



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS TANDEM DE CÂMARAS
DE IONIZAÇÃO COMERCIAIS PARA DOSIMETRIA DE
FEIXES DE RAIOS X (NÍVEL RADIOTERAPIA)**

EDVALDO PEREIRA GALHARDO

**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**

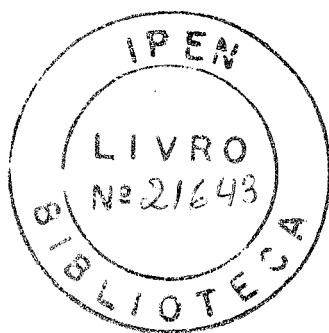
**São Paulo
1998**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS TANDEM DE CÂMARAS DE
IONIZAÇÃO COMERCIAIS PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE RAIOS X
(NÍVEL RADIOTERAPIA).

EDVALDO PEREIRA GALHARDO



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

Orientadora: Dra. Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

1998

Aos meus pais

Agradecimentos

Agradeço de forma especial à Dra. Linda E. V. Caldas, pela orientação e oportunidade de desenvolver este trabalho.

Os meus agradecimentos se estendem:

À Sônia, pela compreensão e afeto demonstrado ao longo do desenvolvimento deste trabalho;

Ao Sr. Marcos Xavier, pelas sugestões e colaboração durante o desenvolvimento deste trabalho;

À Direção do Instituto de Radioterapia do ABC e aos responsáveis pelo Setor de Radioterapia do Hospital Santa Cruz, pela oportunidade de utilização dos equipamentos de raios X destas instituições;

À Sra. Virgínia M. T. Pedroso de Lima e ao Sr. Luiz Carlos S. dos Reis, físicos do Instituto de Radioterapia do ABC, pela oportunidade de utilização dos equipamentos, do acompanhamento do desenvolvimento deste trabalho e pelo carisma e amizade;

Ao Dr. Nivaldo Trippe, Diretor do Departamento de Radioterapia do Hospital A. C. Camargo, pela oportunidade de utilização do equipamento de raios X deste setor;

Ao Sr. Adelino Pereira, físico do Departamento de Radioterapia do Hospital A. C. Camargo, pelas discussões e auxílio nas medidas efetuadas nesta instituição;

À Dra. Felícia Del Gallo Rocha, pelo valioso auxílio na confecção das curvas;

À MSc. Maria da Penha A. Potiens, pelas sugestões e discussões sobre o desenvolvimento e confecção deste trabalho;

Ao CNPq, pelo auxílio financeiro;

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela possibilidade oferecida de realização deste trabalho;

E a todos aqueles que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS TANDEM DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO COMERCIAIS PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE RAIOS X (NÍVEL RADIOTERAPIA).

Edvaldo Pereira Galhardo

RESUMO

A utilização dos raios X em radioterapia é de grande importância para a Medicina, e para que se possa obter os resultados desejados é necessário controlar periodicamente o desempenho das câmaras de ionização utilizadas nas medidas, bem como as características dos feixes de radiação utilizados. A verificação das condições destes feixes é feita por meio de procedimentos padrões de dosimetria que incluem a determinação das camadas semi-redutoras e das taxas de exposição ou das taxas de dose absorvida no ar. Foram montados e testados vários sistemas Tandem de câmaras de ionização comerciais entre 14 e 130 keV de energia de radiação X, no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN e em outras três instituições externas, em substituição ao procedimento rotineiro convencional de determinação de camadas semi-redutoras utilizando-se absorvedores. Os resultados obtidos mostram a viabilidade de utilização destes sistemas nos procedimentos de rotina de dosimetria dos feixes de radiação X utilizados para radioterapia.

**CHARACTERIZATION OF TANDEM SYSTEMS OF
COMMERCIAL IONIZATION CHAMBERS FOR RADIATION
DOSIMETRY (RADIOTHERAPY LEVEL).**

Edvaldo Pereira Galhardo

ABSTRACT

The use of X rays for radiotherapy purposes is of great importance for Medicine, and it is necessary to control periodically the performance of the ionization chambers and the radiation beams in order to obtain the best results. The verification of the beam characteristics is made by using standard dosimetric procedures which include the determination of the half-value layers and the exposure rates or the absorbed dose rates in air. Several Tandem systems were set up and tested, using commercial ionization chambers in the energy interval from 14 up to 130 keV at the Instrumentation Calibration Laboratory of IPEN and at other three institutions, in substitution to the routine conventional procedure of determination of half-value layers using absorbers. The obtained results show the usefulness of these Tandem systems for the routine dosimetric procedures of radiotherapy X radiation beams.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 Produção de raios X.....	4
2.1.1 Espectro de raios X.....	5
2.2 Processos de interação da radiação X com a matéria	8
2.2.1 Efeito fotoelétrico.....	9
2.2.2 Efeito Compton.....	10
2.2.3 Produção de pares.....	12
2.3 Teoria cavitária.....	13
2.3.1 Teoria de Bragg-Gray.....	14
2.4 Equilíbrio eletrônico.....	15
2.5 Câmaras de ionização.....	16
2.5.1 Câmara de ar livre.....	18
2.5.2 Câmara cavitária.....	19
2.5.3 Câmara cilíndrica (tipo dedal).....	20
2.5.4 Câmara de placas paralelas (tipo superficial).....	21
2.5.5 Câmara de extrapolação.....	23
2.6 Eletrômetros.....	24
2.6.1 Tipos de eletrômetros.....	25
2.7 Grandezas dosimétricas.....	27

2.7.1 Exposição.....	27
2.7.2 Dose Absorvida.....	28
2.7.3 Kerma.....	29
2.8 Calibração das câmaras de ionização.....	30
2.9 Qualidade dos feixes de radiação X.....	31
2.9.1 Camada semi-redutora.....	33
2.9.2 Energia equivalente (efetiva).....	36
2.10 Sistema Tandem.....	38
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
3.1 Sistema de radiação X de energias baixas do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.....	41
3.2 Equipamentos de raios X utilizados nas instituições externas.....	45
3.3 Câmaras e eletrômetros.....	48
3.4 Fontes de controle utilizadas.....	53
4 RESULTADOS	55
4.1 Testes de controle das câmaras.....	55
4.1.1 Teste de corrente de fuga das câmaras.....	56
4.1.2 Teste de repetibilidade das câmaras.....	58
4.1.3 Teste de estabilidade a longo prazo das câmaras.....	59
4.2 Sistemas Tandem sugeridos e testados.....	64
4.2.1 Obtenção das curvas Tandem.....	65
4.3 Energias baixas.....	68

4.4 Energias intermediárias.....	82
4.4.1 Hospital A. C. Camargo.....	83
4.4.2 Hospital Santa Cruz.....	92
4.4.3 Instituto de Radioterapia do ABC.....	94
5 CONCLUSÕES.....	98
APÊNDICE.....	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105

1 INTRODUÇÃO

Para a utilização dos feixes de raios X nas clínicas de radioterapia, ou nos laboratórios de calibração de detectores de radiação, é necessário o conhecimento de suas características, já que variam de equipamento para equipamento.

Na utilização da radiação X em radioterapia, é de suma importância conhecer com a melhor precisão possível a quantidade de radiação a que o paciente estará exposto^{17,19}. Isto é necessário, pois, se a radiação não for suficiente, não se obterá o resultado desejado, e caso haja uma quantidade de radiação superior à recomendada, poderão ocorrer danos irreparáveis.

Para que se possa medir a quantidade de radiação à qual o paciente vai estar sujeito, são utilizados instrumentos, câmaras de ionização acopladas a eletrômetros, que são previamente calibrados em instituições credenciadas pelas autoridades governamentais.

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

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

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

As câmaras de ionização e os eletrômetros utilizados de forma rotineira devem ser controlados periodicamente, quanto ao seu desempenho, pelo usuário. Os feixes de radiação devem ter também suas características confirmadas periodicamente. As condições são descritas em relação às qualidades dos feixes de raios X, que são dadas em termos dos potenciais aplicados ao tubo, filtrações totais e camadas semi-redutoras (CSR). O conceito de energia efetiva também pode ser utilizado como um valor único de energia, para caracterizar a distribuição espectral de um feixe de raios X¹⁸.

As câmaras de ionização possuem geralmente uma resposta dependente da qualidade de radiação, devido ao projeto, à composição e às características operacionais. Esta dependência, que é variável com o tipo de câmara, pode ser expressa pela variação das leituras em função das CSR ou das energias efetivas.

Sistemas Tandem têm sido utilizados desde 1963 em dosimetria termoluminescente (TL)^{8,11,13,28,37}; neste caso consistem no uso de dois dosímetros individuais com dependências energéticas diferentes e permitem

a determinação da energia efetiva em campos de radiação X não conhecidos. Albuquerque¹ e Caldas⁶ utilizaram câmaras de ionização de placas paralelas, construídas no IPEN, do mesmo tipo, mas com características distintas², para se determinar a energia efetiva e a taxa de dose absorvida em campos de radiação X.

O método convencional utilizado para a determinação das CSR, por meio da adição de absorvedores¹⁰, necessita de um intervalo de tempo considerável para se obter as medidas; isto faz com que a dosimetria dos feixes de radiação se torne um processo demorado.

O objetivo deste trabalho é, além do estudo do comportamento de câmaras de ionização comerciais em diferentes qualidades de campos de radiação X, apresentar uma metodologia simples para a dosimetria dos feixes de Radioterapia. Foram utilizadas câmaras de ionização comerciais, cilíndrica e de placas paralelas, que apresentam diferença na dependência energética, para a faixa de energia testada, e que podem constituir por isso um sistema Tandem, para a verificação rotineira das condições dos feixes. Não é necessário neste caso a utilização de absorvedores ou de qualquer outro tipo de arranjo especial, como no caso da técnica convencional. Além disto, a maioria dos Serviços de Física Médica do País possui estes tipos de câmaras e eles podem utilizar esta técnica para obter informações a respeito das condições do feixe de radiação.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Produção de raios X

Os raios X são produzidos por transições eletrônicas internas, onde o excesso de energia é eliminado na forma de radiação eletromagnética monoenergética (raios X característicos), ou sempre que um material for bombardeado por um feixe de elétrons com alta velocidade. Este segundo caso é o princípio fundamental dos tubos de raios X.

Todo tubo de raios X é constituído por um catodo e um anodo, como mostra a Figura 2.1, localizados numa ampola de vidro na qual se produz vácuo. O catodo consiste de um filamento de material de número atômico alto e ponto de fusão alto; geralmente é utilizado o tungstênio. Quando este filamento é aquecido, os elétrons são liberados de sua superfície por efeito termoiônico, sendo acelerados pela diferença de potencial entre o catodo e o anodo, também chamado de alvo do tubo.

Quando esses elétrons são bruscamente freados pelo anodo, produzem radiação X, que é denominada radiação de freamento ou “Bremsstrahlung”, em todas as direções. A maior parte da energia dos elétrons é convertida em calor, que deve ser removido do anodo por um sistema de refrigeração a óleo ou água.

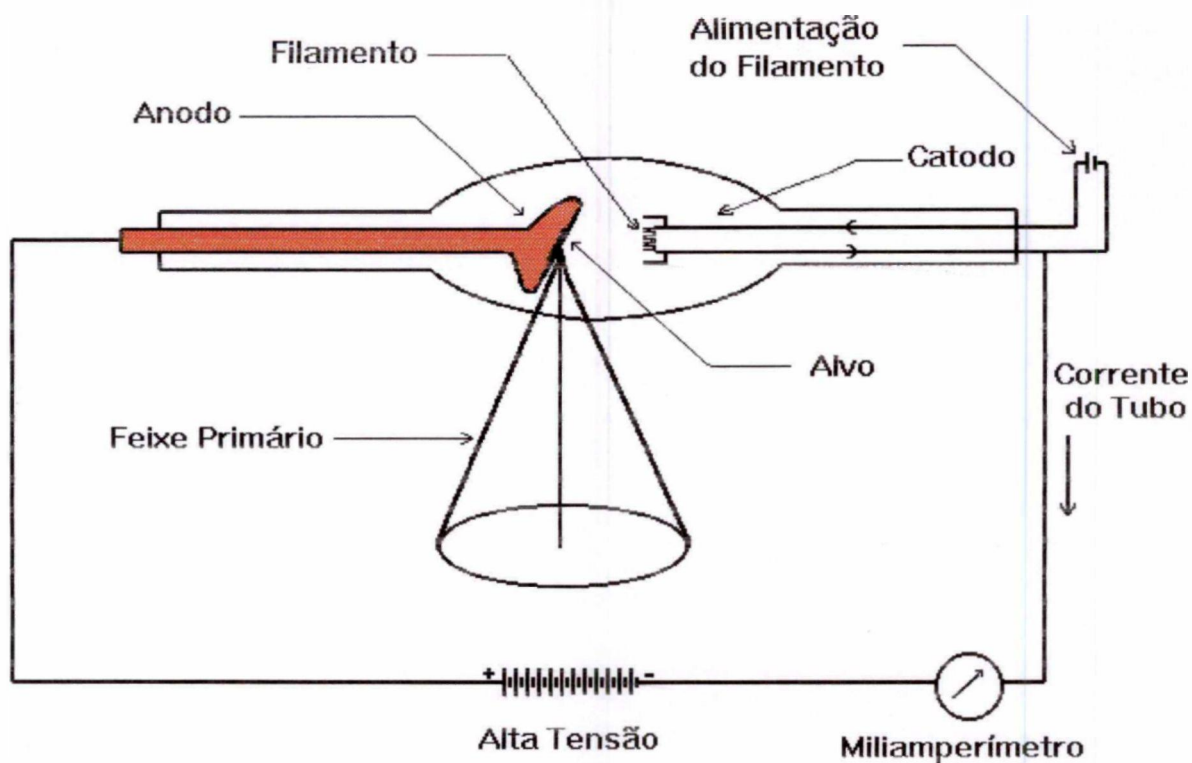


Figura 2.1 - Diagrama esquemático de um tubo de raios X, com anodo fixo, para propósitos de radioterapia²⁷.

2.1.1 Espectro de raios X

Os fótons produzidos por uma máquina de raios X são heterogêneos em termos de energia, por isso o espectro de energia é uma distribuição contínua de energia para os fótons produzidos por

"Bremsstrahlung", sobrepostos por radiação característica de energia discreta (linhas α_1 , α_2 , β_1 e β_2 da Figura 2.2).

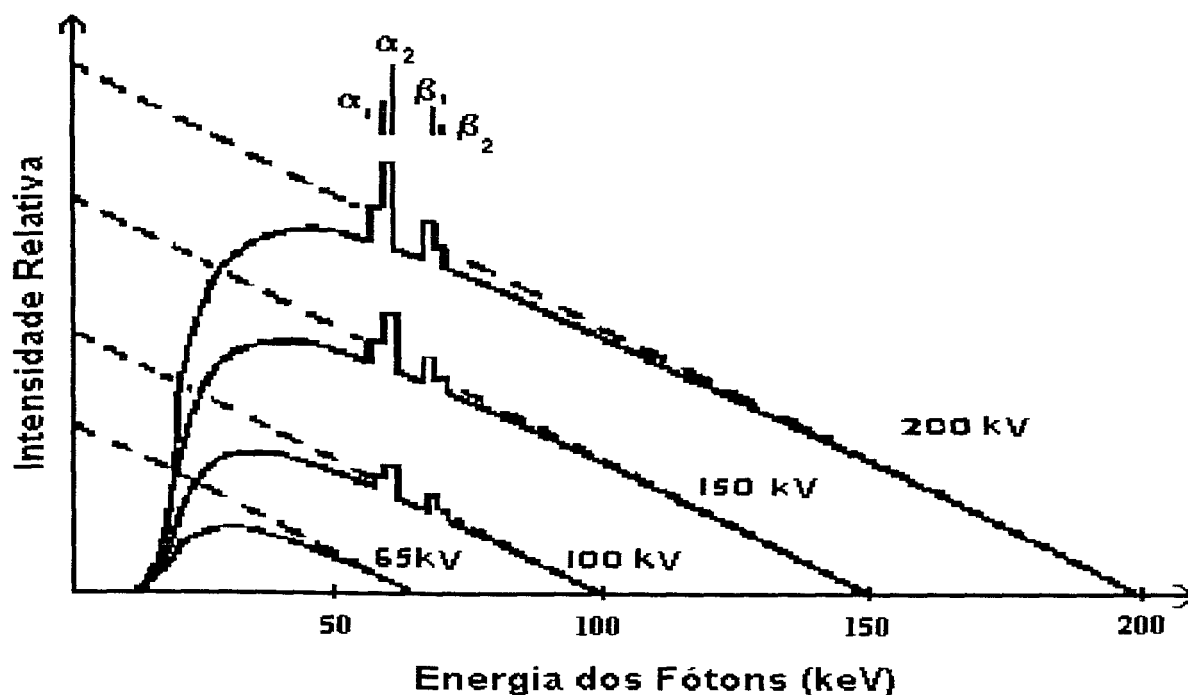


Figura 2.2 Espectro de raios X contínuo e característico. Os valores de 65, 100, 150 e 200 kV referem-se aos potenciais aplicados ao tubo de raios X, e α_1 , α_2 , β_1 e β_2 são as linhas características de emissão do material do alvo²⁷.

O espectro característico (ou de linhas) é consequência da perda de energia por colisão que envolve a interação entre o campo Coulombiano do elétron incidente e o campo Coulombiano dos átomos contidos no alvo, sendo um ou mais elétrons transferidos para órbitas de energias mais altas, ou ejetados do átomo (ionização). Os elétrons, ao retornarem às órbitas mais internas, para preencherem as vagas deixadas anteriormente, cedem energia sob a forma de raios X característicos.

A outra componente do espectro é resultante da perda de energia dos elétrons por radiação, onde o elétron ao passar pelas proximidades do núcleo é desacelerado, e a diminuição em sua energia cinética aparece sob a forma de radiação eletromagnética (radiação “Bremsstrahlung”). Como consequência deste tipo de interação, o elétron pode perder energia desde um valor extremamente baixo até toda a sua energia cinética. Da mesma forma, os fótons produzidos também podem possuir qualquer valor de energia, desde zero até um valor máximo, formando um espectro contínuo de raios X.

Na prática, grande parte dos fótons de energias baixas são absorvidos pela própria filtração inerente do tubo. Este tipo de espectro não é útil para fins terapêuticos, uma vez que ele apresenta uma distribuição apreciável em relação à energia dos fótons. Adicionando-se filtros na trajetória do feixe de radiação, eles reduzem significativamente a largura do espectro por absorverem preferencialmente os fótons de energia mais baixa. Como consequência, obtém-se um espectro estreito, mais útil para aplicações terapêuticas.

No caso dos feixes de raios X fortemente filtrados, as filtrações inerente e adicional constituem o que se denomina de filtração total do feixe. Todas estas filtrações constituem parâmetros importantes na especificação de um feixe de raios X.

Caso não houvesse filtração inerente ou adicional do feixe, os espectros de energia calculados seriam dados por linhas retas (linhas tracejadas da Figura 2.2). Estas linhas são determinadas segundo a equação de Kramer:

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

onde I_E é a intensidade de fótons com energia E , Z é o número atômico do alvo, E_m é a energia máxima dos fótons e K é uma constante²⁷.

A energia máxima possível que um fóton produzido por radiação de freamento “Bremsstrahlung” pode ter é igual à energia do elétron incidente. A energia máxima em keV é numericamente igual à tensão aplicada ao tubo de raios X. Além disso, a intensidade destes fótons é nula, como previsto pela equação de Kramer, isto é, $I_E = 0$ quando $E = E_m$. Por este motivo pode-se obter o valor da tensão aplicada ao tubo, extrapolando-se a parte linear das curvas até o eixo de energia, lembrando que, quando $E = E_m$, tem-se a intensidade igual a zero (a contagem também é nula), e neste ponto a energia é numericamente igual ao potencial aplicado ao tubo^{27,29}.

2.2 Processo de interação da radiação X com a matéria

Vários fenômenos físicos podem ocorrer durante a interação da radiação X com a matéria; os mecanismos de interação dependem da energia dos fótons, bem como da composição do material alvo. Os fótons incidentes podem ser desviados de sua trajetória inicial ou podem ser totalmente absorvidos. Quando um desses dois fenômenos ocorrer por meio de uma única interação, tem-se a ionização primária, por meio da qual um elétron é arrancado de um átomo por diferentes processos. Este elétron liberado é chamado de elétron secundário e sua energia poderá até ser igual

à do fóton incidente, e poderá provocar novas ionizações até que toda a sua energia seja liberada. A consequência direta deste fato é que as ionizações ocorridas na matéria, devido às interações com fótons, são pequenas, sendo que a maior parte das ionizações são provocadas pelos elétrons secundários.

Os três fenômenos principais de interação da radiação X com a matéria são: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares.

Para a faixa de energia utilizada neste trabalho os efeitos predominantes são o efeito fotoelétrico e o efeito Compton.

2.2.1 Efeito fotoelétrico

Este efeito caracteriza-se pela absorção total do fóton e pela liberação de um elétron do átomo; este elétron é denominado fotoelétron, conforme mostra o modelo da Figura 2.3.

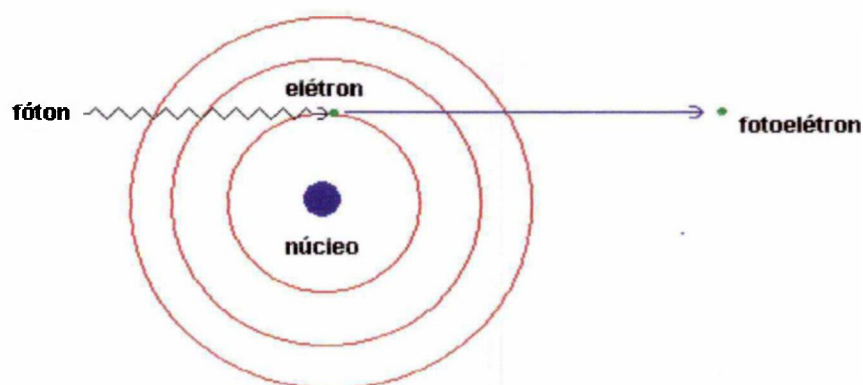


Figura 2.3 Representação esquemática do efeito fotoelétrico: interação de um fóton de radiação X com um átomo, com emissão de um fotoelétron²⁹.

Para que ocorra este efeito, o fóton incidente no material deve ter uma energia (E_f) pelo menos maior do que a energia de ligação do elétron (W). O excesso de energia do fóton é transferido ao elétron sob forma de energia cinética (E_c). Portanto a velocidade com que o elétron será ejetado do átomo depende da energia do fóton incidente e da energia de ligação do elétron ao átomo. A energia cinética obtida pelo elétron é dada pela equação:

$$E_c = E_f - W$$

Quando o elétron é ejetado do átomo, este fica num estado excitado, retornando ao estado fundamental quando um outro elétron de uma camada mais externa ocupar o espaço deixado pelo elétron ejetado. Esta ocupação fará com que seja emitido um fóton de raios X característico.

A probabilidade de absorção fotoelétrica depende da energia do fóton incidente e do número atômico (Z) do absorvedor. Quanto maior o Z , maior será a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico, já que este efeito envolve os elétrons ligados ao átomo; quanto maior o número de elétrons maior será a probabilidade de interação²⁷.

2.2.2 Efeito Compton

Neste caso o elétron também é ejetado apenas com uma parte da energia do fóton incidente que é, então, espalhado com uma energia ($E' = hv'$) menor do que tinha antes da colisão ($E = hv_0$), sendo defletido num ângulo ϕ , em relação à direção original; o elétron é ejetado com um

ângulo θ em relação à direção do fóton incidente, como pode ser visto pelo modelo representado na Figura 2.4.

