



CNEN/SP

ipen Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares

AUTARQUIA ASSOCIADA A UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE EXTRAPOLAÇÃO
COMO INSTRUMENTO DE REFERÊNCIA PARA
DOSIMETRIA DE RADIAÇÃO BETA**

SIMONE KODLULOVICH DIAS

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

**Orientador:
Dra. Linda V. E. Caldas**

**São Paulo
1996**

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

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE EXTRAPOLAÇÃO COMO
INSTRUMENTO DE REFERÊNCIA PARA DOSIMETRIA DE RADIAÇÃO BETA**

SIMONE KODLULOVICH DIAS

**Tese apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Doutor em Ciências
na Área de Tecnologia Nuclear.**

**Orientadora:
Dra. Linda V.E. Caldas**



SÃO PAULO

1996

*Ao meu pai, por seu
ilimitado apoio.*

SUMÁRIO

	Página
AGRADECIMENTOS	i
RESUMO	ii
ABSTRACT	iii
1 INTRODUÇÃO	01
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	05
2.1 Teoria de Bragg-Gray.....	06
2.2 Teoria de Laurence.....	08
2.3 Teoria de Spencer-Attix.....	09
2.4 Câmaras de Extrapolação.....	10
2.4.1 Eficiência de Coleção de Íons.....	13
2.4.2 Efeito de Polaridade.....	15
2.4.3 Determinação da Taxa de Dose Absorvida.....	15
2.4.4 Fatores de Transmissão.....	17
2.5 Utilização das Câmaras de Extrapolação.....	18
2.6 Aplicadores Oftalmológicos e Dermatológicos.....	19
2.7 Considerações sobre a Calibração de Instrumentos e de Fontes Radioativas.....	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1 Sistemas de Medida.....	24
3.2 Sistemas de Radiação.....	24
3.2.1 Sistema Padrão Secundário de Radiação Beta.....	24
3.2.2 Aplicadores Clínicos - Fontes Radioativas de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	25
3.2.3 Sistema de Radiação X de Energias Baixas.....	28
3.2.4 Fonte Radioativa de Controle.....	29
3.3 Instrumentos Auxiliares.....	30

4	PROJETO E CONSTRUÇÃO DE CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO...	31
4.1	Introdução.....	31
4.2	Objetivos.....	32
4.3	Características Principais das Câmaras de Extrapolação.....	33
4.4	Arranjos Experimentais Utilizados.....	35
5	CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS.....	39
5.1	Eficiência de Coleção de Íons.....	39
5.1.1	Curvas de Saturação nas Condições de Calibração das Fontes Padrões.....	40
5.1.2	Curvas de Saturação com a Fonte Padrão a 1,0cm das Câmaras.....	43
5.2	Estabilidade a Curto e Médio Prazos.....	58
5.3	Curva de Extrapolação.....	59
5.3.1	Curvas de Extrapolação Completas.....	60
5.3.2	Curvas de Extrapolação nas Condições de Calibração das Fontes Padrões.....	63
5.3.3	Curvas de Extrapolação com as Câmaras Posicionadas a 1,0cm das Fontes Padrões.....	64
5.4	Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector	66
5.5	Fatores de Transmissão.....	69
5.6	Fator de Correção de Bremsstrahlung (K_{Brem}).....	77
5.7	Taxa de Dose Absorvida no Tecido.....	78
6	APLICADORES CLÍNICOS.....	82
6.1	Curvas de Saturação.....	82
6.2	Curvas de Extrapolação.....	83
6.3	Variação da Resposta com a Distância Aplicador-Câmara.....	87
6.4	Fatores de Transmissão.....	90
6.5	Fator de Correção de Bremsstrahlung (K_{Brem}).....	100
6.6	Taxa de Dose Absorvida.....	100

7	CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO EM CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X	103
7.1	Curvas de Extrapolação.....	104
7.2	Linearidade da Resposta.....	107
7.3	Dependência Energética.....	110
7.4	Fatores de Transmissão.....	113
8	CONCLUSÕES.....	122
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	124

AGRADECIMENTOS

Agradeço de forma especial à Dra Linda V.E. Caldas, pela orientação eficiente, segura e dedicada;

Ao Sr. Marcos Xavier, pelo auxílio técnico no desenvolvimento do projeto e pelas proveitosas discussões;

À Sra. Verginia M.T.P. de Lima e ao Instituto de Radioterapia do ABC, pelo empréstimo dos aplicadores dermatológicos e fornecimento de diversas referências bibliográficas;

Ao Dr. Jader Benuzzi Martins, pelo apoio e incentivo constantes;

Ao Sr. Milton Morais Filho, pelo capricho e esmero na formatação final deste trabalho;

À Divisão de Oficinas do IPEN, pela confecção dos arranjos experimentais;

À minha família, pela confiança, apoio e compreensão durante todo o desenvolvimento do trabalho;

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

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo apoio financeiro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço de forma especial à Dra Linda V.E. Caldas, pela orientação eficiente, segura e dedicada;

Ao Sr. Marcos Xavier, pelo auxílio técnico no desenvolvimento do projeto e pelas proveitosas discussões;

À Sra. Verginia M.T.P. de Lima e ao Instituto de Radioterapia do ABC, pelo empréstimo dos aplicadores dermatológicos e fornecimento de diversas referências bibliográficas;

Ao Dr. Jader Benuzzi Martins, pelo apoio e incentivo constantes;

Ao Sr. Milton Morais Filho, pelo capricho e esmero na formatação final deste trabalho;

À Divisão de Oficinas do IPEN, pela confecção dos arranjos experimentais;

À minha família, pela confiança, apoio e compreensão durante todo o desenvolvimento do trabalho;

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

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo apoio financeiro.

DESENVOLVIMENTO DE UM INSTRUMENTO DE REFERÊNCIA PARA DOSIMETRIA DE RADIAÇÃO BETA

Simone Kodlulovich Dias

RESUMO

Uma câmara de extrapolação foi projetada, construída e testada em campos de radiação beta. Foi estudada a viabilidade de sua utilização como instrumento de referência para a calibração de aplicadores dermatológicos de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ e para a caracterização de campos de radiação. A influência do tamanho do eletrodo coletor e da espessura da janela de entrada nas medidas de taxa de dose absorvida no tecido foi verificada, utilizando-se eletrodos de grafite de 3 e 10mm de diâmetro e folhas de polietileno aluminizadas com densidades superficiais de 0,84 e 6,42mg.cm⁻². A cada alteração realizada definiu-se uma nova câmara, que foi submetida a todos os testes de caracterização. Desta forma pôde-se comparar o desempenho de quatro câmaras de extrapolação distintas. As câmaras foram caracterizadas nas condições de calibração do sistema padrão secundário beta. Foram realizados testes de estabilidade a curto e médio prazos e de eficiência de coleção de íons. A taxa de dose absorvida no tecido e os fatores de transmissão foram determinados a distâncias fonte-detector de 11 e 30cm. Os resultados obtidos, comparados com os dos certificados de calibração das fontes, apresentaram uma diferença percentual máxima de 2,7% na taxa de dose absorvida no tecido e de 1,0% nos fatores de transmissão. As propriedades das câmaras foram ainda estudadas em condições de calibração de aplicadores. As taxas de dose absorvida no tecido foram determinadas no caso de dois aplicadores dermatológicos com certificados de calibração internacionais; verificou-se uma diferença percentual menor que 3,0% entre os valores obtidos e os apresentados nos certificados (corrigidos para as novas constantes). As câmaras foram ainda testadas em campos padrões de radiação X de energias baixas no intervalo de camadas semi-redutoras (CSR) compreendido entre 0,26 e 0,91mmAl, apresentando um desempenho satisfatório em relação a linearidade da resposta, dependência energética e fatores de transmissão.

DEVELOPMENT OF AN EXTRAPOLATION CHAMBER AS A REFERENCE INSTRUMENT FOR BETA RADIATION DOSIMETRY

Simone Kodlulovich Dias

ABSTRACT

An extrapolation chamber was designed, constructed and tested in beta radiation fields. The possibility to use this chamber as a reference instrument for the calibration of $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ dermatological applicators and to characterize radiation fields was investigated. The influence of the collector electrode size and the entrance window thickness on the absorbed dose rate in tissue was studied using graphite electrodes of 3 and 10mm in diameter and foils of aluminized polyethylene with superficial densities of 0.84 and 6.42 $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$. At each modification, a new chamber was defined and submitted to all characterization tests. Therefore, it was possible to compare the performance of four different extrapolation chambers. These chambers were studied at the calibration conditions of the beta secondary standard system ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$). The short and medium term stabilities as well as the ion collecting efficiencies were obtained for all chambers. The absorbed dose rates in tissue and the transmission factors were determined at 11 and 30cm detector-source distances. A comparison between the obtained results and the source calibration certificate values indicated a difference of 2.7% in the absorbed dose rates and 1.0% in the transmission factors. The chamber proprieties were also studied in the calibration conditions of the applicators. Absorbed dose rates in tissue from two dermatological applicators with international calibration certificates were determined; a difference less than 3.0% between the obtained results and those of the certificate values (corrected for the new constants) was verified. The chambers were also tested in X radiation standard beams of low energy in the interval of half value layers (HVL) of 0.26 to 0.91mmAl, showing a good performance in relation to response linearity, energy dependence and transmission factors.

1 INTRODUÇÃO

O estudo da dosimetria da radiação teve início no final do século XIX com a descoberta dos raios-X por Roentgen (1895), da radioatividade por Becquerel (1896) e do rádio pelo casal Curie (1898). Em pouco tempo, os raios-X e o rádio tornaram-se importantes instrumentos na Medicina, sendo amplamente utilizados.

Nos anos seguintes, foram constatados efeitos biológicos danosos da radiação. Observou-se que as exposições prolongadas à radiação deveriam ser evitadas e que medidas de proteção deveriam ser tomadas. Diversas organizações, direcionadas à Proteção Radiológica, foram então fundadas.

Em 1925 foi criado o *International Commission on Radiological Units* (ICRU), com o objetivo de estudar e padronizar as grandezas da radiação em Radiologia. A câmara de ionização, em especial a câmara de ar livre, foi o instrumento de medida escolhido para a padronização e definição da grandeza **exposição** para radiação X e gama.

No ano de 1937, foi apresentada por Failla uma câmara de ionização com volume variável, denominada câmara de extrapolação. Fundamentada pela teoria de Bragg-Gray, esse tipo de câmara representa o instrumento principal para as medidas que levam à determinação da taxa de dose absorvida devida à radiação X de baixas energias e à radiação beta que são pouco penetrantes. O método de extrapolação possibilita a determinação da dose superficial na pele e a determinadas profundidades do tecido.

Durante muitos anos a dosimetria das radiações manteve-se diretamente relacionada com a prática da Radiologia. Com o objetivo de se

controlar a quantidade de radiação liberada pelas máquinas de raios-X, então existentes, foram pesquisados e desenvolvidos diversos tipos de sistemas detectores.

Em Proteção Radiológica, as radiações diretamente ionizantes e pouco penetrantes foram sempre consideradas de menor importância. Considerava-se que as radiações indiretamente ionizantes, como as radiações X e γ , apresentavam fatores de riscos maiores. No entanto, diversos estudos demonstram que os riscos, particularmente para a epiderme e para o cristalino, decorrentes de uma irradiação beta não podem ser desprezados.

Apesar da crescente utilização de fontes de radiação beta na Medicina e na Indústria, pouco era realizado em relação à dosimetria beta. Após o acidente nuclear de Three Mile Island (USA) em 1979, reconheceu-se a necessidade de se reavaliar os procedimentos e as normas relacionados com este tipo de dosimetria. Atualmente diversos pesquisadores^{12,14,31} têm se voltado para este tema, desenvolvendo novos dosímetros, aprimorando procedimentos de calibração de fontes e de instrumentos de medida.

A utilização de fontes de radiação beta na Medicina, para tratamento de lesões superficiais, teve início no princípio do século. Os primeiros esforços em utilizar clinicamente essas fontes trouxeram sérias consequências. As terapias eram marcadas pela falta de conhecimento dos efeitos da radiação. Nesta época, a forma correta de posicionamento das fontes não era conhecida, o que impossibilitava a obtenção de doses uniformes nas lesões.

A primeira fonte a ser utilizada foi o rádio que, apesar de ser um emissor beta, apresenta uma grande contribuição de radiação gama. Com o advento da radioatividade artificial, outros emissores de radiação puderam ser pesquisados e clinicamente testados. Em 1949, Friendlich²⁹ sugeriu a utilização de ^{106}Ru e ^{144}Ce e Friedell¹⁵, em 1950, testou clinicamente um aplicador de ^{90}Sr .

A *Amersham International* vem confeccionando e calibrando aplicadores clínicos desde 1950. A partir de 1977, o *National Institute of Standards and Technology (NIST)*, passou a oferecer também um serviço de calibração.

A determinação precisa da taxa de dose superficial desses aplicadores é dificultada pelo baixo alcance das partículas beta, pelas altas taxas de dose, bem como pelas dimensões das fontes (diâmetro de aproximadamente 0,8cm). Para garantir um controle adequado dessas fontes, os seguintes parâmetros devem ser considerados: a dose superficial, a profundidade de dose, a uniformidade do campo e os protocolos apropriados para a avaliação de dose absorvida no tecido (pele). Segundo Sayeg e Gregory²⁷, os métodos de calibração incluem a utilização de câmaras de extrapolação, filmes fotográficos e detectores termoluminescentes.

Em 1988, foi verificada uma grande discrepância na calibração de um aplicador oftalmológico¹³. Duas calibrações, uma conduzida pelo NIST e a outra pelo fabricante, *Amersham International*, diferiram em 35%. Foram observadas diferenças na técnica empregada pelos dois laboratórios, incluindo o tamanho do eletrodo coletor, a medida da profundidade efetiva e as distâncias intereletródicas empregadas nas medidas com câmaras de extrapolação.

Uma revisão dos resultados obtidos pelo NIST foi apresentada em 1991 por Soares³⁰. Utilizando uma câmara de extrapolação, o autor verificou a influência de diversos parâmetros, como o gradiente de tensão, o material da janela na medida da taxa de dose absorvida, além dos já citados anteriormente.

A calibração de um aplicador clínico é um procedimento complexo, dificultada pela rápida variação da taxa de dose com a distância. No caso dos aplicadores oftalmológicos, a curvatura das placas acentua a dificuldade na dosimetria destas fontes.

Atualmente não existe nenhum método implantado internacionalmente para calibração de aplicadores beta, tanto dermatológicos como oftalmológicos, como também nenhum controle da atividade dessas fontes. Nos EUA, muitas fontes possuem mais de 25 anos e nunca foram recalibradas após sua fabricação, sendo realizada apenas a correção devido ao decaimento radioativo^{15, 27}. Os aplicadores clínicos, apesar de serem fontes seladas, com o manuseio constante, podem ser danificadas, podendo perder sua homogeneidade. Os procedimentos de limpeza dos aplicadores pelos hospitais, nem sempre adequados, podem chegar a acarretar perda de material radioativo.

Um controle de rotina simples realizado no próprio hospital e uma calibração periódica (no mínimo a cada 5 anos) por um laboratório credenciado são indispensáveis para assegurar a qualidade dos aplicadores clínicos e conseqüentemente para obter bons resultados nos tratamentos de betaterapia. Recomenda-se³⁸ que os usuários realizem a cada 6 meses testes de esfregaço e que mantenham os resultados arquivados para controle; além disso a Atomic Energy Commission (AEC) determina que o valor máximo detectado neste teste de esfregaço não exceda a 185Bq.

Além disto, as câmaras de extrapolação são utilizadas para a caracterização de campos padrões de radiação com o objetivo de calibração de instrumentos. O feixe de radiação de referência deve ser caracterizado em termos de dose absorvida (ou taxa de dose absorvida) no tecido. Segundo as recomendações internacionais²⁰, as taxas de dose obtidas por esse feixe devem ser determinadas por medidas diretas num laboratório nacional de referência ou através de um instrumento de transferência.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de câmaras de extrapolação como instrumentos de referência para medida da ionização produzida na matéria por radiação beta e radiação X de baixas energias.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A determinação precisa da dose absorvida em um meio é de fundamental importância na dosimetria beta. Baseando-se na teoria cavitária de Bragg-Gray, pode-se determinar a dose absorvida a partir da ionização produzida numa cavidade situada em um meio.

O primeiro modelo cavitário foi proposto por Bragg em 1912. Desenvolvido inicialmente para fótons, o modelo sugere que a introdução de uma cavidade, num meio uniformemente irradiado, não perturba o fluxo ou a distribuição de partículas secundárias carregadas. Além disso, a energia total absorvida na cavidade é proveniente da parede e da própria cavidade ¹⁶.

Uma formulação mais elaborada desta teoria foi apresentada por Gray em 1928. Estudando a ionização provocada pela radiação gama, Gray enunciou o primeiro princípio cavitário, conhecido como "Princípio da Equivalência". Em 1936, o princípio da equivalência foi apresentado sob a forma conhecida como "Relação de Bragg-Gray".

No modelo modificado por Laurence em 1937 foi discutida a afirmação feita por Gray quanto à independência de certos parâmetros de correção com a energia. Uma nova fórmula de cálculo da energia absorvida foi então sugerida.

Os estudos apresentados em 1955 por Spencer-Attix indicaram a necessidade de se incluir também os efeitos dos raios- δ no cálculo da energia depositada, considerando as diferenças de número atômico dos materiais envolvidos.

Em 1966, a teoria proposta por Burlin possibilitou estimar a dose média em cavidades de diferentes tamanhos. Particularmente, foi de grande utilidade para as medidas com dosímetros termoluminescentes, que possuem dimensões comparadas aos alcances dos elétrons presentes.

Os estudos realizados posteriormente demonstraram que para câmaras maiores ou no caso de diferenças significativas na composição do gás e do material da janela, a teoria simples de Bragg-Gray era inadequada e necessitava de uma análise mais complexa.

Ainda nos dias de hoje diversos estudos estão em andamento, visando discutir e resolver as aproximações feitas anteriormente.

2.1 Teoria de Bragg-Gray

Com o objetivo de determinar a medida absoluta da taxa de emissão da energia da radiação γ por elementos radioativos, os primeiros estudos desenvolvidos foram direcionados a verificar a existência de uma relação entre a energia da radiação γ por unidade de volume de um meio sólido e a ionização produzida em uma pequena cavidade preenchida com ar. Esta relação, publicada em 1928 por Gray, foi baseada em comprovações experimentais, concernentes à perda de energia por elétrons rápidos. Apesar de tomar conhecimento dela apenas muitos anos depois, esta relação já havia sido essencialmente enunciada por Bragg em 1912.

O desenvolvimento dado por Gray à teoria cavitária foi baseado no fato de que a introdução de uma pequena cavidade num meio sólido não perturba a distribuição de energia; as partículas beta, que partem da parede da cavidade e atravessam a superfície, mantêm sua velocidade e direção.

Supõe-se que uma partícula β , ao atravessar um meio sólido, perde a mesma quantidade de energia em uma distância Δx (pequena comparada com seu alcance) que perderia ao atravessar uma distância $S\Delta x$ de ar, onde S corresponde ao poder de freamento e independe da velocidade da partícula.

Considerando-se a razão entre as dimensões lineares da cavidade e do elemento de volume sólido iguais a S , pode-se afirmar que o número de partículas que atravessarão a cavidade será S^2 vezes o número de partículas que atravessarão o elemento de volume sólido; considerando a razão entre os volumes igual a S^3 , tem-se que a razão da perda de energia por unidade de volume será dado por S^{-1} . Foi suposto neste caso que a fonte está posicionada de forma a irradiar uniformemente cada volume e que as partículas perderão a mesma quantidade de energia neste percurso.

Assim, a energia dissipada pelos elétrons, ao atravessarem a unidade de massa do gás, é S^{-1} vezes a energia dissipada por unidade de massa do sólido. 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 através das interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. Desta forma, o Princípio da Equivalência pode ser enunciado como:

"A energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume, é S^{-1} vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume sólido".

Concluiu-se portanto que, para um volume infinitamente pequeno, a energia equivalente da ionização por unidade de volume é exatamente S^{-1} vezes a energia absorvida por unidade de volume no sólido, onde S representa a razão entre a perda de energia por um elétron ao atravessar uma certa distância nos dois meios distintos ou ainda a razão entre os poderes de freamento de massa do sólido e do gás.

Considerando que a energia média dissipada no gás por par de íons formados, W , é praticamente independente da energia, a energia absorvida por unidade de volume do gás é dada por $J_v W$, onde J_v é igual ao número de pares de íons formados por unidade de massa do gás. Se E_v for a energia absorvida por unidade de volume do sólido, então:

$$E_v = J_v \cdot W \cdot S^{-1} \quad (2.1)$$

ou, ainda, na forma conhecida como relação de Bragg-Gray:

$$J_v = \frac{E_v}{W} \cdot S^{-1} \quad (2.2)$$

A relação de Bragg-Gray emprega um modelo de perda contínua de energia e não considera a produção de raios- δ que depositam energia fora do volume de interesse. Conclui ainda que, dentro dos limites de erros experimentais, a razão dos poderes de freamento em dois materiais distintos é praticamente independente da energia dos elétrons.

2.2. Teoria de Laurence

Em 1937, Laurence apresentou dados e fórmulas considerando, em seus cálculos, a dependência com a energia dos poderes de freamento dos elétrons. O método de Laurence consistiu no cálculo da energia residual de um elétron gerado por interação Compton num ponto do meio ao atingir a parede da cavidade. A ionização produzida por este elétron ao atravessar a cavidade pode ser determinada através do conhecimento de sua ionização específica no gás. Laurence considerou ainda que, em muitos casos, os elétrons não possuem uma energia inicial única, mas estas energias estão distribuídas num espectro de energias iniciais. Neste caso, a razão entre os poderes de freamento deve ser tomado sobre a média deste espectro de energias iniciais.

Foram então integrados em seus cálculos todos os valores das energias iniciais dos elétrons a uma distância da parede igual ao alcance máximo dos elétrons mais energéticos. Posteriormente foi introduzida a suposição que a energia média associada com a formação de um par de íons (W) é independente da energia dos elétrons.

2.3 Teoria de Spencer-Attix

O desenvolvimento da Teoria de Bragg-Gray não considerou o fato de que muitas das colisões de elétrons primários produzem elétrons rápidos (raios- δ), que podem percorrer distâncias consideráveis e com isso depositar suas energias fora do volume de interesse.

Em 1955, Spencer e Attix incluíram os efeitos dos raios- δ no cálculo da energia depositada na cavidade, considerando para isso um limite arbitrário de energia Δ (energia de corte) abaixo da qual a energia transferida é considerada dissipativa, isto é, o elétron secundário dissipa sua energia no local onde foi gerado.

O espectro de elétrons, no equilíbrio gerado ao redor do meio, é dividido em duas faixas de energia: o grupo rápido, com energia $T \geq \Delta$, onde os elétrons podem atravessar a cavidade e transportar energia para um outro local, e o grupo lento de elétrons, com energia $T < \Delta$ e alcance nulo; estes elétrons não transportam energia, depositam-na no local onde são gerados.

Este modelo para a dissipação da energia dos elétrons implica que: as colisões de elétrons que resultem em transferência de energia maiores que Δ não são dissipativas e que os elétrons secundários gerados são incluídos no espectro de elétrons rápidos; o poder de freamento deve ser restrito a perdas de energias menores que Δ e o espectro de elétrons rápidos é tratado como

sendo nulo abaixo de Δ (devido à suposição inicial de que os elétrons com energias menores que Δ dissipam suas energias localmente), de forma que o limite inferior de energia de qualquer integração sobre o espectro é Δ e não zero.

O valor real de Δ está relacionado com o tamanho da cavidade. Os elétrons produzidos na cavidade com alcances pequenos, comparados com a dimensão da cavidade, geralmente depositarão toda a sua energia na cavidade; aqueles que possuem alcance grande, comparado com as dimensões da cavidade, depositarão sua energia fora da cavidade. Assim, Δ deve ter um valor de energia de um elétron que apresente energia suficiente para apenas atravessar a cavidade. O valor de Δ deve ser tomado como a energia de um elétron cujo alcance projetado é igual à distância média, tomada em linha reta, através da cavidade. Δ pode ser identificado também como a energia principal necessária para gerar os raios- δ na cavidade.

Assim, somente os elétrons produzidos com energias menores que Δ irão contribuir para a dose no lugar onde são produzidos.

2.4 Câmaras de Extrapolação

A dosimetria das radiações tem como objetivo determinar a exposição e/ou a dose absorvida resultantes da interação da radiação com a matéria. As câmaras de ionização têm sido amplamente utilizadas para este propósito. Desde 1925, devido a sua sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade, bem como a sua simplicidade de construção e operação, a câmara de ionização representa o principal instrumento para medidas de radiação X, gama e beta.

