polarização positiva na câmara de ionização
Q- = carga coletada com aplicação de tensão de polarização negativa na câmara de ionização

Tabela 8.2. Efeito de polaridade da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite.

Tensão de Polarização (V)	Carga (pC)	Razão (Q+ / Q-)
+ 50/-50	781,34 / 771,81	1,01
+100/-100	781,91 / 776,20	1,01
+150/-150	783,26 / 779,10	1,01
+200/-200	784,72 / 782,11	1,00
+250/-250	786,04 / 784,16	1,00
+300/-300	788,26 / 786,00	1,00
+350/-350	793,40 / 787,63	1,01
+400/-400	799,21 / 789,66	1,01

Q+ = carga coletada com aplicação de tensão de polarização positiva na câmara de ionização
Q- = carga coletada com aplicação de tensão de polarização negativa na câmara de ionização

Foram utilizados os valores de 200 V e 400 V, positivos e negativos, obtidos nos ensaios de saturação, e assim foram feitos os cálculos da eficiência de coleta de íons para cada uma das câmaras de ionização. Desse modo, a eficiência de coleção de íons K_s foi determinada pelo método das duas tensões usando-se a relação (6.1)⁽⁷⁸⁾.

As duas câmaras de ionização atenderam ao recomendado, ou melhor, a eficiência para as duas câmaras de ionização ficaram em torno de 100 %, lembrando que a eficiência de coleta de íons deve ser melhor que 99 %^(78,80,81). Os valores obtidos estão apresentados na Tabela 8.3

Tabela 8.3. Eficiência de coleta de íons das duas câmaras de ionização para a qualidade de radiação RQR 3 (raios X, nível radiodiagnóstico).

Câmara de Ionização com Eletrodo Coletor de	Eficiência de Coleta de Íons	
	Tensão de Polarização Positiva	Tensão de Polarização Negativa
Alumínio	0,9969	0,9957
Grafite	1,0062	1,0032

Dos resultados obtidos, pode-se concluir que as variações nas leituras obtidas dos ensaios realizados para as curvas de saturação não superaram 1 % para aplicação de tensões de polarização positivas e negativas nas câmaras de ionização no intervalo de + 400 V até - 400 V, com variações de 50 V. Com relação ao efeito de polaridade, as câmaras ensaiadas atenderam ao recomendado pela norma, ou seja, os valores obtidos ficaram entre 0,99 e 1,01. O mesmo ocorreu com o ensaio de recombinação iônica. Os ensaios atenderam ao recomendado pela norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾. A eficiência de coleção é melhor que 99 % em + 400 V para as câmaras de ionização, isto é, as perdas por recombinação iônica são menores que 1 %.

8.2 - Variação da resposta com o tamanho do campo

As câmaras foram irradiadas nas qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico, RQR 3 (feixes diretos) e RQA 3 (feixes atenuados), de acordo com a norma IEC 61627⁽⁸²⁾, variando-se o diâmetro do colimador de chumbo que delimita o tamanho do campo (com três diâmetros diferentes).

Foram utilizadas as qualidades de radiação de 50 kV e 10 mA (RQR 3) e 50 kV e 20 mA (RQA 3) como radiações de referência, ou seja, para a condição que utiliza o colimador de chumbo, com diâmetro de 70,5 mm. Todas as medidas foram realizadas em uma distância foco-detector de 1 m.

As dimensões dos campos de radiação em função do tamanho do colimador são apresentadas na Tabela 8.4. Nas Tabelas 8.5 e 8.6 são apresentados os resultados obtidos dos ensaios. Após realizadas as medidas, nota-se que para um diâmetro de campo de 12,2 cm (utilizando-se o colimador de 50,8 mm), ocorreu uma redução no valor de carga medida de apenas 0,3 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e 1,2 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para os feixes diretos (RQR 3) e 2,3 % e 1,5 % para os feixes atenuados (RQA 3).

No entanto, para um diâmetro de campo de 7,5 cm (com o uso do colimador de 32 mm), obteve-se uma variação nos valores das medidas de carga de 1,5 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e 2,3 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para a qualidade de radiação RQR 3. Para a qualidade RQA 3 obteve-se uma variação nas medidas de carga de 4,3 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e de 5,1 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite.

Para um diâmetro de campo de radiação de 3,6 cm (empregando-se o colimador de 17 mm de diâmetro), obteve-se variações na leitura de carga de 10,2 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e de 11,9 % para a câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite utilizando-se a qualidade RQR 3. De modo análogo, empregou-se qualidade RQA 3 e foram obtidos os seguintes resultados: variação de 15,2 % nas medidas realizadas com a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio e 15,5 % para a câmara com eletrodo coletor de grafite.

Tabela 8.4. Tamanho de campo útil para o ensaio de resposta relativa em função do tamanho do campo para posicionamento das câmaras de ionização desenvolvidas.

Diâmetro do Colimador de Chumbo (mm)	Diâmetro do Campo a 1,0 m do Foco do Sistema de Raios X (cm)
17,0	$3,6 \pm 0,3$
32,0	$7,5 \pm 0,5$
50,8	$12,2 \pm 0,6$
70,5	$17,2 \pm 0,7$

Tabela 8.5. Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radiodiagnóstico, feixes diretos (RQR 3).

Câmara de Ionização com Eletrodo de	Diâmetro do Colimador (mm)			
	70,5	50,8	32,0	17,0
Alumínio	1	$0,997 \pm 0,030$	$0,985 \pm 0,030$	$0,898 \pm 0,030$
Grafite	1	$0,988 \pm 0,030$	$0,977 \pm 0,030$	$0,881 \pm 0,030$

Tabela 8.6. Resposta relativa das câmaras de ionização desenvolvidas, em função do tamanho do campo para radiação X, nível radiodiagnóstico, feixes atenuados (RQA 3).

Câmara de Ionização com Eletrodo de	Diâmetro do Colimador (mm)			
	70,5	50,8	32,0	17,0
Alumínio	1	$0,977 \pm 0,030$	$0,957 \pm 0,030$	$0,848 \pm 0,030$
Grafite	1	$0,985 \pm 0,030$	$0,949 \pm 0,030$	$0,845 \pm 0,030$

8.3 - Tempo de estabilização

Nesta etapa, as câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio foram irradiadas em feixes de radiação X, da qualidade RQR 3 (50 kV e 10 mA) com uma taxa de kerma no ar de 24,2 mGy/min. As câmaras de ionização foram irradiadas continuamente por 2 h, após a aplicação da tensão de polarização. Foram obtidas as respostas das câmaras de ionização, nos intervalos de tempo de 15 min, 1 h e 2 h, sendo que a resposta das câmaras de ionização neste campo de radiação foi determinada como sendo o valor médio de dez

medidas consecutivas. Os resultados são mostrados nas Tabelas 8.7 e 8.8. As duas câmaras de ionização (com eletrodos de alumínio e de grafite) atenderam às recomendações da norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾ para o teste de tempo de estabilização, ou seja, suas respostas relativas ficaram entre 0,995 e 1,005.

Tabela 8.7. Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função do tempo.

Tempo	Resposta
15 min	1,002±0,030
1h	1
2h	0,997±0,030

Tabela 8.8. Tempo de estabilização: resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função do tempo.

Tempo	Resposta
15 min	0,998±0,027
1h	1
2h	1,002±0,027

8.4 - Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite tiveram seus comportamentos verificados quanto à estabilidade a curto prazo (teste de repetitividade). Para tal foram realizadas dez medições sucessivas, por diversas vezes, utilizando-se o sistema de radiação X, na qualidade RQR 3 (50 kV e 10 mA) e com taxa de kerma no ar de 24,2 mGy/min. Em todos os resultados obtidos, o desvio padrão percentual mostrou-se inferior a 0,5 %, sendo este o valor máximo aceitável, segundo a norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾. Assim, o desvio percentual máximo nas medidas de 0,06 % de variação foi obtido para a câmara com eletrodo coletor de alumínio e de 0,12 % para a câmara com eletrodo coletor de grafite.

8.5 - Corrente de fuga após irradiação

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite foram irradiadas em um campo de radiação X, nível radiodiagnóstico, com tensão de 50 kV e corrente de 1 mA (qualidade de radiação RQR 3), com taxa de kerma no ar de 2,4 mGy/min. As câmaras de ionização foram irradiadas continuamente por 10 minutos e logo após a irradiação foi medido o tempo de decréscimo da leitura. Para a câmara com eletrodo coletor de alumínio este tempo de decréscimo da leitura foi de cerca de 3,0 s e para a câmara com eletrodo coletor de grafite este tempo foi de cerca de 2,5 s. Assim, as duas câmaras de ionização atenderam ao solicitado pela norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾. Neste ensaio, a recomendação é que dentro de 5 s após o término de uma irradiação de 10 min, a corrente de fuga transiente deve decrescer a $\pm 1,0$ % da corrente de ionização produzida na câmara durante a irradiação⁽⁸⁰⁾.

8.6 - Linearidade da resposta

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e de alumínio foram irradiadas com a qualidade de raios X, nível radiodiagnóstico, com tensão de 50 kV e a corrente variando de 0,5 mA até 25 mA. Foram realizadas dez medidas sucessivas e foi tomado o valor médio para cada corrente selecionada. Após realizadas as medidas, determinou-se a relação linear entre a corrente de ionização e a taxa de kerma no ar. Nas qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico, a incerteza na linearidade de resposta foi de $\pm 2,4$ % para a câmara com eletrodo coletor de grafite e de $\pm 1,4$ % para a câmara com eletrodo coletor de alumínio. As Figuras 8.3 e 8.4 mostram os resultados obtidos.

Pode-se observar que as duas câmaras de ionização apresentaram um comportamento linear nesta qualidade ensaiada (RQR 3), assim como o sistema gerador de raios X, que também se manteve estável, apresentando comportamento linear (corrente no tubo de raios X). Assim, de modo análogo aos ensaios já realizados para as qualidades de radiação X, nível radioproteção (item 6.8), as câmaras de ionização com eletrodos coletores de grafite e alumínio

mostraram um bom desempenho em qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico.

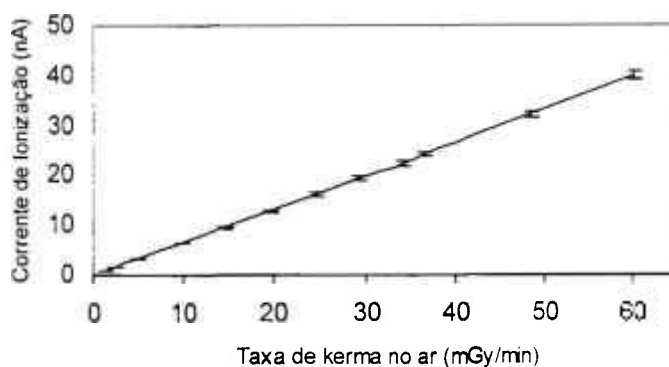


Figura 8.3. Linearidade de resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3, de 50 kV (1,5 mmAl).

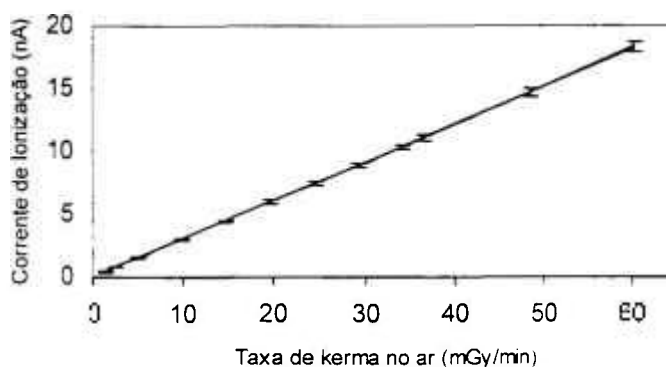


Figura 8.4. Linearidade de resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3, de 50 kV (1,5 mmAl).

8.7 - Dependência angular

Pode ocorrer na prática, durante o posicionamento das câmaras de ionização, uma ligeira variação no ângulo de incidência da radiação; por isso foi testada a dependência angular das câmaras desenvolvidas neste trabalho, em

feixes de radiodiagnóstico.

Assim, foi testada a dependência angular das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Utilizou-se neste ensaio a qualidade de radiação RQR 3, implantada no sistema de radiação X Pantak/Seifert. A distância foco-detector utilizada foi de 1 m.

As câmaras de ionização foram irradiadas no ar, tomando-se como referência o centro do volume sensível das câmaras. As medidas foram obtidas variando-se o ângulo de incidência da radiação entre 0° e 90° , girando-se a câmara no sentido horário (ângulos positivos) e anti-horário (ângulos negativos), onde 0° significa irradiação frontal.

As respostas obtidas correspondem aos valores médios de dez medidas sucessivas e foram normalizadas para o ângulo de 0° para cada uma das qualidades. Dos resultados obtidos pode-se observar que a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio atende ao recomendado pela norma para inclinação de $+15^\circ$. A câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite atendeu à exigência da norma IEC 60731⁽⁸⁰⁾, tanto para inclinação de $+15^\circ$, como para -15° . O limite de variação da resposta não deve superar $\pm 3,0\%$ do valor obtido para posição de irradiação de 0° para variações de até $\pm 5^\circ$. As Tabelas 8.9 e 8.10 e as Figuras 8.5 e 8.6 mostram os valores obtidos dos ensaios de dependência angular, normalizados para irradiação frontal.

Com relação aos dados obtidos com as qualidades de radiação X e radiação gama, nível radioproteção, pode-se verificar que apesar das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho serem adequadas para utilização nestas qualidades de radiação, elas apresentaram um desempenho também muito bom em qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico; assim, elas podem ser utilizadas para a verificação da constância de feixes de radiação X, tanto nível radioproteção, como radiodiagnóstico.

Tabela 8.9. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio em função da inclinação, para a qualidade da radiação X RQR 3, nível radiodiagnóstico, com o sistema Pantak/Seifert.

Ângulo de Inclinação (°)	Radiação X
0	1
+ 15	0,974 ± 0,007
+ 45	0,921 ± 0,006
+ 60	0,769 ± 0,005
+ 90	0,036 ± 0,008
- 15	0,946 ± 0,007
- 45	0,912 ± 0,006
- 60	0,850 ± 0,005
- 90	0,049 ± 0,008

Tabela 8.10. Resposta relativa da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite em função da inclinação para a qualidade da radiação X RQR 3, nível radiodiagnóstico, com o sistema Pantak/Seifert.

Ângulo de Inclinação (°)	Radiação X
0	1
+ 15	0,989 ± 0,007
+ 45	0,887 ± 0,006
+ 60	0,748 ± 0,006
+ 90	0,091 ± 0,008
- 15	0,985 ± 0,007
- 45	0,833 ± 0,007
- 60	0,605 ± 0,008
- 90	0,061 ± 0,008

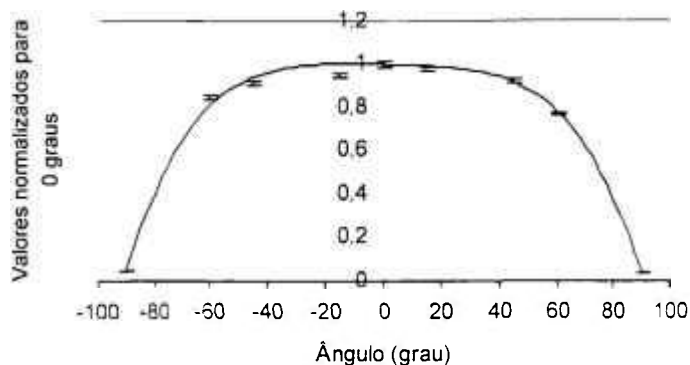


Figura 8.5. Resposta relativa em função da inclinação da câmara com eletrodo coletor de alumínio, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3.

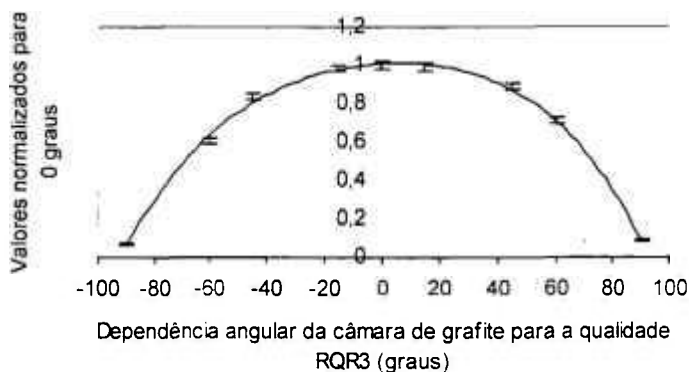


Figura 8.6. Resposta relativa em função da inclinação da câmara com eletrodo coletor de grafite, para raios X, nível radiodiagnóstico, RQR 3.

8.8 – Calibração das câmaras de ionização

As câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite desenvolvidas, foram ainda calibradas em qualidades de radiação X, níveis radiodiagnóstico, radioterapia e mamografia. Nas Tabelas 3.3 a 3.5, 3.7 e 3.8 estão apresentadas as qualidades de radiação X utilizadas para a calibração das câmaras de ionização. As distâncias foco-detector utilizadas foram de 1 m para as qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico e mamografia, e de 50 cm para as qualidades de radioterapia.

De modo análogo aos coeficientes de calibração⁽¹⁰⁾ obtidos com qualidades de radiação X, nível radioproteção (item 6.10), os coeficientes de calibração para as qualidades de raios X, níveis radiodiagnóstico, radioterapia e mamografia foram obtidos empregando-se os sistemas padrões para cada faixa de energia e qualidade apresentados na Tabela 3.2. As cargas coletadas (corrigidas para as condições de pressão e temperatura de referência) foram transformadas em taxa de kerma no ar, por meio de um fator de correção. Os coeficientes de calibração, ou fatores de calibração, são obtidos por meio da razão entre a taxa de kerma no ar medido com a câmara de ionização padrão ou de referência e a leitura da câmara de ionização sob calibração. As Tabelas 8.11 e 8.12 mostram os valores obtidos dos coeficientes de calibração para as qualidades de radiação X, níveis radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados), radioterapia e mamografia.

Tabela 8.11. Coeficientes de calibração das câmaras de ionização (com eletrodos coletores de alumínio e grafite) para radiação X, nível radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados).

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)	Coeficiente de Calibração $\times 10^5$ Gy/C		
			Câmara com Eletrodo de Alumínio	Grafite	
Diagnóstico FEIXES DIRETOS	RQR3	1,79 Al	27,15	13,6 \pm 0,4	30,0 \pm 1,0
	RQR5	2,35 Al	30,15	11,5 \pm 0,4	26,4 \pm 0,8
	RQR7	2,95 Al	33,05	10,4 \pm 0,3	23,9 \pm 0,8
	RQR9	3,84 Al	37,05	9,7 \pm 0,3	21,8 \pm 0,7
	RQR10	4,73 Al	40,75	9,4 \pm 0,3	20,5 \pm 0,7
Diagnóstico FEIXES ATENUADOS	RQA3	3,91 Al	37,30	9,8 \pm 0,3	23,9 \pm 0,8
	RQA5	6,86 Al	49,40	8,6 \pm 0,3	21,2 \pm 0,7
	RQA7	9,22 Al	59,70	8,1 \pm 0,3	18,1 \pm 0,6
	RQA9	11,39 Al	71,15	8,8 \pm 0,3	17,8 \pm 0,6
	RQA10	13,02 Al	82,10	9,4 \pm 0,3	17,6 \pm 0,6

Tabela 8.12. Coeficientes de calibração das câmaras de ionização (alumínio e grafite) para radiação X (níveis radioterapia e mamografia).

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)	Coeficiente de Calibração $\times 10^5$ Gy/C		
			Câmara com Eletrodo de Alumínio	Câmara com Eletrodo de Grafite	
Terapia	RT-30	0,36 Al	15,50	49,1 \pm 2,0	82,9 \pm 3,0
	RT-50	0,89 Al	21,20	29,9 \pm 1,2	50,0 \pm 2,0
Mamografia	M 25	0,33 Al	15,10	57,8 \pm 4,0	87,4 \pm 5,3
FEIXES DE ENTRADA	M 28	0,34 Al	15,30	56,3 \pm 3,4	84,6 \pm 5,1
	M 35	0,38 Al	16,20	49,2 \pm 3,0	75,8 \pm 4,6
Mamografia	M 25 x	0,58 Al	18,80	35,4 \pm 2,1	58,0 \pm 3,5
FEIXES DE SAÍDA	M 28 x	0,61 Al	19,00	32,1 \pm 1,9	52,4 \pm 3,2
	M 35 x	0,85 Al	21,60	21,9 \pm 1,3	42,5 \pm 2,6

Dos resultados obtidos nas Tabelas 8.11 e 8.12 para as qualidades de radiação X, níveis radiodiagnóstico (convencional e mamografia) e radioterapia, pode-se verificar que os coeficientes de calibração das câmaras de ionização desenvolvidas com eletrodos coletores de alumínio e grafite, decrescem com o aumento da energia destes feixes de radiação X.

8.9 – Dependência energética

Neste trabalho, foi ainda estudada a dependência energética das câmaras de ionização de placas paralelas em qualidades de radiação X, níveis radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados) e mamografia. As Figuras 8.7 a 8.14, mostram os fatores de correção, obtidos pela normalização dos coeficientes de calibração para a camada semi-redutora de 2,35 mmAl, nas qualidades de radiação X, nível radiodiagnóstico, feixes diretos, e normalização dos coeficientes de calibração para a camada semi-redutora de 6,86 mmAl no caso dos feixes

atenuados, nível radiodiagnóstico. Os fatores de correção para as qualidades de radiação X, nível mamografia, foram obtidos pela normalização para a camada semi-redutora de 0,34 mmAl para feixes de entrada e de 0,61 mmAl para os feixes de saída.

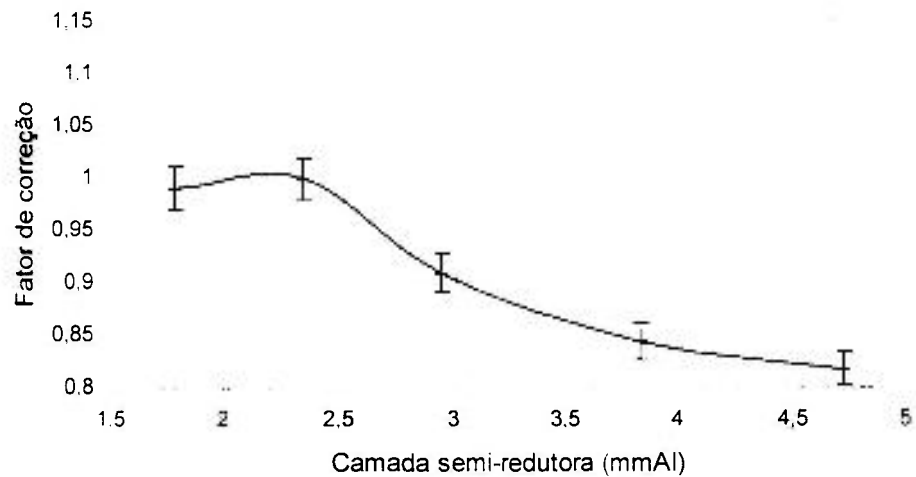


Figura 8.7. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, normalizados para a camada semi-redutora de 2,35 mmAl.

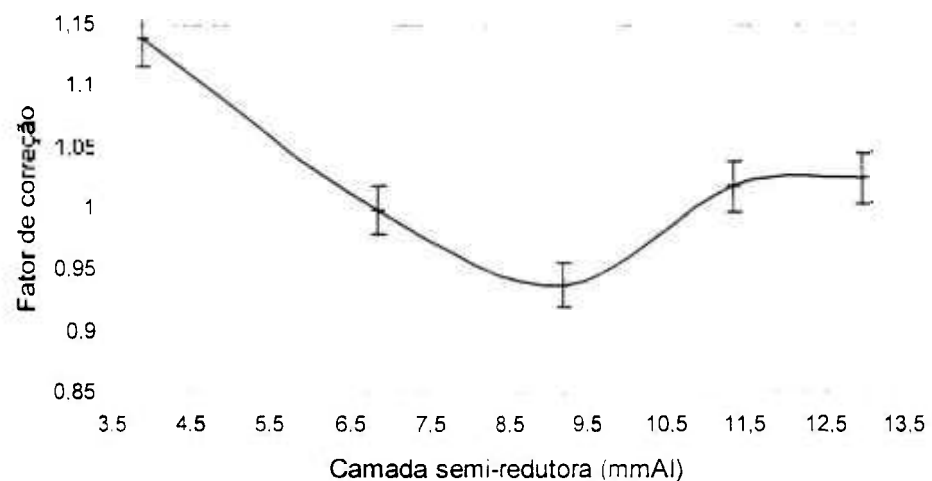


Figura 8.8. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, normalizados para a camada semi-redutora de 6,86 mmAl.

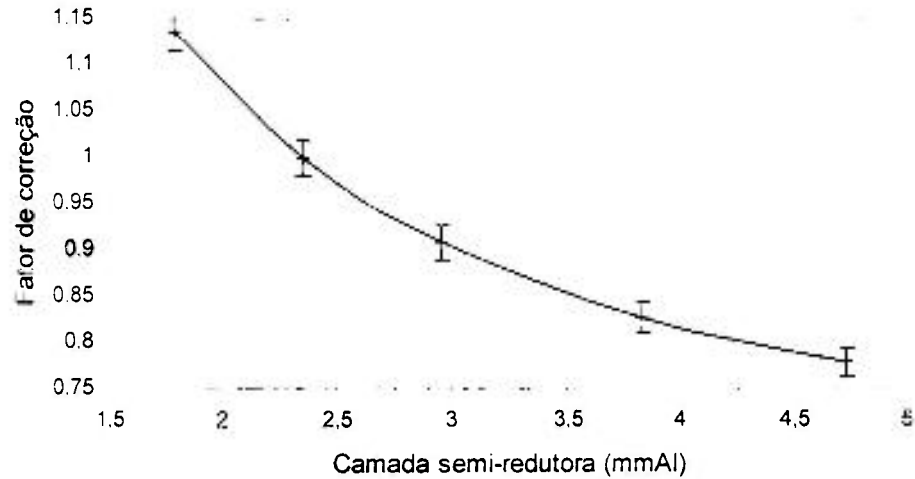


Figura 8.9. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, normalizados para a camada semi-redutora de 2,35 mmAl.

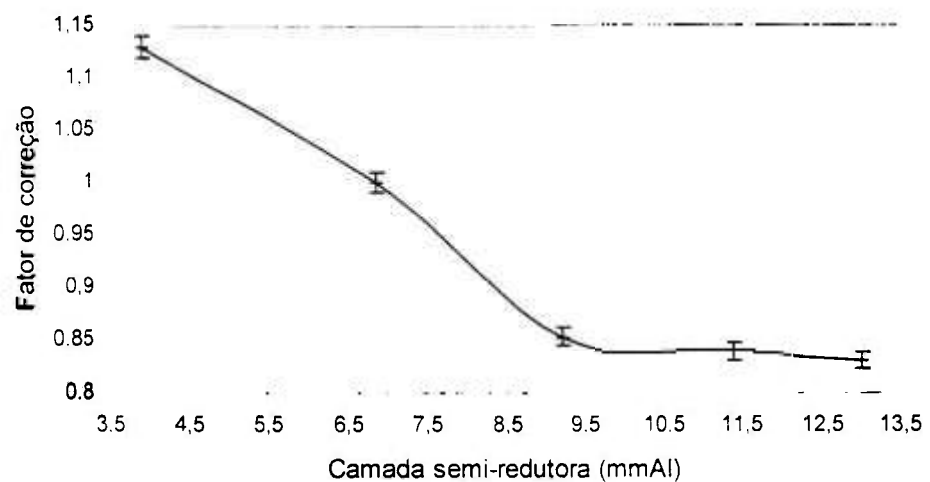


Figura 8.10. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, normalizados para a camada semi-redutora de 6,86 mmAl.

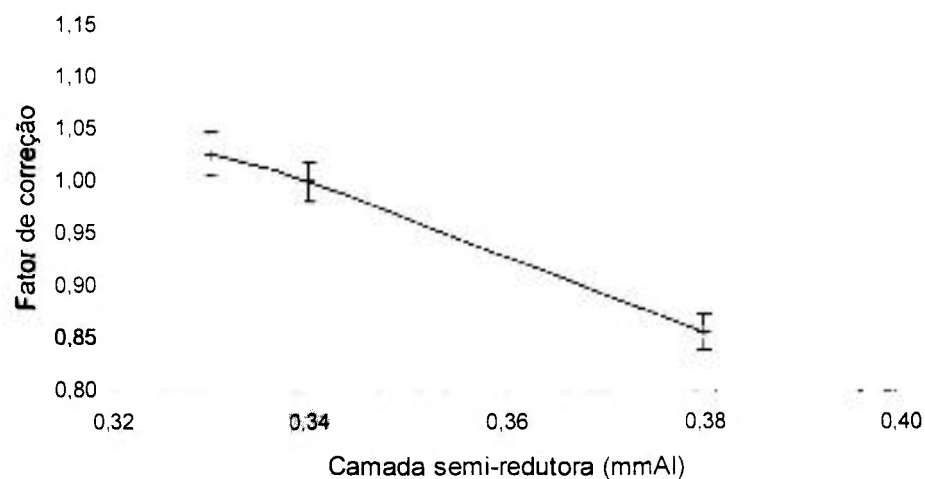


Figura 8.11. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, normalizados para a camada semi-redutora de 0,34 mmAl.

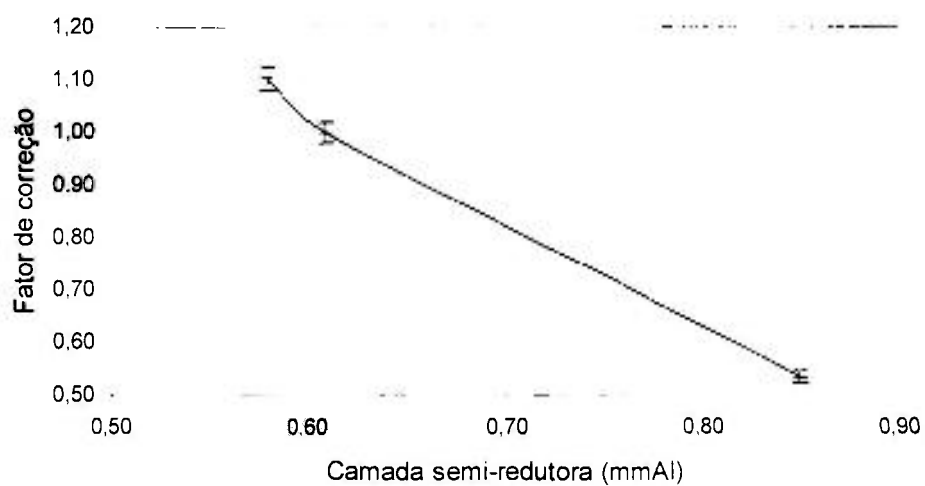


Figura 8.12. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de saída, normalizados para a camada semi-redutora de 0,61 mmAl.

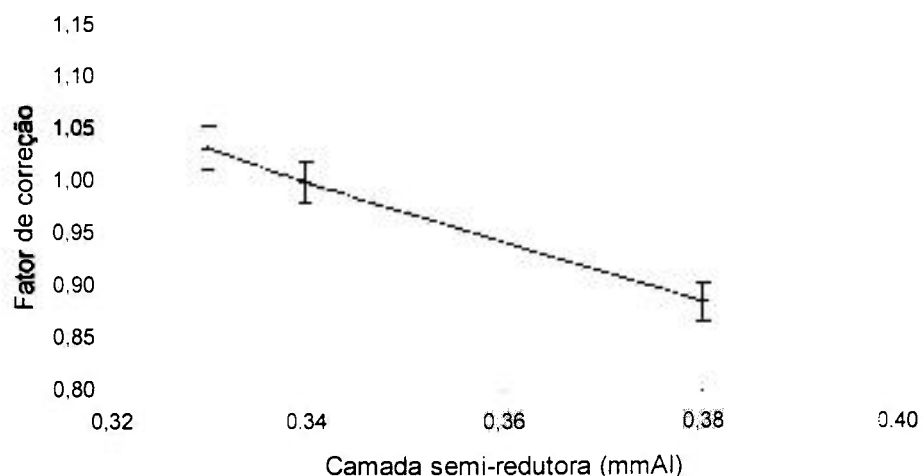


Figura 8.13. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, normalizados para a camada semi-redutora de 0,34 mmAl.

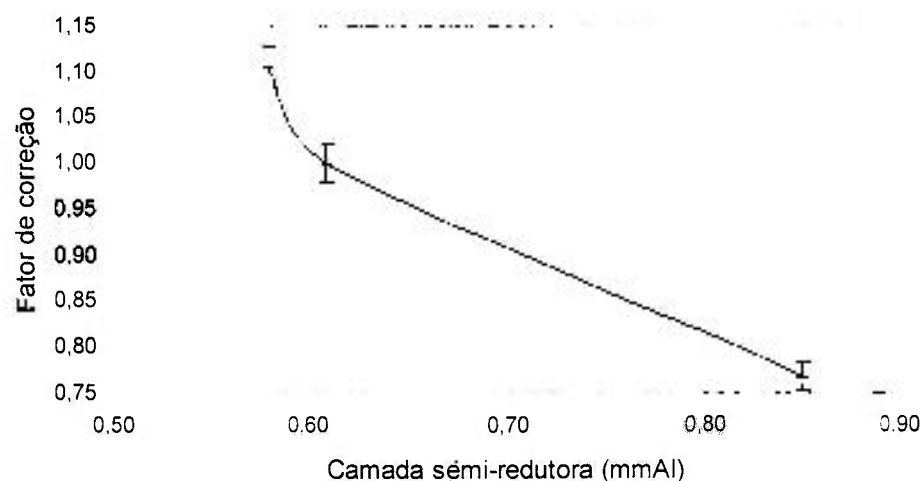


Figura 8.14. Fatores de correção da resposta da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, para as qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes de saída, normalizados para a camada semi-redutora de 0,61 mmAl.

Das Figuras 8.7 a 8.14 pode-se verificar que a câmara de ionização com eletrodo coletor de alumínio apresenta dependência energética máxima de 22 %

para as qualidades de raios X, nível radiodiagnóstico, feixes diretos (RQR 3 a RQR 10) e de 17 % para feixes atenuados (RQA 3 a RQA 10). Ela apresenta uma dependência energética de 20 % para qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada (M 25 a M 35), e de cerca de 100 %, em feixes de radiação X, nível mamografia, feixes de saída (M 25x a M 35x). No caso da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite, obteve-se os seguintes valores: 42%, 34 %, 14 % e 42 % de dependência energética, respectivamente para as mesmas qualidades de radiação ensaiadas.