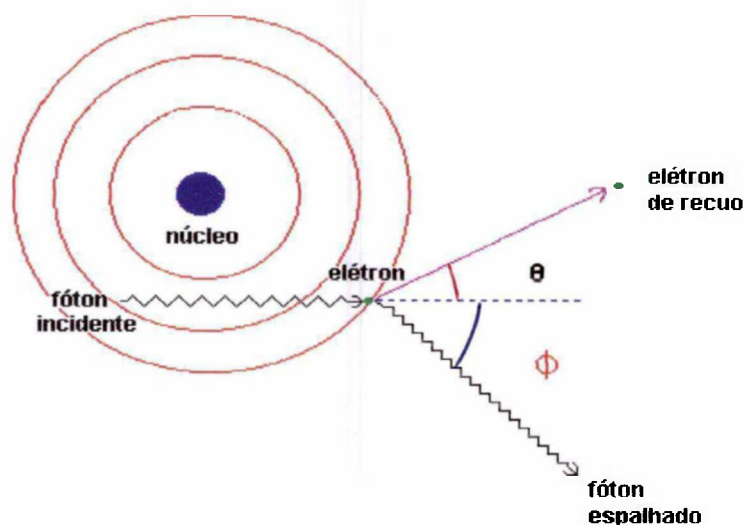


Figura 2.4 Representação esquemática do efeito Compton: o elétron é ejetado do átomo após interação com um fóton de radiação X^{29} .

O elétron ejetado é chamado de elétron de recuo, e a energia cinética (E_c) adquirida por este elétron é dada pela equação:

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

onde $\alpha = E/m_0c^2$, sendo $E = hv_0$ a energia do fóton incidente e m_0c^2 a energia de repouso do elétron (0,511 MeV).

O efeito Compton, no ar, é predominante para energias de fótons acima de 40 keV, envolve uma interação entre um fóton e um elétron quase livre e decresce com o aumento da energia. A probabilidade de ocorrência do efeito Compton por átomo do absorvedor depende do número de elétrons disponíveis como alvos.

2.2.3 Produção de pares

A produção de pares ocorre quando fótons de energia maior ou igual a 1,022 MeV passam próximos ao núcleo do átomo e interagem com este, o fóton desaparece e dá-se origem a um par elétron-pósitron; este efeito aumenta rapidamente com o aumento da energia mínima para formação de pares. Esta interação pode ser vista pelo modelo apresentado na Figura 2.5.

A energia do fóton incidente (E) fica distribuída da seguinte forma:

$$E = 1,022 \text{ MeV} + E_{e^-} + E_{e^+}$$

onde E_{e^-} é a energia cinética do elétron e E_{e^+} é a energia cinética do pósitron.

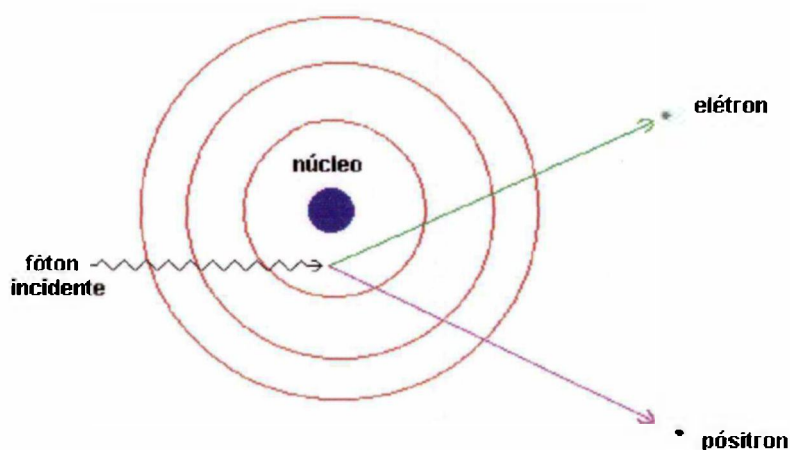


Figura 2.5 Representação esquemática da produção de pares: interação de um fóton com as proximidades de um núcleo, com emissão de um par elétron-pósitron²⁹.

A energia excedente a 1,022 MeV é transferida às duas partículas, sob forma de energia cinética, sendo dividida igualmente entre elas.

Tanto o elétron como o pósitron perdem energia no meio, e quando o pósitron praticamente não apresentar mais energia cinética, este irá se aniquilar com qualquer elétron livre do meio, e serão originados dois fótons, em sentidos opostos, com energia de 0,511 MeV cada um.

2.3 Teoria cavitária

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

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

Existem vários modelos de teoria cavitária, dentre eles o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray, descrito por Attix³, por ter sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada.

2.3.1 Teoria de Bragg-Gray

Para se determinar a dose absorvida em um meio exposto à radiação ionizante, um objeto sensível à radiação deve ser introduzido neste meio, sendo que estes meios vão diferir em densidade e número atômico. De acordo com a teoria de Bragg-Gray, esta descontinuidade pode ser um gás, um líquido ou um sólido, e é referida, de uma maneira geral, como uma cavidade.

Em 1929, Gray, foi o primeiro a enunciar o princípio cavitário, embora Bragg em 1912 já tivesse discutido o assunto qualitativamente. O desenvolvimento dado por Gray à teoria cavitária foi baseado na ionização do ar provocada pela radiação gama.

Considerando o meio uniformemente irradiado e existindo o equilíbrio eletrônico, a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. Desta forma, o princípio de equivalência, enunciado por Gray, diz que “ a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido”, sendo $1/\rho$ a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio.

Assim sendo, a relação de Bragg-Gray³ pode ser dada pela equação:

$$D_{\text{meio}} = D_{\text{cavidade}} \cdot mS_{\text{cavidade}}^{\text{meio}}$$

onde D_{meio} e D_{cavidade} representam a dose absorvida no meio e na cavidade, respectivamente, e $mS_{\text{Cavidade}}^{\text{meio}}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médio do meio e da cavidade

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos raios delta que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

Posteriormente vieram outras teorias que levaram em consideração, além dos raios delta, outros fatores para se obter uma teoria cavitária mais elaborada.

2.4 Equilíbrio eletrônico

A condição de equilíbrio eletrônico está diretamente ligada à definição da grandeza exposição. De acordo com a definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas de mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos

neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição.

Desta forma, “as capas de equilíbrio eletrônico” das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição desejada.

2.5 Câmaras de ionização

Para detectar a radiação proveniente de “fontes radioativas”, desenvolveu-se um sistema detector baseado nas interações que um meio, de propriedades apropriadas, sofre ao ser atravessado por uma radiação. Os detectores que se baseiam na ionização de um gás são construídos levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no volume sensível do detector.

A câmara de ionização é o mais simples dos detectores a gás, e sua operação está baseada em coletar todas as cargas criadas por ionização direta, por meio da aplicação de um campo elétrico.

As câmaras de ionização mais simples são constituídas por um eletrodo coletor central (anodo) e pela parede da câmara que é revestida de material condutor e que funciona como catodo. O volume sensível do detector é delimitado pela parede da câmara e constitui uma cavidade preenchida por um gás ou por uma mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. A forma geométrica da cavidade não é definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas devem ser levados em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos, para o caso da recombinação dos íons, e a espessura da parede a fim de se obter a condição de equilíbrio eletrônico.

Entre o anodo e o catodo é aplicada uma diferença de potencial, para separar os pares de íons produzidos, fazendo com que os íons negativos migrem para o anodo e os positivos para o catodo. Este fluxo de íons produz uma corrente elétrica extremamente baixa (da ordem de 10^{-12} A) e um dispositivo eletrônico sensível (eletrômetro) é utilizado para a sua medida.

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correção das leituras para a densidade do ar, ou seja, para a temperatura e a pressão ambientais. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada “corrente de fuga”, o que torna necessário o controle da umidade no ambiente do laboratório por meio de desumidificadores de ar e aparelhos de ar condicionado. Além disso, costuma-se manter as câmaras, quando não estão sendo utilizadas, em desumidificadores contendo sílica. A correção da leitura de uma câmara de ionização para as variações de temperatura e pressão deve ser feita utilizando-se o fator de correção determinado pela seguinte expressão¹⁸:

$$f_{T,p} = \frac{(273,2 + T)p_{ref}}{(273,2 + T_{ref})}$$

onde $f_{T,p}$ é o fator de correção de temperatura e pressão, T e p são a temperatura e a pressão ambientes, e T_{ref} e p_{ref} são a temperatura e a pressão padrões.

Normalmente os valores de T_{ref} e p_{ref} são tomados como referências e iguais a 20 °C e 101,3 kPa (760 mmHg) respectivamente.

O efeito da umidade sobre a resposta de uma câmara de ionização pode ser importante, e é praticamente constante para a faixa de umidade relativa de 20 a 80%, onde a resposta da câmara é aproximadamente 0,3% maior que no ar seco¹⁸.

Existem vários tipos de câmaras de ionização com dimensões e formas de cavidade diferentes. O uso de cada uma depende da finalidade à qual a câmara será destinada (medir exposição ou dose absorvida), bem como do tipo de radiação a ser medida, de sua intensidade e de sua variação no espaço e no tempo.

2.5.1 Câmara de ar livre

Para a medida de exposição segundo a sua definição foi projetada uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre. Este tipo de

câmara de ionização serve para a calibração de outros instrumentos que meçam radiação por ionização.

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

2.5.2 Câmara cavitária

Como a câmara de ar livre, à pressão atmosférica, está limitada a valores de energia de fótons abaixo de 300 keV, foi desenvolvido um outro tipo de câmara de ionização para servir como padrão primário nas medidas de exposição em feixes de fótons. Esta câmara cavitária utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray, baseando-se na determinação da dose absorvida num material, e que permite medidas de exposição de radiação X e gama até 3 MeV, cobrindo-se a câmara com uma capa de equilíbrio eletrônico. Esta é uma das razões pelas quais a câmara de ionização padrão não pode ser usada para energias maiores que 3 MeV e,

como consequência a unidade antiga Roentgen não é definida para radiações de energia maiores que 3 MeV²⁷.

2.5.3 Câmara cilíndrica (tipo dedal)

As câmaras do tipo padrão primário não são convenientes para as medidas de rotina, sendo geralmente utilizadas em Laboratórios de Padronização Primária. Para as medidas rotineiras foi desenvolvido um outro tipo de câmara, cuja utilização apresenta fácil manuseio e grande versatilidade: é a câmara de ionização tipo dedal. O seu funcionamento baseia-se não apenas no princípio de equilíbrio eletrônico, mas também na teoria cavitária de Bragg-Gray. A combinação destes dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MeV, usando-se apenas um instrumento de medida.

Este tipo de câmara não mede diretamente a exposição e, por isso, precisa ser calibrada em relação a um dosímetro do tipo padrão primário, sendo portanto denominada de padrão secundário.

A câmara de ionização dedal consiste de um instrumento de pequenas dimensões, com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. Neste volume está inserido, no centro, um eletrodo para coleta dos íons formados no ar. A fim de não causar perturbação no campo de radiação, tanto o material da parede da câmara quanto o do eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa que a parede se

comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede, e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede possui uma espessura sempre maior que o alcance dos elétrons secundários gerados fora da câmara; isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico, isto é, a transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo do ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara.

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

2.5.4 Câmara de placas paralelas (tipo superficial)

A dosimetria da radiação X gerada a baixos valores de potencial (12 a 70 kV) apresenta dificuldades especiais devido à absorção

considerável desta radiação mesmo quando se utiliza paredes finas de material equivalente ao ar no detector de radiação.

Geralmente, para estes casos, utilizam-se câmaras de ionização de placas paralelas, também chamadas de superficiais por serem utilizadas em feixes de radiação X de energias baixas para fins de radioterapia superficial, onde se pretende determinar a dose que será ministrada ao paciente.

As próprias paredes das câmaras de placas paralelas constituem os eletrodos, distanciados um do outro de aproximadamente 5mm. Desta forma, a probabilidade dos íons positivos e negativos, formados ao longo das trajetórias dos elétrons secundários, liberados na cavidade de ar existente entre os eletrodos da câmara, sofrerem recombinações antes de atingirem o eletrodo coletor, será muito pequena. Isto garante que todos os íons produzidos dentro do volume sensível da câmara serão coletados, isto é, tem-se a saturação da corrente de ionização, mesmo em taxas de exposição altas.

Estas câmaras são utilizadas tanto como padrões secundários como para medidas rotineiras da exposição produzida por campos de radiação X de energias baixas.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a detecção de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV^{17,19,20}. Quando a distância entre a câmara e a fonte não for pequena, as medidas desta câmara plana se aproximam de uma câmara de extrapolação.

2.5.5 Câmara de extrapolação

A câmara de extrapolação, tipo especial de câmara de ionização de placas paralelas, também é baseada na teoria cavitária de Bragg-Gray, e representa o principal instrumento para as medidas que levam à determinação da taxa de dose absorvida devido à radiação X de energias baixas e à radiação beta, sendo ambas pouco penetrantes na matéria.

Com o auxílio de um parafuso micrométrico, pode-se variar com precisão a distância entre os eletrodos, medindo-se a corrente de ionização em função da espessura da camada de ar contida dentro do volume ativo da câmara.

O método de extrapolação possibilita a determinação da dose superficial na pele e a determinadas profundidades do tecido. Além disto, as câmaras de extrapolação são utilizadas para a caracterização de campos padrões de radiação beta, com o objetivo de calibração de detectores de radiação beta.

A determinação da taxa de dose superficial na janela da câmara é possível medindo-se a corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos e extrapolando-se a curva resultante para o espaçamento nulo.

2.6 Eletrômetros

Numa câmara de ionização exposta a um feixe de radiação, a carga (ou corrente) gerada é extremamente pequena e deve ser medida por instrumentos muito sensíveis; estes instrumentos são conhecidos como eletrômetros.

De uma forma geral, um eletrômetro é um multímetro D.C. sofisticado, que, além de ser utilizado para todas as tarefas realizadas normalmente por um multímetro convencional, permite a medida de tensão, corrente, resistência e carga, com valores cujas ordens de grandeza estejam fora das medidas usuais. Estes valores podem chegar à ordem de 10^{-17} A nos casos de medida de corrente, 10^{15} Ω para as medidas de resistência e 10^{-16} C caso de medidas de carga³⁰.

Um único eletrômetro pode ser acoplado a várias câmaras de ionização, dependendo da ordem de grandeza da corrente produzida na câmara e da escala do eletrômetro. Desta forma, um mesmo eletrômetro pode formar vários sistemas de medida quando associado a câmaras de ionização diferentes, tanto quanto ao tipo (câmaras dedais e de placas paralelas, por exemplo) como quanto ao volume (câmaras de placas paralelas de volumes diferentes, utilizadas para diferentes propósitos - nível Radioterapia ou Radioproteção, por exemplo).

Normalmente, os sistemas constituídos por câmaras de ionização acopladas aos eletrômetros são denominados Dosímetros. Quando esses

dosímetros são utilizados para propósitos de Radioterapia, são denominados Dosímetros Clínicos.

Segundo recomendações internacionais¹⁶, nos casos em que o eletrômetro fizer parte do sistema dosimétrico, este deve ser calibrado conjuntamente com a câmara de ionização, ou seja, a câmara deve estar acoplada ao eletrômetro. Excetuando-se estes casos, o eletrômetro e a câmara de ionização podem ser calibrados separadamente^{7,36}.

2.6.1 Tipos de eletrômetros

Existem basicamente dois tipos de eletrômetros: aqueles em que a câmara de ionização é desconectada do eletrômetro durante a exposição à radiação e novamente acoplada para a medida de carga (eletrômetros tipo “string”), e aqueles em que a câmara de ionização é acoplada ao eletrômetro por meio de cabos^{12,15}, permitindo que o eletrômetro fique fora da sala onde será realizada a irradiação, não havendo assim a necessidade de se desconectar a câmara do eletrômetro durante a exposição^{27,29}. Dentre estes eletrômetros existem os que operam no modo de integração e outros no modo taxa, ou ainda em ambos. Na Figura 2.6 apresenta-se o esquema do princípio de funcionamento destes eletrômetros.

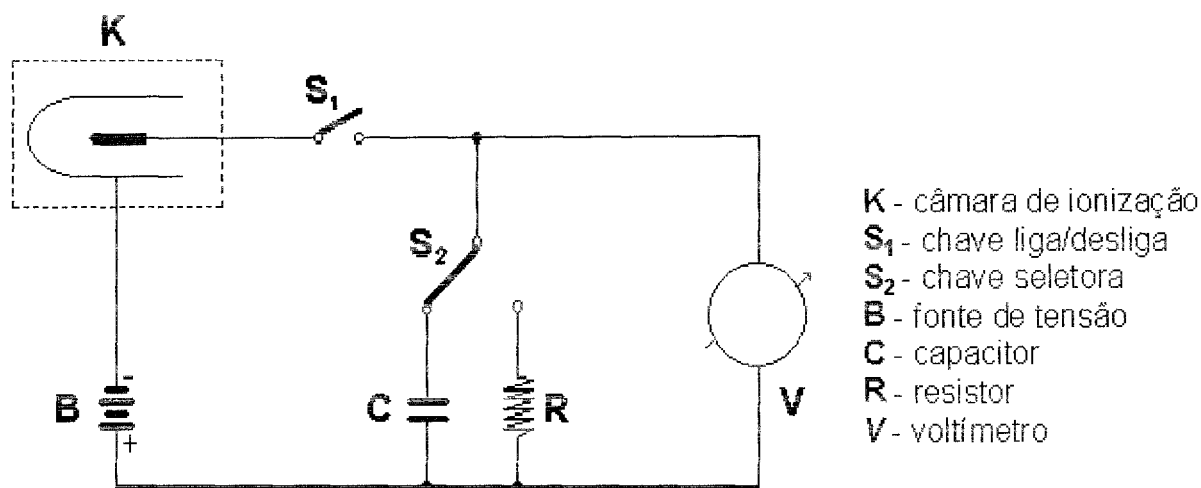


Figura 2.6 - Circuito esquemático de um sistema dosimétrico para medidas de exposição nos modos “integração” e “taxa”²⁹.

No modo “integração”, o eletrodo central da câmara de ionização **K** é conectado a uma das placas do capacitor **C** e a parede da câmara é conectada por meio de uma fonte de tensão **B** à outra placa do capacitor. Quando a câmara é irradiada, e a chave **S₁** está fechada, as cargas devidas à ionização são acumuladas no capacitor. Ao final da irradiação, a carga Q é acumulada no capacitor e a tensão V gerada é dada por Q/C , onde C é a capacitância do capacitor. Esta tensão, medida no voltímetro V , é relacionada com a carga de ionização que é, por sua vez, proporcional à exposição. No modo “taxa”, o capacitor é substituído por um resistor **R**, por meio da chave seletora **S₂**, a irradiação da câmara provoca uma corrente de ionização I que flui através do circuito, gerando uma tensão V , através do resistor **R**, dada por $V = IR$. A medida desta tensão pelo voltímetro reflete a quantidade de corrente (ou a carga) liberada por unidade de tempo, que pode ser relacionada diretamente com a taxa de exposição (ou exposição).

2.7 Grandezas dosimétricas

2.7.1 Exposição (X)

A exposição (X) é definida como sendo o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de ions de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar²¹.

$$X = dQ/dm$$

A unidade atual (Sistema Internacional) da grandeza exposição é o Coulomb por quilograma (C/kg), e a unidade antiga especial era o Roentgen (R), que deve ser evitada. A relação entre as duas unidades é dada por:

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

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, como sendo a habilidade ou capacidade dos raios X e gama em produzir ionizações no ar. Esta grandeza não é definida para nêutrons, partículas alfa ou beta.

2.7.2 Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, pois é válida para quase todos os tipos de radiações ionizantes (X , γ , α , β), e deve ser definida para o tipo de material absorvedor em questão.

A dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria num determinado elemento de volume conhecido. É dada por:

$$D = dE/dm$$

onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm contida naquele volume.

A unidade especial atual de dose absorvida é o Gray (Gy) e é definida como uma dose de radiação absorvida de um joule por quilograma:

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

A dose absorvida (D) em um meio de interesse pode ser relacionada com a exposição (X) por meio da relação²²

$$D = X \cdot f_x$$

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.

2.7.3 Kerma (K)

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

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

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

O kerma no ar pode ser relacionado com a grandeza exposição (X) por meio de:

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

onde \overline{W}_{ar} é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, e é a carga eletrônica e g é a fração de energia do elétron perdida como radiação de freamento (“Bremsstrahlung”).

Se a produção de “Bremsstrahlung” for desprezível e havendo equilíbrio eletrônico, o kerma será igual à dose absorvida no ar. A grandeza kerma é válida somente para as radiações indiretamente ionizantes (X e γ).

2.8 Calibração das câmaras de ionização

As câmaras de ionização, usadas em medidas de rotina, não medem a exposição conforme a sua definição física, mas constituem a maneira mais prática e precisa de determiná-la.

Para garantir que o valor indicado pela câmara de ionização esteja o mais próximo possível do valor “real” da grandeza medida, faz-se necessário a calibração da câmara.

Por meio da calibração obtém-se um fator multiplicativo, isto é, um fator pelo qual a leitura obtida com a câmara de ionização é corrigida em relação aos valores obtidos com uma câmara padrão.

A calibração pode ser feita por meio de dois métodos^{16,18}: no primeiro, a câmara de ionização a ser calibrada e a câmara padrão são irradiadas simultaneamente, posicionadas ponta-a-ponta com os eixos longitudinais coincidentes. Este método é chamado de ponta-a-ponta, e é essencial que as câmaras sejam similares em construção, para que a radiação espalhada que as atinja seja aproximadamente a mesma. Outro método utilizado é o método de substituição, onde a câmara padrão é exposta ao feixe de radiação e suas leituras são registradas; a seguir coloca-se a câmara

a ser calibrada na mesma condição geométrica da câmara padrão e as leituras obtidas são registradas. Costuma-se colocar depois a câmara padrão novamente no feixe de radiação para verificar se houve alguma mudança significativa no feixe.

A calibração das câmaras de dosímetros clínicos deve ser feita a cada dois anos, segundo as recomendações nacionais⁹, mas caso sofram algum tipo de manutenção ou dano, as câmaras devem ser recalibradas, pois podem ter sua resposta totalmente alterada, de modo que o seu fator de calibração anterior não seja mais apropriado. A calibração também pode ser solicitada pelo usuário, quando este achar necessário.

2.9 Qualidade dos feixes de radiação X

Antes de um equipamento de raios X ser utilizado para fins terapêuticos ou para a calibração de instrumentos de campo, é necessário fazer-se um estudo das características do feixe de radiação emitido por esta máquina^{18,23,24}. Este estudo deve abranger não só a determinação da taxa de exposição ou a taxa de dose a uma dada distância, mas também os parâmetros que especifiquem a natureza desta radiação, isto é, a qualidade da radiação. Tal informação é necessária para um melhor conhecimento do poder de penetração do feixe em um determinado meio de interesse.

O conhecimento da qualidade de um feixe de radiação X é necessário, por exemplo, para o cálculo da dose absorvida, para a conversão de uma grandeza dosimétrica em outra, para a calibração de instrumentos e

para projetos de equipamentos radiológicos. A qualidade da radiação é caracterizada³⁵ pela diferença de potencial aplicada entre os eletrodos do tubo de radiação X, pela filtração adicional e pela camada semi-redutora. Porém, alguns laboratórios especificam ainda outras grandezas, tais como: o coeficiente de homogeneidade, a energia equivalente do feixe de radiação e, quando necessário, a distribuição espectral dos fótons do feixe de radiação X.

O espectro de energia fornece informações completas sobre a qualidade de um feixe de radiação X e sobre o número e a energia dos fótons presentes neste feixe, mas a sua determinação só é possível mediante a utilização de espectrômetros apropriados para este fim.

Na prática, estas medidas envolvem processos complexos, dificultando a sua realização em forma rotineira. Consequentemente, um método indireto de determinação do poder de penetração de um feixe de radiação X em alguns materiais foi desenvolvido, e baseia-se na atenuação da radiação X. Este método consta da determinação das camadas semi-redutoras, para as diversas energias do feixe.

A descrição da qualidade de um feixe de radiação apenas em termos da camada semi-redutora não é suficiente. Muitas vezes pode ocorrer que se obtenha um mesmo valor de camada semi-redutora para diferentes combinações de filtração adicional e diferença de potencial aplicado entre os eletrodos de um tubo de raios X, apesar dos espectros de energia dos feixes de radiação, em cada caso, não serem semelhantes. Esta diferença pode ser caracterizada por meio do coeficiente de homogeneidade desses feixes, que é definido como sendo a razão entre a primeira e a segunda camadas semi-redutoras.