O funcionamento de uma câmara de ionização baseia-se no princípio da ionização do gás pela radiação incidente. Em geral, tem-se um

cilindro cheio de gás com um eletrodo coletor central. É a câmara cilíndrica, utilizada principalmente para detectar radiação X de energias intermediárias e radiação gama. Uma tensão é aplicada entre a parede da câmara que delimita a cavidade e o eletrodo central. Quando a radiação ionizante atravessa o gás, ocorre a ionização dos seus átomos; os pares de íons são coletados, dando origem a uma corrente elétrica, chamada corrente de ionização. Existem ainda as câmaras de placas paralelas, onde a tensão é aplicada entre a janela de entrada e o eletrodo coletor. Estas são recomendadas para a detecção de radiação X de baixas energias e de radiação de elétrons.

Em 1937, Failla apresentou uma câmara de ionização de volume variável, denominada câmara de extrapolação. Este instrumento, fundamentado pela teoria de Bragg-Gray, permite determinar, com alta precisão, a taxa de dose superficial de emissores beta e de outras fontes de radiação de pequeno poder de penetração. Desde sua primeira apresentação, as câmaras de extrapolação foram sofrendo modificações sendo estudadas em diferentes campos de aplicação ^{14,22,35}.

Atualmente as câmaras de extrapolação têm sido de fundamental importância na caracterização de campos padrões, principalmente de radiação beta, para a calibração de monitores portáteis e dosímetros ^{10,12}.

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.

Basicamente, uma câmara de extrapolação possui dois eletrodos planos paralelos (Figura 2.1): o eletrodo de alta tensão (ou janela de entrada) e o eletrodo coletor. Através de um parafuso micrométrico, a distância entre os eletrodos pode ser variada como uma função da espessura da camada de ar dentro da câmara. Para evitar a ocorrência de correntes de fuga e definir o

volume dentro da câmara, o eletrodo coletor é circundado por um anel de guarda. Entre o eletrodo e o anel de guarda utiliza-se um material isolante.

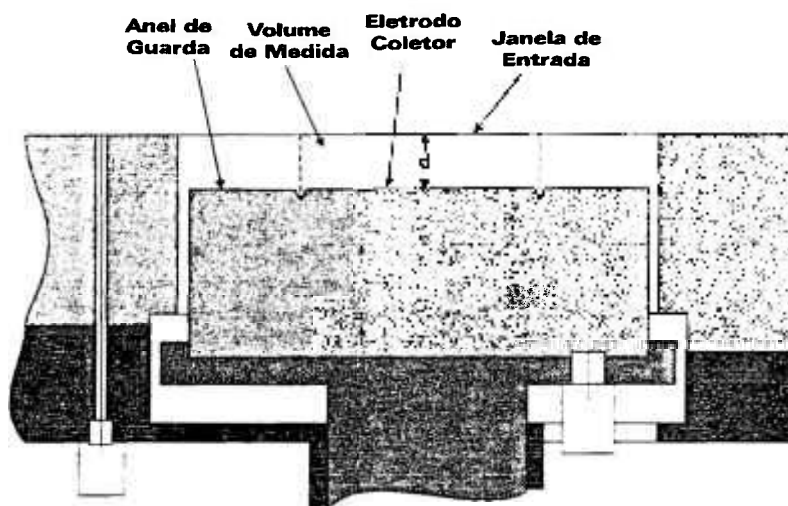


Figura 2.1 Esquema de uma câmara de extrapolação ⁸

Deve-se observar, na construção da câmara, que o conjunto, formado pela janela de entrada, o eletrodo coletor e o anel de guarda, deve ser constituído de material equivalente ao meio de interesse. No caso da janela de entrada, esta deve ter uma boa consistência mecânica para resistir à atração eletrostática e sua espessura deve ser tal que o espectro de elétrons não seja perturbado ao atravessá-la.

Nos últimos anos, alguns tipos de câmaras de ionização foram desenvolvidos no Brasil. Estas câmaras foram projetadas para diferentes aplicações: dosimetria de campos de fótons ^{4, 9, 26}, dosimetria beta ²⁸, dosimetria de raios-X ¹ e mais recentemente dosimetria de feixes de elétrons de alta energia ³³.

Alguns fenômenos importantes que envolvem as câmaras de ionização em geral e que foram estudados neste trabalho serão apresentados de forma sucinta.

2.4.1 Eficiência de Coleção de Íons

Numa câmara de ionização ideal, todos os íons formados, dentro do volume sensível, são coletados pelos eletrodos. A dose absorvida, depositada no gás pela radiação ionizante, é proporcional à carga Q produzida num gás.

Na prática, no entanto, devido à recombinação de íons positivos e negativos no gás, a carga Q' coletada pelo eletrodo é menor que a carga Q produzida. Aumentando-se o potencial aplicado à câmara, aumenta-se a velocidade dos íons, a recombinação decresce e a corrente aproxima-se assintoticamente da saturação. Uma câmara de ionização é dita saturada quando estas recombinações estão ausentes.

A curva da corrente de ionização em função da tensão aplicada é chamada curva de saturação. Nesta curva verifica-se inicialmente um aumento, quase linear, da corrente de ionização com a voltagem, decorrente da coleção incompleta de íons a baixas tensões. Nesta região, a probabilidade de recombinação é acentuada. Aumentando-se a tensão aplicada, atinge-se um patamar. Nesta região, pequenas mudanças na tensão aplicada não alteram a corrente de ionização. Conseqüentemente é necessário determinar-se a eficiência de coleção de íons e fazer-se a correção adequada para se obter a carga Q produzida na câmara de ionização.

As recombinações podem ocorrer quando íons de cargas contrárias, formados no traço de uma mesma partícula ionizante, se encontram e recombinaem (recombinação inicial). Como os traços, que ocorrem por unidade de

volume do gás, não influenciam a recombinação dentro de um mesmo traço, a recombinação inicial é independente da taxa de dose. Este tipo de recombinação é predominante em trajetórias densamente ionizadas, como nos traços de partículas alfa à pressão atmosférica e pode ser importante também para traços de elétrons em gás sob alta pressão, mas é desprezível no caso de elétrons à pressão atmosférica.

Outro processo distinto de recombinação ocorre quando a estrutura inicial do traço é destruída e assim os íons de diferentes trajetórias se encontram no seu caminho para o eletrodo coletor. Este processo, conhecido como recombinação geral ou de volume, depende do número de íons que são criados por unidade de volume e por unidade de tempo e depende da taxa de dose, já que uma maior densidade de íons aumenta a probabilidade que eles têm de se recombinar.

O efeito de recombinação, muitas vezes subestimado, é de importância especial quando são utilizadas pequenas distâncias intereletródicas durante as medidas com a câmara.

Um método gráfico pode ser adotado na determinação da eficiência da câmara ⁶ e dos fatores de recombinação. A corrente de saturação, para os feixes de radiação contínua, pode ser obtida através de um gráfico da corrente de ionização medida versus o inverso da raiz quadrada da tensão aplicada. A reta obtida, extrapolada para zero (tensão infinita), fornece o valor da corrente de saturação. A razão entre a corrente de ionização medida e a corrente de ionização total produzida fornece a eficiência de coleção de íons. O fator de recombinação, determinado para cada profundidade da câmara, é dado pelo inverso da eficiência de coleção de íons.

2.4.2 Efeito de Polaridade

Ao se utilizar as câmaras de ionização, verifica-se que para uma dada exposição, a carga iônica coletada sofre uma variação em intensidade quando a polaridade da tensão aplicada é invertida. Existem várias causas possíveis para tal efeito; dentre elas pode-se citar a distorção do campo elétrico entre os eletrodos e o freamento de elétrons primários pelo eletrodo coletor da câmara.

Quando existem forças eletromotrizes de contato, térmicas ou eletrolíticas, no circuito de medida, elas poderão afetar a saturação da corrente de ionização somente no caso em que a tensão aplicada é da mesma ordem de grandeza que as forças espúrias.

A correção deste efeito pode ser feita tomando-se, para a corrente de ionização real, o valor médio entre as duas correntes correspondentes respectivamente às polaridades positiva e negativa ⁴⁰.

2.4.3 Determinação da Taxa de Dose Absorvida

A dose absorvida é o conceito mais utilizado em dosimetria beta e representa a energia transferida pela radiação ionizante a um elemento do meio. A matéria (ou o meio) em que a dose é medida deve sempre ser especificada. Os conceitos mais frequentemente utilizados são a dose no ar e a dose no tecido.

A determinação absoluta da taxa de dose absorvida em um ponto de interesse, num campo de radiação gerado por uma fonte beta, pode ser realizada utilizando-se uma câmara de extrapolação. Uma câmara com uma janela de $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ é adequada para a determinação da dose na pele; no entanto,

se o objetivo for determinar a dose no cristalino, uma janela de $300\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ pode ser utilizada²⁰.

A taxa de dose no tecido (D_t), à profundidade que corresponde à espessura da janela da câmara, é dada pelo produto da taxa de dose no ar (\dot{D}_a) e o valor médio da razão entre os poderes de freamento do tecido e o ar (S_{ar}^{tecido}).

Assim:

$$D_t = \dot{D}_a \cdot S_{ar}^{tecido} \quad (2.3)$$

A taxa de dose no ar, obtida através da inclinação da curva de extrapolação que se obtém do gráfico da corrente (I) versus a distância (d) entre os eletrodos, é dada por³⁰:

$$D_t = \frac{(\bar{W} \cdot e) \cdot S_{ar}^{tecido}}{\rho \cdot A_{ef}} \cdot \left(\frac{\Delta I_c}{\Delta d}\right) \cdot K_{Brem} \cdot T \quad (2.4)$$

$\frac{\Delta I_c}{\Delta d}$: Corrente de ionização corrigida, por unidade de volume da câmara, quando este volume se aproxima de zero; corresponde ao coeficiente angular da curva de extrapolação;

\bar{W}/e : Razão entre a energia média requerida para produzir um par de íons no ar e a carga elementar;

S_{ar}^{tecido} : Razão entre os poderes de freamento do tecido para o ar;

K_{Brem} : Fator de correção para emissão de radiação Bremsstrahlung da fonte;

T : Fator de transmissão da radiação beta no tecido;

ρ : Densidade do ar;

A_{ef} : Área efetiva de coleção de íons.

A unidade de dose absorvida é o gray (Gy) e é definida como uma dose de radiação absorvida pelo ar de um Joule por quilograma ($1\text{Gy} = 100\text{rad} = 1\text{J/kg}$). A taxa de dose absorvida será dada portanto em Gy/s.

2.4.4 Fatores de Transmissão

O conhecimento da porcentagem de dose absorvida no tecido em função da espessura é de extrema importância nos tratamentos de betaterapia. A rápida variação da dose nas diversas profundidades no tecido representa um fator importante no caso de pacientes que se submeteram a cirurgias reparadoras, às vezes de grande extensão, e que possuem curativos com várias camadas de gase interpostas entre a ferida cirúrgica e a fita de sustentação.

Frequentemente, as irradiações são realizadas sobre curativos com várias camadas de gase ou fitas cirúrgicas, tornando assim inócua a betaterapia, já que a quantidade de dose absorvida pelo curativo é quase total ³⁹.

No caso da utilização de fitas tipo Micropore diretamente sobre a pele é possível determinar a porcentagem de dose absorvida por esta. Sabendo que a densidade superficial desta fita é de $6,7\text{mg.cm}^{-2}$, e conhecendo-se o número exato de fitas utilizadas, pode-se corrigir a dose a ser administrada, aplicando-se um fator de correção.

Em geral, a determinação dos fatores de transmissão com uma câmara de extrapolação pode ser realizada, utilizando-se folhas finas de plástico (Hostaphan) e placas de material acrílico (Lucite) de diversas espessuras. Irradia-se a câmara e mede-se a corrente de ionização com a presença das diversas folhas absorvedoras, posicionadas sucessivamente, tão próximas quanto possível da janela de entrada da câmara.

Os valores da corrente de ionização são então representados em função da densidade superficial de camada absorvedora equivalente a tecido das folhas adicionais, considerando a espessura da janela de entrada da própria câmara, para se ter a espessura da janela total do absorvedor. Extrapolando-se a curva obtida para densidade superficial nula, obtém-se o valor I_0 .

Os valores de transmissão T^* no tecido são obtidos pela relação :

$$T^* = \frac{I_{a1}}{I_0} \quad (2.5)$$

onde I_{a1} : corrente de ionização obtida para uma espessura a_1 do absorvedor.

Devido à presença dos absorvedores adicionais, é necessário aplicar-se aos valores dos fatores de transmissão um fator de correção K_a , dado pela expressão:

$$K_a = \frac{(a - a_1)^2}{a} \quad (2.6)$$

onde a : distância fonte-detector

Os fatores de transmissão são portanto dados por:

$$T = T^* \cdot K_a \quad (2.7)$$

A curva de transmissão é obtida representando-se os valores de T em função da densidade superficial de camada absorvedora equivalente a tecido. A partir dessa curva, pode-se determinar os fatores de transmissão para diferentes profundidades de tecido.

2.5 Utilização das Câmaras de Extrapolação

Há muitos anos, os laboratórios de padronização primária utilizam as câmaras de extrapolação como sistemas padrões de medida da ionização produzida por raios-X de baixas energias e por radiação beta.

Na calibração de aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ são utilizadas câmaras de extrapolação especialmente projetadas que permitem a determinação da taxa

de dose superficial em contato com essas fontes. Em nível de Proteção Radiológica, as câmaras são utilizadas na caracterização de campos padrões para a calibração de monitores portáteis ³².

2.6 Aplicadores Oftalmológicos e Dermatológicos

Nos últimos anos, com a utilização cada vez mais frequente de fontes radioativas em tratamentos de lesões superficiais dermatológicas e oftalmológicas, a dosimetria da radiação beta tornou-se um objeto de grande interesse clínico. Estas fontes permitem a irradiação superficial de tecidos.

Os tratamentos por radiação, comumente chamados de betaterapia ou estroncioterapia, têm sido utilizados em tratamentos pós-operatórios de pterígio, câncer de pele e também em tratamentos de quelóides e cicatrizes hipertróficas. Em muitos casos, a betaterapia é profilática e os tratamentos são realizados logo após a intervenção cirúrgica³⁹. A opção por este tipo de tratamento depende de vários fatores, como a localização e a extensão da lesão, a presença ou não de metástase, as condições da região a ser tratada, os resultados cosméticos, o custo e outros. O êxito do tratamento está relacionado com os parâmetros físicos a serem adotados, dentre os quais se pode citar a qualidade da radiação, a distância fonte-tumor, o tamanho do campo, a dose total a ser ministrada e o seu fracionamento.

No caso de pterígio, a betaterapia pós-operatória tem-se mostrado de fundamental importância⁵. Verifica-se que o número de casos de recidiva diminui acentuadamente se comparada com os casos não irradiados.

Os aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ foram propostos em 1950 por Friedell justamente para tratamentos pós-operatórios de pterígio e outras lesões oftalmológicas ¹⁵. As vantagens desses aplicadores sobre os aplicadores de ^{226}Ra

até então utilizados são: baixa contribuição gama, pequeno alcance da radiação beta do $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ e ausência de produtos de decaimento gasosos ²⁹.

O ^{90}Sr , em equilíbrio com o ^{90}Y , decai com uma meia vida de 28 anos e emite radiação beta com energias máximas de 0,546 e 2,283 MeV respectivamente. As fontes de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ são cobertas por uma camada fina de prata que serve como proteção e ainda absorve as energias baixas do ^{90}Sr . A energia emitida pelo ^{90}Y é a utilizada terapeuticamente.

Nos Estados Unidos, a maioria dos aplicadores oftalmológicos é do tipo plano e eles consistem de fontes de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (energia máxima de 1,8MeV e energia média de 0,8MeV). Existem, no entanto, alguns de forma côncava. Estes aplicadores curvos são comumente utilizados na Europa, apesar de neste caso serem na maioria de $^{106}\text{Ru} + ^{106}\text{Rh}$ (energia máxima de 3,5 MeV e energia média de 1,5 MeV) e são utilizados para tratamentos de lesões mais profundas ³¹.

Nos últimos anos, tem crescido a preocupação em se desenvolver um método de calibração destes aplicadores. Observou-se que apenas a correção devida ao decaimento radioativo é insuficiente, fazendo-se necessária uma calibração periódica para assegurar, com precisão, a dose ministrada no paciente. Tem-se demonstrado que as câmaras de extrapolação são os instrumentos mais indicados para este fim.

2.7 Considerações sobre a Calibração de Instrumentos e de Fontes Radioativas

A calibração consiste na determinação e no ajuste da resposta de um instrumento submetido a um campo de radiação de intensidade conhecida. A frequência de calibração depende do tipo de instrumento e das condições de operação do mesmo, sendo que os equipamentos usados em nível de Radioproteção no Brasil devem ser calibrados anualmente ¹¹.

Os instrumentos de medida são classificados segundo o propósito ao qual se destinam e quanto a sua qualidade metrológica, podendo ser denominados de Instrumentos Padrões (primário, secundário, terciário e nacional), Instrumentos de Referência e Instrumentos de Campo.

Um instrumento padrão é utilizado para definir, representar, conservar ou reproduzir a unidade de uma grandeza, com o objetivo de transferi-la a outros instrumentos de medida. No caso dos padrões primários pode-se determinar a unidade de uma grandeza a partir de medidas de grandezas físicas básicas. Os padrões secundários são instrumentos calibrados por comparação com um padrão primário e o terciário, por comparação com um padrão secundário.

Os instrumentos de referência apresentam desempenho e estabilidade altos, sendo utilizados apenas para a calibração de outros instrumentos, enquanto que os instrumentos de campo são projetados de forma a apresentar desempenho e estabilidade apropriados para a realização de medidas de rotina no campo.

No caso de laboratórios de padronização, a classificação pode ser feita como:

- Padronização Primária: consiste num laboratório de padronização nacional, designado pelo governo, com os objetivos de desenvolvimento, manutenção e aperfeiçoamento de padrões primários em

dosimetria da radiação. Oferece ainda serviços de calibração de padrões secundários.

- Padronização Secundária: consiste num laboratório regional, designado pelas autoridades competentes para oferecer serviços de calibração de instrumentos, devendo possuir pelo menos um padrão secundário calibrado em relação a um padrão primário, para cada tipo de radiação.

A calibração de instrumentos com radiação beta apresenta algumas dificuldades devido ao baixo poder de penetração deste tipo de radiação, além do alto gradiente de energia e de distribuição angular em função de sua posição espacial. Esses fatores indicam a necessidade de que o campo de radiação deve ser rigorosamente definido de forma a ser reproduzível entre os laboratórios.

Os campos de referência beta têm sido definidos pela *International Organization for Standardization (ISO)*¹⁸. Os campos de referência são divididos em dois tipos:

- Radiação de Referência da Série 1 - As fontes são utilizadas com filtros equalizadores, fornecendo assim taxas de dose uniformes numa área superior a 15cm de diâmetro às distâncias de calibração. As fontes de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, ^{204}Tl e ^{147}Pm dessa série produzem taxas de dose máximas de aproximadamente $5\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$.

- Radiação de Referência da Série 2 - As fontes são utilizadas sem filtros equalizadores, podendo ser utilizadas numa faixa maior de distância fonte-detector. Com a fonte muito próxima do detector, a uniformidade do campo fica restrita a áreas muito pequenas, mas proporciona taxas de dose superiores às obtidas com as da Série 1. Os radionuclídeos utilizados abrangem os da Série 1 e ainda o ^{14}C e o $^{106}\text{Ru} + ^{106}\text{Rh}$, os quais produzem taxas de dose acima de $10\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.

As taxas de dose das fontes de referência devem ser determinadas através de medidas diretas, por um laboratório padrão nacional ou

por comparação com fontes similares calibradas contra um sistema padrão nacional, ou ainda utilizando um instrumento de transferência ¹⁸.

A calibração dessas fontes tem sido realizada pelos laboratórios padrões secundários utilizando câmaras de extrapolação ³².

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Sistema de Medida

As câmaras de extrapolação desenvolvidas neste trabalho foram acopladas ao eletrômetro Keithley Instruments Inc., EUA, modelo 617, série 360959. Este eletrômetro permite realizar as leituras em forma de carga ou corrente e possibilita ainda alterar a polaridade e a tensão aplicadas à câmara.

3.2 Sistemas de Radiação

3.2.1 Sistema Padrão Secundário de Radiação Beta

O sistema padrão secundário beta, fabricado pela Buchler GmbH & Co., série 25, é constituído por quatro fontes radioativas, sendo duas de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, uma de ^{204}Tl e uma de ^{147}Pm . Estas fontes possuem certificados de calibração, em termos de taxa de dose absorvida no ar e no tecido, fornecidos pelo laboratório de padronização primária da Alemanha Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)²³.

Como parte integrante desse sistema, tem-se um irradiador com obturador que, conectado a uma unidade de controle eletrônica, possibilita a obtenção de intervalos de tempo de irradiação pré-fixados. O sistema consta

ainda de dois espaçadores fonte-detector para distâncias de calibração (20 e 30cm), três filtros equalizadores e uma pinça com protetor para as mãos, de Lucite, para a manipulação das fontes.

Neste trabalho, utilizou-se para a caracterização das câmaras em nível de Proteção Radiológica apenas a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq). As características desta fonte estão apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Características da Fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ do Sistema Padrão Secundário de Radiação Beta

\dot{D}_a : taxa de dose absorvida no ar; \dot{D}_t : taxa de dose absorvida no tecido, para distâncias fonte-detector de 11 e 30cm; data de referência 04.02.81

Taxa de Dose ($\mu\text{Gy/s}$)	Distância de Calibração		Incerteza (%)
	11cm	30 cm	
\dot{D}_a	518,4	70,6	1,0
\dot{D}_t	575,9	78,4	1,8

3.2.2 Aplicadores Clínicos - Fontes Radioativas de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$

Foram utilizados dois aplicadores clínicos planos de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ do Instituto de Radioterapia do ABC, Santo André, S.P. Os aplicadores (A e B) possuem certificado de calibração da Amersham International^{2,3}. A incerteza total

da taxa de dose, fornecida pelo fabricante, é de 20%. As características destes aplicadores estão apresentadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 Características dos Aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ D_t : taxa de dose absorvida no tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$.

Aplicador	Área Ativa (cm^2)	Atividade Nominal (MBq)	D_t (mGy/s)	Data de Referência
A	4	1480	56	08.11.68
B	2	4440	291	07.01.87

Os aplicadores clínicos dermatológicos consistem de fontes de ^{90}Sr em equilíbrio com o seu produto de decaimento ^{90}Y . Tem-se, em geral, carbonato de ^{90}Sr em uma folha fina de prata com uma cobertura de aço inoxidável de espessura aproximadamente igual a $50\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$. Em geral, os aplicadores dermatológicos são planos, de forma quadrada ou retangular e os aplicadores oftalmológicos são esféricos para uma melhor acomodação ao globo ocular. A fonte fica situada na extremidade de uma haste metálica; um protetor de Lucite permite manusear o aplicador com segurança (Figura 3.1).

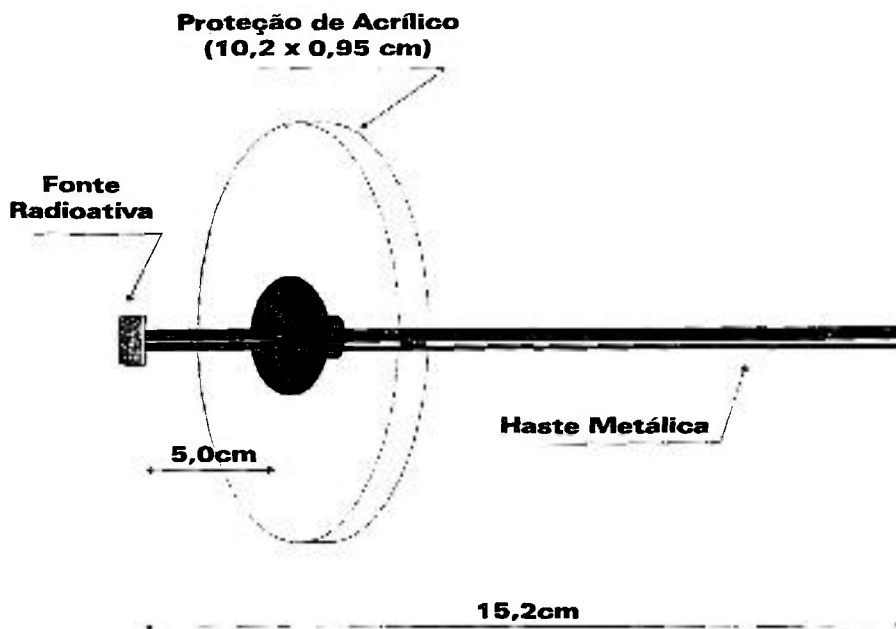


Figura 3.1 Representação de um aplicador clínico

Deve-se observar que um aplicador clínico é uma fonte contínua de radiação de alta intensidade e portanto requer do usuário cuidados especiais, como não ficar exposto direto ao feixe da radiação e não utilizar o aplicador sem a proteção de acrílico. Esta proteção irá absorver toda a radiação beta, mas ainda uma pequena porcentagem de raios-X será transmitida, devido à interação da radiação beta com a matéria. Assim, um aplicador clínico deve ser considerado como uma fonte de alta intensidade de radiação beta e uma fonte de baixa intensidade de radiação X.