8.10 - Formação dos sistemas Tandem

Foram obtidas as curvas de dependência energética das câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas neste trabalho, nas qualidades de radiação X, níveis radiodiagnóstico feixes diretos e atenuados (RQR 3 a RQR 10 e RQA 3 a RQA 10), e ainda para qualidades de radiação X, nível mamografia, para feixes de entrada e saída. As Figuras 8.15 a 8.18 mostram as curvas Tandem obtidas para as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite. As curvas Tandem podem ser obtidas tanto pela razão entre os valores dos coeficientes de calibração, como pela razão dos valores de leitura das câmaras de ionização.

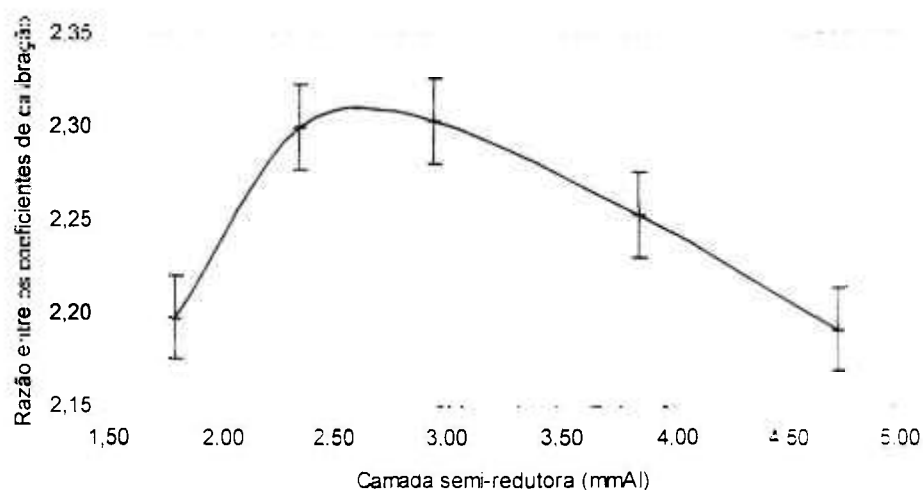


Figura 8.15. Curva Tandem para qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes diretos, das câmaras de ionização com eletrodo coletor de alumínio e de grafite.

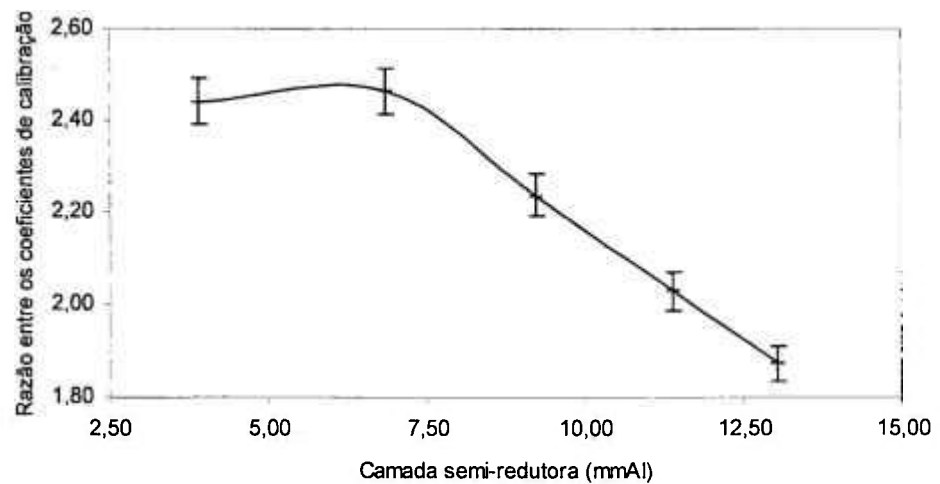


Figura 8.16. Curva Tandem para qualidades de raios X, nível diagnóstico, feixes atenuados, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite.

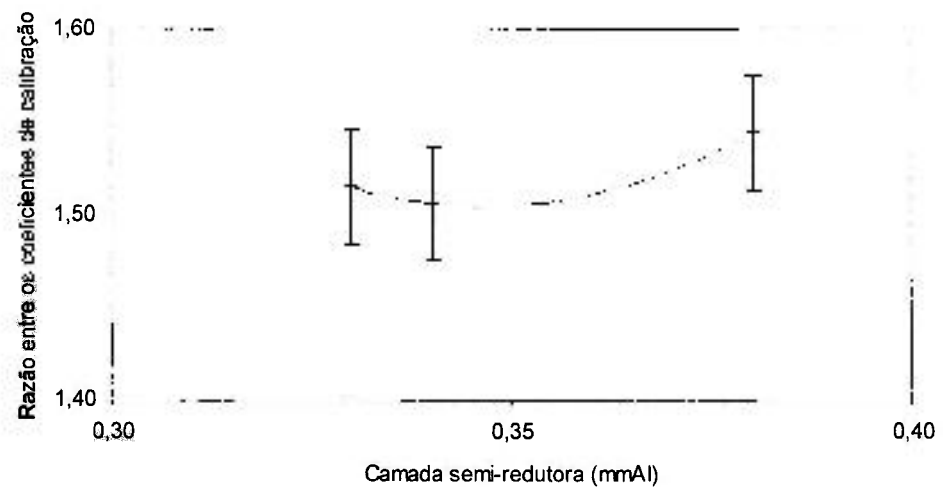


Figura 8.17. Curva Tandem para qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de entrada, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite.

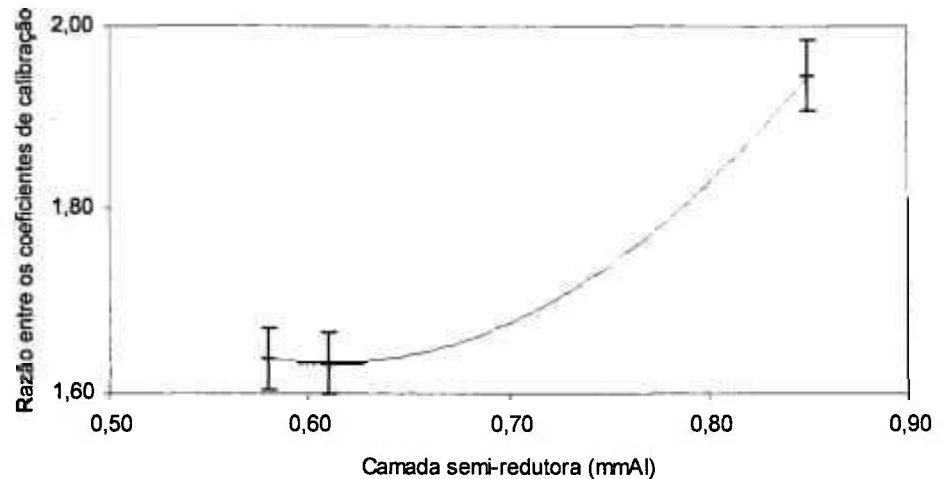


Figura 8.18. Curva Tandem para qualidades de raios X, nível mamografia, feixes de saída, das câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e de grafite.

Das Figuras 8.15 a 8.18 pode-se verificar que as câmaras de ionização com eletrodos coletores de alumínio e grafite podem ser utilizadas em sistema Tandem, à exceção das curvas das Figuras 8.15 e 8.17, que devem ser utilizadas com cuidado, pois para alguns valores de razão de leituras (ou coeficientes de calibração), pode-se encontrar dois ou mais valores diferentes de camada semi-redutora. A situação ideal é quando se tem apenas um único valor de camada semi-redutora para cada valor da razão das leituras das câmaras, mas as curvas Tandem são utilizadas somente como uma ferramenta para visualização dos resultados obtidos, bastando na verdade a verificação dos valores das razões entre as leituras.

9 CONCLUSÕES

Neste trabalho foram desenvolvidas e construídas duas câmaras de ionização de placas paralelas inseridas em objetos simuladores de tronco humano (300 mm x 300 mm x 150 mm); uma foi confeccionada com eletrodo coletor de grafite, especialmente desenvolvida para permitir a determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$; a segunda câmara de ionização possui as mesmas dimensões e características da primeira, porém foi construída com o eletrodo coletor de alumínio.

As câmaras de ionização de placas paralelas com eletrodos coletores de grafite e alumínio foram desenvolvidas e construídas no Laboratório de Calibração de Instrumentos, com tecnologia e materiais nacionais, não necessitando de cabos, conectores ou quaisquer outros materiais importados. Estas câmaras de ionização são adequadas para utilização em qualidades de radiação X, em especial as qualidades da série N da norma ISO 4037-1 (espectro estreito), de energias intermediárias.

Como as duas câmaras de ionização desenvolvidas possuem eletrodos coletores de materiais diferentes, elas apresentam respostas com dependências energéticas diferentes. É grande o benefício desta prática, pois a diferença de dependência energética entre as câmaras de ionização desenvolvidas permite que elas sejam utilizadas em conjunto para a verificação da constância de feixes de radiação X, formando um sistema Tandem de medida. A utilização das câmaras de ionização desenvolvidas em sistema Tandem permite a confirmação periódica da constância dos feixes de radiação X, com maior frequência e com boa acurácia. Este procedimento dispensa o uso de absorvedores de alta pureza (materiais de

alto custo) ou de arranjos especiais. Somente a razão entre as respostas (duas medições sucessivas de pelo menos dez leituras para cada qualidade de radiação X) das duas câmaras de ionização devem ser comparadas com os seus valores de referência, que foram estabelecidos durante a calibração inicial do sistema de raios X (ou após cada manutenção corretiva, que pode afetar as qualidades dos feixes), e as suas variações percentuais devem ser menores que as tolerâncias especificadas pelo programa de controle de qualidade do sistema de raios X utilizado nas rotinas e procedimentos de calibração de equipamentos medidores de radiação X, do LCI do IPEN.

Foram implantados feixes padronizados de radiação X de energias intermediárias, nível radioproteção, por meio do desenvolvimento de uma metodologia dosimétrica e da análise dos parâmetros físicos destes feixes. Os feixes implantados complementaram os arranjos experimentais do LCI na área de metrologia das radiações, permitindo ao LCI a oferta de prestação de novos serviços de calibração de instrumentos medidores de radiação para clínicas, hospitais, universidades, centros de pesquisa e industriais.

As câmaras de ionização desenvolvidas foram testadas em relação às suas características operacionais: saturação, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, tempo de estabilização, estabilidade a curto prazo (repetitividade), corrente de fuga sem irradiação e após irradiação, e estabilidade a longo prazo. Dos resultados pode-se concluir que as câmaras de ionização desenvolvidas obtiveram desempenhos muito bons, típicos de câmaras de ionização de referência. As câmaras de ionização foram calibradas em feixes de radiação X, níveis radioproteção e radiodiagnóstico (convencional e mamografia), radioterapia, e ainda em campos de radiação gama, seguindo as recomendações internacionais, e apresentaram um nível de desempenho também muito bom.

As câmaras de ionização desenvolvidas permitem a determinação do valor verdadeiro convencional do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, e da verificação da constância de feixes de radiação X, em laboratórios de calibração de

instrumentos. As câmaras poderão ser utilizadas como sistemas de referência e ainda em programas de intercomparação laboratoriais.

Foi estabelecido o procedimento da determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, que será utilizado nas rotinas de calibração de instrumentos medidores de radiação do LCI, nesta grandeza operacional de proteção radiológica.

O desenvolvimento da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite permitiu a obtenção de um procedimento para a determinação do equivalente de dose pessoal, $H_p(10)$, que será utilizado nas rotinas de calibração do LCI, e ainda as duas câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em conjunto permitiram o estabelecimento de um procedimento para verificação periódica da constância (programa de controle da qualidade) dos feixes de radiação X, nível radioproteção, utilizados na calibração de instrumentos medidores de radiação do LCI; assim, as câmaras de ionização e os procedimentos desenvolvidos estão de acordo com o objetivo principal deste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BRASIL. MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Norma CNEN-NN-3.01 – Diretrizes básicas de proteção radiológica – Resolução No 27. **Diário Oficial da União**, Brasília, 6 jan. 2005.
2. MOZUMDER, A.; HATANO, Y. **Charged particle and photon interactions with matter; chemical, physicochemical and biological consequences with applications**. 1.ed. New York, NY: Marcel Dekker, 2004.
3. BRADLEY, F. J. The international atom: evolution of radiation control programs. **Health. Phys.**, v. 83, n. 1, p. 121-134, 2002.
4. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures**. ICRU Report 24, ICRU Publication, Bethesda, MD, 1976.
5. BRAHME, A. Dosimetric precision requirements in radiation therapy. **Acta Radiol. Oncol.** v. 23, p. 379-391, 1984.
6. POTIENS, M. P. A.; CALDAS, L. V. E. Calibration of kVp meters used in quality control tests in diagnostic radiology by spectrometry. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 98, n. 3, p. 343-346, 2002.
7. BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Diário Oficial da União**, Brasília, 2 jun. 1998.
8. BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **TECDOC –1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia**. v.1, 162 p. Ed. INC., Rio de Janeiro: INCA, 2000.
9. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON STANDARDS AND CODES OF PRACTICE IN MEDICAL RADIATION DOSIMETRY, November 25-28, 2002, Vienna. **Proceedings...** Vienna: IAEA, 2002.
10. MEGHZIFENE, A.; SHORTT, K. R. Calibration factor or calibration coefficient?, **SSDL Newsletter**, v. 46, p. 33-33, 2002.

11. POSTON, J. W. External dosimetry and personnel monitoring. *Health. Phys.*, v. 88, n. 4, p. 289-296, 2005.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dose meters used in radiotherapy*. IAEA, Vienna, 1979 (Technical Reports Series No. 185).
13. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dosimeters used in radiotherapy*. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).
14. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams – An international code of practice for dosimetry*. IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).
15. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice*. IAEA, Vienna, 2000 (Technical Reports Series No. 277).
16. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy. PART 1: Characteristics of the radiation and their methods of production*. ISO, Geneva, 1996. (ISO 4037 – 1).
17. ATTIX, F. H. Application of a commercial solid-water plane-parallel ionization chamber to the AAPM TG-21 protocol. *Med. Phys.* v. 20, n. 3, p. 735-737, 1993.
18. GUOSHAN, Y.; YONGKU, X., FANGONG, C. Large volume ionization chamber used as reference for low energy X-ray measurement. *Nucl. Sci. Techn.*, v. 5, n. 3, p. 166-169, 1994.
19. KUBO, H. Evaluations of two solid state water parallel plate chambers in high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v. 20, p. 341-345, 1993.
20. GERBI, B. J. The response characteristics of a newly designed plane parallel ionization chamber in high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v. 20, n. 5, p. 1411-1415, 1993.
21. FRANCESCON, P.; CORA, S.; CAVEDON, C.; SCALCHI, P.; RECCANELLO, S.; COLOMBO, F. Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in dosimetry of small beams. *Med. Phys.*, v. 25, n.4, p. 503-511, 1998.

22. 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 (Mestrado). Universidade Estadual do Rio de Janeiro.
23. SILVA, I. **Projeto e construção de uma câmara de extrapolação para dosimetria beta.** Belo Horizonte: 1985. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Minas Gerais.
24. ALBUQUERQUE, M. P. P. **Projeto, construção e calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X.** São Paulo: 1989. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/USP.
25. ALBUQUERQUE, M. P. P.; CALDAS, L. V. E. New ionization chambers for beta and X radiation. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.**, v. A280, p. 310-313, 1989.
26. CALDAS, L. V. E. A sequential Tandem system of ionization chambers for effective energy determination of X radiation fields. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 36, n. 1, p. 47-50, 1991.
27. CALDAS, L. V. E.; ALBUQUERQUE, M. P. P. Angular dependence of parallel plate ionization chambers. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 37, n. 1, p. 55-57, 1991.
28. CALDAS, L. V. E.; ALBUQUERQUE, M. P. P. Calibration of parallel plate ionization chambers in different kinds of radiation. **Proceed. 8th International Congress of IRPA**, Montreal, Canada, 17-22 May 1992, p. 144-147, 1992.
29. SOUZA, C. N.; CALDAS, L. V. E. A parallel plate ionization chamber for electron dosimetry. **Proceed. 8th International Congress of IRPA**, Montreal, Canada, 17-22 May 1992, p. 644-647, 1992.
30. SOUZA, C. N. **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para feixes de elétrons de energias altas.** São Paulo: 1994. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.
31. DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Extrapolation chamber response in low energy X radiation standard beams. **J. Appl. Phys.**, v. 89, n. 1, p. 669-671, 2001.
32. SOUZA, C. N.; CALDAS, L. V. E.; SIBATA, C. H.; HO, A. K.; SHIN, K. H. Two new parallel-plate ionization chambers for electron beam dosimetry. **Radiat. Measur.**, v. 26, n. 1, p. 65-74, 1996.
33. DIAS, S. K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta.** São Paulo: 1996. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

34. DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Development of an extrapolation chamber for the calibration for beta-ray applicators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v. 45, n. 3, p. 1666-1669, 1998.
35. DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Characteristics of an extrapolation chamber for beta ray protection level measurements. *J. Appl. Phys.*, v. 86, n. 1, p. 671-673, 1999.
36. COSTA, A. M. da. **Desenvolvimento de câmaras de ionização Tandem para utilização em programas de controle de qualidade em radioterapia e radiodiagnóstico.** São Paulo: 2003. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.
37. COSTA, A. M. da.; CALDAS, L. V. E. Response characteristics of a Tandem ionization chamber in standard X-ray beams. *Appl. Radiat. Isot.*, v.58, n.4, p.495-500, 2003.
38. COSTA, A. M. da.; CALDAS, L. V. E. A special ionization chamber for quality control of diagnostic and mammography X-ray equipment. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.104, n.1, p.41-45, 2003.
39. OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ sources. *Phys. Med. Biol.*, v. 50, p. 2929-2936, 2005.
40. MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. A new extended-length parallel-plate ionization chamber. *Phys. Med. Biol.*, v. 50, In press, 2005.
41. ANKERHOLD, U.; BEHRENS, R.; AMBROSI, P. A prototype ionisation chamber as a secondary standard for the measurement of personal dose equivalent, $H_p(10)$, on a slab phantom. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 86, n. 3, p. 167-173, 1999.
42. ANKERHOLD, U.; AMBROSI, P.; EBERLE, T. A chamber for determining the conventionally true value of $H_p(10)$ and $H^*(10)$ needed by calibration laboratories. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 96, n. (1-3), p. 133-137, 2001.
43. ANKERHOLD, U. "**Comunicação Pessoal**"; Pesquisadora e Assessora Técnica do PTB, Physikalisch-Technische Bundesanstalt. Braunschweig, Germany, 2005.
44. ANKERHOLD, U.; BEHRENS, R.; AMBROSI, P. X ray spectrometry of low energy photons for determining conversion coefficients from air kerma, k_a , to personal dose equivalent, $H_p(10)$, for radiation qualities of the ISO narrow spectrum series. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 81, n. 4, p. 247-258, 1999.

45. TAUHATA, L.; RAMOS, M. M. O.; PRINZIO, M. A. R. R. Di. **Grandezas e unidades para radiação ionizante**. Primeira edição em língua portuguesa. Rio de Janeiro: IRD-CNEN-MCT, INMETRO, 2003.
46. STROM, D. J.; WATSON, C. R. On being understood: clarity and jargon in radiation protection. *Health. Phys.*, v. 82, n. 3, p. 373-386, 2002.
47. COUNCIL DIRECTIVE EURATOM. **Safety standards for the protection of the health of workers and the general public against the dangers arising from ionizing radiation**. Official Journal no. L 159, I-114, 1996.
48. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as function of photon energy. PART 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence**. ISO, Geneva, Aug. 1999. (ISO 4037 - 3).
49. CLARK, R.; VALENTIN, J. A history of the international commission on radiological protection. *Health. Phys.*, v. 88, n. 5, p. 407-422, 2005.
50. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation**. ICRP Publication 74, Ann. ICRP 26 (3-4), Oxford, Elsevier, 1997.
51. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation**. ICRU Report 57, ICRU Publication, Bethesda, MD, 1998.
52. BORRÁS, C. Control de Calidad em América Latina y em el Contexto Mundial. In: II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos, Novembro 4, *Anais...*, São Paulo: 1997, p. 15-20.
53. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as function of photon energy. PART 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges 8 keV to 1,4 MeV and 4 MeV to 9 MeV**. ISO, Geneva, 1996. (ISO 4037 - 3).
54. KENNEY, G. N.; CAMERON, J. R. **X-ray beam quality measurements utilizing TL dosimeters**. Progress Report, AEC Contract No AT 11-1-1105-TID-19112, 1963.
55. GORBICS, S. G.; ATTIX, F. H. LiF and CaF₂: Mn thermoluminescent dosimeters in Tandem system. *Int.J. Appl. Radiat. Isot.*, v.19, n.1, p.81-89, 1968.

56. SEELENTAG, W. W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.; SANTNER, F. A. Catalogue of spectra for the calibration of dosimeters, **GSF Bericht 560**, Strahlen-und Umweltforschung mbH, München, 1979.
57. DA ROSA, L. A. R. **Utilização de dosímetros termoluminescentes para determinação da exposição ou dose absorvida em campos de radiação gama ou X com distribuição espectral desconhecida**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1981.
58. READ, L. R. & HAGREEN, M. **The ISO spectrum series of filtered X radiations at NPL**. Middlesex, Aug. 1987. (NPL Report RS(EXT)92).
59. KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurements**. 2. ed. New York, NY: Wiley, 1989.
60. ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. 2. ed. New York, NY: Wiley, 1986.
61. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Handbook on calibration of radiation protection monitoring instruments**. IAEA, Vienna, 1971 (Technical Reports Series No. 133).
62. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. IAEA, Vienna, 2000, (Safety Reports Series No. 16).
63. POTIENS, M. P. A.; FIGUEIREDO, A. M.; VIVOLO, V.; CALDAS, L. V. E. Caracterização de um sistema de radiação X por espectrometria. In: III CONGRESSO LATINO AMERICANO DE FÍSICA MÉDICA. 26-29 setembro, 2004, Rio de Janeiro. **Anais...** Rio de Janeiro: III Iberian Latin American Congress of Medical Physics, 2004. 1 CD-ROM.
64. POTIENS, M. P. A.; VIVOLO, V.; MIRANDA, J. A.; CALDAS, L. V. E. Flat ionization chambers as monitors in x ray beams. In: FIRST INTERNATIONAL MEETING ON APPLIED PHYSICS-APHYS 2003. Out. 13-18, 2003, Badajoz. **Anais...** Badajoz: First International Meeting on Applied Physics, 2003.
65. POTIENS, M. P. A.; VIVOLO, V.; CALDAS, L. V. E. Calibração de câmaras de ionização (nível radiodiagnóstico) em feixes de raios-x nas qualidades de radioproteção e de radiodiagnóstico. In: VII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA. 13-17 novembro, 2002, Campos do Jordão. **Anais...** Campos do Jordão: VII Congresso da Associação Brasileira de Física Médica, 2002. 1 CD-ROM.

66. VIVOLO, V.; COSTA, A. M.; MANZOLI, J. E.; CALDAS, L. V. E. Determinação de parâmetros dos campos de radiação gama do Laboratório de Calibração do IPEN. In: INTERNATIONAL CONGRESS, INDUSTRIAL BUSINESS FORUM AND MEASUREMENT INSTRUMENTS EXHIBITION IN ADVANCED METROLOGY. 4-7 dezembro, 2000, São Paulo. **Anais...** São Paulo: International Congress, Industrial Business Forum and Measurement Instruments Exhibition in Advanced Metrology, 2000. 1 CD-ROM.
67. KLEVENHAGEN, S. C.; THWAITES, D. I.; AUKETT, R. J. Kilovoltage X-rays. In: WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. (Ed.). **Radiotherapy physics: in practice**. 2. ed. New York, NY: Oxford, 2000. p. 99-117.
68. JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 4. ed. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1983.
69. KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**. 2. ed. Baltimore, MD. Willians, 1994.
70. RAJAN, K. N. G. **Advanced medical radiation dosimetry**. New Delhi: Prentice-Hall of India, 1992.
71. HUBELL, J. H. Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. **Int. J. Appl. Radiation. Isot.**, v. 133, p. 1269-1290, 1982.
72. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**. ICRU, Bethesda, MD, 1998. (ICRU Report 60).
73. SARTORIS, C. E.; CALDAS, L. V. E. Aplicação de metodologia dosimétrica de feixes terapêuticos de raios X com sistema Tandem. **Radiol. Bras.**, v. 34, n. 6, p. 337-342, 2001.
74. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Guide to the expression of uncertainty in measurement**. Geneva, 1995.
75. VUOLO, J. H. **Fundamentos da teoria de erros**. 2ª Ed., São Paulo. Brasil: Editora Edgard Blücher Ltda., 1996.
76. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS: INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA NORMATIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 3ª Edição Brasileira. Rio de Janeiro, 2003.
77. FIGUEIREDO, A. M.; CALDAS, L. V. E. Estudo das incertezas associadas à calibração de um câmara de ionização tipo lápis. In: METROLOGIA 2003 – METROLOGIA PARA A VIDA. 01-05 setembro, 2003, Recife. **Anais...** Recife: Congresso da Sociedade Brasileira de Metrologia, 2003. 1 CD-ROM.

78. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: implementation of the international code of practice on dosimetry in radiotherapy (TRS 398): review of testing results.** Jun. 2005 (Final Report) IAEA, Vienna, 2000, (IAEA-TECDOC-1455).
79. DEWERD, L. A.; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 50, p. 125-136, 1999.
80. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment. Dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy.** IEC, Geneva, Jul. 1997. (IEC 60731).
81. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment. Dosemeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging.** IEC, Geneva, Oct. 1997. (IEC 61674).
82. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics.** IEC, Geneva, Jun. 1994. (IEC 61267).
83. TAKATA, N.; TAKEDA, N.; YIN, Z. Decreases in output currents due to back diffusion of ions in ionization chambers. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 71, n. 4, p. 309-312, 1997.
84. DIAS, I. J.; AKBER, S. F. Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage x-ray exposure measurements. **Med. Phys.**, v. 25, n. 9, p. 1751-1757, 1998.
85. BOAG, J. W. Ionization chambers. In: KASE, K. R.; BJARNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. (Ed.). **The dosimetry of ionizing radiation.**, v. II. Orlando, Fla.: Academic, 1987. p. 169-243.
86. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. **Strahlenschutzdosimeter.** German Standard DIN, Berlin, Apr. 1992. (DIN 6818-1).
87. POTIENS, M. P. A. **Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico.** São Paulo: 1999. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo .
88. GALHARDO, E. P. **Caracterização de sistemas Tandem de câmaras de ionização comerciais para dosimetria de feixes de raios X (nível radioterapia).** São Paulo: 1998. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.
89. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in diagnostic radiology - An international code of practice.** Jan. 2005 (Draft TRS) IAEA, Vienna, 2005 (Technical Reports Series).



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA
DE FEIXES DE ELÉTRONS**

ROSELI TADEU BULLA

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas**

**São Paulo
1999**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA
DE FEIXES DE ELÉTRONS**

ROSELI TADEU BULLA

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

1999



*Aos meus pais e ao
meu irmão. pelo apoio,
incentivo e carinho*

Agradecimentos

Agradeço de forma especial à Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação segura, dedicada e valiosas discussões no desenvolvimento deste trabalho.

Os meus agradecimentos se estendem:

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

Ao CNPq, pelo suporte financeiro;

Aos meus pais João e Maria Aparecida, pelo constante apoio, incentivo, paciência e compreensão;

Ao meu irmão João Luis, pelas sugestões e discussões sobre o desenvolvimento e confecção deste trabalho, e principalmente pelo companheirismo demonstrado ao longo do desenvolvimento deste trabalho;

Ao Sr. Marcos Xavier, pelas sugestões e colaboração durante o desenvolvimento deste trabalho, e principalmente pela sua amizade;

À Sra. Adriana Calixto de Almeida Lima, pela amizade e estímulo;

À Direção do Hospital Israelita Albert Einstein e ao Diretor do Departamento de Radioterapia Dr. João Victor Salvajoli, pela oportunidade de utilização dos equipamentos e instalações desta instituição;

Ao Sr. José Carlos Cruz, físico responsável do Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, pelas discussões, auxílio nas medidas efetuadas nesta instituição, pelo carisma e amizade;

À Sra. Monica Lagatta e Sra. Sandra Regina de Oliveira Borges, físicas do Hospital Israelita Albert Einstein, pelo auxílio nas medidas efetuadas nesta instituição e pela amizade;

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pelas sugestões e discussões;

À Divisão de Oficinas (IEO) do IPEN, pelo esmero na confecção das peças utilizadas neste trabalho;

Enfim, a todos amigos que direta e indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE ELÉTRONS

Roseli Tadeu Bulla

RESUMO

A aplicação dos feixes de radiação de aceleradores lineares em Radioterapia é de grande importância para a Medicina, e segundo as recomendações internacionais a dosimetria de feixes de elétrons pode ser realizada com câmaras de ionização de placas paralelas, previamente calibradas em feixes padrões de radiação gama nos laboratórios autorizados. Neste trabalho, foram apresentados, testados e comparados diversos métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em procedimentos de dosimetria de feixes clínicos de elétrons de energias altas de aceleradores. As experiências foram realizadas com feixes de radiação gama de ^{60}Co no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN e com feixes de elétrons de 4 a 16 MeV no Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo. Um método foi escolhido para ser implantado no Laboratório do IPEN. Foram apresentadas propostas do procedimento de calibração, de um certificado de calibração e de folhas de dados.

CALIBRATION METHODS OF PLANE-PARALLEL IONIZATION CHAMBERS USED IN ELECTRON DOSIMETRY

Roseli Tadeu Bulla

ABSTRACT

The use of linear accelerators in Radiotherapy is of great importance in Medicine, and according to international recommendations the electron beam dosimetry has to be performed using plane-parallel ionization chambers, previously calibrated in standard gamma radiation fields at accredited laboratories. In this work, calibration methods of plane-parallel ionization chambers used in dosimetry procedures of high energy electron beams of clinical accelerators were presented, tested and intercompared. The experiments were carried out using gamma radiation beams of ^{60}Co at the Calibration Laboratory of Clinical Dosemeters at IPEN and electron beams of 4 to 16 MeV at the Radiotherapy Department of Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo. A method was chosen to be established at IPEN. Proposals of the calibration procedure, calibration certificate and data sheets are presented.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1. Grandezas Dosimétricas	5
2.1.1. Exposição	5
2.1.2. Dose Absorvida	6
2.1.3. Kerma	7
2.1.4. Equilíbrio Eletrônico	8
2.2. Teoria Cavitária	8
2.3. Câmaras de Ionização	11
2.3.1. Câmara de Ar Livre	13
2.3.2. Câmara Cavitária	14
2.3.3. Câmara Cilíndrica (Tipo Dedal)	14
2.3.4. Câmara de Placas Paralelas (Tipo Superficial)	16
2.3.5. Câmara de Extrapolação	17
2.4. Eletrômetros	18
2.5. Simuladores	20
2.6. Dosimetria de Feixes de Elétrons	21
2.6.1. Distribuição da Dose Absorvida no Eixo Central do Feixe	21
2.6.2. Determinação da Energia de Feixes de Elétrons	24

	Página
2.7. Calibração das Câmaras de Ionização	26
2.7.1. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Exposição no Ar, N_x	31
2.7.2. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$	32
2.7.3. Determinação da Dose Absorvida	34
3. MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1. Sistemas de Irradiação	37
3.1.1. Sistema de Radiação Gama de ^{60}Co	37
3.1.2. Sistema de Radiação de Elétrons	38
3.2. Sistemas de Medidas	41
3.2.1. Sistemas de Medidas utilizados no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	41
3.2.2. Sistemas de Medidas utilizados no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE)	45
3.2.3. Confecção de Acessórios	46
3.2.4. Caracterização das Placas de PMMA que compõem o Simulador Sólido	46
3.3. Fontes Radioativas de Controle	48
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	51
4.1. Importância da Padronização dos Métodos de Calibração	51
4.2. Testes de Controle dos Dosímetros Clínicos	52
4.2.1. Testes Preliminares dos Dosímetros Clínicos	53
4.2.2. Geometria do Feixe de Radiação Gama do ^{60}Co	58
4.2.2.1. Verificação da Uniformidade do Campo de Radiação Produzido	59
4.2.2.2. Verificação da Distância Fonte-Câmara Real	60

	Página
4.3. Avaliação das Câmaras de Ionização de Referência (Tipo Cilíndrica) e de Placas Paralelas utilizadas em Feixes de Elétrons	62
4.3.1. Eficiência de Coleção de Íons	63
4.3.2. Efeito de Polaridade	65
4.3.3. Dependência Energética	70
4.4. Calibração de Dosímetros Clínicos	72
4.4.1. Calibração em Feixes de Radiação de ⁶⁰ Co	83
4.4.2. Calibração em Feixes de Elétrons	98
4.4.3. Comparação entre os Métodos de Calibração das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas	101
4.4.4. Determinação da Dose Absorvida numa Profundidade de Referência usando Câmaras de Placas Paralelas em Feixes de Elétrons	104
5. CONCLUSÕES	113
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	115
ANEXOS	
Anexo 1. Proposta de Procedimento de Calibração	123
Anexo 2. Proposta de Certificado de Calibração	131

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1: Curva de dose no eixo central de um feixe de elétrons com os parâmetros que caracterizam o feixe	22
Figura 3.1: Curvas típicas de dose em profundidade em água dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C	39
Figura 3.2: Câmaras de ionização utilizadas neste trabalho	44
Figura 3.3: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para posicionar as câmaras de ionização no interior do simulador e no ar	47
Figura 3.4: Suportes projetados e confeccionados no IPEN para adaptação das câmaras de ionização e fontes de controle	49
Figura 3.5: Montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade das câmaras de ionização	50
Figura 4.1: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema A (0,6 cm ³)	56
Figura 4.2: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do sistema C (0,055 cm ³)	56
Figura 4.3: Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de ionização do sistema B (0,125 cm ³)	57
Figura 4.4: Uniformidade do campo de radiação de ⁶⁰ Co	60
Figura 4.5: Determinação da posição aparente da fonte de ⁶⁰ Co	62
Figura 4.6: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de elétrons de energias diferentes	71
Figura 4.7: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de radiação gama de ⁶⁰ Co	84
Figura 4.8: Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na 1ª Metodologia , para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons.	106

Figura 4.9: Sequência de calibração para uma câmara de placas paralelas como descrito na **2ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons.