2.9.1 Camada semi-redutora

Na rotina, a determinação da distribuição espectral de um feixe de radiação por meio da espectrometria não é prático, como já foi dito no item anterior. Outros parâmetros podem ser utilizados para se obter uma caracterização desta distribuição, que permita a correção da resposta de um dosímetro em relação a sua dependência energética sempre que este for utilizado num campo de radiação X ou gama com distribuição espectral desconhecida. Este é o caso, por exemplo, do emprego do conceito de camada semi-redutora (CSR).

A camada semi-redutora é definida como sendo a espessura de material absorvedor que atenua o feixe de radiação X de forma que sua intensidade seja reduzida à metade de seu valor inicial²⁹; nesta definição a contribuição da radiação espalhada não deve ser considerada^{18,25}.

A determinação da CSR de um feixe de raios X pode ser feita por meio da construção da curva de atenuação (Figura 2.7); os raios X, ao passarem pela matéria, sofrem uma redução em sua intensidade. Parte de sua energia é absorvida pelo material e parte é espalhada. Num caso ideal de feixes monoenergéticos, em condições de boa geometria, a intensidade (I) de um feixe de radiação, após passar por uma espessura (x) de absorvedor, é dada por:

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

onde I_0 é a intensidade do feixe incidente e μ é o coeficiente de atenuação linear na matéria.

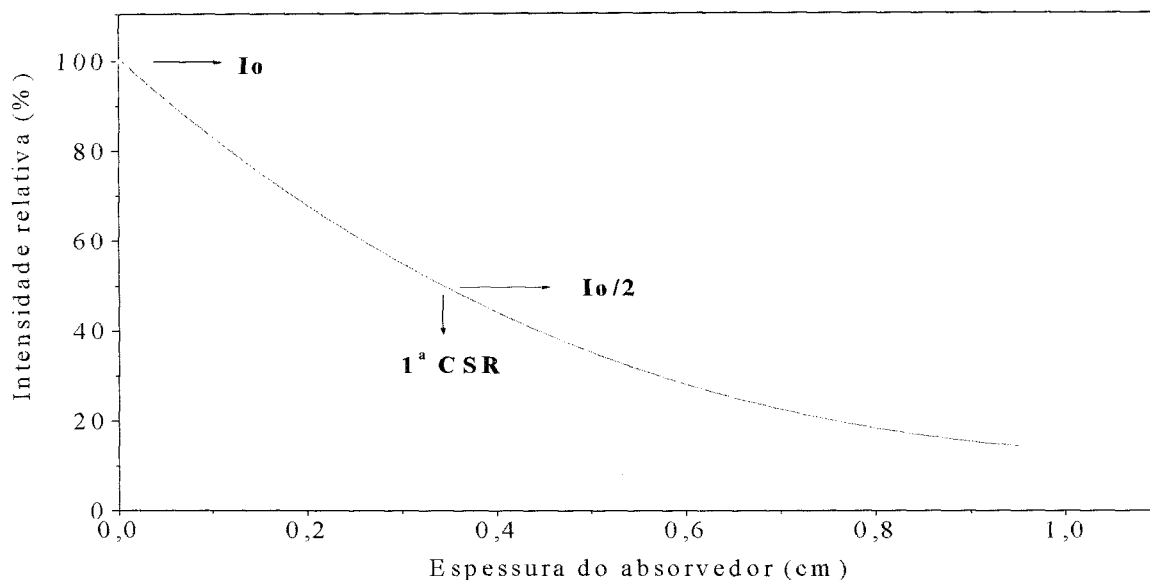


Figura 2.7 – Gráfico típico de atenuação da radiação X: Determinação da primeira camada semi-redutora num certo material.

Da curva de atenuação são determinadas, diretamente, a primeira e a segunda camadas semi-redutoras. A segunda CSR é aquela que atenua o feixe de radiação de tal forma que a sua intensidade seja reduzida a 25% do seu valor inicial. O quociente entre o valor da primeira e da segunda CSR é denominado coeficiente de homogeneidade (h).

Ao se utilizar filtros num feixe de radiação X heterogêneo, pretende-se fazer com que o mesmo se aproxime de um feixe homogêneo (monoenergético). Utiliza-se o coeficiente de homogeneidade para verificar as condições deste feixe, e quanto mais próximo de 1 for o coeficiente de homogeneidade mais homogêneo será o feixe de radiação X.

Os materiais utilizados como filtros adicionais e como absorvedores, para a determinação das CSRs, segundo as recomendações internacionais, devem apresentar uma pureza, no mínimo, de 99,9%⁵.

A determinação experimental da camada semi-redutora deve ser feita utilizando-se uma câmara de ionização com resposta independente da qualidade do feixe de radiação, bem como com boa reprodutibilidade. Além disso, certas considerações devem ser levadas em conta, de forma a minimizar ao máximo possível a influência da radiação espalhada pelos absorvedores, já que ela contribui para um aumento no valor da camada semi-redutora²²; são eles:

- 1) Tamanho do campo de radiação;
- 2) Distância entre o foco do tubo de raios X e os absorvedores;
- 3) Distância entre o foco do tubo de raios X e o detector.

No entanto, na prática, muitas vezes não é possível satisfazer-se a todas estas condições, devido às limitações inerentes da própria instalação do tubo de raios X. Portanto é necessária a utilização de um sistema de medida, que leve em conta todos os fatores vistos acima, e por meio do qual seja possível obter-se uma única camada semi-redutora, independente das condições geométricas usadas. Em 1960, Dale et al¹⁰ desenvolveram uma técnica de medida com o qual foi possível obter-se uma única camada semi-redutora. Consta da determinação da camada semi-redutora para um campo de radiação de diâmetro igual a zero, pois neste caso a contribuição da radiação espalhada pelos absorvedores é nula.

Para a determinação da CSR é importante a utilização de feixes de radiação bem colimados, pois feixes divergentes poderão causar valores falsos de CSR. Com feixes divergentes aparecerão radiações secundárias nos absorvedores, que contribuirão para aumentar a dose no sistema de medida e que, aparentemente, aumentará o valor da CSR.

2.9.2 Energia equivalente (efetiva)

Conhecendo-se a 1ª CSR é possível fazer-se uma comparação entre os espectros causados por feixes heterogêneos e homogêneos (monoenergéticos). Para isto é necessária a determinação da energia equivalente, que é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo^{16,18,22,26}.

Por meio do valor da 1ª CSR do feixe de raios X (em cm de Al, Cu, Sn ou Pb), pode-se determinar o coeficiente de atenuação e, por meio de tabelas padrões de coeficientes de atenuação¹⁴, verificar qual a energia correspondente. Este coeficiente pode ser obtido pela relação³:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\ln 2}{\rho \cdot \text{CSR}}$$

onde ρ é a densidade do material (g/cm^3) considerado e μ/ρ o seu coeficiente de atenuação de massa (cm^2/g) para uma energia tal que resulte

num valor de CSR (cm) idêntico àquele de um feixe monoenergético. Os valores de μ/ρ são tabelados para vários materiais em função da energia.

Utilizando-se esta relação e com os valores tabelados¹⁴ pode-se construir a curva de energia efetiva em função da CSR. Desta forma pode-se ter num único gráfico valores para CSR em Al, Cu, Sn ou Pb. Na Figura 2.8 pode-se observar as curvas da energia efetiva de feixes de raios X, em função das camadas semi-redutoras, dadas em centímetros (cm) de cobre (Cu) e de alumínio (Al).

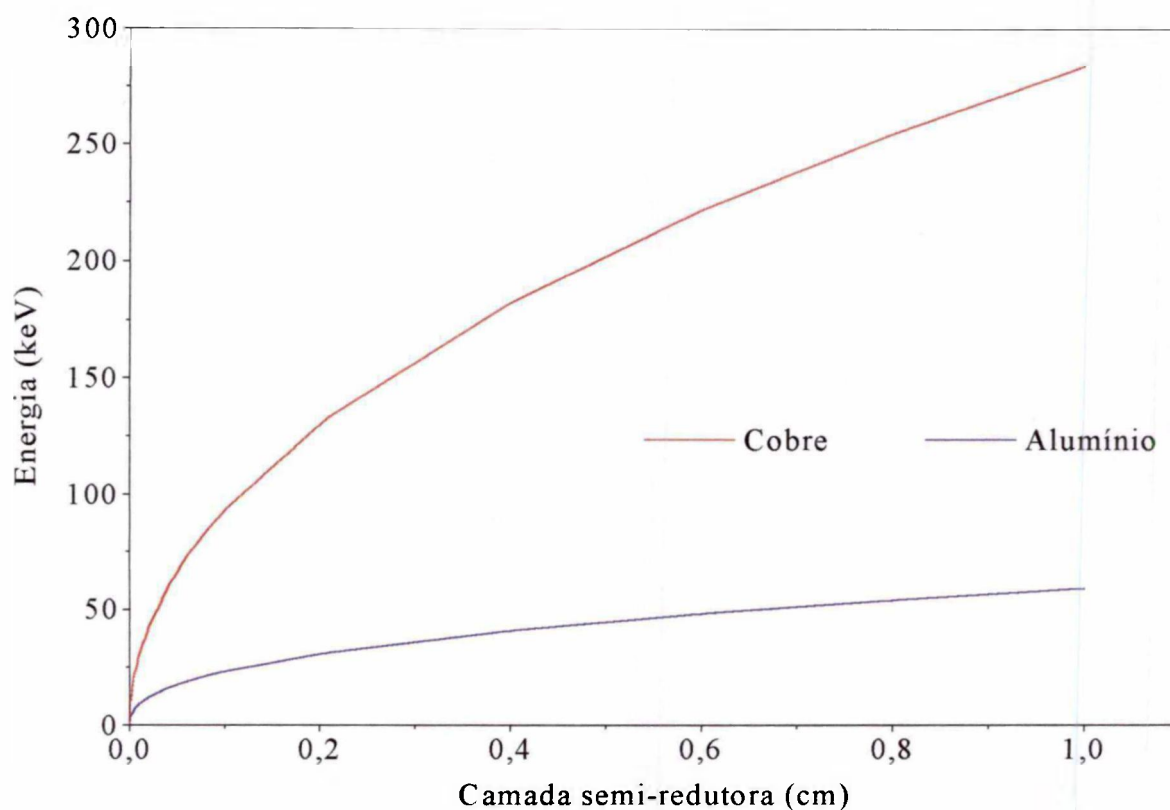


Figura 2.8 - Relação entre energia efetiva e camada semi-redutora, em cm de cobre (Cu) e de alumínio (Al), de feixes de radiação X²⁹.

2.10 Sistema Tandem

Existem casos em que a determinação da energia efetiva não pode ser feita pela definição, isto é, pela medida da CSR, como por exemplo para feixes não unidirecionais ou quando se deseja determinar a energia efetiva de um feixe de radiação num material sólido¹¹. Para estes casos, existe um método alternativo, baseado na determinação da exposição com a aplicação de dois dosímetros possuindo diferentes dependências energéticas. Este método, denominado “Tandem”, consiste em se utilizar a dependência energética da razão entre os valores das curvas de calibração em energia das respostas dos dosímetros para a determinação da energia efetiva de um dado feixe de radiação.

A exatidão do método dependerá não só das incertezas inerentes dos dosímetros utilizados no sistema Tandem mas também do grau de dependência energética das suas respostas. Quanto mais elas diferirem entre si, tanto maior será a variação da razão entre elas em função da energia e maior a exatidão na determinação desta última grandeza.

Kenney e Cameron²⁸ e Gorbics e Attix¹³ foram os primeiros a sugerirem o uso de materiais termoluminescentes na determinação da energia de radiações gama e X por meio do método Tandem.

Uma avaliação experimental da energia de um campo de radiação X ou gama por dosímetros termoluminescentes pode ser realizada por meio do método Tandem. Este método consiste em determinar a razão

entre as respostas de dois materiais termoluminescentes de diferentes números atômicos efetivos expostos em condições idênticas a feixes de energias diferentes, obtendo-se a curva Tandem. Uma grande diferença nos números atômicos efetivos dos dois materiais termoluminescentes causa uma acentuada diferença nas suas respostas, quando irradiados com fótons de energias baixas e intermediárias. O sistema Tandem melhor será formado quando:

- a) um dos dosímetros possuir uma acentuada dependência energética em relação ao segundo, e
- b) o outro dosímetro apresentar uma resposta pouco dependente da energia.

Quanto maior for a inclinação da curva Tandem, maior será a precisão na determinação da energia. O conhecimento da energia permite a avaliação da dose absorvida em um ponto de interesse dentro de um meio.

O método Tandem de câmaras de ionização, proposto por Albuquerque e Caldas^{1,6}, exige um conhecimento detalhado da dependência energética das respostas das câmaras utilizadas (neste caso foram utilizadas câmaras idênticas mas que possuíam eletrodos coletores de materiais diferentes). Esta dependência é determinada em termos de energia efetiva obtida por meio do uso do conceito de CSR.

O método, extremamente simples, pode portanto ser utilizado para a determinação tanto da energia efetiva como da taxa de exposição no ar de um feixe de radiação X, apenas pela medida das respostas das duas câmaras do sistema Tandem. A energia efetiva é determinada pela razão entre as

medidas do par de câmaras de ionização utilizadas para formar o sistema Tandem, e a taxa de exposição ou a taxa de dose pode ser obtida pela medida da câmara sem dependência energética (que é recomendada pelas normas internacionais para a faixa de energia em questão).

Inicialmente é necessário determinar-se as camadas semi-redutoras pelo método convencional para posteriormente poder-se utilizar o sistema Tandem para as verificações das condições do feixe de raios X utilizado, num período de tempo menor do que aquele utilizado para as medidas de CSR.

O procedimento do sistema Tandem é rápido, prático e dispensa o uso de absorvedores de diversas espessuras e alta pureza, importados, e de arranjos especiais.

Para os propósitos deste trabalho não há a necessidade de boa inclinação e bom formato do sistema Tandem, mas a reprodutibilidade das medidas para os equipamentos e faixas de energia em questão tem uma importância maior. Também não são necessários gráficos, já que os valores a serem comparados são as próprias medidas; os gráficos servem apenas para auxiliar na visualização do comportamento dos dados.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para as medidas com raios X de energias baixas (14 a 21 keV), foi utilizado o sistema de radiação X (60 kV) do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. As medidas com raios X de energias intermediárias (30 a 130 keV) foram realizadas em três instituições externas: Hospital Santa Cruz e Hospital A.C.Camargo, em São Paulo, e Instituto de Radioterapia do ABC, em Santo André.

Para os dados obtidos em energias baixas, foram utilizadas oito câmaras de ionização, sendo seis de placas paralelas (tipo superficial) e duas cilíndricas (tipo dedal). No caso das medidas realizadas nas instituições externas, destas oito câmaras somente seis foram utilizadas nas medidas, sendo quatro superficiais e duas cilíndricas. Todas as câmaras foram acopladas aos seus respectivos eletrômetros.

3.1 Sistema de radiação X de energias baixas do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN

O sistema de raios X de energias baixas do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN é constituído por um gerador Rigaku

Denki Co. Ltd., Japão, tipo Geigerflex (potencial constante), acoplado a um tubo Philips, Holanda, modelo PW2184/00, com janela de 1 mm de Berílio e alvo de Tungstênio. A corrente e a tensão podem variar entre 2 e 80 mA e entre 20 e 60 kV, respectivamente. Sua potência máxima é de 2,5 kW. O sistema também possui um obturador de feixe ("shutter"), marca Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), modelo 6801, com transmissão menor do que 0,1%, e um cronômetro acoplado a ele, que controla o intervalo de tempo durante o qual o mesmo se mantém aberto.

Devido às possíveis oscilações na intensidade do feixe de radiação X, foi utilizada uma câmara monitora (de transmissão), PTW, modelo Tch 7786/k, tipo 24390 (série 2882), com janela de grafite. Esta câmara foi acoplada ao eletômetro PTW, modelo DU0/4 (série 21142-301086), que possui contadores analógico e digital, para as medidas.

Para as medidas, o valor fixado no contador foi de 1000; ao chegar a este valor, o "shutter" fecha-se automaticamente, e conseqüentemente o cronômetro também pára de contar o "tempo".

O sistema de colimação do feixe é formado por um conjunto de dois colimadores e dois suportes de colimadores, em posições fixas. Em cada suporte podem ser ajustados colimadores de diâmetros diferentes, possibilitando a variação do tamanho do campo nas posições de calibração.

As condições ambientais da sala do equipamento de raios X foram controladas por meio de um sistema de ar condicionado Consul, modelo 4500 (18000 BTU) e dois desumidificadores de ar Fargon, modelo Deumidair 250.

As medidas das condições ambientais foram obtidas com o auxílio de:

- 1 - Termômetro digital, Salcas, modelo Salvterm 700 K, com precisão de 0,1 °C, acoplado a um termopar de Ni-Cr;
- 2 - Barômetro Negretti & Zambra (Croydon), tipo Precision Aneroid Barometer MK2, modelo M2236 (série A364), com intervalo de medida variando entre 90 e 105 kPa, com precisão de 0,05 kPa;
- 3 - Higrômetro Präzisions-Faden, com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

O tempo de estabilização do sistema de radiação X foi aquele utilizado no procedimento de rotina do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, que é de uma hora.

As medidas foram realizadas nas condições de calibração de dosímetros, com as qualidades utilizadas em Radioterapia, utilizando-se um campo de 7,0 cm de diâmetro a uma distância de 50 cm do alvo.

Na Figura 3.1 é apresentado o esquema do sistema de radiação X de energias baixas do Laboratório de Calibração do IPEN, que é utilizado para a calibração tanto de dosímetros clínicos como de monitores portáteis de radiação³⁴.

O resfriamento do tubo é feito por meio da circulação da água por um circuito fechado, ligado a um reservatório de água.

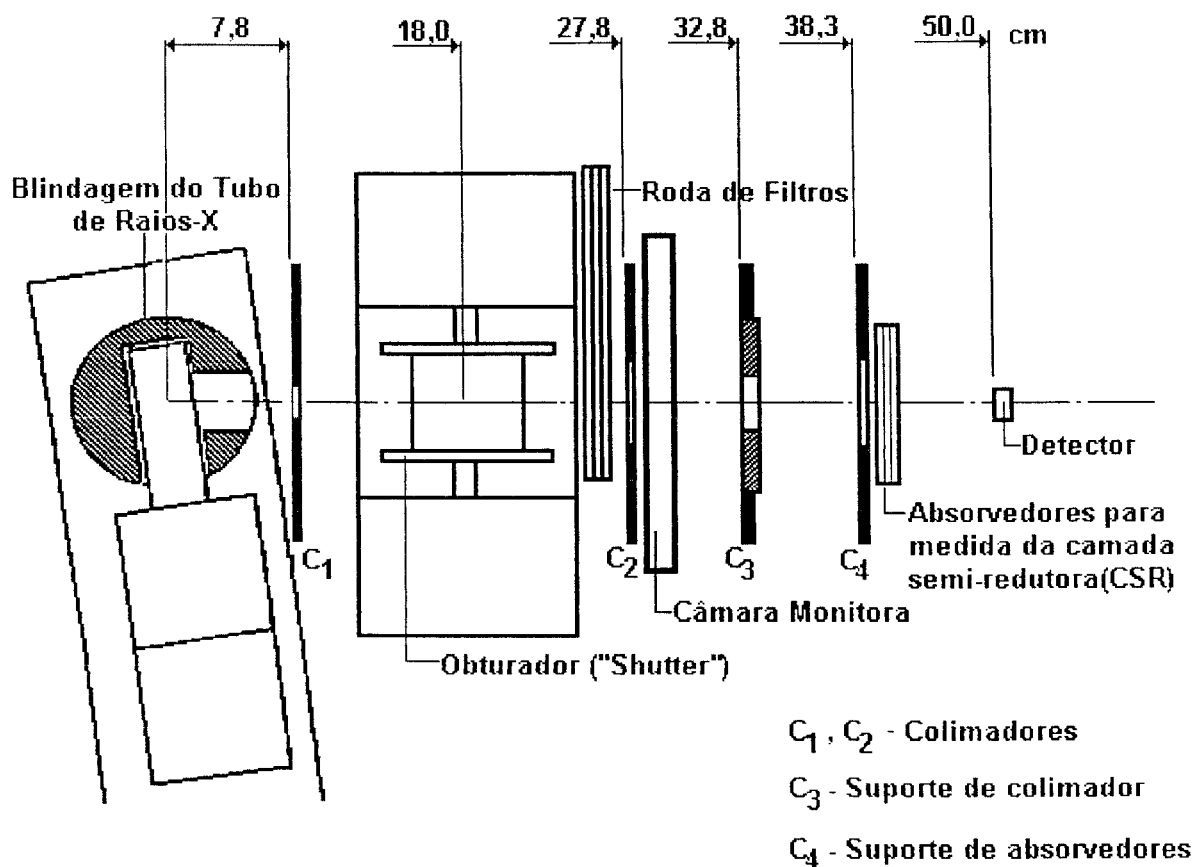


Figura 3.1. Sistema de calibração de raios X de energias baixas do IPEN³⁴.

Na Tabela 3.1 estão apresentadas as características das qualidades de Radioterapia implantadas neste Laboratório.

Tabela 3.1. Características dos campos de radiação X, nível Radioterapia, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm Al)	1ªCSR* (mm Al)	Energia Efetiva (keV)
25	30	0,44	0,25	14,3
30	30	0,54	0,36	15,5
40	30	0,68	0,53	17,7
45	25	0,73	0,59	18,7
50	25	1,02	0,89	21,2

*1ª CSR : Primeira Camada Semi-Redutora

Filtração da janela do tubo : 1mm Be

3.2 Equipamentos de raios X utilizados nas instituições externas

Tanto no Hospital Santa Cruz como no Hospital A. C. Camargo os equipamentos de raios X utilizados foram do tipo Stabilipan 300, fabricados pela Siemens, Alemanha. No Instituto de Radioterapia do ABC (IRABC), o equipamento de raios X utilizado foi da marca Keleket, Estados Unidos. Nas três instituições existem diferenças nas qualidades de radiação utilizadas para Radioterapia: vide Tabelas 3.2, 3.3 e 3.4.

Os equipamentos de raios X Stabilipan 300 possuem as qualidades previamente definidas, ou seja, para cada tensão a ser utilizada existe um valor de corrente e um filtro adicional determinado. Este tipo de equipamento permite obter no máximo seis qualidades, com a tensão variando entre 20 e 300 kV e correntes que variam de 2 a 20 mA. No

aparelho original não é permitido o ajuste externo da tensão ou da corrente, mas no Hospital Santa Cruz foi adaptado um seletor para o ajuste da corrente.

O equipamento de raios X do IRABC permite um ajuste fino tanto da tensão como da corrente, além de possuir também um obturador de feixe.

Todos esses equipamentos possuem um cronômetro acoplado ao painel para permitir a programação do tempo necessário para as irradiações. O resfriamento do tubo nestes equipamentos é feito por meio da circulação de óleo que se encontra dentro de um reservatório, e este óleo é refrigerado pela circulação de água em uma tubulação de cobre no interior deste reservatório de óleo. Das instituições, somente o Hospital A.C. Camargo possui um sistema de ar condicionado na sala do equipamento de raios X.

As medidas das condições ambientais nas instituições externas foram feitas com o auxílio de um barômetro portátil "Domatic", Alemanha, com um fator de correção para as leituras em relação ao barômetro Negretti & Zambra, pertencente ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. As medidas de temperatura foram obtidas por meio de um termômetro, da marca Mercúrio, com escala entre -10 e 40 °C, com precisão de 0,2 °C.

O tempo de estabilização dos equipamentos de raios X dos hospitais foi sempre maior do que 30 minutos.

Tabela 3.2. Características das qualidades de radiação X do Hospital A.C. Camargo, São Paulo. (Stabilipan 300, Siemens, Alemanha).