3.2.3 Sistema de Radiação X de Energias Baixas

O sistema de radiação X é composto por um tubo Philips, Holanda, modelo PW 2184100 (anodo de Tungstênio e janela de 1mm de Berílio) e um gerador modelo Geigerflex, da Rigaku Denki & Co., Ltd. Japão. Um obturador de feixe de radiação ("shutter"), marca Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), modelo 6801, série 2736, uma câmara monitora marca PTW, modelo Tch7786-k, tipo 24390, série 2882 acoplada ao eletrômetro PTW, modelo DUO/4, série 21142-301086 e um sistema de colimação, formado por dois colimadores, um suporte de colimadores que possibilita variar o diâmetro do campo entre 3 e 17cm, a 50cm do alvo, e um suporte de absorvedores, compõem também o arranjo de calibração e instrumentos com raios-X utilizados neste trabalho (Figura 3.2).

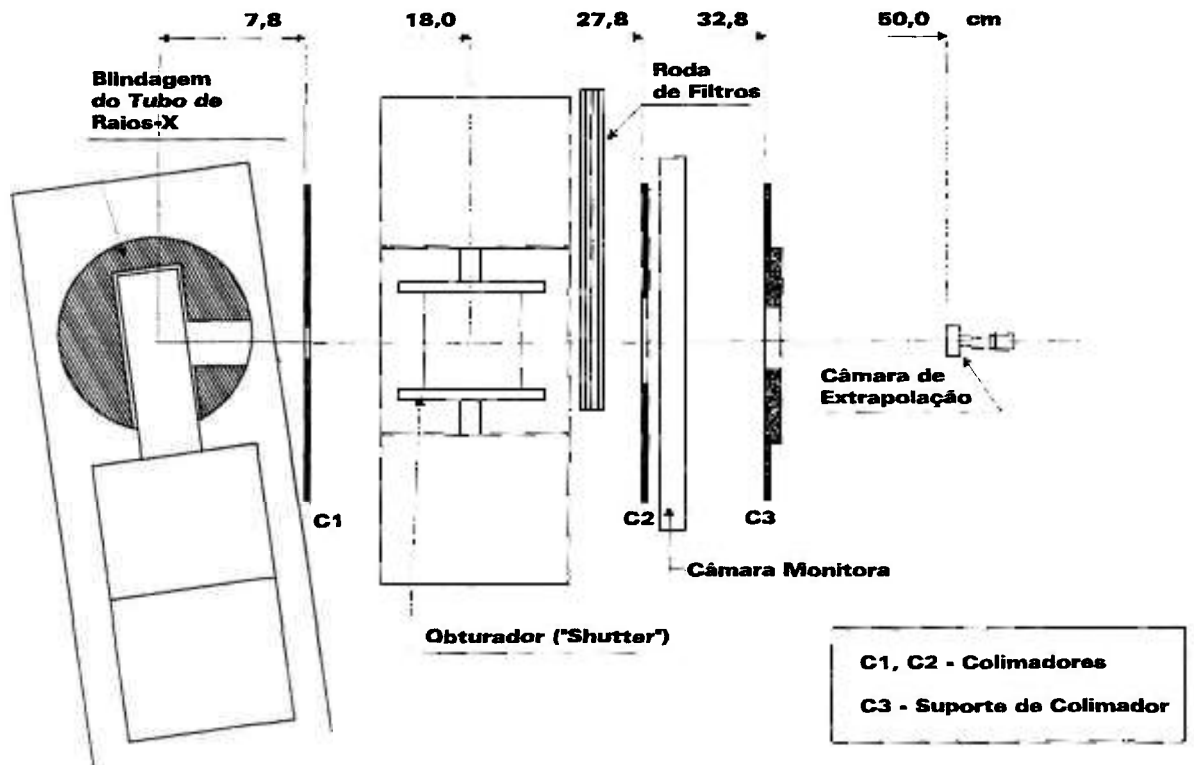


Figura 3.2 Representação esquemática do sistema de raios-X de energias baixas do IPEN.

Como sistema de referência foi utilizada uma câmara de ionização tipo superficial, modelo 2536/3B (0,3cm³) e série R171358, da Nuclear Enterprises (NE), acoplada ao eletrômetro modelo 2560 e série 139, também da NE. Este conjunto, que constitui o sistema padrão secundário do IPEN, possui certificado de calibração, nível Radioterapia, do *National Physical Laboratory* (NPL)²¹. As condições de irradiação adotadas neste trabalho estão apresentadas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 Condições Experimentais do Sistema de Radiação X de Energias Baixas

Tensão Nominal (kV)	Corrente Nominal (mA)	Filtração Adicional (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Primeira Camada Semi-Redutora (mmAl)
25	30	0,44	14,3	0,26
30	30	0,54	15,5	0,37
40	30	0,68	17,7	0,56
45	25	0,73	18,7	0,65
50	25	1,02	21,2	0,91

3.2.4 Fonte Radioativa de Controle

O estudo da repetibilidade da resposta e de estabilidade a médio prazo das quatro câmaras foi realizado, utilizando-se uma fonte de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y,

PTW, Alemanha, modelo 2538/3, série 1253, com atividade nominal 11,1MBq (1979).

Uma garra fixa a uma haste (ambas de alumínio), foi utilizada para manter suspensa a câmara de extrapolação, em posição vertical, durante a realização das medidas. Um suporte especial de acrílico foi confeccionado para possibilitar um posicionamento reproduzível da fonte no centro da janela da câmara.

3.3 Instrumentos Auxiliares

Os laboratórios de radiação beta e de radiação X, onde foram realizadas as medidas com a câmara de extrapolação, são climatizados utilizando-se aparelhos de ar condicionado Consul, modelo 4500 (18.000 BTU) e desumidificadores Fargon, modelo Desumidair.

Para o controle periódico da temperatura e umidade nos laboratórios, utilizou-se um termômetro de mercúrio (0-40°C; 0,2°C) e um higrômetro Präzisions-Faden respectivamente. Um barômetro Precision Aneroid Barometer MK 2 modelo M2236, range 900-1050 mb, série A364, marca Negretti & Zambra (Croydon) possibilitou a obtenção dos valores da pressão atmosférica.

4 PROJETO E CONSTRUÇÃO DE CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO

4.1 Introdução

Nos últimos anos, com a utilização cada vez mais freqüente dos aplicadores clínicos em tratamentos oftalmológicos e dermatológicos, diversos pesquisadores passaram a considerar a necessidade de calibrar estas fontes. Algumas técnicas^{24,27} foram então desenvolvidas com o objetivo de se determinar com maior exatidão a taxa de dose absorvida desses aplicadores. Atualmente, porém, ainda são observadas sérias discrepâncias nos resultados da calibração dessas fontes, acarretando problemas na aplicação de doses aos pacientes.

Em pesquisas realizadas, as câmaras de extrapolação apresentavam-se como os instrumentos de medida mais adequados para a calibração dessas fontes. No entanto, ainda persistiam dúvidas concernentes aos projetos das câmaras e aos procedimentos a serem adotados.

Até pouco tempo atrás, as câmaras de extrapolação eram construídas com um eletrodo coletor muito maior que os aplicadores a serem calibrados e os procedimentos de medida muito se assemelhavam aos adotados em nível de Proteção Radiológica.

Após a discordância observada em 1988 nos resultados apresentados pelo NIST e pela Amersham³⁰, uma série de pesquisas foram realizadas por laboratórios importantes^{15,19,25}. Os resultados obtidos demonstraram que diversos parâmetros, concernentes à construção da câmara e aos procedimentos de medida adotados, estavam errados.

Para a calibração de aplicadores clínicos verificou-se a importância de se utilizar um eletrodo pequeno, que possibilitasse fornecer uma medida real da taxa de dose absorvida. As medidas não deveriam ser realizadas variando-se a profundidade da câmara entre 0,5 e 2,5mm, pois é verificada, nestas profundidades, uma perda de linearidade na curva da corrente de ionização versus profundidade da câmara. As medidas devem ser feitas com intervalos menores e a curva deve ser ajustada por uma função linear e não quadrática como sugeria Soares³⁰.

As observações apresentadas fizeram com que diversos projetos fossem revistos e os procedimentos experimentais de diversos laboratórios alterados sensivelmente.

4.2 Objetivos

A calibração de um aplicador clínico é um procedimento complexo, realizada apenas pela Amersham International (fabricante) e pelo NIST (laboratório padrão primário). Os procedimentos de medida adotados são distintos, não havendo assim uma padronização no método de calibração dessas fontes.

O objetivo deste trabalho é desenvolver câmaras de extrapolação a serem utilizadas como instrumentos padrões de referência para a calibração e testes periódicos de aplicadores clínicos, assim como para caracterizar campos de radiação X de baixas energias e beta.

4.3 Características Principais das Câmaras de Extrapolação

A estrutura básica da câmara de extrapolação desenvolvida está representada na Figura 4.1. A parte superior da câmara foi feita em acrílico (Lucite) enquanto que o corpo da câmara foi construído em Alumínio. Na extremidade deste foi colocado um parafuso micrométrico que permite variar o volume de ar situado entre a janela de entrada e o eletrodo coletor. Este parafuso possui uma escala em milímetros com uma resolução de 0,001 mm.

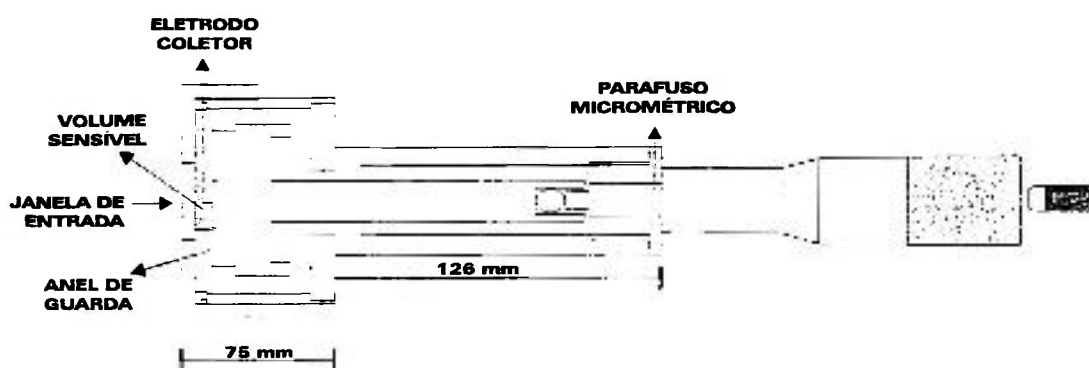


Figura 4.1 Representação esquemática da câmara de extrapolação básica desenvolvida neste trabalho.

Considerando que o objetivo da câmara é a determinação da dose absorvida no tecido, procurou-se utilizar, na confecção das paredes, dos eletrodos e do anel de guarda, materiais com propriedades próximas ao tecido.

O eletrodo coletor e o anel de guarda foram feitos em grafite. Este material apresenta boa condutividade elétrica e alta pureza, além de ser fácil obtê-lo comercialmente. Um pequeno anel de Lucite, posicionado entre o eletrodo coletor e o anel de guarda, foi empregado como material isolante.

Uma folha de Mylar aluminizado foi utilizada na confecção da janela de entrada, que é o eletrodo de alta tensão. O Mylar apresenta uma boa resistência mecânica e elasticidade, podendo portanto suportar a atração eletrostática. Para manter a superfície da janela bem plana, utilizou-se um

bastidor de acrílico. A Figura 4.2 apresenta a câmara de extrapolação desenvolvida neste trabalho.

A primeira câmara desenvolvida foi testada em campos de radiação beta e radiação X de energias baixas. Posteriormente, com o objetivo de se verificar a influência de alguns parâmetros na determinação da taxa de dose absorvida, ela foi sendo modificada em relação ao eletrodo coletor e à janela de entrada. A cada modificação realizada, uma nova câmara foi sendo obtida, fazendo-se portanto necessária a realização de novos testes de caracterização. A Tabela 4.1 apresenta as características principais das câmaras obtidas.

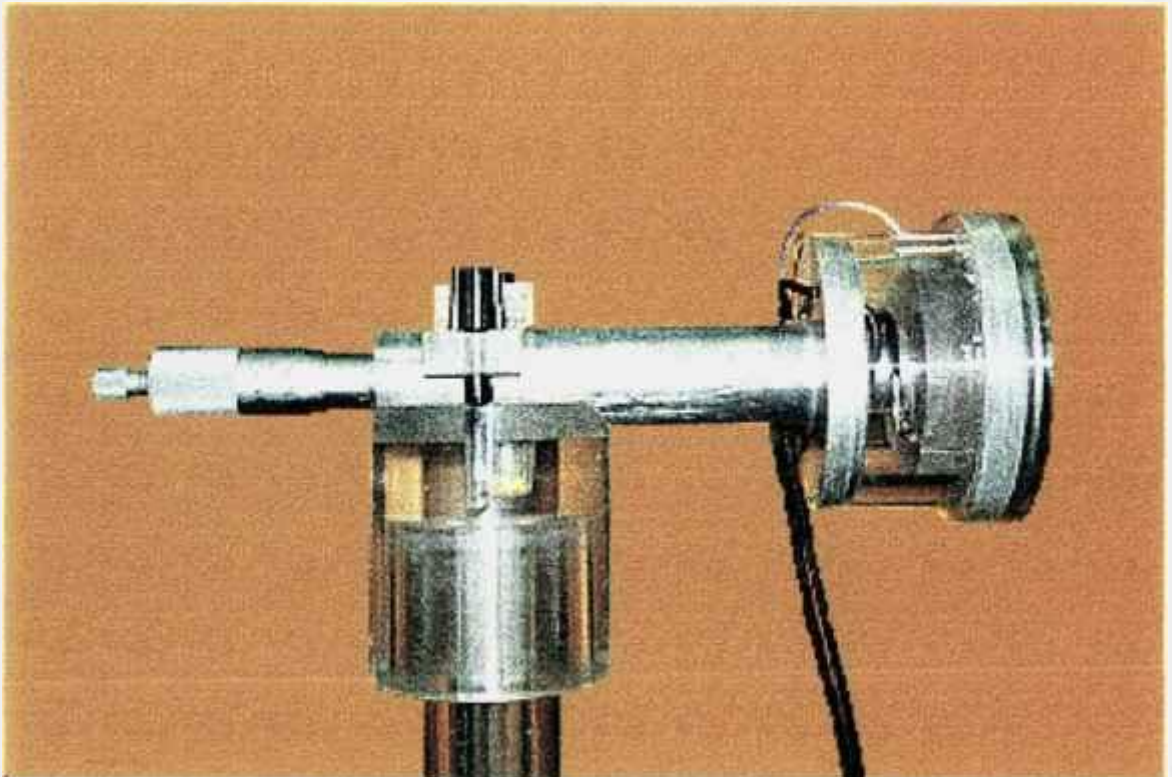


Figura 4.2 Câmara de extrapolação desenvolvida no Laboratório de Calibração do IPEN neste trabalho

Tabela 4.1 Características das Câmaras de Extrapolação

Câmara	Diâmetro do Eletrodo Coletor (mm)	Diâmetro Interno do Anel de Guarda (mm)	Densidade Superficial da Janela de Entrada (mg.cm ⁻²)	Área Efetiva (mm ²)
C1	10	10,5	0,84	78,5
C2	10	10,5	6,42	78,5
C3	3	3,8	6,42	8,30
C4	3	3,8	0,84	8,30

Para a realização deste trabalho foram desenvolvidos arranjos experimentais especiais de forma a possibilitar a realização de medidas com as fontes padrões secundário, com os aplicadores clínicos e com o sistema de radiação X. Os principais arranjos utilizados serão apresentados a seguir.

4.4 Arranjos Experimentais Utilizados

A caracterização das câmaras no sistema padrão secundário de radiação beta foi realizada utilizando-se o arranjo apresentado na Figura 4.3. Pode-se observar a câmara de extrapolação posicionada numa coluna vertical de acrílico móvel que, adaptada a um trilho com escala, permitiu movimentá-la nas direções x e y. Observa-se também, a fonte beta posicionada no irradiador da Buchler GmbH & Co.

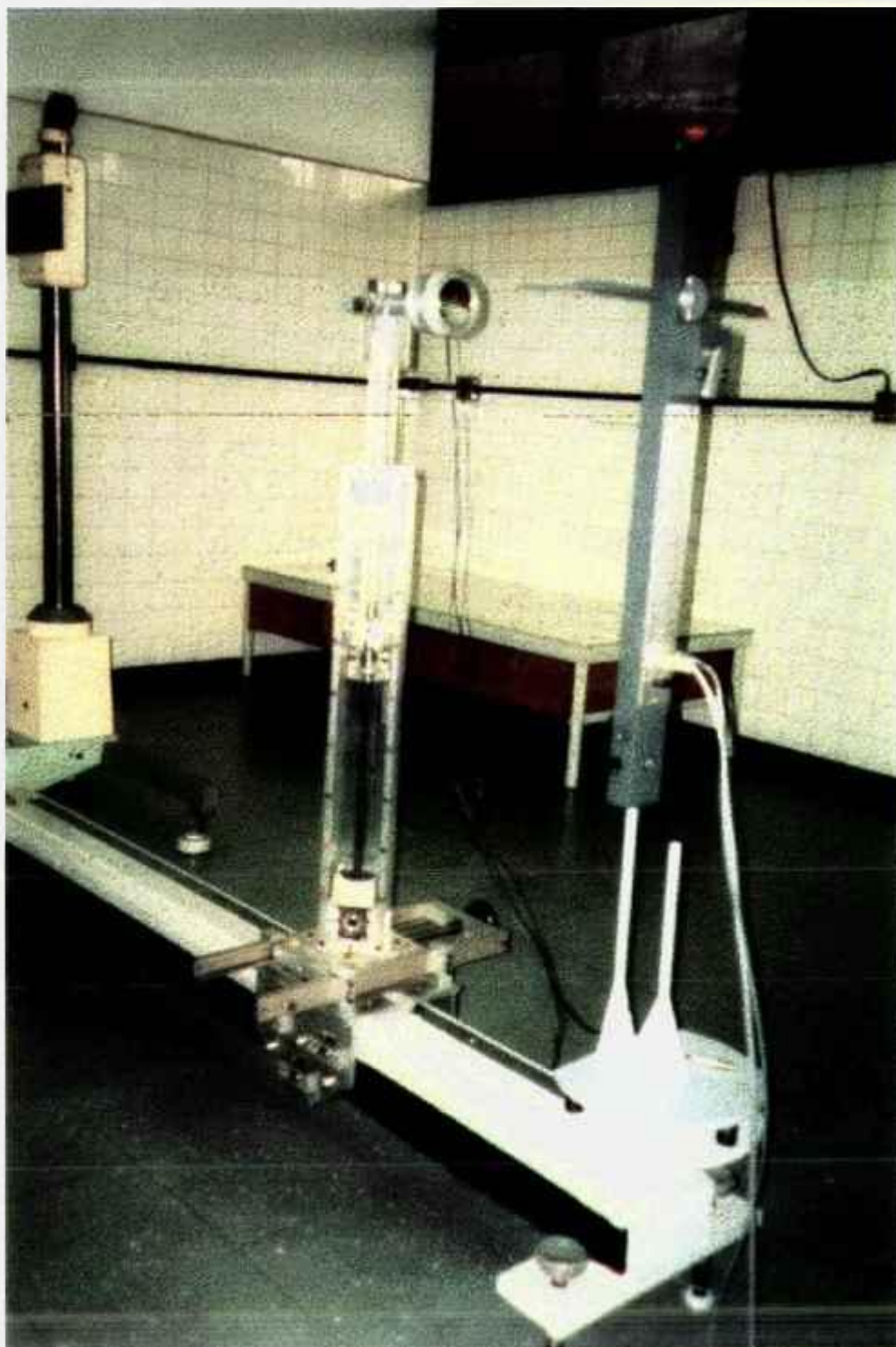


Figura 4.3 Câmara de extrapolação sob condições de irradiação com o sistema padrão secundário de radiação beta

Para a realização das medidas com os aplicadores clínicos um novo arranjo foi desenvolvido (Figura 4.4). Duas garras com adaptadores especiais foram utilizadas para posicionar a câmara de extrapolação e o aplicador clínico sobre um banco óptico de pequenas dimensões. A câmara era mantida fixa, enquanto que o aplicador podia ser movimentado segundo o eixo x. Todo o sistema foi mantido dentro de uma caixa de paredes de vidro durante a realização das medidas.

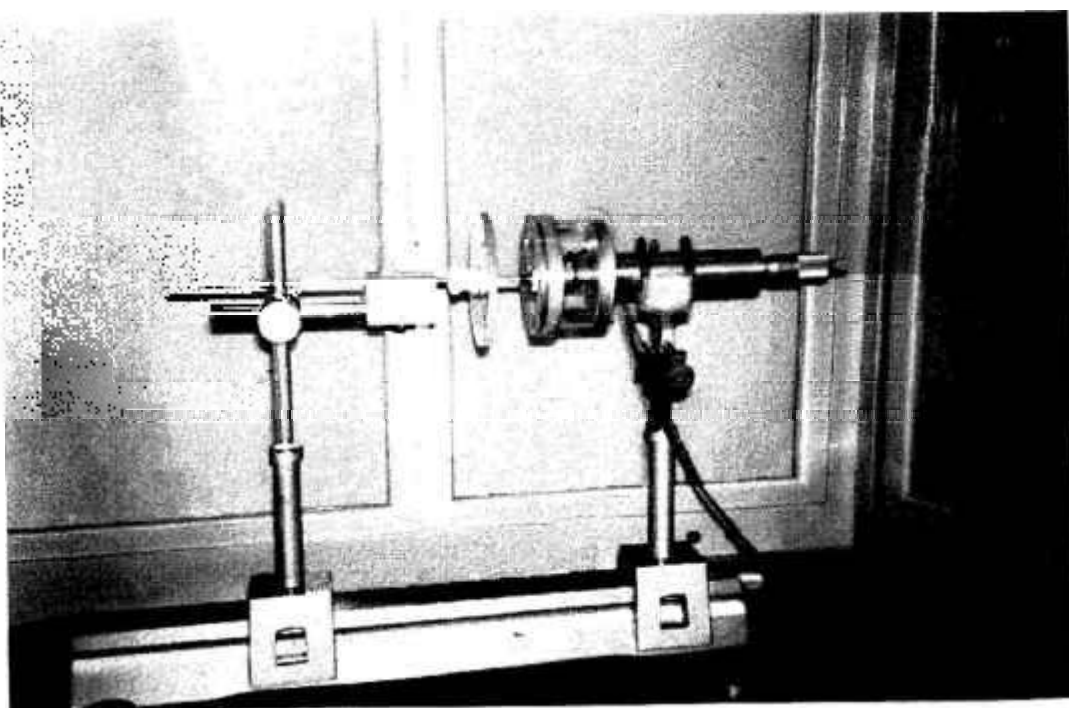


Figura 4.4. Câmara de extrapolação sob condições de calibração dos aplicadores clínicos

No caso das medidas em campos de radiação X de energias baixas utilizou-se o sistema de calibração do IPEN. Uma garra, fixa a uma haste metálica, manteve a câmara posicionada no centro do campo de radiação a 50cm do alvo do tubo de raios-X (Figura 4.5). Os colimadores e a roda de filtros, também apresentados nesta figura, fazem parte do sistema de calibração.

