



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE METODOLOGIA
DE FEIXES TERAPÊUTICOS DE RAIOS X COM
SISTEMA TANDEM**

CARLA ERI SARTORIS

**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
2001**

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE
METODOLOGIA DOSIMÉTRICA DE FEIXES
TERAPÊUTICOS DE RAIOS X COM SISTEMA
TANDEM**

CARLA ERI SARTORIS



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
2001

Às pessoas que amo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço de forma especial à Dra. Linda V.E. Caldas tanto pela oportunidade de realização deste trabalho bem como por sua dedicação e extrema paciência nesta orientação.

Agradeço ainda:

- ❖ Ao Sr. Marcos Xavier, pela amizade e colaboração no desenvolvimento deste trabalho.
- ❖ Ao grupo do Laboratório de Calibração de Instrumentos, pelo apoio e pela colaboração.
- ❖ Às Sras. Cecília M. K. Haddad, pela oportunidade de início deste trabalho e Regina M. G. Lopes, pela oportunidade de continuação do mesmo, assim como a todo o Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela compreensão e apoio.
- ❖ Ao M.Sc. Edvaldo P. Galhardo, por todas as sugestões e esclarecimentos.
- ❖ Ao M.Sc. Renato Assenci Ros, por toda a colaboração, amizade e sabedoria em seus conselhos.
- ❖ A todo o grupo do Setor de Radioterapia do Instituto Brasileiro de Controle do Câncer, em especial ao Sr. Adelmo José Giordani, pela compreensão e amizade neste período.
- ❖ Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares pela possibilidade de realização deste trabalho.
- ❖ Ao CNPq, pelo financiamento parcial deste trabalho.
- ❖ A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.

DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE METODOLOGIA DOSIMÉTRICA DE FEIXES TERAPÊUTICOS DE RAIOS X COM SISTEMA TANDEM

Carla Eri Sartoris

Resumo

Em radioterapia ainda são utilizados os feixes de raios X de energias intermediárias e, a fim de se obter resultados satisfatórios, necessita-se de controle periódico tanto das câmaras de ionização utilizadas nas medidas quanto das características dos feixes de radiação. Este controle é feito utilizando-se procedimentos padrões de dosimetria, como por exemplo determinação das camadas semi-redutoras dos feixes e das taxas de dose absorvida. Foi estabelecido um sistema Tandem, constituído por um par de câmaras de ionização comerciais (uma de placas paralelas e outra cilíndrica), para as medidas em instituição hospitalar, em substituição ao procedimento convencional de determinação de camadas semi-redutoras utilizando-se absorvedores. Os resultados obtidos mostram a aplicabilidade deste sistema em procedimentos de dosimetria para os feixes de ortovoltagem utilizados em radioterapia, como complemento de um programa de controle de qualidade.

DEVELOPMENT AND APPLICATION OF A DOSIMETRIC METHODOLOGY OF THERAPEUTIC X RADIATION BEAMS USING A TANDEM SYSTEM

Carla Eri Sartoris

Abstract

In radiotherapy the use of orthovoltage X radiation beams is still recommended; to obtain satisfactory results, a periodic control is necessary to check the performance of the ionization chambers and the radiation beams characteristics. This control is performed by using standard dosimetric procedures, as for example the determination of half-value layers and the absorbed dose rates. A Tandem system was established in this work using a pair of ionization chambers (a thimble type and a superficial type) used for measures in a medical institution, in substitution to the routine conventional procedure of determination of half-value layers using absorbers. The results obtained show the application of this method in dosimetric procedures of orthovoltage beams (radiotherapy) as a complement for a quality control program.

SUMÁRIO

	Página
1.INTRODUÇÃO	1
2.FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
2.1.Produção de Raios X	7
2.2.Interação da Radiação com a Matéria	10
2.2.1.Efeito Fotoelétrico	11
2.2.2.Efeito Compton	12
2.2.3.Produção de Pares	13
2.3.Teoria Cavitária	14
2.4.Teoria de Bragg-Gray	15
2.5.Equilíbrio Eletrônico	16
2.6.Câmaras de Ionização	17
2.6.1.Câmara de Ionização Cilíndrica	19
2.6.2.Câmara de Ionização de Placas Paralelas	21
2.7.Eletrômetros	22
2.8.Grandezas Dosimétricas	25
2.8.1.Exposição	25
2.8.2.Dose Absorvida	25
2.8.3.Kerma	26
2.9. Qualidade dos Feixes de Radiação	27
2.10.Camada Semi-Redutora	28
2.11.Energia Efetiva	31
2.12.Calibração de Câmaras de Ionização	32
2.13.Sistema Tandem	34

3. MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1. Fontes de Radiação	37
3.1.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN	37
3.1.2. Hospital das Clínicas – FMUSP	38
3.2. Sistemas de Medidas	39
3.2.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN	39
3.2.2. Hospital das Clínicas – FMUSP	40
3.3. Sistemas Auxiliares	41
3.3.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN	41
3.3.2. Hospital das Clínicas – FMUSP	41
4. RESULTADOS	44
4.1. Calibração das Câmaras de Ionização com Radiação X e Gama	44
4.2. Testes de Programa de Controle de Qualidade	48
4.2.1. Teste de Repetibilidade	49
4.2.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo	50
4.2.3. Teste de Corrente de Fuga	54
4.3. Determinação das Camadas Semi-Redutoras	56
4.4. Linearidade da Resposta das Câmaras de Ionização	64
4.5. Dependência Energética das Câmaras de Ionização	66
4.6. Curvas Tandem	69
4.7. Estabilidade do Sistema Tandem	70
5. CONCLUSÕES	73
APÊNDICE	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81

1.INTRODUÇÃO

A Radioterapia é uma especialidade médica que visa o tratamento de patologias tumorais (benignas ou malignas), utilizando a radiação ionizante oriunda de raios X e de fontes radioativas, seladas ou não, naturais ou produzidas em laboratório.

Desde o início da Radioterapia (há mais de 50 anos), seu desenvolvimento foi grande e tende a ser maior, não só no aspecto tecnológico como também em termos de conceitos.

No início só eram utilizados os feixes de raios Grenz (10 a 20 kV), os feixes superficiais (50 a 150 kV) e os feixes de ortovoltagem (150 a 500 kV), em terapias com feixes diretos e, atualmente, já se trabalha, também, com feixes de fótons (e/ou elétrons) de aceleradores lineares de até 23 MeV, em terapias conformacionais⁽⁶⁰⁾.

Em termos de conceito, antigamente a dose era quantificada como dose eritema, enquanto que hoje tem-se uma preocupação muito maior, utilizando-se os histogramas de dose-volume, que analisam as doses recebidas tanto pelo tumor como também nas adjacências e cuja relação indica a qualidade do tratamento⁽⁶⁰⁾.

Quanto aos avanços tecnológicos, pode-se citar⁽⁵²⁾:

- Terapia conformada (ou conformacional): é aquela que adequa a forma do campo de irradiação ao volume alvo, seja por meio de colimadores *multi-leaf* ou por colimações de chumbo feitas de acordo com este volume, utilizando várias entradas de campo, cujo intuito é restringir ao máximo a irradiação do tecido sadio;
- Colimadores independentes: os quatro colimadores de campo passam a ter movimentos independentes, ou seja, não mais movimentam-se aos pares, podendo, então, ter dimensões diferentes em relação ao centro do campo de irradiação, o que permite a redução do campo durante o tratamento sem alteração do seu centro;
- Filtros dinâmicos: recurso ou função dos colimadores independentes que, fechando-se no decorrer da aplicação (da irradiação), simulam a existência de um filtro físico. A angulação destes filtros dinâmicos (15° , 30° , 45° , 60°) é dada pela velocidade com que o colimador fecha. Este recurso evita possíveis equívocos na colocação do filtro e também elimina a necessidade de tê-los;
- *Multi-leaf*: é um colimador formado por folhas múltiplas (cilindros delgados), que tomam a forma desejada para o campo de irradiação, por exemplo, substituindo colimações

feitas por blocos de chumbo (ou *Cerrobend*) de formas definidas, a fim de proteger determinadas áreas dentro do campo de irradiação, ou adequando o campo à forma desejada, ou conformada, de acordo com o volume alvo (terapia conformacional).

Todo esse desenvolvimento contou com a participação ativa de físicos e engenheiros.

O intuito da radioterapia curativa, hoje em dia, é fornecer a maior dose possível ao tumor, mantendo a dose em tecidos normais adjacentes em níveis baixos, a ponto de não causar danos. As doses ministradas aos pacientes são determinadas segundo normas e recomendações^(4,5,25,27-29,43,44,48-51,55), eliminando-se o conceito de dose eritema.

Além disso, existe uma tendência mundial de substituição de feixes de raios X de energias baixas e intermediárias (cuja utilização já é bastante pequena) por feixes de elétrons de aceleradores lineares⁽⁶⁰⁾. Entretanto, em termos de Brasil, essa é uma realização ainda relativamente distante. Obviamente, nos últimos 10 anos ocorreu uma mudança significativa em termos de adequação de equipamentos, o que implicou em um custo relativamente alto e, ainda assim, tem-se quantidade significativa de equipamentos de ortovoltagem em funcionamento no país.

Por outro lado, vem ocorrendo uma iniciativa do governo federal em re-equipar as instituições de saúde do País. Paralelo a isso, existe um Programa de Controle de Qualidade, também por iniciativa do governo, cujo intuito é implantar o programa proposto por ARCAL XXX⁽³²⁾.

A utilização de feixes de raios X com finalidade terapêutica requer o conhecimento de suas características, uma vez que estas variam dependendo do equipamento utilizado.

Portanto, é extremamente importante o preciso conhecimento da quantidade de radiação a que se vai expor um paciente ^(6,28), a fim de que o tratamento tenha um resultado satisfatório, sem que ocorra sub-dosagem ou danos por super-dosagem da mesma.

Para que esta quantidade de dose seja conhecida são utilizados procedimentos de dosimetria, com equipamentos tais como câmaras de ionização e eletrômetros, que em conjunto são denominados dosímetros clínicos, devidamente calibrados em instituições governamentais credenciadas. As câmaras de ionização devem ser bem estudadas quanto as suas características^(6,13,41,45,59).

Estes procedimentos de dosimetria são recomendados por instituições como, por exemplo, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), por meio de publicações, e também por legislações nacionais.

Um dos procedimentos básicos é a determinação das camadas semi-redutoras e das energias efetivas dos feixes disponíveis no equipamento em questão.

Para a determinação das camadas semi-redutoras é feito um procedimento de medidas do feixe utilizando-se o método convencional adicionando-se absorvedores externos ao feixe, o que implica em um tempo grande de medidas.

Com o passar do tempo, o controle de qualidade vem assumindo papel importante em todas as áreas, inclusive na área de dosimetria, incluindo nível hospitalar. Com isto, foi elaborada pela IAEA uma publicação sobre o programa de controle de qualidade, com o intuito de orientar aos usuários de radiações ionizantes sobre a melhor maneira de estabelecer um programa que garanta a confiabilidade do serviço perante à comunidade.

No Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN vêm sendo desenvolvidas câmaras de ionização especiais, de placas paralelas, há mais de 10 anos, para radiação X ^(1,2,8,11), de elétrons ⁽⁵⁸⁾ e beta ^(14,15,16), para utilização no programa de controle de qualidade do laboratório e de serviços de radioterapia. Foram desenvolvidos, inicialmente, sistemas Tandem compostos por câmaras de ionização de placas paralelas com materiais diferentes dos eletrodos coletores, para tornar a resposta da uma das câmaras dependente da energia da radiação ^(1,2,8).

Este trabalho tem por objetivo propor uma alternativa à metodologia convencional rotineira na determinação das camadas semi-redutoras em feixes de raios X de energias intermediárias, pelo uso de um Sistema Tandem, composto de câmaras comerciais de tipos diferentes, e ainda acompanhar sua estabilidade ao longo do tempo. O Sistema Tandem é formado por duas câmaras disponíveis no Serviço de Radioterapia. O intuito deste procedimento é otimizar o tempo de medição, possibilitando que a metodologia possa ser realizada com maior frequência, uma vez que o tempo necessário neste caso é bastante reduzido em relação ao método convencional. A metodologia proposta neste trabalho poderá facilmente ser implantada num programa de qualidade permanente.

2.FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Produção de Raios X

A produção de raios X ocorre quando da interação de um elétron com um átomo surge uma lacuna, ou seja, no re-arranjo das camadas para o estado fundamental existe a liberação de energia - raios X característicos, cuja energia é bem definida possuindo, portanto, um espectro discreto - ou da interação de um feixe de elétrons em alta velocidade com um alvo (*Bremsstrahlung*).

Basicamente, como se pode observar na Figura 2.1, um tubo de raios X é composto por anodo e catodo confinados em uma ampola de vidro mantida a vácuo e refrigerada pela utilização de óleo e/ou água.

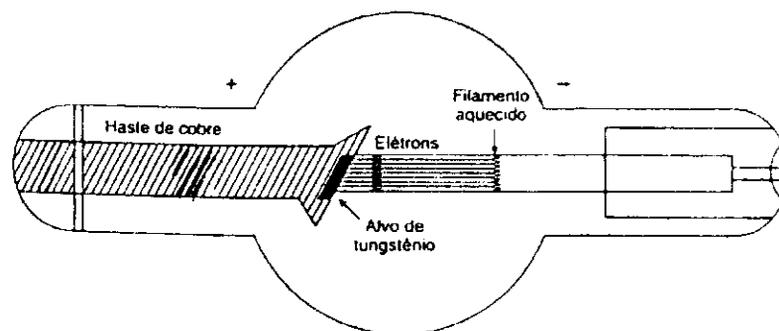


Figura 2.1 - Esquema de um tubo de raios X ⁽⁵³⁾

O catodo é um filamento cujo material possui número atômico e ponto de fusão altos, em geral de tungstênio, a fim de, ao ser aquecido, liberar os elétrons por efeito termoiônico que serão acelerados em direção ao alvo (anodo) por uma diferença de potencial

aplicada no tubo. A interação do alvo com estes elétrons é o que se chama de radiação de frenamento ou efeito *Bremsstrahlung*. Isto significa que a energia cinética do elétron diminui, ao ser desacelerado quando passa próximo ao núcleo e esta quantidade de energia aparece sob a forma de energia eletromagnética, ou seja, de fótons. O resultado é a produção dos raios X. Este fenômeno gera muita energia, porém a maior parte (cerca de 90%) é convertida em calor, que será retirado do tubo pelo sistema de refrigeração.

Com relação ao espectro de energia de um feixe de raios X produzido, ao contrário dos raios X característicos, ele é chamado de contínuo, uma vez que é constituído por uma série de energias, que podem variar de valores muito baixos até o valor de toda a energia cinética, somadas à própria radiação característica ⁽⁴⁰⁾.

Portanto, pode-se dizer que este espectro é formado em consequência de dois fenômenos: a interação do campo coulombiano entre elétrons e átomos do alvo, cuja observação se dá pelas linhas contínuas referentes às transições entre as camadas em decorrência das ionizações e, também, pela radiação *Bremsstrahlung*, cuja energia varia de zero até um valor máximo.

Entretanto, a contribuição desses fótons de energias baixas pode ser retirada do espectro pela filtração inerente do tubo, ou seja, pela própria janela do tubo, o que é um aspecto interessante, uma vez que essas energias não são consideradas úteis num feixe com fins terapêuticos. Além disto, pode-se e deve-se adicionar outros filtros (cujo material é escolhido de acordo com a necessidade), que são

chamados de filtros adicionais, com a finalidade de se retirar contribuições remanescentes de radiação de baixas energias. Isto resulta num feixe estreito, mais apropriado para a utilização terapêutica, como se pode observar na Figura 2.2.

Pode-se, então, dizer que o conjunto dessas filtrações (inerente e adicional) é chamado de filtração total e é considerado como parâmetro importante na especificação de um feixe de raios X.