107

Figura 4.10: Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na **3ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons.

110

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 3.1: Parâmetros dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C do Hospital Israelita Albert Einstein utilizados neste trabalho	40
Tabela 3.2: Características físicas e códigos das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho	43
Tabela 4.1: Eficiência de coleção de íons (ϵ) das câmaras de ionização analisadas com o acelerador Clinac 2100C	66
Tabela 4.2: Variação do efeito de polaridade nas câmaras de ionização de placas paralelas analisadas no acelerador Clinac 2100C	69
Tabela 4.3: Fatores de correção empregados no cálculo do método B da análise da dependência energética	73
Tabela 4.4: Fatores de correção de fluência da radiação das câmaras de ionização de placas paralelas	74
Tabela 4.5: Dependência energética (%) das câmaras de ionização de placas paralelas entre 6 e 16 MeV de energia de feixes de elétrons	75
Tabela 4.6: Condições de referência para os feixes de radiação gama de ^{60}Co e os feixes de elétrons	77
Tabela 4.7: Taxas de dose absorvida em feixes de radiação gama de ^{60}Co em simuladores de água e de PMMA. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	78
Tabela 4.8: Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	79
Tabela 4.9: Fatores de calibração das câmaras de ionização cilíndricas. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co	86
Tabela 4.10: Fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas determinados pelo Método I . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN	89

Tabela 4.11: Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, utilizando simuladores de água e de PMMA	92
Tabela 4.12: Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinadas em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, utilizando simuladores de água e de PMMA	93
Tabela 4.13: Fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN com feixes de ^{60}Co	97
Tabela 4.14: Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de elétrons num simulador de água e de PMMA. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	99
Tabela 4.15: Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinados em feixes de elétrons num simulador de água e de PMMA Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	100
Tabela 4.16: Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização de placas paralelas, determinados em feixes de radiação de ^{60}Co e de elétrons nos simuladores de água e de PMMA	102
Tabela 4.17: Razões entre os fatores de calibração das câmaras de placas paralelas em feixes de ^{60}Co e elétrons em comparação com a câmara cilíndrica do sistema A nos simuladores de água e de PMMA	103
Tabela 4.18: Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, obtido pelo feixe de radiação de ^{60}Co . Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	108
Tabela 4.19: Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água e de PMMA num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, obtido pelo feixe de radiação de ^{60}Co . Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein	111

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a Radioterapia desenvolveu-se muito a partir da terapia com raios X de ortovoltagem e com cobalto a uma especialidade clínica avançada, empregando feixes de fótons e de elétrons de energias altas com auxílio de computadores no planejamento de tratamentos^[1].

A aplicação dos feixes de radiação de aceleradores lineares em Radioterapia com doses altas de radiação exige que haja exatidão na distribuição da dose absorvida no volume do tumor, mostrando que uma variação na distribuição de $\pm 5\%$ nessa exatidão pode representar o controle ou a falha de alguns tratamentos. Com isso surgiu a necessidade de se controlar periodicamente o desempenho dos feixes por meio de procedimentos de dosimetria.

A dosimetria da radiação consiste de medidas da dose absorvida ou da exposição resultantes da interação da radiação ionizante com a matéria. Nesta prática, os dosímetros a serem utilizados são os calorímetros, os dosímetros químicos e as câmaras de ionização, entre outros. Nas medidas de dose absorvida em feixes de fótons e elétrons num ponto de referência, o dosímetro mais utilizado é a câmara de ionização, recomendada pelos protocolos internacionais^[2-9], devido a sua precisão e exatidão.

A maioria das recomendações nacionais e internacionais sobre dosimetria clínica tem reconhecido as vantagens do uso da câmara de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons, para maior exatidão dosimétrica. As suas características de construção, principalmente a forma e o tamanho do volume de coleção de cargas fazem com que este instrumento seja teoricamente ideal para as medidas de ionização nas regiões com gradientes de dose e a posição do ponto efetivo de medida pode ser bem definido na superfície interna da janela de entrada. Além disso, seu modelo também é ideal para medidas em simuladores ^[10,11,12].

Para utilização das câmaras de ionização nas medidas de dosimetria de feixes de radiação (nível Radioterapia) é necessário que elas sejam previamente calibradas em feixes padrões de radiação nos laboratórios específicos para este fim. A calibração é feita para se saber a resposta dos instrumentos de medidas com um alto grau de confiança.

No Brasil as instituições que oferecem este serviço são o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD - Rio de Janeiro) e o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN - São Paulo), ambos da Comissão Nacional de Energia Nuclear.

No IRD está o Laboratório Nacional de Radiações Ionizantes, credenciado pelo INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia), designado pelas autoridades competentes para a calibração dos instrumentos utilizados em medidas de radiações. Desde 1980 o Laboratório de Calibração de IPEN vem participando das intercomparações anuais

promovidas pelo IRD, como forma de controle de qualidade dos serviços oferecidos de calibração de instrumentos.

Não há método implantado no Brasil para a calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons.

Esse assunto vem tendo um destaque internacional bastante acentuado nos últimos anos, como pode ser observado na literatura^[4,10,11-23].

A Agência Internacional de Energia Atômica publicou as recomendações para a determinação de dose absorvida em feixes de fótons e elétrons em 1987^[4], que foram testadas em diversos países, sendo que uma avaliação deste protocolo foi publicada em 1996^[10]. As recomendações atuais ^[10,11,12,14,15,17,23] dos pesquisadores e metrologistas da área são que as câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes de elétrons podem ser calibradas em feixes de radiação gama de ⁶⁰Co, tomando-se certas precauções e estabelecendo-se os parâmetros físicos dos feixes e dos sistemas de medidas, já que não há aceleradores de elétrons na grande maioria dos laboratórios de calibração. É portanto necessário que cada laboratório de calibração estabeleça as suas condições adequadas e o seu procedimento para esta atividade.

Este trabalho tem como objetivo recomendar uma técnica de calibração de dosímetros clínicos (câmaras de ionização de placas paralelas) nos feixes de radiação gama de ⁶⁰Co do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

Foram estudados diversos aspectos envolvidos com as câmaras de dimensões diferentes. Também foi realizado um estudo comparativo de determinação de fatores de calibração para as câmaras de ionização em questão, a partir da calibração com ^{60}Co (IPEN) e com feixes de elétrons (Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Grandezas Dosimétricas

2.1.1 Exposição (X)

A exposição (X) é definida como sendo 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^[24].

$$X = dQ/dm \quad (2.1)$$

A unidade atual (Sistema Internacional) da grandeza exposição é o coulomb por quilograma (C/kg), e a unidade antiga especial era o roentgen (R), que deve ser evitada. A relação entre as duas unidades é dada por:

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

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, como sendo a habilidade ou a capacidade da radiação X e gama em produzir ionizações no ar. Esta grandeza não é definida para nêutrons, partículas alfa ou beta.

2.1.2 Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, pois é válida para quase todos os tipos de radiações ionizantes (X , γ , α , β), e deve ser definida para qualquer tipo de material absorvedor.

A dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria num determinado elemento de volume conhecido^[24]:

$$D = dE/dm \quad (2.2)$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm do volume.

A unidade especial atual de dose absorvida é o gray (Gy) e é definida como uma dose de radiação absorvida de um joule por quilograma:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

A dose absorvida (D) em um meio de interesse pode ser relacionada com a exposição (X) por meio da relação^[25]:

$$D = X \cdot f_{\lambda} \quad (2.3)$$

onde f_{λ} é o fator de conversão da exposição em dose absorvida, cujo valor depende da energia da radiação e do tipo de material que está sendo irradiado.

2.1.3 Kerma (K)

A grandeza kerma é definida como sendo o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons e pósitrons) liberadas por partículas não carregadas (fótons) num material de massa dm . A relação é dada por^[24,26] :

$$K = dE_{tr}/dm \quad (2.4)$$

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

O kerma no ar pode ser relacionado com a grandeza exposição (X) por meio de:

$$K_{ar} = X(\overline{W}_{ar}/e)/(1-g) \quad (2.5)$$

onde: \overline{W}_{ar} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, e é a carga eletrônica e g é a fração de energia do elétron perdida como radiação de freamento ("*Bremsstrahlung*").

Se a produção de "*Bremsstrahlung*" for desprezível e havendo equilíbrio eletrônico, o kerma será igual à dose absorvida no ar. A grandeza kerma é válida somente para as radiações indiretamente ionizantes (X e γ).

2.1.4 Equilíbrio Eletrônico

A condição de equilíbrio eletrônico está diretamente ligada à definição da grandeza exposição. De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas do mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição^[26].

Desta forma, “as capas de equilíbrio eletrônico” das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico desejada.

2.2 Teoria Cavitária

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 num detector de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferentes.

Existem vários modelos de teoria cavitária; dentre eles o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray, descrito por Attix^[27], por ter sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada.

Em 1929, Gray foi o primeiro a enunciar o princípio cavitário, embora Bragg em 1912 já tivesse discutido o assunto qualitativamente. O desenvolvimento dado por Gray à teoria cavitária foi baseado na ionização do ar provocada pela radiação gama.

Considerando o meio uniformemente irradiado e existindo o equilíbrio eletrônico, a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. Desta forma, o princípio de equivalência, enunciado por Gray, diz que “a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido”, sendo $1/\rho$ a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio.

Assim sendo, a relação de Bragg-Gray^[27] pode ser dada pela relação:

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot m S_{meio,cavidade} \quad (2.6)$$

onde D_{meio} e $D_{cavidade}$ representam a dose absorvida no meio e na cavidade, respectivamente, e $m S_{meio,cavidade}$ é a razão entre os poderes de freamento médio de massa do meio e da cavidade.

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos raios delta que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

Em 1955, Spencer e Attix propuseram teorias que incluem os raios delta no cálculo da energia depositada na cavidade e levam em conta as diferenças de número atômico, introduzindo uma energia de corte, abaixo da qual as transferências de energia são consideradas dissipativas. A energia de corte está relacionado com o tamanho da cavidade e é definido como a energia do elétron que possui alcance igual à espessura média da cavidade. Essa energia de corte deve ser alta em comparação com a energia de ligação dos elétrons atômicos.

Posteriormente vieram outras teorias que levaram em consideração, além dos raios delta, outros fatores para se obter uma teoria cavitária mais elaborada.

2.3 Câmaras de Ionização

Para detectar a radiação proveniente de "fontes radioativas", desenvolveu-se um sistema detector baseado nas interações que um meio, de propriedades apropriadas, sofre ao ser atravessado por radiação. Os detectores, que se baseiam na ionização de um gás, são construídos levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no volume sensível do detector.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás, e sua operação está baseada em coletar todas as cargas criadas por ionização direta, por meio da aplicação de um campo elétrico.

As câmaras de ionização mais simples são constituídas por um eletrodo coletor central (anodo) e pela parede da câmara que é revestida de material condutor e que funciona como catodo. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou por uma mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. A forma geométrica da cavidade não é definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas devem ser levados em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos, para o caso da recombinação dos íons, e a espessura da parede a fim de se obter a condição de equilíbrio eletrônico^[28,29].

Entre o anodo e o catodo é aplicada uma diferença de potencial, para separar os pares de íons produzidos, fazendo com que os íons negativos migrem para o anodo e os positivos para o catodo. Este fluxo de íons produz uma corrente elétrica extremamente baixa (da ordem de 10^{-12} A) e

um dispositivo eletrônico sensível (eletrômetro) é utilizado para a sua medida.

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correção das leituras para as condições ambientais. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada "corrente de fuga", o que torna necessário o controle da umidade no ambiente do laboratório por meio de desumidificadores de ar e aparelhos de ar condicionado. Além disso, costuma-se manter as câmaras, quando não estão sendo utilizadas, em desumidificadores contendo sílica. A correção da leitura de uma câmara de ionização para as variações de temperatura e pressão deve ser feita utilizando-se o fator de correção determinado pela seguinte expressão^[30]:

$$F_{T,p} = \frac{(273,15 + T)}{273,15 + T_o} \cdot \frac{p_o}{p} \quad (2.7)$$

onde $F_{T,p}$ é o fator de correção de temperatura e pressão, T e p são a temperatura e a pressão ambientes, e T_o e p_o são a temperatura e a pressão padrões.

Normalmente os valores de T_o e p_o são tomados como referências e iguais a 20°C e 101,3 kPa (1013,15 mbar = 760 mmHg) respectivamente.

O efeito da umidade sobre a resposta de uma câmara de ionização pode ser importante; a resposta é praticamente constante para a faixa de umidade relativa de 20 a 80%, onde a resposta da câmara é aproximadamente 0,3% maior que no ar seco^[30].

Existem vários tipos de câmaras de ionização com dimensões e formas de cavidade diferentes. O uso de cada uma 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, sua energia e de sua variação no espaço e no tempo.

2.3.1 Câmara de Ar Livre

Para a medida de exposição segundo a sua definição, foi projetada uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre. Este tipo de câmara de ionização serve para a calibração de outros instrumentos que meçam radiação por ionização^[28].

A medida de exposição com uma câmara de ar livre está diretamente relacionada ao princípio de equilíbrio eletrônico. À 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. Com o aumento da energia, as câmaras de ar livre tornam-se maiores e 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.

2.3.2 Câmara Cavitária

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. Esta câmara cavitária utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray, baseando-se na determinação da dose absorvida num material, e que permite medidas de exposição de radiação X e gama até 3 MeV, cobrindo-se a câmara com uma capa de equilíbrio eletrônico. Esta é uma das razões pelas quais a câmara de ionização padrão não pode ser usada para energias maiores que 3 MeV e, como consequência a unidade antiga Roentgen não é definida para radiações de energias maiores que 3 MeV^[26].

2.3.3 Câmara Cilíndrica (Tipo Dedal)

As câmaras do tipo padrão primário não são convenientes para as medidas de rotina, sendo geralmente utilizadas em Laboratórios de Padronização Primária. Para as medidas rotineiras foi desenvolvido um outro tipo de câmara, cuja utilização apresenta fácil manuseio e grande versatilidade, a câmara de ionização tipo dedal. O seu funcionamento baseia-se não apenas no princípio de equilíbrio eletrônico, mas também na teoria cavitária de Bragg-Gray. A combinação destes dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MeV, usando-se apenas um instrumento de medida.

Este tipo de câmara não mede diretamente a exposição e, por isso, precisa ser calibrada em relação a um dosímetro do tipo padrão primário, sendo portanto neste caso denominada de padrão secundário.

A câmara de ionização dedal 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 o material da parede da câmara quanto o do 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 possui uma espessura sempre maior que o alcance 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. A transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo do ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara^[25].

Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300 keV, 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 por meio de uma capa de equilíbrio eletrônico ("build-up cap"), geralmente feita de polimetil metacrilato (PMMA), com cerca de 4,0 mm de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma^[25]. Este sistema não é

mais analisado como uma câmara dedal, mas sim como uma simulação de uma câmara cavitária.

2.3.4 Câmara de Placas Paralelas (Tipo Superficial)

A dosimetria da radiação X gerada a valores baixos de potencial (12 a 70 kV) apresenta dificuldades especiais devido à absorção considerável desta radiação mesmo quando se utiliza paredes finas de material equivalente ao ar no detector de radiação.

Geralmente, para estes casos, são utilizadas câmaras de ionização de placas paralelas, também chamadas de superficiais por serem utilizadas em feixes de radiação X de energias baixas para fins de radioterapia superficial, onde se pretende determinar a dose que será ministrada ao paciente.

As próprias paredes das câmaras de placas paralelas constituem os eletrodos, distanciados um do outro de no máximo de 5 mm. Desta forma, a probabilidade dos íons positivos e negativos, formados ao longo das trajetórias dos elétrons secundários, liberados na cavidade de ar existente entre os eletrodos da câmara, sofrerem recombinações antes de atingirem o eletrodo coletor, será muito pequena. Isto garante que todos os íons produzidos dentro do volume sensível da câmara serão coletados, isto é, tem-se a saturação da corrente de ionização, mesmo em taxas de exposição altas.

Estas câmaras são utilizadas tanto como padrões secundários como para medidas rotineiras da exposição produzida por campos de raios X de energias baixas.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a dosimetria de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV^[4,10,11]. 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.

2.3.5 Câmara de Extrapolação

A câmara de extrapolação, tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas, também é baseada na teoria cavitária de Bragg-Gray^[28], e representa o instrumento principal para as medidas que levam à determinação da taxa de dose absorvida devida à radiação X de energias baixas e à radiação beta, sendo ambas pouco penetrantes na matéria.

Com o auxílio de um parafuso micrométrico, pode-se variar com precisão a distância entre os eletrodos, medindo-se a corrente de ionização em função da espessura da camada de ar contida dentro do volume ativo da câmara.

O método de extrapolação possibilita a determinação da dose superficial na pele e em determinadas profundidades do tecido. Além disto, as câmaras de extrapolação são utilizadas para a caracterização de

campos padrões de radiação beta, com o objetivo de calibração de detectores de radiação beta.

A determinação da taxa de dose superficial na janela da câmara é possível medindo-se a corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos, e extrapolando-se a curva resultante para o espaçamento nulo.

2.4 Eletrômetros

Numa câmara de ionização exposta a um feixe de radiação, a carga (ou corrente) gerada é extremamente pequena e deve ser medida por instrumentos muito sensíveis; estes instrumentos são conhecidos como eletrômetros^[4].

De uma forma geral, um eletrômetro é um multímetro de corrente contínua (D.C.) sofisticado, que, além de ser utilizado para todas as tarefas realizadas normalmente por um multímetro convencional, permite a medida de tensão, corrente, resistência e carga, com valores cujas ordens de grandeza estejam fora das medidas usuais. Estes valores podem chegar à ordem de 10^{-17} A nos casos de medida de corrente, 10^{15} Ω para as medidas de resistência e 10^{-16} C no caso de medidas de carga^[31,32].

Um único eletrômetro pode ser acoplado a várias câmaras de ionização, dependendo da ordem de grandeza da corrente produzida na câmara e da escala do eletrômetro. Desta forma, um mesmo eletrômetro pode formar vários sistemas de medida quando associado a câmaras de

ionização diferentes, tanto quanto ao tipo (câmaras dedal e de placas paralelas, por exemplo) como quanto ao volume (câmaras de placas paralelas de volumes diferentes, utilizadas para diferentes propósitos - nível de Radioterapia ou Radioproteção, por exemplo).

Normalmente, os sistemas constituídos por câmaras de ionização acopladas aos eletrômetros são denominados Dosímetros. Quando esses dosímetros são utilizados para propósitos de Radioterapia, são denominados Dosímetros Clínicos.

Segundo as recomendações internacionais^[33], nos casos em que o eletrômetro fizer parte do sistema dosimétrico, este deve ser calibrado conjuntamente com a câmara de ionização, ou seja, a câmara deve estar acoplada ao eletrômetro. Excetuando-se estes casos, o eletrômetro e a câmara de ionização podem ser calibrados separadamente^[34,35].

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].

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.

Existem basicamente dois tipos de eletrômetros: aqueles em que a câmara de ionização é desconectada do eletrômetro durante a exposição e novamente acoplada para a medida de carga (eletrômetros tipo "string"), e

aqueles em que a câmara de ionização é acoplada ao eletrômetro por meio de cabos, permitindo que o eletrômetro fique fora da sala onde será realizada a irradiação, não havendo a necessidade de se desconectar a câmara do eletrômetro durante a exposição^[26,36]. Dentre estes eletrômetros existem os que operam no modo de integração e outros no modo taxa ou ainda ambos.

2.5 Simuladores

Quando as medidas de distribuição de dose são tomadas em simuladores substituindo o corpo humano, o material do simulador (“phantom”) precisa ser equivalente ao tecido com relação à interação com a radiação. Para que dois materiais sejam equivalentes, as cinco propriedades físicas precisam ser idênticas:

- a) Coeficiente de atenuação mássico
- b) Coeficiente de absorção de energia por massa
- c) Poder de freamento de elétrons por massa
- d) Poder de espalhamento angular de massa por elétrons
- e) Densidade de massa

A água é considerada o melhor substituto do tecido mole, daí o fato dela ser utilizada como simulador padrão nas medidas de ionização^[4,10,11,26].

Na prática, é utilizado um cubo de PMMA cheio de água, o que facilita o posicionamento da câmara de ionização, onde a mesma é protegida contra a umidade com uma luva (“suporte de proteção”) de PMMA. Por isso, para as medidas num simulador, as câmaras são

normalmente utilizadas sem as capas de equilíbrio eletrônico, pois o próprio material do simulador garante a ocorrência de equilíbrio eletrônico^[28].

2.6 Dosimetria de Feixes de Elétrons

As propriedades dosimétricas de um feixe de elétrons clínicos depende significativamente de sua distribuição espectral. Todavia, embora um feixe de elétrons seja quase monoenergético antes de atingir a janela do acelerador, uma degradação em energia ocorre, durante seu percurso, até a superfície do simulador, devido à sua interação com vários objetos existentes neste caminho, que são: janela de saída, folhas de espalhamento, câmaras monitoras, ar e outros materiais.

2.6.1 Distribuição da Dose Absorvida no Eixo Central do Feixe

Na aplicação clínica de feixes de elétrons na Radioterapia a característica mais atraente é a forma da curva de dose absorvida em função da profundidade. A curva mostra uma região moderadamente uniforme seguida por uma rápida queda na dose absorvida com uma "cauda" produzida pelos raios-X gerados pelo espalhamento nos sistemas de colimação e no meio de irradiação. A dependência da distribuição da profundidade de dose com a energia tem influenciado a aplicação clínica de elétrons. Na radioterapia a faixa de energia mais usual é de 4 a 20 MeV, embora algumas vezes sejam utilizadas energias mais altas como uma alternativa para tratamento de alguns tumores^[1,36].

De acordo com ICRU 35 de 1984^[5], uma curva de profundidade de dose no eixo central de feixes de elétrons, *Figura 2.1*, pode ser caracterizada utilizando vários parâmetros.

D_s é a dose superficial relativa definida a 0,5 mm de profundidade. Esta profundidade é recomendada porque se aproxima das camadas sensíveis da pele.

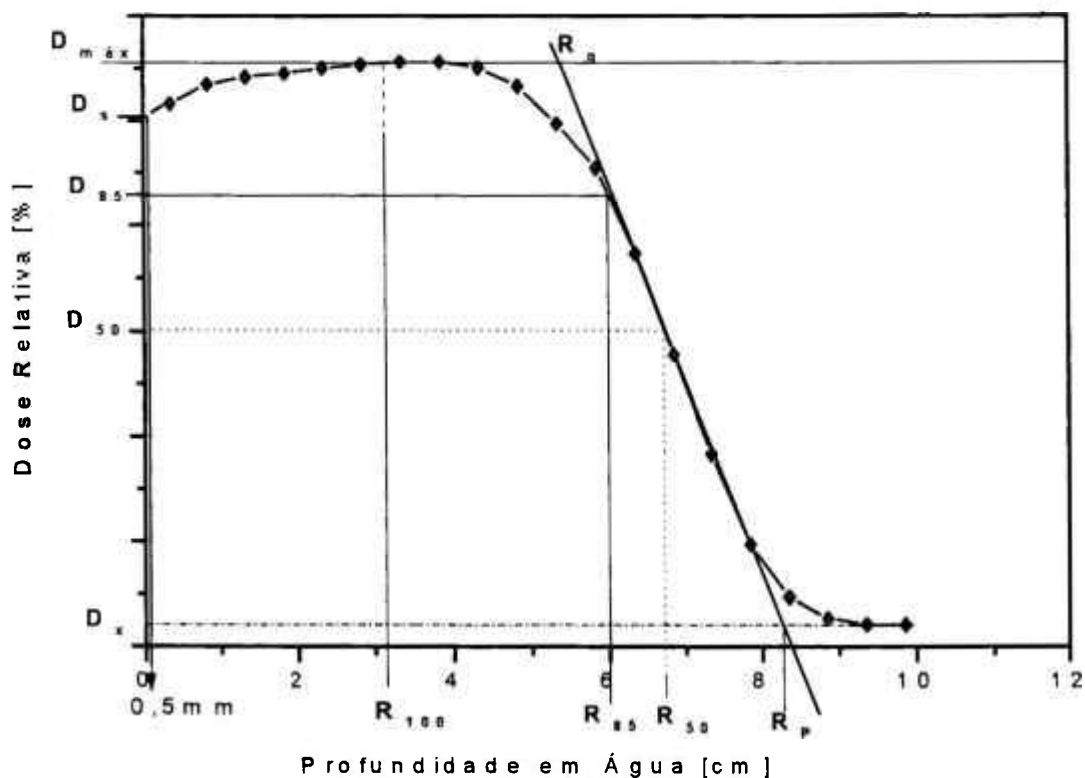


Figura 2.1 : Curva de dose no eixo central de um feixe de elétrons com os parâmetros que caracterizam o feixe

D_x é a dose absorvida relativa atribuída aos raios X gerados pela radiação de espalhamento e da radiação de fundo (“background”).

R_t (R_{85}) é o alcance terapêutico que é uma medida da porção clinicamente útil do perfil da dose absorvida em profundidade. Ele representa a profundidade que deve abranger o volume alvo, coincidindo com a profundidade da isodose de 85%.

R_{100} é a profundidade de dose máxima em água. Esta profundidade depende do tamanho de campo, da distribuição angular e da energia do feixe na superfície.

R_{50} é a profundidade que corresponde à metade da dose máxima.

R_p é o alcance prático definido como a profundidade do ponto onde a tangente do ponto de inflexão da porção descendente da curva intercepta a radiação de fundo (“background”) da radiação de freamento. Esta radiação de fundo corresponde à parte final da curva de dose absorvida em profundidade produzida pela radiação de freamento dos elétrons nos colimadores e no meio irradiado.

O gradiente de dose normalizado $G_o = R_p / (R_p - R_q)$ é uma medida da inclinação da porção descendente da curva de dose profunda e está relacionado, diretamente, à largura do espectro de energia do feixe^[37].

2.6.2 Determinação da Energia de Feixes de Elétrons

As propriedades dosimétricas dos feixes clínicos de elétrons depende significativamente do espectro de energia (ou distribuição de energia) de um feixe de elétrons e este espectro pode ser caracterizado por meio de parâmetros tais como: $E_{máx}$ é a energia máxima do espectro de elétrons, \bar{E} é a energia média do espectro de elétrons, E_o é a energia mais provável e Γ é a largura da distribuição de energia na metade do valor máximo^[2-11,38].

A energia de um feixe de elétrons pode ser determinada pelas técnicas:

1. Espectrometria magnética;
2. Limiar da radiação nuclear;
3. Limiar da radiação de Cerenkov;
4. Medidas de alcance em simulador com câmaras de ionização.

Conforme recomendação dos vários protocolos de dosimetria publicados, o método correntemente utilizado para se determinar a energia de feixes de elétrons em aplicações clínicas baseia-se em medidas de alcance. Os protocolos recomendam^[4,7,10,11] a determinação de $(E_p)_o$, que é a energia mais provável na superfície do simulador.

$$(E_p)_o = C_1 + C_2.R_p + C_3.R_p^2 \quad (2.8)$$

onde R_p é o alcance prático em centímetros, e C_1 , C_2 e C_3 são 0,22 MeV, 1,98 MeV/cm e 0,0025 MeV/cm², respectivamente, para a água.

Brahme e Svensson, em 1976^[37], demonstraram que \bar{E}_o , a energia média na superfície do simulador, está relacionada com R_{50} , que é a profundidade na qual a dose é 50% da dose máxima, pela seguinte relação:

$$\bar{E}_o = C_4 \cdot R_{50} \quad (2.9)$$

onde $C_4 = 2,33$ MeV/cm e R_{50} é dado em cm em água, quando obtido da curva de distribuição de dose numa distância fonte-câmara constante (DFC). Mas quando a distribuição de dose for obtida numa distância fonte-superfície (DFS = 100 cm) constante, a equação (2.9) não é válida, sendo necessária a expressão polinomial de segunda ordem^[11]:

$$\bar{E}_o [\text{MeV}] = 0,818 + 1,935 \cdot R_{50}^J + 0,040 \cdot (R_{50}^J)^2 \quad (2.10)$$

onde R_{50}^J é determinado de uma curva de ionização em profundidade e

$$\bar{E}_o [\text{MeV}] = 0,656 + 2,059 \cdot R_{50}^D + 0,022 \cdot (R_{50}^D)^2 \quad (2.11)$$

para o caso do R_{50}^D ser determinado de uma curva de dose absorvida em profundidade.

Harder (em Khan, 1994)^[36] demonstrou que a energia mais provável e a energia média do espectro reduzem-se linearmente com a profundidade. A seguinte relação expressa este fato:

$$(E_p)_z = (E_p)_o \cdot \left(1 - z/R_p\right) \quad (2.12)$$

e aproximadamente,

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.13)$$

onde z é a profundidade, $(E_p)_z$ energia mais provável numa profundidade no simulador. Este método, utilizando a equação (2.13), é recomendado pelos protocolos atuais para a determinação da energia média do feixe de elétrons em profundidade, e será adotado neste trabalho quando a determinação da energia do feixe de elétrons em profundidade se fizer necessária.

2.7 Calibração das Câmaras de Ionização

Em Radioterapia a intensidade de radiação expressa-se em unidades bem definidas de exposição ou de dose absorvida num meio definido.

Mesmo utilizando-se alguns dos melhores detectores, as medidas 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 não pode ser utilizado sem uma calibração prévia, para que sua resposta indique a exposição ou dose absorvida mais exata possível.

Calibração de um dosímetro significa determinar sua resposta a uma exposição ou taxa de exposição conhecida (ou a uma dose ou taxa de dose absorvida), envolvendo o uso de pelo menos um instrumento padrão ou de referência.

Por meio desta calibração obtém-se um fator de calibração (f_c^e) que irá converter o valor indicado pelo dosímetro (corrigido para as condições de referência) para a exposição ou dose absorvida num ponto de referência da câmara de ionização, pela relação:

$$X = f_c^e \cdot L \quad (2.14)$$

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

Este fator é dependente da energia da radiação e é determinado por meio da comparação da exposição determinada por um dosímetro padrão (X) com a resposta do dosímetro no mesmo ponto de um feixe de radiação.

No uso de dosímetros, deve-se levar em conta as variáveis que alteram a resposta do mesmo, como a temperatura, a pressão, a umidade relativa do ar e a fuga de corrente no sistema, bem como realizar testes que assegurem o perfeito funcionamento do dosímetro como a reprodutibilidade, a linearidade da resposta e o tempo de estabilização.

As correções da resposta de um dosímetro devido à temperatura e à pressão ambientes são necessárias, porque as câmaras de ionização não são, na maioria, seladas. Desta forma, as variações nas condições ambientais promovem variações na massa de ar do volume sensível da câmara, podendo mudar o valor medido. Tais correções são da forma:

$$L_c = L \cdot F_{T,p} \quad (2.15)$$

onde: L_c - leitura do dosímetro corrigida para a pressão padrão p_0 (101,3 kPa) e para a temperatura padrão T_0 (20°C); L - leitura do dosímetro realizada em um ambiente com temperatura T e pressão p .

A calibração pode ser realizada por meio de dois métodos^[30,33]: no primeiro, a câmara de ionização a ser calibrada e a câmara de referência são irradiadas simultaneamente, posicionadas ponta-a-ponta com os eixos longitudinais coincidentes. Este método é chamado de *ponta-a-ponta*, e é essencial que as câmaras sejam similares em construção, para que a radiação espalhada que as atinja seja aproximadamente a mesma. Outro método utilizado é o método de *substituição*, onde a câmara de referência é irradiada primeiro e suas leituras são registradas; em seguida a câmara a ser calibrada é colocada exatamente na mesma condição geométrica da câmara de referência e é irradiada. O fator de calibração é determinado por meio da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com sistemas de referência ou padrões, pertencentes ao Laboratório de Calibração.

O método de calibração mais aplicado nos Laboratórios Padrões é o de *substituição*, motivo pelo qual foi utilizado neste trabalho.

Em dosímetros constituídos por câmaras de ionização é necessário que algumas correções sejam aplicadas à ionização medida^[39]. Isto acontece por duas razões: (i) para que a câmara de ionização apresente uma sensibilidade conveniente, seu tamanho pode ser tal que ocorra uma variação da dose absorvida ao longo da mesma, por causa da atenuação do feixe e (ii) a fluência de elétrons no volume de ar poderá ser diferente daquela do meio, por causa das diferenças entre a composição e a densidade dos meios^[40].

O efeito de atenuação do feixe pode ser corrigido aplicando-se um fator de correção do gradiente de dose^[41]. Uma outra maneira de corrigir o efeito de atenuação consiste na troca do centro geométrico da câmara como ponto de referência de medida para um ponto efetivo de medida deslocado deste centro, P_{ef} ^[42]. De acordo com cálculos teóricos^[27], o ponto efetivo de medida estaria deslocado de 0,85 do raio r da câmara na direção do foco de radiação. Entretanto, uma outra discussão apresentada sugere o valor de $0,6.r$ como o mais adequado para dosimetria de elétrons^[4,10,11,38]. Este tipo de correção não se aplica para câmaras de ionização de placas paralelas, pois para estas o seu ponto efetivo de medida é definido na superfície interna da janela de entrada^[11,43].

A perturbação da fluência dos elétrons ocorre porque são diferentes o número de elétrons e o comprimento de traços de elétrons na cavidade de ar de uma câmara de ionização e no mesmo volume de material do meio. Estas diferenças são devidas a dois efeitos. O primeiro efeito é causado pelo fato que o número de elétrons espalhados do meio para dentro da cavidade é maior que o número de elétrons espalhados pelo ar para fora da cavidade. Dessa maneira, a dose no gás é maior do que seria produzida pela fluência não perturbada no material do meio. O segundo efeito origina-se do fato de que o comprimento de traço dos elétrons que atravessam a cavidade é menor que em um mesmo volume do meio, pois no gás os elétrons sofrem menos espalhamento e seus traços apresentam trajetória mais retilínea^[27]. Estes dois efeitos dependem da geometria e das dimensões da câmara de ionização, e, praticamente, não ocorrem em câmaras de ionização de placas paralelas.