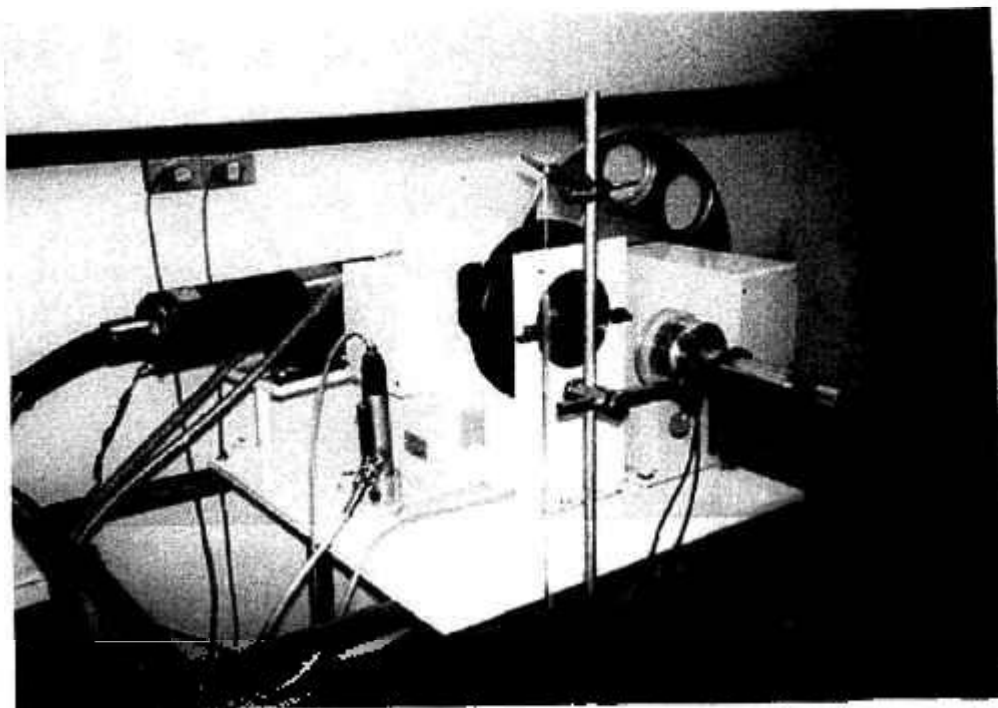


Figura 4.5 Câmara de extrapolação sob condições de calibração com o sistema de radiação X de energias baixas do IPEN

5 CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO EM CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO BETA

As características das câmaras foram estudadas em relação à eficiência de coleção de íons, estabilidade a curto e médio prazos, dependência energética e variação da resposta com a distância. As taxas de dose absorvida e os fatores de transmissão no tecido foram também determinados.

5.1 Eficiência de Coleção de Íons

Com o objetivo de caracterizar as câmaras quanto ao valor do campo elétrico que proporcionaria a máxima eficiência de coleção de íons, estudou-se o comportamento da corrente de ionização em função da tensão aplicada, obtendo-se as condições de saturação. A eficiência da câmara foi então determinada para diferentes distâncias intereletródicas em função do campo elétrico aplicado. O estudo foi realizado tanto nas condições de calibração de fontes padrões secundários como em condições próximas de calibração dos aplicadores clínicos onde a fonte deve ser posicionada tão próximo quanto possível do detector.

5.1.1 Curvas de Saturação nas Condições de Calibração das Fontes Padrões

No procedimento experimental adotado manteve-se inicialmente a distância intereletródica (ou profundidade da câmara) em 1,0mm e a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq) a 11,0 cm da câmara. A tensão aplicada foi variada no intervalo de -100 a +100V. Foram realizadas 11 leituras na forma de carga tanto para a polaridade positiva como negativa; cada leitura foi dividida pelo tempo de medida. As médias desses valores forneceram I_+ e I_- respectivamente. A partir destes dados pode-se obter a curva de saturação. Determina-se, pelo patamar da curva de corrente versus tensão aplicada, o campo elétrico a ser adotado. O experimento foi repetido para distâncias intereletródicas de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm, que correspondem aos valores normalmente utilizados nos procedimentos de calibração em nível de Proteção Radiológica.

A corrente de saturação I_s foi posteriormente obtida através do gráfico da corrente versus o inverso da raiz quadrada da tensão aplicada: a reta obtida, extrapolada para zero (tensão infinita), fornece o valor de I_s .

Embora todas as câmaras tenham sido testadas nas condições de calibração da fonte, apenas as câmaras C1 e C2 apresentaram, a 11cm, um sinal de corrente que permitisse realizar o estudo completo. Em todas as medidas realizadas o coeficiente de variação foi inferior a 1,0%.

Verifica-se, através dos patamares apresentados na Figura 5.1, que o campo elétrico a ser adotado nas duas câmaras é de 10V/mm. Este comportamento também pode ser observado para as outras distâncias intereletródicas. A corrente de saturação I_s , determinada para a distância intereletródica $d = 1,0\text{mm}$, é igual a 1,18pA para a câmara C1 e de 1,36pA para a câmara C2 (Figura 5.2).

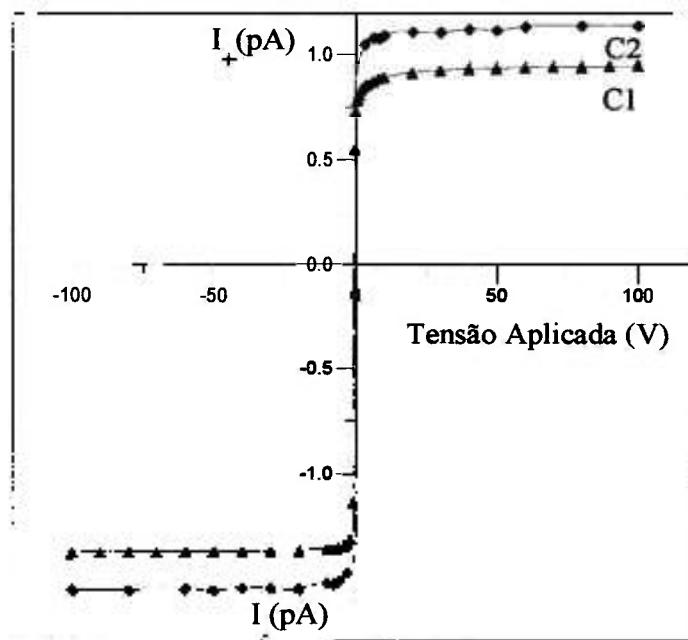


Figura 5.1 Curvas de saturação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 11,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq), mantendo-se a profundidade das câmaras em 1,00 mm; I_+ e I_- correspondem às correntes de ionização para polaridades positiva e negativa respectivamente

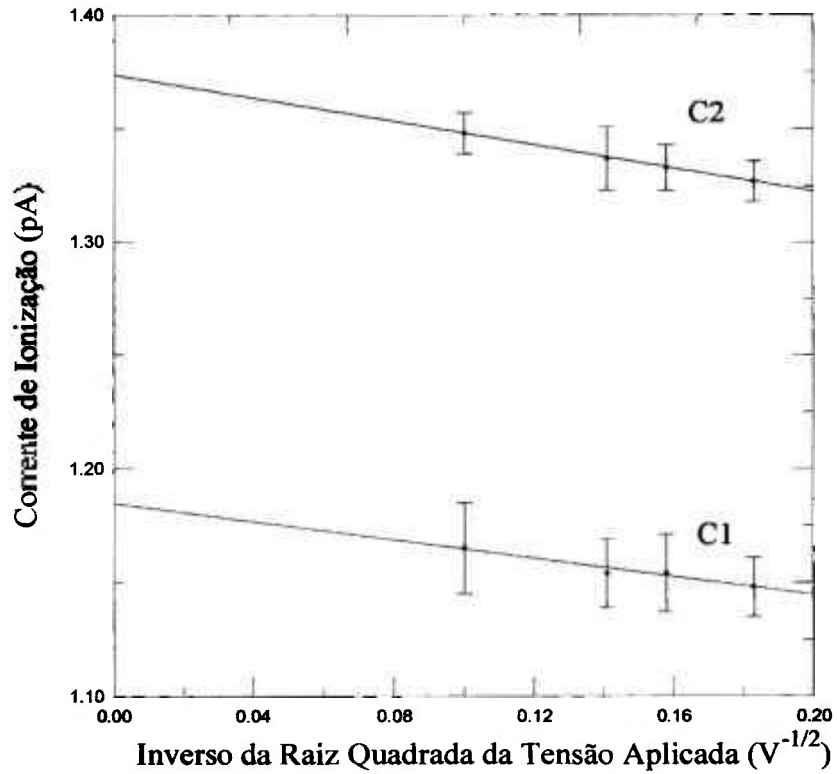


Figura 5.2 Correntes de saturação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 11,0cm da fonte de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y(1850MBq), mantendo-se a profundidade das câmaras em 1,00 mm

5.1.2 Curvas de Saturação com a Fonte Padrão a 1,0cm das Câmaras

Com objetivo de caracterizar as câmaras em condições próximas de calibração dos aplicadores clínicos, posicionou-se as câmaras tão próximo quanto possível da fonte padrão. Devido à posição da fonte no irradiador e do seu obturador de feixe, a distância ficou limitada a 1,0cm.

As curvas de saturação foram obtidas para as quatro câmaras, mantendo-se a distância intereletródica em 0,30mm e a tensão aplicada foi variada entre -60V e +60V. O procedimento adotado para a realização das medidas está descrito no item 5.1.1. Nas Figuras 5.3 e 5.4 pode-se observar os resultados obtidos com as câmaras C1 e C2 e câmaras C3 e C4 respectivamente. Em seguida, com o objetivo de se estabelecer o campo elétrico a ser adotado em diferentes condições de medida, manteve-se a câmara a 1,0cm da fonte e repetiu-se o procedimento experimental para diferentes distâncias intereletródicas d (Figuras 5.5, 5.6, 5.7 e 5.8). Em todos os casos verificou-se que o campo elétrico a ser aplicado é de 100V/mm.

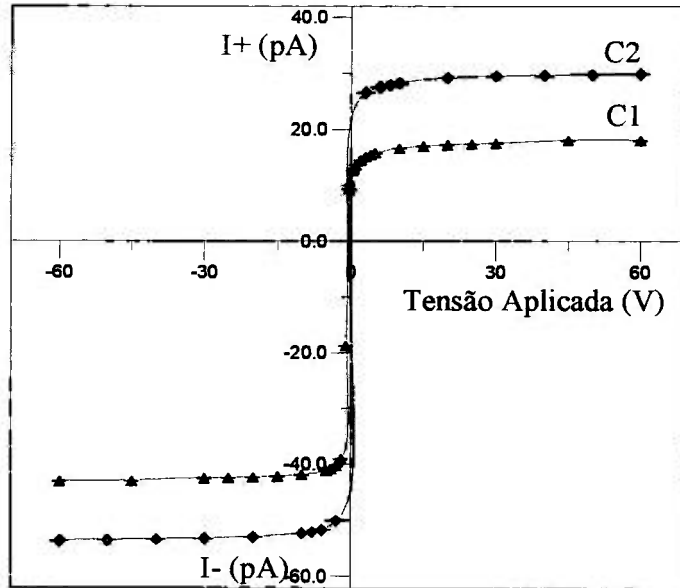


Figura 5.3 Curvas de saturação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq) mantendo-se a profundidade das câmaras em 0,30 mm

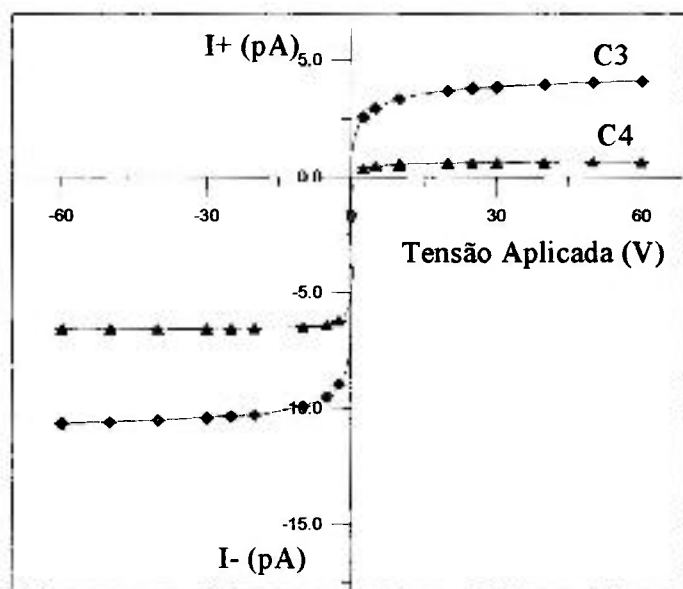


Figura 5.4 Curvas de saturação obtidas com as câmaras C3 e C4 posicionadas a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq), mantendo-se a profundidade das câmaras em 0,30mm

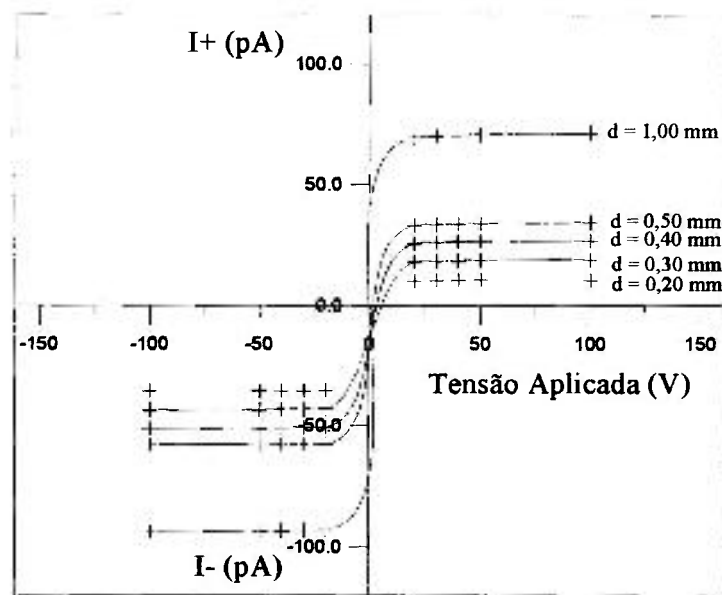


Figura 5.5 Curvas de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C1 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

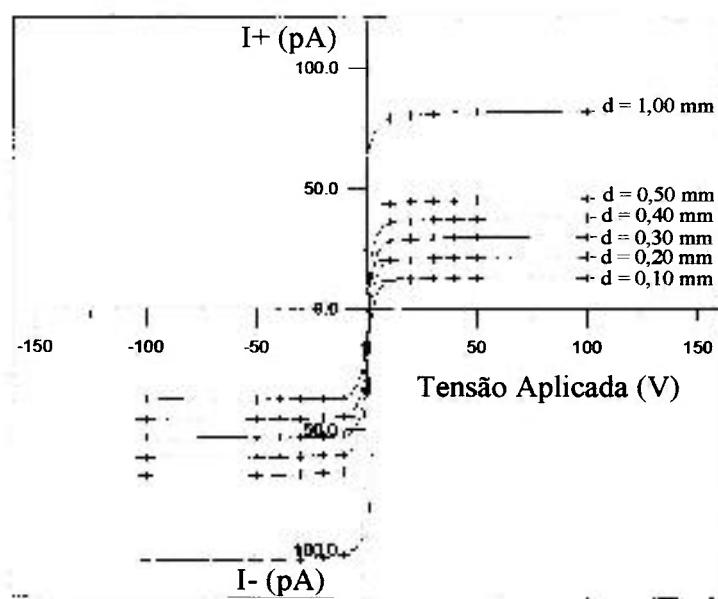


Figura 5.6 Curvas de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmaras C2 posicionada a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

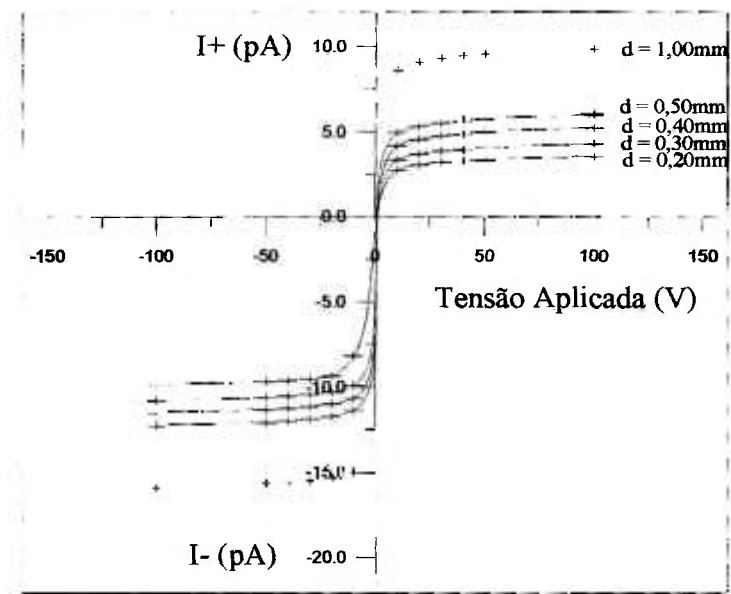


Figura 5.7 Curvas de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C3 posicionada a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

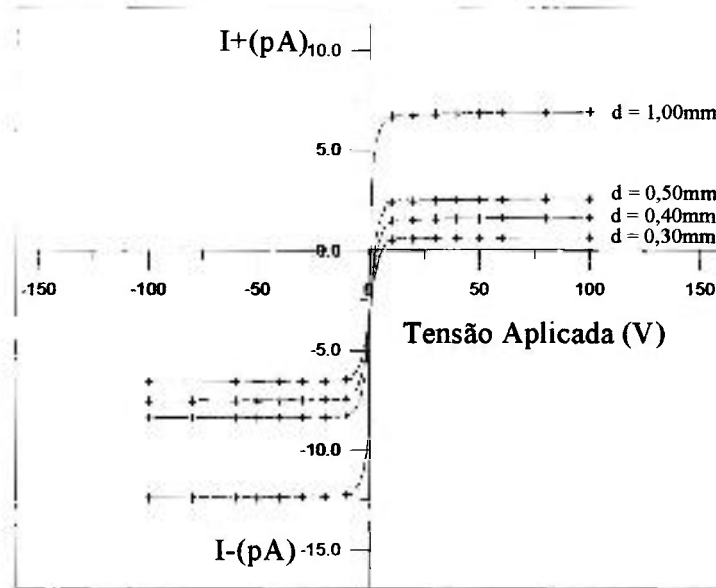


Figura 5.8 Curvas de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C4 posicionada a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

Além da ocorrência da saturação, verificou-se que as curvas não são simétricas em relação à origem do sistema de coordenadas. A corrente medida não representa diretamente a ionização produzida no volume sensível da câmara pela radiação incidente, mas é o resultado da superposição de correntes de origens diferentes.

As correntes de saturação I_s foram neste caso também determinadas, empregando-se o procedimento descrito no item 5.1.1, isto é, extrapolando-se a reta obtida no gráfico da corrente média em função do inverso da raiz quadrada da tensão aplicada (Figuras 5.9, 5.10, 5.11, 5.12).

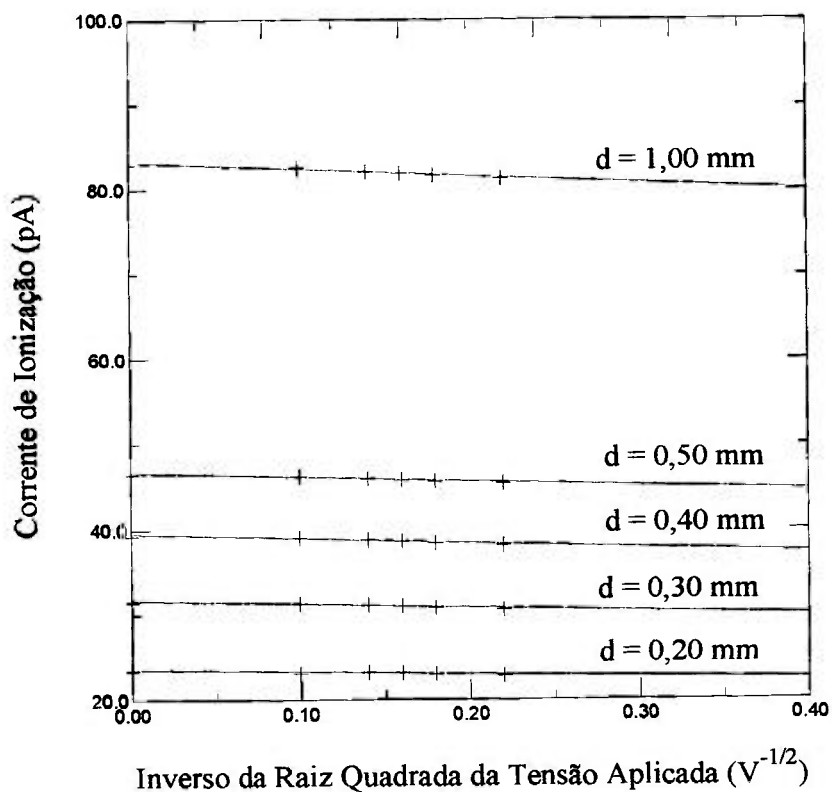


Figura 5.9 Correntes de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C1 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq);

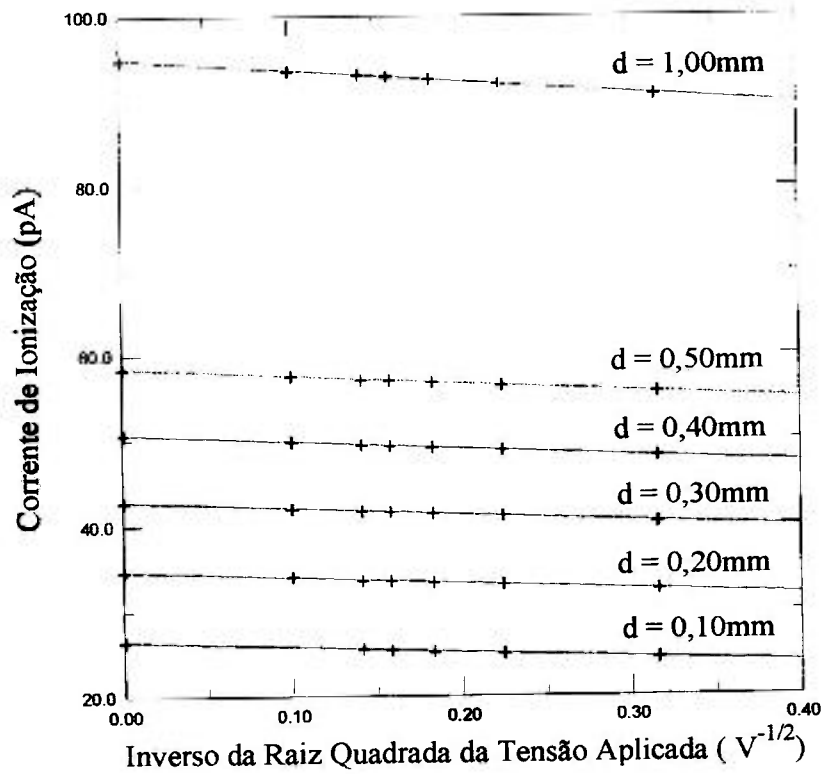


Figura 5.10 Correntes de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C2 posicionada a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

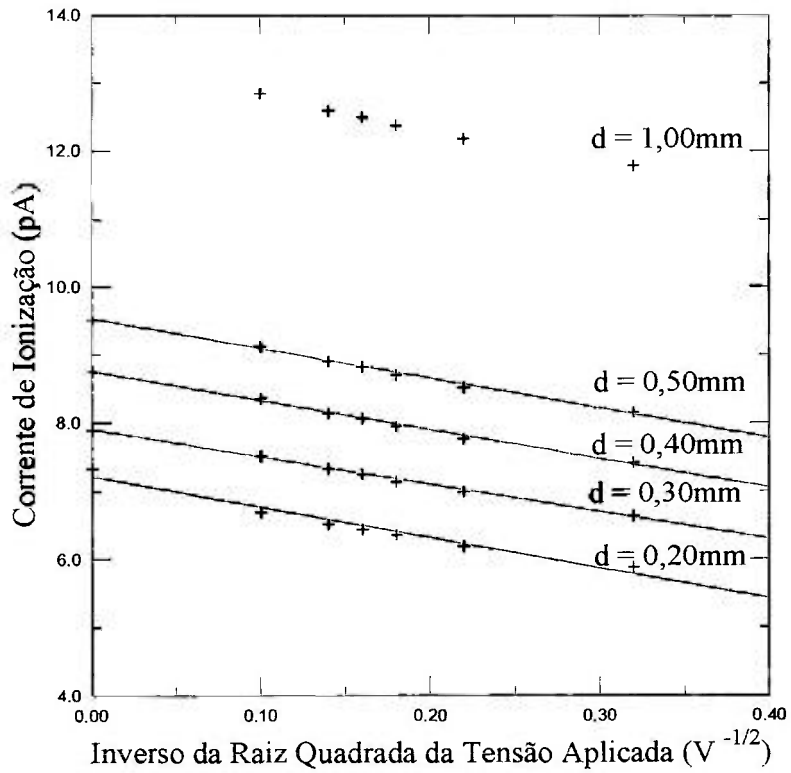


Figura 5.11 Correntes de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C3 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

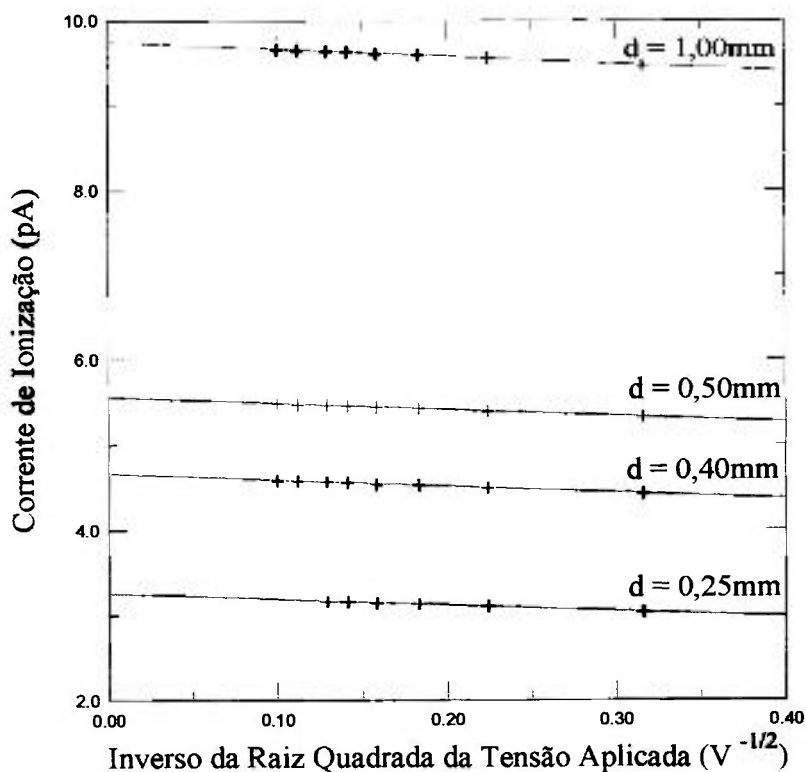


Figura 5.12 Correntes de saturação para diferentes distâncias intereletródicas obtidas com a câmara C4 posicionada a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq);

A partir dos valores de I_s foi possível calcular a eficiência de coleção de íons, para diversas profundidades, a uma distância fonte-detector de 1,0cm, através da razão entre o valor médio das correntes medidas para cada polaridade e a corrente de saturação para diversas tensões adotadas. Os valores obtidos para cada câmara estão representados nas Tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4.