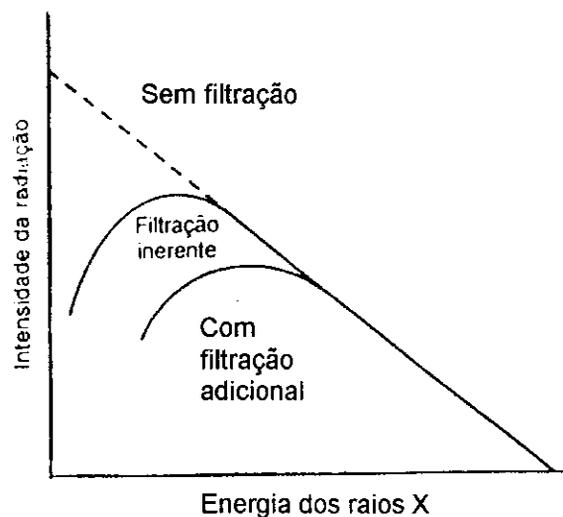


Figura 2.2 - Espectros típicos de raios X com filtração inerente, filtração adicional e sem filtração ⁽⁴⁰⁾.

Na ausência da filtração total, os espectros de energia são dados pela equação de Kramer ⁽⁴⁰⁾:

$$I_E = KZ(E_m - E)$$

onde:

I_E : intensidade dos fótons com energia E

Z : número atômico do alvo

E_m : energia máxima dos fótons

K : constante

A energia máxima possível de um fóton produzido por *Bremsstrahlung* é igual à energia do elétron incidente. Em unidades de

keV, esta energia é numericamente igual à tensão aplicada na ampola. Portanto, pode-se obter o valor desta tensão, por extrapolação, pois quando:

$$I_E = 0 \quad \rightarrow \quad E = E_m.$$

2.2. Interação da Radiação com a Matéria

Na interação da radiação com a matéria podem ocorrer vários tipos de efeitos, que dependem tanto da energia dos fótons incidentes como do material que compõe o alvo:

- 1) Desvio da trajetória do fóton incidente;
- 2) Absorção total deste fóton.

Independentemente de qual dos dois efeitos ocorra, se for proveniente de uma única interação, o fenômeno é chamado de ionização primária, onde o resultado é a retirada de um elétron do alvo. Este elétron é chamado de elétron secundário, cuja energia pode ser no máximo igual à energia do fóton incidente, e pode originar novas ionizações até que toda sua energia seja consumida ou liberada. Portanto, para uma única ionização primária, pode-se ter a ocorrência de várias ionizações secundárias.

Os efeitos possíveis de ocorrer numa interação são:

- 1) Efeito Fotoelétrico
- 2) Efeito Compton
- 3) Produção de Pares

2.2.1. Efeito Fotoelétrico

Neste caso, ocorre a absorção total do fóton com a liberação de um elétron do átomo, que é chamado de fotoelétron. A condição para esta ocorrência é que a energia do fóton incidente (E_i) deve ser da ordem, porém maior, da energia de ligação (W) do elétron da camada mais interna do alvo. É uma interação com elétrons fortemente ligados, onde a energia cinética (E_c) excedente será transferida ao elétron, que será ejetado com velocidade que depende das energias do fóton incidente e de ligação do elétron ao átomo. Portanto, a energia cinética será dada por:

$$E_c = E_i - W$$

O átomo, então, fica ionizado e para voltar ao estado fundamental re-arranjar-se-á, para que não existam lacunas em suas camadas mais internas. Deste fato, ocorre a emissão dos raios X característicos (Figura 2.3), cuja energia tem valor bem definido, uma vez que ocorre em camadas de energias bem definidas.

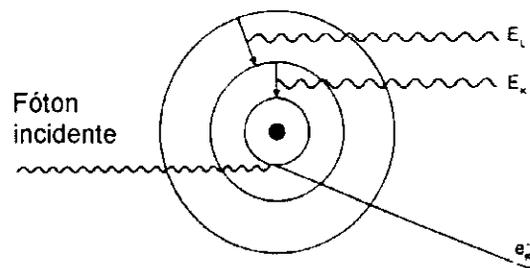


Figura 2.3 - Representação gráfica do Efeito Fotoelétrico e raios X característicos ⁽⁵²⁾.

A secção de choque, ou a probabilidade de ocorrência deste efeito, depende da energia do fóton incidente e do número atômico (Z) do material do absorvedor.

2.2.2. Efeito Compton

Neste efeito, a interação ocorre entre o fóton incidente e os elétrons mais externos ao átomo. É uma interação entre um fóton e elétrons fracamente ligados ao átomo. O fóton incidente “vê” o elétron como sendo um elétron livre, uma vez que sua energia é muito maior que a energia de ligação do elétron na camada.

Assim, o elétron é ejetado, porém, somente com parte da energia do fóton incidente e este, por sua vez, é espalhado com energia menor ($E' = hv'$) que a energia que possuía antes da interação ($E = hv_0$), sendo, ainda, defletido em ângulo ϕ em relação à trajetória original, enquanto o elétron ejetado terá ângulo θ em relação à direção do fóton incidente, conforme se observa na Figura 2.4.

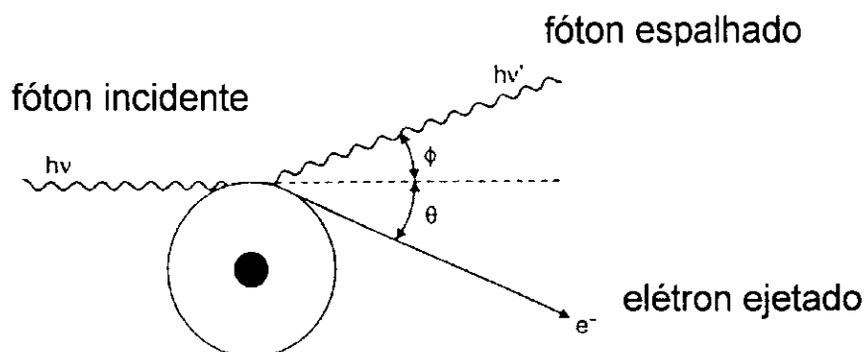


Figura 2.4 - Representação gráfica do Efeito Compton ⁽⁵²⁾

O elétron ejetado também é chamado de elétron de recuo e sua energia cinética é dada por:

$$E_C = E \frac{\alpha(1 - \cos\phi)}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)}$$

onde:

$$\alpha = E/m_0c^2$$

Φ : é o ângulo de deflexão do fóton espalhado em relação à trajetória de incidência

sendo: $E = h\nu_0$: energia do fóton incidente

$$m_0c^2 = 0,511 \text{ MeV} : \text{energia de repouso do elétron}$$

Este efeito predomina para fótons de energias acima de 40 keV e sua secção de choque dependerá do número de elétrons disponíveis por átomo do absorvedor utilizado.

2.2.3. Produção de Pares

Este efeito ocorre quando fótons de energia maior ou igual a 1,022 MeV passam próximos ao núcleo do átomo (Figura 2.5). Ocorrendo a interação entre os dois, o fóton é aniquilado, dando origem a um par elétron-pósitron, cuja energia cinética dependerá da energia excedente a 1,022 MeV que o fóton incidente possa ter.

Portanto, tem-se a seguinte distribuição energética:

$$E = 1,022(\text{MeV}) + E_e + E_{e^+}$$

onde:

E_e : energia cinética do elétron

E_{e^+} : energia cinética do pósitron

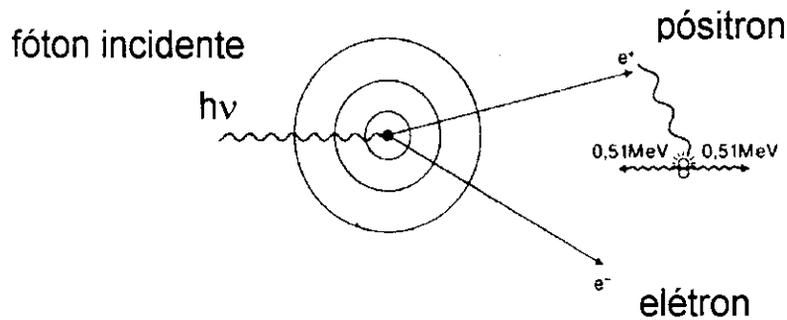


Figura 2.5 - Representação gráfica da Produção de Pares ⁽⁵²⁾

Como ambos, elétron e pósitron, perdem energia no meio, assim que o pósitron praticamente não tiver mais energia cinética, ocorrerá nova aniquilação, desta vez entre este e qualquer elétron livre do meio, originando dois fótons, emitidos em sentidos opostos, de 0,511 MeV cada.

A secção de choque para este efeito aumenta rapidamente com o aumento da energia excedente a 1,022 MeV do fóton incidente e depende do número atômico do alvo.

2.3. Teoria Cavitária

A Teoria da Cavidade tem como objetivo relacionar a dose absorvida num detector de radiação, de diversos tamanhos e constituições, com a dose absorvida num meio, de número atômico e constituição diferentes. Quando houver a introdução num meio de um detector de radiação (que invariavelmente possui número atômico e

densidade diferentes do meio em que foi introduzido) para se medir a dose que foi absorvida, cria-se uma descontinuidade no meio, representando uma cavidade. O tamanho desta cavidade, comparando-a com o alcance dos elétrons que estão interagindo com o meio, determina o tipo de teoria a ser utilizada.

Assim, existem alguns modelos de teoria cavitária, que aqui não serão discutidos. Entretanto, o mais utilizado é o modelo proposto por Bragg e Gray, descrito por Attix ⁽⁶⁾, que foi o primeiro e o mais simples, muito embora posteriormente tenha sido mais elaborado.

2.4. Teoria de Bragg-Gray

Gray enunciou esta teoria em 1929, baseando-se na ionização do ar pela radiação gama; entretanto, Bragg já havia estudado o assunto em 1912, em termos qualitativos.

A determinação da dose absorvida num meio irradiado é realizada utilizando-se um detector de radiação inserido neste meio, sendo que a constituição destes meios não necessariamente será a mesma. Os dois elementos (meio e detector) em geral não possuem os mesmos valores de número atômico e densidade. Segundo esta teoria, a cavidade pode ser constituída por um gás, um líquido ou um sólido.

Se o meio for irradiado uniformemente e garantindo-se o equilíbrio eletrônico (ver item 2.5), tem-se que a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida pelos fótons, por meio das interações no elemento de volume.

Portanto, a relação de Bragg-Gray ⁽⁶⁾ é dada por:

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot {}_m S_{cavidade}^{meio}$$

onde:

D_{meio} e $D_{cavidade}$: doses absorvidas no meio e na cavidade

${}_m S_{cavidade}^{meio}$: relação entre os poderes de frenamento de massa médio do meio e da cavidade

2.5. Equilíbrio Eletrônico

De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria podem perder toda sua energia em ionizações num determinado volume de ar, sendo que as cargas de mesmo sinal devem ser somadas ⁽⁴⁰⁾. Por outro lado, alguns elétrons originados fora deste volume podem depositar sua energia dentro dele e vice-versa. A compensação destas cargas depositadas dentro e fora do volume de ar geram a condição de equilíbrio eletrônico, que é utilizada para a definição da grandeza exposição.

Este conceito também é utilizado para as “capas de equilíbrio eletrônico” que são usadas em câmaras de ionização quando de sua

utilização em feixes de energias altas, com o intuito de atenuar os fótons, possibilitando a condição de equilíbrio eletrônico.

2.6.Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização detectam as interações ocorridas em um meio quando da passagem da radiação por ele, coletando os íons produzidos pela radiação ionizante no volume de ar do detector, quando sob a aplicação de um campo elétrico.

São constituídas de um anodo (coletor central) e por uma parede revestida de material condutor (catodo); a cavidade delimitada pela parede constitui o volume sensível, preenchido por gás ou mistura de gases, em pressão relativamente baixa. Atenção especial deve ser dada a alguns detalhes como, por exemplo, distância entre parede-eletrodo e espessura da parede a fim de se obter a condição de equilíbrio eletrônico.

Ao se aplicar um campo elétrico entre os eletrodos de uma câmara de ionização, os pares de íons são separados, o que implica que os íons negativos migrarão para o anodo e os positivos para o catodo, gerando um fluxo que produz uma corrente muito baixa (em torno de 10^{-12} A), que é medida por um eletrômetro. O fato das câmaras não serem em geral seladas acarreta duas situações: gera um fator que comumente afeta as leituras obtidas que é a umidade, recomendando-se manter o equipamento na presença de

sílica ou em estufa, e a devida correção ⁽²⁶⁾ da leitura obtida para o fator de correção para as condições ambientais de temperatura e pressão, conforme segue:

$$f(T, p) = \frac{(273,15 + T) p_{ref}}{(273,15 + T_{ref}) p}$$

onde:

$f(T, p)$: fator de correção para temperatura e pressão

T, p : temperatura e pressão ambientais

T_{ref}, p_{ref} : temperatura e pressão de referência: 20°C e 1013,25 kPa

A câmara de ar livre é uma câmara idealizada para a medição da grandeza exposição, cuja utilidade é a calibração de outros instrumentos que medem radiação ionizante. Ela está intimamente ligada ao conceito de equilíbrio eletrônico, necessitando de dimensões maiores à medida que aumenta a energia dos fótons. Portanto, existe uma limitação de ordem prática para sua utilização, o que determina sua aplicabilidade com o sistema padrão primário à pressão atmosférica para medidas de fótons com energias até 300 keV.

A fim de dar continuidade à determinação da grandeza exposição, outra câmara foi desenvolvida, denominada câmara cavitária, baseando-se no princípio da teoria de Bragg-Gray, capaz de medir a dose absorvida num material exposto a feixes de radiação X e gama até 3 MeV (com a utilização de capa de equilíbrio eletrônico). Destê fato tem-se o porquê da unidade antiga, roentgen (R), ser definida somente para esta faixa de energia ⁽³⁸⁾.

Serão apresentadas, a seguir, os tipos de câmaras de ionização utilizadas neste trabalho.

2.6.1. Câmara de Ionização Cilíndrica

A câmara de ionização do tipo cilíndrica foi desenvolvida para as medidas de rotina, possuindo fácil manuseio e grande versatilidade, dado que as câmaras do tipo padrão destinam-se à utilização em Laboratórios de Padronização.

O princípio de funcionamento baseia-se tanto em equilíbrio eletrônico como na teoria cavitária de Bragg-Gray, o que possibilita a determinação da exposição no intervalo de 40 keV a 3 MeV. Entretanto, como a medição da exposição não é feita diretamente, é necessária a sua calibração em relação a um dosímetro do tipo padrão primário. Então, a câmara passa a ser denominada de padrão secundário.

O instrumento consiste de uma parede sólida (Figura 2.6), condutora, que delimita um volume de ar de pequenas dimensões, no qual existe um eletrodo, no centro, que coleta os íons formados no ar. O material de constituição da parede e do eletrodo é equivalente ao ar, a fim de não causar perturbação no campo de radiação, o que significa que a parede comporta-se como uma camada de ar condensado, não perturbando 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 sensível de ar.

A espessura da parede é sempre maior que o alcance dos elétrons gerados fora da câmara, o que implica que toda ionização detectada pelo eletrodo central é associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume sensível, uma vez que ocorre o equilíbrio eletrônico na parede da câmara.

Para a medição de feixes de energia acima de 300 keV utiliza-se um artifício que é a colocação de uma capa, em geral de polimetil metacrilato (Lucite) com aproximadamente 4 mm de espessura (capa de equilíbrio eletrônico). Isto faz com que a espessura da parede seja aumentada criando a condição de equilíbrio eletrônico e impedindo que os elétrons gerados fora da câmara penetrem em seu volume sensível. Neste esquema, o sistema passa a ser considerado como uma simulação de câmara cavitária.