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Total * (mm)	1ªCSR (mm)	Energia Efetiva (keV)
60	20	2,0 Al	1,70 Al	25,4
80	20	2,0 Al	2,20 Al	29,8
120	20	0,2 Cu	0,32 Cu	40,0
160	20	0,5 Cu	0,80 Cu	74,0
200	20	1,0 Cu	1,50 Cu	96,4
250	15	Th I **	2,70 Cu	130,8

Filtração total* = filtração inerente + filtração adicional

Th I**- filtro composto por : 0,4 mm Sn + 0,25 mm Cu + 1 mm Al

Tabela 3.3. Características das qualidades de radiação X do Hospital Santa Cruz, São Paulo. (Stabilipan 300, Siemens, Alemanha).

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Total (mm)	1ªCSR (mm)	Energia Efetiva (keV)
120	15	2,0 Al	4,3 Al	36,0
120	15	4,0 Al	4,5 Al	39,0
180	15	0,2 Cu	0,6 Cu	63,0
200	10	0,5 Cu	1,4 Cu	91,0
200	10	1,0 Cu	1,5 Cu	93,0

Tabela 3.4. Características das qualidades de radiação X do Instituto de Radioterapia do ABC, Santo André. (Keleket, EUA).

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm)	1ªCSR (mm)	Energia Efetiva (keV)
100	13	-	1,9 Al	27,5
120	13	1 Al	2,7 Al	31,8
140	13	1 Al	3,2 Al	34,5
200	13	0,5 Cu	0,9 Cu	76,0

As medidas em cada hospital foram feitas utilizando-se os próprios arranjos e procedimentos rotineiros para a determinação de CSR e das taxas de dose no ar. No Hospital A.C. Camargo foi utilizado um cone que fornece um campo de $6 \times 8 \text{ cm}^2$ a 50 cm do alvo; no Hospital Santa Cruz o cone utilizado fornece um campo de $8 \times 10 \text{ cm}^2$ a 30 cm do alvo, e no caso do Instituto de Radioterapia do ABC utilizou-se um cone que fornece um campo de $8 \times 10 \text{ cm}^2$, a 55 cm do alvo.

3.3 Câmaras e eletrômetros

Para as medidas foram utilizadas as seguintes câmaras de ionização:

1. Câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial), modelo 2536/3B ($0,3 \text{ cm}^3$, série R 171358), Nuclear Enterprises (NE), acoplada ao eletrômetro também NE, modelo 2560 (série 139). Este conjunto constitui o Sistema

Padrão Secundário do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, e foi calibrado no National Physical Laboratory, Inglaterra³¹;

2. Câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial), modelo 2532/3 (0,03 cm³, série 171054), NE, denominada **S1**;
3. Câmara de ionização cilíndrica (tipo dedal) , modelo 2505/3 (0,6 cm³, série 1227), NE, denominada **D1**;
4. Duas câmaras de ionização de placas paralelas (tipo superficial), semelhantes entre si, desenvolvidas no IPEN por Albuquerque¹, que possuem 0,6 cm³ de volume sensível e diferem apenas no material dos eletrodos coletores, sendo um de alumínio (**A1**) e o outro de carbono (**C1**);

As câmaras **S1**, **D1**, **A1** e **C1** foram acopladas ao eletrômetro Baldwin Farmer, NE, modelo 2502/3 (série 330), sendo todos pertencentes ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

5. Câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial), modelo 2532/3 (0,03 cm³, série 171163), NE, denominada **S2**;
6. Câmara de ionização cilíndrica (tipo dedal), modelo 2505/3 (0,6 cm³, série 1307), NE, denominada **D2**;
7. Câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial), modelo 2536/3 (0,3 cm³, série R 17880), NE, denominada **S3**;

As câmaras S2, D2 e S3 foram acopladas ao eletrômetro Baldwin Farmer, NE, modelo 2502/3 (série 400), sendo todos pertencentes ao Instituto de Radioterapia do ABC.

Os modelos das câmaras de ionização utilizados neste trabalho são apresentados nas Figuras 3.2, 3.3 e 3.4.

O Sistema Padrão Secundário foi utilizado para calibrar todas as câmaras de ionização, nas qualidades de raios X de energias baixas, nível Radioterapia, no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. O método utilizado para as calibrações foi o da substituição, que consiste no posicionamento alternado entre a câmara de ionização padrão secundário e a câmara a ser calibrada, no ar, com seus pontos efetivos de medida situados na mesma posição^{16,18}.

O posicionamento das câmaras durante a calibração, no IPEN, foi obtido com o auxílio de um sistema de raios laser tipo Hélio-Neon, marca Opto, modelo SNB 16 (série 0410688), que está alinhado com o centro geométrico do sistema de colimação. As câmaras foram posicionadas no feixe por meio de uma haste de acrílico, juntamente com dois suportes, FUNBEC, e no caso das câmaras desenvolvidas no IPEN, foi utilizado um suporte simples fabricado também no IPEN.

O tempo de estabilização dos sistemas constituídos pelas câmaras+eletrômetros foi sempre superior a 30 minutos²⁶.

Os valores das camadas semi-redutoras (CSR) para radiação X de energias baixas foram obtidos anteriormente por Oliveira³⁴. No caso da radiação X de energias intermediárias, os valores das CSR foram obtidos,

pela técnica convencional, com as câmaras das próprias instituições externas.

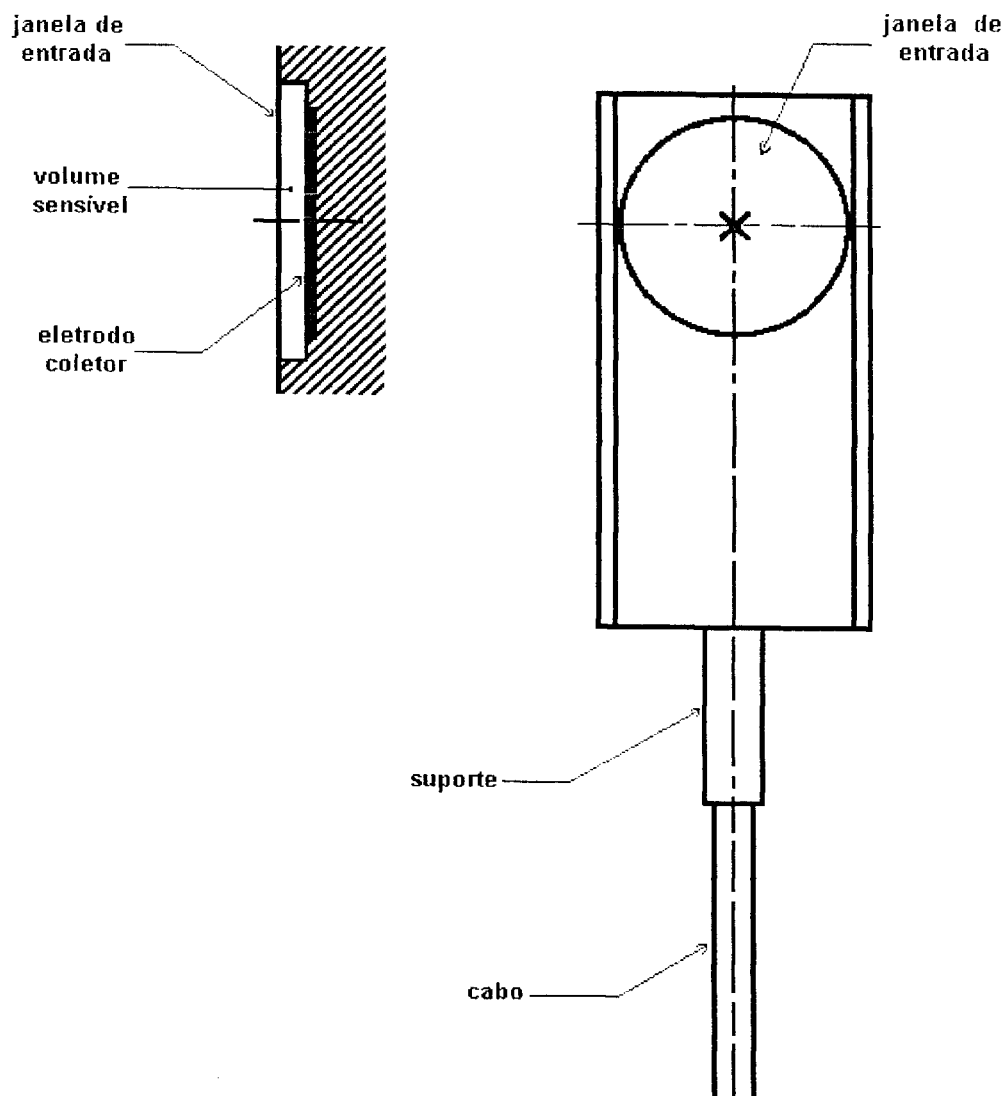


Figura 3.2 Câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial) com possibilidade de volume sensível de $0,3$ ou $0,03 \text{ cm}^3$, modelos 2532/3 e 2536/3 respectivamente, ambas da Nuclear Enterprises³². O que diferencia uma câmara da outra é o volume sensível e suas dimensões.

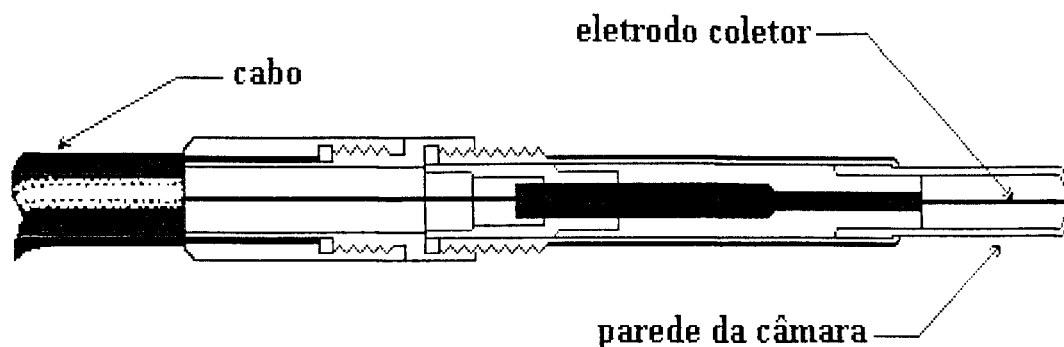


Figura 3.3 Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica (tipo dedal) com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$, modelo 2505/3, Nuclear Enterprises³³.

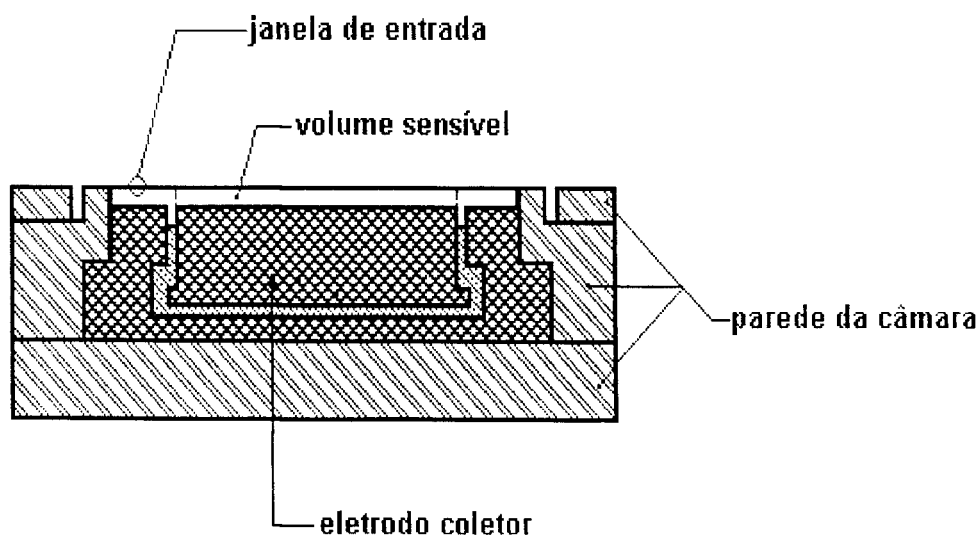


Figura 3.4 Esquema de uma câmara de ionização de placas paralelas (tipo superficial) desenvolvida e fabricada no IPEN¹, com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$.

Todas as leituras foram corrigidas para as condições ambientais de referência, e no caso da radiação X de energias baixas, os valores obtidos também foram corrigidos para as leituras da câmara monitora colocada no feixe de radiação.

Para se obter as curvas Tandem não houve a necessidade de correção para outros parâmetros, como a distância da janela da câmara ao eletrodo coletor (fator deslocamento), nem no caso da determinação de exposição, já que os valores foram sempre comparativos, e o valor de exposição foi considerado igual para o par de câmaras, expostas à mesma qualidade de radiação.

As medidas foram obtidas irradiando-se primeiramente uma das câmaras em todas as energias; em seguida o mesmo procedimento era feito para a outra câmara que fosse constituir o par. Este procedimento foi feito para todos os sistemas Tandem testados neste trabalho.

3.4 Fontes de controle utilizadas

Os testes de repetibilidade, estabilidade a longo prazo, utilizados para verificar o desempenho da resposta das câmaras em medidas consecutivas e ao longo do tempo, e o teste de fuga de radiação foram realizados periodicamente com as câmaras de ionização que pertencem ao IPEN, por meio do uso de fontes de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$.

A fonte de controle utilizada para as câmaras superficiais desenvolvidas e fabricadas no IPEN é da PTW, Alemanha, com atividade nominal de 33,3 MBq (0,9 mCi), 1988, type 8921, série 8921-906. A adaptação das câmaras para o posicionamento reprodutível da fonte foi feita por meio de um suporte especialmente desenvolvido e fabricado no IPEN para esta finalidade.

No caso da câmara cilíndrica D1, foi utilizada uma fonte da NE, Inglaterra, com uma atividade nominal de 370 MBq (10 mCi), 1976, série 10521/88 (para câmaras do tipo 2503/3). A blindagem desta fonte possui um orifício para se inserir um termômetro.

Para a câmara superficial comercial S1 foi utilizada uma fonte de controle da PTW, com atividade nominal de 33,3 MBq (0,9 mCi), 1981, série 74321, type 08. Esta fonte já é adaptada para o seu uso adequado com a câmara superficial comercial de 0,03 cm³ de volume.

Estas fontes pertencem ao Laboratório de Calibração de Equipamentos do IPEN, que conjuntamente com outras são utilizadas para a verificação periódica das condições de sensibilidade das câmaras de ionização deste laboratório.

4 RESULTADOS

Serão apresentados e discutidos, neste capítulo, os resultados dos testes realizados com as câmaras de ionização, pertencentes ao Laboratório de Calibração do IPEN, para a verificação das condições de funcionamento das mesmas, além da apresentação das diversas curvas Tandem obtidas para as energias baixas e intermediárias.

4.1 Testes de controle das câmaras

Serão apresentados neste item os resultados obtidos apenas para as câmaras pertencentes ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, utilizadas neste trabalho.

Antes, durante e após as medidas realizadas com as câmaras foram feitos alguns testes com o objetivo de assegurar o bom desempenho dos dosímetros. Estes testes, denominados testes de controle, são aplicados após a construção dos instrumentos²⁶, antes de sua calibração e, rotineiramente, nas instituições onde os instrumentos são utilizados. Os testes de controle realizados foram: teste de corrente de fuga, repetibilidade e estabilidade a

longo prazo. Todos os testes foram realizados com o auxílio das fontes de controle citadas no item 3.4.

A comparação dos resultados destes testes em diferentes épocas serve como indicador de possíveis alterações na sensibilidade desses instrumentos, com provável consequência de alteração nos seus fatores de calibração.

4.1.1 Teste de corrente de fuga das câmaras

A corrente de fuga é definida como sendo um sinal na câmara de ionização ou no eletrômetro que não é produzido por ionização no volume sensível da câmara[†]. Ela pode ser originada no eletrômetro, no cabo, nos conectores, na haste ou na própria câmara, sendo a umidade uma das causas principais deste efeito. Portanto, é recomendado que o eletrômetro, os cabos e as câmaras sejam mantidos em locais secos (por exemplo, em dessecadores contendo sílica-gel, de preferência colorida), quando não estiverem sendo utilizados.

O teste consiste em irradiar-se a câmara para obter uma certa indicação n no eletrômetro, deixando, em seguida, o sistema câmara + eletrômetro num ambiente livre de radiação, por um período de, pelo menos, cinco vezes maior que o tempo de irradiação a ser utilizado em cada leitura do teste de repetibilidade.

Segundo recomendações internacionais²⁶, os instrumentos de campo, padrões terciários e de trabalho não podem ter uma variação maior que $\pm 1,0\%$ da corrente produzida pela menor taxa de exposição na qual o instrumento será utilizado.

Após um intervalo de tempo Δt é verificado e registrado o valor indicado no eletrômetro n' . O valor de corrente de fuga é dado por $|n' - n|/\Delta t$.

O valor encontrado é comparado com o limite estabelecido pela norma ($\pm 1,0\%$), e deve estar abaixo deste. Caso isto não ocorra, é necessário tomar as providências para se tentar eliminar a corrente de fuga, procurando sua causa.

Neste trabalho, os valores obtidos para a corrente de fuga sempre estiveram abaixo dos valores limites admissíveis nas normas²⁶, sendo que na maioria dos casos ela pôde ser considerada desprezível.

O valor máximo de corrente de fuga para as câmaras D1, S1, A1 e C1 foi de 0,32, 0,58, 0,10 e 0,20 % respectivamente. Estes valores estão abaixo do limite estabelecido pela norma já citada.

O intervalo de tempo utilizado para a realização do teste de corrente de fuga foi de 15 minutos para cada uma das câmaras.

4.1.2 Teste de repetibilidade das câmaras

O teste de repetibilidade do dosímetro é realizado por meio de uma série de medidas, que consistem na determinação do intervalo de tempo Δt necessário para a obtenção de uma indicação de referência no eletrômetro, para 10 medidas consecutivas; o desvio padrão percentual (coeficiente de variação) não deve exceder a 0,5%, no caso de instrumentos de campo²⁶.

Os valores de pressão p e temperatura T devem ser registrados à cada medida de Δt . Os valores de Δt devem ser corrigidos para as condições ambientais de referência (item 2.5); deste modo obtém-se o valor do intervalo de tempo corrigido Δt_c para cada medida. O valor médio de Δt_c e o coeficiente de variação $s\%$ devem ser obtidos e comparados com os limites estabelecidos.

No teste de repetibilidade das câmaras, o maior valor encontrado para o coeficiente de variação das câmaras D1, S1, A1 e C1 foi de 0,40, 0,27, 0,07 e 0,20% respectivamente, valores estes que se encontram abaixo do valor limite admissível, estipulado por norma.

Os dados obtidos para o teste de corrente de fuga e de repetibilidade mostraram que, para medidas consecutivas, as câmaras utilizadas não apresentaram valores que comprometessem a confiabilidade das medidas.

4.1.3 Teste de estabilidade a longo prazo das câmaras

O teste de estabilidade a longo prazo serve para fornecer uma indicação da estabilidade do sistema (câmara + eletrômetro), sob as mesmas condições geométricas iniciais, a longo prazo. Isto pode ser verificado por meio de um gráfico cronológico dos valores médios obtidos do teste de repetibilidade, levando-se em conta o decaimento da fonte.

O valor máximo de variação estabelecido por norma para os instrumentos de campo é de $\pm 1,0\%$ do valor tomado como referência²⁶.

Os valores médios de Δt_c obtidos no teste de repetibilidade devem ser normalizados para a data de referência, utilizando-se o fator de correção para o decaimento da fonte, dado por:

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

onde $T_{1/2}$ é a meia-vida do isótopo da fonte de controle utilizada de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (28 anos) e Δt é o número de dias decorridos entre a data de referência e a data da medida.

Os valores obtidos devem ser comparados com o valor de referência (L_0), que se obtém pela média das 10 primeiras medidas realizadas com o sistema, e os dados deverão ser colocados num gráfico cronológico de medidas.

A estabilidade a longo prazo das câmaras é apresentada em gráficos que relacionam o desvio percentual (%), $\left(\frac{L_0 - (\Delta t_c \times f)}{L_0}\right) 100$, em relação ao valor L_0 de uma data de referência inicial, em função do **número da medida** feita.

Nas Figuras 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4 são apresentadas as estabilidades a longo prazo das câmaras D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$), S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$), A1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$) e C1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$) respectivamente.

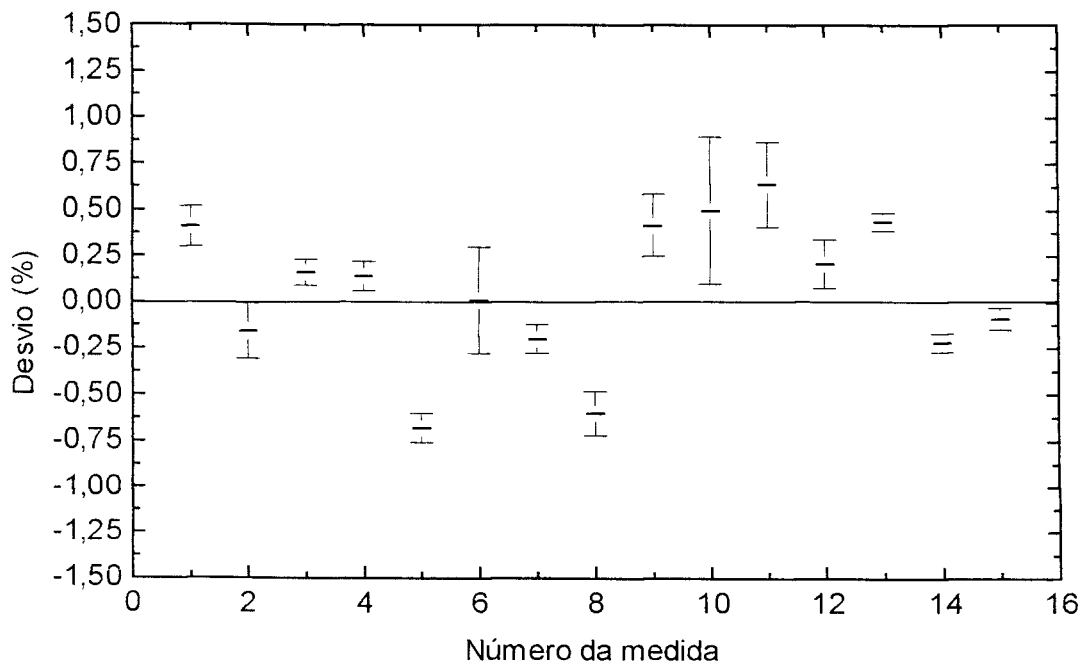


Figura 4.1 Estabilidade a longo prazo da câmara D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 22 meses.

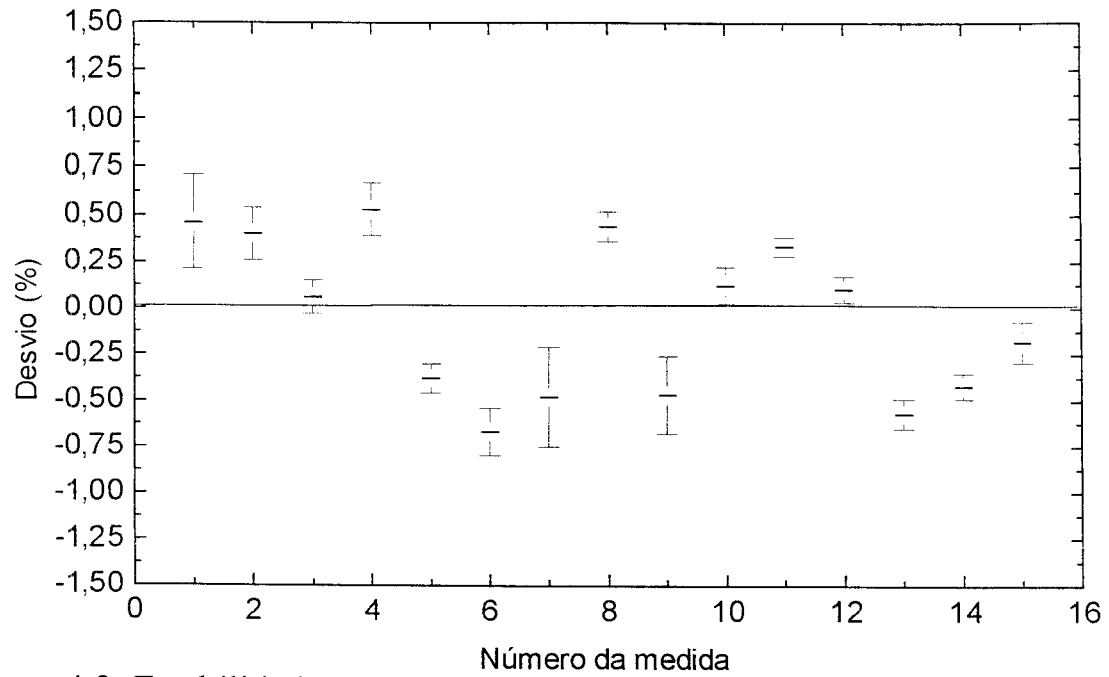


Figura 4.2. Estabilidade a longo prazo da câmara S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de seis meses.