Tabela 5.1 Eficiência de coleção de íons determinada para diferentes distâncias intereletródicas (d) em função da tensão aplicada à câmara C1, posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

d nominal (mm)	Tensão Aplicada (V)				
	20	30	40	50	100
0,20	0,970	0,979	0,984	0,987	0,989
0,30	0,970	0,978	0,984	0,988	0,993
0,40	0,970	0,978	0,982	0,987	0,993
0,50	0,976	0,982	0,985	0,988	0,994
1,00	0,979	0,984	0,986	0,989	0,995

Tabela 5.2 Eficiência de coleção de íons determinada para diferentes distâncias intereletródicas (d) em função da tensão aplicada à câmara C2, posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

d nominal (mm)	Tensão Aplicada (V)				
	20	30	40	50	100
0,20	0,956	0,964	0,968	0,970	0,983
0,30	0,962	0,969	0,973	0,976	0,982
0,40	0,964	0,970	0,975	0,977	0,985
0,50	0,966	0,972	0,972	0,978	0,985
1,00	0,969	0,976	0,978	0,980	0,985

Tabela 5.3 Eficiência de coleção de íons determinada para diferentes distâncias intereletródicas (d) em função da tensão aplicada à câmara C3, posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

d nominal (mm)	Tensão Aplicada (V)				
	20	30	40	50	100
0,20	0,846	0,868	0,880	0,889	0,914
0,30	0,886	0,905	0,918	0,929	0,952
0,40	0,889	0,909	0,923	0,932	0,956
0,50	0,895	0,914	0,927	0,936	0,958
1,00	0,918	0,932	0,943	0,949	0,968

Tabela 5.4 Eficiência de coleção de íons determinada para diferentes distâncias intereletródicas (d) em função da tensão aplicada à câmara C4, posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

d nominal (mm)	Tensão Aplicada (V)				
	20	30	40	50	100
0,20	0,958	0,966	0,970	0,975	0,978
0,30	0,974	0,979	0,983	0,985	0,987
0,40	0,964	0,972	0,975	0,978	0,983
0,50	0,970	0,976	0,979	0,981	0,987
1,00	0,981	0,984	0,986	0,988	0,991

Analisando os resultados apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4, pode-se verificar que a eficiência de coleção de íons varia sensivelmente tanto com o campo elétrico adotado como também com a profundidade da câmara. Os efeitos de recombinação são especialmente importantes para volumes pequenos. Observa-se que, nestes casos, mesmo para um campo elétrico de 500V/mm, a eficiência da câmara não atinge a eficiência máxima. Adotar um campo elétrico maior que 100V/mm não é recomendável devido à possibilidade de ocorrência de deformações na janela de entrada, ou ainda, devido ao risco de danificar a câmara e seus componentes.

As leituras realizadas com as diversas câmaras podem ser corrigidas, aplicando-se os fatores de recombinação correspondentes. Estes fatores correspondem ao inverso do valor da eficiência obtido para uma dada profundidade e tensão aplicada.

5.2 Estabilidade a Curto e Médio Prazos

A fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (11,1MBq), posicionada de forma reprodutível em relação à câmara acoplada ao eletrômetro, permitiu a realização dos testes de estabilidade a curto e médio prazos.

As medidas de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) consistem na determinação do intervalo de tempo necessário para a obtenção de uma indicação de referência no eletrômetro. Segundo as recomendações internacionais¹⁷, o desvio padrão percentual obtido para uma série de 10 leituras não deve exceder a 0,5%.

Neste trabalho, a repetibilidade das respostas das quatro câmaras, estudadas sob as mesmas condições experimentais, apresentou um desvio padrão percentual inferior a 0,5%.

Para o teste de estabilidade a médio prazo, foram repetidas as medidas ao longo do tempo (até 6 meses), sob as mesmas condições geométricas. As leituras obtidas foram corrigidas para a temperatura e a pressão e para o decaimento da fonte. A Figura 5.13 mostra os resultados obtidos com a câmara C1. Um comportamento similar foi obtido para as demais câmaras.

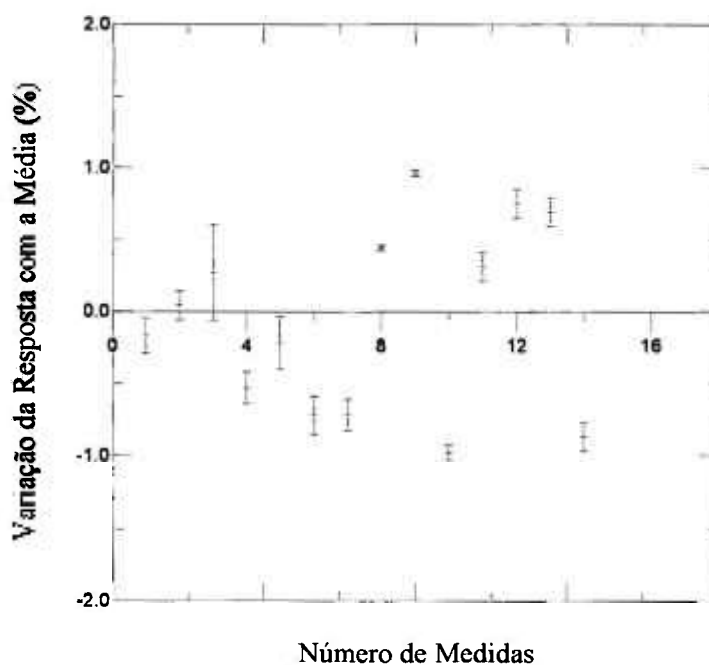


Figura 5.13 Teste de estabilidade a médio prazo da câmara de extrapolação C1

Neste estudo verificou-se que a reprodutibilidade da resposta das quatro câmaras também encontra-se de acordo com as recomendações internacionais¹⁷ que, para este teste, corresponde a um desvio padrão percentual de $\pm 1\%$ em relação ao valor tomado como referência.

5.3 Curvas de Extrapolação

As curvas de extrapolação representam o comportamento da corrente de ionização em função da profundidade da câmara e podem ser obtidas variando-se o volume da câmara, ou seja, afastando-se o eletrodo coletor e o anel de guarda em pequenos intervalos em relação à janela de entrada. Medindo-se a corrente de ionização em função do espaçamento do eletrodo e extrapolando-se a curva resultante para o espaçamento nulo, pode-se obter, a

partir do coeficiente angular da reta, uma estimativa da dose superficial na janela de entrada da câmara.

Inicialmente deve-se determinar a profundidade nula real da câmara; esta representa a distância mínima entre os eletrodos para que não encostem um no outro, o que poderia danificar a janela.

Em todos os estudos citados a seguir foram realizadas 10 leituras, tanto para a polaridade positiva como negativa. Dividindo-se esses valores pelo tempo de medida e tomando-se a média, têm-se os valores de I_+ e I_- . O valor médio destas duas correntes foi adotado como o valor da corrente de ionização. A distância intereletrodica nula real (d_0) foi determinada graficamente, em cada caso.

5.3.1 Curvas de Extrapolação Completas

O estudo foi realizado para as distâncias fonte-detector iguais a 11,0 e 1,0 cm com as câmaras C1 e C2. No caso das câmaras C3 e C4, devido ao baixo sinal de corrente, só foi possível realizar o estudo para a distância fonte-detector igual a 1,0cm.

Em todas as medidas, variou-se a profundidade das câmaras entre 1,0 e 15,0mm, mantendo-se um campo elétrico de 10V/mm e expondo-as à fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ (1850MBq).

Com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 11,0cm da fonte, obtém-se uma região linear até uma profundidade máxima de 2,50mm; após esse valor, observa-se uma deflexão na curva tanto para a câmara C1 como para a câmara C2 (Figura 5.14). Essa deflexão apresenta-se muito mais acentuada quando as câmaras são posicionadas a 1,0cm da fonte (Figuras 5.15 e 5.16).

Portanto há necessidade de se utilizar distâncias intereletródicas pequenas ao se posicionar a fonte muito próximo do detector.

A verificação da linearidade da resposta com a profundidade da câmara é fundamental para a calibração dos aplicadores clínicos já que o coeficiente angular desta reta irá influir diretamente no cálculo da dose absorvida e também no procedimento a ser adotado na realização das calibrações.

Deve-se ressaltar que o volume de medida foi um dos parâmetros responsáveis pela diferença significativa nos resultados da calibração de um aplicador pelo NIST e pela Amersham³⁰.

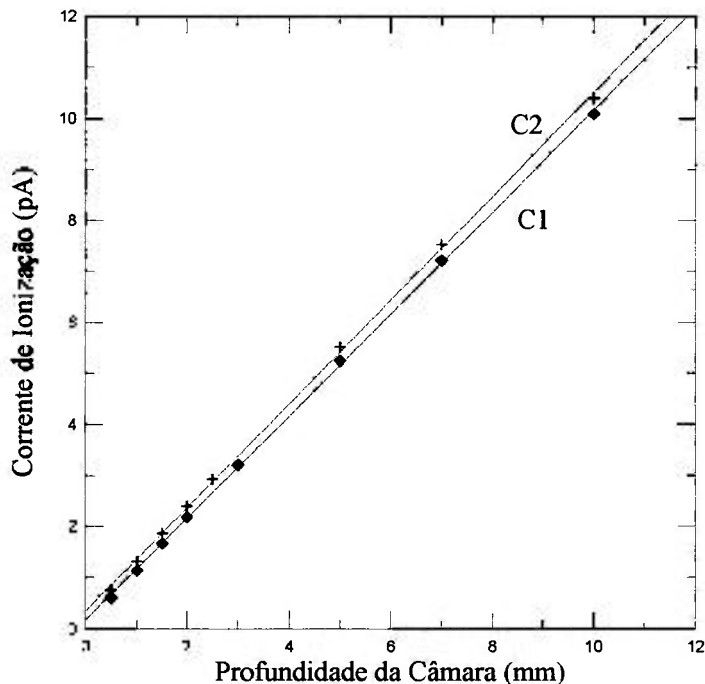


Figura 5.14 Curvas de extrapolação completas obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 11,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

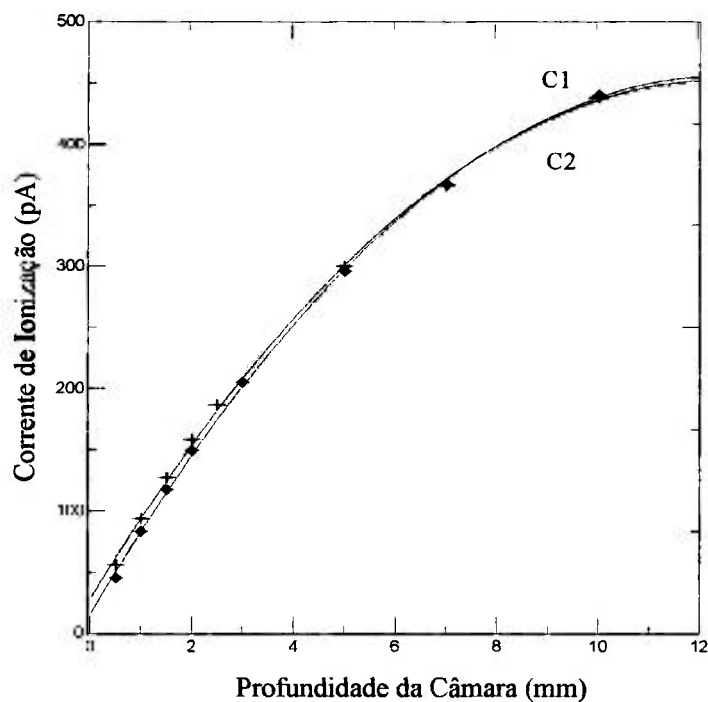


Figura 5.15 Curvas de extrapolação completas obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

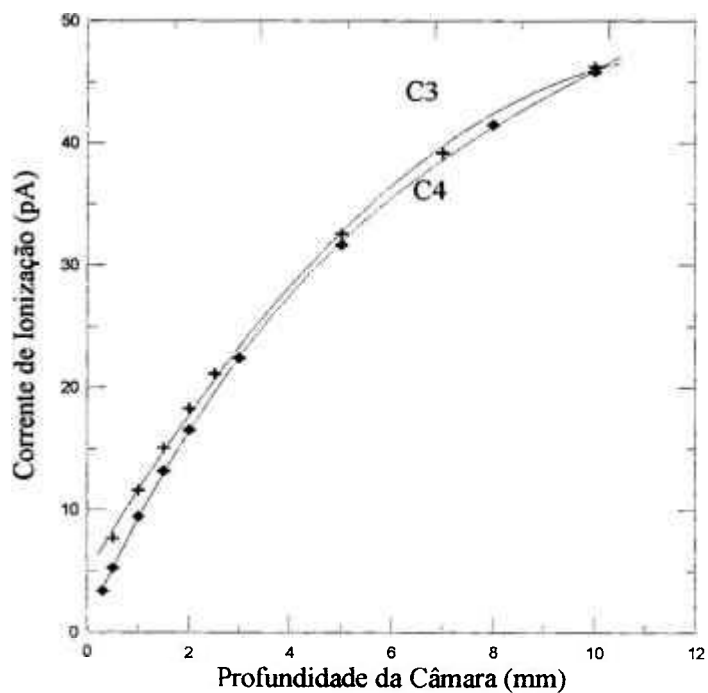


Figura 5.16 Curvas de extrapolação completas obtidas com as câmaras C3 e C4 posicionadas a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

5.3.2 Curvas de Extrapolação nas Condições de Calibração das Fontes Padrões

Foram realizadas medidas nas condições de calibração de instrumentos em nível de Radioproteção, isto é, a uma distância fonte-detector de 11,0cm e com um campo elétrico de 10V/mm (Figura 5.17). A profundidade da câmara neste caso foi variada de 0,5 a 2,5mm com passo de 0,5mm. As medidas foram repetidas para uma distância fonte-detector de 30,0 cm (Figura 5.18). A partir da inclinação destas curvas, as taxas de dose absorvida no ar e no tecido serão posteriormente determinadas e comparadas com os valores do certificado de calibração das fontes.

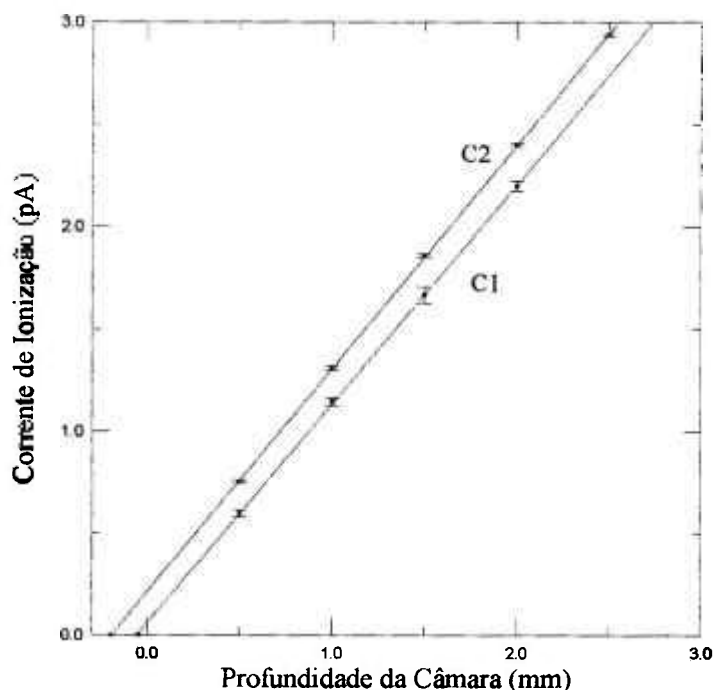


Figura 5.17 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 11,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

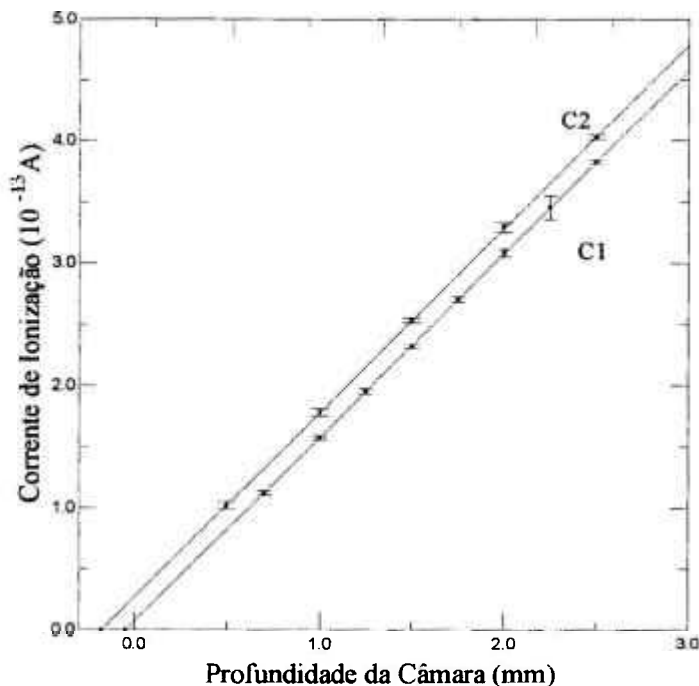


Figura 5.18 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 30,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

5.3.3 Curvas de Extrapolação com as Câmaras Posicionadas a 1,0cm das Fontes Padrões

As curvas de extrapolação foram obtidas para as câmaras C1, C2, C3 e C4 com a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq) à distância de 1,0cm, mantendo-se um campo elétrico de 100V/mm. As distâncias intereletródicas foram variadas de 0,10 a 0,30mm com passo de 0,05mm no caso das câmaras C1 e C2 (Figura 5.19) e no caso das câmaras C3 e C4, devido à geometria das câmaras, as distâncias intereletródicas foram variadas entre 0,20 a 0,35mm com o mesmo passo de 0,05mm (Figura 5.20). A inclinação das retas obtidas possibilitarão calcular posteriormente as taxas de dose absorvida no ar e no tecido.

São observados comportamentos lineares para todas as câmaras, sendo que as câmaras C1 e C2 apresentam uma sensibilidade maior do que as câmaras C3 e C4 devido ao tamanho do eletrodo coletor.

Na Figura 5.20 pode-se observar que a distância nula real obtida com a câmara C3 foi bem superior do que as obtidas com as demais câmaras (entre -0,190 e -0,065mm). Este fato está relacionado com a construção da câmara, onde a existência de um pequeno volume de ar, situado entre o eletrodo coletor e o anel de guarda, provavelmente possibilitou a formação de íons fora do volume de interesse, resultando num acréscimo no valor da distância nula real de 0,30mm.

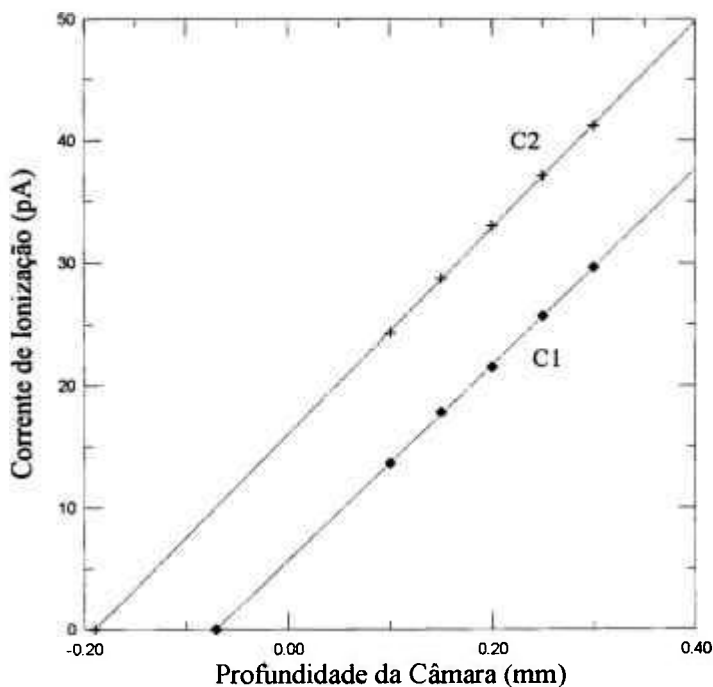


Figura 5.19 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

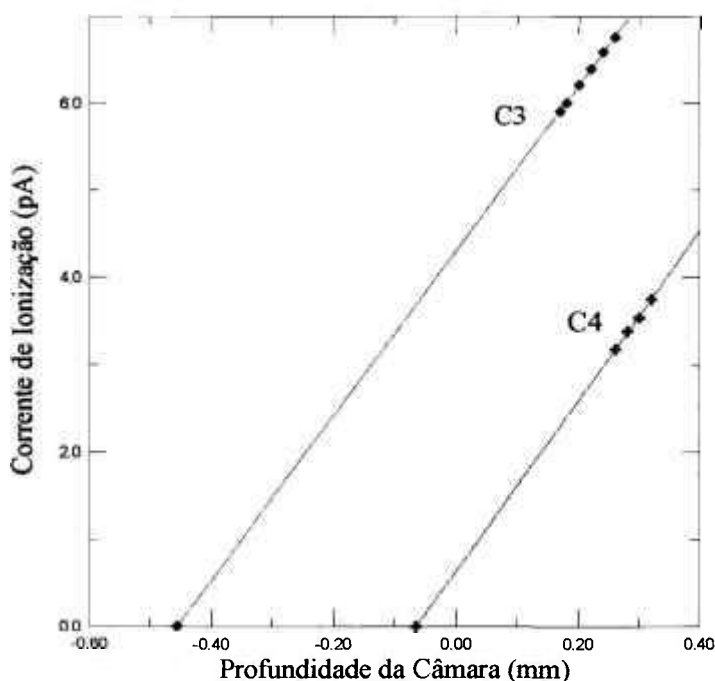


Figura 5.20 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C3 e C4 posicionadas a 1,0 cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

5.4 Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector

Este estudo teve como objetivo observar o comportamento das câmaras de extrapolação a pequenas distâncias da fonte, bem como verificar o intervalo de validade da lei do inverso do quadrado da distância.