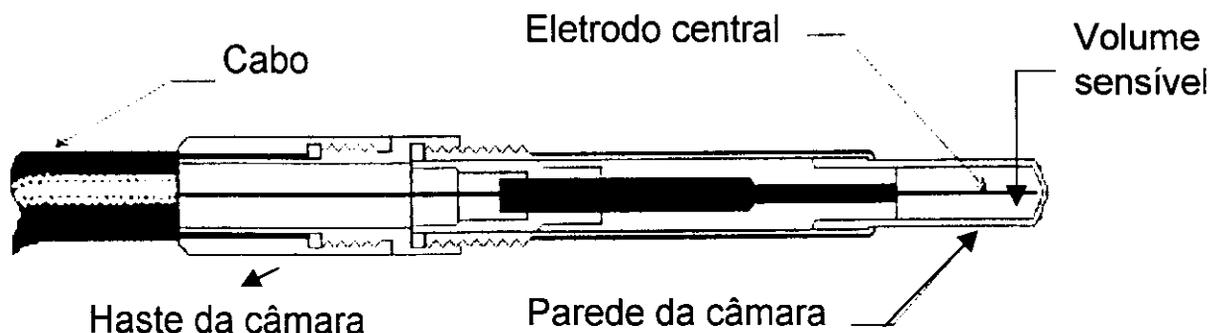


Figura 2.6 - Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica ⁽⁴⁰⁾

2.6.2. Câmara de Ionização de Placas Paralelas

A dosimetria da radiação X produzida por tensões na faixa de 12 a 70 kV apresenta dificuldades especiais devido à absorção da radiação pelo meio, considerável, mesmo utilizando-se paredes finas de material equivalente ao ar. Portanto, para esses casos, utiliza-se a câmara de placas paralelas (também denominada de câmara superficial) (Figura 2.7), cujas paredes constituem os próprios eletrodos, distanciados de 5 mm. Assim, a probabilidade de recombinação entre os íons positivos e negativos é pequena, garantindo-se a coleta de todos os íons produzidos no volume sensível, obtendo-se a saturação da corrente de ionização, mesmo em taxas altas de exposição.

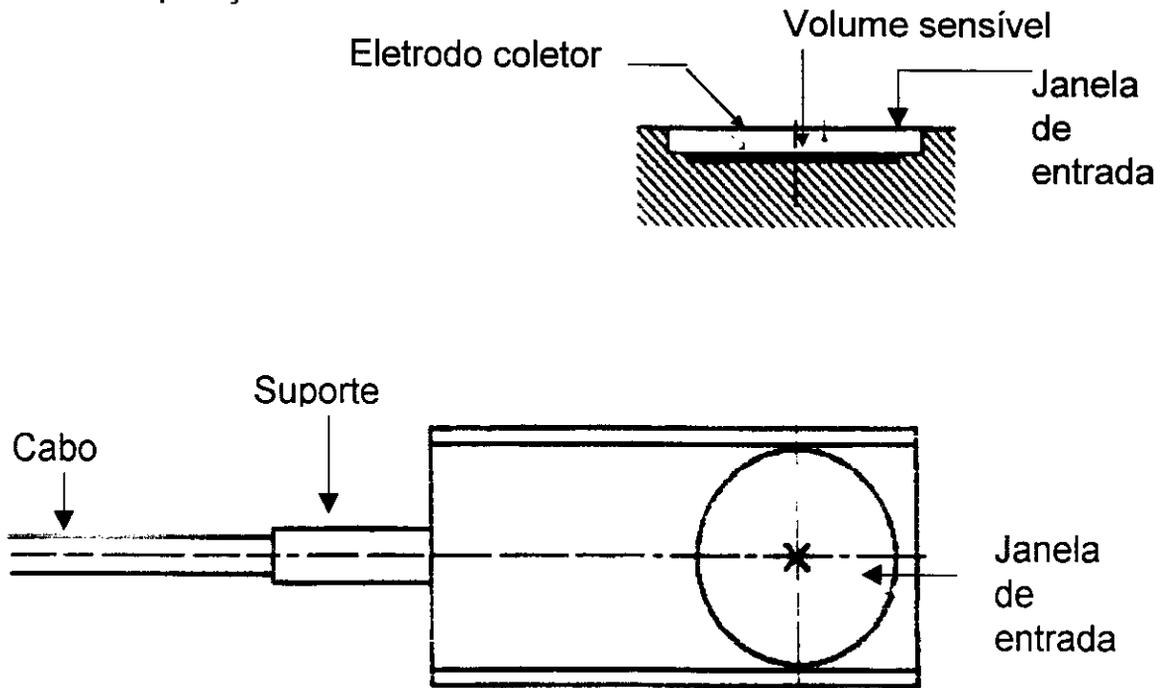


Figura 2.7 - Esquema de uma câmara de ionização de placas paralelas⁽⁴⁷⁾.

Recomenda-se a utilização deste tipo de câmara para a medição de feixes de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV,

entretanto, elas devem necessariamente ser utilizadas para feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV ^(25,28,29). Para distâncias grandes entre a câmara e a fonte, o comportamento desta câmara assemelha-se ao de uma câmara de extrapolação, que é um tipo especial de câmara de placas paralelas, baseada na teoria cavitária de Bragg-Gray, e é o instrumento principal de medidas para a determinação da taxa de dose absorvida gerada da radiação X de energias baixas e da radiação beta, pouco penetrantes na matéria.

Existem disponíveis no mercado diversos tipos de câmaras de ionização, como por exemplo, as esféricas, de poço, etc. Entretanto, como neste trabalho elas não foram utilizadas, fica aqui somente a citação da sua existência.

2.7. Eletrômetros

Os eletrômetros são instrumentos muito sensíveis que, acoplados às câmaras de ionização, medem as correntes, geralmente muito pequenas, geradas nestas câmaras pelos feixes de radiação. Um eletrômetro constitui-se de um multímetro D.C. sofisticado, que permite as medidas de corrente ($\sim 10^{-17} \text{A}$), resistência ($\sim 10^{15} \Omega$) e carga ($\sim 10^{-16} \text{C}$) ⁽⁴²⁾. Pode ser acoplado a várias câmaras de ionização diferentes, tanto quanto ao tipo (câmaras cilíndricas; câmaras de placas paralelas) como quanto ao volume (câmaras cilíndricas de 0,3 e 0,6 cm³), utilizadas para medidas de radiação de finalidades diferentes, como por exemplo, de níveis Radioterapia e Radioproteção.

Ao conjunto câmara/eletrômetro é dada a denominação dosímetro e, se sua utilização for em nível Radioterapia, dosímetro clínico. De acordo com as recomendações internacionais^(26,29), se o eletrômetro constituir um sistema dosimétrico, deverá ser calibrado em conjunto com a câmara de ionização, ou pode ser calibrado separadamente da câmara^(9,57).

Os eletrômetros podem ser classificados em dois tipos:

- 1) Desconectado^(38,40) da câmara enquanto esta é exposta à radiação e acoplado a ela para a medição da carga: tipo *string*;
- 2) Acoplado à câmara por meio de cabo*, no qual se pode irradiar a câmara enquanto se faz a medição da carga em outra sala⁽¹⁷⁾. Este segundo tipo permite a operação nos modos de integração, taxa e ambos.

Com relação ao segundo tipo de eletrômetro citado, pode-se observar, na Figura 2.8, a sua constituição. O seu modo de funcionamento será descrito a seguir⁽⁴⁰⁾.

Atuando no modo **integração**: o eletrodo central (K) conecta-se com uma placa do capacitor C e a parede da câmara é conectada à outra placa por meio de uma fonte de tensão B.

* - Instruction Manual for Farmer Dosemeter type 2502/3, Nuclear Enterprises Limited, England, 1977.

Ao se irradiar a câmara, a chave S1 está fechada e as cargas oriundas da ionização são acumuladas no capacitor (C). A tensão V gerada é igual a Q/C , onde C é a capacitância, e é medida no voltímetro V, sendo proporcional à exposição.

No modo **taxa**, substitui-se o capacitor por um resistor R, utilizando-se a chave S2. A irradiação gera uma corrente I, que flui no circuito, gerando uma tensão V, igual a IR.

O voltímetro V mede a quantidade de corrente liberada por unidade de tempo que está diretamente relacionada com a taxa de exposição ou exposição.

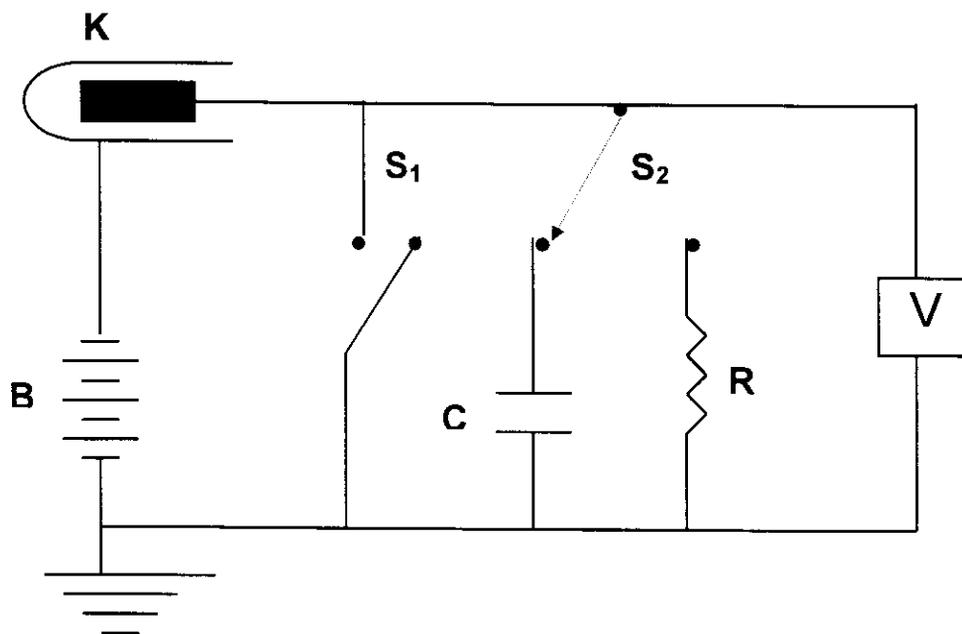


Figura 2.8 - Esquema de funcionamento do eletrômetro ⁽⁴⁰⁾.

2.8. Grandezas Dosimétricas

A seguir, serão citadas algumas grandezas dosimétricas, úteis no decorrer do trabalho, a saber:

2.8.1. Exposição (X)

A exposição é uma grandeza definida como sendo o quociente de dQ/dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons produzidos pelo fótons numa determinada massa de ar (dm) são completamente freados no ar.

Sua unidade no Sistema Internacional (S.I.) é Coulomb/quilograma (C/kg), em substituição à unidade antiga röntgen (R), sendo que se pode relacionar ambas por⁽³³⁾:

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

2.8.2. Dose Absorvida (D)

A dose absorvida é uma grandeza definida como sendo o quociente de dE/dm , onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm , material este diferente do ar.

Sua unidade no S.I. é o Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, e substitui a unidade antiga rad. A dose absorvida pode ser relacionada com a grandeza exposição por^(33,44):

$$D = Xf_{\lambda}$$

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.

2.8.3.Kerma (K)

A grandeza kerma é definida como sendo o quociente de dE_{tr}/dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas liberados por partículas não carregadas (fótons) num material de massa dm .

Sua unidade no S.I. é o joule/quilograma (J/kg) e pode-se relacioná-la à grandeza exposição por⁽³³⁾:

$$K_{ar} = X (\overline{W}_{ar}/e)/(1-g)$$

onde \overline{W}_{ar} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar; e é a carga do elétron, e g é a fração da energia do elétron perdida como radiação de frenamento.

A grandeza exposição foi a primeira a ser definida para fins de radioproteção, não sendo válida para nêutrons, partículas alfa ou beta. Já a grandeza dose absorvida, válida para vários tipos de

radiações ionizantes e de absorvedores, foi definida com o intuito de se suprir as limitações da grandeza exposição.

2.9. Qualidades dos Feixes de Radiação X

Para que se possa utilizar um equipamento de raios X tanto para fins terapêuticos como para a calibração de instrumentos de campo é preciso determinar as características dos seus feixes ^(26,34-36). Isto implica na determinação da taxa de exposição a uma dada distância, bem como da especificação de sua natureza, ou seja, a qualidade da radiação. A informação da qualidade da radiação permite o cálculo da dose absorvida, a conversão de grandezas dosimétricas e a calibração de instrumentos.

Alguns parâmetros caracterizam a qualidade da radiação ^(26,29,54):

- 1) Diferença de potencial aplicada no tubo de raios X;
- 2) Filtração adicional;
- 3) Camada semi-redutora.

Alguns laboratórios utilizam-se, ainda, de outras grandezas ^(26,29):

- 1) Coeficiente de homogeneidade;
- 2) Energia efetiva;
- 3) Distribuição espectral.

A distribuição espectral fornece informações completas sobre a qualidade da radiação, porém sua determinação implica na utilização de equipamentos apropriados que não são disponíveis no dia-a-dia de

um Serviço de Radioterapia, num Hospital. Portanto, para a prática, é utilizado um método indireto para a determinação do poder de penetração de um feixe para alguns materiais, que se baseia na atenuação da radiação X, ou seja, a determinação das camadas semi-redutoras para diversas energias deste feixe.

A qualidade do feixe, assim descrita, não é suficiente, ocorrendo por vezes a obtenção de um mesmo valor de camada semi-redutora para diferentes combinações de filtração adicional e diferença de potencial aplicada ao tubo, muito embora os espectros de energia não sejam semelhantes. Um fator que auxilia na caracterização do feixe, nestes casos, é o coeficiente de homogeneidade, definido como a razão entre a primeira e segunda camadas semi-redutoras.

2.10. Camada Semi-Redutora

Como não é possível determinar a distribuição espectral do feixe na prática clínica, utiliza-se o método da determinação da camada semi-redutora (CSR) do feixe pois este permite a correção da resposta de um dosímetro em relação a sua dependência energética quando exposto a um campo de radiação X ou gama com distribuição espectral desconhecida.

A definição de camada semi-redutora é dada como sendo a espessura de material absorvedor que reduz a intensidade do feixe de radiação X à metade do seu valor inicial ⁽⁴⁰⁾, desconsiderando-se a contribuição devida à radiação espalhada ^(26,36).

Esta determinação pode ser realizada por meio da construção de uma curva de atenuação (Figura 2.9), pois os raios X sofrem redução em sua intensidade ao passarem pela matéria, sendo esta energia perdida parcialmente absorvida pelo material e parcialmente espalhada.

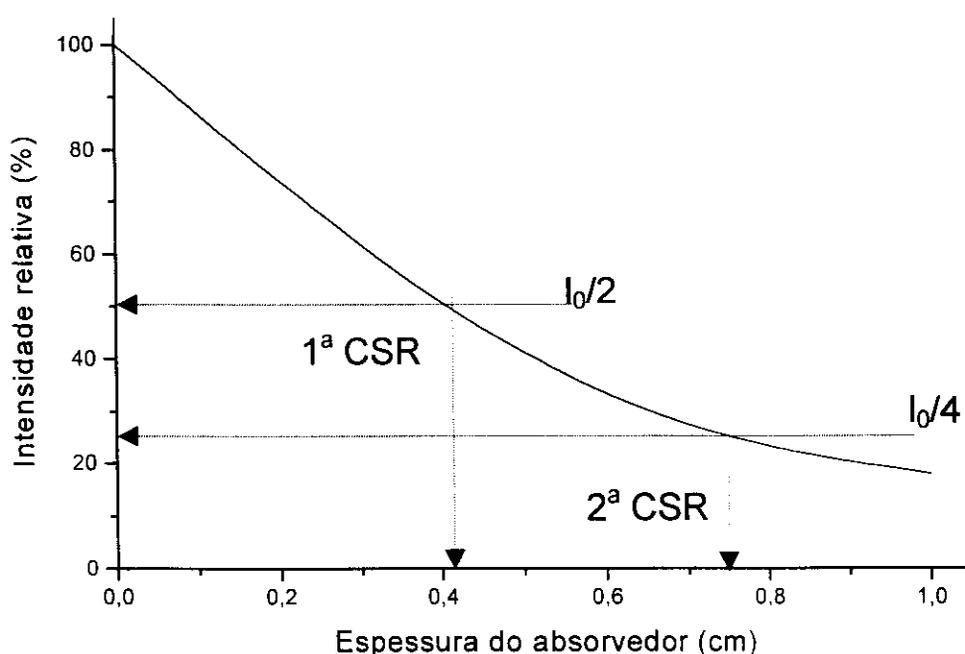


Figura 2.9 - Curva característica da atenuação da radiação X ou gama.