Assim, a dose absorvida D_m em um ponto de interesse em um meio, a partir da dose absorvida D_{cav} em uma cavidade de ar, pode ser dada pela relação de Bragg-Gray^[2,44], corrigida da seguinte forma:

$$D_m = D_{cav} \cdot \bar{S}_{m,cav} \cdot P_{repl} \quad (2.16)$$

e

$$D_{cav} = \frac{Q}{m_{cav}} \cdot \bar{W} \quad (2.17)$$

onde $\bar{S}_{m,cav}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médio nos dois meios, P_{repl} corrige o efeito de gradiente da dose absorvida e para a perturbação de fluência de elétrons, Q é a carga de um único sinal produzida pela ionização em uma pequena massa da cavidade m_{cav} , e \bar{W} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar da cavidade.

O formalismo para a dosimetria de feixes de elétrons com câmara de ionização preenchida com ar, adotado pela maioria dos protocolos de dosimetria^[2-11,38], compreende um procedimento de duas etapas: (i) a determinação do fator de calibração de dose absorvida para o ar, a partir da calibração da câmara em um laboratório padrão e (ii) a aplicação da relação de Bragg-Gray modificada por Spencer-Attix para a determinação da dose absorvida para a água no feixe do usuário.

As calibrações de dosímetros clínicos devem ser realizadas utilizando-se sistemas 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 $2,58 \times 10^{-3} \text{ C.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (aproximadamente 10 R.min^{-1}) a 1 metro de distância, embora a calibração não tenha que ser efetuada necessariamente

a esta distância. A fonte deve ter uma blindagem adequada e colimadores que permitam a variação do tamanho do campo de irradiação.

A calibração das câmaras de dosímetros clínicos deve ser feita a cada dois anos, segundo as recomendações nacionais^[45], mas caso sofram algum tipo de manutenção ou dano, as câmaras devem ser recalibradas, pois podem ter sua resposta totalmente alterada, de modo que o seu fator de calibração anterior não seja mais apropriado. A calibração também pode ser solicitada pelo usuário, quando este achar necessário.

2.7.1 Determinação do Fator de Calibração em Termos de Exposição no Ar, N_x

Em um laboratório padrão, a medida absoluta da carga por unidade de massa, produzida em uma câmara de ionização de referência, determina a exposição no feixe de radiação. Na maioria dos laboratórios padrões, utiliza-se um feixe de radiação gama de ^{60}Co e a relação do item 2.1.1 determina a exposição (X) para a câmara de referência^[2-11,38].

O fator de calibração da câmara de ionização do usuário, N_x , no feixe de calibração é determinado por:

$$N_x = \frac{X}{M} \quad (2.18)$$

onde M é a leitura do eletrômetro do dosímetro, corrigida para as condições ambientais. De acordo com o protocolo de dosimetria adotado, o fator de calibração da câmara a ser utilizado pode ser em kerma no ar, N_k . A relação entre N_x e N_k é dada por:

$$N_x = \frac{N_k \cdot (1 - g)}{\left(\frac{W}{e}\right)} \quad (2.19)$$

onde $\left(\frac{W}{e}\right)$ é o quociente da energia média necessária para produzir um par de íons no ar pela carga eletrônica, e g é a fração de energia das partículas carregadas transformada em radiação de freamento no ar. Alguns laboratórios padrões fornecem o fator de calibração da câmara em termos de kerma no ar.

2.7.2 Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$

O fator de calibração em termos de dose absorvida em uma câmara de ionização preenchida com ar, N_D , que equivale ao $N_{gás}$ no protocolo americano^[2], é derivado diretamente do fator de calibração da câmara, N_k ou N_x , determinado pelo laboratório padrão, conforme a seguinte expressão^[4,10,11]:

$$N_D = N_k \cdot (1 - g) \cdot k_{att} \cdot k_{cel} \cdot k_m \quad (2.20)$$

onde k_{att} é um fator teórico que considera a absorção e o espalhamento dos fótons primários na parede da câmara e na capa de equilíbrio eletrônico, k_{cel} é uma correção para a falta de equivalência do material do eletrodo coletor de uma câmara cilíndrica ao ar, e k_m leva em conta a falta de equivalência ao ar dos materiais da parede da câmara e da capa de equilíbrio eletrônico no feixe de calibração do ^{60}Co , dado por:

$$k_m = S_{ar,m} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{m,ar} \quad (2.21)$$

A expressão (2.21) é usada nos casos onde os materiais da parede e da capa de equilíbrio eletrônico são os mesmos (m). Caso os materiais da parede e da capa de equilíbrio eletrônico sejam diferentes, k_m é calculado por:

$$k_m = \alpha \cdot S_{ar,parede} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{parede,ar} + (1-\alpha) \cdot S_{ar,capa} \cdot (\mu_{en}/\rho)_{capa,ar} \quad (2.22)$$

onde α é a fração de ionização dentro da câmara devido aos elétrons originados na parede da câmara, $(1-\alpha)$ é a fração da ionização dentro da câmara originada na capa de equilíbrio eletrônico, $(\mu_{en}/\rho)_{parede,ar}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia do material da parede e do ar, $(\mu_{en}/\rho)_{capa,ar}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia do material da capa de equilíbrio eletrônico e do ar, $S_{ar,parede}$ é a razão entre os poderes de freamento médio restrito do ar e do material da parede da câmara (a média é tomada sobre o espectro de energia total dos elétrons no ponto de medida, de acordo com a teoria de Spencer e Attix), e $S_{ar,capa}$ tem o mesmo significado de $S_{ar,parede}$, mas considera o material da capa de equilíbrio eletrônico.

A determinação de N_D para as câmaras de ionização de placas paralelas não é padronizada e são recomendados diferentes procedimentos pelos protocolos de dosimetria. Os protocolos AAPM^[2,38], SEFM^[8,9] e IAEA^[4,10,11] seguem a abordagem proposta do NACP^[6,7]. Neste caso, o fator N_D da câmara de ionização de placas paralelas é obtido a partir da comparação do valor da dose absorvida determinado em um feixe de elétrons de energia alta com uma câmara de referência cilíndrica, que possui um valor de N_D conhecido. Uma intercomparação similar em um

simulador em um feixe de radiação gama do ^{60}Co também permite o cálculo de N_D para este tipo de câmara, desde que se considere a correção apropriada para a diferença entre a composição da câmara e o material do simulador^[3,46,47].

O fator N_D para uma câmara de placas paralelas é derivado de N_k empregando a *equação* (2.20) sem o fator de correção k_{cel} . O fator N_k para a câmara é determinado em um feixe de ^{60}Co no ar com uma cobertura adicional de $0,5 \text{ g/cm}^2$ de PMMA como material de equilíbrio eletrônico.

Segundo alguns autores^[15,18], as variações entre câmaras de mesmo modelo podem ser significantes e afetar a confiabilidade dos valores de N_D derivados de calibração em ^{60}Co no ar aplicando a *equação* (2.20).

2.7.3 Determinação da Dose Absorvida

Na dosimetria clínica, a água é o material padrão de referência e de uso para a determinação da dose absorvida por sua constância em composição, homogeneidade e facilidade de obtenção. Entretanto, a maioria dos protocolos permite que simuladores sólidos de material plástico sejam utilizados na calibração do feixe de elétrons. Os simuladores sólidos apresentam uma facilidade maior de manuseio e excelente reprodutibilidade geométrica, sendo recomendados, principalmente, para dosimetria de feixes de elétrons com energias menores que 10 MeV, onde o alcance dos elétrons é pequeno e o emprego conjunto da câmara de ionização de placas paralelas e do simulador sólido é recomendado.

Pela equação de Bragg-Gray^[4,10], a dose absorvida em água (D_w) num ponto de interesse (i.e., num ponto efetivo de medida da câmara, P_{ef}), e numa profundidade de referência para cada energia, é dada por:

$$D_w(P_{ef}) = M \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{\acute{a}gua,ar}) \cdot P_u \cdot P_{cel} \quad (2.23)$$

onde M é a leitura do eletrômetro para o dosímetro, corrigida para as condições ambientais; $N_{D,ar}$ é o fator de calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida no ar; $S_{\acute{a}gua,ar}$ é a razão entre os poderes de freamento da água para o ar; P_u é o fator de perturbação da câmara de ionização; e P_{cel} é o fator que leva em conta a “não equivalência de ar” do material no eletrodo central de uma câmara.

Quando as medidas forem realizadas num simulador sólido (plástico), a leitura do eletrômetro $M_{plástico}$ tem que ser convertida num valor correspondente às leituras dentro de um simulador de água por meio da expressão:

$$M_{\acute{a}gua} = M_{plástico} \cdot h_m \quad (2.24)$$

onde h_m é o fator que corrige a fluência dos elétrons, devido à troca do material do simulador pela parede da câmara e pela cavidade, dado no protocolo TRS 381^[11].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para as medidas com feixes de radiação gama do ^{60}Co , foi utilizado o sistema de radiação do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN. As medidas com feixes de elétrons de energias altas (acelerador) foram realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE).

Para os dados obtidos em feixes de radiação gama do ^{60}Co , foram utilizadas oito câmaras de ionização, sendo quatro de placas paralelas (tipo superficial) e quatro cilíndricas (tipo dedal).

Nas medidas realizadas no HIAE, destas oito câmaras somente sete câmaras foram testadas, sendo quatro de placas paralelas e três cilíndricas. Todas estas câmaras foram acopladas aos seus respectivos eletrômetros.

A oitava câmara de ionização refere-se à câmara cilíndrica de referência do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN utilizada nas calibrações.

3.1. Sistemas de Irradiação

3.1.1. Sistema de Radiação Gama de ^{60}Co

Para a irradiação gama foi empregado um irradiador com uma fonte de ^{60}Co , Philips, Holanda, modelo XR2000, do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN. Esse equipamento apresenta uma geometria isocêntrica em torno de um ponto a 100 cm da fonte. O diâmetro desta fonte é de 3,0 cm, com uma atividade nominal de 22,61 TBq (abril / 1999).

Este irradiador foi utilizado para a calibração dos dosímetros, numa intercomparação das câmaras de ionização.

Foram utilizados um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma distância fonte-câmara (DFC) de 100 cm, escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário. Nessas condições garante-se uma uniformidade de campo maior que 95% e uma taxa de exposição no local da medida de $2,50 \text{ mC.kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ (abril/1999) a um metro de distância.

As condições ambientais da sala de calibração foram controladas por meio de um sistema de ar condicionado Consul, modelo 4500 (18000 BTU) e um desumidificador de ar Fargon, modelo Deumidair. As medidas das condições ambientais de referência para correção das leituras foram obtidas com auxílio de:

- Termômetro, modelo Mercúrio (0-40; 0,2 °C), Brasil;

- Barômetro Negretti & Zambra (Croydon), tipo Precision Aneroid Barometer MK2, Inglaterra, modelo M2236 (série A364), com intervalo de medida variando entre 90,00 e 105,00 kPa e com precisão de 0,05 kPa;
- Higrômetro Präzisions-Faden (CNEN - 2046), Alemanha, com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

3.1.2. Sistema de Radiação de Elétrons

Para a irradiação com elétrons foi empregado um acelerador linear, fabricado pela Varian Associates, EUA, modelo Clinac 2100C (série 232), pertencente ao Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), São Paulo. Este equipamento apresenta as seguintes características: produz dois feixes de fótons com energias nominais de 6 e 18 MeV e cinco feixes de elétrons com energias nominais de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV. Seu cabeçote é capaz de girar 360⁰ em torno de um isocentro localizado a 100 cm do alvo. Para os feixes de elétrons existem cinco tamanhos de cones definidores de campo: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 e 25x25 cm².

A estabilidade da energia dos feixes é garantida por um campo magnético que direciona o feixe em 270⁰ e permite uma definição de abertura de energia dentro de $\pm 3\%$. Todo controle do equipamento é feito por um computador tipo PC. A *Figura 3.1* apresenta as curvas típicas de dose em profundidade dos feixes utilizados. Na *Tabela 3.1* são apresentados os parâmetros característicos de cada feixe, conforme definidos no *item 2.6.1*.

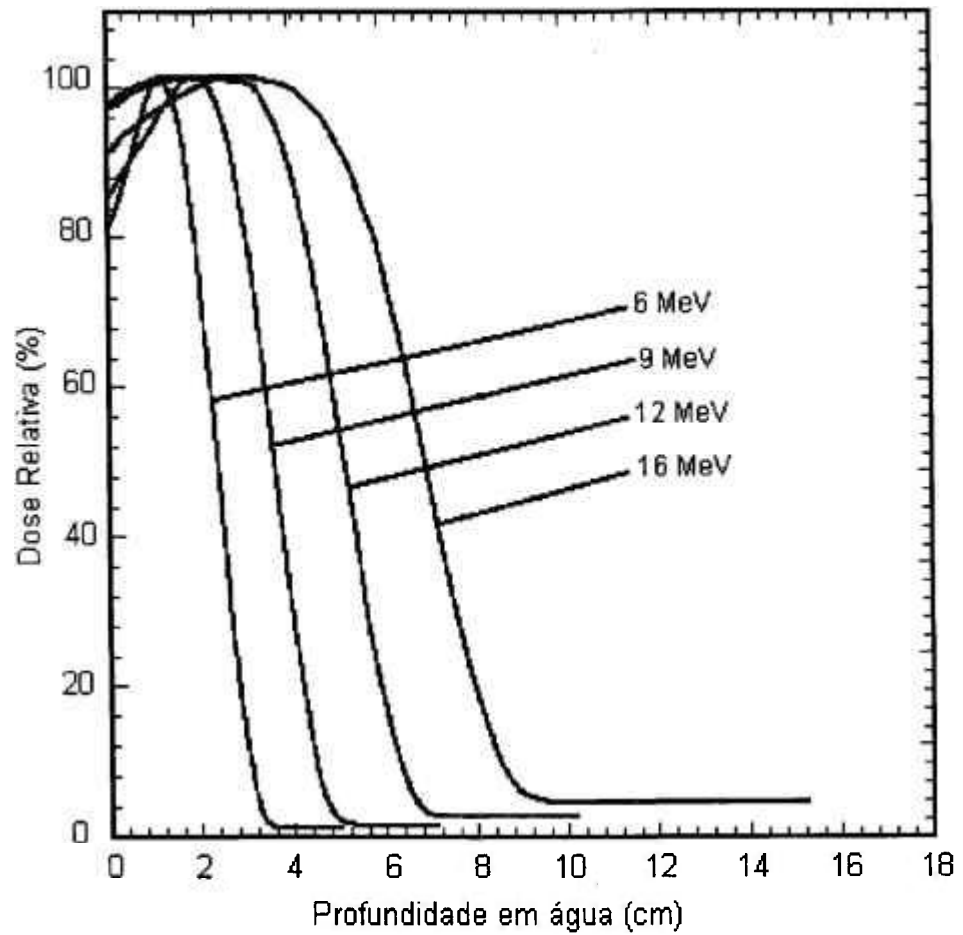


Figura 3.1: Curvas típicas de dose em profundidade em água dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C, medidas com o sistema Multidata™ por Souza^[39].

Tabela 3.1 - Parâmetros dos feixes de elétrons do acelerador linear Clinac 2100C do Hospital Israelita Albert Einstein utilizados neste trabalho. Parâmetros definidos no item 2.6.1

Energia Nominal (MeV)	R ₅₀ (cm)	R _p (cm)	R ₁₀₀ (cm)	(E _p) ₀ ¹ (MeV)	E ₀ ² (MeV)	E _z (MeV)		E _z / E ₀	
						TRS 277 ³	TRS 381 ⁴	TRS 277	TRS 381
4	1,45	1,85	0,80	3,89	3,71	2,10	1,82	0,568	0,491
6	2,44	3,07	1,25	6,32	5,78	3,90	3,54	0,674	0,612
9	3,62	4,45	2,00	9,08	8,35	6,47	6,21	0,775	0,744
12	5,08	6,13	2,75	12,45	11,68	7,87	7,08	0,674	0,606
16	6,81	8,24	1,82	16,70	15,85	12,00	11,19	0,757	0,706

¹ Pela Equação 2.8, ref.[4,10]

² Pela Equação 2.10, ref.[11]

³ Pela Equação 2.13, ref.[4,10]

⁴ Pela ref.[11]: $Z_{ref} / R_{p,w} = 2,0 / 8,24 = 0,243 \Rightarrow E_z / E_0 = 0,706 \Rightarrow E_z = E_0 (E_z / E_0)$

Obs.: Os parâmetros E_z e E_z/E₀ foram determinados com a utilização dos protocolos da IAEA: TRS 277^[4] e TRS 381^[11]

Para as medidas de análise e avaliação foram utilizados os cones definidores de campo: 10x10 e 15x15 cm² e uma distância fonte-superfície (DFS) igual a 100 cm, escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário e no caso dos usuários (hospitais, clínicas e outros).

As condições ambientais da sala de radioterapia, onde foram realizados os procedimentos de dosimetria, foram controladas por meio de um sistema de ar condicionado. As medidas das condições ambientais de referência para correção das leituras foram obtidas com o auxílio de:

- Termômetro digital Beckman (Doric Scientific), EUA, modelo BI450TH (série 9070685);
- Barômetro portátil Domatic, Alemanha, com um fator de correção para as leituras em relação ao barômetro Negretti & Zambra, pertencente ao Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.
- Higrômetro Präzisions-Faden (CNEN - 2046), Alemanha, com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

3.2. Sistemas de Medidas

3.2.1 Sistemas de Medidas utilizados no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN

Os sistemas de medidas utilizados no presente trabalho têm as câmaras de ionização identificadas como *câmaras A, B, C, D, E₁, E₂, E₃* e

E_4 conforme apresentados na **Tabela 3.2**. Quando acoplados aos eletrômetros, são denominados de **Sistemas A, B, C, D, E₁, E₂, E₃ e E₄**.

Algumas das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho são apresentadas na **Figura 3.2**.

As **câmaras A, B e C** foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 67371) e utilizadas nos testes de repetibilidade e estabilidade.

Nas calibrações, as **câmaras A, B, C, D e E₁** foram acoplados ao eletrômetro PTW, Alemanha, modelo 10002 (série 20090). As **câmaras E₂, E₃ e E₄** foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 42207).

Os simuladores utilizados na calibração e na determinação de dose absorvida com as câmaras de ionização de placas paralelas, conforme recomendação do TRS 381^[11], foram:

- a) Simulador de água da IAEA com dimensões 30x30x30 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de acrílico (PMMA);
- b) Simulador sólido projetado e confeccionado no IPEN com dimensões 30x30x20 cm³; o material das placas e das placas-suportes das câmaras de ionização é de PMMA.

Tabela 3.2 - Características físicas e códigos das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho. O sistema D é o instrumento de referência de trabalho do Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, os sistemas B e E₁ são câmaras participantes do IPEN e E₂, E₃ e E₄ são câmaras participantes do HIAE.

CARACTERÍSTICAS		CÂMARAS DE IONIZAÇÃO							
		A	B	C	D	E ₁	E ₂	E ₃	E ₄
Câmara		NE	PTW	PTW	NE	IPEN	PTW	PTW	Victoreen
Fabricante		NE	PTW	PTW	NE	IPEN	PTW	PTW	Victoreen
Tipo		Dedal Farmer	Dedal	Placas Paralelas Markus	Dedal Farmer	Placas Paralelas	Dedal	Placas Paralelas Markus	Placas Paralelas Holt
Modelo		2505/3	31.002	23.343	2505/3	---	23.333	23.343	NA 30-404
Série		2019	389	2395	2080	---	1408	1369	---
Volume Nominal [cm ³]		0,6	0,125	0,055	0,6	0,056	0,6	0,055	1,0
Parede	Material	Grafite	PMMA	PMMA	Grafite	PMMA	PMMA	PMMA	Poliestireno grafitado
	Espessura [g/cm ²]	0,065	0,079	---	0,065	---	0,053	---	---
Raio da Cavidade [mm]		3,2	2,75	---	3,2	---	3,05	---	---
Capa de Equilíbrio Eletrônico ⁽¹⁾	Material ⁽²⁾	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	PMMA	Incorporado à câmara
	Espessura [g/cm ²]	0,551	0,357	0,500	0,551	0,500	0,551	0,500	---
Eletrodo	Diâmetro [mm]	---	---	5,3	---	6,0	---	5,3	25
	Material	Alumínio	Alumínio	Poliestireno grafitado	Alumínio	PMMA com Cobertura de grafite	Alumínio	Poliestireno grafitado	Poliestireno grafitado
	Espaçamento [mm]	---	---	2	---	2	---	2	2
Janela	Material	---	---	Folha de Polietileno-grafite	---	Mylar Aluminizado	---	Folha de Polietileno-grafite	sem informação
	Espessura	---	---	102 mg/cm ² 0,9 mm (incl.capa)	---	0,2 mg/cm ²	---	102 mg/cm ² 0,9 mm (incl.capa)	416 mg/cm ² 4 mm
Largura do anel de guarda [mm]		---	---	0,2	---	0,7	---	0,2	5
Material do simulador ("phantom")		Água	Água	Água e/ou PMMA	Água	PMMA	Água	Água e/ou PMMA	Poliestireno

(1) - A capa de equilíbrio eletrônico de 0,874 mm de PMMA é correspondente a 1mm de água (0,1g/cm² de água)

(2) - PMMA: Polimetil-metacrilato, conhecido comercialmente como: Lucite, Perpex, Acrílico

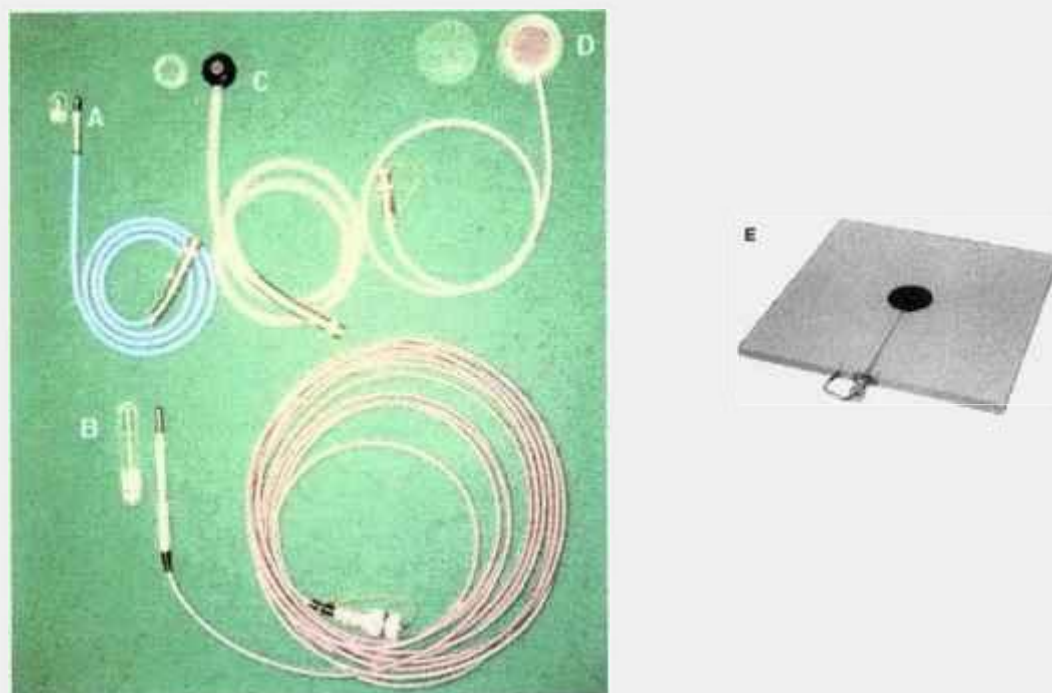


Figura 3.2 - Câmaras de ionização utilizadas neste trabalho:

- A- Câmara de ionização cilíndrica (PTW, volume de $0,125 \text{ cm}^3$)
- B- Câmara de ionização cilíndrica (NE, volume de $0,6 \text{ cm}^3$)
- C- Câmara de ionização de placas paralelas (Tipo Markus, PTW, volume de $0,055 \text{ cm}^3$)
- D- Câmara de ionização de placas paralelas (IPEN, volume de $0,056 \text{ cm}^3$)
- E- Câmara de ionização de placas paralelas (Tipo Holt, Victoreen, volume de $1,0 \text{ cm}^3$)

3.2.2 Sistemas de Medidas utilizados no Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE)

Nas calibrações e na determinação de dose absorvida, as *câmaras A, B, C e E₁* foram acopladas ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 67371). As *câmaras E₂, E₃ e E₄* foram acoplados ao eletrômetro Keithley, EUA, modelo 35614 EBS (série 42207).

Os simuladores utilizados na calibração e na determinação de dose absorvida das câmaras de ionização de placas paralelas, conforme recomendação do TRS 381^[11], foram:

- a) Simulador de água da IAEA com dimensões 30x30x30 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de PMMA;
- b) Simulador sólido projetado e confeccionado no IPEN com dimensões 30x30x20 cm³; o material das placas do simulador e das placas-suportes das câmaras de ionização é de PMMA (exceto a câmara Holt do sistema E₄, que é de poliestireno);
- c) Simulador de água da PTW com dimensões 40x40x40 cm³; o material das paredes do simulador e dos suportes para as câmaras de ionização é de PMMA.

O posicionamento das câmaras durante a calibração, no IPEN e no HIAE, foi obtido com o auxílio de um sistema de raios laser, que está alinhado com o centro geométrico do sistema de colimação. As câmaras foram posicionadas paralelas à direção do feixe, por meio de uma haste de acrílico, juntamente com suportes de acrílico, dependendo da análise e do método de calibração a ser realizada.

3.2.3. Confeção de Acessórios

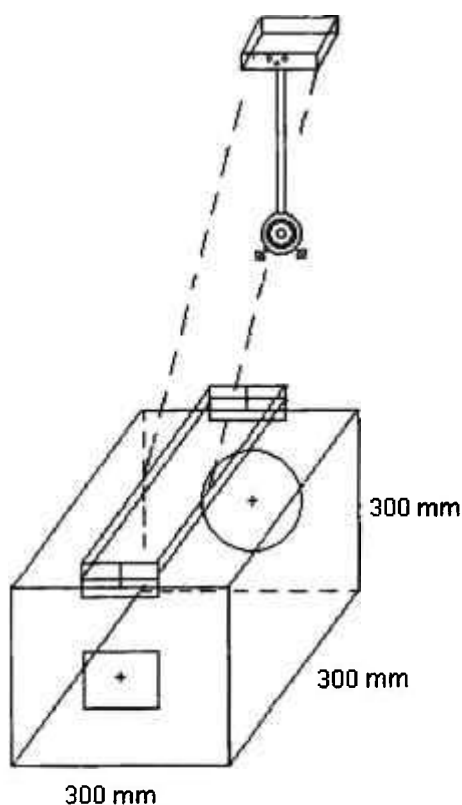
Para a implantação de um método de calibração de câmaras de placas paralelas utilizadas em dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons são necessários um *simulador de água* e um *outro de placas sólidas* com um material semelhante ao da câmara de placas paralelas em uso.

Para a calibração de uma câmara de ionização é necessário que ela seja mergulhada no *simulador de água*. Para tanto, necessita-se de um *suporte* para apoiar a câmara, sem que a sua posição varie.

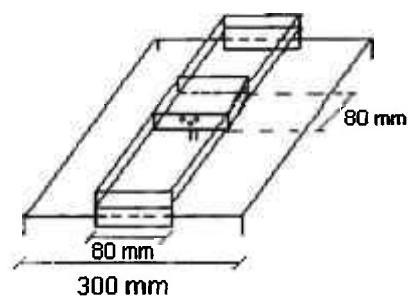
Existem ainda as câmaras que não são impermeáveis. Neste caso torna-se necessário utilizar um *simulador de placas* com material semelhante ao da câmara. Com isso foi necessário projetar e confeccionar suportes e placas de PMMA. Na *Figura 3.3* estão apresentados estes acessórios.

3.2.4 Caracterização das Placas de PMMA que compõem o Simulador Sólido

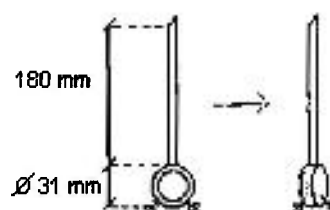
O *simulador de placas (sólido)* deve ser de material semelhante ao material da câmara a ser analisada. Neste trabalho, com exceção da câmara Holt do sistema E₄, todas as câmaras possuem o material PMMA. As placas foram confeccionadas na Oficina Mecânica do IPEN. As placas têm $(10,0 \pm 0,4)$ mm de espessura, mostrando que são adequadas às medidas.



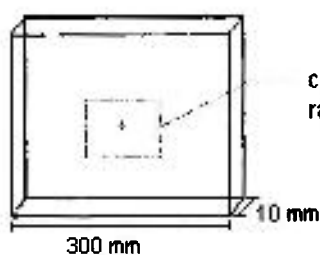
Simulador de água



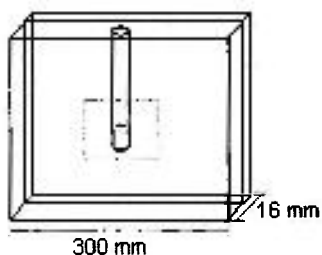
Suporte com escala para variação da profundidade no simulador em feixes de ^{60}Co



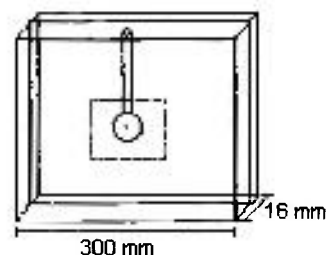
Suporte da câmara de placas paralelas para o simulador de água e para o ar



Uma das placas que compõem o simulador sólido



Placa suporte da câmara cilíndrica para um simulador sólido



Placa suporte da câmara de placas paralelas para um simulador sólido

Figura 3.3 - Suportes projetados e confeccionados no IPEN para posicionar as câmaras de ionização no interior do simulador e no ar.

As placas foram medidas quanto a sua massa, utilizando-se uma balança de precisão ($d = 0,1g$), Mettler, Suíça, modelo P2010N (série 574937), calibrada em junho/1998, e quanto a sua espessura, com um micrômetro digital (precisão de $0,001\text{ mm}$), Mitutoyo, Japão, modelo 4743902 (série 293.721.30). Foi possível medir-se todas as placas no centro, num campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$, que é recomendado pelo Protocolo TRS 381^[11], para feixes terapêuticos. Foram utilizadas as placas de maior aproximação do valor de $10,0\text{ mm}$ de espessura.

A análise das placas é de grande importância, uma vez que para medidas num *simulador de placas* é necessário considerar que $1,0\text{ mm}$ de água de espessura é equivalente a $0,87\text{ mm}$ de espessura de PMMA^[5,48].

3.3. Fontes Radioativas de Controle

Os testes de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo, para a verificação do desempenho da resposta das câmaras em medidas consecutivas e ao longo do tempo, respectivamente, e o teste de fuga de corrente foram realizados periodicamente com todas as câmaras de ionização que pertencem ao IPEN, de interesse neste trabalho, utilizando-se fontes radioativas de controle de ^{90}Sr ^[25,49].

As fontes radioativas de controle foram:

1. Fonte de ^{90}Sr , PTW, Alemanha, com atividade nominal de 33 MBq (1994), modelo 8921 (série 1294), utilizada com as câmaras de placas paralelas (PTW e IPEN) e a cilíndrica (PTW, volume $0,125\text{ cm}^3$), dos *sistemas B, C e E₁*. A adaptação das câmaras para permitir o

posicionamento reprodutível da fonte foi feita por meio de um suporte especialmente projetado e confeccionado no IPEN para esta finalidade (*Figura 3.4*);

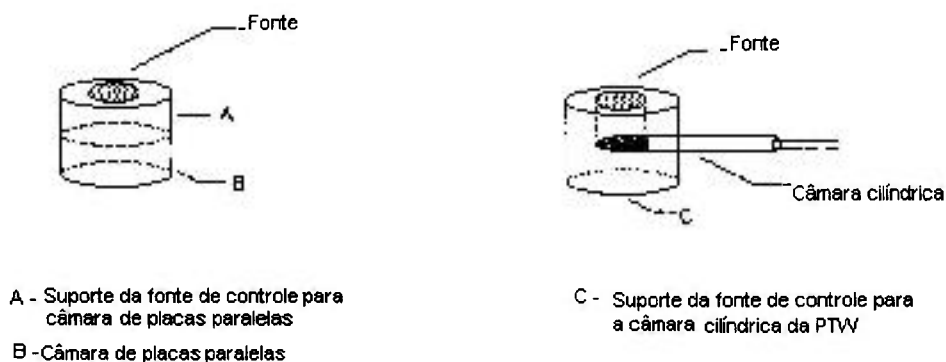


Figura 3.4 - Suportes projetados e confeccionados no IPEN para adaptação das câmaras de ionização e fontes de controle

2. Fonte de ^{90}Sr , NE, Inglaterra, com atividade nominal de $3,7 \times 10^2$ MBq (1976), modelo 2.503/3 (série 1326), utilizada com a câmara cilíndrica (NE, volume $0,6 \text{ cm}^3$), do *sistema A*. A blindagem desta fonte possui um orifício para se inserir um termômetro.

Estas fontes radioativas pertencem ao Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN, que são utilizadas no controle de qualidade das câmaras de ionização deste laboratório.

A *Figura 3.5* mostra uma montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade neste trabalho. Pode-se observar o barômetro à esquerda, em seguida o suporte da fonte de controle e o eletrômetro; à frente dele está uma câmara de ionização de placas paralelas acoplada ao suporte e à fonte de controle, e o termômetro digital está à direita.



Figura 3.5 - Montagem do sistema de medidas utilizado nos testes de repetibilidade e estabilidade das câmaras de ionização.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Importância da Padronização dos Métodos de Calibração

A aplicação terapêutica da radiação requer que a dose dentro do volume do tumor não apresente uma variação maior que $\pm 5\%$ [IAEA,1996 e ICRU,1976]^[10,50]. Uma variação que exceda este valor pode comprometer o tratamento seja por recidiva da doença por falta da dose necessária, seja por comprometimento de tecidos sãos, vizinhos ao tumor, por excesso de dose. As câmaras de ionização, sendo os dosímetros recomendados para a calibração dos feixes de radiação de uso clínico, precisam apresentar um desempenho condizente com esta exigência.

Os laboratórios padrões internacionais têm-se preocupado, já há alguns anos, em padronizar métodos de calibração para determinação de fatores de calibração dos instrumentos, com atenção especial aos dosímetros clínicos, para serem utilizados em todos os centros de terapia e laboratórios padrões nacionais e internacionais, que possibilitem a realização de intercomparações, visando à obtenção de resultados mais exatos e precisos^[10].