Os resultados deste estudo permitem caracterizar o campo de radiação, obtendo-se condições alternativas para a calibração de instrumentos portáteis em termos de dose absorvida no ar para diferentes distâncias daquelas dadas nos certificados das fontes. Além disso, deve-se observar que o certificado das fontes padrões secundários fornecem apenas as taxas de dose absorvida no ar e tecido para as distâncias de 11, 30 e 50cm.

Inicialmente, as medidas foram realizadas em condições de Radioproteção; manteve-se um campo elétrico de 10V/mm e a profundidade das

câmaras C1 e C2 igual a 1,0mm e estudou-se a variação da resposta com a distância fonte-câmara de 1,0 a 50,0cm (Figura 5.21). Verificou-se que a resposta da câmara segue a lei do inverso do quadrado da distância fonte-detector entre 10,0 e 50,0cm. Este resultado é semelhante ao apresentado no certificado das fontes padrões secundários para as distâncias de 11, 30 e 50cm²³.

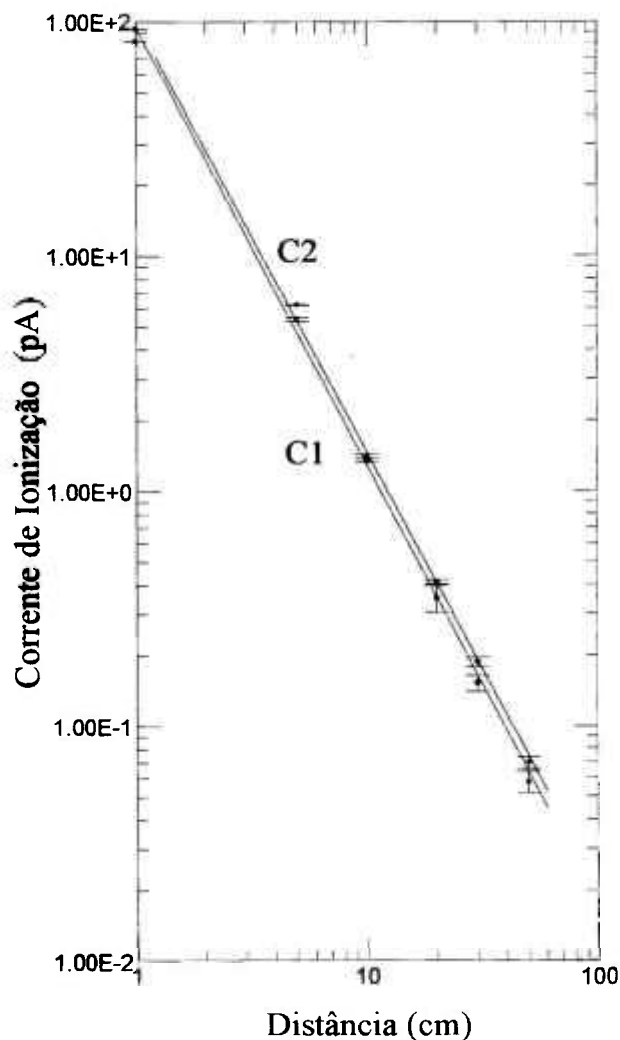


Figura 5.21 Variação da resposta das câmaras C1 e C2 com a distância da fonte de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y (1850MBq); profundidade das câmaras e campo elétrico respectivamente iguais a 1,00mm e 10V/mm

Em seguida, fixando a profundidade das câmaras em 0,30mm, estudou-se o comportamento da resposta no intervalo de 1,0 a 7,0cm, variando a distância com intervalo de 0,1cm entre 1,0 e 1,4cm (Figura 5.22). No caso da câmara C4, devido ao baixo valor da resposta para distâncias maiores que 2,0cm, não foi possível realizar as medidas para a profundidade de 0,30mm; o estudo foi realizado então fixando-se a profundidade da câmara em 1,0mm (Figura 5.23). Verifica-se nestes pequenos intervalos uma queda acentuada da resposta das câmaras (aproximadamente 93 % em 5cm).

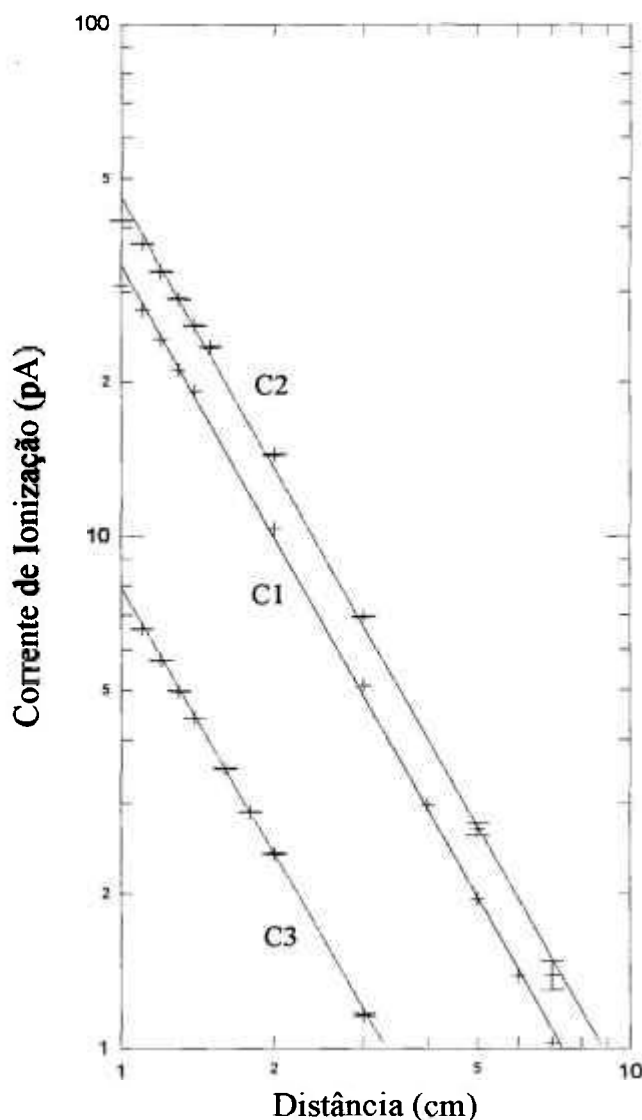


Figura 5.22 Variação da resposta das câmaras C1, C2 e C3 com a distância da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq); profundidade das câmaras e campo elétrico respectivamente iguais a 0,30mm e 100V/mm

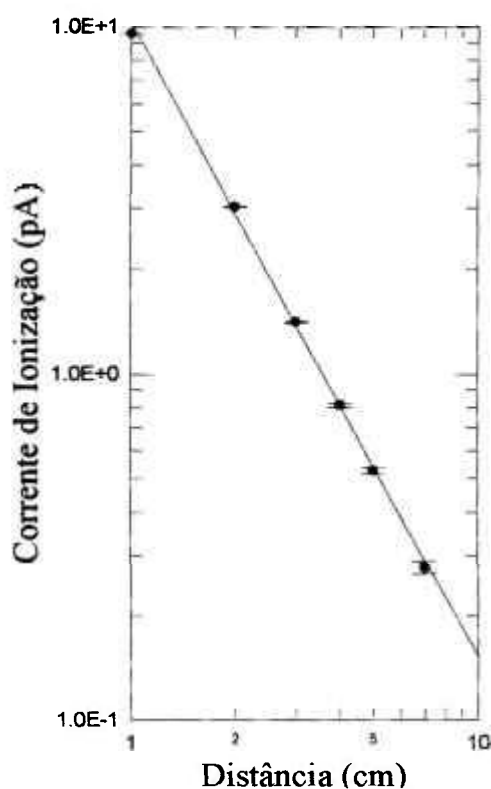


Figura 5.23 Variação da resposta da câmara C4 com a distância da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq); profundidade da câmara e campo elétrico respectivamente iguais a 1,00mm e 100V/mm

5.5 Fatores de Transmissão

Com o objetivo de determinar a taxa de dose absorvida em diferentes profundidades do tecido, foram determinados os fatores de transmissão. As medidas foram realizadas posicionando-se as câmaras à distância de calibração (11,0cm) e a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq).

Para a determinação dos fatores de transmissão, foram mantidas fixas a profundidade da câmara (1,0mm) e a tensão aplicada (100V). Utilizando uma moldura de Lucite foi possível posicionar sucessivamente, tão próximo

quanto possível da janela de entrada da câmara, as folhas finas de material absorvedor.

A espessura destes absorvedores de radiação colocados à frente da câmara foi variada entre 2,5 e 300 μm (folhas de plástico Hostaphan, Melinex) e entre 1,00 e 8,05 mm (placas de Lucite). A câmara foi exposta à fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq).

Foram realizadas medidas repetitivas da corrente de ionização para cada polaridade de tensão e folha absorvedora adicional; foram ainda tomadas medidas sem o material absorvedor, só com a janela de entrada da câmara. O coeficiente de variação destas medidas, em todos os casos, apresentou-se sempre menor do que 1,0%.

Os valores da corrente de ionização foram então representados em função da densidade superficial de camada absorvedora equivalente a tecido das folhas adicionais. O valor de I_0 foi determinado, extrapolando-se a curva para a densidade superficial nula. Os valores dos fatores de transmissão de interesse foram em seguida determinados a partir das curvas de transmissão obtidas (Figuras 5.27 a 5.32), conforme descrito no item 2.4.4. No caso das câmaras C3 e C4, devido ao baixo valor da resposta, só foi possível realizar as medidas para uma distância fonte-detector de 1,0cm.

Nas Figuras 5.27 e 5.28 pode-se observar a ocorrência de um aumento do fator de transmissão com a densidade superficial do material até $50\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, quando então a curva de transmissão começa a decrescer. Para as câmaras C1 e C2, o acréscimo verificado para $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ foi de aproximadamente 8,0%. Este aumento inicial, observado nas curvas de transmissão, é decorrente de espalhamento de partículas beta de altas energias na janela de entrada da câmara⁸. Verifica-se ainda que, a partir de uma dada espessura de absorvedor, o efeito de atenuação da radiação pelo material passa a ser predominante e a curva passa a decrescer.

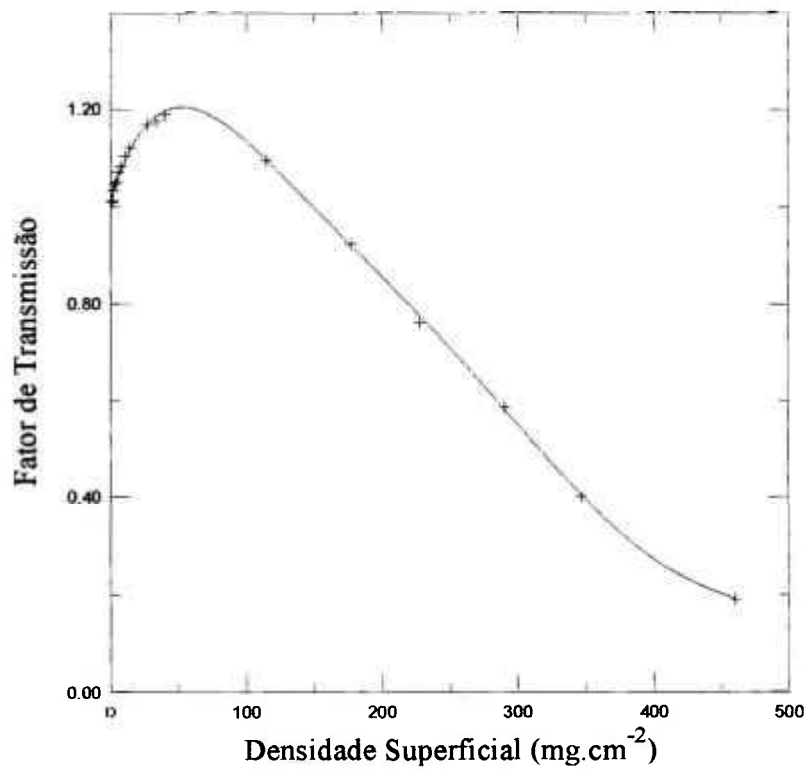


Figura 5.27 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C1 posicionada a 11,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

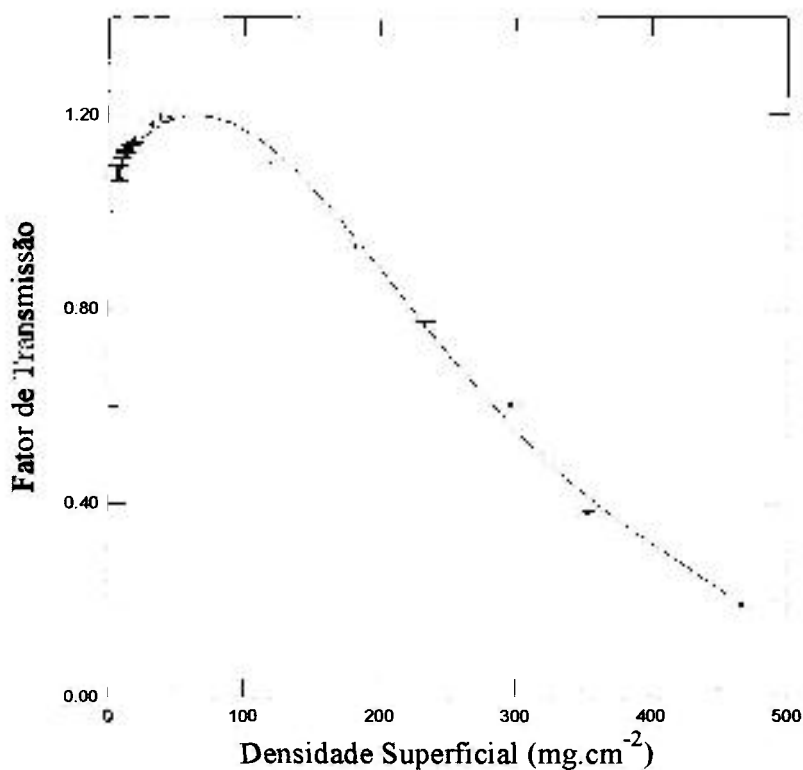


Figura 5.28 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C2 posicionada a 11,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

Um comportamento distinto foi verificado ao se posicionar as câmaras a 1,0cm da fonte (Figuras 5.29 a 5.32). Neste caso, não foi observado o acréscimo no fator de transmissão; este permaneceu praticamente constante até 10mg.cm^{-2} , quando então passou a diminuir. Deve-se observar que para esta distância, a contribuição das partículas de baixas energias da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ é importante; logo, o efeito de absorção dessas partículas pelos absorvedores é mais acentuado que o efeito de espalhamento das partículas de alta energia.

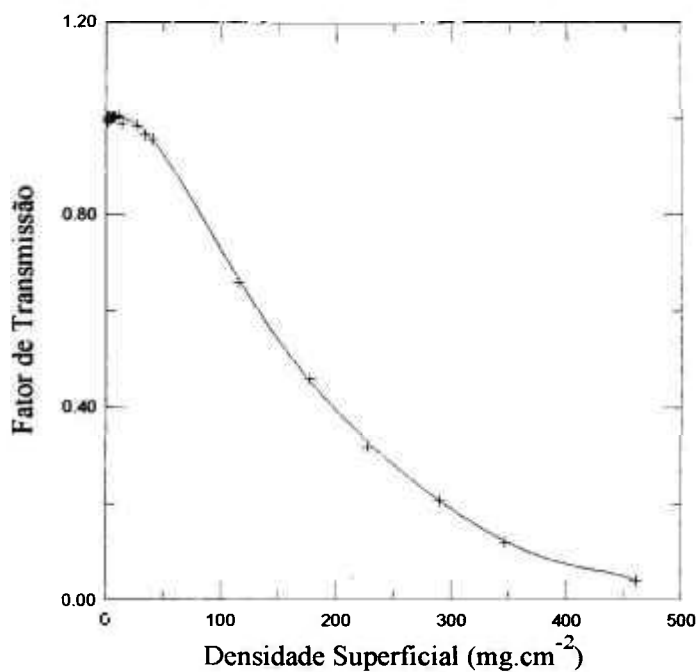


Figura 5.29 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C1 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

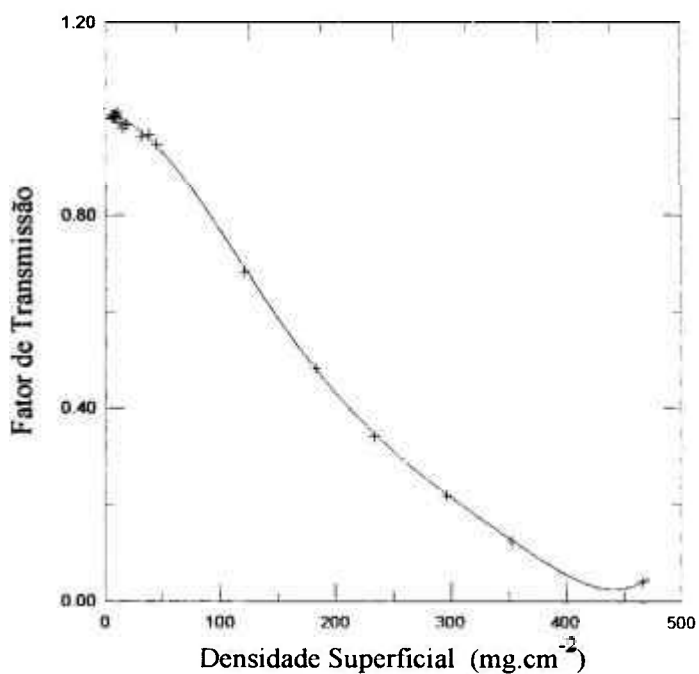


Figura 5.30 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C2 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

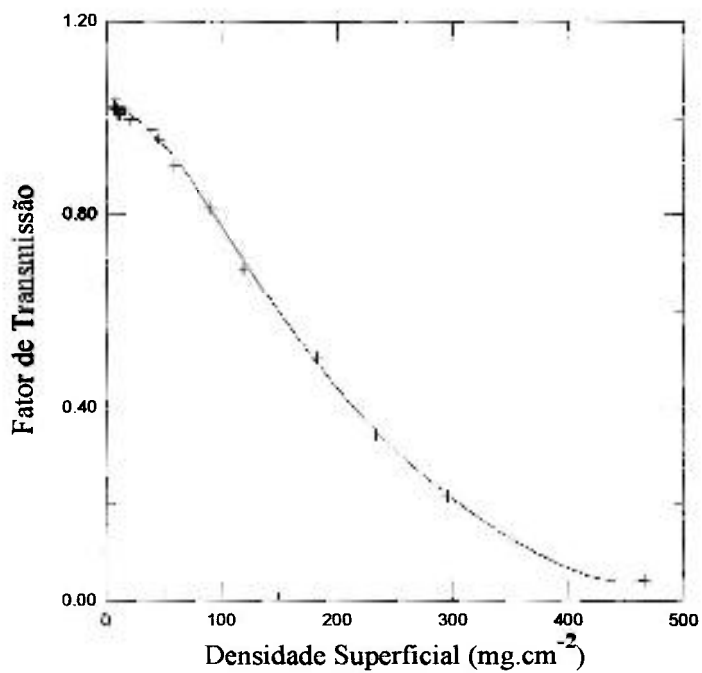


Figura 5.31 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C3 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

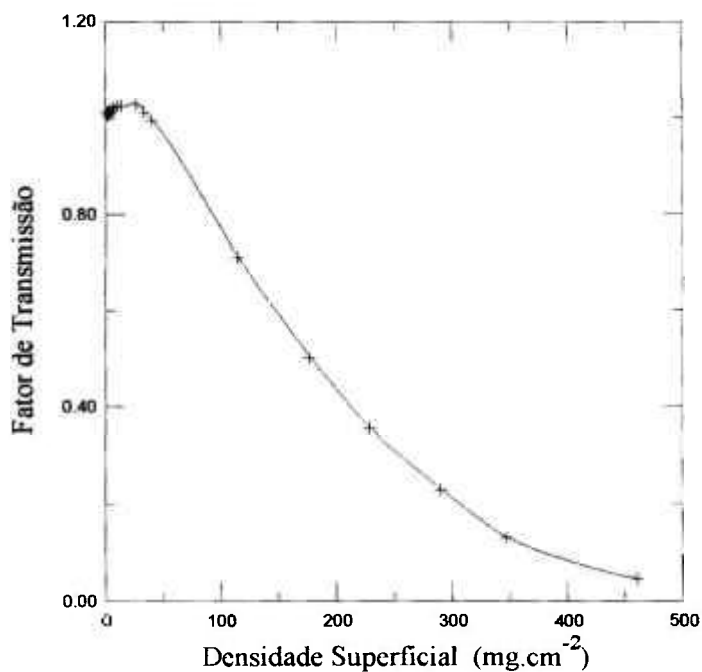


Figura 5.32 Curva de transmissão para radiação beta obtida com a câmara C4 posicionada a 1,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

A Tabela 5.5 apresenta os resultados obtidos com as câmaras C1 e C2 a 11,0cm da fonte. Comparando-se os fatores de transmissão determinados e os valores apresentados no certificado da fonte²³ observa-se uma diferença percentual máxima de 1,5% para uma profundidade na pele de 1,00mm.

Os fatores de transmissão determinados neste estudo serão essenciais para a determinação das taxas de dose em profundidades do tecido de interesse clínico. Neste trabalho, como a taxa de dose absorvida será determinada a 0,07mm de tecido ($7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$), o fator de transmissão correspondente deverá ser aplicado na taxa de dose superficial calculada.

Tabela 5.5 Fatores de transmissão da radiação beta ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$) em material equivalente a tecido, a distâncias fonte-detector de 11,0cm; Câmaras C1 e C2; PTB: valores do certificado da fonte

Profundidade na Pele (mm)	Densidade Superficial ($\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$)	Fator de Transmissão		
		C1	C2	PTB
0	0	1,000	1,000	1,000
0,02	2	1,034	1,025	1,028
0,04	4	1,054	1,045	1,049
0,05	5	1,062	1,055	1,058
0,07	7	1,080	1,075	1,070
0,10	10	1,098	1,095	1,095
0,20	20	1,148	1,150	1,158
0,50	50	1,200	1,200	1,201
1,00	100	1,140	1,155	1,157

Os fatores de transmissão obtidos para uma distância fonte-detector de 1,0cm encontram-se na Tabela 5.6. Neste caso, pode-se comparar apenas os valores determinados experimentalmente entre si, pois o certificado da fonte não fornece os fatores de transmissão para esta distância. Assim, a diferença percentual máxima observada entre os valores obtidos com as quatro câmaras foi de 2%.

Tabela 5.6 - Fatores de transmissão da radiação beta ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$) em material equivalente a tecido, a distância fonte-detector de 1,0 cm; Câmaras C1, C2, C3 e C4

Profundidade na Pele (mm)	Densidade Superficial (mg.cm ⁻²)	Fator de Transmissão			
		C1	C2	C3	C4
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	1,003	1,003	1,008	1,005
0,04	4	1,004	1,005	1,012	1,010
0,05	5	1,004	1,005	1,014	1,012
0,07	7	1,004	1,005	1,016	1,018
0,10	10	1,005	1,005	1,020	1,025
0,20	20	0,995	1,000	1,008	1,016
0,50	50	0,935	0,935	0,944	0,955
1,00	100	0,750	0,760	0,764	0,760

5.6 Fator de Correção de Bremsstrahlung (K_{Brem})

Quando uma partícula passa na vizinhança de um núcleo atômico esta será atraída (β^{-1} , e^{-}) ou repelida (β^{+1} , α) pelo núcleo carregado positivamente. A energia liberada pela partícula ao ser desacelerada, na forma de radiação eletromagnética, constitui a radiação de Bremsstrahlung.

Este tipo de radiação é especialmente importante para os emissores beta puros, já que a presença de fótons não é esperada. Quando um isótopo emite, durante seu decaimento, tanto partículas beta como radiação gama, os efeitos devidos à radiação gama primária serão predominantes, pois, quase sempre, estes fótons são mais abundantes e de energias mais altas que os fótons de Bremsstrahlung.

Observa-se ainda que a produção de Bremsstrahlung é inversamente proporcional ao quadrado da massa da partícula carregada. Portanto, a produção de Bremsstrahlung por uma partícula alfa é desprezível, sendo cerca de 50 milhões de vezes menor do que por uma partícula beta.

O campo de radiação de Bremsstrahlung de uma dada fonte beta em um meio é uma função de três variáveis: o número de partículas beta (atividade presente), a energia das partículas beta e o número atômico Z da blindagem. Baseado nestas variáveis, a fração da atividade total de uma fonte, que será convertida em fótons de energia, pode ser determinada teoricamente³⁴.