Num caso ideal, ou seja, onde o feixe de radiação utilizado seja monoenergético, sua intensidade ao passar pelo material absorvedor, é dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

onde: I_0 : intensidade do feixe incidente

μ : coeficiente de atenuação linear na matéria

x : espessura do absorvedor

Da curva obtém-se diretamente a primeira e a segunda camadas semi-redutoras, sendo que esta última, analogamente, representa a espessura do absorvedor que reduz a intensidade do feixe para 25%. A razão entre estes valores determina o coeficiente de homogeneidade do feixe, outro parâmetro de caracterização do feixe.

A utilização de filtros num feixe heterogêneo tem por objetivo fazê-lo aproximar-se de um feixe monoenergético sendo que o coeficiente de homogeneidade indica o quão homogêneo será o feixe, quanto mais próximo de 1.

Tanto os filtros adicionais como os absorvedores utilizados para a determinação das camadas semi-redutoras devem apresentar pureza de no mínimo de 99,9%, de acordo com as recomendações internacionais ⁽²⁶⁾.

Para se determinar a camada semi-redutora utilizando-se uma câmara de ionização, deve-se considerar que a resposta desta seja independente da qualidade do feixe de radiação e também que possua boa reprodutibilidade. Outras considerações devem ser feitas a fim de diminuir a influência da contribuição espalhada ⁽⁴⁴⁾:

- 1) Tamanho do campo;
- 2) Distância entre o foco e os absorvedores;
- 3) Distância entre o foco e o detector.

2.11. Energia Efetiva

A energia efetiva, definida como a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo, é utilizada para se fazer a comparação entre os dois feixes. Utilizando-se o valor da primeira camada semi-redutora, determina-se o coeficiente de atenuação que, por meio de tabelas⁽²³⁾, pode ser associado a uma energia correspondente. A seguinte relação é utilizada:

$$\mu/\rho = \ln 2/\rho.CSR$$

onde:

ρ : densidade do material utilizado (g/cm^3)

μ/ρ : coeficiente de atenuação (cm^2/g), cujo valor é associado a uma energia de feixe monoenergético que possui o mesmo valor da CSR medida (ou observada)

Destes dados, equação e valores tabelados, é possível construir uma curva da energia efetiva em função da CSR, obtendo-se num único gráfico valores de CSR em alumínio e cobre, como se pode observar na Figura 2.10.

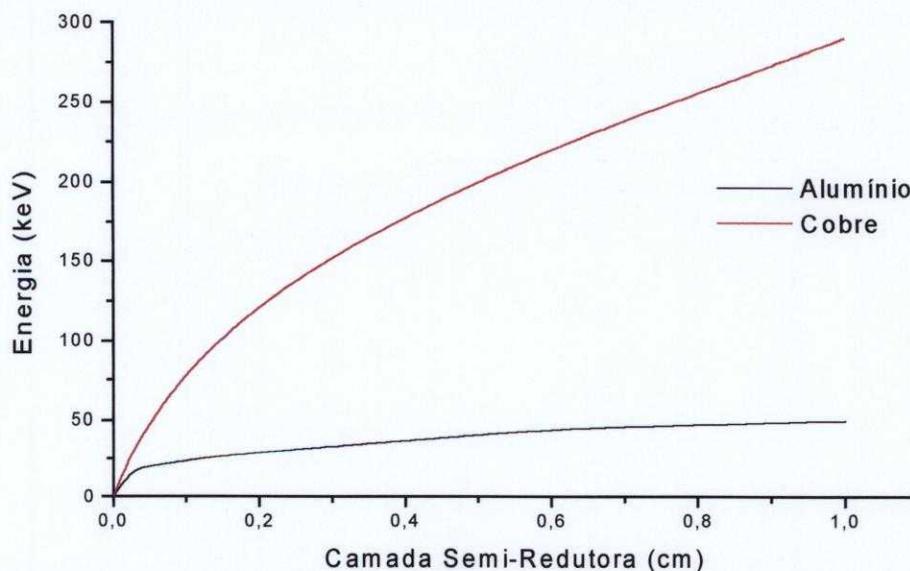


Figura 2.10 - Relação entre energia efetiva e camada semi-redutora, para cobre e alumínio, de feixes de radiação X⁽⁴⁰⁾.

2.12. Calibração de Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização, usadas na prática diária, não medem a exposição de acordo com sua definição; entretanto, a utilização de câmaras constitui a maneira mais prática e precisa da determinação da exposição.

A fim de garantir que sua leitura indique o valor real ou o valor mais próximo deste, é necessária a calibração da câmara. O fator de calibração é um fator multiplicativo, que corrige a leitura da câmara em relação ao valor obtido com uma câmara padrão ou de referência, num laboratório de calibração.

A calibração das câmaras de ionização é realizada no Brasil por laboratórios credenciados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, utilizando sistemas padrões secundários e recomendações internacionais ^(24,26).

Há, ainda, recomendações de outros laboratórios do exterior, que sugerem procedimentos práticos para calibração de câmaras de ionização em diferentes feixes de radiação ^(7,55,56).

A calibração pode ser executada por dois métodos ⁽²⁶⁾:

- 1) **Ponta-a-Ponta:** A câmara de ionização padrão e a câmara de ionização a ser calibrada são irradiadas simultaneamente, posicionadas coincidentemente com os eixos longitudinais.
- 2) **Substituição:** A câmara padrão é exposta à radiação, anotando-se suas leituras; a seguir, esta é retirada e substituída pela câmara a ser calibrada, mantendo-se a condição geométrica, tendo suas leituras também anotadas. É costume posicionar, depois, novamente, a câmara padrão no feixe, a fim de verificar a ocorrência de alguma mudança significativa. Neste caso, os dados da câmara padrão que serão utilizados devem representar a média dos valores obtidos antes e após a irradiação da câmara a ser calibrada.

A freqüência de calibração para dosímetros clínicos, de acordo com as recomendações nacionais ⁽¹⁰⁾, é bienal; entretanto, deve ser feita uma recalibração toda vez que ocorra algum dano e/ou

manutenção, que podem acarretar em alteração da resposta das câmaras.

2.13.Sistema Tandem

O Sistema Tandem é um método alternativo para a determinação da energia efetiva quando não há possibilidade desta ser feita pela medida da camada semi-redutora, como por exemplo quando o meio a ser irradiado for um material sólido ⁽¹²⁾.

Neste método utiliza-se um par de dosímetros, para o qual são obtidas as curvas de calibração em energia; a razão de suas dependências energéticas determina a energia efetiva de um feixe de radiação. Isto implica que a exatidão depende tanto das incertezas inerentes dos dosímetros utilizados bem como de quão dependentes são as respostas, ou seja, quanto maior for a diferença entre as respostas dos dois dosímetros, maior será a variação da razão entre esses valores em função da energia e maior será a exatidão na determinação desta energia.

A sugestão do uso de sistemas Tandem formados por materiais termoluminescentes (TL) foi dada, primeiramente, por Kenney e Cameron ⁽³⁹⁾ e Gorbics e Attix ⁽²¹⁾, para a determinação da energia de radiações X e gama. Neste caso, os materiais TL de diferentes números atômicos efetivos são expostos, nas mesmas condições, a feixes de energias diferentes, donde se obtém a curva Tandem.

Observa-se uma diferença acentuada nas suas respostas, devido à grande diferença nos números atômicos efetivos dos materiais TL, para feixes de fótons de energias baixas e intermediárias. Portanto, a melhor formação do sistema Tandem consiste em:

1. Um dos dosímetros com acentuada dependência energética em relação ao outro;
2. O outro dosímetro com resposta pouco dependente da energia incidente.

Albuquerque e Caldas ^(1,2,8) propuseram um método Tandem de câmaras de ionização que exige conhecimento detalhado da dependência energética das câmaras utilizadas (câmaras idênticas com diferentes materiais de constituição dos eletrodos), dependência esta determinada em termos de energia efetiva por meio da determinação da CSR. A técnica é simples, podendo ser utilizada para a determinação da energia efetiva bem como da taxa de exposição de um feixe medindo-se as respostas das duas câmaras do sistema, nos programas de controle de qualidade nos Serviços de Radioterapia.

A energia efetiva é determinada pela razão entre as medidas feitas com o par de câmaras e a taxa de exposição ou de dose é obtida utilizando-se a câmara que não possui dependência energética.

Primeiramente é realizada a determinação da camada semi-redutora convencionalmente, ou seja, utilizando-se os absorvedores. Após isso, pode-se utilizar a sistema Tandem para as verificações do

feixe, com as vantagens do método ser prático e rápido, dispensando arranjos especiais.

Galhardo e Caldas^(18,19,20) caracterizaram sistemas Tandem compostos por câmaras de ionização comerciais, sendo uma do tipo dedal (cilíndrica) e outra do tipo superficial (de placas paralelas), e estudaram sua resposta em sistemas de raios X diferentes.

Neste trabalho o objetivo é estabelecer um sistema Tandem de câmaras de ionização e estudar as suas características e a sua estabilidade em feixes de radiação X num Serviço de Radioterapia, como parte do seu programa de controle de qualidade.

3.MATERIAIS E MÉTODOS

As medidas com raios X de energias intermediárias (60 a 250 kV) foram realizadas no Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, utilizando-se duas câmaras de ionização, uma cilíndrica e outra de placas paralelas, acopladas a um único eletrômetro.

As medidas relativas à calibração das câmaras, tanto com feixes de radiação gama (cobalto) como para raios X de energias intermediárias, foram realizadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN/Comissão Nacional de Energia Nuclear.

Os materiais e equipamentos relacionados a seguir foram utilizados neste trabalho:

3.1. Fontes de Radiação:

3.1.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN

- 1.Fonte de ^{60}Co - Siemens, modelo Gammatron System S-80, cuja taxa de kerma no ar é de 174,2 mGy/min, à distância de 1 m, em janeiro de 2001.

2. Sistema de raios X, Pantak, modelo HF320, série 9804 32 34

A Tabela 3.1 apresenta as características deste sistema de raios X.

Tabela 3.1 - Caracterização dos feixes de radiação do sistema Pantak, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar a 1 m (mGy/min)
100	1,206 (Al)	15	3,918 (Al)	35	83,28
135	0,228 (Cu)	15	0,481 (Cu)	55	79,90
180	0,482 (Cu)	15	0,992 (Cu)	76	112,32
250	1,569 (Cu)	12	2,47 (Cu)	115	113,28

3. Fonte de controle de ^{90}Sr : Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), tipo 08, modelo 74321.

3.1.2. Hospital das Clínicas - FMUSP

1. Sistema de raios X, Siemens, modelo Stabilipan II, série PTB08035.

Na Tabela 3.2. são apresentadas as características deste sistema de raios X.

Tabela 3.2 - Caracterização dos feixes de radiação do sistema de raios X, Siemens, do Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da FM-USP

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Corrente (mA)
60	2,0(Al)	20
80	2,0(Al)	20
120	0,2(Cu)	20
160	0,5(Cu)	20
200	1,0(Cu)	20
250	Thoraesus I	15

As camadas semi-redutoras, as energias efetivas e as taxas de kerma no ar deste sistema foram determinadas no presente trabalho.

2. Fonte de controle de ^{90}Sr : Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW) - modelo 8921, série n^o 1048 – 0,3 mCi em 1974.

3.2. Sistemas de Medidas

3.2.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN

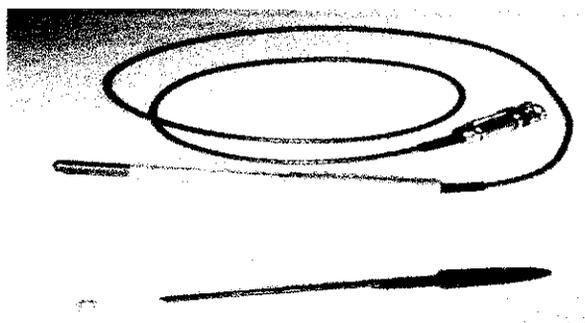
Sistema padrão, com fator de calibração rastreado ao National Physical Laboratory (NPL)⁽⁴⁶⁾, Inglaterra, constituído por:

1. Câmara de ionização, cilíndrica, Nuclear Enterprises Ltd. (NE), modelo 2505, série 2080, com volume de $0,6 \text{ cm}^3$;

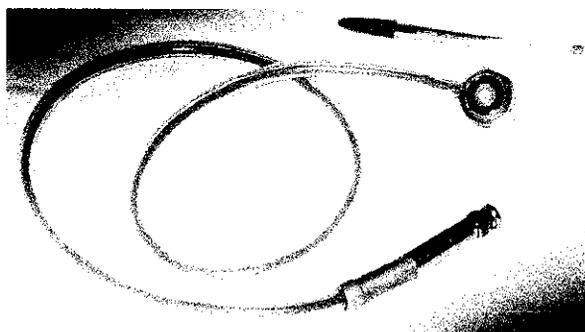
2. Eletrômetro PTW-UNIDOS, modelo 1.002, série 20090.

3.2.2. Hospital das Clínicas - FMUSP

1. Câmara de ionização cilíndrica, PTW, modelo 2606, série 1154, com volume de $0,6 \text{ cm}^3$;



2. Câmara de ionização de placas paralelas, PTW, modelo Markus, série 1197, com volume de $0,55 \text{ cm}^3$;



3. Eletrômetro Victoreen, modelo 500, série 1029.

3.3.Sistemas Auxiliares

3.3.1.Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN

- 1.Barômetro aneróide marca Negretti & Zambra, modelo mk2 2236, série A364;
- 2.Termômetro de mercúrio, com intervalo de medida de -3°C a 52°C e precisão de $0,1^{\circ}\text{C}$;
- 3.Higrômetro Haenni, com intervalo de medida de 0 a 100%, com precisão de 2%;
- 4.Cronômetro marca Technos, modelo Cronus, com precisão de 0,01 s.

3.3.2.Hospital das Clínicas – FMUSP

- 1.Termômetro de mercúrio, marca Incoterm, com intervalo de medida de -10°C a 110°C e precisão de $0,5^{\circ}\text{C}$;
- 2.Cronômetro marca Toppa, com precisão de 0,01 s;
- 3.Sistema de absorvedores de alumínio e cobre pertencentes ao Instituto de Física da USP, para medidas de camadas semi-redu-

toras dos feixes de ortovoltagem, cujas dimensões são $\Phi = 5$ cm de diâmetro para as placas de alumínio e (3×5) cm² para as placas de cobre. O posicionamento é praticamente igual ao realizado com os absorvedores Siemens, ou seja, o cone de localização é acoplado ao diafragma do equipamento, a coluna (*gantry*) é girada em 90° e após o cone é colocada uma placa de chumbo ou *Cerrobend*, com 0,5 cm de espessura cujo diâmetro, no centro da placa, é de 2 cm. O feixe é posicionado para direcionar a radiação através deste orifício, de onde atingirá a câmara de ionização, posicionada a 100 cm do tubo de raios X, com diâmetro de 4 cm. As placas absorvedoras são colocadas logo após a placa de *Cerrobend*, sendo que suas espessuras foram medidas com um micrômetro de precisão de 0,01 mm. Este posicionamento pode ser observado na Figura 3.1.

4. Sistema rígido de absorvedores de alumínio e cobre, marca Siemens, para medidas de camadas semi-redutoras dos feixes de ortovoltagem, apresentado na Figura 3.2. Este sistema substitui a placa de *Cerrobend* utilizada para a montagem com os absorvedores do IFUS.