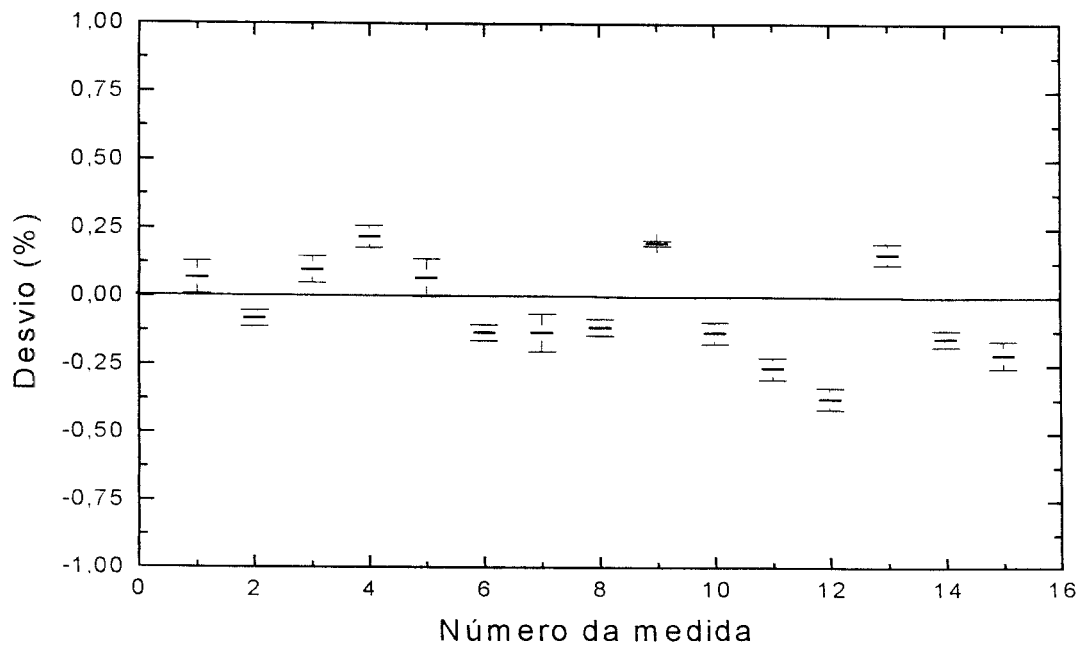


Figura 4.3 Estabilidade a longo prazo da câmara A1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 10 meses.

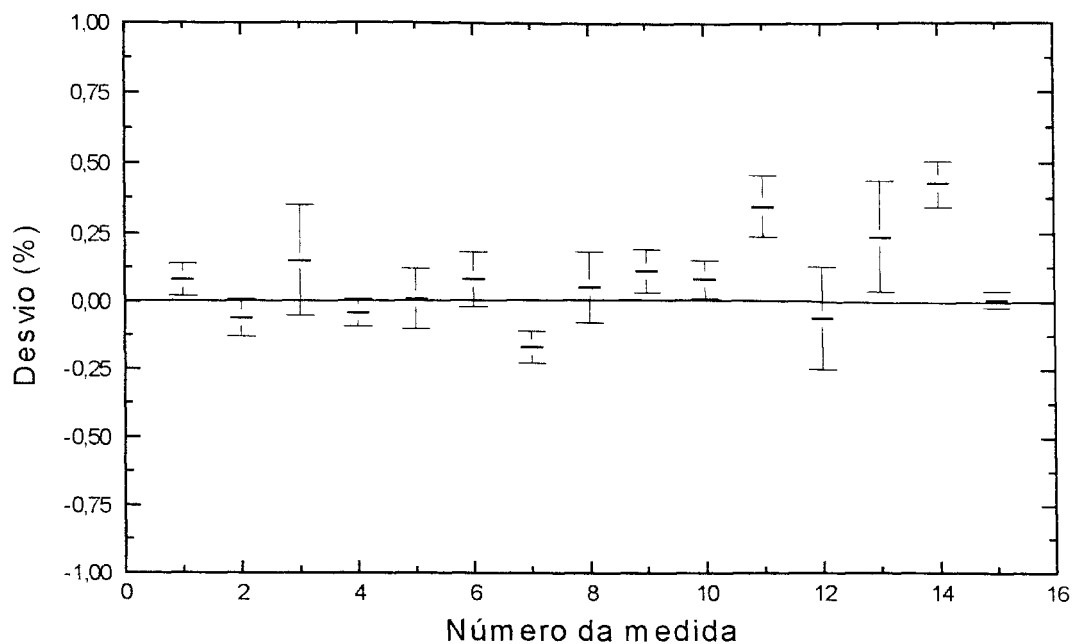


Figura 4.4 Estabilidade a longo prazo da câmara C1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas num período de 10 meses.

As Figuras 4.1 a 4.4 mostram que a estabilidade a longo prazo dos sistemas câmara+eletrômetro são satisfatórios, apresentando desvios padrões percentuais, em relação às suas respectivas leituras de referência (L_0), menores do que os valores estabelecidos por norma.

Essas figuras são úteis para que se possa verificar a estabilidade do sistema de medidas ao longo do tempo, garantindo que as características de resposta do mesmo não se alterem ao longo do tempo. É possível também analisar se a resposta do sistema segue alguma tendência, indicando a necessidade de conserto. A troca de um dos componentes da câmara ou do eletrômetro pode alterar a estabilidade, alterando a resposta em relação às medidas anteriores, sendo neste caso necessária uma reavaliação das medidas.

Na Tabela 4.1 são apresentados, para as câmaras testadas do IPEN, o número de medidas realizadas, o valor de referência (Lo) e o maior desvio das medidas (%), em relação ao valor de referência.

Tabela 4.1 Valores máximos do desvio das medidas em relação ao valor de referência Lo; medidas realizadas no IPEN.

Câmara	Nº de Medidas	Medida de Referência Lo (s)	Desvio Máximo em Relação a Lo (%)
D1	15	215,20±0,84	0,69
S1	15	169,77±0,78	0,67
A1	15	165,05±0,23	0,37
C1	15	180,94±0,18	0,43

O maior valor do coeficiente de variação das medidas apresentadas na Tabela 4.1 para as câmaras D1, S1, A1 e C1 foi de 0,40, 0,27, 0,07 e 0,20 %, respectivamente, estando abaixo do valor estabelecido por norma, para instrumentos de campo, do tipo padrão terciário.

Pode-se verificar também que as câmaras A1 e C1, desenvolvidas no IPEN, apresentaram um bom desempenho, comparável com os das câmaras comerciais.

4.2 Sistemas Tandem sugeridos e testados

Os Sistemas Tandem foram formados a partir da combinação das câmaras de ionização apresentadas no item 3.3, e da variação de algumas destas combinações:

Sistema I : Câmara D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) + Câmara S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$).

Sistema II : Câmara A1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$) + Câmara C1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$).

Sistema III : Câmara D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) + Câmara S2 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$).

Sistema IV : Câmara D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) + Câmara S3 (superficial $0,3 \text{ cm}^3$).

Sistema V : Sistema Tandem com os mesmos componentes do Sistema I, diferindo deste pelo uso da câmara S1 com a janela voltada para o lado oposto ao feixe.

Sistema VI : Sistema Tandem com os mesmos componentes do Sistema I, diferindo deste pelo uso da câmara S1 com a capa de proteção e a parte metálica voltada para o feixe.

Sistema VII: Sistema Tandem com os mesmos componentes do Sistema I, diferindo deste pelo uso da câmara S1 com a capa de proteção e o furo desta capa voltado para o feixe.

4.2.1 Obtenção das curvas Tandem

Inicialmente são obtidas as medidas para a curva de dependência energética de cada uma das câmaras, como mostrado na Figura 4.5.

O comportamento observado para as câmaras é completamente diferente, o que constitui uma grande vantagem em relação à formação de um sistema Tandem.

A câmara mais recomendada para medidas nesta faixa de energia é a C, pois obedece aos critérios das recomendações internacionais¹⁷. Pode-se, por isto, utilizar as medidas desta câmara para obtenção da taxa de exposição (dX/dt) do feixe de radiação X.

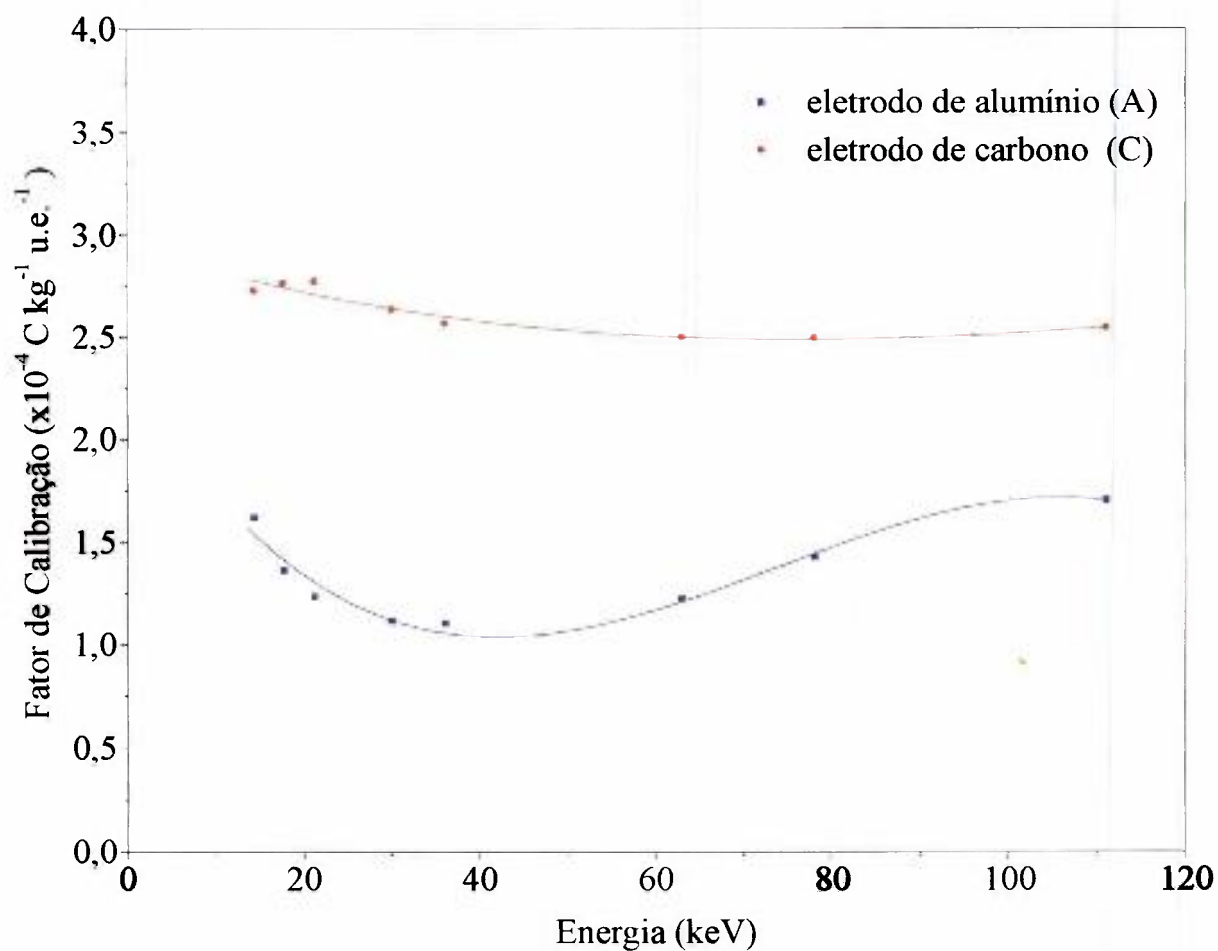


Figura 4.5 Dependência energética das duas câmaras superficiais A e C , com mesmas características mas com eletrodos de materiais diferentes: eletrodo de alumínio (A) e de grafite (C)¹.
u.e.: unidades de escala.

Tomando-se a razão entre os fatores de calibração das câmaras para cada valor de energia, obtém-se a curva Tandem para o sistema, como é mostrado na Figura 4.6.

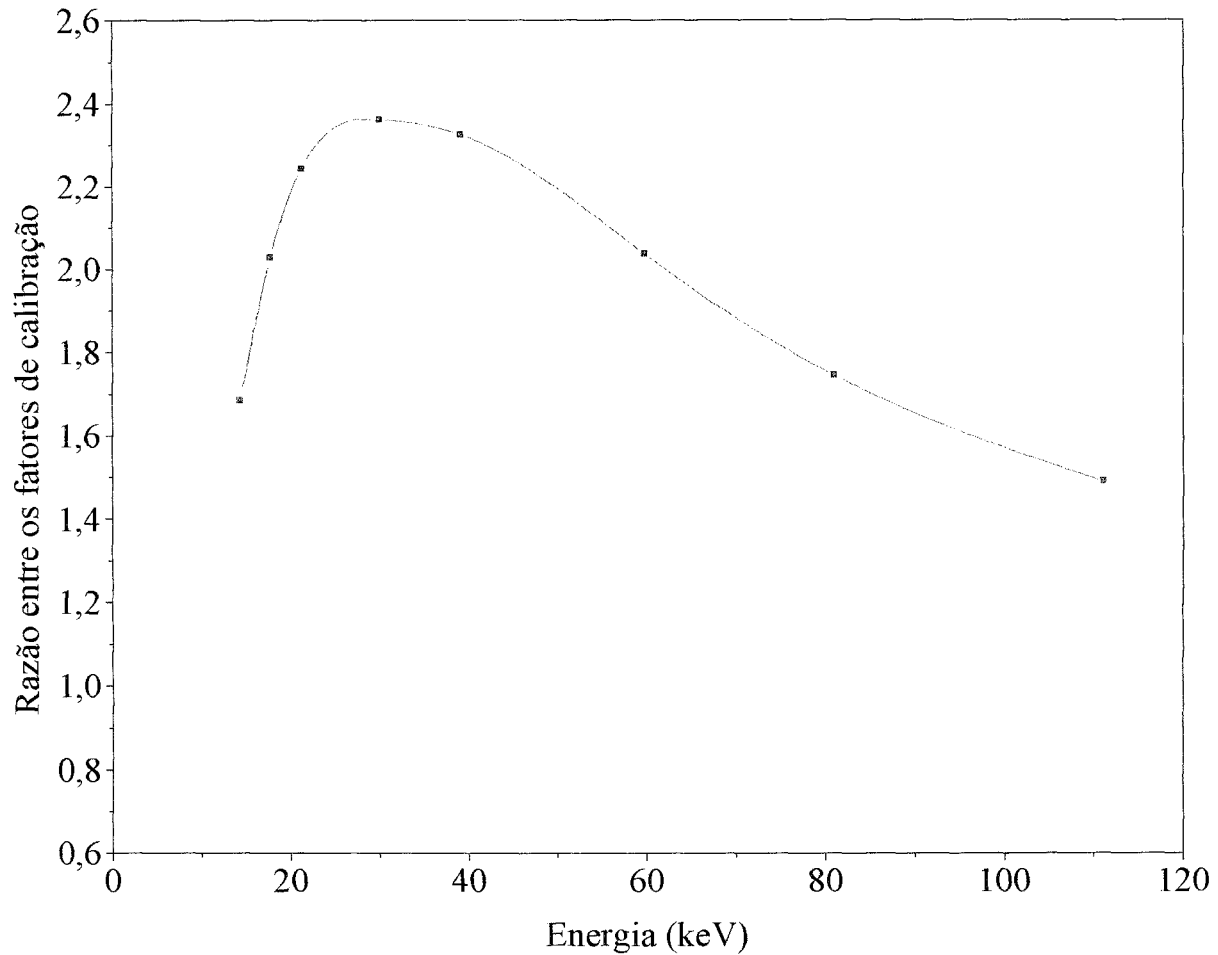


Figura 4.6 Curva Tandem das câmaras de ionização superficiais (A e C)¹.

Sabendo-se a energia efetiva da radiação, tem-se o fator de calibração (f_c^e) para, por exemplo, uma das câmaras recomendadas para essa faixa de energia. Obtém-se, portanto, a taxa de exposição no ar (dX/dt) pela relação:

$$dX/dt = f_c^e \cdot L$$

onde L é a razão entre a medida obtida no eletrômetro, em unidades de escala (u.e.), e o intervalo do tempo de medida.

4.3 Energias baixas

Inicialmente foram determinadas as curvas de dependência energética das câmaras que constituem os Sistemas I, II, III e IV, entre 14 e 21 keV. As medidas foram obtidas com as câmaras posicionadas a 50 cm do alvo, na condição utilizada para a calibração de instrumentos, nível Radioterapia, com um campo de 7 cm de diâmetro. As Figuras 4.7 e 4.9 mostram a dependência energética das câmaras que formam o Sistema I e o Sistema II, respectivamente, para energias baixas. Os fatores de calibração foram obtidos por intermédio da câmara de ionização padrão NPL do Laboratório de Calibração do IPEN.

Na Figura 4.7 pode-se observar que a câmara S1 é a mais indicada para as medidas nesta faixa de energia, por apresentar pequena dependência energética, enquanto a câmara D1 apresenta uma dependência energética mais acentuada para a mesma faixa de energia em questão. Por este motivo a câmara S1 é a indicada para se obter as medidas de taxa de exposição ou taxa de dose para esta faixa de energia.

No caso da Figura 4.9 a câmara C1 é a que apresenta menor dependência energética em relação à câmara A1 para esta faixa de energia. Apesar de apresentarem o mesmo volume e mesmas características, o que faz

com que estas câmaras apresentem respostas diferentes para uma mesma faixa de energia é o material que compõe o eletrodo coletor. Deste sistema Tandem a câmara recomendada para a obtenção dos valores das taxas de exposição ou dose é a câmara C1.

Para as câmaras do Sistema I, dividiu-se as medidas da câmara dedal D1 (u.e./min) pelas medidas da câmara superficial S1 (u.e./min), e para o Sistema II dividiu-se as medidas da câmara superficial A1 (u.e./min) pelas medidas da câmara C1 (u.e./min), para cada qualidade de radiação, obtendo-se a curva Tandem.

Tanto para o Sistema I como para o Sistema II foram feitas três medidas em épocas diferentes, duas delas usadas para se obter uma curva média e a terceira para verificar a estabilidade das medidas, que podem ser vistas nas Figuras 4.8 e 4.10.

Nota-se pelas Figuras 4.8 e 4.10 que elas possuem formas semelhantes, sendo que a curva Tandem para o Sistema II é a que possui dispersão menor da medida posterior em relação às médias.

Os valores obtidos do desvio relativo (%) das medidas posteriores em relação às médias das medidas iniciais, para os Sistemas I e II, são mostrados na Tabela 4.2.

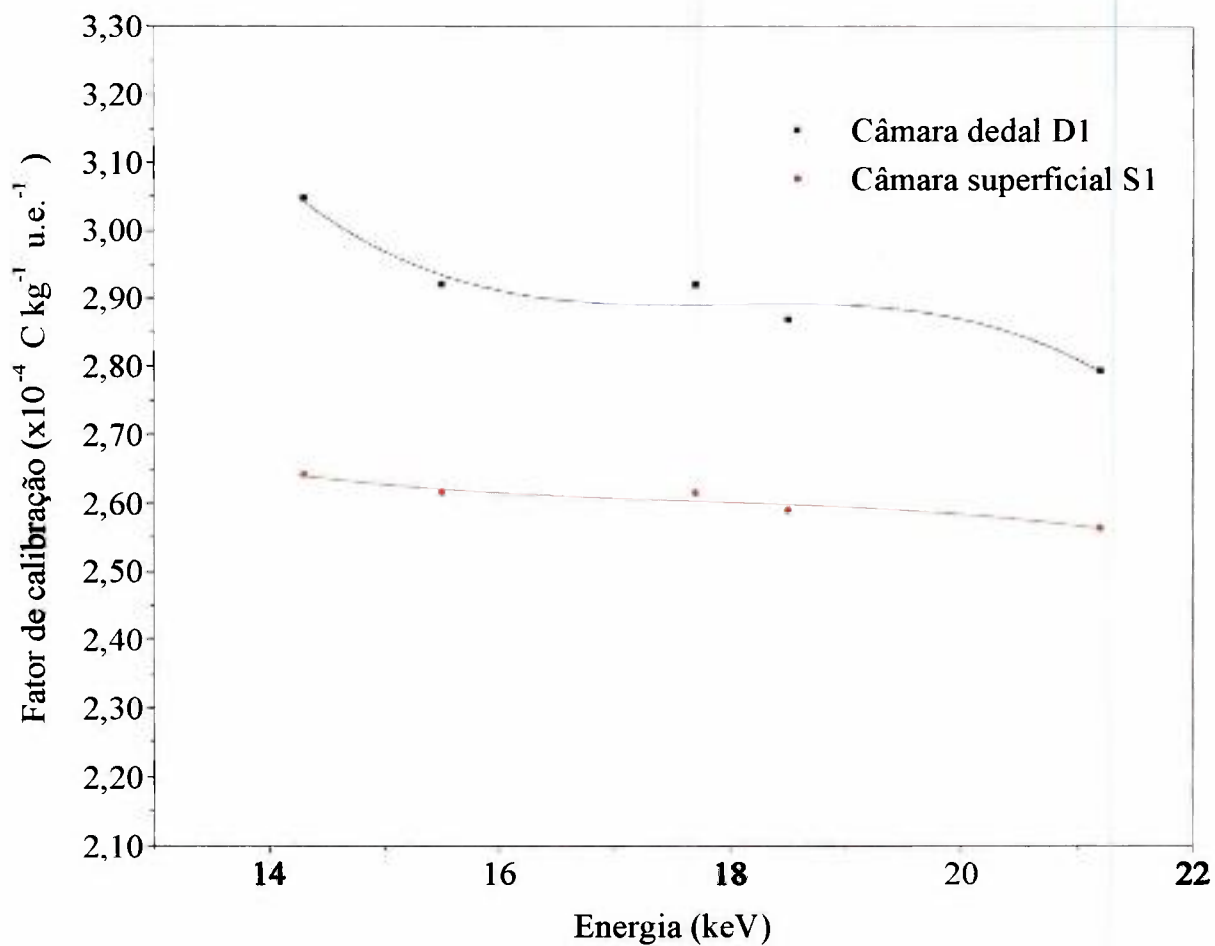


Figura 4.7 Curvas de dependência energética das câmaras D1 (dedal 0,6 cm³) e S1 (superficial 0,03 cm³); medidas realizadas no IPEN.
u.e.: unidades de escala

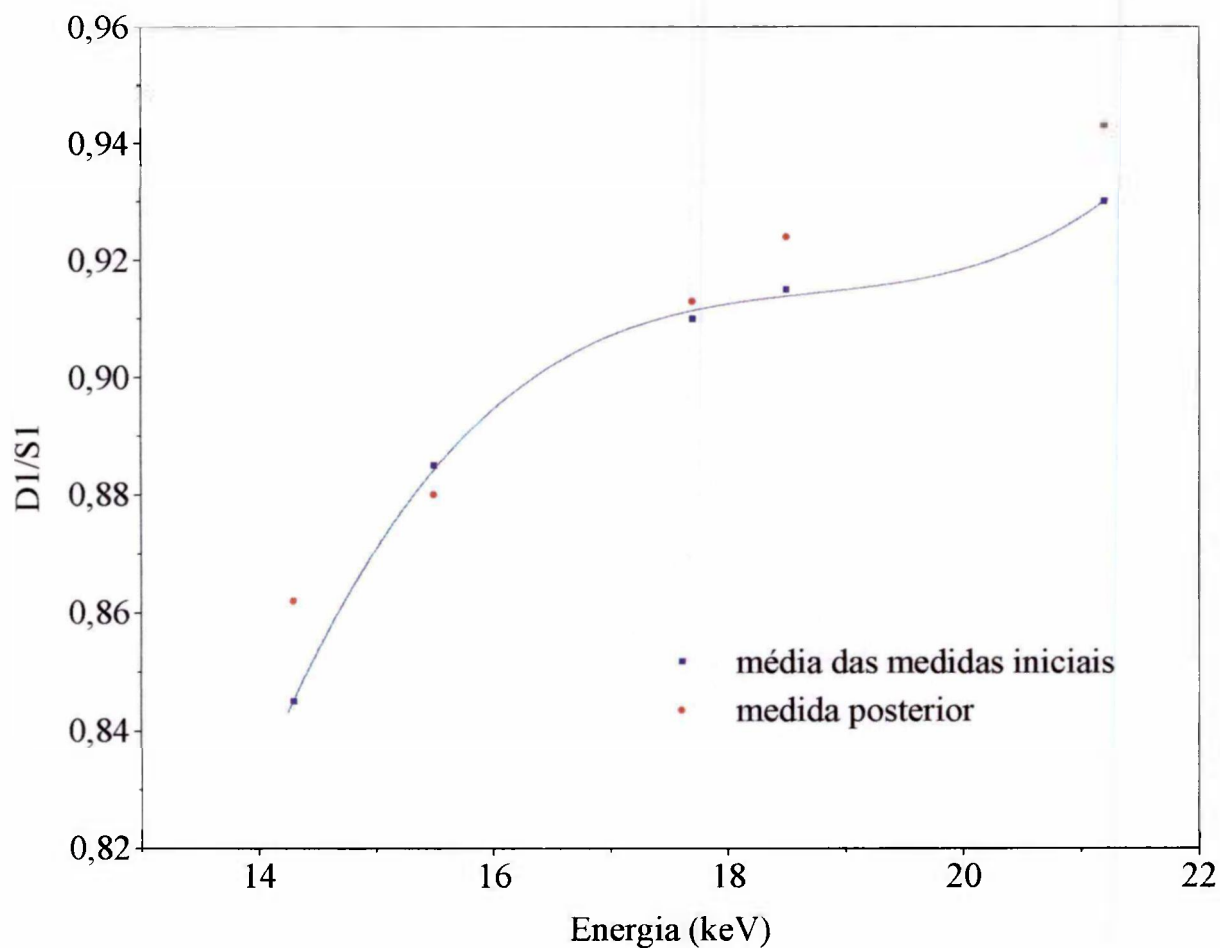


Figura 4.8 Curva Tandem do Sistema I, composto pelas câmaras D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

D1/S1: medidas da câmara D1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S1 (u.e./min).