No caso da calibração dos dosímetros clínicos, os fatores de calibração dados em termos de kerma no ar, ou de exposição, devem ser convertidos para termos de dose absorvida no ar ou na água, considerando-se, ainda, alguns fatores de correção, dependendo do tipo

de dosímetro a ser calibrado.

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em Radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de calibração e os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes preliminares, para os dois casos.

Nos sistemas de calibração, os testes realizados referem-se, basicamente, à disposição dos sistemas e de seus acessórios, ao alinhamento dos mesmos, às dimensões do campo de radiação produzido, à uniformidade deste campo de radiação, e à verificação da Lei do Inverso do Quadrado da Distância, que auxilia na determinação da melhor distância para o posicionamento do instrumento a ser calibrado, considerando aquela recomendada.

Nos sistemas de medida devem ser realizados testes de estabilidade a curto e a longo prazos, e testes de corrente de fuga, basicamente, sendo que os resultados obtidos devem obedecer aos limites de variação estabelecidos, de acordo com o propósito para o qual o sistema de medida é utilizado.

4.2. Testes de Controle dos Dosímetros Clínicos

Para a avaliação dos dosímetros clínicos, vários testes de qualificação técnica, recomendados pelo ICRU (1973)^[51], foram feitos para

assegurar o bom desempenho dos dosímetros. Estes testes, chamados aqui de testes de controle, são aplicados após a construção dos instrumentos^[52], antes de sua calibração no Laboratório de Calibração de Instrumentos e, rotineiramente, nas instituições onde os instrumentos são utilizados. Os testes de controle realizados foram: teste de corrente de fuga, de repetibilidade e de estabilidade a longo prazo. Todos estes testes foram realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle padrões citadas no *item 3.3*.

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

4.2.1. Testes Preliminares dos Dosímetros Clínicos

Estes testes incluem os testes de estabilidade e de fuga de corrente das câmaras de ionização.

Nestes testes, a câmara de ionização acoplada ao eletrômetro é exposta a uma fonte de radiação de controle padrão de forma reprodutível, como mostra a **Figura 3.5**.

O teste de estabilidade a curto prazo (repetibilidade) do dosímetro é realizado por meio de uma série de medidas, que consistem na determinação do intervalo de tempo necessário para a obtenção de um valor de referência no eletrômetro. De acordo com as recomendações internacionais (IEC,1982)^[52], o desvio padrão percentual de 10 medidas

consecutivas, que correspondam a uma medida (tomando-se o valor médio), não deve exceder a 0,5%.

No teste de repetibilidade das câmaras analisadas, **sistemas A, B e C**, os valores apresentados foram satisfatórios dentro de 0,5%, limite recomendado pelas normas internacionais.

Realizando-se os testes de repetibilidade periodicamente, ao longo do tempo, sempre sob as mesmas condições geométricas, obtém-se o que se chama de teste de estabilidade a longo prazo (reprodutibilidade). Esta estabilidade pode ser verificada por meio de um gráfico cronológico^[53], onde se registra a variação das medidas obtidas mensalmente, comparadas com a medida de referência (L_0), que é a média das 10 primeiras medidas realizadas com o sistema. Desta forma, pode-se verificar a tendência das medidas obtidas com o sistema, dentro dos intervalos máximos permissíveis de variação, estabelecida pelas normas internacionais específicas.

Inicialmente o sistema de medida deve ser ligado 30 minutos antes do início das medidas para que o mesmo se estabilize^[33,52].

Todas as medidas obtidas, além da correção para as condições ambientais de temperatura e pressão, foram ainda corrigidas considerando-se o decaimento radioativo da fonte de controle¹.

¹ Fator de correção para o decaimento da fonte radioativa de referência: $f = \exp\left[-\left(\ln 2 \cdot \Delta t / T_{1/2}\right)\right]$, onde $T_{1/2}$ é a meia-vida do isótopo da fonte de controle padrão utilizada de ^{90}Sr (28 anos) e Δt é o número de dias decorridos entre a data de referência e a data da medida.

As **Figuras 4.1, 4.2 e 4.3** apresentam os gráficos de estabilidade a longo prazo obtidos para as medidas consecutivas realizadas com os **sistemas A, B e C** utilizados neste trabalho. Analisando-se estas figuras, nota-se que o comportamento geral dos sistemas de medidas em questão apresentam-se satisfatórios e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

As medidas de estabilidade a longo prazo das câmaras de ionização do **sistema A** e do **sistema C**, **Figuras 4.1 e 4.2**, apresentam resultados satisfatórios dentro de 0,5% de variação em relação aos valores tomados como referência, estando portanto perfeitamente dentro das exigências dos protocolos internacionais existentes para estes tipos de câmaras de ionização.

A medida de estabilidade a médio prazo (período de medida de aproximadamente 20 meses) da câmara de ionização do **sistema B**, **Figura 4.3**, apresenta até o momento um resultado satisfatório com um desvio padrão da média em percentagem menor que ao valor referência dentro dos limites recomendados, e o valor de fuga de corrente se mostrou desprezível.

O teste de corrente de fuga consiste em se verificar se o sistema de medida acusa algum sinal (ou leitura) que não seja produzido por ionização no volume sensível da câmara^[53]. Segundo as recomendações internacionais^[52], a variação do valor da corrente de fuga deve ser no máximo igual a $\pm 0,5\%$, para instrumentos de referência, e $\pm 1,0\%$ para instrumentos de campo (padrões terciários e de trabalho), do valor da menor taxa de exposição a que forem submetidos em cada leitura do teste de repetibilidade.

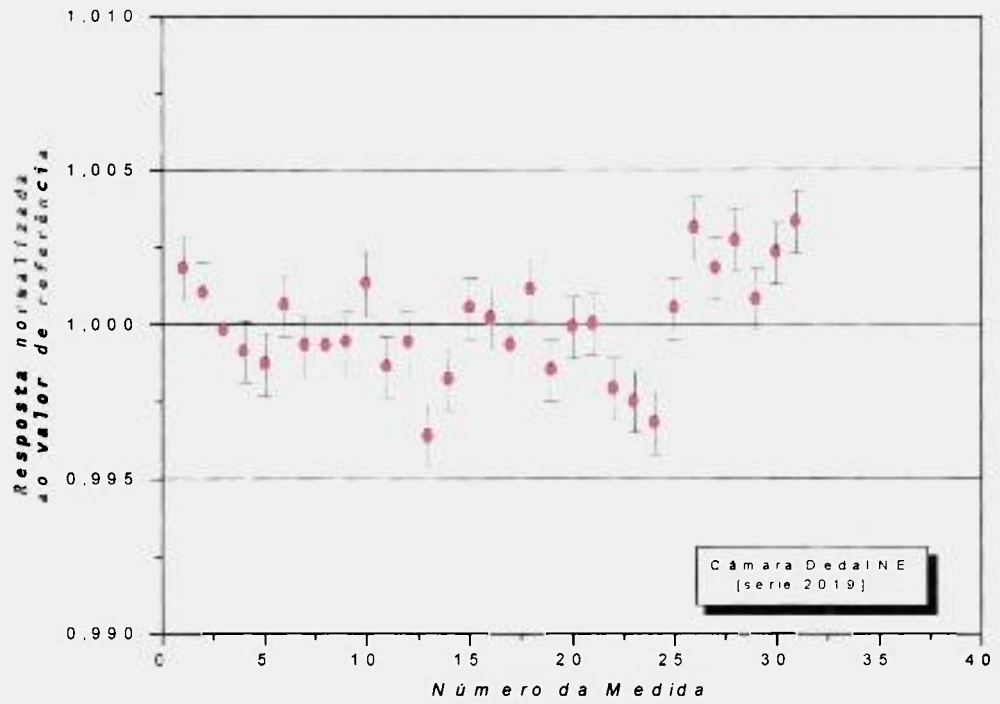


Figura 4.1: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do **sistema A** ($0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 38 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,15%.

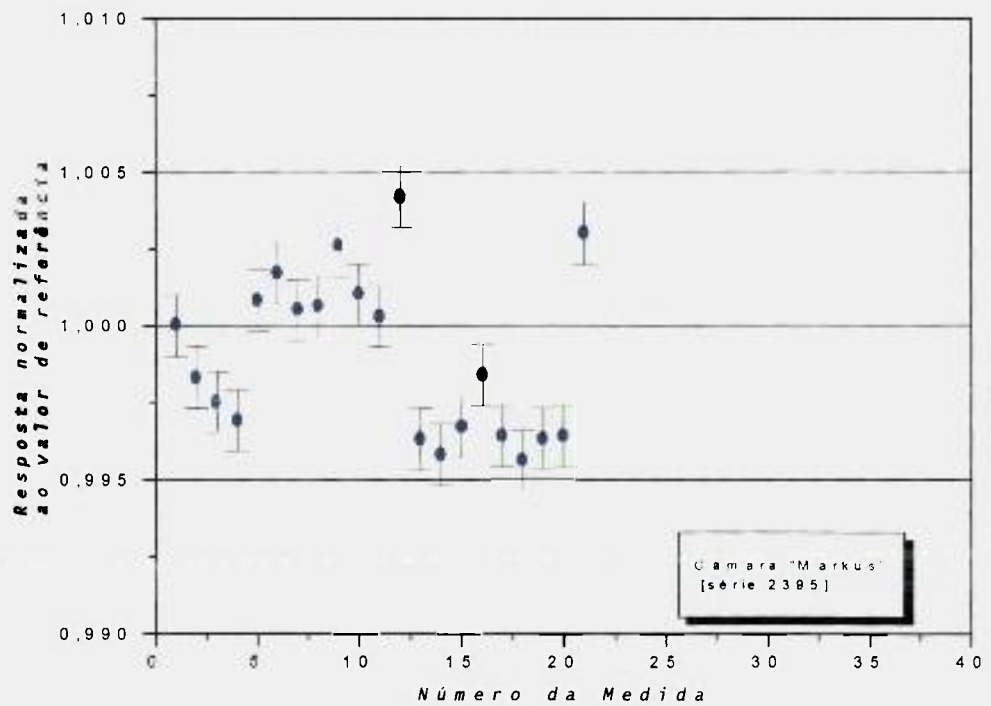


Figura 4.2: Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização do **sistema C** ($0,055 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 30 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,20%.

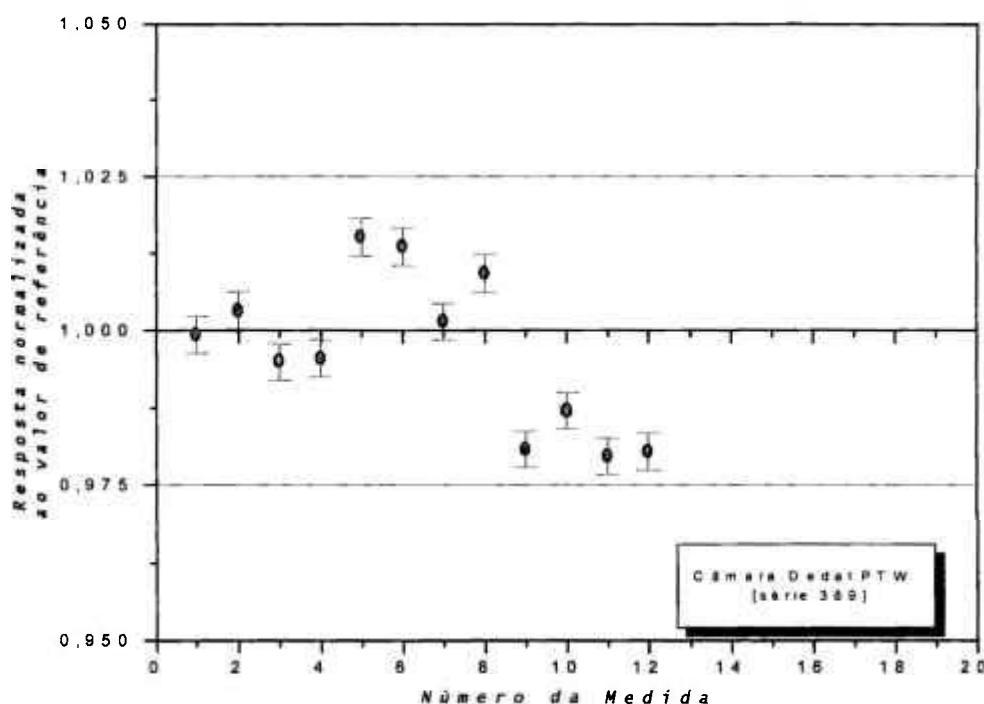


Figura 4.3: Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de ionização do **sistema B** ($0,125 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de aproximadamente 20 meses. Foi obtido um desvio padrão menor que 0,33%.

O teste consiste em se irradiar a câmara de ionização para obter uma certa leitura no eletrômetro, deixando, em seguida, o sistema (câmara + eletrômetro) num ambiente livre de radiação, por um período de, pelo menos, cinco vezes maior que o tempo de irradiação a ser utilizado em cada leitura do teste de repetibilidade (IEC, 1982)^[52].

As medidas de corrente de fuga realizadas com os **sistemas A, B e C** têm-se mantido dentro dos limites estabelecidos, sendo que na maioria dos casos foram consideradas desprezíveis. Isto é esperado, já que a câmara de ionização, os cabos de conexão ao eletrômetro, assim como o próprio eletrômetro, são mantidos em local seco e com sílica gel, para se evitar a produção de cargas devido à presença de umidade, que pode ser

um dos principais responsáveis pela produção da corrente de fuga. O valor máximo de corrente de fuga obtido foi menor que 0,3% para estes sistemas.

4.2.2. Geometria do Feixe de Radiação Gama do ^{60}Co

Uma avaliação das condições de funcionamento dos sistemas de calibração foi necessária, já que a utilização e os propósitos para os quais se aplicam os instrumentos utilizados em Radioproteção e em Radioterapia exigem que suas respostas estejam dentro de limites aceitáveis de exatidão, de acordo com recomendações internacionais específicas, de forma a garantir a confiabilidade nos resultados das medidas obtidas^[30,54].

Essa confiabilidade pode ser assegurada por meio da calibração dos instrumentos, de onde se obtém o fator de calibração, que é um fator multiplicativo que converte o valor indicado nos instrumentos para o que se chama de “valor real” da grandeza medida.

A uniformidade do campo de radiação não deve variar mais que 1,0% para a calibração de instrumentos utilizados em Radioterapia em toda a extensão da área útil de irradiação do instrumento a ser calibrado, e o campo de radiação deve, ainda, apresentar dimensões tais que possa irradiar completa e uniformemente o instrumento a ser calibrado.

A distância exata da fonte-câmara também deve-se analisar segundo recomendações internacionais^[30,54].

4.2.2.1. Verificação da Uniformidade do Campo de Radiação Produzido

A verificação da uniformidade do campo de radiação produzido foi feita por meio do mapeamento do campo ao longo de duas linhas perpendiculares entre si e pertencentes a um mesmo plano normal ao eixo central da fonte de radiação, medindo-se a taxa de exposição com a câmara de ionização posicionada no ar. A posição da câmara é, então, deslocada sobre estes dois eixos até se atingir uma região em que a taxa de exposição sofre um decréscimo de 50%, denominada “Região de Penumbra”. Na realização desta análise, a câmara NE (*Sistema A*) foi posicionada a 100 cm do irradiador da fonte de ^{60}Co , Philips do IPEN. A posição da câmara foi variada em intervalos de 1,0 cm nos dois eixos e cada medida corresponde ao valor médio de três leituras consecutivas corrigidas para as condições ambientais.

Estes resultados podem ser observados na *Figura 4.4*. A resposta encontra-se dentro dos limites aceitáveis de exatidão, de forma a garantir a confiabilidade nos resultados das medidas obtidas^[30] e mostrando que o campo de radiação produzido obedece aos limites de uniformidade estabelecidos pelas recomendações internacionais específicas, para os propósitos de calibração, numa extensão de 60 cm a 100 cm do irradiador de ^{60}Co . Este tamanho de campo é suficiente para se irradiar os instrumentos a serem calibrados.

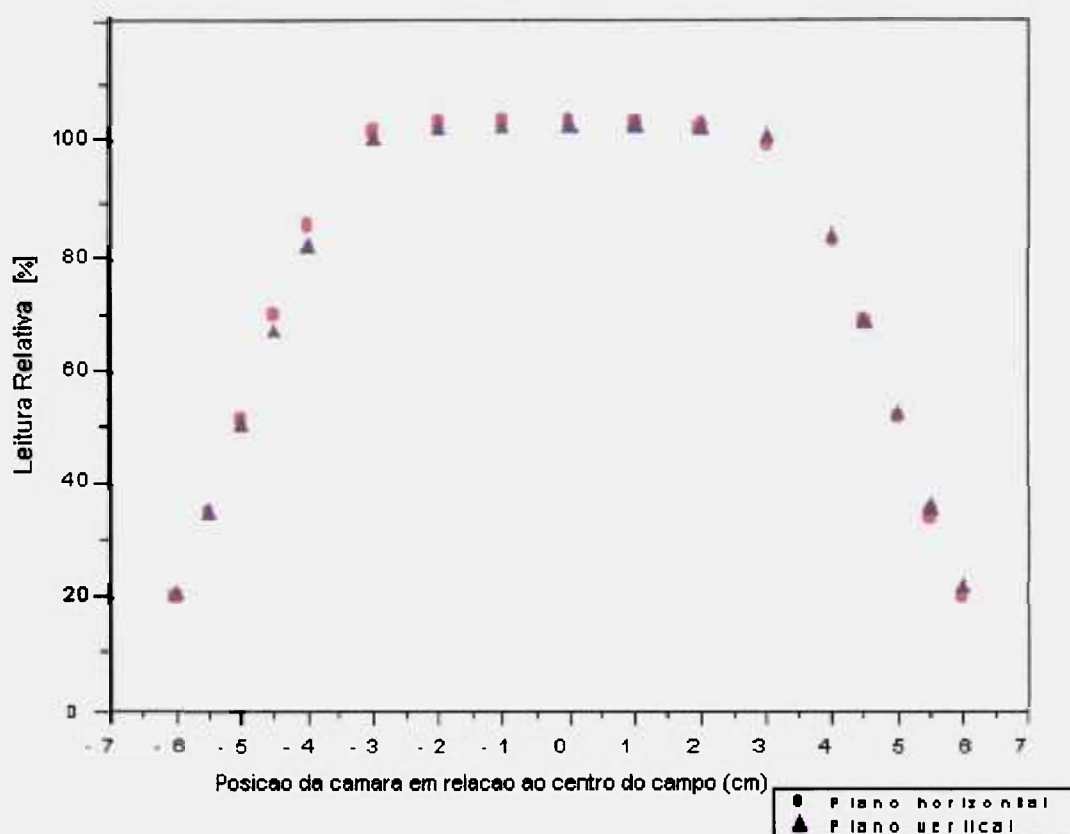


Figura 4.4: Uniformidade do campo de radiação de ^{60}Co , a 100 cm da câmara do *sistema A*

4.2.2.2. Verificação da Distância Fonte-Câmara Real

A radiação espalhada que é produzida em frente à fonte de radiação^[27] causa a impressão de que a fonte está muito próxima do instrumento de medida, devido ao aumento da taxa de exposição, e isto não é verdade. Para uma fonte de radiação com dimensões significativas, este efeito é maior.

A distância correta fonte-câmara (d) pode ser determinada considerando-se^[54]:

$$\dot{X}_{corr} \propto (1/d)^2 \quad (4.1)$$

onde \dot{X}_{corr} : Taxa de exposição corrigida para as condições ambientais de pressão e temperatura; d : distância fonte-câmara (ou distância fonte-instrumento de medida)

Por meio da curva $(\dot{X}_{corr})^{-1/2} \times d$, a posição aparente da fonte de radiação pode ser determinada pela intersecção da curva com o eixo das abcissas, como é mostrado na *Figura 4.5*.

A câmara de ionização (*sistema A*) foi posicionada de forma que o centro de sua janela coincidissem com o centro do conjunto de colimação da fonte de ^{60}Co Philips.

A posição da câmara foi variada entre 70 e 150 cm da fonte, sempre na posição central do campo de radiação. Para cada distância fonte-câmara foram feitas três leituras, onde o valor médio foi tomado como a medida resultante.

Determinou-se que a fonte de radiação está posicionada a 4,30 cm da posição central de sua blindagem, conforme a *Figura 4.5*. Verificou-se que a posição aparente da fonte está em torno de 4% de erro em relação à distância fonte-câmara de 100 cm, que é recomendado pela IAEA, como o mais usual para uma calibração^[4,11,33]. É necessário, portanto, ao se realizar a calibração, diminuir 4,30 cm à distância fonte-câmara da distância estimada antes da verificação da uniformidade e da determinação da posição aparente da fonte.

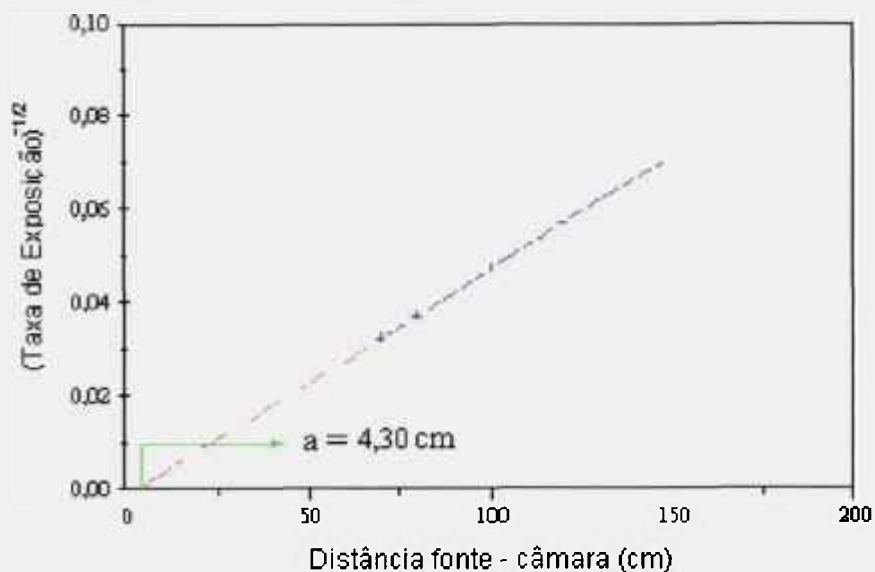


Figura 4.5: Determinação da posição aparente da fonte de ^{60}Co , Philips, utilizando-se o **sistema A** de medida.

4.3 Avaliação das Câmaras de Ionização de Referência (Tipo Cilíndrica) e de Placas Paralelas utilizadas em Feixes de Elétrons

Outros testes operacionais devem ser realizados numa câmara de ionização e seus resultados analisados, já que na prática as condições ideais não se verificam, uma vez que na construção de uma câmara não é possível se conseguir as dimensões exatamente iguais às exigidas pelos protocolos TRS 277 e 381^[4,11].

Em consequência, qualquer variação local do fluxo de radiação na cavidade de ar da câmara de ionização tornar-se-á apreciável.

Os testes operacionais adicionais realizados foram:

- (a) Eficiência de coleção de íons
- (b) Efeito de polaridade
- (c) Dependência energética

4.3.1 Eficiência de Coleção de Íons

O número de íons formados pela radiação incidente e coletados em uma câmara de ionização varia com a tensão aplicada entre seus eletrodos. A curva de saturação de uma câmara, isto é, a carga coletada versus o potencial de coleção aplicado, apresenta uma região inicial de crescimento rápido da corrente com o potencial de coleção e uma outra região seguinte de crescimento suave. Uma curva de saturação ideal ocorreria caso fosse possível coletar todos os íons formados na cavidade de ar da câmara; entretanto, isto não acontece em feixes de intensidade de ionização alta devido ao efeito de recombinação entre íons de sinais opostos dentro da cavidade^[28,40].

A eficiência de coleção de íons, ϵ , de uma câmara de ionização operando sob condições específicas de radiação é uma medida do número de recombinações que ocorrem em sua cavidade de ar. Esta eficiência pode ser calculada pela razão entre a carga total de um sinal, coletada a uma certa tensão, e a carga total liberada dentro da câmara para um dado evento ionizante. A carga total coletada é simplesmente a leitura assinalada pelo eletrômetro, enquanto a carga total liberada representa o número real de ionizações, e está relacionada à intensidade do campo de radiação na posição da câmara.

A correção deste efeito de recombinação é, dentre as várias correções necessárias em dosimetria com câmara de ionização, uma das mais significativas. De acordo com alguns estudos, para feixes de radiação pulsada, esta correção pode superar 2%^[55].

Boag^[4,28,55-58] apresentou um método para a determinação da eficiência de coleção de íons de uma câmara de ionização, chamado "*método de duas tensões*". Este 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 distintos (V_1 e V_2), de forma que a eficiência de coleção possa então ser calculada pela expressão:

$$\varepsilon = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right)}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1} \quad (4.2)$$

Como (Q_1/Q_2) e (V_1/V_2) são conhecidos experimentalmente, a eficiência de coleção pode ser facilmente determinada.

Este método tem sido o mais utilizado para a determinação da eficiência de íons em câmaras de ionização em vários trabalhos e normas^[4,8,11,57-59]. Este método foi seguido neste trabalho.

As câmaras sob teste, dos *sistemas A, C, E₁, E₂, E₃, E₄*, foram irradiadas em feixes de elétrons de energia nominal de 16 MeV, e para taxa de dose nominal de 240 u.m./min ($\cong 242,4$ cGy/min)² utilizando cones de 10x10 cm² (campo:14x14 cm²) e de 15x15 cm² (campo:17x17 cm²) a uma

² u.m. = unidade monitor

distância fonte-superfície de 100 cm, conectadas a seus respectivos eletrômetros. Para todas as medidas, as câmaras foram posicionadas na profundidade máxima de ionização igual a 2,0 cm para energia igual a 16 MeV, conforme TRS 381^[11]. Cada ponto de medida corresponde ao valor médio de cinco leituras consecutivas, com desvio padrão percentual menor que 0,05%.

Na *Tabela 4.1* observa-se que a eficiência de coleção de íons, para as câmaras analisadas, apresentou variações menores que 0,2%, para cada câmara em simuladores com diferentes materiais e diferentes campos de radiação. Portanto todas apresentaram desempenho excelente.

4.3.2 Efeito de Polaridade

O efeito de polaridade pode ser observado pela diferença no número de ionizações produzidas na cavidade da câmara de ionização, quando o sinal da tensão de polarização aplicada ao eletrodo é invertido. Segundo Boag^[40], as causas para a ocorrência do efeito de polaridade são:

1. Variação no volume ativo da câmara de ionização devido à distorção da distribuição da carga espacial do campo elétrico entre os eletrodos. Pode-se minimizar este erro aumentando-se o valor da tensão de coleção;
2. O freamento de alguns elétrons primários pelo eletrodo coletor da câmara. Neste caso, esta carga pode ser adicionada ou subtraída da ionização verdadeira se o efeito não for balanceado pela ejeção dos elétrons de recuo do eletrodo coletor.

Tabela 4.1: Eficiência de coleção de íons (ϵ) das câmaras de ionização analisadas com o acelerador Clinac 2100C

Câmaras de Ionização do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares				Câmaras de Ionização do Hospital Israelita Albert Einstein			
	Simulador	Cone [cm ²]	ϵ (%)	Câmaras	Simulador	Cone [cm ²]	ϵ (%)
CILÍNDRICA (0,6 cm ³) [Sistema A]	PMMA	10x10	99,62	CILÍNDRICA (0,6 cm ³) [Sistema E₂]	PMMA	10x10	99,74
		15x15	99,61			15x15	99,74
	ÁGUA	10x10	99,64		ÁGUA	10x10	99,77
		15x15	99,67			15x15	99,80
	IAEA	10X10	99,61				
MARKUS (0,055 cm ³) [Sistema C]	PMMA	10x10	99,93	MARKUS (0,055 cm ³) [Sistema E₃]	PMMA	10x10	99,97
		15x15	99,93			15x15	99,87
	ÁGUA	10x10	99,93		ÁGUA	10x10	99,84
		15x15	99,97			15x15	100,00
	IAEA	10X10	100,00				
IPEN (0,056 cm ³) [Sistema E₁]	PMMA	10x10	99,89	HOLT (1,0 cm ³) [Sistema E₄]	PMMA*	10x10	99,87
		15x15	100,00			15x15	99,87

* As medidas com a câmara Holt foram realizadas neste trabalho num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

Para que este efeito seja corrigido, a abordagem internacionalmente aceita consiste em se tomar o valor médio entre as leituras à polaridade negativa (Q_-) e à polaridade positiva (Q_+). O resultado é tomado como a ionização média real, Q_{real} .^[40]

$$Q_{real} = \frac{|Q_-| + |Q_+|}{2} \quad (4.3)$$

O fator de correção para as leituras, F_{pol+} , pode ser expresso pela seguinte expressão^[20]:

$$F_{pol+} = \frac{|Q_-| + |Q_+|}{2|Q_+|} \quad (4.4)$$

Nos procedimentos de dosimetria com câmaras de ionização de placas paralelas este efeito de polaridade representa uma fonte de incerteza consideravelmente grande, e segundo os relatórios NACP^[7] e IAEA^[11], este pode ser definido também como:

$$\frac{\Delta Q}{Q} = \frac{|Q_+| - |Q_-|}{|Q_+| + |Q_-|} \quad (4.5)$$

A resposta da câmara de ionização pode apresentar uma influência do tamanho do campo irradiado sobre o efeito de polaridade. Isto acontece devido à interação da radiação com o material dielétrico do cabo que a conecta ao eletrômetro. Estas interações contribuem para uma leitura falsa nas medidas realizadas durante os procedimentos de dosimetria de feixes de radiação (dosimetria clínica).

As calibrações feitas com câmaras de ionização ocorrem em uma geometria fixa de referência, onde parte do cabo de conexão é exposto à

radiação. Entretanto, quando uma geometria diferente é necessária nas várias situações que ocorrem na dosimetria clínica, diferentes tamanhos de cabo podem ser irradiados. Dessa forma, pode ocorrer uma alteração significativa das medidas, fornecendo resultados incorretos.

Avaliações deste tipo já foram feitas por alguns autores em câmaras cilíndricas^[60,61] e para a câmara de placas paralelas Markus em feixes de 9 e 22 MeV de elétrons^[62].

Neste teste, foram utilizados cones localizadores com os seguintes tamanhos: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 e 25x25 cm². Cada ponto de medida corresponde ao valor médio de três leituras consecutivas corrigidas para as condições ambientais, com desvio padrão percentual inferior a 0,05%, que é desprezível.

Na **Tabela 4.2** pode-se observar que a variação do efeito de polaridade para as câmaras de ionização de placas paralelas dos **sistemas C, E₁ e E₄**, respectivamente nos dois métodos analisados, depende do tipo e do volume de cada câmara de ionização no intervalo de energia de 6 a 16 MeV.

No caso dos **sistemas C e E₄**, a variação é menor que 1,4%, e para o **sistema E₁** esta variação não ultrapassa 2,5%.

Tabela 4.2: Variação do efeito de polaridade nas câmaras de ionização de placas paralelas analisadas no acelerador Clinac 2100C

Câmaras de ionização	Métodos de Boag (1966) ^[40] e Havercroft (1994) ^[20]		Métodos NACP (1981) ^[7] e TRS 381 (1997) ^[11]	
	Energia [MeV]	Variação [%]	Energia [MeV]	Variação [%]
Markus [Sistema C]	6	1,4	6	1,4
	9	< 1,0	9	< 1,0
	12	1,4	12	1,4
	16	1,4	16	1,4
IPEN [Sistema E ₁]	6	2,0	6	2,0
	9	2,0	9	2,0
	12	2,5	12	2,5
	16	0,6	16	0,6
Holt [Sistema E ₄]	6	0,5	6	0,5
	9	0,1	9	< 0,1
	12	0,1	12	< 0,1
	16	0,1	16	< 0,1

4.3.3 Fator de Correção de Fluência

O fator de correção de fluência das radiações dos *sistemas C, E₁ e E₄* (câmaras de ionização de placas Markus, IPEN e Holt) foi avaliado por comparação com a câmara de ionização cilíndrica NE 2505 (*sistema A*).

Foram feitas irradiações com o mesmo número de unidades da câmara monitora de dose para cada feixe com cada uma das câmaras de ionização localizadas em $D_{máx}$ (dose absorvida máxima) ou R_{100} (definido no item 2.6) para cada um dos feixes testados, conforme o protocolo TRS 381^[11], que constitui uma complementação do protocolo TRS 277^[4,10]. Neste trabalho foram utilizadas as metodologias apresentadas nos dois protocolos.

A *Figura 4.6* apresenta um diagrama da montagem experimental utilizada para estas medidas. As doses absorvidas foram determinadas por intermédio de cada uma das câmaras de ionização, sendo que os valores de $N_{D,ar}$ adotados para as câmaras de ionização de placas paralelas foram aqueles calculados para o feixe de elétrons de energia nominal de 16 MeV, por intercomparação com a câmara de ionização cilíndrica, do *sistema A*.