Os valores de pressão ambiental, durante todas as medidas deste trabalho, foram informados via telefone, pelo Serviço de Pressão do Instituto de Astronomia e Geofísica/USP, para correção das medidas com as câmaras de ionização.

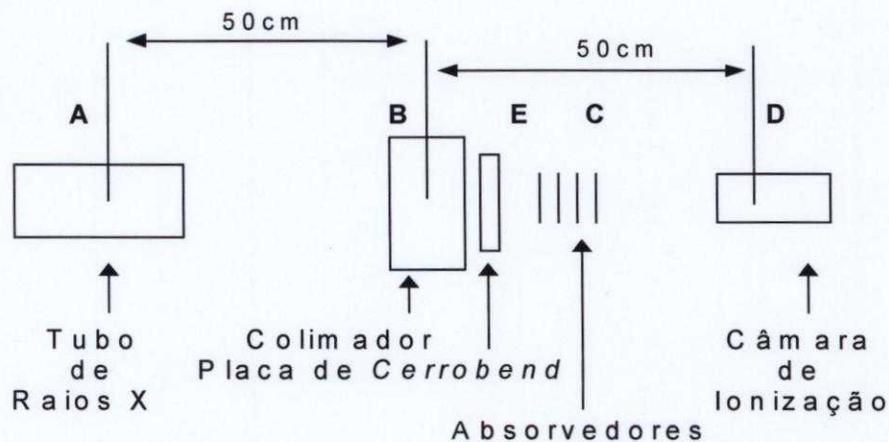


Figura 3.1 – Esquema de irradiação com o feixe de raios X, utilizando os absorvedores do IFUSP.



Figura 3.2 - Sistema rígido para determinação de camadas semi-redutoras, marca Siemens:

1: Suporte para placas absorvedoras, vazado, com retículo para orientar o posicionamento com o eixo do feixe. O botão superior é utilizado para ajustar a espessura do absorvedor, de zero, onde as partes vazadas se encontram (tanto do suporte como das placas), até um valor máximo de espessura possível.

2 e 3: Placas absorvedoras de Cu e Al, respectivamente, em cunha, que são colocadas dentro do suporte, por uma fenda lateral, e deslizam ao girar do botão, ajustando a espessura desejada, sendo as espessuras máximas:

placas de alumínio: 6,4 mm

placas de cobre : 4,8 mm

4.RESULTADOS

Os resultados dos testes realizados com as câmaras de ionização pertencentes ao Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas serão apresentados, neste capítulo, para verificar as suas condições de funcionamento, como parte do programa de controle de qualidade do Serviço de Radioterapia. Um sistema Tandem foi estudado quanto à estabilidade a longo prazo para energias intermediárias de raios X. Inicialmente as câmaras cilíndrica e de placas paralelas foram calibradas no Laboratório de Calibração de Instrumentos no IPEN.

4.1.Calibração das Câmaras de Ionização com Radiação X e Gama

A calibração tem como objetivo a determinação do fator de calibração do conjunto câmara/eletrômetro, em relação ao sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração do IPEN, constituído por uma câmara de ionização e um eletrômetro, com rastreabilidade ao Laboratório Padrão Primário da Inglaterra, National Physical Laboratory ⁽⁴⁶⁾.

A técnica utilizada foi a da substituição, que consiste na realização de medidas, primeiramente com o sistema padrão IPEN, e, pela substituição do conjunto, mantendo-se a geometria utilizada. As medidas obtidas para o padrão são confrontadas com as medidas obtidas para o conjunto a ser calibrado, obtendo-se, então, um fator de variação entre os equipamentos.

O procedimento para a calibração das câmaras de ionização consiste das seguintes etapas:

1. Verificação das condições físicas do dosímetro clínico: Testes preliminares: baterias do eletrômetro, reprodutibilidade a curto prazo, linearidade da escala e fuga de corrente;
2. Posicionamento da câmara de ionização do sistema padrão secundário, livre no ar, com o eixo longitudinal perpendicular ao eixo central do feixe de radiação, com utilização de um sistema laser. O ponto tomado como referência para as medidas localiza-se no centro do volume sensível da câmara de ionização (40 mm da janela de entrada);
3. Irradiação da câmara num campo de 10 cm de diâmetro, no feixe de raios X, a uma distância foco-câmara de 100 cm, em ambos os casos, para cada uma das qualidades do feixe de radiação;
4. Substituição do sistema padrão secundário pelo dosímetro clínico e realização das medidas nas mesmas condições geométricas;

5. Retorno do sistema padrão secundário ao feixe de radiação e realização de medidas nas mesmas condições geométricas.

Para a determinação dos Fatores de Calibração:

1. São tomados 5 valores em cada medida, utilizando-se a média aritmética para os cálculos, sendo que todas as medidas devem ser corrigidas para as condições ambientais (temperatura e pressão) de referência;
2. Os dados obtidos com o dosímetro padrão secundário possibilitam a determinação da taxa de exposição real (\dot{X}_R), tomando-se a média das taxas de exposição determinadas antes e após a calibração do dosímetro clínico sob teste;
3. O fator de calibração do dosímetro a ser calibrado é determinado pela relação entre a leitura do mesmo pelo tempo de irradiação e a taxa de exposição real;
4. O dosímetro calibrado em roentgen por unidade de leitura (R/unid), ou em microcoulomb por kilograma por unidade de leitura ($\mu\text{C}/\text{kg.unid}$), indicará a exposição X, em roentgen (R), ou em microcoulomb por kilograma ($\mu\text{C}/\text{kg}$), dada por:

$$X = f_c \cdot L \cdot f(T, p)$$

onde:

f_c - fator de calibração (razão entre a exposição X e a leitura do aparelho quando $f(T, p) = 1$;

L - medida no instrumento, em unidades de escala;

$f(T,p)$ - fator de normalização das condições ambientais para a temperatura de 20°C e a pressão de 101,325 kPa.

Inicialmente, a câmara de ionização PTW cilíndrica foi calibrada no Laboratório de Calibração do IPEN em feixe de ^{60}Co , com a fonte Siemens, em relação à câmara padrão, à distância de 1 m da fonte e campo de $(10 \times 10) \text{ cm}^2$, utilizando-se a sua capa de equilíbrio eletrônico. Foi obtido o fator de calibração de $49,15 \text{ mGy.nC}^{-1}$. A câmara de ionização de placas paralelas não é recomendada para uso com radiações gama da energia do ^{60}Co , razão pela qual não foi feita a sua calibração neste feixe.

Faz parte do procedimento inicial de calibração com radiação gama o teste de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) e de fuga de corrente da câmara de ionização padrão do IPEN, com a utilização da fonte de controle de ^{90}Sr . Os dados obtidos foram dentro do esperado, isto é, o teste de repetibilidade mostrou um resultado adequado de estabilidade e a fuga de corrente foi desprezível.

Para a calibração das câmaras PTW cilíndrica e de placas paralelas do HC-FMUSP com raios X foi utilizado o sistema padrão do IPEN.

As Tabelas 4.1 e 4.2 mostram os fatores de calibração determinados para as câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas, respectivamente, do HC-FMUSP.

Tabela 4.1 - Fatores de Calibração da câmara cilíndrica PTW, modelo 2606, série 1154, determinados no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.
Escala (R): 0,6 cm³ low

Tensão (kV)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmCu)	f_c (mGy.nC ⁻¹)	Incerteza (%)
100	35	0,15	48,83	1,0
135	55	0,47	48,73	1,0
180	76	0,95	48,79	1,0
250	115	2,39	48,81	1,0

Tabela 4.2 - Fatores de Calibração da câmara de placas paralelas PTW, modelo Markus, série 1197, determinados no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.
Escala (R): carga

Tensão (kV)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmCu)	f_c (mGy.nC ⁻¹)	Incerteza (%)
100	35	0,15	0,569	1,0
135	55	0,47	0,486	1,0
180	76	0,95	0,456	1,0
250	115	2,39	0,444	1,0

4.2. Testes do Programa de Controle de Qualidade

A seguir são relacionados e discutidos os testes realizados com as câmaras de ionização do HC-FMUSP, que fazem parte do programa de controle de qualidade de um Serviço de Radioterapia,

segundo recomendações de vários autores^(3,22) e da Agência Internacional de Energia Atômica^(24,26,30,31), ou seja, teste de repetibilidade, teste de estabilidade a longo prazo e teste de fuga. Todos estes testes foram realizados no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas – FMUSP.

4.2.1. Teste de Repetibilidade

O teste de repetibilidade consiste na realização de uma série de medidas utilizando-se a fonte de controle de ^{90}Sr , posicionada de forma reprodutível em relação a cada uma das câmaras de ionização, obtendo-se uma indicação de referência no eletrômetro para 10 medidas consecutivas. O desvio padrão percentual não deve exceder a 0,5% para os instrumentos de campo⁽³⁷⁾.

Para cada medida realizada, são anotados os valores de temperatura e pressão para efeito de correção para as condições ambientais. Ao final da série de medidas, são calculados as médias dos valores medidos e os correspondentes desvios padrões, a fim de compará-los com os limites admissíveis em norma⁽³⁷⁾.

Os desvios padrões obtidos neste trabalho variaram de 0,10 a 0,47% para a câmara de ionização de placas paralelas – série 1197 e

de 0,10 a 0,41% para a câmara de ionização cilíndrica – série 1154, mostrando-se, portanto, abaixo dos limites recomendados.

4.2.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo

O teste de reprodutibilidade ou de estabilidade a longo prazo consiste de várias medidas, a longo prazo, do teste de repetibilidade das câmaras. Os valores obtidos neste teste são dispostos numa figura orientada cronologicamente, normalizados para a data de referência, pelo fator de decaimento da fonte:

$$f = e^{\frac{\ln 2 \Delta t}{T_{1/2}}}$$

onde:

$T_{1/2}$: meia-vida do material da fonte de controle: ($^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$): 28 anos;

Δt : número de dias entre a data de referência e a de medida, sendo que o sinal da exponencial é positivo, pois faz-se a correção para uma data no passado.

Esta figura indica a estabilidade do conjunto câmara-eletrômetro, em relação às condições geométricas iniciais, uma vez que as medidas são comparadas com o valor de referência (L_0), que é obtido pela média das 10 primeiras medidas. Conforme já citado, a variação máxima estabelecida em norma ⁽³⁷⁾ é de $\pm 1\%$ do valor de referência.

Nas Tabelas 4.3 e 4.4, bem como nas Figuras 4.1 e 4.2, são apresentados os dados obtidos com as câmaras cilíndrica e de placas paralelas, respectivamente, durante um período de 19 meses. Todos os dados foram corrigidos para as condições ambientais de referência. Pode-se verificar que as duas câmaras mostram resultados com incertezas abaixo dos limites recomendados.

Tabela 4.3 - Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização cilíndrica PTW, série 1154

Número da Medida	Leitura Corrigida para T e p (nC)	Incerteza (%)
1	0,4753	0,19
2	0,4743	0,37
3	0,4741	0,41
4	0,4745	0,12
5	0,4752	0,07
6	0,4784	0,11
7	0,4767	0,12
8	0,4773	0,14
9	0,4751	0,06
10	0,4735	0,10
11	0,4759	0,17
12	0,4750	0,08
13	0,4769	0,10
14	0,4723	0,14
15	0,4695	0,22
16	0,4702	0,12
17	0,4675	0,12

Tabela 4.4 - Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização de placas paralelas PTW, série 1197.

Número da Medida	Leitura Corrigida para T e p (nC)	Incerteza (%)
1	0,4900	0,18
2	0,4915	0,19
3	0,4925	0,47
4	0,4866	0,27
5	0,4833	0,10
6	0,4851	0,08
7	0,4820	0,09
8	0,4830	0,10
9	0,4832	0,10
10	0,4738	0,11
11	0,4792	0,09
12	0,4779	0,32
13	0,4804	0,13
14	0,4794	0,12
15	0,4786	0,31
16	0,4776	0,39

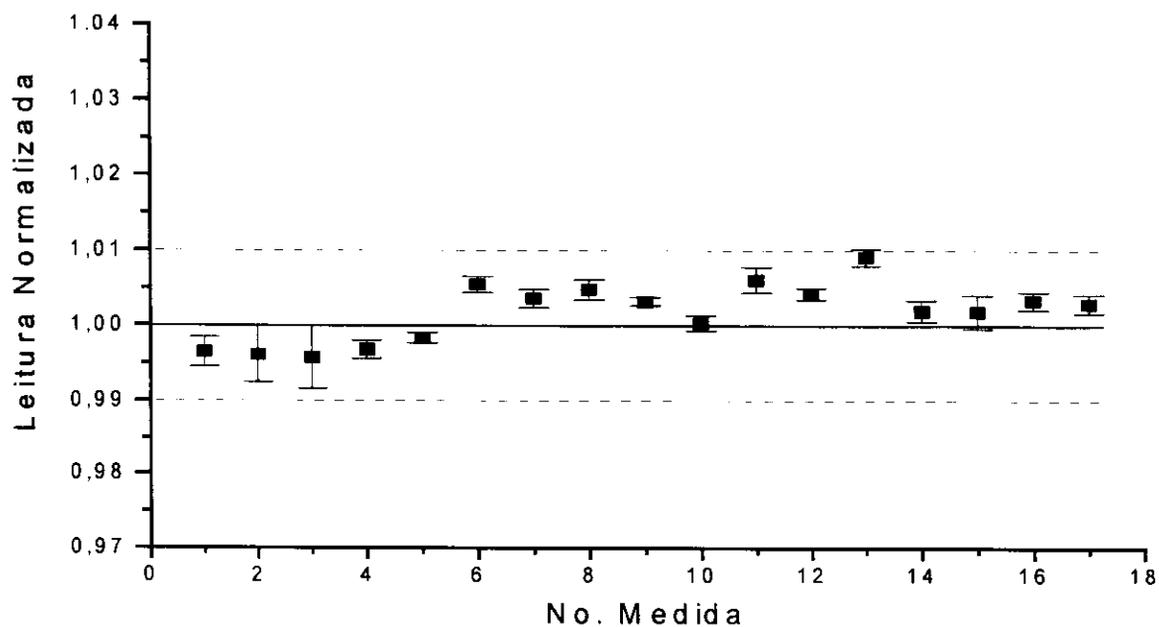


Figura 4.1 - Teste de estabilidade a longo prazo da câmara cilíndrica PTW, série 1154.

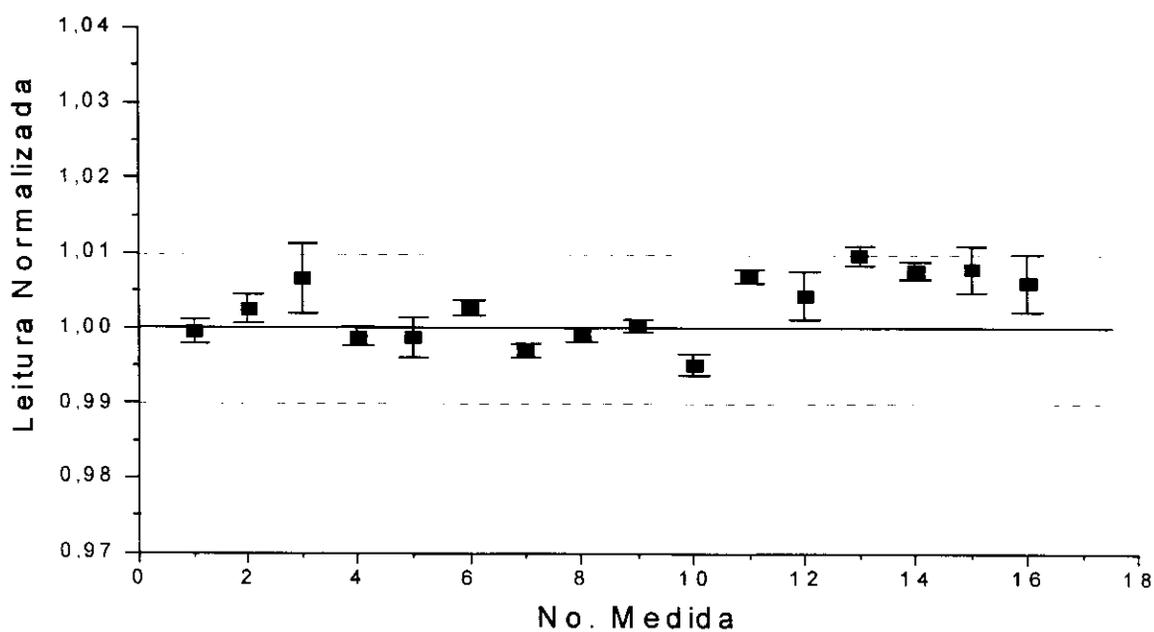


Figura 4.2 - Teste de estabilidade a longo prazo da câmara de placas paralelas PTW, série 1197.