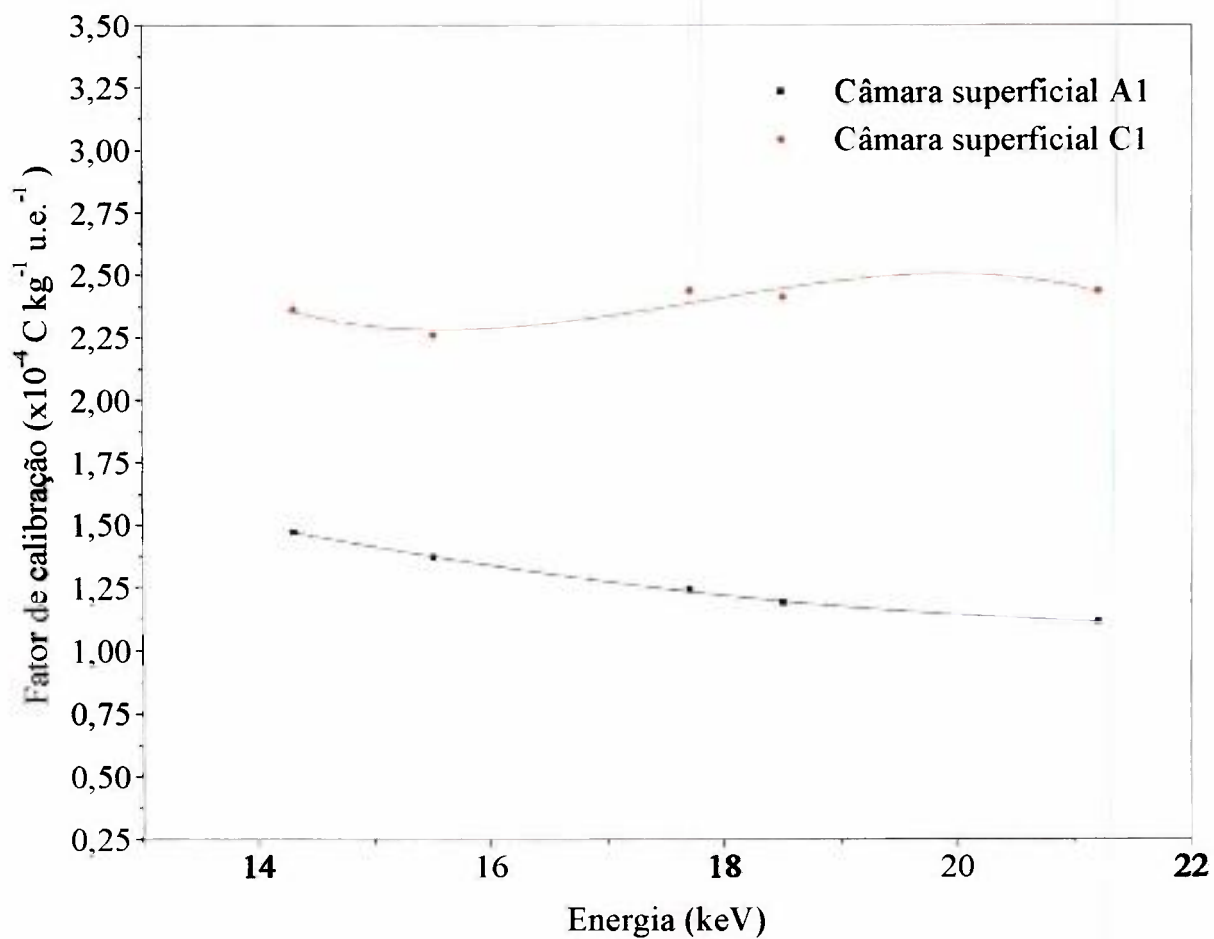


Figura 4.9 Curvas de dependência energética das câmaras A1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$) e C1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.
u.e.: unidades de escala

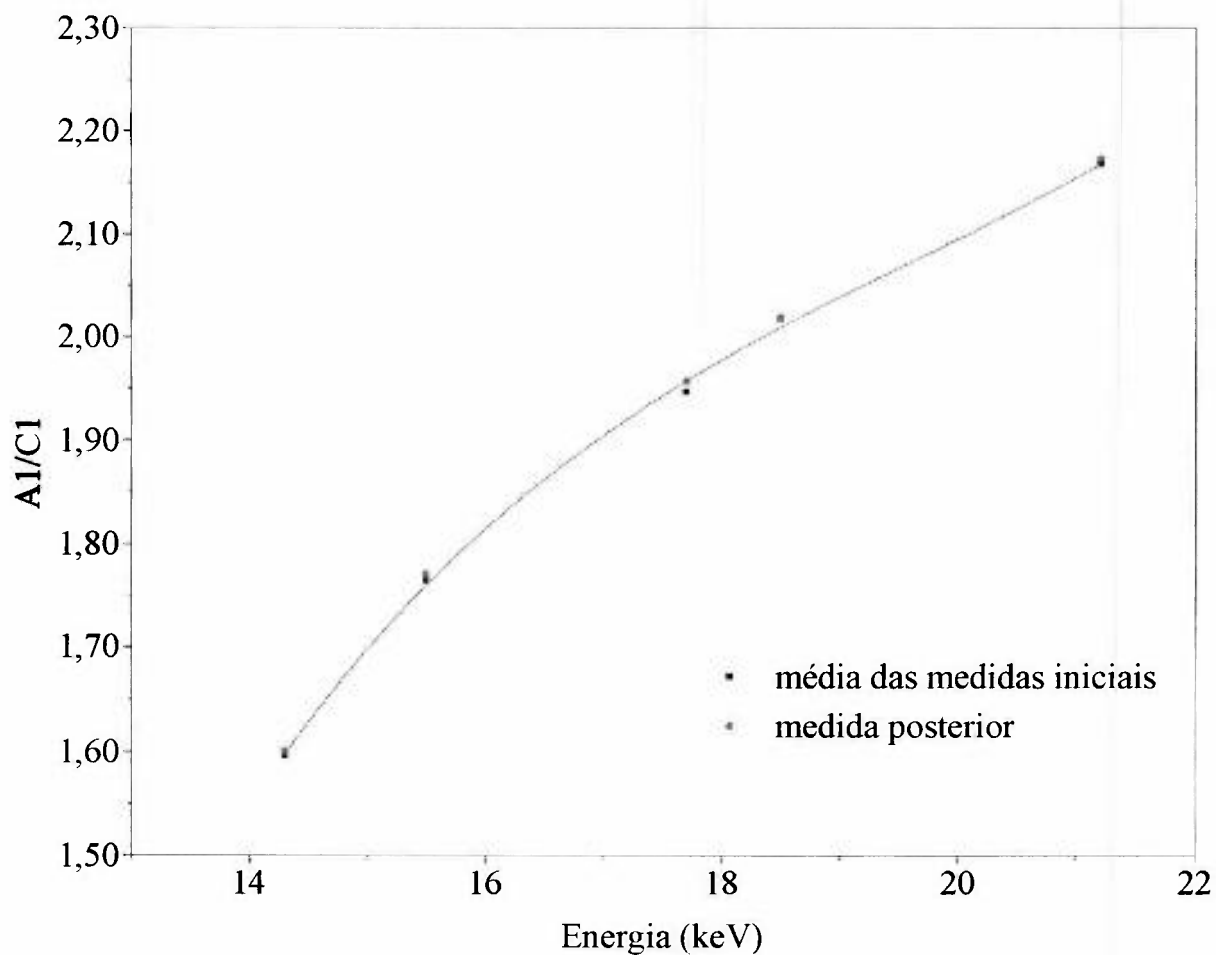


Figura 4.10 Curva Tandem do Sistema II, composto pelas câmaras A1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$) e C1 (superficial $0,6 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

A1/C1: medidas da câmara A1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara C1 (u.e./min).

Tabela 4.2 Valores do desvio relativo (%) das medidas posteriores em relação às médias das medidas iniciais; medidas realizadas no IPEN.

Energia (keV)	Sistema I			Sistema II		
	Média de medidas*	Medida posterior*	Desvio relativo (%)	Média de medidas*	Medida posterior*	Desvio relativo (%)
14,3	0,849±0,007	0,862±0,009	-2,01	1,596±0,003	1,600±0,002	-0,25
15,5	0,885±0,005	0,880±0,001	0,56	1,765±0,003	1,771±0,002	-0,34
17,7	0,908±0,002	0,913±0,001	-0,33	1,947±0,003	1,957±0,002	-0,51
18,5	0,912±0,003	0,924±0,001	-0,98	2,018±0,003	2,019±0,001	-0,05
21,2	0,927±0,002	0,924±0,008	-1,40	2,168±0,002	2,173±0,002	-0,23

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pelos valores apresentados na Tabela 4.2 pode-se observar que a dispersão dos dados é pequena, tanto no caso da média das medidas, que apresentou o maior valor do coeficiente de variação para os Sistemas I e II de 0,82 e 0,19% respectivamente, como no caso das medidas posteriores com valores máximos de coeficiente de variação de 1,04 e 0,13% para os Sistemas I e II respectivamente.

Os valores das medidas feitas para se verificar a estabilidade destes sistemas para energias baixas também se apresentaram com valores baixos quando comparados com os valores da média das medidas, mostrando boa estabilidade, sendo a maior delas de 2,01% para o Sistema I e de 0,51% para o Sistema II.

As medidas com os Sistemas III e IV serviram para verificar o formato das curvas Tandem, e o procedimento utilizado para obtenção dos dados foram semelhantes aos procedimentos utilizados no caso dos Sistemas I e II, ou seja, primeiramente foram levantadas as curvas de dependência energética e posteriormente foram divididos os valores das medidas. As curvas podem ser vistas nas Figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14.

No caso das Figuras 4.11 e 4.12, a forma das curvas são muito semelhantes às do Sistema I pelo fato das câmaras que formam o Sistema III possuírem praticamente as mesmas características do Sistema I.

Pela Figura 4.11 a câmara S2 é a câmara de ionização mais indicada para a obtenção dos valores das taxas de exposição ou dose para esta faixa de energia.

Nota-se pelas Figuras 4.13 e 4.14 que os comportamentos apresentados são semelhantes aos Sistemas I e III, sendo a câmara S3 a mais indicada para as medidas nesta faixa de energia, podendo-se utilizar suas medidas para a obtenção dos valores de taxa de exposição ou de dose para a faixa de energia em questão.

Na Tabela 4.3 são apresentados os valores médios das medidas para os Sistemas III e IV, bem como os valores dos coeficientes de variação das medidas (%).

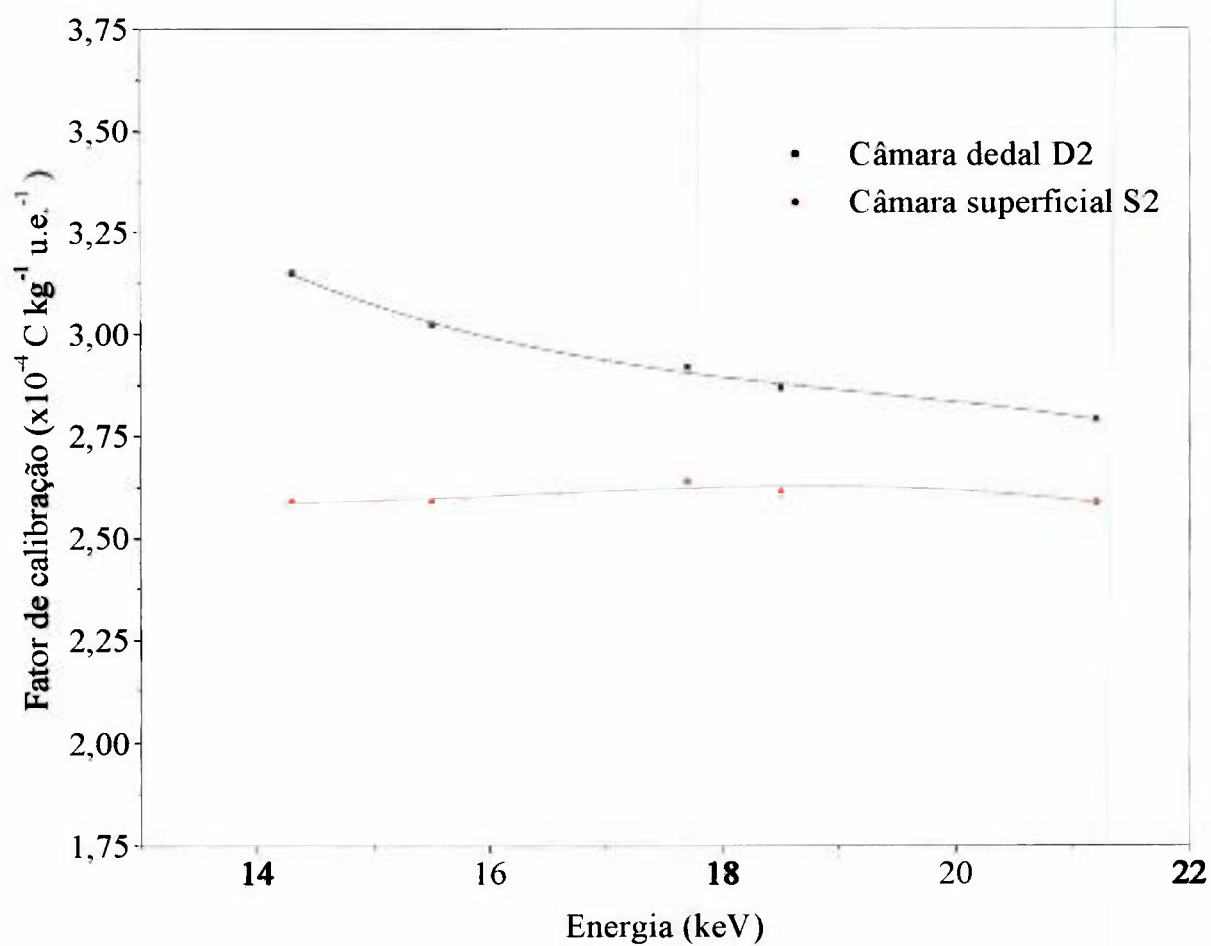


Figura 4.11 Curvas de dependência energética das câmaras D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S2 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

u.e.: unidades de escala

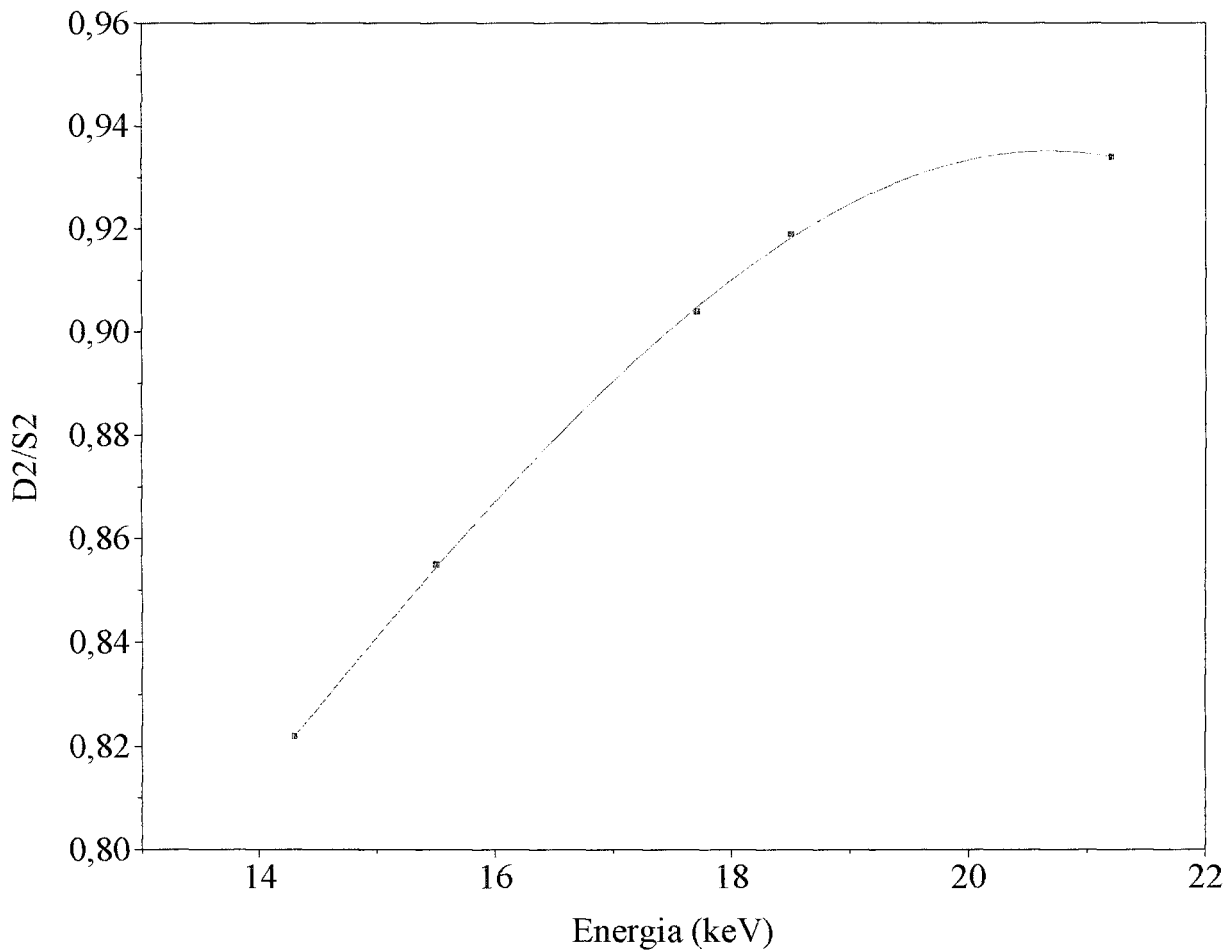


Figura 4.12 Curva Tandem do Sistema III, composto pelas câmaras D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S2 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

D2/S2: medidas da câmara D2 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S2 (u.e./min).