Neste trabalho, um fator de correção da corrente de ionização devido à radiação de Bremsstrahlung (K_{Brem}) foi determinado experimentalmente e será posteriormente aplicado na determinação da taxa de dose absorvida no ar e no tecido.

Para a realização das medidas, as câmaras de extrapolação foram posicionadas a 2,0cm da fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq) e cobertas por uma

placa de Lucite, de 1,0cm de espessura, com a finalidade de absorver toda a radiação beta. Detecta-se, neste caso, apenas a radiação de Bremsstrahlung.

Devido ao valor baixo da corrente de ionização, fixou-se a profundidade da câmara em 10mm. Foram realizadas 12 leituras na forma de carga para cada polaridade da tensão. O valor real desta corrente com absorvedor (I_1) foi comparado com o da corrente obtida nas mesmas condições sem a cobertura de Lucite (I). O fator de correção de Bremsstrahlung para cada câmara foi determinado a partir da expressão:

$$K_{\text{Brem}} = 1 - \frac{I_1}{I} \quad (1)$$

Para todas as câmaras o fator de correção de Bremsstrahlung obtido foi igual a $K_{\text{Brem}} = 0,9996$.

5.7 Taxa de Dose Absorvida no Tecido

A partir das curvas de extrapolação obtidas foi possível calcular a taxa de dose superficial no tecido e compará-la com os valores apresentados nos certificados das fontes. Serão apresentados os resultados obtidos com a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq) posicionada a 11,0 e 30,0cm das câmaras. No caso da câmara C3, devido ao baixo sinal da resposta, não foi possível realizar-se as medidas para a distância fonte-detector igual a 30,0cm. No caso da câmara C4, as correntes obtidas a 11,0 e a 30,0cm, muito baixas, impossibilitaram a realização deste estudo.

Para determinar a taxa de dose absorvida no tecido empregou-se a seguinte expressão³⁰:

$$D = \frac{(\bar{W}e) \cdot S_{ar}^{tecido}}{\rho \cdot A_{ef}} \left(\frac{N_c}{\Delta d} \right) K_{Brem} T \quad (1)$$

$\frac{N_c}{\Delta d}$: Corrente de ionização corrigida por unidade de volume da câmara quando este se aproxima de zero; corresponde ao coeficiente angular da curva de extrapolação

\bar{W}/e : Razão entre a energia média necessária para produzir um par de íons no ar e a carga elementar : 33,97 J/C

S_{ar}^{tecido} : Razão entre os poderes de freamento do tecido para o ar: 1,120

K_{Brem} : Fator de correção para emissão de radiação de Bremsstrahlung da fonte: 0,9996

T : Fator de transmissão da radiação beta no tecido

ρ : Densidade do ar: 1,197 kg/m³

A_{ef} : Área efetiva de coleção de íons

A taxa de dose absorvida no tecido a 7 mg.cm⁻² foi obtida, aplicando-se os fatores de transmissão. Os resultados obtidos com as câmaras C1, C2 e C3 e os valores do certificado de calibração da fonte, corrigidos para o decaimento radioativo, encontram-se na Tabela 5.7.

Tabela 5.7 Taxa de Dose Absorvida no Tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ às Distâncias de Calibração da Fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (1850MBq)

Câmara	\dot{D}_m ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$) (11cm)	\dot{D}_c ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$) (11cm)	Δ_{11} (%)	\dot{D}_m ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$) (30cm)	\dot{D}_c ($\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$) (30cm)	Δ_{30} (%)
C 1	449,06	448,2	0,19	61,50	60,91	0,97
C 2	443,91	448,2	0,97	61,34	60,91	0,70
C3	429,78	448,2	4,30	-	-	-

onde:

\dot{D}_m : Taxa de dose absorvida no tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, obtida experimentalmente;

\dot{D}_c : Taxa de dose absorvida no tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, apresentada no certificado da fonte;

Δ_{11} : Diferença percentual entre \dot{D}_m and \dot{D}_c à distância fonte-detector de 11,0cm;

Δ_{30} : Diferença percentual entre \dot{D}_m and \dot{D}_c à distância fonte-detector de 30,0cm.

Comparando os resultados obtidos com as câmaras C1 e C2 e os apresentados no certificado verifica-se uma diferença percentual menor que 1,0%. Com a câmara C3 foi possível obter as medidas apenas a 11cm, apresentando ainda a esta distância um sinal muito baixo o que dificultou a realização das medidas. Neste caso, obteve-se um resultado 4,3% menor que o valor esperado.

A incerteza total associada à taxa de dose absorvida foi obtida, considerando-se as incertezas sistemáticas e as randômicas. Para um nível de confiança de 95%, tomou-se a incerteza total como igual a duas vezes a raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as incertezas parciais. Neste trabalho, considerou-se as incertezas associadas a cada parâmetro da Equação 1, isto é, nas leituras do eletrômetro, na determinação da temperatura e pressão, no poder de freamento, na energia média necessária para a formação de pares de íons, no tamanho do eletrodo coletor, no coeficiente angular da reta e no fator de transmissão. Assim, a incerteza total nas taxas de dose absorvida no tecido, determinadas no presente trabalho, para um nível de confiança de 95%, é de 3,7%.

6 APLICADORES CLÍNICOS

Foram testados dois aplicadores clínicos de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ do Instituto de Radioterapia do ABC, cujas características foram descritas no Capítulo 3. Os procedimentos de medida adotados foram semelhantes aos realizados com as fontes padrões secundários para a caracterização das câmaras construídas.

6.1 Curvas de Saturação

As curvas de saturação foram obtidas com o aplicador A encostado à superfície da câmara C1, variando-se a tensão aplicada entre -100V e +100V. Com o objetivo de observar o comportamento da câmara para diferentes volumes, realizou-se o estudo para as seguintes distâncias intereletródicas: 0,30, 0,50, 1,0, 1,5 e 2,0mm. Para cada valor da tensão aplicada foram realizadas 10 leituras. Na Figura 6.1 pode-se verificar que a saturação ocorre para um campo elétrico menor que 100V/mm. Um comportamento semelhante foi obtido com as outras três câmaras, sendo observado também para o aplicador B.

Assim, em todas as medidas experimentais adotou-se um campo elétrico de 100V/mm. O coeficiente de variação foi inferior a 0,3%.

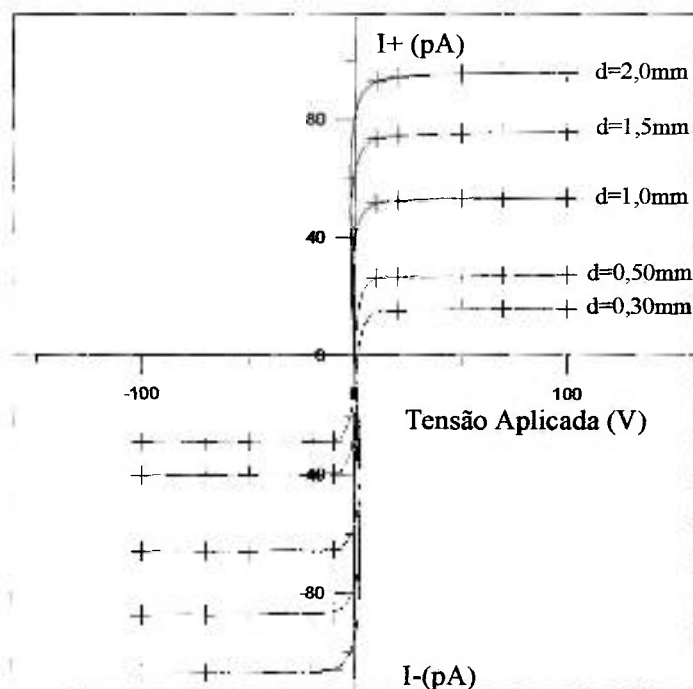


Figura 6.1 Curvas de saturação obtidas com a câmara C1 encostada ao aplicador A; I+ e I- correspondem às correntes de ionização para polaridades positiva e negativa respectivamente

6.2 Curvas de Extrapolação

As curvas de extrapolação foram obtidas inicialmente com o aplicador clínico A posicionado a 1,0cm das câmaras C1 e C2 (Figura 6.2). Posteriormente o aplicador A foi posicionado tão próximo quanto possível da janela de entrada das câmaras C1, C2, C3 e C4 (Figuras 6.3 e 6.4). A profundidade das câmaras foi variada no intervalo compreendido entre 0,10 e 0,30mm e o campo elétrico, mantido em 100V/mm. Deve-se observar, no entanto, que devido a restrições próprias do projeto das câmaras não foi possível adotar exatamente as mesmas profundidades para a realização das medidas. Neste estudo, o coeficiente de variação em todas as medidas foi inferior a 0,5%.

Comparando-se as curvas de extrapolação para o aplicador A, obtidas com as quatro câmaras, pode-se observar a diferença na sensibilidade das mesmas, especialmente as câmaras C1 e C2 que possuem um eletrodo coletor bem maior (10,0mm de diâmetro) do que o eletrodo de C3 e C4 (3,0mm de diâmetro). A diferença significativa de densidade superficial das janelas de entrada das câmaras também contribui para esse resultado. Observando as Figuras 6.2 e 6.3, pode-se observar ainda o decréscimo de aproximadamente 35% no valor da corrente de ionização com o afastamento de 1cm do aplicador em relação à câmara.

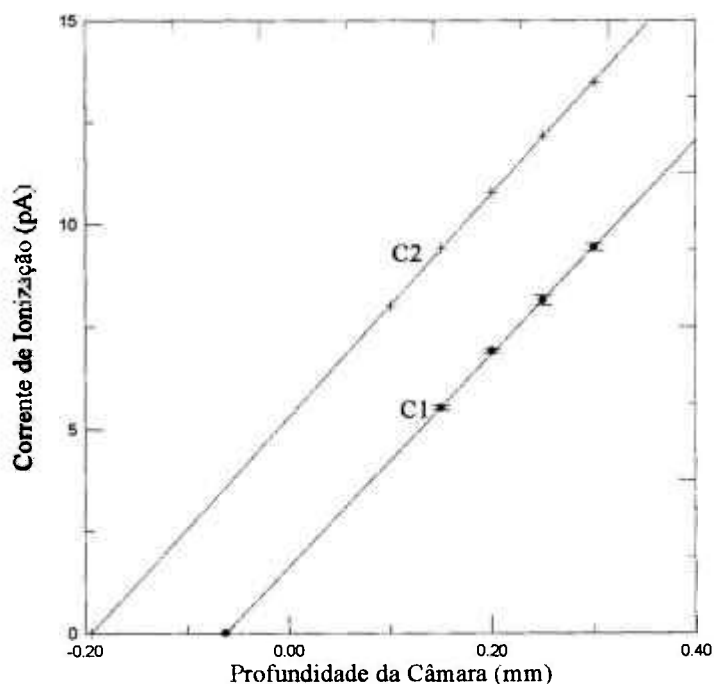


Figura 6.2 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C1 e C2 posicionadas a 1,0cm do aplicador A

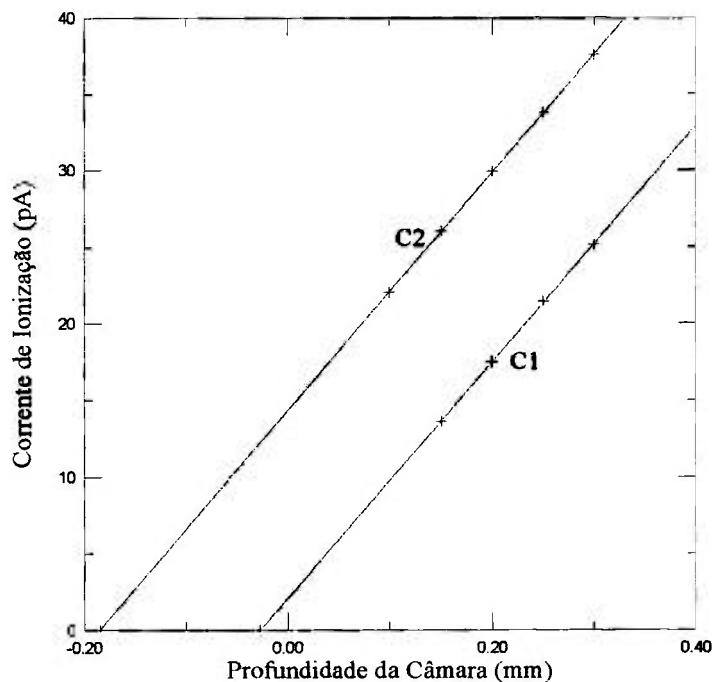


Figura 6.3 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C1 e C2 encostadas ao aplicador A

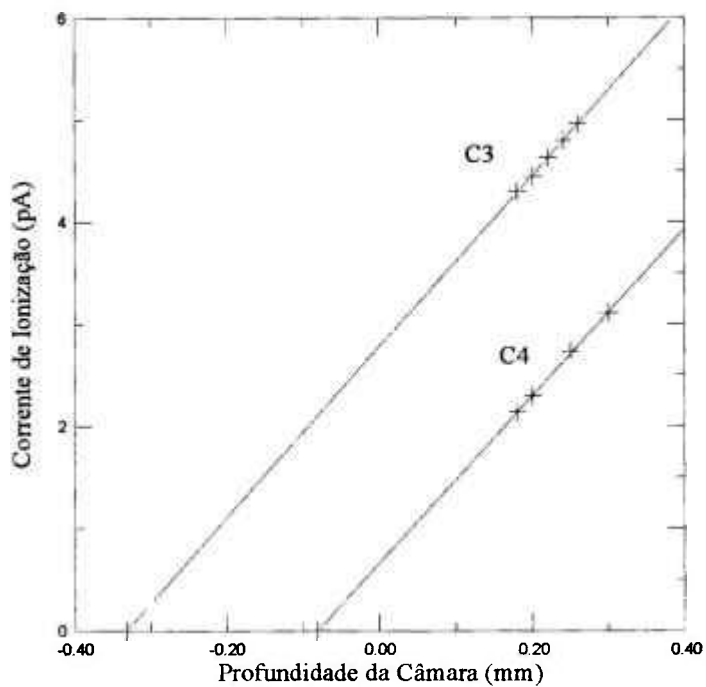


Figura 6.4 Curvas de extrapolação obtidas com as câmaras C3 e C4 encostadas ao aplicador A

Uma complementação deste estudo foi realizada com a câmara C4 utilizando-se um aplicador clínico com maior atividade nominal (4440MBq), denominado neste trabalho de aplicador B. Neste caso, as curvas de extrapolação foram obtidas para diferentes distâncias entre o aplicador e a câmara (Figura 6.5).

O coeficiente angular das curvas de extrapolação obtidas com as quatro câmaras, tanto com o aplicador A como com o aplicador B, permitirá determinar as taxas de dose absorvida no ar e no tecido bem como compará-las com os valores dos certificados das fontes. Uma comparação entre os valores obtidos a 1,0cm e à distância nula também será realizada. Estes resultados serão apresentados no item 6.5.

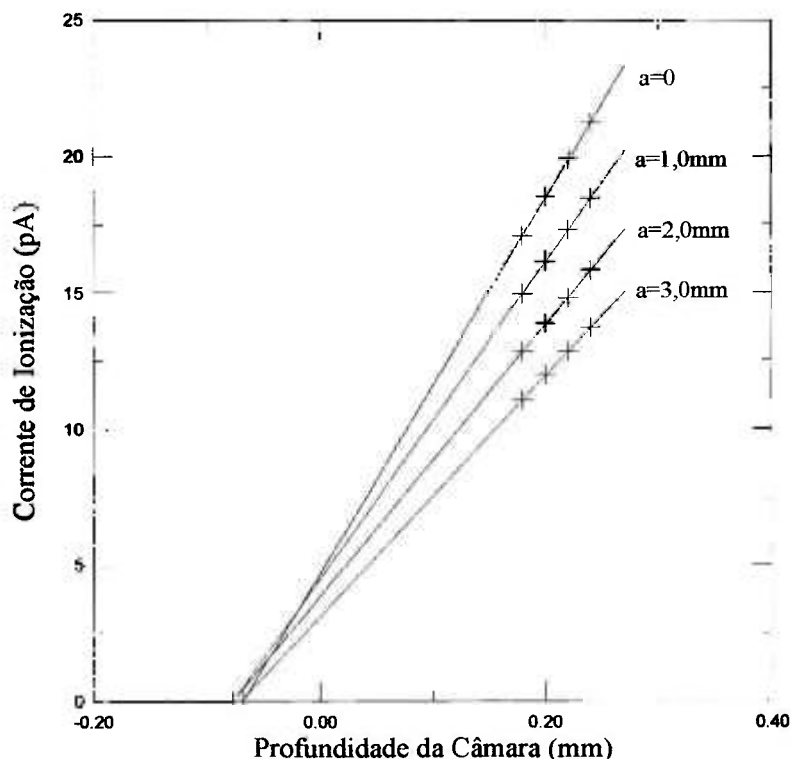


Figura 6.5 Curvas de extrapolação obtidas com a câmara C4 a diferentes distâncias do aplicador B

6.3 Variação da Resposta com a Distância Aplicador-Câmara

O estudo foi realizado para os dois aplicadores clínicos. No caso do aplicador A a distância foi variada entre 1,0 e 20,0mm das câmaras C1 e C2 (Figura 6.6). Com as câmaras C3 e C4, devido ao sinal mais baixo de resposta, a distância fonte-detector foi variada apenas até 10mm (Figura 6.7). No intervalo estudado, como era esperado, o cumprimento da lei do inverso do quadrado da distância não foi verificado. Decréscimos superiores a 10% na resposta são observados ao se afastar em 1,0mm a fonte do detector. Observa-se assim como o posicionamento da fonte pode ser crítico nesta região, podendo afetar consideravelmente a taxa de dose a ser determinada e, conseqüentemente, ministrada a um paciente.

No caso do aplicador B, a distância aplicador-câmara também foi variada até 10mm. Na Figura 6.8 pode-se observar um comportamento semelhante ao obtido com o aplicador A.

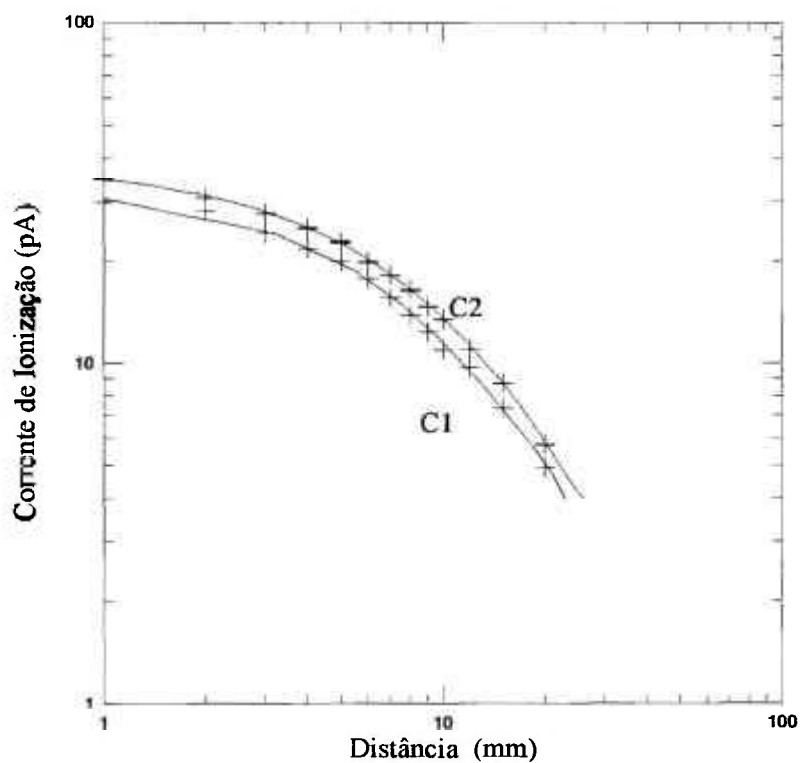


Figura 6.6 Variação da resposta das câmaras C1 e C2 com a distância ao aplicador A; profundidade das câmaras e campo elétrico respectivamente iguais a 0,30mm e 100V/mm

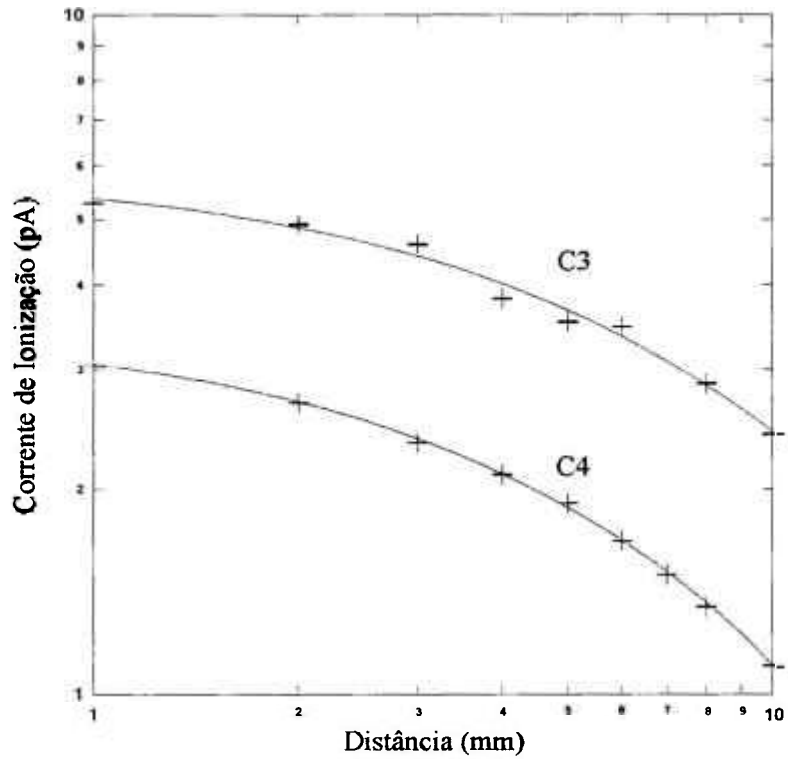


Figura 6.7 Variação da resposta das câmaras C3 e C4 com a distância ao aplicador A; profundidade das câmaras e campo elétrico respectivamente iguais a 0,30mm e 100V/mm

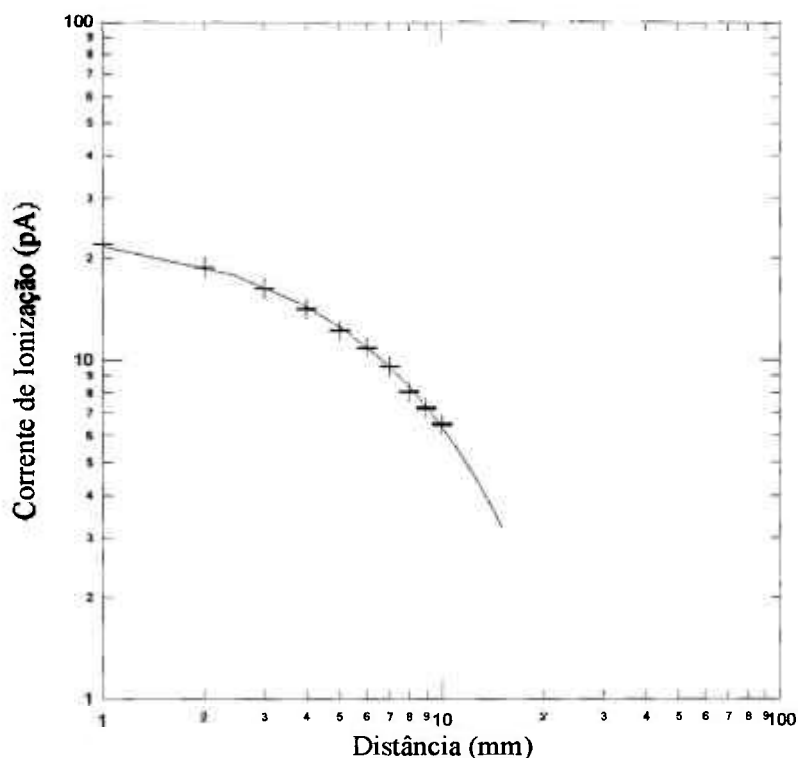


Figura 6.8 Variação da resposta das câmara C4 com a distância do aplicador B; profundidade da câmara e campo elétrico respectivamente iguais a 0,30mm e 100V/mm

6.4 Fatores de Transmissão

Aplicando-se o método descrito no item 5.5, foram determinados os fatores de transmissão para a radiação beta dos aplicadores A e B utilizando-se as câmaras de extrapolação C1, C2, C3 e C4 para as distâncias fonte-detector de 1,0mm e nula. A espessura do absorvedor foi variada entre 2,0 e 350,0 μ m. O coeficiente de variação das medidas foi sempre inferior a 1,0%.