Pode-se observar que a resposta das duas câmaras manteve-se dentro dos limites admissíveis, denotando viabilidade e confiabilidade no uso das mesmas.

4.2.3. Teste de Corrente de Fuga

Quando se tem vários equipamentos conectados, pode ocorrer o que se chama de fuga de corrente, definida como um sinal detectado mas não produzido no volume sensível da câmara de ionização. Este sinal pode ter sido originado no eletrômetro, na câmara ou nos cabos e/ou conectores que conectam ambos.

Um fator importante para o aparecimento desta corrente de fuga é a umidade; por isso a recomendação é que estes equipamentos e cabos sejam mantidos em local com umidade baixa ⁽³⁸⁾. Pode-se obter este resultado utilizando-se sílica-gel colorida (indicador de umidade quando ocorre alteração da cor) ou em estufa com termostato (~40°C).

O teste é realizado irradiando-se a câmara de modo que o eletrômetro indique uma leitura x_i . Retira-se a fonte radioativa e continua-se a medir por um período no mínimo cinco vezes maior que o tempo utilizado para o teste de repetibilidade da câmara, que aqui

foi estabelecido em 15 minutos. Após este intervalo de tempo, registra-se o valor indicado no eletrômetro (x_f) e obtém-se o valor da corrente de fuga:

$$|x_f - x_i|/\Delta t.$$

Este resultado não deverá ter variação maior que $\pm 1\%$ da corrente produzida pela menor taxa de exposição à qual o instrumento foi ou será exposto⁽³⁷⁾, preferencialmente estando abaixo deste limite. Do contrário, deve-se procurar a causa da origem da corrente de fuga, para eliminá-la.

No presente trabalho, estes valores sempre estiveram abaixo dos limites admissíveis. Os valores máximos obtidos são apresentados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 - Teste de fuga das câmaras de ionização cilíndrica, PTW, série 1154 e de placas paralelas, PTW, série 1197, do Serviço de Radioterapia do HC-FMUSP.

Câmara de Ionização		Fuga
Tipo	Série	(%)
Cilíndrica	1154	0,44
Placas Paralelas	1197	0,35

4.3.Determinação das Camadas Semi-Redutoras

O procedimento para a determinação das camadas semi-redutoras (CSR) utilizando-se o método convencional (Figuras 4.3a e 4.3b) de colocação, no feixe de radiação, de placas de absorvedores, cujas espessuras vão aumentando até que a intensidade do feixe seja reduzida à metade da intensidade inicial, segue as seguintes etapas:

- 1.Posicionamento do feixe: no caso o posicionamento da coluna ("gantry") foi em 90° ;
- 2.Colocação do cone de localização, no caso $(6 \times 8) \text{ cm}^2$, com distância foco-superfície (DFS) de 50 cm, cujo rendimento é conhecido;
- 3.Posicionamento da câmara de ionização, atentando para que o centro do seu volume sensível esteja no raio central do feixe;
- 4.Irradiação da câmara sem absorvedor, anotando-se o valor em planilha de dados (Anexo I), por um intervalo de tempo definido em 90 (noventa) segundos;
- 5.Seqüência de irradiação, aumentando-se a espessura dos absorvedores, até que a leitura obtida no eletrômetro seja menor que a metade da leitura inicial (sem o absorvedor), para se garantir a determinação da camada semi-redutora para a energia utilizada.

Note-se que J (keV): Energia Nominal, é indicado no comando do aparelho de raios X e o próprio fabricante solicita aos usuários que este não seja interpretado como energia de radiação para fins de dosimetria do feixe. Na prática, fornece aproximadamente o valor da energia efetiva que se vai calcular. A anotação deste valor teve o intuito de checar a reprodutibilidade dos dados nas várias medidas realizadas.

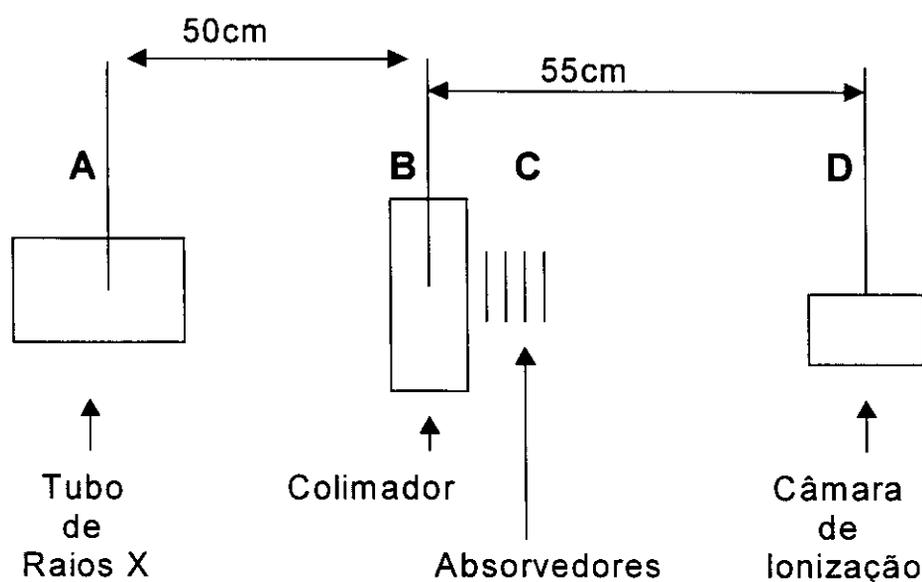


Figura 4.3a – Representação gráfica de esquema de irradiação utilizado para determinação da camada semi-redutora.

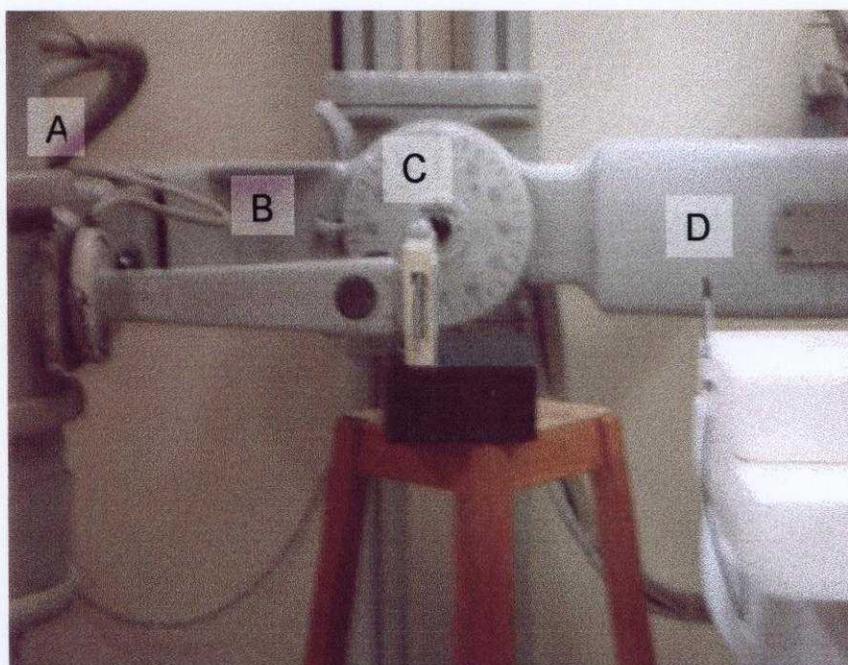


Figura 4.3b - Esquema de irradiação para determinação da camada semi-redutora num feixe de energia intermediária, utilizando-se cone de localização, absorvedores de alumínio Siemens e câmara de ionização cilíndrica.

Para cada uma das energias do feixe de radiação do equipamento utilizado, o procedimento foi repetido, obtendo-se os valores das camadas semi-redutoras.

O procedimento também foi realizado utilizando-se placas absorvedoras pertencentes ao Instituto de Física/USP, cujo método de colocação das placas é um pouco diferenciado, uma vez que este não possui um encaixe próprio como no sistema Siemens. Para tal foi utilizado um anteparo de Cerrobend (liga Lipovitz) de 5 mm de espessura com diâmetro de 2 cm, onde foram afixadas as placas absorvedoras.

A câmara de ionização foi posicionada a 100 cm da ampola, onde o campo de irradiação, para esta distância, foi de 4 cm de diâmetro.

Como resultado deste procedimento foram obtidos os dados da Tabela 4.6, onde estão relacionados os valores para as camadas semi-redutoras referentes às tensões de 60 e 80 kV, obtidos utilizando-se as placas de alumínio.

Os dados referentes às outras tensões (120, 160, 200 e 250 kV) também foram determinados, utilizando-se as placas de cobre, muito embora não estejam apresentados aqui.

Tabela 4.6 – Dados obtidos para a determinação das camadas semi-redutoras para as tensões de 60 e 80 kV, disponíveis no sistema de raios X Stabilipan II do HC-FMUSP, utilizando os absorvedores do IFUSP.

Espessura (mmAl)	Leitura média		Leitura média	
	corrigida 60 kV (nC)	Incerteza (%)	corrigida 80 kV (nC)	Incerteza (%)
0	0,8889	1,8	1,6440	0,7
0,030	0,8916	2,1	1,5652	1,0
0,020	0,8876	2,7	1,6554	1,4
0,030	0,9056	0,6	1,5864	1,1
0,033	0,9352	0,7	1,5841	1,2
0,040	0,9130	3,4	1,5979	0,7
0,055	0,8859	1,2	1,6338	0,1
0,090	0,9141	1,6	1,6321	1,3
0,012	0,9092	0,8	1,5843	2,3
0,123	0,8613	3,9	1,5197	1,2
0,265	0,8252	3,0	1,5108	3,1
0,398	0,7797	0,9	1,4270	0,1
0,500	0,7758	1,3	1,4062	0,2
0,514	0,7186	3,5	1,3282	1,1
0,530	0,6894	1,1	1,2569	0,9
1,000	0,6391	2,6	1,2337	1,6
1,012	0,6162	2,0	1,1858	4,0
1,035	0,5811	0,8	1,0841	1,3
1,615	0,5257	0,9	0,9930	0,5
1,944	0,5030	0,7	0,9797	0,7
2,033	0,4321	1,2	0,8873	1,6
2,617	0,4035	0,1	0,8315	2,6
3,459			0,7074	1,5
4,257			0,6163	0,4
5,872			0,4792	0,2

Dos dados da Tabela 4.6 são determinados os valores das camadas semi-redutoras por interpolação.

Os dados das CSR determinadas com a utilização de placas absorvedoras do Instituto de Física da USP encontram-se na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Determinação das camadas semi-redutoras (CSR) e das energias efetivas dos feixes de radiação disponíveis no equipamento Stabilipan II do Serviço de Radioterapia do HC-FMUSP utilizando as placas absorvedoras do Instituto de Física da USP.

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Corrente (mA)	Camada Semi-Redutora (CSR) (mm)	Energia Efetiva (keV)
60	2(Al)	20	2,04(Al)	29,4
80	2(Al)	20	2,59(Al)	32,5
120	0,2(Cu)	20	0,47(Cu)	59,4
160	0,5(Cu)	20	1,03(Cu)	61,3
200	1(Cu)	20	1,67(Cu)	100,8
250	Thoraesus I	15	2,98(Cu)	142,2

Na Tabela 4.8 estão apresentados os valores das camadas semi-redutoras obtidos por meio da média aritmética entre duas determinações realizadas com os absorvedores rígidos do sistema Siemens para as tensões entre 60 e 250 kV dos feixes de raios X.

Tabela 4.8 - Determinação das camadas semi-redutoras (CSR) e das energias efetivas dos feixes de radiação disponíveis no equipamento Stabilipan II do Serviço de Radioterapia do HC-FMUSP, utilizando o sistema rígido de absorvedores da Siemens.

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Corrente (mA)	Camada	
			Semi-Redutora (CSR) (mm)	Energia Efetiva (keV)
60	2(Al)	20	2,18(Al)	29,8
80	2(Al)	20	2,53(Al)	31,9
120	0,2(Cu)	20	0,41(Cu)	57,2
160	0,5(Cu)	20	1,03(Cu)	61,3
200	1(Cu)	20	1,91(Cu)	111,7
250	Thoraesus I	15	3,24(Cu)	146,5

A Tabela 4.9 apresenta a comparação entre os valores obtidos utilizando-se os dois métodos de medidas de CSR e energias efetivas para as energias intermediárias disponíveis no equipamento utilizado.

Tabela 4.9 - Comparação entre os valores de camada semi-redutora obtidos utilizando-se o método convencional, com dois tipos de placas absorvedoras: Siemens e IFUSP.

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Absorvedores Siemens		Absorvedores IFUSP	
		CSR (mm)	Energia Efetiva (keV)	CSR (mm)	Energia Efetiva (keV)
60	2(Al)	2,18(Al)	29,8	2,04(Al)	29,4
80	2(Al)	2,53(Al)	31,9	2,59(Al)	32,5
120	0,2(Cu)	0,41(Cu)	57,2	0,47(Cu)	59,4
160	0,5(Cu)	1,03(Cu)	61,3	1,03(Cu)	61,3
200	1(Cu)	1,91(Cu)	111,7	1,67(Cu)	100,8
250	Thoraeus I	3,24(Cu)	146,5	2,98(Cu)	142,2

O desvio padrão percentual máximo das medidas realizadas foi de 0,6%.

A energia efetiva foi determinada pela utilização dos valores tabelados para μ/ρ ⁽³⁸⁾ e pela seguinte relação:

$$\mu/\rho = \ln 2 / \rho \text{CSR}$$

Muito embora a maioria dos valores obtidos para as camadas semi-redutoras sejam próximos, pode-se observar algumas diferenças entre os dois métodos utilizados.

Em relação a cada um deles, pode-se dizer que os absorvedores da Siemens apresentam grau de pureza e espessuras mais confiáveis, uma vez que são produzidos em escala comercial.

Com relação aos absorvedores do IFUSP, fabricados praticamente artesanalmente, a espessura considerada para cada placa foi medida com micrômetro e não se pode afirmar que seu grau de pureza seja de 99,9%.

Além disto, a colocação dessas placas, junto ao cone de localização, não é feita por um sistema rígido, o que pode implicar numa perda do nível de reprodutibilidade da geometria adotada.

Por todo o exposto, torna-se óbvia a escolha do sistema de absorvedores da Siemens como referência para as medidas necessárias a este trabalho.

4.4.Linearidade da Resposta das Câmaras de Ionização

A linearidade da resposta das câmaras de ionização utilizadas foi estudada, irradiando-as com doses absorvidas entre 50 e 500 cGy. Os resultados obtidos são apresentados nas Figuras 4.4 e 4.5,

respectivamente, para as câmaras de ionização cilíndrica e de placas paralelas.