Para a determinação dos fatores de correção para fluência tem-se:

$$F = \frac{D^{cil}}{D^{pp}} \quad (4.6)$$

$$D^{cil} = (M.N_{D,ar}.P_u.P_{cel})^{cil} \quad \text{e} \quad D^{pp} = (M.N_{D,ar}.P_Q)^{pp}$$

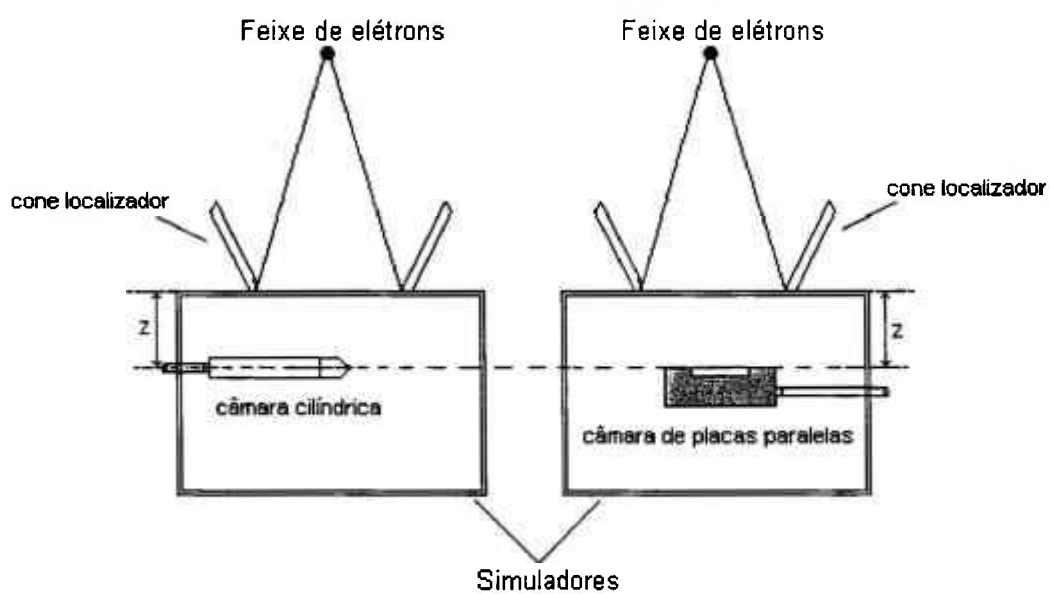


Figura 4.6: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de elétrons de energias diferentes para um tamanho de cone localizador de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 100 cm de distância fonte-superfície e profundidade z variável de acordo com a energia do feixe.

onde os índices *cil* e *pp* se referem às câmaras cilíndricas e de placas paralelas, e os outros fatores têm os significados já definidos no item 2.7.3. Os parâmetros empregados no cálculo estão na **Tabela 4.3**. Na **Tabela 4.4** estão todos os fatores de correção de influência obtidos para as câmaras de ionização de placas paralelas analisadas neste estudo. A **Tabela 4.5** apresenta a variação destes fatores.

As câmaras de ionização de placas paralelas apresentarem uma dependência energética desprezível.

4.4 Calibração de Dosímetros Clínicos

A maioria das recomendações nacionais e internacionais sobre dosimetria tem reconhecido as vantagens do uso das câmaras de ionização de placas paralelas para a dosimetria de feixes terapêuticos, especialmente para feixes de elétrons de energias baixas. As características da construção, principalmente considerando a forma e tamanho do volume de coleção de cargas, fazem com que este tipo de instrumento seja teoricamente ideal para medidas de ionização nas regiões com gradiente de dose na direção do feixe ou sempre que a incerteza na posição do ponto efetivo de medida da câmara de ionização deverá ser minimizada.

Tabela 4.3: Fatores de correção empregados no cálculo da análise da dependência energética, utilizando dois protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para obter E_z conforme **Tabela 3.1** para os fatores P_u e P_Q

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Correção				
		P_{cel}	P_u		P_Q	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica	A	0,998	0,985	0,983	---	---
Markus	C	---	---	---	0,999	0,999
IPEN	E ₁	---	---	---	1,000	1,000
Holt	E ₄	---	---	---	1,000	1,000

P_{cel} - fator que leva em conta a "não equivalência de ar" do material no eletrodo central de uma câmara de ionização.

P_u - fator de perturbação da câmara de ionização.

P_Q - fator de perturbação total da câmara de ionização para medidas em simuladores.

No TRS 277, $E_z = 12,00$ MeV e no TRS 381, $E_z = 11,19$ MeV (ver **Tabela 3.1**), onde E_z é a energia média na profundidade de referência num simulador; observa-se que para uma energia nominal de 16 MeV, E_z pode variar dependendo do protocolo.

Tabela 4.4: Fatores de correção de fluência da radiação das câmaras de ionização de placas paralelas utilizando os protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para obter E_z , conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	Energia (MeV)	Profundidade de referência (cm)	Protocolos			
				TRS 277		TRS 381	
				10x10 cm ²	15x15 cm ²	10x10 cm ²	15x15 cm ²
Markus	C	6,0	1,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		9,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		12,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
		16,0	2,0	0,998	0,981	1,003	0,985
IPEN	E ₁	6,0	1,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		9,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		12,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		16,0	2,0	1,001	0,985	1,005	0,989
Holt	E ₄	6,0	1,0	1,001	0,985	1,005	0,989
		9,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		12,0	2,0	1,000	0,985	1,005	0,989
		16,0	2,0	1,001	0,985	1,005	0,989

Tabela 4.5: Dependência energética (%) das câmaras de ionização de placas paralelas entre 6 e 16 MeV de energia de feixes de elétrons

Câmaras de ionização	Sistemas	Cones [cm ²]	Protocolos	
			TRS 277	TRS 381
Markus	C	10 x 10	0,01	0
		15 x 15	0	0
IPEN	E ₁	10 x 10	0	0,01
		15 x 15	0,01	0,01
Holt	E ₄	10 x 10	0	0,01
		15 x 15	0,01	0,01

A falta de recomendações detalhadas no relatório IAEA - TRS 277^[4] para a determinação do fator de calibração da câmara em dose absorvida no ar, $N_{D,ar}$, destas câmaras^[11] fez com que fossem realizados estudos diferentes. Um deles utilizou o protocolo da AAPM em 1983^[2], admitindo que as câmaras de ionização cilíndricas são amplamente utilizadas, e que os métodos para suas calibrações em termos de exposição no ar são bem determinadas. Não se pode dizer o mesmo das câmaras de ionização de placas paralelas. Para estas câmaras, um método alternativo foi apresentado baseado na intercomparação de medidas num simulador com uma câmara cilíndrica calibrada num feixe de elétrons de energias altas^[11,23]. A partir deste estudo várias propostas foram desenvolvidas, sendo que a recomendação internacional é a utilização do protocolo TRS 381^[11].

Com este propósito é que atualmente se emprega o simulador de água³ para as medidas de dose absorvida na água, sendo o material recomendado por todos os protocolos de dosimetria para simular as propriedades de atenuação do tecido humano. É também o meio de referência para o qual a calibração em termos da dose absorvida é especificada. Na dosimetria de elétrons, a maioria dos protocolos permite que sejam empregados simuladores de plásticos^[4,5,7,10,11].

Os simuladores plásticos também são recomendados para as câmaras de ionização que não são impermeáveis; neste caso o material do simulador deve ser semelhante ao da câmara, conforme recomendações internacionais^[2,4,10,11,12,23,46].

³ A água é recomendada como um meio padrão para medidas de dose absorvida tendo em vista que a distribuição da dose absorvida na água e no tecido mole humano serem similares para irradiações com feixes de elétrons. O tamanho padrão recomendado para um feixe de fótons é um cubo de 30 cm de aresta. Este é conveniente para qualquer energia e para a maioria das simulações clínicas^[9].

No caso da dose absorvida na água, determinada por intermédio de câmaras de ionização cilíndricas ou de câmaras de placas paralelas, utiliza-se a mesma equação (*equação 2.23*), conforme o formalismo dos atuais protocolos de dosimetria.

Nas condições de referência (*Tabela 4.6*), pode-se observar nas *Tabelas 4.7 e 4.8* as taxas de dose absorvida na água tanto para as câmaras de ionização cilíndricas como para as de placas paralelas em feixes de radiação gama do ^{60}Co e em feixes de elétrons, respectivamente. Em feixes de radiação de ^{60}Co , cada valor corresponde à média de várias taxas de dose absorvida, obtidas em diferentes datas, com uma incerteza máxima de 0,6%. Os resultados apresentados são satisfatórios de acordo com as recomendações dos protocolos, em especial ao relatório IAEA TRS 381^[11], que estabelece as condições de referência para a calibração de câmaras de ionização de placas paralelas em feixes de radiação gama de ^{60}Co e feixes de elétrons de 16 MeV, respectivamente. A incerteza máxima foi de 0,12% para este tipo de câmara.

Tabela 4.6 - Condições de referência para os feixes de radiação gama de ^{60}Co e os feixes de elétrons

	^{60}Co [IPEN]	Elétrons [HIAE]
Simulador de água		
Dimensões (cm ³)	30 x 30 x 30	40 x 40 x 40
Simulador sólido ^[a]		
Dimensões (cm ³)	30 x 30 x 20	30 x 30 x 20
Campo de radiação (cm ²)	10 x 10	14 x 14
Distância fonte-câmara (cm)	100	- - -
Distância fonte-superfície (cm)	- - -	100
Profundidade de referência no simulador	5 cm ^[b] (ou 5 g.cm ⁻²)	2 cm ^[c]

[a] Simulador sólido - conjunto de placas de PMMA de 30 x 30 x 1 cm³ cada; este material foi escolhido devido às características da câmara de placas paralelas, modelo PTW/Markus (*Sistema C*).

[b] No simulador sólido ou de placas de PMMA, esta profundidade é equivalente a 4,74 cm, pois 1mm de água corresponde a 0,874 mm de PMMA.

[c] Conforme ref.[11], corrigida para o plástico

Tabela 4.7 - Taxas de dose absorvida em feixes de radiação gama de ^{60}Co em simuladores de água com dimensões de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ (**sistemas A, C, D, E₂ e E₃**) e de PMMA com dimensões de $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^2$ (**sistemas A, C, E₁, E₃ e E₄**). Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma ⁽¹⁾	\dot{D}_{corr} [mGy/min]	
			Simulador de água	Simulador de PMMA
Cilíndrica NE	A	TRS 277/381	95,67	93,80
		DIN	95,12	93,79
Placas Paralelas Markus	C	TRS 277/381	93,45	93,56
		DIN	93,44	93,55
Cilíndrica NE	D (câmara de referência)	TRS 277/381	95,43	NM ⁽²⁾
		DIN	95,41	NM
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	TRS 277/381	---	94,22
		DIN	---	94,21
Cilíndrica PTW	E ₂	TRS 277/381	94,56	NM
		DIN	94,56	NM
Placas Paralelas Markus	E ₃	TRS 277/381	93,56	92,02
		DIN	93,55	92,02
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	TRS 277/381	---	91,65
		DIN	---	91,65

⁽¹⁾ Leituras das câmaras de ionização corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar; e para o efeito de correção da recombinação (P_s); este pode ser obtido por meio de dois protocolos: pelos TRS 277 e TRS 381^[4,11] onde se tem a curva de SEFM^[6] e pelo DIN (Deutsches Institut für Normung)^[6,3] pela expressão:

$$P_s = \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - 1 \right] / \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - \left(\frac{v_1}{v_2} \right) \right]$$

⁽²⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽³⁾ As câmaras dos **sistemas E₁ e E₄** não são impermeáveis

Tabela 4.8 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (**sistemas A, B, C, E₂ e E₃**) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ cm² (**sistemas A, C, E₁, E₂, E₃ e E₄**). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para obter E_z, conforme **Tabela 3.1**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones [cm ²]	D_{corr} [Gy]			
			Simulador de água		Simulador de PMMA	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica NE	A	10 x 10	1,042	1,042	1,045	1,045
		15 x 15	1,024	1,024	1,028	1,028
Cilíndrica PTW	B	10 x 10	1,040	1,040	NM ⁽¹⁾	NM
		15 x 15	1,028	1,027	---	---
Placas Paralelas Markus	C	10 x 10	1,035	1,033	1,039	1,037
		15 x 15	1,018	1,015	1,023	1,021
		10 x 10 ⁽²⁾	1,057	1,054	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	10 x 10	---	---	1,043	1,041
		15 x 15	---	---	1,027	1,025
Cilíndrica PTW	E ₂	10 x 10	1,041	1,041	1,047	1,047
		15 x 15	1,023	1,023	1,029	1,029
Placas Paralelas Markus	E ₃	10 x 10	1,036	1,034	1,039	1,037
		15 x 15	1,018	1,016	1,023	1,021
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	10 x 10	---	---	1,044	1,041
		15 x 15	---	---	1,027	1,025

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ As câmaras dos **sistemas E₁ e E₄** não são impermeáveis

Para se verificar a diferença nas taxas de dose absorvida determinadas utilizando-se dois simuladores de água com dimensões diferentes, um da IAEA e outro da PTW, foram realizadas medidas com os simuladores num campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e a câmara de placas paralelas do *sistema C*. Foi possível observar uma variação percentual de 2,1% nas medidas das taxas de dose absorvida.

De acordo com o formalismo destes protocolos, emprega-se um fator de calibração em termos de dose absorvida para o ar, N_D ou $N_{gás}$, específico para a câmara (item 2.7.2).

Os quatro *procedimentos* que podem ser empregados para a determinação de N_D para câmaras de ionização de placas paralelas têm sido discutidos por vários autores^[15,23,46,47].

O *primeiro procedimento* consiste na calibração da câmara de ionização de placas paralelas contra uma câmara cilíndrica, com N_D conhecido, em um feixe de elétrons de energia superior a 18 MeV à profundidade de dose absorvida máxima $D_{máx}$. Em feixes de elétrons desta faixa de energia, em geral, o fator de correção de fluência de elétrons de câmaras cilíndricas é considerado igual a 1^[11].

O *segundo procedimento* aplica o mesmo formalismo utilizado para as câmaras cilíndricas e calibra-se a câmara de ionização de placas paralelas em termos de kerma no ar, K_{ar} , no feixe de radiação gama do ^{60}Co ^[7]. A câmara é posicionada de tal maneira que o centro de sua cavidade de ar esteja no ponto onde K_{ar} é conhecido. A razão entre K_{ar} e a resposta da câmara fornece o valor de N_k para a câmara. A partir do fator N_k determinado, N_D é calculado de acordo com a equação 2.20. Neste

método é necessário que sejam conhecidos os fatores k_{att} e k_m (equação 2.20) da câmara de placas paralelas.

O *terceiro procedimento* de calibração utiliza também um feixe de radiação gama de ^{60}Co ^[7]. A calibração é feita contra uma câmara cilíndrica de N_D conhecido em profundidade (5 g/cm^2) em um simulador de mesmo material da câmara de placas paralelas, que permite considerar o fator P_{wall} (equações 2.23 e 2.24) igual a 1, e/ou em um simulador de água onde o fator P_{wall} é dado pelo protocolo TRS 381^[10,11].

Um *quarto procedimento* de calibração foi ainda discutido^[23,46]; este utiliza um feixe de radiação gama de ^{60}Co . A calibração é feita na situação de dose máxima num simulador de PMMA. A câmara de placas paralelas é colocada com a superfície frontal da cavidade numa profundidade de aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^2$ em um simulador de PMMA. A distância fonte-câmara e o tamanho do campo são os mesmos que para o método de calibração no ar. A comparação é feita com uma câmara cilíndrica irradiada em ar livre.

Duas condições experimentais foram utilizadas para a determinação do fator N_D das câmaras sob teste:

- (i) Calibração em um feixe de elétrons de 16 MeV contra uma câmara de ionização cilíndrica de N_D conhecido;
- (ii) Calibração em um feixe de radiação gama de ^{60}Co contra uma câmara de ionização cilíndrica de N_D conhecido.

A expressão^[11] utilizada para a determinação do fator de calibração da câmaras de placas paralelas, ($N_{D,ar}^{pp}$) foi:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{Ref} \cdot \frac{M^{Ref}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{Ref} \cdot P_{cel}^{Ref} \cdot P_{dis}^{Ref}}{P_{wall}^{pp}} \quad (4.7)$$

onde:

$N_{D,ar}^{pp}$ = fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida no ar;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($f_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)⁴;

P_{wall}^{Ref} = fator de correção da parede da câmara cilíndrica de referência;

P_{cel}^{Ref} = fator que leva em conta a “não equivalência de ar” do material no eletrodo central de uma câmara de ionização;

P_{dis}^{Ref} = fator de deslocamento do ponto efetivo da câmara e é igual a $1 - 0,004 \cdot r$, onde r é o raio interno da câmara de referência em mm^[7];

P_{wall}^{pp} = fator de correção da parede da câmara de placas paralelas.

⁴ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos; TRS 277^[4] onde se tem a curva de SEFM^[8] e pelo DIN^[63] pela expressão:

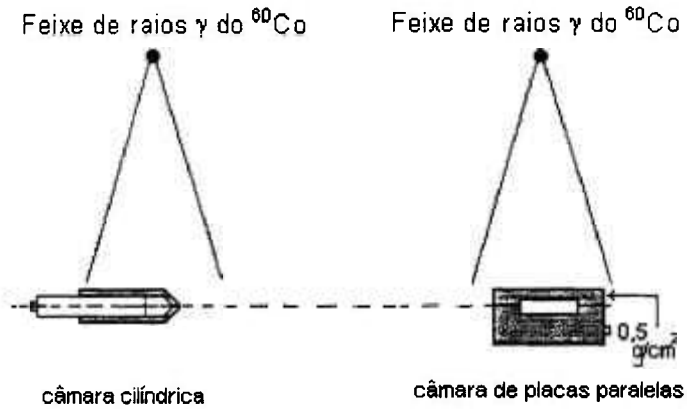
4.4.1 Calibração em Feixes de Radiação de ^{60}Co

Segundo os protocolos internacionais, foram realizadas várias investigações para se definir um procedimento para a determinação do fator de calibração em termos de dose absorvida no ar, N_D^{pp} , em feixes de radiação gama de ^{60}Co para câmaras de placas paralelas. Foram testadas quatro condições diferentes^[11,23,46]. A **Figura 4.7** apresenta um diagrama das montagens experimentais deste estudo.

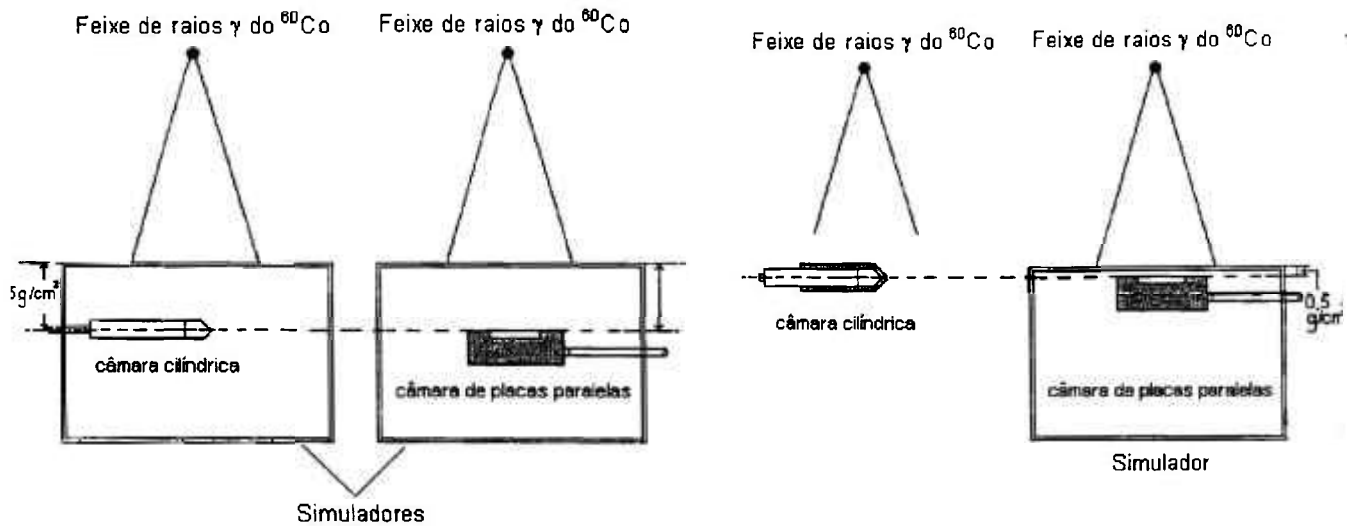
Método I - Calibração no ar.

Neste método o procedimento é análogo ao da calibração no ar com as câmaras de ionização cilíndricas com uma capa de equilíbrio eletrônico ($\sim 0,5 \text{ g/cm}^2$), onde a câmara é posicionada ao ar livre, com seu eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação, com o auxílio de um campo de luz do próprio irradiador. Após o posicionamento da câmara para irradiação, esta é conectada ao eletrômetro e devidamente polarizada, permanecendo o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação.

Antes de se efetuarem as medidas com o sistema de medida, a câmara é pré-irradiada com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de se garantir a estabilidade de sua resposta, bem como eliminar as possíveis cargas acumuladas na câmara e/ou em sua capa de equilíbrio eletrônico.



Método I



Métodos II e III

Método IV

Figura 4.7: Representação esquemática da montagem experimental para a calibração das câmaras de ionização em feixes de radiação gama de ^{60}Co para um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à distância de 100 cm e profundidade z variável, de acordo com a investigação analisada.

Cada fator de calibração foi obtido de uma média de no máximo cinco medidas, com todas as correções necessárias. As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm;
- (ii) Campo de 10 x 10 cm²;
- (iii) Medidas realizadas no ponto de referência da câmara cilíndrica (isto é , no centro do volume sensível da câmara).

A **Tabela 4.9** apresenta os fatores de calibração no ar das câmaras de ionização cilíndricas dos **sistemas A, B e E₂**, calibradas com a câmara de referência (**sistema D**). Uma incerteza total máxima associada ao fator de calibração em termos de dose absorvida no ar, estimada para um nível de confiança de 95% é de 1,1% nas calibrações com câmaras de ionização cilíndricas no ar, dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[11,33].

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

Nas calibrações das câmaras de ionização de placas paralelas, os cálculos para a análise foram realizados seguindo duas metodologias:

A : Os fatores de calibração foram determinados em termos de kerma no ar para as câmaras de placas paralelas, dos **sistemas C, E₁ e E₃**, utilizando-se fatores de calibração em termos de kerma no ar, conhecidos (N_k^{Ref}) das câmaras de referência de trabalho (**sistemas A e D**) e tomando-

Tabela 4.9 - Fatores de calibração das câmaras de ionização cilíndricas. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Calibração		
		N_k [mGy/nC]	N_x [mC/kg.ue]	$N_{D,Ar}$ [mGy/nC]
Cilíndrica NE [0,6 cm ³]	A	40,67	1,19	39,78
Cilíndrica PTW [0,125 cm ³]	B	277,62	8,15	269,31
Cilíndrica PTW [0,6 cm ³]	E ₂	46,10	1,35	44,70

N_k : em termos de kerma no ar

N_x : em termos de exposição

$N_{D,Ar}$: em termos de dose absorvida no ar

se leituras com as duas câmaras, de referência (M^{Ref}) e de placas paralelas (M^{pp}):

$$N_k^{pp} = N_k^{Ref} \cdot [M^{Ref} / M^{pp}] \quad (4.8)$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (4.8), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \quad (4.9)$$

onde:

N_k - fator de calibração em termos de kerma no ar;

$N_{D,Ar}$ - fator de calibração em termos de dose absorvida no ar;

pp e Ref - índices que se referem às câmaras de ionização de placas paralelas em estudo e às câmaras de ionização de referência;

g - é a fração da energia liberada que é dissipada como "Bremsstrahlung" (radiação de freamento) no ar e é aproximadamente 0,3% para radiação gama do ^{60}Co ;

k_{att} - fator conhecido que leva em conta a atenuação (absorção e espalhamento) nas paredes de uma câmara de ionização irradiada durante a calibração;

k_m - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" (na calibração) dos materiais da parede e capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização.

B : Os fatores de calibração foram determinados em termos de kerma no ar para as câmaras de placas paralelas, dos *sistemas C, E₁ e E₃*, utilizando-se fatores de calibração em termos de kerma no ar, conhecidos (N_k^{Ref}) das câmaras de referência de trabalho (*sistemas A e D*) e tomando-se leituras com a câmara de placas paralelas (M^{pp}):

$$K_{ar}^{Ref} = N_k^{Ref} \cdot M^{Ref}$$

$$N_{k,ar}^{pp} = K_{ar}^{Ref} / M^{pp} \quad (4.10)$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (4.10), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \quad (4.11)$$

onde todos os fatores são conhecidos.

Na **Tabela 4.10** são apresentados os fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas em termos de kerma no ar, de exposição e de dose absorvida no ar, obtidos pelo **Método I**. Uma incerteza total máxima associada ao fator de calibração, em termos de dose absorvida no ar, foi estimada em 2,7% nas calibrações no ar com câmaras de ionização de placas paralelas, dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[4,11]. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza menor que 1,0%.

Uma análise da resposta da câmara de placas paralelas do **sistema E₃** com a da câmara cilíndrica do **sistema E₂** mostrou uma variação percentual de 1,4% em relação à câmara de referência do **sistema A**.

Não foi possível calibrar a câmara de placas paralelas do sistema E₄, já que esta não possui capa de equilíbrio eletrônico e é inserida numa placa de poliestireno.

Tabela 4.10 - Fatores de calibração das câmaras de ionização de placas paralelas determinados pelo *Método I*. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN em feixes de ^{60}Co

Câmaras de Ionização	Sistemas	Fatores de Calibração		
		N_k [mGy/nC]	N_x [mC/kg.ue]	$N_{D,Ar}$ [mGy/nC]
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	C	482,27 ⁽¹⁾	14,16 ⁽¹⁾	473,61 ⁽¹⁾
Placas Paralelas IPEN [0,056 cm ³]	E ₁	321,83 ⁽¹⁾	9,45 ⁽¹⁾	316,05 ⁽¹⁾
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	E ₃	436,50 ⁽²⁾	12,81 ⁽²⁾	428,70 ⁽²⁾

N_k : em termos de kerma no ar

N_x : em termos de exposição

$N_{D,Ar}$: em termos de dose absorvida no ar

⁽¹⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema D**

⁽²⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema A**

Método II - Calibração no simulador de água numa profundidade de 5 g/cm².

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN não possui um simulador de grafite, recomendado internacionalmente, portanto este método foi modificado para um simulador de água já que este material é um dos mais indicados para se obter a dose absorvida em simulador^[11].

A câmara de placas paralelas foi calibrada em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada dentro de um simulador de água. As câmaras são posicionadas alternativamente numa profundidade de referência num simulador, e o fator $N_{D,Ar}$ desconhecido é obtido da comparação das doses absorvidas com as duas câmaras.

Neste método, o ponto efetivo de medidas para as câmaras fica a uma profundidade de referência de 5 cm, isto é, o centro da superfície frontal da cavidade de ar da câmara de placas paralelas é definido num ponto efetivo da câmara cilíndrica, que é igual a $0,6.r$ na frente do centro da câmara (r é o raio da cavidade). Porém, por razões práticas, coloca-se o centro da câmara cilíndrica numa profundidade de 5 cm e faz-se a correção para o efeito de deslocamento com um fator (P_{dis}^{Ref}). Este fator de deslocamento garante que o centro de qualquer câmara de ionização cilíndrica usada num simulador esteja numa mesma profundidade, independente do diâmetro da câmara. As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm;
- (ii) Campo de 10 x 10 cm²;

(iii) Medidas realizadas no centro de referência da câmara cilíndrica de referência e nas câmaras de placas paralelas no ponto efetivo de medida destas na profundidade de referência de 5 g/cm^2 .

Por meio da expressão (4.7) foi obtido $N_{D,Ar}$ para a câmara de placas paralelas. Os resultados serão apresentados em conjunto com os do **Método III**.

Método III - Calibração no simulador sólido numa profundidade de 5 g/cm^2 .

A metodologia empregada é a mesma que a do **Método II**, fazendo correção na leitura da medida, $M_{plást}$, realizada num simulador de placas sólidas.

Por meio da expressão (4.7) tem-se $N_{D,Ar}$ para a câmara de placas paralelas, sendo necessária a correção da leitura de medida ($M_{plást}$):

$$M^{pp} = M_{plást}^{pp} \cdot h_m \quad (4.12)$$

onde $h_m = 1,00975$ para uma profundidade máxima; no caso do ^{60}Co são 5 cm de água)

Na **Tabela 4.11** são apresentados os fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar, determinados utilizando-se um simulador de água e placas de PMMA, obtidos pelos **Métodos II e III** com os **sistemas A, C e E₁** do IPEN e na **Tabela 4.12**

Tabela 4.11 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN - $N_{D,ar}$ [mGy/nC], utilizando simuladores de água e de PMMA, conforme **Tabela 4.6**, e a câmara de referência NE do **sistema D**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma	$N_{D,ar}$ [mGy/nC]	
			Método II (em Água)	Método III (em PMMA)
Cilíndrica NE [0,6 cm ³]	A	TRS-277/381 DIN	40,32	40,61
			40,54	40,83
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	C	TRS-277/381 DIN	473,27	473,52
			473,27	473,77
Placas Paralelas IPEN [0,056 cm ³]	$E_1^{(1)}$	TRS-277/381 DIN	---	312,71
			---	310,97

⁽¹⁾ A câmara do **sistema E₁** não é impermeável

Tabela 4.12 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinadas em feixes de ^{60}Co . Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN - $N_{D,ar}$ [mGy/nC], utilizando simuladores de água e de PMMA, conforme **Tabela 4.6**, e a câmara de referência NE do **sistema A**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Norma	$N_{D,ar}$ [mGy/nC]	
			Método II	Método III
Cilíndrica PTW [0,6 cm ³]	E ₂	TRS-277/381 DIN	46,03	45,74
			46,03	45,73
Placas Paralelas PTW [0,055 cm ³]	E ₃	TRS-277/381 DIN	448,46	439,05
			448,42	439,01
Placas Paralelas Holt [1,00 cm ³]	E ₄ ⁽¹⁾	TRS-277/381 DIN	---	25,91
			---	25,91

⁽¹⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

estão os fatores de calibração dos *sistemas* E_2 , E_3 e E_4 do HIAE, respectivamente.

Nestas tabelas é possível observar que ao se comparar simultaneamente os *Métodos II e III* de calibração, o comportamento da câmara de ionização de placas paralelas do *sistema C* pode ser considerado excelente, com uma variação percentual entre os dois métodos de 0,05%. O *sistema E₃* quando calibrado versus a câmara cilíndrica (*sistema E₂*) do próprio usuário, previamente calibrada no laboratório padrão, a variação percentual na intercomparação é de 1,2%. Este sistema, quando calibrado com a câmara de referência N.E. do *sistema A*, apresenta uma variação percentual na comparação de 2,1%. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza que não ultrapassa 1,4%.

A obtenção do fator de correção de recombinação (P_s), pelos dois protocolos TRS 277^[4] e DIN^[63], é viável, podendo-se utilizar qualquer um dos protocolos.

A incerteza total máxima associada ao fator de calibração, em termos de dose absorvida no ar, neste método, foi estimada em 2,5% nas calibrações com câmaras de ionização de placas paralelas em simuladores; este valor está dentro dos limites de incerteza aceitável pelos protocolos da IAEA^[4,11].

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas

no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

Método IV - Calibração da câmara de placas paralelas no simulador sólido numa profundidade de $0,5 \text{ g/cm}^2$ em comparação com a câmara cilíndrica no ar^[46].

Na primeira etapa, utiliza-se a metodologia do **Método I** para a calibração da câmara cilíndrica de referência no ar com uma capa de equilíbrio eletrônico de $0,5 \text{ g/cm}^2$.

Na segunda etapa, utiliza-se a metodologia do **Método II** mas numa profundidade de referência de $0,5 \text{ g/cm}^2$ do simulador de placas. Neste método a câmara de placas paralelas é calibrada dentro de um simulador de PMMA numa profundidade de referência de $0,5 \text{ cm}$ em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada no ar livre no seu ponto de referência. Cada fator de calibração foi obtido de uma média de no máximo cinco medidas, com as correções necessárias da leitura de medida ($M_{plást}$) e do retroespalhamento do material (B_m). As condições de referência foram:

- (i) Distância fonte-câmara de 100 cm ;
- (ii) Campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$;
- (iii) Medidas realizadas no centro de referência da câmara cilíndrica de referência com uma capa de equilíbrio eletrônico e com as câmaras de placas paralelas no ponto efetivo de medida na profundidade de $0,5 \text{ g/cm}^2$;
- (iv) K_{ar} é conhecido na posição do centro da cavidade do volume sensível.

Com o N_k^{pp} calculado pelas expressões (4.8) e (4.10), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot k_{pp} \quad (4.13)$$

onde

$$k_{pp} = (k_{att} \cdot k_m \cdot B_m)$$

B_m = fator que corrige o retroespalhamento do material do simulador ao redor da câmara. O fator de retroespalhamento para um campo de 10x10 cm², descrito por Johns e Cunningham^[26], é igual a 1,035.

Os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar pelo **Método IV** com câmaras de ionização segundo estudos apresentados^[23,46] devem estar próximos aos fatores de calibração obtidos pelo **Método I**.

Na **Tabela 4.13** são apresentados os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar, obtidos pelo **Método IV** com os **sistemas C e E₁** (IPEN) e com os **sistemas E₃ e E₄** (HIAE) segundo as duas metodologias (expressões 4.8 e 4.10 - **Método I**). Comparando-se os **Métodos I (Tabela 4.10) e Método IV (Tabela 4.13)**, nota-se que a diferença percentual entre esses métodos para o **sistema C** é de 0,46% e para o **sistema E₁** é de 0,86%. Cada valor corresponde à média de vários fatores, obtidos em diferentes datas, com uma incerteza menor que 1,7% para o **sistema E₁** e 0,3% para os **sistemas C, E₃ e E₄**.

Para o **sistema E₃**, câmara participante do HIAE, este percentual é de 7,9%, sendo necessária uma verificação de sua estabilidade ao longo do tempo para se averiguar se sua resposta está dentro do limite recomendado pelas normas internacionais de 0,5%.

Tabela 4.13 - Fatores de calibração das câmaras de ionização em termos de dose absorvida no ar - $N_{D,ar}$ [mGy/nC]. Medidas realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN com feixes de ^{60}Co

$N_{D,ar}$ [mGy/nC]			
Câmaras de Ionização	Sistemas	Método IV	
		Metodologia	
		A (Exp. 4.8)	B (Exp. 4.10)
Placas Paralelas / PTW [0,055 cm ³]	C	475,79 ⁽¹⁾	475,80 ⁽¹⁾
Placas Paralelas / IPEN [0,056 cm ³]	E ₁	313,34 ⁽¹⁾	313,34 ⁽¹⁾
Placas Paralelas / PTW [0,055 cm ³]	E ₃	462,40 ⁽²⁾	462,40 ⁽²⁾
Placas Paralelas / Holt [1,00 cm ³]	E ₄ ⁽³⁾	26,50 ⁽²⁾	26,50 ⁽²⁾

⁽¹⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema D**

⁽²⁾ Com câmara cilíndrica de referência NE do **sistema A**

⁽³⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

4.4.2 Calibração em Feixes de Elétrons

A calibração das câmaras de ionização de placas paralelas foi realizada em feixes de elétrons com energia nominal de 16 MeV. Os comportamentos das câmaras de ionização de placas paralelas, dos *sistemas C, E₁, E₃, E₄*, foram comparados com os das câmaras cilíndricas dos *sistemas A e E₂* sem capa de equilíbrio eletrônico, a uma profundidade igual a 2 cm ($D_{máx}$ para este feixe de elétrons, segundo recomendação do protocolo TRS 381^[11]) em um simulador, utilizando os *Métodos II e III* do item 4.4.1. A *Figura 4.6* (item 4.3.3) apresenta um diagrama da montagem experimental utilizada.