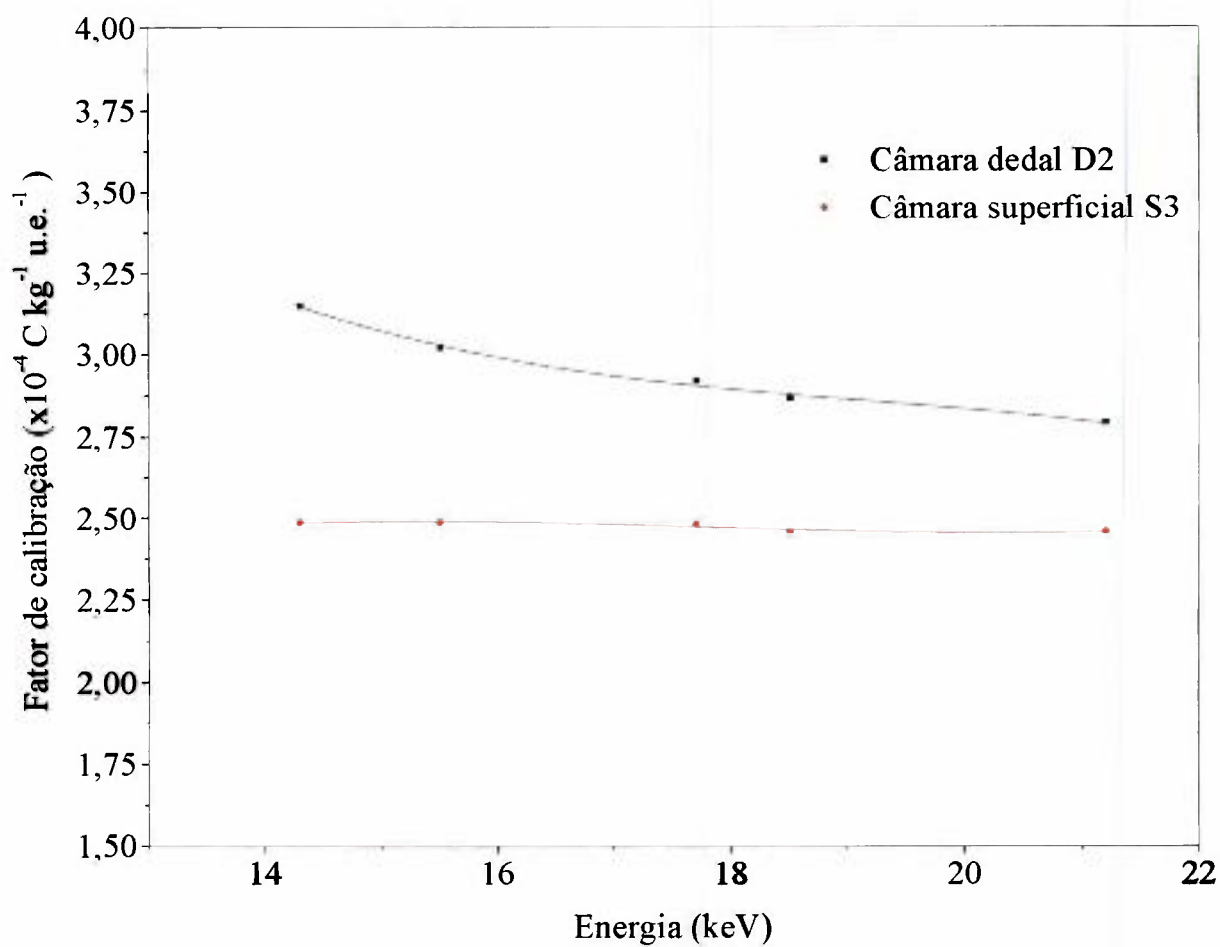


Figura 4.13 Curvas de dependência energética das câmaras D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S3 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

u.e.: unidades de escala

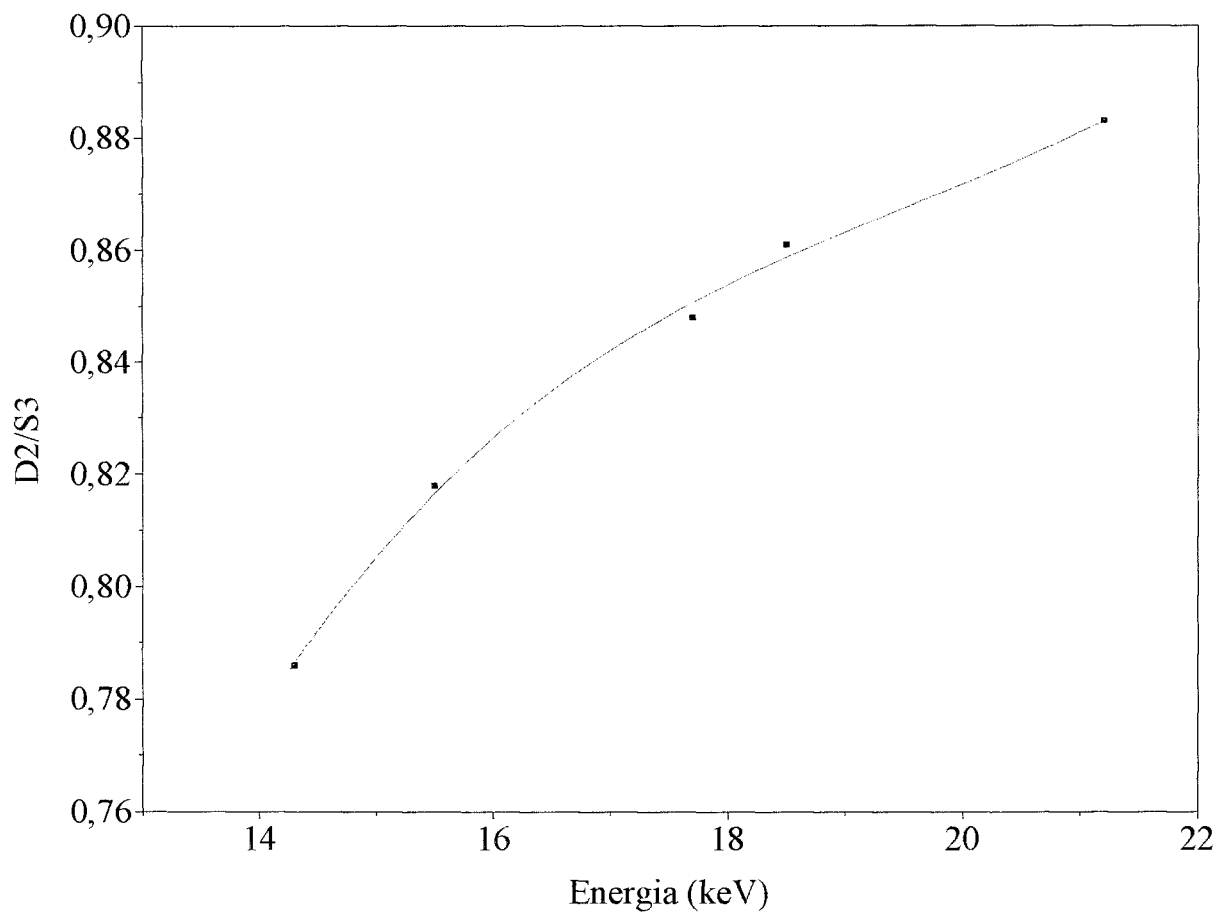


Figura 4.14 Curva Tandem do Sistema IV, composto pelas câmaras D2 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S3 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no IPEN.

D2/S3: medidas da câmara D2 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S3 (u.e./min).

Tabela 4.3 Valores médios das medidas e respectivos coeficientes de variação (%) para os Sistemas III e IV; medidas realizadas no IPEN.

Energia (keV)	Sistema III		Sistema IV	
	Valores Médios*	Coef. Variação (%)	Valores Médios*	Coef. Variação (%)
14,3	0,822±0,001	1,46	0,786±0,001	0,13
15,5	0,855±0,008	0,93	0,818±0,001	0,12
17,7	0,904±0,003	0,33	0,848±0,001	0,12
18,5	0,919±0,002	0,22	0,861±0,001	0,12
21,2	0,934±0,007	0,75	0,833±0,001	0,11

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pode-se observar que as variações para os Sistemas III e IV, apresentadas na Tabela 4.3, são pequenas quando comparadas com a média das medidas, tendo em vista que o maior valor do coeficiente de variação para o Sistema III foi de 1,46%, e para o caso do Sistema IV foi de 0,13%.

Mesmo não sendo possível realizar outras medidas com os Sistemas III e IV, foi possível observar pelos baixos valores apresentados dos coeficientes de variação, apresentados na Tabela 4.3, que estes sistemas são viáveis para a verificação das condições do feixe de radiação X para energias baixas.

De uma maneira geral e de acordo com a configuração obtida nos gráficos, todos os sistemas testados podem ser utilizados como sistemas

Tandem para a verificação da qualidade de um feixe de raios X de energias baixas.

É possível também verificar que o Sistema II possui a sensibilidade mais alta, em relação aos outros Sistemas, devido às características de construção das câmaras A1 e C1, levando a uma precisão maior dos resultados.

Um número maior de medidas foi feito com os Sistemas I e II, devido à facilidade de acesso a elas, por pertencerem ao Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. Foi possível por meio destas curvas Tandem verificar a estabilidade dos Sistemas I e II para um período de dois meses para o Sistema I e de cinco meses para o Sistema II. O maior valor do desvio relativo, ou seja, o desvio percentual (%) entre a maior e a menor variação de leitura para a mesma energia foi de 2,01% para a energia de 14,3 keV no caso do Sistema I, e no caso do Sistema II, o valor do desvio relativo foi de 0,51% para a energia de 17,7 keV.

As curvas Tandem referentes aos Sistemas I, III e IV apresentam configurações e respostas semelhantes; este fato é devido às câmaras que constituem os pares, que formam os Sistemas, possuírem características semelhantes, isto é, são formados por uma câmara dedal e uma câmara superficial.

O bom comportamento das curvas Tandem obtidas em energias baixas, bem como os valores baixos dos coeficientes de variação e de desvio relativo são devidos à boa estabilidade do sistema de raios X utilizado, das facilidades na reprodução do posicionamento das câmaras no feixe e das correções da variação do feixe pela câmara monitora. Estes fatores

contribuíram para os resultados apresentados, fazendo com que os erros envolvidos nas medidas se tornassem pequenos.

Os Sistemas V, VI e VII não foram testados em energias baixas, pois a forma de utilização da câmara superficial (S1) não proporcionava uma medida mínima que pudesse ser utilizada na obtenção das curvas Tandem.

4.4 Energias intermediárias

O procedimento utilizado para a obtenção das curvas de dependência energética para radiação X de energias intermediárias foi semelhante àquele utilizado no caso das energias baixas, corrigindo-se os valores das medidas para as condições ambientais. Posteriormente, dividindo-se as medidas das câmaras dedais (u.e./min) pelas medidas das câmaras superficiais (u.e./min), de cada um dos sistemas já definidos, e as medidas da câmara A1 (u.e./min) pelas medidas da câmara C1 (u.e./min), para cada qualidade de radiação, foram obtidas as curvas Tandem. Verificou-se a estabilidade destas curvas Tandem para os Sistemas I, II, VI e VII no Hospital A. C. Camargo e são mostradas em forma de gráficos. Para os demais sistemas testados, bem como no caso das medidas realizadas nas outras instituições externas, os valores obtidos são apresentados em forma de tabelas, pois os valores a serem comparados são as próprias medidas; os gráficos servem apenas para auxiliar a visualização do comportamento dos dados. O mais importante é a reprodutibilidade das medidas para os equipamentos e para as faixas de energia em questão.

4.4.1 Hospital A. C. Camargo

No Hospital A. C. Camargo foram obtidas curvas para se verificar a estabilidade das medidas dos sistemas Tandem. O procedimento foi semelhante àquele utilizado para baixas energias, ou seja, foram levantadas três curvas das quais duas delas geraram uma curva média e a terceira serviu para se verificar a estabilidade das medidas. Isto foi feito para os Sistemas I, II, VI e VII, o que pode ser visto nas Figuras 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18.

Nota-se pelas figuras 4.15, 4.17 e 4.18 que apesar dos Sistemas VI e VII serem uma variação do Sistema I, a medida relativa entre a câmara dedal D1 ($0,6 \text{ cm}^3$) e a superficial S1 ($0,03 \text{ cm}^3$) são diferentes, devido ao artifício utilizado (capa de proteção da câmara S1 acoplada à mesma).

Pode-se observar que dos Sistemas apresentados, o Sistema II possui menor dispersão das medidas posteriores em relação à média e que para o Sistema VI não foi possível estabelecer pontos para as energias de 25,4 e 29,8 keV devido aos valores das medidas com a câmara S1 (com capa de proteção) serem muito baixos.

Para esta faixa de energia as medidas com a câmara D1 ($0,6 \text{ cm}^3$) são as mais indicadas para obtenção das taxas de exposição ou de dose.

Os valores obtidos do desvio relativo (%) das medidas posteriores em relação à média para os Sistemas I e II são mostrados na Tabela 4.4.

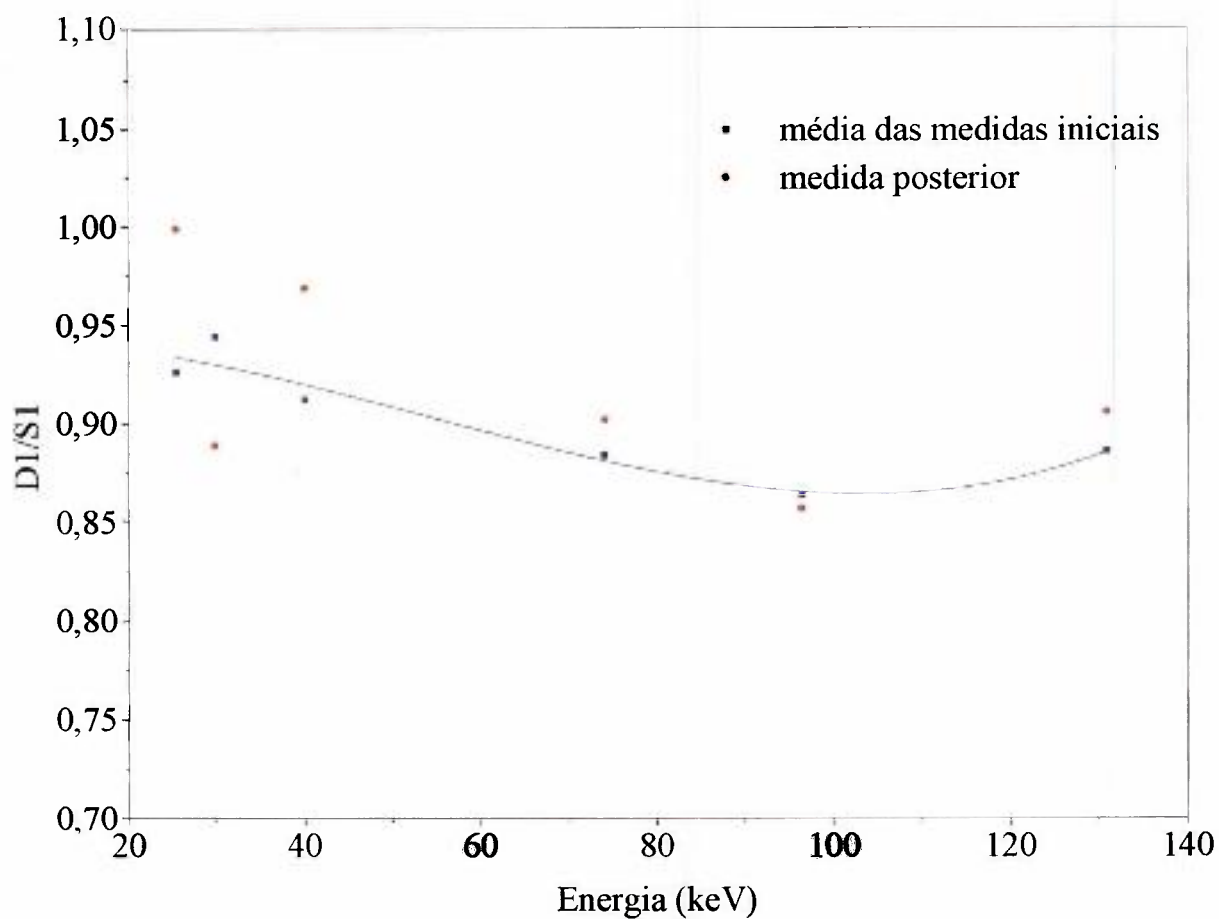


Figura 4.15 Curva Tandem do Sistema I, composto pelas câmaras D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

D1/S1: medidas da câmara D1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S1 (u.e./min).

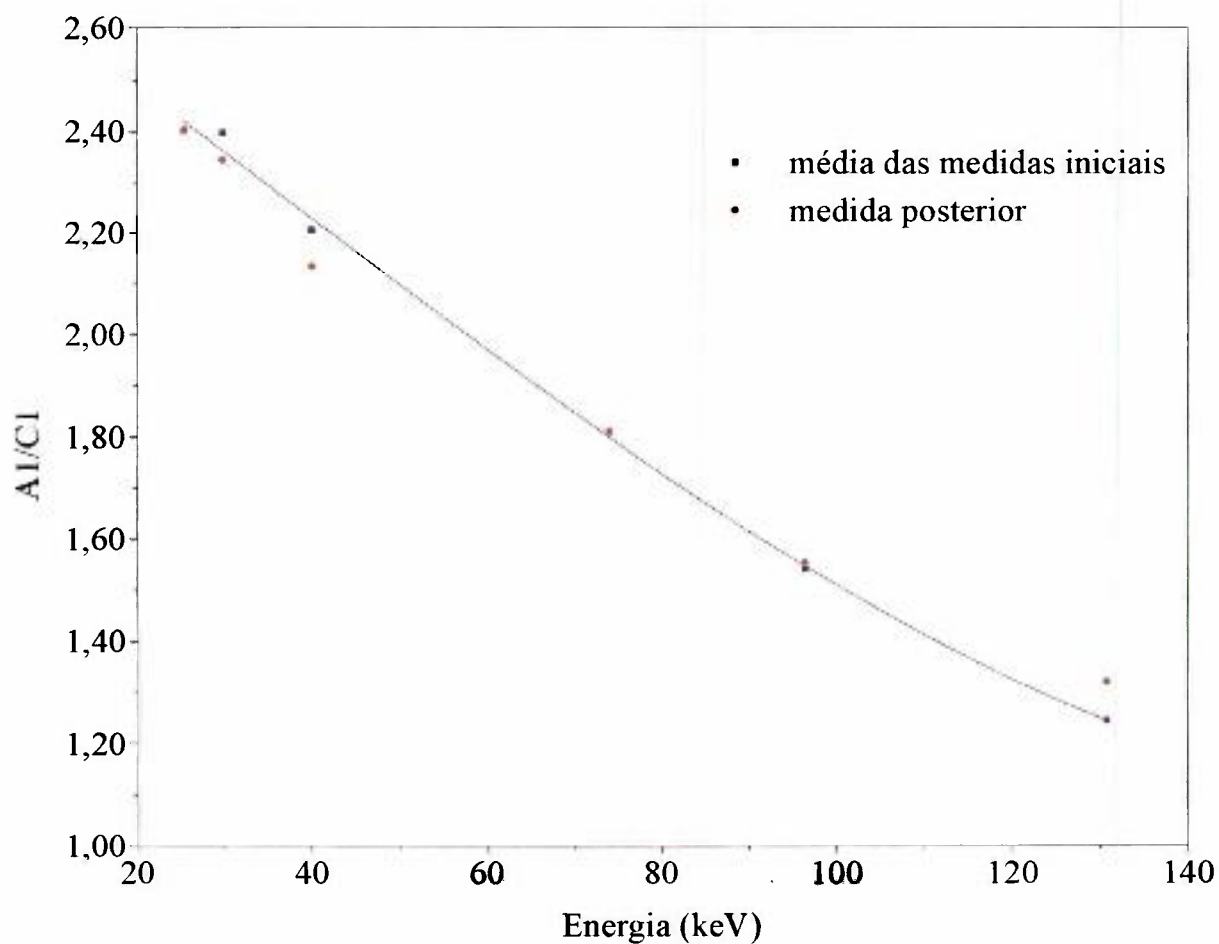


Figura 4.16 Curva Tandem do Sistema II, composto pelas câmaras A1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e C1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$); medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

A1/C1: medidas da câmara A1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara C1 (u.e./min).

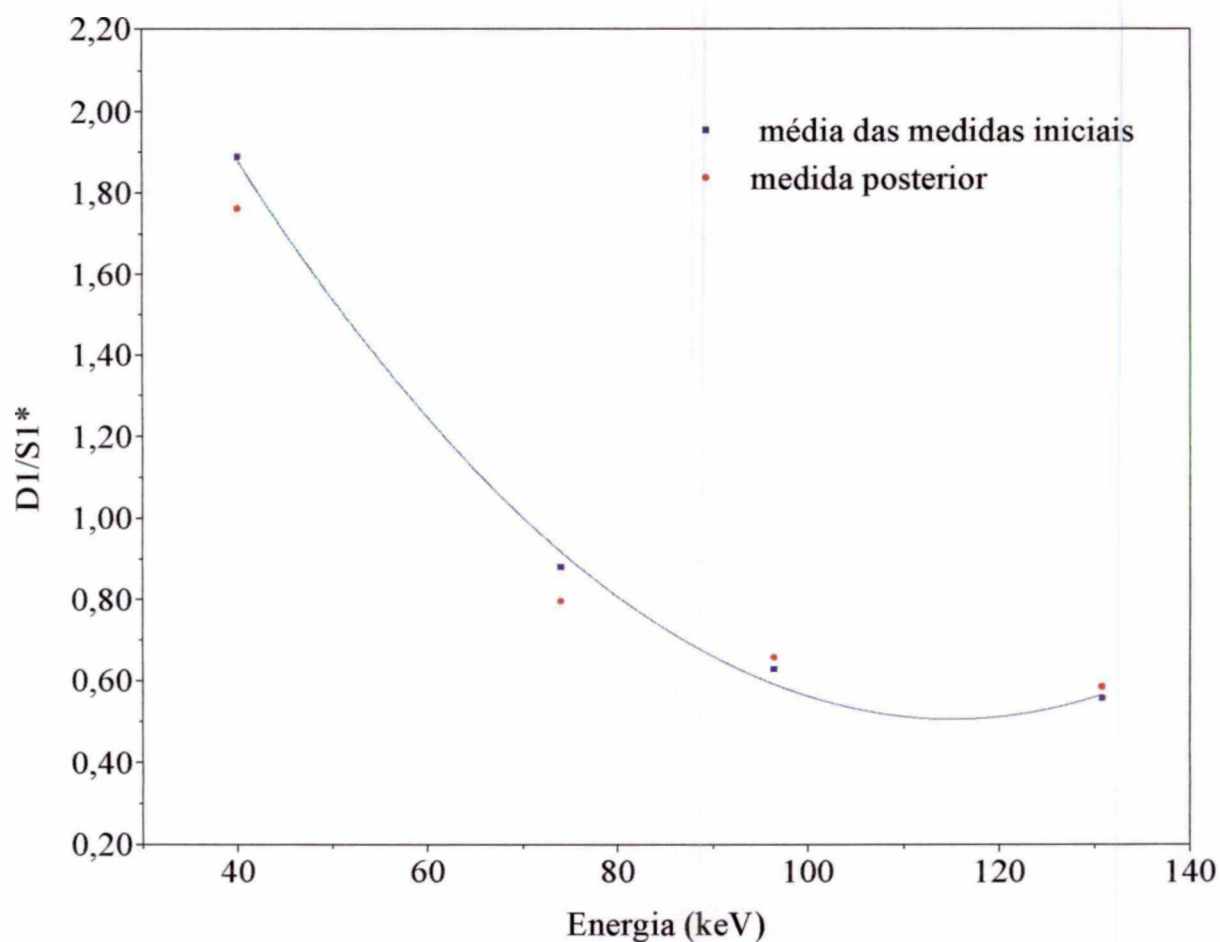


Figura 4.17 Curva Tandem do Sistema IV, composto pelas câmaras D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S1 (superficial $0,03 \text{ cm}^3$ com capa de proteção e a parte metálica voltada para o feixe de radiação X); medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

D1/S1*: medidas da câmara D1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S1* (u.e./min).

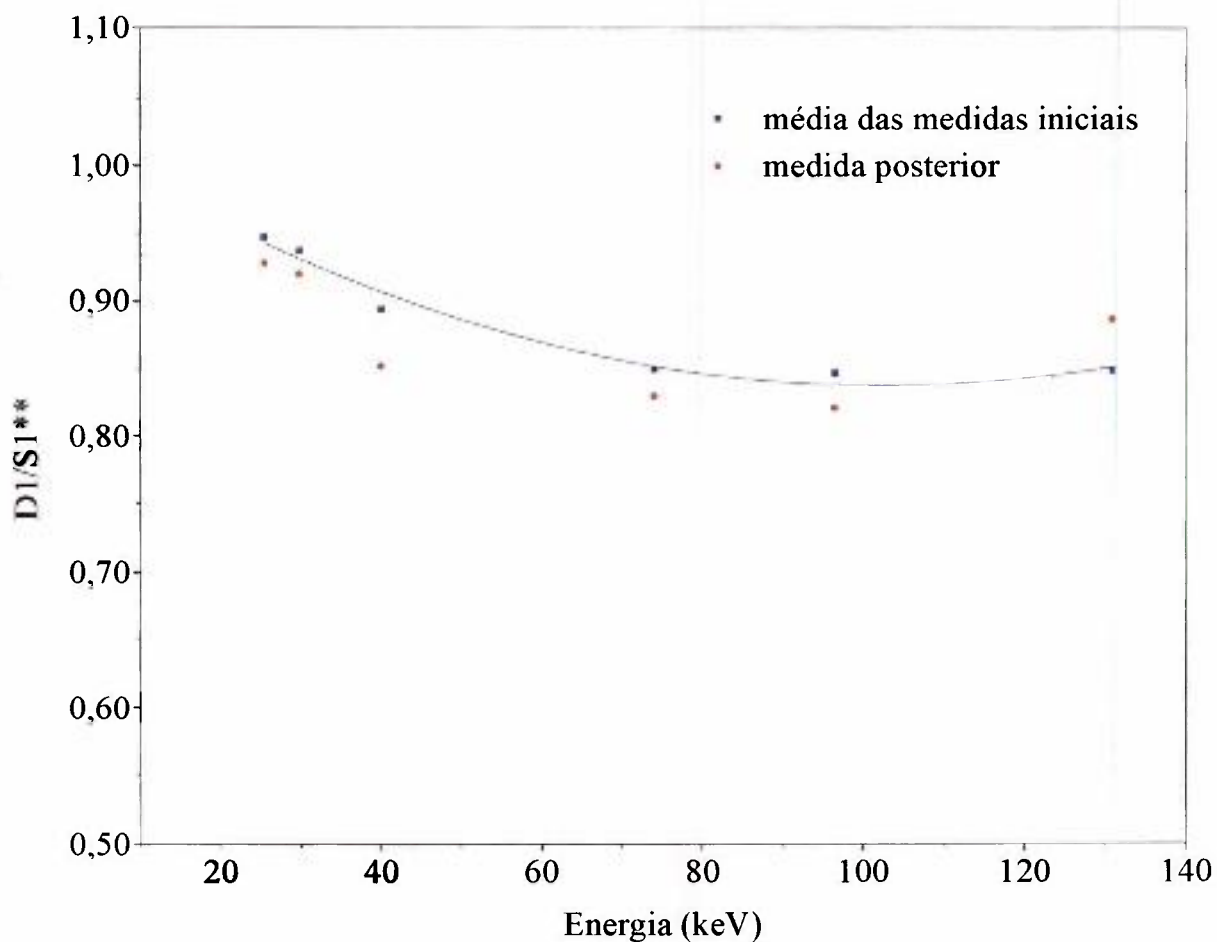


Figura 4.18 Curva Tandem do Sistema I, composto pelas câmaras D1 (dedal $0,6 \text{ cm}^3$) e S1** (superficial $0,03 \text{ cm}^3$ com capa de proteção e o furo voltado para o feixe de radiação X); medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

$D1/S1^{**}$: medidas da câmara D1 (u.e./min) divididas pelas medidas da câmara S1** (u.e./min).