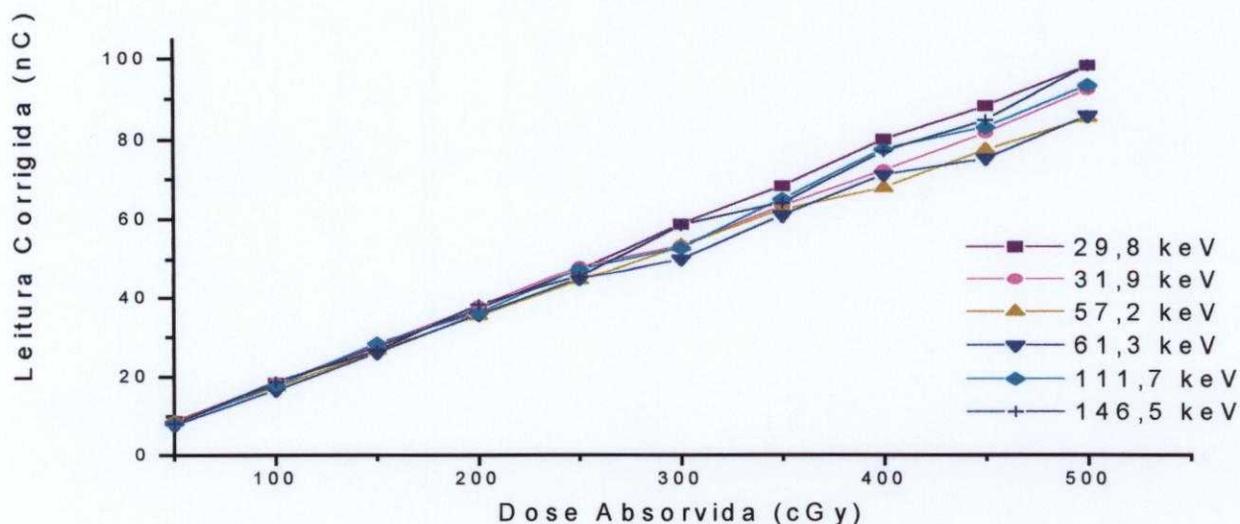


Figura 4.4 - Linearidade de resposta da câmara de ionização cilíndrica, série 1154, em função da dose absorvida de diferentes qualidades de radiação X.

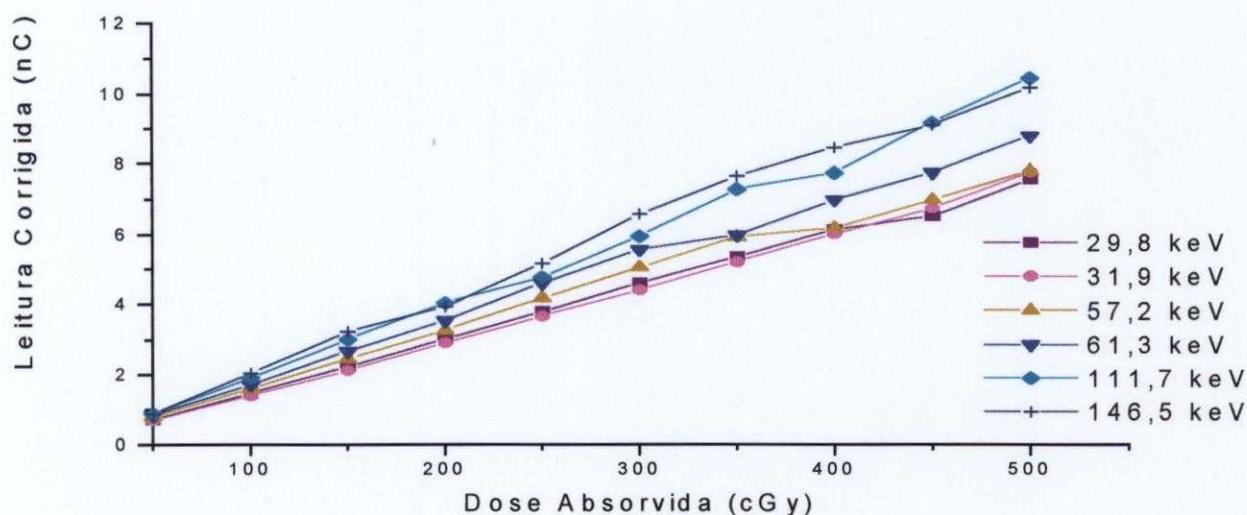


Figura 4.5 - Linearidade de resposta da câmara de ionização de placas paralelas, série 1197, em função da dose absorvida de diferentes qualidades de radiação X.

Pode-se observar comportamentos lineares no caso das duas câmaras em função das doses de irradiação. A dependência energética pode ser também constatada. Por exemplo, embora as duas câmaras tenham apresentado curvas muito semelhantes entre si, na Figura 4.5, referente à câmara de placas paralelas, pode-se notar uma diferenciação na resposta entre as tensões utilizadas, enquanto que esta diferenciação ocorre mais sutilmente na Figura 4.4, referente à câmara cilíndrica, ou seja, só a partir de 250 cGy (que é uma dose absorvida maior que a normalmente utilizada nos procedimentos de dosimetria em radioterapia) passa a existir uma diferença mais acentuada entre as curvas.

Estes resultados mostram a necessidade de se conhecer muito bem as características das câmaras a serem utilizadas nos procedimentos de dosimetria dos feixes terapêuticos.

4.5. Dependência Energética das Câmaras de Ionização

O estudo da dependência energética das câmaras de ionização mostra o quão sensíveis são os instrumentos utilizados, em relação à energia efetiva da radiação incidente.

As câmaras foram expostas aos feixes de raios X, variando-se a tensão entre 80 e 250 kV.

Nas Figuras 4.6 e 4.7 são apresentados os resultados obtidos das respostas, corrigidas para as condições ambientais de referência, em função da energia da radiação incidente, das câmaras de ionização cilíndrica (série 1154) e de placas paralelas (série 1197), respectivamente. Neste caso, as câmaras foram cada vez irradiadas com 200 cGy.

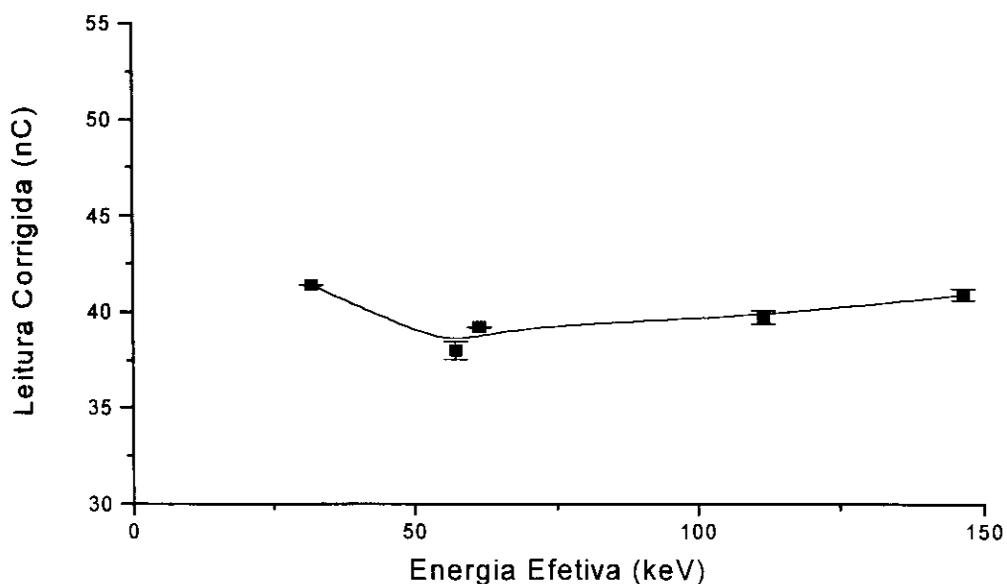


Figura 4.6 – Dependência energética da câmara de ionização cilíndrica, série 1154, para dose absorvida de 200 cGy

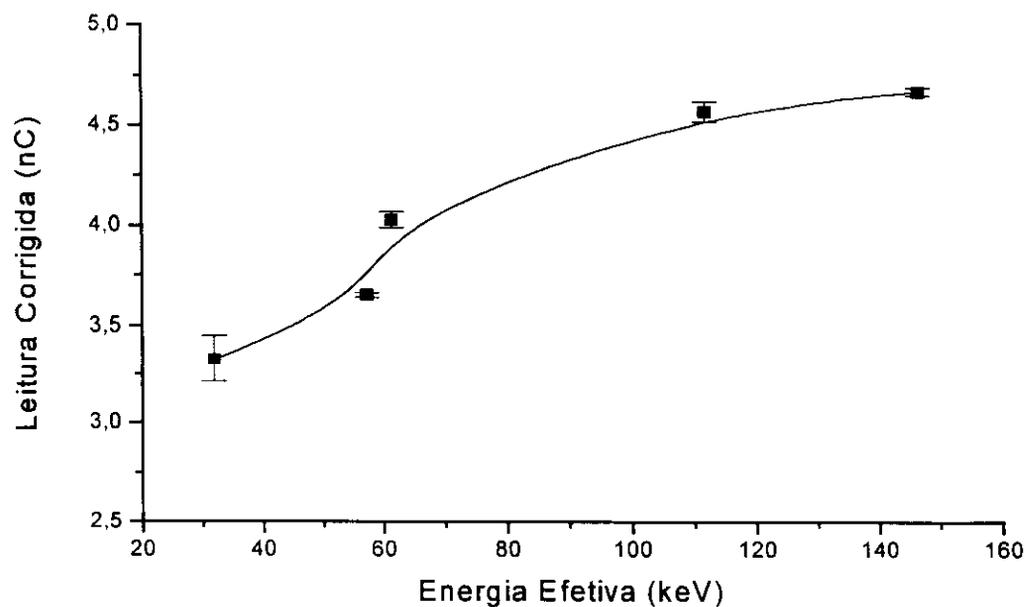


Figura 4.7 – Dependência energética da câmara de ionização de placas paralelas, série 1197, para dose absorvida de 200 cGy

As curvas de dependência energética (Figuras 4.6 e 4.7) mostram a adequação da formação de uma sistema Tandem, onde a câmara de placas paralelas apresenta uma dependência energética acentuada de 40,2%, enquanto que a câmara cilíndrica de apenas 8,8%.

4.6. Curvas Tandem

A razão entre as medidas realizadas com as duas câmaras para cada qualidade da radiação X resulta nas curvas Tandem. Na Figura 4.8 são apresentadas as curvas Tandem obtidas para 100 e 200 cGy, na faixa de energia de 31,9 a 146,5 keV.

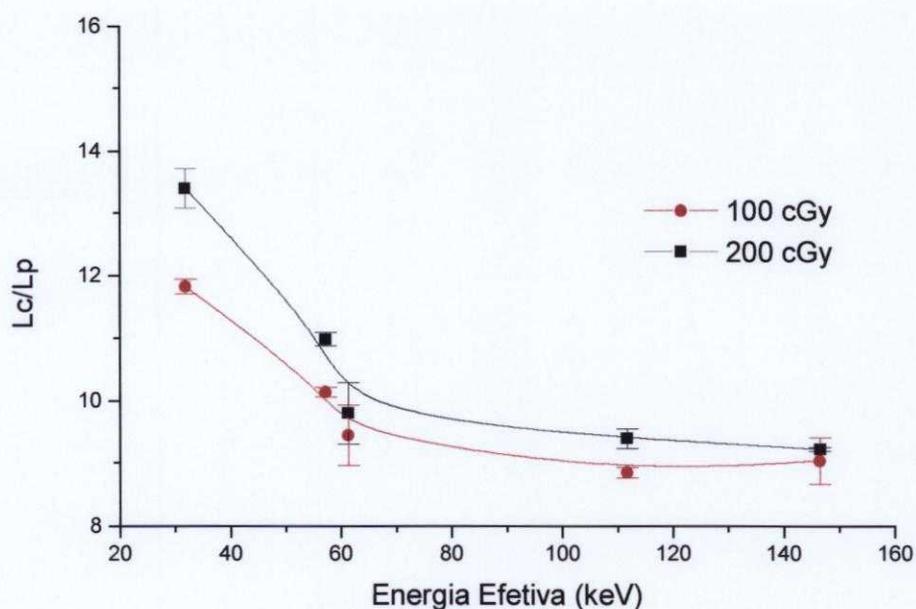


Figura 4.8 – Curvas Tandem: Relação (Lc/Lp) entre as respostas das câmaras cilíndrica (1154) e de placas paralelas (1197) em função da energia da radiação X, para 100 e 200 cGy.

Pode-se observar a inclinação das curvas, adequada para os sistemas Tandem. As medidas realizadas para a energia de 29,8 keV

(60 kV) não apresentaram a confiabilidade necessária para a sua apresentação, devido a problemas técnicos durante as medidas.

4.7. Estabilidade do Sistema Tandem

Foram realizadas diversas medidas para a obtenção das razões entre as respostas das duas câmaras durante o ano de 2000, espaçadas de um a dois meses, para se verificar a estabilidade do sistema, apenas para a faixa de energia mais utilizada nos procedimentos terapêuticos, de 31,9 a 111,7 keV (80 a 200 kV).

Nas Tabelas 4.10 e 4.11 é apresentado o estudo da estabilidade do sistema Tandem para as doses de 100 e 200 cGy, respectivamente, para a faixa de energia já citada.

Tabela 4.10 – Estabilidade do Sistema Tandem – 100 cGy

Energia Efetiva (keV)	1 ^a Medida		2 ^a Medida		3 ^a Medida		4 ^a Medida		5 ^a Medida	
	Lc/Lp	Δ (%)								
31,9	13,39	1,5	11,82	1,0	*	*	12,84	1,8	12,26	0,2
57,2	10,98	2,2	10,14	0,4	11,06	2,2	11,12	0,7	11,07	0,1
61,3	9,80	2,7	9,44	2,7	9,87	0,6	10,02	2,0	9,57	0,2
111,7	9,39	0,9	8,84	0,4	9,19	0,9	9,69	0,2	8,78	0,4

Lc/Lp: razão entre as medidas das câmaras cilíndrica e de placas paralelas

Δ : Incerteza associada à razão Lc/Lp, obtida por propagação de erros.

* : Medida não realizada por problemas técnicos

Tabela 4.11 – Estabilidade do Sistema Tandem – 200 cGy

Energia Efetiva (keV)	1 ^a Medida		2 ^a Medida		3 ^a Medida		4 ^a Medida		5 ^a Medida	
	Lc/Lp	Δ (%)								
31,9	13,06	3,1	12,44	0,1	12,46	3,0	13,64	3,1	12,41	0,3
57,2	10,81	2,8	10,43	1,3	11,55	2,8	11,45	0,7	10,47	0,8
61,3	*	*	9,73	1,0	8,79	2,7	10,01	0,2	9,70	0,4
111,7	8,93	1,7	8,70	1,5	9,36	0,9	9,65	1,7	9,11	0,6

Lc/Lp: razão entre as medidas das câmaras cilíndrica e de placas paralelas

Δ : Incerteza associada à razão Lc/Lp, obtida por propagação de erros.

* : Medida não realizada por problemas técnicos

Como pode ser observado nas Tabelas 4.10 e 4.11, verifica-se que os máximos valores de desvios padrões percentuais não ultrapassam 5%. Estes valores variaram de 0,2 a 2,7% para as medidas de 100 cGy e de 0,1 a 3,1% para as medidas de 200 cGy.

A reprodutibilidade das razões entre as medidas das duas câmaras ao longo do tempo constitui o teste de estabilidade do sistema Tandem. Na Tabela 4.12 estão apresentados os coeficientes de variação da série de valores Lc/Lp das 5 medidas realizadas para cada energia, das Tabelas 4.10 e 4.11, para as doses absorvidas de 100 e 200 cGy.

Observa-se que o coeficiente de variação na resposta do sistema Tandem apresentou-se no máximo de 5,5%. Pode-se considerar estes resultados satisfatórios, levando-se em conta, principalmente, que todas as medidas foram realizadas em épocas

diferentes, num equipamento de raios X de uso rotineiro e contínuo para pacientes, utilizando dosímetros clínicos de uso muito freqüente e ainda com razoável dificuldade de posicionamento reprodutível destas câmaras de ionização nos feixes de radiação.