Nas *Tabelas 4.14 e 4.15* é possível observar-se os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar das câmaras de ionização de placas paralelas determinados em feixes de elétrons. Comparando-se simultaneamente os *Métodos II e III*, o *sistema C* apresenta uma diferença percentual menor que 0,1% e o *sistema E₃* uma diferença máxima de 0,85%, dependendo do campo e da câmara cilíndrica utilizada para sua análise; se forem utilizados dois tipos diferentes de simuladores, com dimensões diferentes num mesmo campo 10x10 cm², a variação percentual é de 1,15%.

Nos *Métodos II e III* a incerteza máxima associada ao fator de calibração é de 1,8% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, que está dentro do limite recomendado pelos protocolos da IAEA^[4,11].

Tabela 4.14 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do IPEN determinados em feixes de elétrons num simulador de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (**sistemas B e C**) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (**sistemas C e E₁**). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein- N_{D,ar} [mGy/nC], utilizando os protocolos TRS 277⁽⁴⁾ e 381⁽¹¹⁾ para se obter E_z, conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones Localizadores [cm ²]	N _{D,ar} [mGy/nC]			
			Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica PTW	B	10 x 10	272,06	271,97	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
		15 x 15	272,61	272,53	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
Placas Paralelas Markus	C	10 x 10	467,83	466,83	468,06	467,06
		15 x 15	468,26	467,26	469,28	468,28
		10 x 10 ⁽²⁾	473,21	472,20	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	10 x 10	---	---	317,19	316,51
		15 x 15	---	---	318,87	318,19

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ A câmara do **sistema E₁**, não é impermeável

Tabela 4.15 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização do HIAE determinados em feixes de elétrons num simulador de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (*sistema E₃*) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (*sistemas E₃* e *E₄*). Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein- $N_{D,ar}$ [mGy/nC], utilizando os protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para se obter E_z , conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	Cones Localizadores [cm ²]	$N_{D,ar}$ [mGy/nC]			
			Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
			TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Placas Paralelas Markus	E ₃	10 x 10	446,17	445,26	449,97	449,05
		15 x 15	451,17	450,25	448,18	447,27
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	10 x 10	---	---	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
		15 x 15	---	---	25,60	25,55

⁽¹⁾ NM - Não medido, problemas técnicos

⁽²⁾ A câmara Holt do *sistema E₄* não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

No cálculo das incertezas associadas foram levados em consideração a incerteza do equipamento na calibração do laboratório padrão, os fatores ambientais (temperatura, pressão e umidade relativa do ar), as incertezas no aparelho de leitura experimental, o tempo de estabilidade das câmaras e os fatores de perturbação das câmaras para cada tipo de radiação.

4.4.3 Comparação entre os Métodos de Calibração das Câmaras de Ionização de Placas Paralelas

Os fatores de calibração em termos de dose absorvida no ar das câmaras de ionização de placas paralelas determinados em feixes de radiação gama de ^{60}Co pelos *Métodos I, II, III e IV* num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (item 4.4.1) e em feixes de elétrons pelos *Métodos II e III* nos campos 10×10 e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ podem ser analisados na *Tabela 4.16*. Nesta tabela somente foram adotados os valores referentes ao protocolo TRS 277^[4], isto é, valores calculados para $E_z = 12 \text{ MeV}$ e P_s obtido pelo gráfico de SEFM^[8].

Tomando-se a razão entre os fatores de calibração para a radiação gama e para elétrons, tem-se uma forma fácil de se observar a concordância entre os *Métodos II e III* empregados; estão apresentados na *Tabela 4.17*. Verifica-se uma variação menor que 2% entre estes fatores.

Os resultados deste estudo estão perfeitamente dentro do que as recomendações internacionais sugerem para uma calibração deste tipo de câmara e em relação à incerteza total associada ao fator de calibração da câmara, tanto em termos de dose absorvida no ar em feixes de radiação gama de ^{60}Co como de elétrons, em termos de dose absorvida na água.

Tabela 4.16 - Fatores de calibração, em termos de dose absorvida no ar, das câmaras de ionização de placas paralelas, determinados em feixes de radiação de ^{60}Co e de elétrons $-N_{D,Ar}$ [mGy/nC] nos simuladores de água (*sistemas C e E₃*) e de PMMA (*sistemas C, E₁, E₃ e E₄*), conforme *Tabela 4.6*.

Câmaras de Ionização de Placas Paralelas	Sistemas	^{60}Co				Elétrons			
		Método I [Ar] ⁽¹⁾	Método II [Água]	Método III [PMMA]	Método IV	Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
						10 x 10 cm ²	15 x 15 cm ²	10 x 10 cm ²	15 x 15 cm ²
PTW / Markus	C	473,61	473,27	473,52	475,79	467,83	468,26	468,06	469,28
						473,21 ⁽²⁾	---	---	---
IPEN	E ₁ ⁽³⁾	316,05	---	312,71	313,34	---	---	317,19	318,87
PTW / Markus	E ₃	428,70	448,46	439,05	462,40	452,35	457,38	455,84	454,59
HOLT	E ₄ ^(3,4)	---	---	25,91	26,50	---	---	25,76	25,84

- (1) Com uma capa de equilíbrio eletrônico de 0,5 g/cm²
 (2) Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.
 (3) As câmaras dos *sistemas E₁ e E₄* não são impermeáveis
 (4) A câmara não possui capa de equilíbrio eletrônico de 0,5 g/cm²

Tabela 4.17 - Razões entre os fatores de calibração das câmaras de placas paralelas em feixes de ^{60}Co e elétrons em comparação com a câmara cilíndrica do **sistema A** nos simuladores de água (**sistemas C e E₃**) e de PMMA (**sistemas C, E₁, E₃ e E₄**), conforme **Tabela 4.6**.

Câmaras de Ionização	Sistemas	Câmara cilíndrica NE de referência (sistema A)	
		Método II (em Água)	Método III (em PMMA)
Placas Paralelas Markus	C	1,012 1,000 ⁽¹⁾	1,012 —
Placas Paralelas IPEN	E ₁	—	0,986
Placas Paralelas Markus	E ₃	1,005	0,976
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	—	1,006

⁽¹⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽²⁾ A câmara Holt do **sistema E₄** não é impermeável. As medidas com esta câmara foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

4.4.4 Determinação da Dose Absorvida numa Profundidade de Referência usando Câmaras de Placas Paralelas em Feixes de Elétrons

Segundo o protocolo internacional TRS 381^[11], pode-se obter a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário com energia nominal maior ou igual a 15 MeV por meio de três metodologias:

1ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada em termos de dose absorvida no ar ($N_{D,ar}^{pp}$) pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência de trabalho num simulador em feixes de elétrons; a câmara cilíndrica de referência de trabalho tem um fator de calibração $N_{D,ar}^{Ref}$ conhecido, determinado em feixes de ^{60}Co .

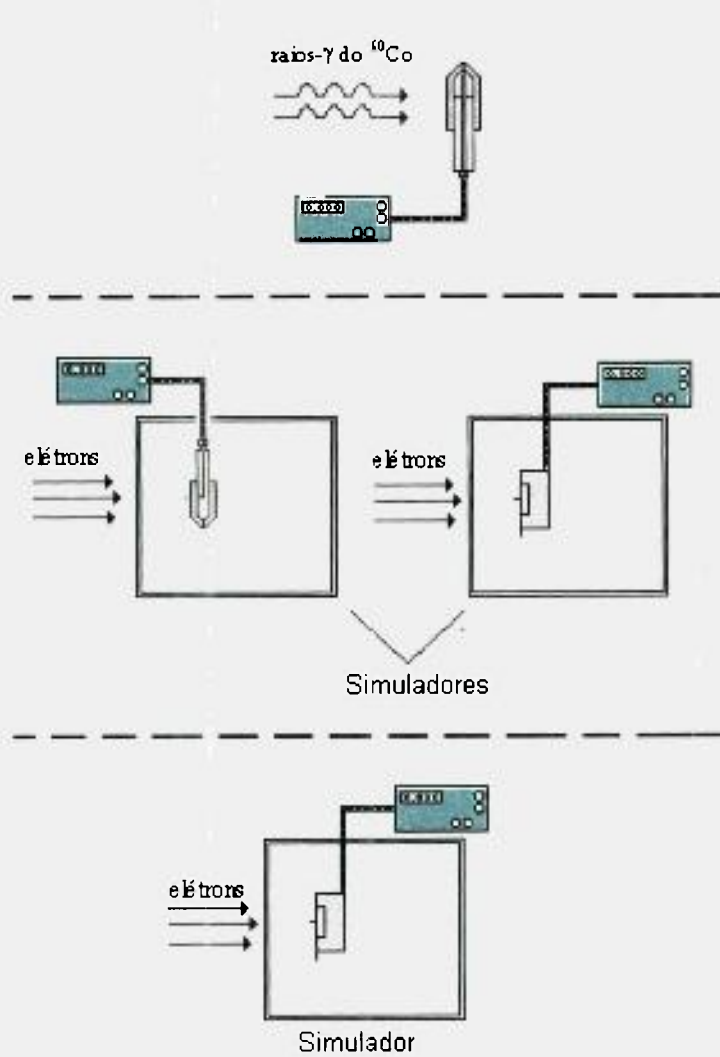
A **Figura 4.8** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **1ª Metodologia**.

A **Tabela 4.8** (item 4.4) apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida foi estimada em 3,2% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].

2ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência de trabalho num simulador em feixes de ^{60}Co ; a câmara cilíndrica de referência de trabalho tem um fator de calibração $N_{D,ar}^{Ref}$ conhecido, determinado em feixes de ^{60}Co .

A **Figura 4.9** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **2ª Metodologia**.

A **Tabela 4.18** apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida na água foi de 3,4% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].



No Laboratório Padrão de Dosimetria

Etapa 1

$$N_{k,ar}^{Ref} = K_{ar,Co} / M^{Ref}$$

$$N_{D,ar}^{Ref} = N_{k,ar}^{Ref} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m \cdot k_{cel})$$

$$N_{D,ar,Q}^{Ref} = N_{D,ar,Co}^{Ref} = N_{D,ar}^{Ref}$$

Q = feixe do usuário

Etapa 2

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{Ref} \cdot \frac{M^{Ref}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{Ref} \cdot P_{cel}^{Ref} \cdot P_{dis}^{Ref}}{P_{wall}^{pp} \cdot P_{cav}^{pp}}$$

Etapa 3

$$D_{w,Q}(z_{ef}) = M_Q^{pp} \cdot N_{D,ar}^{pp} \cdot \left(S_{agua,ar} \right)_Q \cdot P_Q$$

Figura 4.8 - Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na **1ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4, 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente.

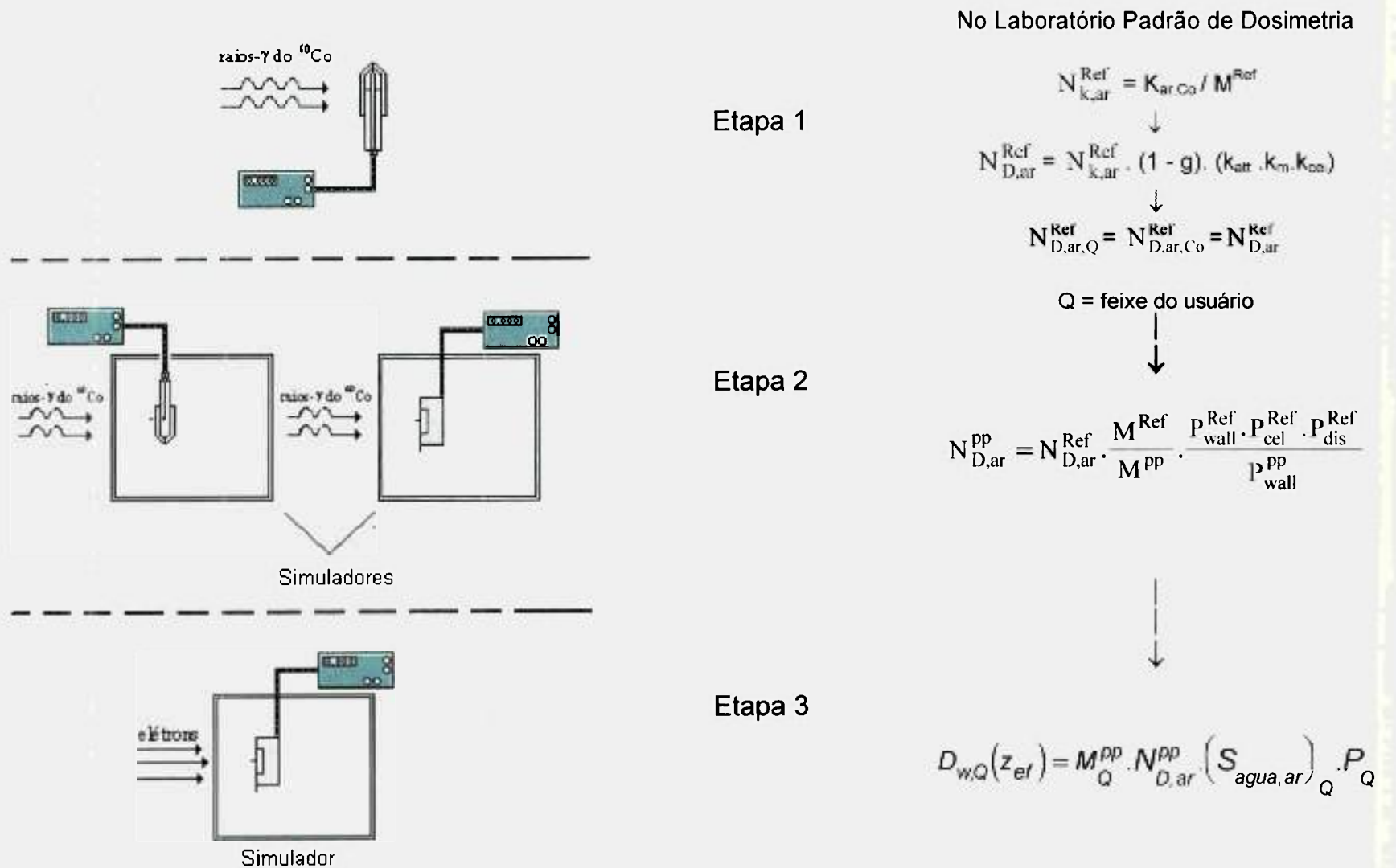


Figura 4.9 - Sequência de calibração para uma câmara de placas paralelas como descrito na **2ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4, 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente.

Tabela 4.18 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (**sistemas A, C, E₂ e E₃**) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (**sistemas A, C, E₁, E₂, E₃ e E₄**) com um cone localizador de 10x10 cm², com o fator $N_{D,ar}^{pp}$ obtido pelo feixe de radiação de ⁶⁰Co. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para se obter E_z, conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	D_{corr} [Gy]			
		Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
		TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica NE	A	1,056	1,062	1,066	1,072
Placas Paralelas Markus	C	1,047	1,047	1,051	1,052
		1,057 ⁽¹⁾	1,056 ⁽¹⁾	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽²⁾	---	---	1,029	1,023
Cilíndrica PTW	E ₂	1,044	1,044	1,043	1,043
Placas Paralelas Markus	E ₃	1,027	1,027	1,001	1,001
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽²⁾	---	---	1,050	1,050

⁽¹⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽²⁾ As câmaras dos **sistemas E₁ e E₄** não são impermeáveis

As medidas com a câmara Holt do sistema E₄ foram realizadas num simulador de PMMA, embora a recomendação do protocolo TRS 381 seja de um simulador com o material de poliestireno (semelhante ao material da câmara), não disponível no laboratório.

Comparando-se os dados obtidos de taxa de dose absorvida com diferentes câmaras, pode-se notar uma variação máxima de 2,7% em água e 6,1% em PMMA, observando-se que o efeito de retroespalhamento no simulador sólido é mais significativo. Como mostra o trabalho de Andreo^[12], ainda há necessidade de se estudar qual o melhor valor do fator h_m que corrige a fluência dos elétrons, devido à troca do material do simulador.

3ª Metodologia: Determinar a dose absorvida em feixes de elétrons do usuário numa profundidade de referência num simulador de água (ou PMMA) usando a câmara de placas paralelas calibrada em termos de kerma no ar (N_k^{pp}) pela intercomparação com uma câmara cilíndrica de referência com o fator de calibração N_k^{Ref} conhecido, determinado numa calibração em ar livre com feixes de ^{60}Co . Por meio de cálculos, obtém-se o fator de calibração em termos de dose absorvida no ar ($N_{D,ar}^{pp}$).

A **Figura 4.10** representa a sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas, como descrito na **3ª Metodologia**.

A **Tabela 4.19** apresenta os resultados obtidos por esta metodologia, onde a incerteza total máxima associada ao fator de calibração de dose absorvida foi estimada em 3,5% nas calibrações com câmaras de placas paralelas, estando dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA^[11].

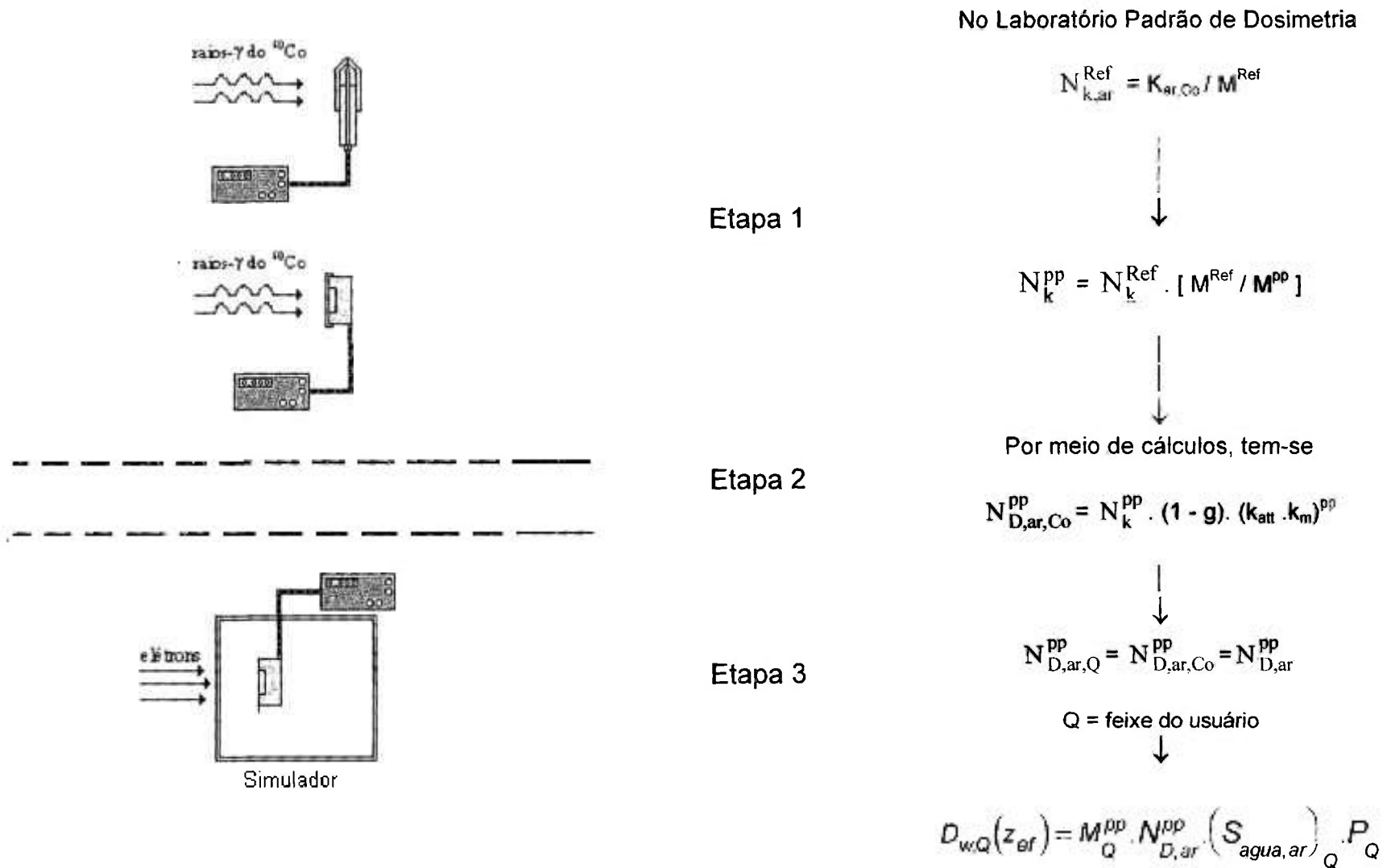


Figura 4.10 - Sequência de calibração de uma câmara de placas paralelas como descrito na **3ª Metodologia**, para a determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons. Os parâmetros das Etapas 1, 2 e 3 foram definidos nos itens 4.4.1 e 2.7.3, respectivamente

Tabela 4.19 - Dose absorvida em feixes de elétrons em simuladores de água da PTW com dimensões de 40x40x40 cm³ (*sistemas A, B, C, E₂ e E₃*) e de PMMA com dimensões de 30x30x20 cm³ (*sistemas A, B, C, E₁, E₂, E₃ e E₄*) num campo 10x10 cm², com o fator $N_{D,ar}^{PP}$ obtido pelo feixe de radiação de ⁶⁰Co. Medidas realizadas no Hospital Israelita Albert Einstein, utilizando os protocolos TRS 277^[4] e 381^[11] para se obter E_z, conforme **Tabela 3.1**

Câmaras de Ionização	Sistemas	D_{corr} [Gy]			
		Método II (em Água)		Método III (em PMMA)	
		TRS 277	TRS 381	TRS 277	TRS 381
Cilíndrica NE	A	1,042	1,042	1,045	1,045
Cilíndrica PTW	B	1,030	1,030	NM ⁽¹⁾	NM ⁽¹⁾
Placas Paralelas Markus	C	1,048	1,048	1,051	1,051
		1,058 ⁽²⁾	1,056 ⁽²⁾	---	---
Placas Paralelas IPEN	E ₁ ⁽³⁾	---	---	1,040	1,040
Cilíndrica PTW	E ₂	1,014	1,014	1,020	1,020
Placas Paralelas Markus	E ₃	0,982	0,982	0,978	0,978
Placas Paralelas Holt	E ₄ ⁽³⁾	---	---	1,073	1,073

⁽¹⁾ NM - Não medido, pois não possui placa suporte para medidas em simulador sólido

⁽²⁾ Medidas realizadas no simulador de água da IAEA, com dimensões 30x30x30 cm³.

⁽³⁾ As câmaras dos *sistemas E₁ e E₄* não são impermeáveis

Pela Tabela 4.19, nota-se que os valores obtidos com o sistema E₃ não está condizente com os demais sistemas. A variação máxima entre os outros sistemas é de 3,2%.

Ao se comparar os resultados obtidos com simuladores de água com dimensões diferentes, sendo um da IAEA e outro da PTW, tem-se uma variação menor que 1,0%.

A análise do sistema E₄, na Tabela 4.19, foi realizada com o fator de calibração $N_{D,ar}^{pp}$, obtido na calibração em feixes de radiação gama de ⁶⁰Co pelo Método IV, já que essa câmara não possui capa de equilíbrio eletrônico para calibrá-la pelo Método I; mostrou uma variação percentual de 2,1% em comparação com os outros sistemas.

5. CONCLUSÕES

Segundo as recomendações internacionais, antes da calibração de instrumentos, deve-se verificar se os arranjos experimentais e os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas estão dentro dos limites de variação recomendados. Com este intuito, tanto os feixes de radiação gama e de elétrons como as câmaras de ionização utilizadas neste estudo foram submetidas a testes de qualificação técnica e operacionais, antes dos experimentos relativos à calibração.

Estes testes incluem os testes de estabilidade, fuga de corrente, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade e dependência energética, onde os resultados apresentados foram satisfatórios e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

Nas avaliações da eficiência de coleção de íons e do efeito de polaridade observou-se a necessidade de que os eletrômetros possuam pelo menos duas tensões e duas polaridades. Se o eletrômetro não possuir estas características será impossível ao usuário realizar a dosimetria de feixes de elétrons com câmaras de ionização de placas paralelas utilizando os procedimentos das recomendações internacionais.

Para a calibração de dosímetros clínicos utilizando câmaras de ionização de placas paralelas, segundo os protocolos internacionais, foram realizadas várias investigações para se estabelecer um procedimento para a determinação do fator de calibração em termos de dose absorvida no ar. Todos os métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas nos procedimentos de dosimetria de feixes de elétrons

de energias altas (aceleradores clínicos) apresentados e testados neste trabalho mostraram-se viáveis e dentro dos limites estabelecidos pelas normas internacionais.

Dentro do que foi proposto e testado neste trabalho, o procedimento de calibração de câmaras de placas paralelas no ar com feixes de radiação gama de ^{60}Co apresentou um bom resultado com uma incerteza máxima associada de 2,7%.

Entretanto, o método de calibração em feixes de radiação gama de ^{60}Co na água, numa profundidade de referência de 5 cm, em água apresentou resultados ainda melhores, devido à atenuação do retroespalhamento neste procedimento. Neste caso a incerteza total máxima associada ao fator de calibração em termos de dose absorvida no ar foi de 2,5% nas calibrações com este tipo de câmara, mostrando-se a viabilidade de estabelecer este procedimento de calibração no Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.

Os resultados mostraram que o simulador de água pode ser substituído pelo simulador sólido quando a câmara de placas paralelas não for impermeável. Neste caso, os materiais da câmara e do simulador deverão ser idênticos, para se diminuir a contribuição do retroespalhamento.

Neste trabalho foram apresentadas propostas de um procedimento de calibração, de um certificado de calibração e de folhas de dados.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Klevenhagen, S.C. *Physics of Electron Beam Therapy*. Adam Hilger Ltd, Bristol, 1985.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v.10, p.741-771, 1983.
- [3] HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION. Code of practice for electron beam dosimetry in radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, v.30, p.1169-1194, 1985.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams . An international code of practice*. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV*. Bethesda, Maryland, 1984 (ICRU - Report 35).
- [6] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Procedures in external radiation therapy with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, v.19, p.55-79, 1980.
- [7] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, v.20, p.401-415, 1981.

- [8] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, Spain, 1984 (Publicación n.1).
- [9] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Suplemento al documento procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, Spain, 1987 (Publicación n.2).
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Review of data and methods recommended in the international code of practice: IAEA Technical Reports Series No. 277, absorbed dose determination in photon and electron beams*. 1996 (IAEA, TEC-DOC-897).
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry*. IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).
- [12] ANDREO, P. *Dose determination with plane-parallel ionization chambers in therapeutic electron and photon beams*. *SSDL - Newsletters* 40, p.4-16, 1999.
- [13] KUBO, H. N_{gas} values of the memorial parallel-plate chambers determined in ^{60}Co and high-energy electron beams. *Med. Phys.*, v.18(4), p.749-752, 1991.
- [14] ANDREO, P.; LINDBORG, L.; MEDIN, J. On the calibration of plane-parallel ionization chambers using ^{60}Co beams. *Med. Phys.*, v.18(2), p.326-327, 1991.

- [15] ANDREO,P.; RODRIGUES,L.N.; LINDBORG,L.; KRAEPELIENS, T. On the calibration of plane-parallel ionization chambers for electron beam dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, v.37, p.1147-1165, 1992.
- [16] HAVERCROFT,J.M.; KLEVENHAGEN,S.C. Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.25-38, 1993.
- [17] LAITANO,R.F.; GUERRA,A.S.; PIMPINELLA,M.; NYSTRÖM,H.; KARISSON,M.; SVENSSON,H. Correction factors for calibration of plane-parallel ionization chambers with a ^{60}Co gamma-ray beam. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.39-54, 1993.
- [18] NYSTRÖM,H.; KARLSSON,M. Correction factors applied to plane-parallel ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.311-322, 1993.
- [19] MURALI,V.; MEENASKSHI,S.; LAKSHMANAM,A.V. Comparison of the calibration factor N_{gas} for a plane-parallel ionization chambers determined in ^{60}Co and high-energy electron beams. *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.1503-1507, 1993.
- [20] HAVERCROFT,J.M.; KLEVENHAGEN,S.C. Polarity effect of plane-parallel ionization chambers in electron radiation, *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.299-304, 1994.
- [21] TAKATA,N. Ion loss due to initial recombination in a parallel-plane cavity ionization chamber. *Phys. Med. Biol.*, v.39, p.1037-1046, 1994.
- [22] MA,C.M.; KNIGHT,R.T.; NAHUM,A.E.; MAYLES, W.P.M. An investigation of the response of a simple design of plane-parallel chamber. *Phys. Med. Biol.*, v.38, p.1593-1608, 1994.
- [23] ALMOND,P.R.; ATTIX,F.H.; HUMPHRIES,L.J.; KUBO,H.; NATH,R.; GOETSCH,S.; ROGERS,D. W.O. The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of the 1993 AAPM protocol report of AAPM radiation therapy committee task group No. 39. *Med. Phys.*, v.21(8), p.1251-1260, 1994.

- [24] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Radiation quantities and units***. Bethesda, Maryland, 1980 (ICRU - Report 33).
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Manual de dosimetría en radioterapia***. IAEA, Vienna, 1971 (Technical Reports Series No. 110).
- [26] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. ***The physics of radiology***. Springfield, Illinois, 4th ed., 1983.
- [27] ATTIX, F.H. ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry***. Ionization chambers, p.292-343; Dosimetry and calibration of photon and electron beams with cavity ion chambers, p.346-388. John Wiley & Sons Inc, Madison, Wisconsin, 1986.
- [28] BOAG, J.W. Ionization chambers. In: KASE, K.R.; BJÄRNGÅRD, B. E.; ATTIX, F.H. (Eds.). ***The dosimetry of ionizing radiation***. Academic Press, New York, N.Y., 1987.
- [29] ROESCH, W.C.; ATTIX, F.H. Basic concepts of dosimetry. In: Attix, F.H.; ROESCH, W.C. (Eds.) ***Radiation dosimetry*** Academic Press, New York, N.Y., 2nd ed., v.1, p.2-41, 1987.
- [30] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of dosemeters used in radiotherapy***. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).
- [31] KEITHLEY INSTRUMENTS INC. ***Electrometer measurements*** revised 2nd ed., Keithley Instruments INC., OHIO, USA, 1977.
- [32] LOPES PUENTE, E. ***Eletrômetros***. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, 1976 (IAE-Inf.52).
- [33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of dose meters used in radiotherapy***. IAEA, Vienna, 1979 (Technical Reports Series No. 185).

- [34] SILVA, T.A. *Comparação experimental entre fatores de calibração totais e fatores de calibração de componentes de dosímetros de referência usados nos laboratórios de dosimetria de padronização secundária*. R.J.: 1981 Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [35] CALDAS, L.V.E.; ALBUQUERQUE, M.P.P.; XAVIER, M. Calibration techniques for components of clinical dosimeters. *Appl. Radiat. Isot.*, v.45(1), p.31-33, 1994.
- [36] KHAN, F.M. *The physics of radiation therapy*. Baltimore, USA, Willians & Wilkins, 1994.
- [37] BRAHME, A.; SVENSSON, H. Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. *Med. Phys.*, v.3, p.95-102, 1976.
- [38] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25. *Med. Phys.*, v.18, p.73-109, 1991.
- [39] SOUZA, C.N. *Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para feixes de elétrons de energias altas*. São Paulo: 1994 Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/CNEN.
- [40] BOAG, J.W. Ionization Chambers. In: ATTIX, F.H.; ROESCH, W; TOCHILIN, E. (Eds.) *Radiation dosimetry*. Academic Press, New York, N.Y., v.2, 1966.
- [41] CUNNINGHAM, J.R.; SONTAG, M.C. Displacement correction used in absorbed dose determination. *Med. Phys.*, v.7, p.672-676, 1980.
- [42] DUTREIX, J.; DUTREIX, A. Etude comparée d'une série de chambres d'ionisation dans des faisceaux d'électrons de 20 et 10 MeV. *Biophysik*, v.3, p.249-253, 1986.

- [43] SKAGGS,L.S. Depth dose of electrons from the betatron. *Radiology*, v.53, p.868-874, 1949.
- [44] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Stopping powers for use with cavity chambers*. National Bureau of Standards. Report 27, 1961.
- [45] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia*. 1990 (CNEN - NE - 3.06).
- [46] MATTSSON,L.O.; JOHANSSON,K-A.; SVENSSON,H. Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams. *Acta Radiol. Oncol.*, v.20, p.385-399, 1981.
- [47] ATTIX,F.H. A proposal for the calibration of plane-parallel ion chamber by accredited dosimetry calibration laboratories. *Med. Phys.*, v.17, p.931-933, 1990.
- [48] INSTRUCTION MANUAL FOR MARKUS-CHAMBERS TYPE 23343. PTW (Physikalisch - Technische Werkstätten Dr.Pychlau), Freiburg im Breisgau, 1995.
- [49] PYCHLAU, P.; SCHÜLE, E. The exposure rate of a radioactive check device. *Phys. Med. Biol.*, v.31(11), p.1291-1293, 1986.
- [50] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 60 MeV*. Bethesda, Maryland, 1976 (ICRU Report 24).
- [51] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays*. Bethesda, Maryland, 1973 (ICRU Report 23).

- [52] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Standard Medical Electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy.** Geneva, 1982 (IEC-731-82).
- [53] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Controle da qualidade de dosímetros clínicos.** Rio de Janeiro, 1985 (ABNT 20:02.007-001).
- [54] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Physical characterization of ^{60}Co radiation beams:** Interregional training course on dosimetry - administrado por M.Sc. E.R. Cecatti; M.Sc. R. Di Prinzio, Instituto de Radioproteção e Dosimetria/CNEN, Rio de Janeiro, 23 October - 16 November/1984.
- [55] BOAG, J.W.; CURRANT, J. Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. *Brit. J. Radiol.*, v.53, p.471-478, 1980.
- [56] BOAG, J.W. Ionization measurements at very high intensities. in: Pulsed radiation beams. *Brit. J. Radiol.*, v.23, p.601, 1950.
- [57] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **The dosimetry of pulsed radiation.** Bethesda, Maryland, 1982 (ICRU Report 34).
- [58] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Dosimetry of X-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in energy range 1 and 50 MeV.** Bethesda, 1982 (NCRP Report 69).
- [59] 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.*, v.11(4), p.465-468, 1984.