Tabela 4.4 Valores obtidos com os Sistemas I e II do desvio relativo (%) da medida posterior em relação à média; medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

Energia (keV)	Sistema I			Sistema II		
	Média das Medidas*	Medida Posterior*	Desvio (%)	Média das Medidas*	Medida Posterior*	Desvio (%)
25,4	0,926±0,008	0,999±0,052	-7,88	2,401±0,026	2,403±0,016	-0,08
29,8	0,944±0,008	0,889±0,017	5,83	2,397±0,028	2,344±0,015	2,21
40,0	0,912±0,003	0,969±0,012	-6,25	2,206±0,026	2,134±0,018	3,26
74,0	0,884±0,008	0,902±0,006	-2,04	1,811±0,016	1,812±0,010	-0,06
96,4	0,864±0,008	0,857±0,013	0,81	1,541±0,044	1,553±0,005	-0,78
130,8	0,886±0,014	0,906±0,008	-2,26	1,246±0,017	1,321±0,006	-6,02

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pode-se observar na Tabela 4.4 que a dispersão dos dados em relação às médias não é grande.

No caso do Sistema I o maior valor do coeficiente de variação para a média das medidas iniciais foi de 1,58% para a energia de 130,8 keV e no caso da medida posterior foi de 5,21% correspondente à energia de 25,4 keV. O maior desvio relativo entre a medida posterior e a média das medidas iniciais foi de 7,88% que corresponde à energia de 25,4 keV.

Para o Sistema II os valores de dispersão em relação às médias foram menores do que aqueles apresentados pelo Sistema I, sendo o maior valor do coeficiente de variação para a média das medidas de 2,86% que corresponde à energia de 96,4 keV e 0,84% para a medida posterior que corresponde à energia de 40,0 keV. No caso do desvio relativo entre a medida posterior e a média das medidas iniciais o maior valor foi de 3,26% que corresponde à energia de 40,0 keV.

Os valores obtidos do desvio relativo (%) das medidas posteriores em relação à média para os Sistemas VI e VII são mostrados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 Valores obtidos com os Sistemas VI e VII do desvio relativo (%) da medida posterior em relação à média; medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

Energia (keV)	Sistema VI			Sistema VII		
	Média das Medidas*	Medida Posterior*	Desvio (%)	Média das Medidas*	Medida Posterior*	Desvio (%)
25,4	---	---	---	0,947±0,021	0,920±0,001	2,01
29,8	---	---	---	0,937±0,006	0,928±0,009	1,81
40,0	1,887±0,050	1,761±0,043	6,68	0,899±0,010	0,852±0,001	4,70
74,0	0,880±0,013	0,796±0,018	9,55	0,850±0,017	0,830±0,001	2,35
96,4	0,629±0,011	0,658±0,009	-4,61	0,847±0,010	0,821±0,008	3,07
130,8	0,557±0,007	0,585±0,006	-5,03	0,849±0,017	0,887±0,008	-4,48

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pelos valores apresentados na Tabela 4.5 nota-se que a dispersão dos dados em relação às médias também não é grande.

Para o Sistema VI o maior valor do coeficiente de variação para média das medidas iniciais foi de 2,65% que corresponde à energia de 40,0 keV, e no caso da medida posterior o maior valor foi de 2,44% para a energia de 40,0 keV. No caso do desvio relativo entre a medida posterior e a média das medidas iniciais, o maior valor obtido foi o de 9,55% que corresponde à energia de 74,0 keV.

Não foi possível obter dados para as energias de 25,4 e 29,8 keV devido ao fato da câmara superficial S1 (0,03 cm³) acoplada a sua capa de proteção fornecer medidas muito baixas.

Os maiores valores dos coeficientes de variação para o Sistema VII foram de 2,22% no caso da média das medidas iniciais para a energia de 25,4 keV, e de 0,97% para a medida posterior que corresponde às energias de 29,8 e 96,4 keV. O maior valor do desvio relativo foi de 4,70% que corresponde à energia de 40,0 keV.

O Sistema V foi estudado quanto à possibilidade de se formar um sistema Tandem e o procedimento foi semelhante àquele utilizado para os Sistemas I, II, VI e VII. Foi obtida somente uma única série de medidas consecutivas com este sistema. Os valores médios das medidas obtidas e os coeficientes de variação no caso do Sistema V são mostrados na Tabela 4.6.

Tabela 4.6 Valores médios das medidas e respectivos coeficientes de variação (%) para o Sistema V, medidas realizadas no Hospital A. C. Camargo.

Sistema V		
Energia (keV)	Valores Médios*	Coef. de Variação (%)
25,4	1,449±0,001	0,07
29,8	1,432±0,039	2,72
40,0	1,257±0,012	0,95
74,0	1,211±0,004	0,33
96,4	1,256±0,004	0,32
130,8	1,210±0,001	0,08

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem o par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pode-se observar pela Tabela 4.6 que o maior valor do coeficiente de variação para os valores médios das medidas foi de 2,72% que corresponde à energia de 29,8 keV.

Mesmo não tendo sido feitas medidas posteriores com o Sistema V, é possível considerar este sistema viável para a verificação das condições do feixe de radiação X para esta faixa de energia, tendo em vista os valores apresentados dos coeficientes de variação.

Como pode ser visto pelas figuras e tabelas, todas as composições de câmaras podem ser utilizadas como sistema Tandem para este equipamento e nesta faixa de energia, com restrição do Sistema VI que, para as energias de 25,4 e 29,8 keV, a leitura da câmara superficial (S1) foi praticamente desprezível, o que comprometeu as medidas para estes pontos. Por outro lado, para o restante da curva este sistema se mostrou adequado e com boa reprodutibilidade.

De um modo geral, de acordo com as Tabelas 4.4 e 4.5, pode-se dizer que os Sistemas II e VII foram os que apresentaram melhores resultados globais, para toda a faixa de energia, em relação aos outros sistemas testados neste hospital. O maior desvio relativo para o Sistema II foi de 6,02% e do Sistema VII de 4,7%.

As variações apresentadas nas medidas deve-se também ao fato da oscilação da corrente do tubo, que tem possível causa na oscilação da rede elétrica, bem como no “set-up” utilizado, que não era próprio para tal fim e contribuiu para alguns erros na reprodução do posicionamento das câmaras de ionização.

4.4.2 – Hospital Santa Cruz

Os Sistemas I, II, IV e VI foram testados no Hospital Santa Cruz, e foi verificada a possibilidade de se formar sistemas Tandem adequados para o equipamento deste hospital e para a faixa de energia utilizada. Foi realizada somente uma série de medidas consecutivas com estes sistemas. Os valores médios das medidas obtidas bem como os coeficientes de variação podem ser vistos nas Tabelas 4.7 e 4.8.

Tabela 4.7 Valores médios e respectivos coeficientes de variação (%) dos Sistemas I e II, medidas realizadas no Hospital Santa Cruz.

Energia (keV)	Sistema I		Sistema II	
	Valores Médios*	Coef. Variação (%)	Valores Médios*	Coef. Variação (%)
36	0,933±0,014	1,51	2,218±0,044	1,99
39	0,911±0,016	1,68	2,240±0,023	1,03
63	0,884±0,030	3,39	1,873±0,027	1,42
91	0,871±0,025	2,87	1,556±0,026	1,66
93	0,845±0,025	2,95	1,439±0,022	1,50

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pelos valores apresentados na Tabela 4.7 pode-se observar que a dispersão dos dados não é muito grande, sendo o maior valor do coeficiente de variação para o Sistema I de 3,39% para a energia de 63keV, e para o Sistema II de 1,99%, que corresponde à energia de 36keV.

Somente pelos dados apresentados na Tabela 4.7 não é possível afirmar que um sistema é melhor que outro, tendo em vista que não existem medidas posteriores que verifiquem a estabilidade do sistema, mas pode-se dizer que ambos, a princípio, servem para os propósitos de verificação das condições de feixes de radiação X para esta faixa de energia.

Tabela 4.8 Valores médios e respectivos coeficientes de variação (%) dos Sistemas IV e VI; medidas realizadas no Hospital Santa Cruz.

Energia (keV)	Sistema IV		Sistema VI	
	Valores Médios*	Coef. Variação (%)	Valores Médios*	Coef. Variação (%)
36	0,967±0,012	1,24	2,971±0,011	0,37
39	0,982±0,009	0,92	2,273±0,067	2,95
63	0,951±0,010	1,05	1,134±0,014	1,23
91	0,821±0,009	1,10	0,707±0,013	1,84
93	0,804±0,013	1,62	0,631±0,004	0,63

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Pode-se observar pelos dados da Tabela 4.8 que os valores dos coeficientes de variação são pequenos, sendo o maior deles para o Sistema IV de 1,62%, que corresponde à energia de 93 keV, e de 2,95% para o Sistema VI, que corresponde à energia de 39 keV. Nota-se também que para esta faixa de energia não houve problemas de valores baixos das medidas com a câmara S1 (0,03cm³) com capa de proteção, que faz parte do Sistema VI,

como foi observado nas outras instituições, sendo os valores obtidos considerados adequados em toda a faixa de energia testada.

4.4.3 – Instituto de Radioterapia do ABC

Foram utilizados alguns dos sistemas testados nos outros hospitais (Sistemas I, II, IV e VI), sendo feita apenas uma série de medidas consecutivas para cada sistema, com a intenção de se verificar a possibilidade de formação de sistemas Tandem para o equipamento em questão. Os valores médios das medidas obtidas e os seus respectivos coeficientes de variação podem ser vistos nas Tabelas 4.9 e 4.10.

Tabela 4.9 Valores médios e respectivos coeficientes de variação (%) dos Sistemas I e II; medidas realizadas no Instituto de Radioterapia do ABC

Energia (keV)	Sistema I		Sistema II	
	Valores Médios*	Coef. Variação (%)	Valores Médios*	Coef. Variação (%)
27,5	0,885±0,022	2,48	2,295±0,030	1,29
31,8	0,910±0,011	1,15	2,267±0,009	0,38
34,5	0,888±0,016	1,78	2,153±0,025	1,15
76,0	0,852±0,011	1,34	1,730±0,016	0,94

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Os valores dos coeficientes de variação apresentados na Tabela 4.9 são baixos e mesmo no caso do Sistema I em que os valores não seguem uma ordem crescente ou decrescente, este sistema pode ser utilizado para os propósitos deste trabalho, bastando que se façam outras medidas, para comparação com os dados obtidos com aqueles apresentados na Tabela 4.9.

Para o Sistema I o maior valor do coeficiente de variação foi de 2,48% e do Sistema II de 1,29%, ambos para a energia de 27,5 keV.

Tabela 4.10 Valores médios e respectivos coeficientes de variação (%) dos Sistemas IV e VI, medidas realizadas no Instituto de Radioterapia do ABC.

Energia (keV)	Sistema IV		Sistema VI	
	Valores Médios*	Coef. Variação (%)	Valores Médios*	Coef. Variação (%)
27,5	0,960±0,012	1,25	---	---
31,8	0,980±0,024	2,45	8,039±0,076	0,94
34,5	0,950±0,010	1,05	7,883±0,028	0,35
76,0	0,820±0,013	1,59	0,444±0,007	1,58

* Os valores obtidos são adimensionais, pois as medidas das câmaras que constituem cada par Tandem possuem as mesmas unidades (u.e./min).

Na Tabela 4.10 nota-se que a dispersão dos dados não é muito grande, como também não existe uma medida definida para a energia de

27,5 keV para o Sistema VI, devido à problemática já relatada anteriormente. Os demais valores para as outras energias são considerados satisfatórios.

O maior valor do coeficiente de variação para o Sistema IV foi de 2,45% que corresponde à energia de 31,8 keV, e no caso do Sistema VI de 1,58% para a energia de 76,0 keV.

Pelos dados apresentados no caso das instituições externas, pode-se dizer que todos os sistemas testados podem ser utilizados para se verificar as condições dos feixes de radiação X para as faixas de energia testadas neste trabalho.

É importante salientar que nem sempre um mesmo sistema apresenta bons resultados para qualquer qualidade de radiação X, é necessário testar outras combinações e fazer outras medidas além daquelas iniciais, para garantir que este ou aquele sistema seja o mais adequado para os propósitos em questão.

Dos sistemas testados neste trabalho, quanto à estabilidade a curto e médio prazos, pode-se dizer que apresentaram resultados satisfatórios, de modo que se tem uma boa expectativa da utilização destes sistemas para a verificação das condições dos feixes de radiação X também a longo prazo.

Foram obtidos valores diferentes das medidas para os mesmos sistemas, mesmo para equipamentos com mesma marca e modelo, devido às diferentes qualidades do feixe de radiação X implantadas nos estabelecimentos onde as medidas foram realizadas.

Um número maior de medidas e sistemas foram obtidos no Hospital A. C. Camargo, dada a facilidade maior de utilização dos seus equipamentos.

Os valores das energias efetivas utilizadas nas figuras foram calculados a partir dos valores de CSR fornecidos pelos Serviços de Física Médica das próprias instituições.

As incertezas não são muito grandes, mas a reprodutibilidade das curvas ficou comprometida devido à dificuldade de reprodução dos arranjos para as medidas, bem como a oscilação da rede elétrica e do próprio equipamento. A falta de monitoração e de correção para as oscilações dos feixes (pela falta de câmaras monitoras nos feixes) também constituiu um fator de erro nos resultados.

5 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos mostraram que, para radiação X de energias baixas, os Sistemas Tandem I, II, III e IV, sugeridos e testados neste trabalho, permitem verificar rotineiramente as condições do feixe de radiação X de uma forma simples e rápida, sem a utilização de absorvedores. Além disso, pode-se também determinar a taxa de exposição ou de dose absorvida no ar do feixe de radiação, bastando para isso que sejam utilizados os valores das medidas das câmaras recomendadas e calibradas para esta faixa de energia.

Com base nos resultados obtidos no caso da radiação X de energias intermediárias, pode-se dizer que para cada equipamento deve ser utilizado um conjunto de câmaras a fim de se obter um sistema Tandem. Desse sistema deve fazer sempre parte uma câmara recomendada e calibrada para a faixa de energia de interesse, de modo que posteriormente se torne mais fácil a determinação da taxa de exposição ou da taxa de dose absorvida, diminuindo assim o tempo gasto com a dosimetria do feixe.

O Sistema II apresentou um bom desempenho nas três instituições externas, e também em energias baixas. Apesar dos resultados melhores deste sistema, devido à sensibilidade da resposta das câmaras de ionização que formam este sistema, os conjuntos formados pelas câmaras comerciais apresentaram resultados bons e recomendáveis como sistemas Tandem.

Os diferentes sistemas Tandem foram testados para se mostrar a viabilidade de sua utilização na dosimetria dos feixes para fins de Radioterapia, mas muitos outros sistemas podem em princípio ser formados para esta finalidade, tomando-se o cuidado de escolher câmaras que possuam diferença na dependência energética para a faixa de energia de interesse, e que uma delas seja calibrada e recomendada para a faixa de energia em questão.

Dentro do que foi proposto e testado neste trabalho, não há necessidade de uma inclinação acentuada das curvas dos sistemas Tandem, mas a reprodutibilidade das medidas para os equipamentos e faixas de energia em questão têm uma importância maior. Também não são necessários gráficos, já que os valores a serem comparados são os próprios pontos de medida; o gráfico serve apenas para auxiliar a visualização do comportamento dos dados.

Os sistemas Tandem também poderão ser utilizados para a determinação da energia efetiva de um feixe de radiação desconhecido, a partir de uma curva Tandem obtida em condições conhecidas, tais como filtração inerente, filtração adicional e camada semi-redutora, desde que o equipamento de raios X sob análise possua características semelhantes àquele com o qual foi obtida a curva Tandem.

Cada usuário deverá obter os dados para o sistema Tandem cuidadosamente com o seu próprio sistema de câmaras e equipamento de raios X, testá-lo várias vezes, comparando os seus resultados com os obtidos pelas técnicas convencionais, de modo a obter confiança no novo método, para só então implementá-lo na rotina. O usuário não deve deixar de fazer as medidas de CSR anuais, mas para avaliar rotineiramente as condições do feixe

de raios X para fins de radioterapia pode utilizar o seu sistema Tandem, economizando-se tempo de medida.

APÊNDICE

PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO E USO DAS CURVAS TANDEM PARA VERIFICAÇÃO ROTINEIRA DAS CONDIÇÕES DE FEIXES DE RADIAÇÃO X (NÍVEL RADIOTERAPIA)

Inicialmente deve-se determinar as camadas semi-redutoras e todos os parâmetros dos feixes de radiação utilizando-se as técnicas convencionais.

A eficiência do método Tandem consiste em se utilizar duas câmaras de ionização com dependências energéticas diferentes para a faixa de energia utilizada. Uma delas deve ser do tipo recomendado pelas normas internacionais e deve estar calibrada para a faixa de energia em questão. Deve-se utilizar o mesmo arranjo para as duas câmaras.

Antes das medidas propriamente ditas, deve-se verificar as condições das câmaras de ionização utilizadas, através dos testes de repetibilidade e de corrente de fuga.

Estando as câmaras em condições de medida:

- 1 - Fazer 5 medidas (M), por energia, com cada câmara no feixe de raios X;
- 2 - Obter a média (M_d), o desvio padrão (s) e o coeficiente de variação ($s\%$) para cada energia.;

- 3 - Fazer a correção das medidas para a temperatura (T_1) e a pressão (p_1) ambientais, utilizando o fator de correção $F_{T,p}$; dado por:

$$F_{T,p} = \frac{(273,2 + T_1) \times p_2}{(273,2 + T_2) \times p_1}$$

- 4 - Obter o valor da média corrigida (M_{dc}) dividida pelo tempo de exposição da câmara no feixe de radiação X (Δt);
- 5 - Dividir os valores de $M_{dc}/\Delta t$ de uma câmara pela outra;
- 6 - Obter o desvio padrão para cada valor e tabelar os dados resultantes;
- 7 - Traçar um gráfico para verificar a configuração da curva;
- 8 - Repetir outras quatro vezes as medidas, não necessariamente em dias consecutivos;
- 9 - Tabelar os dados;
- 10 - Calcular a média e o desvio padrão dos 5 valores obtidos da divisão dos valores de $M_{dc}/\Delta t$ de uma câmara pela outra;
- 11 - Tabelar os dados resultantes;

**Registro das medidas para obtenção da curva Tandem em
verificações rotineiras das condições do feixe de radiação X
(Nível Radioterapia)**

Instituição:

Data: __/__/__

Câmara:

Eletrômetro:

Escala:

Umidade: %

Tamanho do campo:

Energia efetiva	Qualidade*	t	T ₁ , p ₁	M	M _d , S, S%	M _{dc} **	M _{dc} /Δt

* Inclui potencial aplicado ao tubo, corrente e filtração utilizada

** Valores corrigidos para temperatura e pressão ambientais

$$F_{T,p} = \frac{(273,2 + T_1) \times p_2}{(273,2 + T_2) \times p_1}$$

sendo T₂ = 20 °C e p₂ = 101,3 kPa, valores de referência.

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. Methods Phys. Res.* v. A280, p. 310-313, 1989.
- [3] ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Ed. John Wiley & Sons, New York, 1986.
- [4] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Controle da qualidade dos dosímetros clínicos*. Rio de Janeiro, 1985. (ABNT 20:02.007-001)
- [5] CALIBRATION OF RADIOLOGICAL INSTRUMENTS AT PROTECTION AND THERAPY LEVELS. London, British Calibration Service, 1977 (British Calibration Service 6601).
- [6] CALDAS, L. V. E. A sequential Tandem system of ionization chambers for effective energy determination of X radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 36, n.1, p. 47-50, 1991.
- [7] 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.
- [8] CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. *Thermoluminescent dosimetry*. Madison, Wisconsin, Univ. Wisconsin, 1968.

- [9] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia*. 1990 (CNEN-NE-3.06)
- [10] DALE, T.; KELLEY, J. P. ; LUCAS, A. C. Determination of half-value layer. *Am. J. Roentgen., Radium Ther. Nucl. Med.*, v. 84, n. 4, p. 729-740, 1960.
- [11] 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.
- [12] FARMER, F. T. A sub-standard X-ray dose-meter. *Brit. J. Radiol.*, v. XXVIII, n. 330, p. 304-306, 1955.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] INSTRUCTION MANUAL FOR FARMER DOSEMETER TYPE 2502/3. Nuclear Enterprises Limited. England, 1977.
- [16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY . *Calibration of dose meters used in radiotherapy*. IAEA, Vienna, 1979 (Technical Reports Series No 185).

- [17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No 277).
- [18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dose meters used in radiotherapy*. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No 374).
- [19] 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 DOS - 897).
- [20] 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).
- [21] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation quantities and units*. Washington, D.C., 1980 (ICRU 33).
- [22] MASSEY, J. R. *Manual de dosimetría en radioterapia*. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 1971 (Technical Reports Series No 110).
- [23] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Physical aspects of irradiation*. Washington, D. C., 1962 (ICRU 10b).
- [24] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and γ reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy*. 1979 (ISO 4037-1979(E)).
- [25] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and γ reference radiations for*

calibrating doseimeters 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 (ISO 4037:1979)]. Jan., 1994 (Draft International Standard ISO/DIS 4037-1).

- [26] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - IEC STANDARD. *Medical electrical equipment dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. 1982 (731© CEI 1982).
- [27] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4th ed. Springfield. Illinois. USA, 1983.
- [28] KENNEY, G. N. ; CAMERON, J. R., *X-ray beam-quality measurement utilizing TL dosimeters*. Progress Report, AEC Contract n° AT 11-1-1105-TID-19112, 1963.
- [29] KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. Baltimore. USA. Williams & Wilkins, 1994.
- [30] LOPEZ PUENTE, E. *Eletrômetros*. São Paulo, Instituto de Energia Atômica, 1976 (IEA - Inf. 52).
- [31] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY. *Certificate of calibration of an X-ray exposure meter, n°D833*. Teddington, Middlesex, England, 1980 (Documento Interno)
- [32] NUCLEAR ENTERPRISES LTD. *Low energy X-ray chambers 2532/3 and 2536/3*. Bulletin n° 496, May 1978.
- [33] NUCLEAR ENTERPRISES LTD. *Ion chambers; phantoms; reference sources and calibration*. Bulletin n° 104, p. 3, 1977.
- [34] OLIVEIRA, E. C. *Estabelecimento de campos padrões de raios-X de energias baixas, nível radioproteção, para calibração de*

instrumentos. São Paulo: 1995. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

- [35] SEELENTAG, W. W.; PANZER, W; DREXLER, G.; PLATZ, L; SANTNER, F. *A catalogue of spectra for the calibration of doseimeters*. (GSF-Bericht S569), 1979.
- [36] 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.
- [37] SPURNY, Z.; MILU, C. ; RACOVEANU, N. Comparison of X-ray beams using thermoluminescent dosimeters. *Phys. Med. Biol.*, v. 18, n. 2, p. 276-278, 1973.



**comissão nacional de energia nuclear
instituto de pesquisas energéticas e nucleares**

Travessa "R" nº 400 - Cidade Universitária CEP: 05508-900
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
Fone (011) 816-9000 - Fax (011) 212-3546

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.