Tabela 4.12 - Estabilidade do Sistema Tandem: Coeficientes de variação da série de valores Lc/Lp das medidas realizadas.

Energia Efetiva (keV)	Coeficiente de variação (%)	
	100 cGy	200 cGy
31,9	5,4	4,2
57,2	3,8	4,8
61,3	2,4	5,5
111,7	4,1	4,0

Desta forma, pode-se concluir que o sistema Tandem estudado apresenta possibilidade de uso nos procedimentos periódicos de dosimetria de feixes terapêuticos.

5. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos mostraram que a utilização do sistema Tandem proposto neste trabalho, para energias intermediárias, permite a verificação rotineira das condições do feixe de radiação X de forma simples e rápida, não necessitando da utilização de absorvedores.

Pode-se obter um sistema Tandem utilizando-se de qualquer combinação possível, de uma câmara de ionização cilíndrica e uma de placas paralelas, comerciais. Deve-se levar em conta que uma delas deve ter dependência energética para a faixa de energia à que vai ser exposta e que o sistema seja composto por, pelo menos, uma câmara recomendada e calibrada para a faixa de energia em questão, para que posteriormente se torne mais fácil a determinação das taxas de dose ou de dose absorvida. Isto implica numa diminuição do tempo gasto com o procedimento de dosimetria do feixe.

O sistema proposto apresentou bons resultados nas faixas de energia a que foi submetido, mostrando sua viabilidade de utilização.

Neste trabalho, a principal questão é a reprodutibilidade das medidas obtidas com o sistema, o que foi conseguido conforme já observado. Portanto, não há a necessidade de gráficos, cuja

finalidade é apenas de visualização do comportamento dos dados, uma vez que os valores a serem comparados são das razões entre as próprias medidas corrigidas para as condições ambientais de referência.

Este sistema também pode ser utilizado para a determinação da energia efetiva de um feixe de radiação desconhecido, a partir de uma curva Tandem obtida em condições conhecidas desde que o feixe desconhecido possua características semelhantes àquele com o qual foi obtida a curva Tandem.

O usuário deverá obter os dados para o sistema Tandem com seu próprio sistema de câmaras e equipamento de raios X, testando-o várias vezes e comparando-o com os resultados de medidas convencionais, antes de implantá-lo no serviço.

Muito embora seja um método extremamente fácil, recomenda-se que a determinação das camadas semi-redutoras pelo método convencional seja realizada anualmente, usando o sistema Tandem somente para verificações de rotina com o intuito de agilizar o tempo de aquisição dos dados.

APÊNDICE

PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO, USO E ACOMPANHAMENTO DOS FATORES TANDEM, COMO METODOLOGIA ALTERNATIVA PARA VERIFICAÇÃO ROTINEIRA DOS FEIXES DE ORTOVOLTAGEM

Um sistema Tandem de câmaras de ionização comerciais é constituído por uma câmara cilíndrica e uma câmara de placas paralelas.

Deve-se atentar para o fato de que pelo menos uma das câmaras deve ser do tipo recomendado pelas normas internacionais e deve estar calibrada para a faixa de energia em questão.

Primeiramente, deve-se estudar a estabilidade a longo prazo das câmaras de ionização envolvidas no processo, bem como determinar as camadas semi-redutoras, pelo método convencional, assim como todos os parâmetros dos feixes de radiação.

O estudo da estabilidade a longo prazo das duas câmaras de ionização constitui-se na realização dos testes de repetibilidade e de corrente de fuga.

I. Procedimento para Testes de Estabilidade a Curto Prazo, Corrente de Fuga e Estabilidade a Longo Prazo:

- 1-Montagem do sistema, conectando-se eletrômetro, câmara de ionização acoplada, de forma reprodutível, à fonte de controle, com o posicionamento de termômetro próximo à região de medida.
- 2-Esperar pelo menos 30 minutos com o sistema ligado para estabilização eletrônica.
- 3-Realizar onze medidas durante, por exemplo, 2 minutos, e anotar os valores em planilha.
- 4-Corrigir as medidas para os valores de temperatura (T) e pressão (p) ambientais, utilizando o fator de correção F(T,p), dado por:

$$f(T, p) = \frac{(273,15 + T) p_{ref}}{(273,15 + T_{ref}) p}$$

5- Calcular a média (M) destes valores, bem como o desvio padrão (s) e o coeficiente de variação ($s\%$).

6- Realizar as medidas para o teste de fuga, irradiando-se inicialmente a câmara. Retirar, a seguir, a fonte de controle, deixando a câmara conectada ao eletrômetro e tomar medidas durante 15 minutos, anotando-se estes valores a cada cinco minutos, a partir da retirada da fonte do sistema.

7- Calcular o valor da fuga de corrente.

8- Quando forem obtidas 10 medidas de estabilidade a curto prazo, deve-se calcular a média destas medidas, e utilizá-la para normalizar os próximos valores, obtendo-se assim a estabilidade a longo prazo.

9- Fazer um gráfico cronológico, para estudo desta estabilidade.

10- Estas medidas devem ser repetidas e colocadas em gráfico em intervalos quinzenais ou mensais.

Observação: Atentar para a geometria. A reprodutibilidade de posicionamento é extremamente importante para a obtenção destas medidas. Ela pode influenciar significativamente, tornando suas incertezas grandes, a ponto de se ter que repetir todas as medidas.

II.Determinação das Camadas Semi-Redutoras do Feixe de Radiação

1. Posicionamento da coluna do equipamento de raios X (*gantry*): 90°;
2. Posicionamento do cone de localização, no caso (6x8) cm², com distância foco-superfície (DFS) de 50 cm, cujo rendimento é conhecido;
3. Posicionamento da câmara de ionização, atentando para que o centro do seu volume sensível esteja no raio central do feixe;
4. Irradiação da câmara sem absorvedor, anotando-se o valor em planilha de dados (Anexo I), durante um intervalo de tempo definido em 90s;
5. Seqüência de irradiação, aumentando-se a espessura dos absorvedores, até que a leitura obtida no eletrômetro seja menor que um terço da leitura inicial (sem o absorvedor), para se garantir a possibilidade de determinação das camadas semi-redutoras para as energias utilizadas.

III.Procedimento para Obtenção dos Fatores Tandem

- 1-Escolher a dose (cGy) a ser utilizada, calcular o tempo de irradiação para cada energia efetiva e fazer a medida, para cada câmara.

- 2-Calcular a relação entre as leituras obtidas das duas câmaras (Fatores Tandem), bem como o cálculo das incertezas, e colocar os resultados em tabela.

- 3-A repetição deste procedimento, ao longo do tempo, leva ao acompanhamento da estabilidade do sistema Tandem utilizado.

Observação: A escolha da dose e das energias efetivas a serem testadas fica a critério do usuário, tendo em vista a sua utilização no Serviço de Radioterapia em que atua.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. ALBUQUERQUE, M.P.P.; CALDAS, L.V.E. New ionization chambers for beta and X-radiation. **Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res.**, v. A280, p. 310-313, 1989.
3. ALFONSO-LAGUARDIA, R.; AGUIRRE, F.; BRUNETTO, M.; GUTT, F.; ANDREO, P. A regional quality assurance programme for the physical aspects of radiotherapy. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA, **Proceedings...CD-ROM**, 2000.
4. ANDREO, P. Dose determination with plane-parallel ionization chambers in therapeutic electron and photon beams. **SSDL-Newsletter**, v.40, p. 4-16, 1999.
5. ANDREO, P.; BURNS, D.; HOHLFELD, K.; HUQ, M.; KANAI, T.; LAITANO, F.; SMYTH, V.; VYNCKIER, S. An international code of practice for radiotherapy dosimetry based on standards of absorbed dose to water. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA, **Proceedings...CD-ROM**, 2000.
6. ATTIX, F.H. ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.*** Ed. John Wiley & Sons, New York, 1986.
7. **CALIBRATION OF RADIOLOGICAL INSTRUMENTS AT PROTECTION AND THERAPY LEVELS.** London, British Calibration Service, 1977 (British Calibration Service 6601).

8. CALDAS, L.V.E. A sequential Tandem system of ionization chambers for effective energy determination of X radiations fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.36, n.1, p. 47-50, 1991.
9. CALDAS, L.V.E.; ALBUQUERQUE, M.P.P.; XAVIER, M. Calibration techniques for components of clinical dosimeters. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 45, n.1, p. 31-33, 1994.
10. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia*. Rio de Janeiro, 1990 (CNEN-NE-3.06).
11. COSTA, A.M.; CALDAS, L.V.E. Caracterização de câmaras de ionização em sistema de detecção de dupla face para radiação X. In: V ENCONTRO NACIONAL DE APLICAÇÕES NUCLEARES, 15-20 Outubro, 2000. Rio de Janeiro, *Anais...*, CD-ROM, 2000.
12. 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*. Rio de Janeiro: 1981. Dissertação (Mestrado) - Univ. Federal do Rio de Janeiro.
13. DAS, 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. 1751-1758, 1998.
14. DIAS, S.K.; CALDAS, L.V.E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applications. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v.45, n.3, p. 1666-1669, 1998.
15. 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.
16. 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.

17. FARMER, F.T. A sub-standard X-ray dose-meter. *Brit. J. Radiol.*, v. XXVIII, n. 330, p. 304-306, 1955.
18. 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.
19. GALHARDO, E.; CALDAS, L.V.E. Ionization chambers as Tandem systems for routine dosimetric procedures. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA, **Proceedings...CD-ROM**, 2000.
20. GALHARDO, E.; CALDAS, L.V.E. Application of a Tandem system of ionization chambers for inherent filtration determination. Trabalho aceito para apresentação no V Regional Congress on Radiation Protection and Safety, a ser realizado em Recife, 29 de Abril a 04 de Maio, 2001.
21. GORBICS, S.G.; ATTIX, F.H. LiF and CaF₂:Mn thermoluminescent dosimeters in Tandem. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v.19, n. 1, p. 81-89, 1968.
22. HENDEE, W.R. The rate of evolution of radiation therapy planning and delivery systems in exceeding the evolution rate of quality assurance processes. *Med. Phys.*, v.26, n.8, p. 1439-1442, 1999.
23. HUBELL, J.H. Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v.133, p. 1269-1290, 1982.
24. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dose meters used in radiotherapy**. IAEA, Vienna, 1979 (Technical Reports Series No. 185).
25. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in photon and electron beams**. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).

26. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of dose meters used in radiotherapy.*** IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).
27. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery.*** IAEA, Vienna, 1994 (TECDOC 734).
28. 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).
29. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams.*** IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).
30. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Quality assurance in radiotherapy.*** IAEA, Vienna, 1997 (TECDOC 989).
31. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Design and implementation of a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects.*** IAEA, Vienna, 1998 (TECDOC 1040).
32. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.*** IAEA, Vienna, 2000 (TECDOC 1151).
33. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Radiation quantities and units.*** Washington, D.C., 1980 (ICRU 33).
34. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Physical aspects of irradiation.*** Washington, D.C., 1962 (ICRU 10b).

35. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and γ reference radiations for calibrating dosemeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy*. 1979 (ISO 4037 - 1979(E)).
36. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and γ reference radiations for calibrating dosemeters 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* (Revision of first edition (ISSO 4037:1979). Jan., 1994 (Draft International Standard ISO/DIS 4037-1).
37. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - IEC STANDARD. *Medical electrical equipment dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. 1982 (731© CEI 1982).
38. JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4th ed. Springfield. Illinois, 1983.
39. KENNEY, G.N.; CAMERON, J.R., *X-ray beam-quality measurement utilizing TL dosemeters*. Progress Report, AEC Contract on AT 11-1-1105-TID-19112, 1963.
40. KHAN, F.M. *The physics of radiation therapy*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1994
41. KIM, C.; KIM, C.; CHOI, M. Evaluation of ionization chambers for quality assurance. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA. *Proceedings...CD-ROM*, 2000.
42. LOPEZ PUENTE, E. *Eletrômetros*. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, 1976 (IEA - Inf. 52).
43. MA, C. AAPM TG-61 Report on kilovoltage X-ray dosimetry: I. Formalisms and applications. In: WORLD CONGRESS ON

MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA, **Proceedings...CD-ROM**, 2000.

44. MASSEY, J.R. **Manual de dosimetría en radioterapia**. Organismo International de Energia Atômica, Viena, 1971 (Technical Reports Series No. 110).
45. MELLENBERG JR., D.E. Determination of build-up region over-response corrections for a Markus-type chamber. **Med.Phys.**, v.17, n.6, p. 1041-1044, 1990.
46. NATIONAL PHYSICAL LABORATORY (NPL). **Fator de Calibração para Conjunto Câmara/Eletrômetro** – Certificado no. D833 – 24/07/1979, com data de 16/01/1980 – Inglaterra.
47. NUCLEAR ENTERPRISES LTD. **Low energy X-ray chambers 2532/3 and 2536/3**. Bulletin n° 496, May 1978.
48. PEIXOTO, J.G.P.; ANDREO, P.; Comparison of dosimetry protocols for radiotherapy kV X-rays. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA, **Proceedings...CD-ROM**, 2000.
49. PEIXOTO, J.P.G.; ANDREO, P.; Determination of absorbed dose to water in reference conditions for radiotherapy kilovoltage X-rays between 10 and 300 kV: a comparison of the data in the IAEA, IPEMB, DIN and NSC dosimetry protocols. **Phys. Med. Biol.**, v.45, p. 1-13, 2000.
50. PODGORSK, E.B.; GOSSELIN, M.; EVANS, M.D.C. Superficial and orthovoltage X-ray beam dosimetry. **Med.Phys.**, v.25, n.7, p. 1206-1212, 1998.
51. ROSSER, K. Measurements of absorbed dose to water for medium energy X-rays. **SSDL-Newsletter**, v.41, p. 4-11, 1999.
52. SALVAJOLI, J.V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S.L. **Radioterapia em oncologia**. MEDSI – Editora Médica e Científica Ltda., São Paulo, 1999.

53. SCAFF, L.A.M. ***Bases físicas da radioterapia***. p. 35-90, in:
Radioterapia em oncologia. Salvajoli, J.V.; Souhami, L.; Faria, S.L.
MEDSI – Editora Médica e Científica Ltda., São Paulo, 1999.
54. SEELENTAG, W.W.; PANZER, W.; DREXLER, G.; PLATZ, L.;
SANTNER, F. ***A catalogue of spectra for the calibration of
dosemeters***. (GFS-Bericht S569), 1979.
55. SEUNTJENS, J. AAPM TG-61 Report on kilovoltage X-ray dosimetry:
II. Calibration procedures and correction factors. In: WORLD
CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL
ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA,
Proceedings...CD-ROM, 2000.
56. SHAHNAZI, K.; AHMAD, M.; AGOSTINELLI, A.; NAHT, R. Calibration
of kilovoltage X-ray beam dosimetry using different protocols. In:
WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL
ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA,
Proceedings...CD-ROM, 2000.
57. SILVA, T.A. ***Comparação experimental entre fatores de calibração
totais e fatores de calibração por componentes de dosímetros
de referência usados nos laboratórios de dosimetria de
padronização secundária***. Rio de Janeiro: 1981. Dissertação
(Mestrado) - Univ. Federal do Rio de Janeiro.
58. 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.
59. WILLIAMS, I. Design and construction of a parallel plate chamber. In:
WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL
ENGINEERING. July 23-28, 2000, Chicago, USA,
Proceedings...CD-ROM, 2000.
60. WILLIAMS, J.R.; THWAITES, D.I. Radiotherapy physics in practice.
Oxford University Press, 2nd. ed., Oxford, 2000.



M22115

ipen



**GOVERNO
FEDERAL**

instituto de pesquisas energéticas e nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2.242 - Cidade Universitária

São Paulo - CEP.: 05508-000

Tel.: (011) 3816-9000 - Fax.: (011) 3812-3546

<http://www.ipen.br>

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.