- [60] CAMPOS,L.L.; CALDAS,L.V.E. Induced effects in ionization chambers cables for photon and electron irradiation. *Med. Phys.*, v.18, p.522-526, 1991.
- [61] CAMPOS,L.L.; CALDAS,L.V.E. Absorbed dose dependence of correction factors for ionization chamber cable irradiation effects. *Phys. Med. Biol.*, v.36, p.339-344, 1991.
- [62] AGET,H.; ROSENWALD,J. Polarity effect for various ion chambers with multiple irradiation conditions in electron beams. *Med. Phys.*, v.18, p.67-75, 1991.
- [63] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen-und Elektronenstrahlung - Ionisationsdosimetrie*. Deutsches Norm DIN 6800, Teil 2, Berlin, 1996.

ANEXOS

Anexo 1. Proposta de Procedimento de Calibração

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas representados estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes de qualificação técnica, chamados de testes de controle das câmaras de ionização.

Os testes de controle realizados são: teste de estabilidade a curto prazo e teste de corrente de fuga. Estes testes são realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle (conforme item 4.2.1), e seus dados experimentais obtidos devem ser registrados num formulário próprio, como o **Modelo 1** sugerido neste trabalho, e arquivado adequadamente.

Estando os dosímetros clínicos em condições de medidas, o segundo passo é a calibração pelo *método de substituição* em feixes de radiação gama de ^{60}Co , onde o fator de calibração é determinado por meio

da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com sistemas de referência, pertencentes ao laboratório de calibração, utilizando a metodologia da calibração em feixes de radiação gama de ^{60}Co num simulador de água.

Seguir as etapas:

- 1) Posicionar as câmaras de ionização de referência e de placas paralelas, alternadamente, no interior do simulador de água numa profundidade de referência para o ^{60}Co , com seu ponto efetivo perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação;
- 2) Conectar a câmara ao eletrômetro devidamente polarizada, deixando o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação;
- 3) Pré-irradiar a câmara com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de garantir a estabilidade e eliminar as possíveis cargas acumuladas no sistema;
- 4) O fator de calibração é obtido após:
 - i) Realizar 5 medidas (M) com cada câmara no feixe de radiação gama de ^{60}Co , em duas tensões de polarização $V_1 = 100\%$ e $V_2 = 50\%$ da tensão do instrumento de medida, obtendo-se as leituras M_{100} e M_{50} ; os dados experimentais obtidos devem ser registrados num formulário próprio, como os **Modelos 2 e 3**;
 - ii) Obter a média (M_d), o desvio padrão (s) e o coeficiente de variação ($s\%$) das medidas para cada tensão;
 - iii) Dividir o valor da média (M_d) pelo tempo de exposição da câmara ao feixe de radiação gama (Δt);
 - iv) Calcular o fator de correção ($F_{T,p}$) para condições normais de temperatura (T_1) e pressão (p_1) pela expressão:

$$F_{T,p} = \frac{1013,25}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{273,15 + 20} ;$$

v) Fazer a correção de polarização, por meio do cálculo do fator de correção de recombinação de íons (P_s), pelo método de “duas tensões”: $\frac{\bar{M}_{100}}{\bar{M}_{50}}$ e $\frac{V_1}{V_2}$; utilizando a curva do TRS 277^[4] para radiação gama do ^{60}Co , obtendo-se P_s ;

vi) Fazer a correção da leitura do eletrômetro pela expressão:

$$M = \bar{M}_{100} \cdot F_{T,p} \cdot P_s ;$$

vii) Calcular o fator de calibração em feixes de radiação gama do ^{60}Co com a câmara de placas paralelas num simulador de água:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{cil} \cdot \frac{M^{cil}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{cil} \cdot P_{cel}^{cil} \cdot P_{dis}^{cil}}{P_{wall}^{pp}}$$

onde:

$$P_{parede}^{cil} = \frac{\alpha \cdot S_{parede,ar} \cdot \left(\mu_{en}/\rho\right)_{med,parede} + \tau \cdot S_{capa,ar} \cdot \left(\mu_{en}/\rho\right)_{med,capa} + (1 - \alpha - \tau) \cdot S_{med,ar}}{S_{med,ar}}$$

$$\alpha (t_{parede}) = 1 - e^{-11,88 \cdot t_{parede}}$$

onde: t_{parede} e t_{capa} são espessuras da parede e capa de proteção, respectivamente

$$\tau (t_{capa}) = e^{-11,88 \cdot t_{parede}} \cdot (1 - e^{-11,88 \cdot t_{capa}})$$

$S_{med,ar}$ e $(\mu_{en}/\rho)_{med,ar}$ é dado na Tabela I

P_{cel}^{cil} é dado na Tabela II

$P_{dis}^{cil} = 1 - 0,004 \cdot r$; onde r é o raio interno da câmara de referência em mm


P_{wall}^{pp} é dado na Tabela III

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \bar{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)¹;

¹ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos: pelo TRS 277^[4] onde se tem a curva de SEFM^[8] e pelo

$$\text{DIN}^{[63]} \text{ pela expressão: } P_s = \left[\left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 - 1 / \left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 \left(\frac{V_1}{V_2} \right) \right]$$

Modelo 2:

	<p>CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS COM ⁶⁰Co</p> <p><i>Simulador de Água</i></p>	<p>ORDEM: _____</p> <p>DATA: <u> </u>/<u> </u>/<u> </u></p>
---	---	--

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

INSTITUTO: _____

ELETRÔMETRO : _____ - mod.: _____ Série : _____

CÂMARA : _____ - mod.: _____ Série : _____

ESCALA : _____ POL. CÂMARA : _____

DISTÂNCIA FONTE-DETECTOR (DFD) : _____ cm CAMPO : _____ cm²

V =			V =		
Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)	Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)
		N =			N =
		\bar{X} =			\bar{X} =
		$L = \frac{L}{t} \cdot 60$			$L = \frac{L}{t} \cdot 60$
		L =			L =

T _i =	T _f =
T _m =	(°C)
P _i =	P _f =
P _m =	(kPa)
H _i =	H _f =
H _m =	(%)

$F_{T,P} = \frac{101,325}{P_1} \cdot \frac{273,15 + T_f}{293,15}$	<p>V₁ / V₂ = _____</p>
<p>F_{T,P} = _____</p>	<p>M₁ / M₂ = _____</p>

Protocolo	P _s	M = M . f . P _s . k _h
TRS 277		
DIN		

Realizado por: _____

Modelo 3:

	<p>CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS COM ⁶⁰Co</p> <p><i>Simulador de Água</i></p>	<p>ORDEM: _____</p> <p>DATA: <u> </u>/<u> </u>/<u> </u></p>
---	---	--

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

INSTITUTO: _____

ELETRÔMETRO : _____ - mod.: _____ Série : _____

CÂMARA : _____ - mod.: _____ Série : _____

ESCALA : _____ POL. CÂMARA : _____

DISTÂNCIA FONTE-DETECTOR (DFD) : _____ cm CAMPO : _____ cm²

V =			V =		
Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)	Leitura (ue)	Tempo (s)	Taxa de Leitura (ue.min ⁻¹)
		N =			N =
		\bar{X} =			\bar{X} =
		$L = L/t \cdot .60$			$L = L/t \cdot .60$
		L =			L =

T ₁ =	T _f =
T _m =	(°C)
P ₁ =	P _f =
P _m =	(kPa)
H ₁ =	H _f =
H _m =	(%)

$F_{T,p} = \frac{101,325}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{293,15}$ $F_{T,p} = \underline{\hspace{2cm}}$	$V_1 / V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_1 / M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$
--	---

Protocolo	P_s	M = M. f. P_s . k_h
TRS 277		
DIN		

Realizado por: _____

Tabela I: Relação dos poderes de freamento ($S_{meio,ar}$) e coeficientes de massa de energia absorvida ($(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio,ar}$) para **feixe de radiação gama do ^{60}Co** .
(Para avaliar $(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio1,meio2}$ usar $((\mu_{en}\cdot\rho)_{meio1,ar}) / ((\mu_{en}\cdot\rho)_{meio2,ar})$)

Material da parede da câmara ou do simulador	$S_{meio,ar}$	$(\mu_{en}\cdot\rho)_{meio,ar}$
Água	1,133	1,112
PMMA	1,102	1,081
Poliestireno	1,110	1,078
Grafite	1,002	1,001
A-150	1,142	1,101
C-552	0,995	1,001
Delrin	1,080	1,068
Nylon	1,142	1,098

Tabela II: Fator de correção p_{cel} . É utilizado se a câmara tiver um eletrodo central de alumínio (dados para uma câmara tipo Farmer)

Raio do eletrodo (mm)	Elétrons	Fótons	^{60}Co e Fótons
		$(h\nu)_{max} > 25 \text{ MeV}$	$(h\nu)_{max} \leq 25 \text{ MeV}$
0,5	1,008	1,004	1,000
1,0	1,015	1,008	1,000
1,5	1,020	1,010	1,000
2,5	1,032	1,016	1,000

Tabela III: Valores de P_{wall}^{pp} recomendados para câmaras de placas paralelas em vários materiais de simuladores irradiados pelo **feixe de radiação gama do ^{60}Co** .

Tipos de Câmaras	Material do Simulador			
	Água	PMMA	Poliestireno	Grafite
Capintec PS-033	0,989	0,982	0,960	0,989
Exradin P11	---	1,000	---	---
Holt Pancake	---	---	1,000	---
NACP	1,024	1,012	1,000	1,027
PTW/Markus M23343	1,009	1,006	0,979	1,013
PTW/Schulz M23346	1,001	1,001	0,992	1,009
Roos FK-6	1,003	---	---	---

Tabela IV: Valores recomendados de $k_{att}\cdot k_m$ necessários para a calibração no ar em **feixe de radiação gama do ^{60}Co** das câmaras de placas paralelas.

(As capas de equilíbrio eletrônico são dos materiais correspondentes a cada tipo de câmara e com uma espessura de $0,5 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$, exceto para a câmara Holt que tem uma capa de equilíbrio eletrônico)

Câmara	Material da capa de equilíbrio eletrônica	$k_{att}\cdot k_m$
Capintec PS-033	Poliestireno	1,012
Exradin P11	Poliestireno	0,973
Holt Pancake	Poliestireno	0,980
PTW / Markus	PMMA	0,985
NACP	grafite	0,975
Roos FK-6	PMMA ou água	N/A

Tabela V: Condições de referência e fatores de correção para feixe de radiação gama do ^{60}Co .

Energia do feixe (MeV)		1,25
Distância da fonte ao centro da cavidade da câmara (m)		1
Tamanho do campo (cm x cm)		10 x 10
Profundidade de referência no simulador (cm)		5
Ponto efetivo de medida da câmara de ionização		0,5.r
Relação do poder de freamento ("stopping power") da água para o ar ($S_{w,ar}$) à profundidade de referência como uma função do feixe de ^{60}Co		1,133
	Material	
Valores de $S_{wall,ar}$, pela teoria de Spencer-Attix ($\Delta = 10$ keV)	A - 150	1,142
	C - 552	0,995
	Delrin	1,080
	Grafite	1,002
	Nylon	1,142
	PMMA	1,102
	Poliestireno	1,110
	Material	
Valores de $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,wall}$	A - 150	1,011
	C - 552	1,110
	Delrin	1,042
	Grafite	1,113
	Nylon	1,015
	PMMA	1,030
	Poliestireno	1,034

Anexo 2. Proposta de Certificado de Calibração



Comissão Nacional de Energia Nuclear
Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Certificado de Calibração

Nº 0xx / 0XXX

Laboratório de Calibração de Instrumentos

Departamento de Metrologia da Radiação
Travessa "R" nº 400 - Cidade Universitária - CEP: 05508-900
São Paulo - SP - Brasil
Fone (0xx11) 816 9216 - Fax (0xx11) 816 9209

I. Proprietário

Instituição:

Endereço:

CGC:

Responsável:

II. Sistema de Medida**II.1. Eletrômetro**

Fabricante:

Modelo:

Série:

II.2. Câmara

Fabricante:

Tipo:

Modelo:

Série:

II.3. Acessórios: Capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização Cabos de conexão Fonte padrão de teste Simulador**III. Fatores de Calibração do Sistema de Medida**

Método de Calibração	$N_{D,ar}$ (mGy/ue)
Ar	
Água	

Certificado de Calibração emitido em : _____ de _____ de _____ .

Técnico Responsável_____
Físico Responsável

IV. Condições de Calibração

IV.1. Sistema de Irradiação

Para calibração em feixes de radiação gama foi empregado um irradiador com uma fonte de ^{60}Co com uma atividade nominal de 22,61 TBq (abril / 1999). O campo e a distância fonte - câmara (DFC) foram escolhidos de maneira a reproduzir as condições de calibração do sistema de medida de um sistema padrão no laboratório primário, garantindo uma uniformidade de campo maior que 95% e uma taxa de exposição no local de medida de $2,50 \text{ mC.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (abril/1999) a um metro de distância.

IV.2. Condições de Referência da Geometria de Irradiação

- Campo : $10 \times 10 \text{ cm}^2$ numa DFC : 100 cm
- Ponto efetivo de medida: Cilíndrica: 0,5.r (ou ponto de referência)
Placas Paralelas: centro do volume sensível
- Tensão de coleção de eletrodo: 300 V
- Polarização da tensão: negativa
- Profundidade de referência no simulador, z_{ref} : 5 cm

IV.3. Sistema de Medida Padrão Utilizado na Calibração

Sistema padrão constituído por uma câmara de ionização cilíndrica da Nuclear Enterprises Ltda, modelo 2505/3, série 2080, e um eletrômetro modelo UNIDOS (10002), série 20090, da Physikalisch-Technische Werkstätten, com fator de calibração determinado pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, INMETRO, Rio de Janeiro. A incerteza associada a este fator é de $\pm 0,7\%$.

IV.4. Procedimento e Metodologia de Calibração

IV.4.1. Procedimento

Num procedimento de calibração de dosímetros clínicos utilizados em radioterapia, segundo as recomendações da IAEA, antes da calibração de instrumentos, há a necessidade de se verificar se os sistemas de medidas estão em boas condições de funcionamento, e se os resultados das medidas representados estão dentro dos limites de variação recomendados. Esta verificação é feita por meio da realização de testes de qualificação técnica, chamados de testes de controle das câmaras de ionização.

Os testes de controle realizados são: teste de estabilidade a curto prazo e teste de corrente de fuga. Estes testes são realizados com o auxílio das fontes radioativas de controle, e seus dados experimentais obtidos devem ser

registrados num formulário próprio e arquivado adequadamente. Estando os dosímetros dentro de limites aceitáveis de exatidão, a calibração é realizada.

Para as medidas do procedimento de calibração, a câmara de ionização foi posicionada no interior do simulador na profundidade de referência do ^{60}Co , com seu ponto efetivo perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e no centro do campo de radiação.

Após o posicionamento da câmara para irradiação, conectou-se ao eletrômetro a câmara devidamente polarizada, deixando o sistema de medida um período de 30 minutos para as estabilizações elétrica e ambiental, antes da irradiação.

Antes de efetuar as medidas com o sistema, a câmara é pré-irradiada com $25,75 \text{ mC.kg}^{-1}$ ($\sim 100 \text{ R}$) a fim de garantir a estabilidade e eliminar as possíveis cargas acumuladas na câmara e/ou em sua capa de equilíbrio eletrônico.

IV.4.2. Metodologia de Calibração

A câmara de ionização de referência e a câmara de ionização a ser calibrada foram posicionadas alternadamente no simulador de água, na mesma condição geométrica.

O fator de calibração é determinado por meio da comparação das medidas obtidas com os instrumentos a serem calibrados e aquelas obtidas com o sistema de referência.

V. Resultados da Calibração

V.1. Leitura no instrumento de medida (eletrômetro) durante a calibração foi em torno de _____ nC (polarização 100% negativa)

V.2. O teste de *linearidade* do eletrômetro foi feito conectando-o a uma fonte de corrente padrão, não diferindo mais de ____ % na posição de calibração. Dentro das especificações do fabricante.

V.3. O teste de *repetibilidade* do sistema de medida apresenta resultado satisfatório e dentro dos limites de variação máxima estabelecidos para estes tipos de câmaras de ionização.

V.4. O teste de *corrente de fuga* do sistema não ultrapassou o limite máximo de \pm _____ % da corrente produzida pela menor taxa de exposição utilizada na calibração.

V.5. A correção da resposta do dosímetro devido à temperatura e à pressão ambientes foi realizada utilizando um fator de correção determinado pela seguinte expressão, para não promover variação na massa de ar do volume sensível da câmara:

$$F_{T,p} = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0}$$

onde $F_{T,p}$ é o fator de correção de temperatura e pressão, T e p são a temperatura e a pressão ambientes, e T_0 (20°C) e p_0 (101,325 kPa) são a temperatura e a pressão padrões.

Condições Ambientais

Temperatura: entre ___ °C e ___ °C

Pressão: entre ___ kPa e ___ kPa

Umidade relativa do ar: entre ___ % e ___ %

VI. Determinação do Fator de Calibração em Termos de Dose Absorvida no Ar, $N_{D,ar}$

VI.1. Calibração no Ar

Neste método, o procedimento da calibração da câmara de ionização (cilíndrica e/ou de placas paralelas) é realizado com uma capa de equilíbrio eletrônico ($\sim 0,5 \text{ g.cm}^{-2}$), onde a câmara é posicionada ao ar livre.

O fator de calibração é determinado em termos de kerma no ar:

$$N_k^{pp} = N_k^{Ref} \cdot [M^{Ref} / M^{pp}] \quad (\text{VI.1})$$

Com o N_k^{pp} calculado na expressão (VI.1), obtém-se $N_{D,ar}^{pp}$ por

$$N_{D,ar}^{pp} = N_k^{pp} \cdot (1 - g) \cdot (k_{att} \cdot k_m) \cdot k_{cel} \quad (\text{VI.2})$$

onde:

N_k - fator de calibração em termos de kerma no ar;

$N_{D,Ar}$ - fator de calibração em termos de dose absorvida no ar;

pp e Ref - índices que se referem às câmaras de ionização de placas paralelas em estudo e às câmaras de ionização de referência;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_S$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de

referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s)¹;

g - é a fração da energia liberada que é dissipada como radiação de freamento no ar e é aproximadamente 0,3% para radiação gama do ⁶⁰Co;

k_{att} - fator conhecido que leva em conta a atenuação (absorção e espalhamento) nas paredes de uma câmara de ionização irradiada durante a calibração;

k_m - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" (na calibração) dos materiais da parede e capa de equilíbrio eletrônico da câmara de ionização.

k_{cel} - fator conhecido que leva em conta a "não equivalência de ar" do material do eletrodo coletor de uma câmara cilíndrica.

VI.2. Calibração na Água

Neste método a câmara em análise foi calibrada em comparação com uma câmara de ionização cilíndrica previamente calibrada dentro de um simulador de água. As câmaras são posicionadas alternadamente numa profundidade de referência num simulador, e o fator $N_{D,ar}$ é obtido pela expressão:

$$N_{D,ar}^{pp} = N_{D,ar}^{Ref} \cdot \frac{M^{Ref}}{M^{pp}} \cdot \frac{P_{wall}^{Ref} \cdot P_{cel}^{Ref} \cdot P_{dis}^{Ref}}{P_{wall}^{pp}} \quad (VI.3)$$

onde:

$N_{D,ar}^{pp}$ = fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida no ar;

M^{Ref} e M^{pp} : ($M = \overline{M}_o \cdot f_{T,p} \cdot k_h \cdot P_s$) - leituras das câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas respectivamente, corrigidas para efeitos de referência ambientais ($F_{T,p}$): pressão, temperatura e umidade relativa do ar (k_h); e para o efeito de correção da recombinação (P_s);

P_{wall}^{Ref} = fator de correção da parede da câmara cilíndrica de referência;

P_{cel}^{Ref} = fator que leva em conta a "não equivalência de ar" do material no eletrodo central de uma câmara de ionização;

$P_{dis}^{Ref} = 1 - 0,004 \cdot r$, onde r é o raio interno da câmara de referência em mm;

P_{wall}^{pp} = fator de correção da parede da câmara de placas paralelas.

¹ P_s pode ser obtido por meio de dois protocolos; TRS 277^[1] onde se tem a curva de SEFM^[2] e pelo DIN^[3] pela

expressão: $P_s = \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - 1 \right] / \left[\left(\frac{v_1}{v_2} \right)^2 - \left(\frac{v_1}{v_2} \right) \right]$

VII. Incerteza no Fator de Calibração

A incerteza total máxima associada ao fator de calibração do sistema de medida é:

Método de Calibração	Incerteza
Ar	%
Água	%

dentro do limite de incerteza recomendado pelo protocolo da IAEA -TRS 381^[4].

VIII. Recalibração do Sistema de Medida

A calibração das câmaras de dosímetros clínicos deve ser feita a cada dois anos, segundo as recomendações nacionais da Comissão Nacional de Energia Nuclear, através da Norma CNEN-NE-3.06, mas caso sofram algum tipo de manutenção ou dano, as câmaras devem ser recalibradas, pois podem ter sua resposta totalmente alterada, de modo que o seu fator de calibração anterior não seja mais apropriado. A calibração também pode ser solicitada pelo usuário, quando este achar necessário.

A recalibração deste dosímetro deverá ser realizada em _____ / 2000.

IX. Referências Bibliográficas

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams . An international code of practice*. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).
- [2] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Procedimientos recomendados para la dosimetria de fotones y electrones de energias comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos*. SEFM, Madrid, Spain, 1984 (Publicación n.1).
- [3] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen-und Elektronenstrahlung - Ionisationsdosimetrie*. Deutsches Norm DIN 6800, Teil 2, Berlin, 1996.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry*. IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).

IX. ANEXOS

↪ Proposta de um procedimento de dosimetria em feixes de elétrons do usuário utilizando uma câmara de ionização de placas paralelas.

↪ Tabelas de constantes (protocolo TRS 381^[11])

Determinação da dose absorvida na água em feixes de elétrons usando uma câmara de ionização de placas paralelas com o fator de calibração de dose absorvida no ar em feixes de ^{60}Co , $N_{D,w,\text{Co}}^{\text{pp}}$

Instituição: _____

Data: ___/___/___

1. Dados do feixe e do sistema de radiação

- Acelerador: _____
- Energia nominal do feixe: _____ MeV
- Campo (ou cone): _____ X _____ cm² numa SSD = _____ cm
- Taxa de dose nominal do acelerador: _____ unidade de monitor/minuto

Alcances da curva de profundidade de ionização numa SSD = 100 cm		
medidas num simulador de PMMA, $\rho_{\text{user}} = \text{_____ g.cm}^{-3}$		
$R_{50} =$	$R_p =$	$R_{100} =$

Da Tabela I: $C_{pl} = \text{_____}$ $\rho_{\text{tabela}} = \text{_____ g.cm}^{-3}$

Equação: $R_{\text{água}} = R_{\text{phantom}} \cdot \frac{\rho_{\text{user}}}{\rho_{\text{tabela}}} \cdot C_{pl} \Rightarrow R_{\text{água}} = \text{_____} \cdot R_{\text{phantom}}$

Alcances da curva de profundidade de ionização numa SSD = 100 cm		
medidas num simulador de água		
$R_{50} =$	$R_p =$	$R_{100} =$

Energia média na superfície, \bar{E}_o :

- Para medidas de ionização numa SSD = 100 cm

$$\bar{E}_o = 0,818 + 1,935 \cdot R_{50}^I + 0,040 \cdot (R_{50}^I)^2 \Rightarrow \bar{E}_o = \text{_____ MeV}$$

- Para medidas de dose absorvida numa SSD = 100 cm

$$\bar{E}_o = 0,656 + 2,059 \cdot R_{50}^D + 0,022 \cdot (R_{50}^D)^2 \Rightarrow \bar{E}_o = \text{_____ MeV}$$

Profundidade de referência num simulador de água no ponto de referência da câmara (Tabela II):

então, $z_{\text{ref}} = \text{_____ cm}$

$z_{\text{ref}} / R_{p,w} = \text{_____}$ Da Tabela III: $\bar{E}_z / \bar{E}_o = \text{_____}$

Energia média na profundidade de referência na água $z_{\text{ref},w}$: $\bar{E}_z = \bar{E}_o \cdot (\bar{E}_z / \bar{E}_o)$

$$\bar{E}_z = \text{_____ MeV}$$

Profundidade de referência num simulador de PMMA: $z_{\text{ref},\text{phantom}} = \frac{z_{\text{ref},w}}{\text{cte}}$

$$\text{cte} \frac{\rho_{\text{user}}}{\rho_{\text{tabela}}} \cdot C_{pl} = \text{_____} \quad z_{\text{ref},\text{phantom}} = \text{_____ cm}$$

2. Sistemas de medidas

2.a) Câmara cilíndrica de referência e eletrômetro

Câmara: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Raio interno: _____ mm

Material da parede: _____

Espessura da parede: _____ g.cm⁻²

Material do eletrodo: _____

Eletrômetro: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Tensão de Polarização : _____ V

Fator de calibração em termos de dose absorvida no ar: $N_{D,ar} =$ _____ Gy/div
 dado em $P_o = 101,325$ kPa ; $T_o = 20^\circ\text{C}$; Umidade Relativa: 50%

2.b) Câmara de placas paralelas e eletrômetro

Câmara: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Material da parede: _____

Espessura da parede: _____ g.cm⁻²

Espaçamento do eletrodo: _____

Eletrômetro: marca: _____ modelo: _____ série: _____

Tensão de Polarização : _____ V

3. Correção de Leituras do Eletrômetro

Fator de correção ($F_{T,p}$) para condições normais de temperatura (T_1) e pressão (p_1) para a leitura pela expressão:

$$F_{T,p} = \frac{1013,25}{p_1} \cdot \frac{273,15 + T_1}{273,15 + 20} ;$$

Tensão de polarização: $V_{100} =$ _____ V $V_{50} =$ _____ V
 em V_{100} : $\bar{M}_{100} =$ _____ V_{50} : $\bar{M}_{50} =$ _____

Correção da Recombinação:

Para $\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2} =$ _____ e $\frac{V_1}{V_2} =$ _____ , Tabela IV

temos: $P_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} = \text{---}$
 $a_0 = \text{---}$, $a_1 = \text{---}$, $a_2 = \text{---}$ $P_s = \text{---}$

Leitura corrigida:

$M = M_{100} \cdot f_{(T,P)} \cdot P_s \cdot k_h$ $M = \text{---}$

Leitura corrigida no plástico e a correção da fluência do elétron do plástico para a água (Tabela V)

$M = M_{100} \cdot f_{(T,P)} \cdot P_s \cdot k_h \cdot h_{m \rightarrow w}$ $M = \text{---}$

3.a) Câmara cilíndrica de referência

Anexo A: Dados experimentais

3.b) Câmara de placas paralelas

Anexo B: Dados experimentais

4. Dose absorvida na água

4.1. Dose absorvida na água para câmara de ionização cilíndrica

$$D_w(z_{ef}) = M \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{\text{água,ar}}) \cdot P_u \cdot P_{cel}$$

4.2. Dose absorvida na água para câmara de ionização de placas paralelas

$$D_w(z_{ef}) = M \cdot N_{D,ar} \cdot (S_{\text{água,ar}}) \cdot P_Q$$

onde: $P_u = \text{---}$ (Tabela VI)
 $P_{cel} = \text{---}$ (Tabela VII)
 $P_Q = \text{---}$ (Tabela VIII)
 $(S_{\text{água,ar}}) = \text{---}$ (Tabela IX)

Anexo A

CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS EM FEIXES DE ELÉTRONS	ORDEM: DATA: ___/___/___
--	--

DOSÍMETRO DE REFERÊNCIA:

ELETRÔMETRO : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 CÂMARA : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 ESCALA : _____ POL. CÂMARA: _____
 DISTÂNCIA FONTE-SUPERFÍCIE (SSD): _____ cm CAMPO: _____ cm²

Condições Experimentais:

- a) Simulador de água; numa profundidade referência de 2,00 cm no ponto efetivo da câmara, i.e. (0,6.r) onde r = _____ mm. Portanto numa $z_{ref} =$ _____ cm
 b) Pré-irradiação de 400 unidades de monitor
 c) Tempo de estabilidade do sistema 10 minutos

Nas leituras a unidade de monitor foi fixada em 100 u.m.

Tensão ____V	Tensão ____V	$T_i =$ °C	$T_f =$ °C	$T_m =$ °C
Leitura (M_1)	Leitura (M_2)	$P_i =$ kPa	$P_f =$ kPa	$P_m =$ kPa
		$H_i =$ %	$H_f =$ %	$H_m =$ %
$\overline{M}_1 =$	$\overline{M}_2 =$	$f_{(T,P)} = \frac{101,325}{P} \times \frac{273,15 + T}{293,15}$		$f_{(T,P)} =$
s =	s =			

Correção da Recombinação:

Para $\frac{M_1}{M_2} =$ _____ e $\frac{V_1}{V_2} =$ _____

Para feixe pulsante, temos: $P_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} =$ _____
 $a_0 =$ _____, $a_1 =$ _____, $a_2 =$ _____ $P_s =$ _____

$$M^{Ref} = M \cdot f_{(T,P)} \cdot P_s \cdot k_h = M^{Ref} =$$

Realizado por : _____

Anexo B

	CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS EM FEIXES DE ELÉTRONS	ORDEM: DATA: ___/___/___
--	--	--

DOSÍMETRO EM ANÁLISE:

ELETRÔMETRO : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 CÂMARA : _____ - Mod.: _____ Série: _____
 ESCALA : _____ POL. CÂMARA: _____
 DISTÂNCIA FONTE-SUPERFÍCIE (SSD): _____ cm CAMPO: _____ cm²

Condições Experimentais:

a) *Simulador de água*; numa profundidade referência de 2,00 cm no ponto efetivo da câmara, i.e. (0,6.r) onde r = _____ mm. Portanto numa z_{ref} = _____ cm
 b) Pré-irradiação de 400 unidades de monitor
 c) Tempo de estabilidade do sistema 10 minutos

Nas leituras a unidade de monitor foi fixada em 100 u.m.

Tensão ____ V	Tensão ____ V	T _i = °C	T _f = °C	T _m = °C
Leitura (M ₁)	Leitura (M ₂)	P _i = kPa	P _f = kPa	P _m = kPa
		H _i = %	H _f = %	H _m = %
$\bar{M}_1 =$ s =	$\bar{M}_2 =$ s =	$f_{(T,P)} = \frac{101,325}{P} \times \frac{273,15 + T}{293,15}$		$f_{(T,P)} =$

Correção da Recombinação:

Para $\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2} =$ _____ e $\frac{V_1}{V_2} =$ _____

Para feixe pulsante, temos: $P_S = a_0 + a_1 \left(\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2}\right) - a_2 \left(\frac{\bar{M}_1}{\bar{M}_2}\right)^2$; para $\frac{V_1}{V_2} =$ _____

$a_0 =$ _____, $a_1 =$ _____, $a_2 =$ _____ $P_S =$ _____

$M^{Ref} = M \cdot f_{(T,P)} \cdot P_S \cdot k_h = M^{Ref} =$

Realizado por : _____

Tabela I: Fator de proporcionalidade C_{pl} para alcances e profundidades em diferentes plásticos para dosimetria de feixe de elétron^a.

	PMMA	Poliestireno	Poliétileno	A-150	Água Sólida (WTI)	Água Plástica
C_{pl}	1,123	0,981	0,908	1,067	0,967	0,991
ρ (g.cm ⁻²)	1,190	1,060	0,940	1,127	1,020	1,013
\bar{z}	5,85	5,29	4,75	5,49	5,95	6,61

Tabela II: Profundidade de referência num simulador de água para medida de dose absorvida em **feixes de elétrons**

Feixe de elétron [MeV]	Profundidade de referência num simulador, Z_{ref}
$\bar{E}_0 < 5$	R_{100}^D
$5 \leq \bar{E}_0 < 10$	R_{100}^D ou 1 cm ^a
$10 \leq \bar{E}_0 < 20$	R_{100}^D ou 2 cm ^a
$20 \leq \bar{E}_0 \leq 50$	R_{100}^D ou 3 cm ^a

a - sempre a profundidade maior deverá ser escolhida

Tabela III: Relação da energia média na profundidade z , \bar{E}_z , e a energia média na superfície do simulador, \bar{E}_0 , para **feixes de elétrons** na água (Profundidade dada como uma fração de R_p)

z/R_p	Energia média na superfície, \bar{E}_0 [MeV]						
	2 ^a	5	10	20	30	40	50
0,00	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,05	0,945	0,943	0,941	0,936	0,929	0,922	0,915
0,10	0,890	0,888	0,884	0,875	0,863	0,849	0,835
0,15	0,835	0,831	0,826	0,815	0,797	0,779	0,761
0,20	0,777	0,772	0,766	0,754	0,732	0,712	0,692
0,25	0,717	0,712	0,705	0,692	0,669	0,648	0,627
0,30	0,656	0,651	0,645	0,633	0,607	0,584	0,561
0,35	0,592	0,587	0,583	0,574	0,547	0,525	0,503
0,40	0,531	0,527	0,523	0,514	0,488	0,466	0,444
0,45	0,468	0,465	0,462	0,456	0,432	0,411	0,390
0,50	0,415	0,411	0,407	0,399	0,379	0,362	0,345
0,55	0,362	0,359	0,355	0,348	0,329	0,314	0,299
0,60	0,317	0,313	0,309	0,300	0,282	0,269	0,256
0,65	0,274	0,270	0,265	0,255	0,239	0,228	0,217
0,70	0,235	0,231	0,226	0,216	0,202	0,192	0,182
0,75	0,201	0,197	0,191	0,180	0,168	0,159	0,150
0,80	0,168	0,164	0,159	0,149	0,138	0,131	0,124
0,85	0,141	0,137	0,131	0,120	0,111	0,105	0,099
0,90	0,118	0,114	0,108	0,096	0,089	0,084	0,079
0,95	0,095	0,091	0,086	0,076	0,069	0,065	0,061
1,00	0,081	0,077	0,071	0,059	0,053	0,049	0,045

a - valores extrapolados usando um ajuste polinomial de terceiro grau em cada profundidade

Tabela IV: Coeficientes para o cálculo de P_s pelo método de "duas tensões" em radiações pulsantes e pulsos analisados.

V_1/V_2	Radiações Pulsantes			Radiações de Pulsos Analisados		
	a_1	a_2	a_3	a_1	a_2	a_3
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