Nas Figuras 6.9, 6.10, 6.11 e 6.12 pode-se observar, no caso do aplicador A, o comportamento das curvas de transmissão em função da densidade superficial da camada absorvedora para uma distância aplicador-câmara igual a 1,0cm. Os resultados obtidos com as câmaras C1 e C4, ambas

com janela fina, apresentam inicialmente um acréscimo nos fatores de transmissão de aproximadamente 3% para $20\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ quando então passam a decrescer. No caso das câmaras C2 e C3, os fatores de transmissão permanecem praticamente constantes até $10\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, passando então a diminuir. Deve-se ressaltar que, para essas câmaras de janela com densidade superficial de $6,4\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, a determinação dos fatores de transmissão, para densidades superficiais menores que o valor da janela, implica em se ter incertezas maiores nos procedimentos de medida. A determinação dos fatores de transmissão no intervalo de 0 a $5\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ foi realizada apenas para uma comparação com as demais câmaras, já que para as câmaras C2 e C3, a região de interesse para determinação dos fatores de transmissão encontra-se acima de $7,0\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$, pois a janela de entrada já apresenta $6,4\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ de densidade superficial.

Na Tabela 6.1 estão apresentados os fatores de transmissão para as espessuras de tecido de interesse, obtidos a partir de interpolações nas curvas das Figuras 6.9, 6.10, 6.11 e 6.12.

Com o aplicador B a 1,0cm de distância da câmara C4 e posteriormente encostado à janela desta, repetiu-se as medidas para a obtenção das curvas de transmissão apresentadas respectivamente nas Figuras 6.13 e 6.14. Estes fatores de transmissão obtidos serão utilizados na determinação das taxas de dose absorvida às profundidades de tecido de interesse.

Na prática, os fatores de transmissão determinados à distância nula são os que irão interessar já que é nessa condição que o paciente deverá ser tratado. As medidas realizadas a 1,0cm tiveram como objetivo realizar um estudo comparativo com os valores obtidos com a fonte padrão secundário para esta distância (item 5.5). Deve-se ressaltar, ainda, que a partir destes valores pode-se obter os fatores de transmissão para a distância nula corrigindo-os a partir das curvas de variação da resposta com a distância fonte-detector.

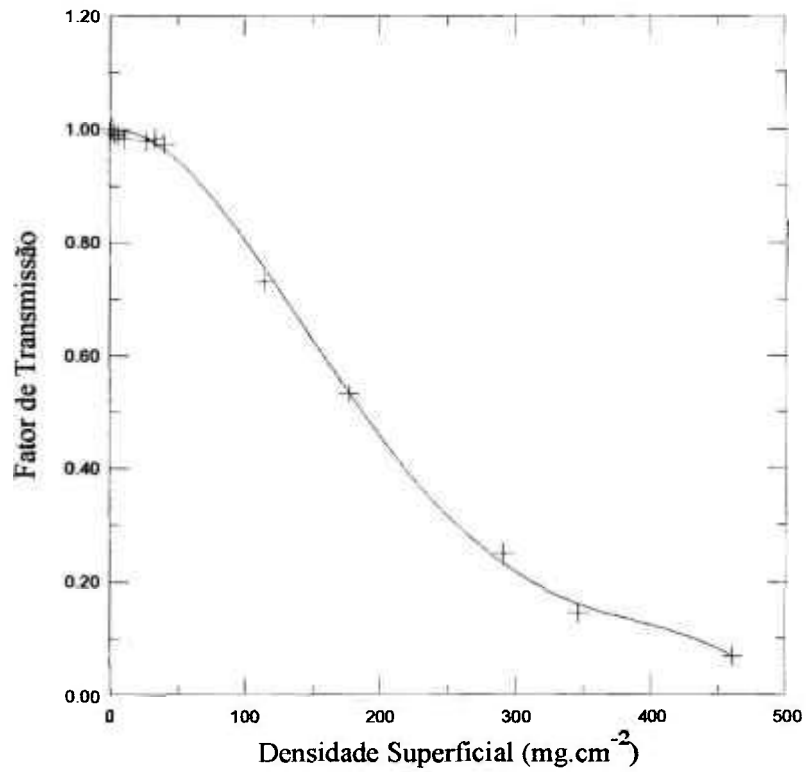


Figura 6.9 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C1 posicionada a 1,0cm do aplicador A

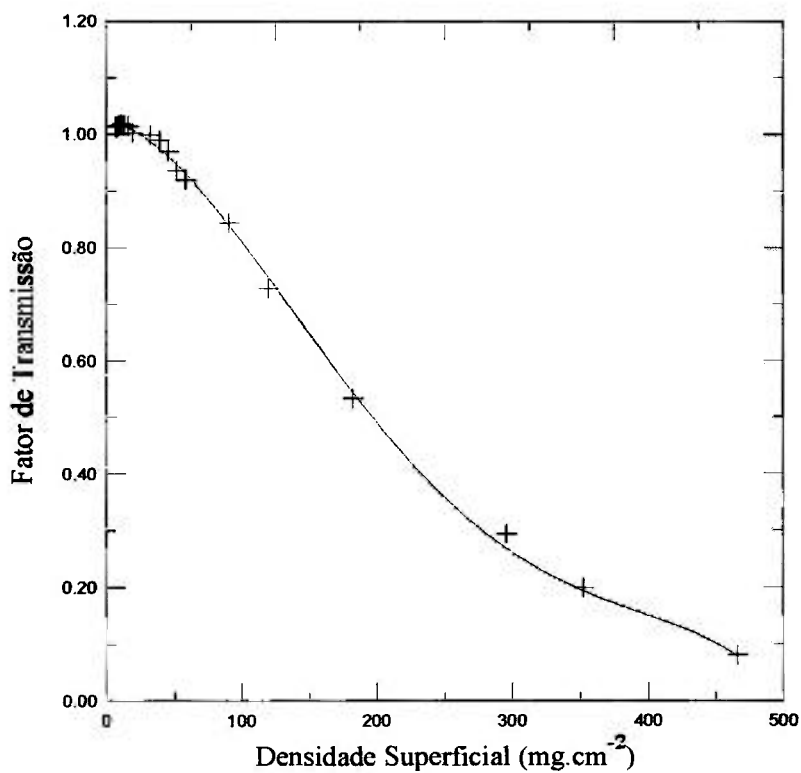


Figura 6.10 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C2 posicionada a 1,0cm do aplicador A

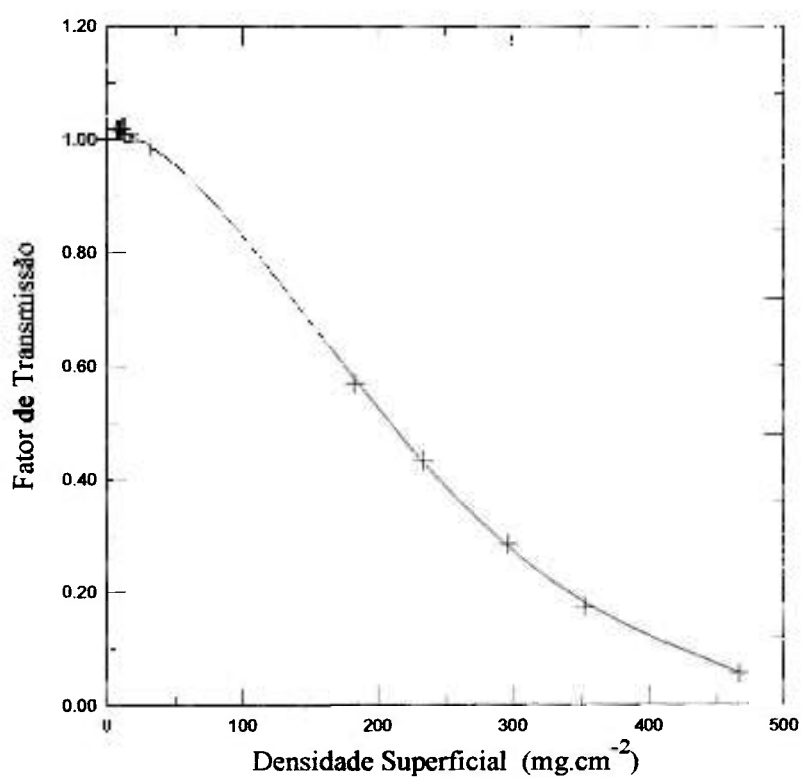


Figura 6.11 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C3 posicionada a 1,0cm do aplicador A

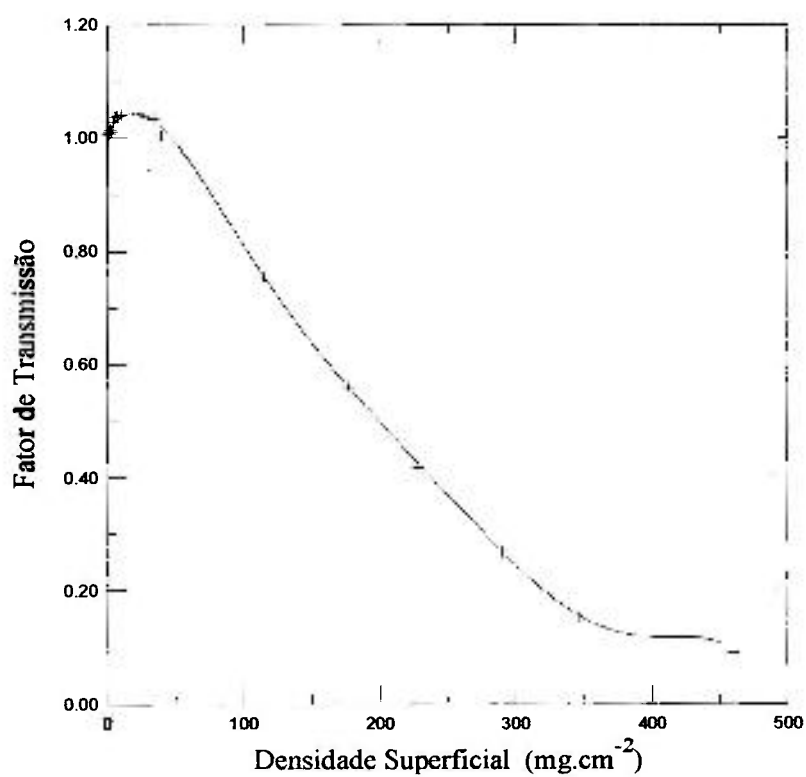


Figura 6.12 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C4 posicionada a 1,0cm do aplicador A

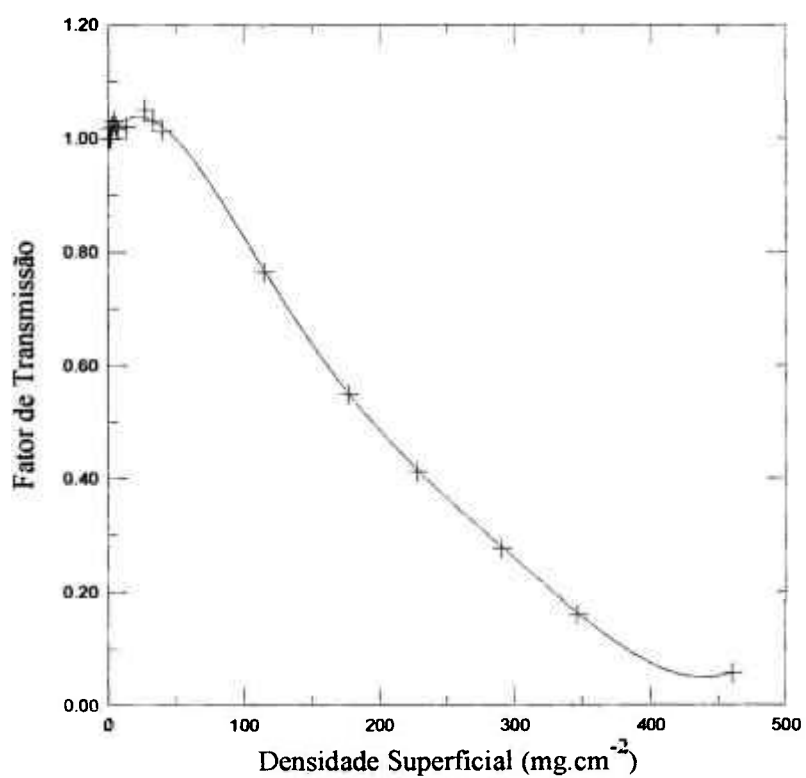


Figura 6.13 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C4 posicionada a 1,0cm do aplicador B

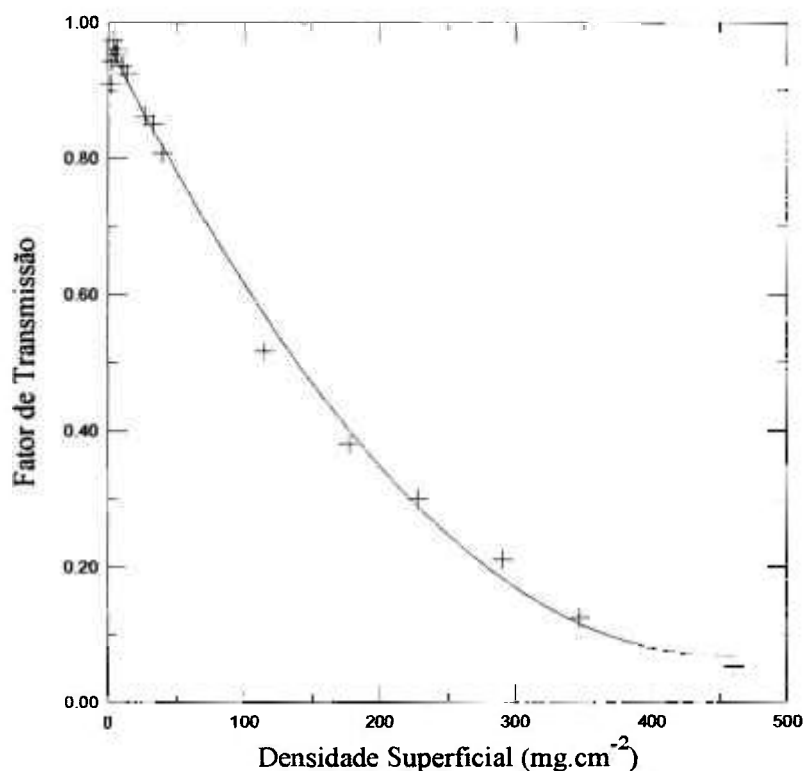


Figura 6.14 Curva de transmissão da radiação beta em camada absorvedora equivalente a tecido, obtida com a câmara C4 encostada ao aplicador B

Na Tabela 6.1, pode-se observar que os fatores de transmissão obtidos com as diferentes câmaras concordam entre si, apresentando uma diferença percentual máxima de 2,0%. Comparando-se esses resultados com os obtidos com a fonte do sistema padrão secundário (Tabela 5.6), verifica-se uma diferença de aproximadamente 1% até uma densidade superficial de 20mg.cm⁻², quando então a diferença passa a ser de 3% e 8% para 50 e 100mg.cm⁻² respectivamente. Deve-se ressaltar, no entanto, que um espectro diferente é emitido pelo aplicador pois este é coberto com uma camada metálica de forma que a energia baixa do ⁹⁰Sr é absorvida.

Tabela 6.1 Fatores de transmissão obtidos com as câmaras posicionadas a 1,0cm do aplicador A

Profundidade na Pele (mm)	Densidade Superficial (mg.cm ⁻²)	Fator de Transmissão			
		C1	C2	C3	C4
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	1,002	1,008	1,013	1,005
0,04	4	1,004	1,012	1,019	1,005
0,05	5	1,008	1,016	1,025	1,010
0,07	7	1,010	1,016	1,027	1,010
0,10	10	1,012	1,016	1,031	1,015
0,20	20	1,008	1,012	1,020	1,025
0,50	50	0,965	0,964	0,974	0,985
1,00	100	0,812	0,804	0,830	0,820

Na Tabela 6.2 são apresentados os fatores de transmissão obtidos com a câmara C4 posicionada a uma distância nula do aplicador B e também a 1,0cm deste. Pode-se observar que na superfície da pele ($a = 0$), a dose absorvida é de 100%, mas a 1,0mm de espessura tem-se apenas 55,4%. Estes resultados demonstram a importância deste estudo nos tratamentos de betaterapia, já que a atenuação da dose pode ser significativa em poucos milímetros de espessura de tecido ou ainda maior, se na pele do paciente a ser tratado forem mantidas as fitas cirúrgicas ou os curativos.

Tabela 6.2 Fatores de transmissão obtidos com a câmara C4 posicionada a uma distância nula do aplicador B e a 1,0cm deste

Profundidade na pele (mm)	Densidade Superficial (mg.cm^{-2})	Fator de Transmissão $a = 0$	Fator de Transmissão $a = 1,0\text{cm}$
0	0	1,000	1,000
0,02	2	0,984	1,002
0,04	4	0,972	1,008
0,05	5	0,968	1,010
0,07	7	0,956	1,012
0,10	10	0,936	1,016
0,20	20	0,888	1,020
0,50	50	0,748	0,992
1,00	100	0,554	0,816

6.5 Fator de Correção de Bremsstrahlung (K_{Brem})

O fator de correção da corrente de ionização devido à radiação de Bremsstrahlung (K_{Brem}) foi determinado experimentalmente para os aplicadores A e B.

As câmaras de extrapolação foram cobertas por uma placa de Lucite, de 1,0cm de espessura, com a finalidade de absorver toda a radiação beta. O aplicador foi então posicionado tão próximo quanto possível do absorvedor, detectando assim, apenas a radiação de Bremsstrahlung.

A tomada das leituras da corrente de ionização foi realizada como descrito no item 5.6. Com a profundidade das câmaras fixadas em 10mm, foram realizadas 12 leituras para cada polaridade da tensão aplicada. O procedimento foi então repetido retirando-se o absorvedor. O fator de correção de Bremsstrahlung para cada câmara foi determinado a partir da expressão:

$$K_{\text{Brem}} = 1 - \frac{I_i}{I} \quad (1)$$

Para todas as câmaras o fator de correção de Bremsstrahlung obtido para o aplicador A foi igual a $K_{\text{Brem}} = 0,9998$. No caso do aplicador B, as medidas foram realizadas apenas com a câmara C4, obtendo-se o mesmo resultado.

6.6 Taxa de Dose Absorvida

As taxas de dose absorvida no tecido foram determinadas partir das curvas de extrapolação obtidas com o aplicador A encostado às câmaras C1, C2, C3 e C4, bem como a 1,0cm de distância destas. Os valores obtidos para a distância nula foram então comparados com os valores apresentados nos

certificados das fontes. No caso da câmara C4, o procedimento foi repetido para o aplicador B.

A taxa de dose absorvida no tecido foi determinada empregando-se a expressão apresentada no item 5.7 (Equação 1). Nas medidas de corrente de ionização foram aplicados os fatores de correção para temperatura e pressão, decaimento radioativo e recombinação.

A taxa de dose absorvida no tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ foi determinada, aplicando os fatores de transmissão. Os resultados obtidos com as câmaras C1, C2, C3 e C4, apresentados na Tabela 6.3, e os valores dos certificados de calibração das fontes foram corrigidos quanto ao decaimento radioativo para 14. 04. 95. No caso do aplicador A, a taxa de dose superficial (\dot{D}_c), corrigida para as novas constantes ³⁶ é igual a $31,01\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$ e para o aplicador B é de $251,01\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$.

Tabela 6.3 Taxa de Dose Absorvida no Tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ - Aplicador A encostado às câmaras ($a=0\text{cm}$)

Câmara	\dot{D}_m ($\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$)	Δ (%)
C 1	30,91	0,3
C 2	30,85	0,5
C 3	30,18	2,7
C 4	30,98	0,1

onde:

\dot{D}_m : taxa de dose absorvida no tecido a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ obtida experimentalmente;

Δ : diferença percentual entre \dot{D}_m e \dot{D}_c a uma distância fonte-detector nula.

Na Tabela 6.3 pode-se verificar que a diferença percentual entre os valores obtidos experimentalmente e o valor apresentado no certificado da fonte variou entre 0,1 e 2,7%.

No caso do aplicador B, a taxa de dose absorvida a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ de tecido, determinada com a câmara C4, foi igual a $257,13\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$ apresentando uma diferença percentual em relação ao valor do certificado de 2,4%.

Como descrito no item 5.7, as incertezas associadas ao processo de calibração incluem a incerteza na leitura do eletrômetro, na determinação da temperatura e pressão, na energia média necessária para a formação de pares de íons, no poder de freamento, no coeficiente angular da reta, no fator de transmissão e no tamanho do eletrodo coletor. Assim, a incerteza total associada às taxas de dose absorvida no tecido, neste caso, para um nível de confiança de 95% , é de 11,9%.

Deve-se ressaltar, que considerando a incerteza na taxa de dose absorvida fornecida pelo NIST (12%) e pela Amersham (20%), os resultados obtidos neste trabalho foram altamente satisfatórios.

7 CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO EM CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X

A radiação X de energias baixas é atenuada rapidamente pelo tecido. Esta propriedade faz com que este tipo de radiação seja indicado para o tratamento de lesões superficiais, onde uma dose alta pode ser aplicada sem afetar as camadas inferiores de tecido.

Para a determinação absoluta da taxa de dose absorvida no tecido da radiação X de energias baixas, as câmaras de extrapolação são as mais indicadas⁷. Este tipo de câmara possibilita a determinação da dose absorvida com grande precisão e ela não necessita ser calibrada contra um sistema padrão de referência.

As câmaras de extrapolação desenvolvidas neste trabalho foram testadas e calibradas em campos padrões de radiação X de energias baixas, no Laboratório de Calibração do IPEN. Estudou-se a linearidade da resposta e a dependência energética para diferentes qualidades do feixe. Foram obtidas as curvas de extrapolação para 25 e 50kV e os fatores de transmissão para diferentes profundidades de tecido. O arranjo experimental utilizado e as características do sistema de raios-X foram apresentados no Capítulo 3.

7.1 Curvas de Extrapolação

As curvas de extrapolação foram obtidas, irradiando-se as câmaras a 50 cm do foco do tubo de radiação X de energias baixas. A profundidade da câmara foi variada entre 0,20 e 1,00mm e o campo elétrico foi mantido constante e igual a 100V/mm. O diâmetro do colimador foi de 4,35cm. Foram realizadas 5 leituras para cada profundidade e polaridade. A média desses valores foi corrigida para as condições ambientais de temperatura e pressão.

As Figuras 7.1, 7.2, 7.3 e 7.4 apresentam as curvas obtidas, para as câmaras C1, C2, C3 e C4 respectivamente, utilizando-se duas condições de irradiação: 50kV,25mA e 25kV,30mA.

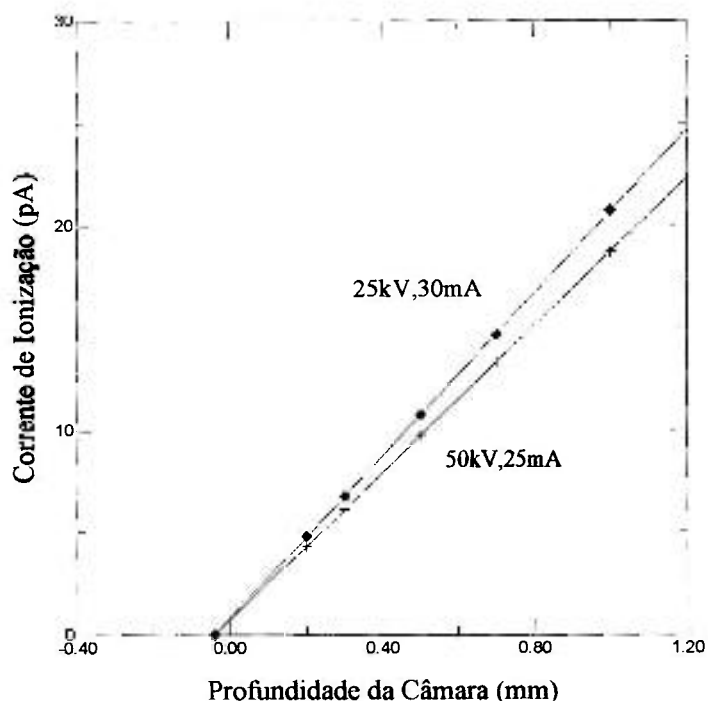


Figura 7.1 Curvas de extrapolação obtidas com a câmara C1 posicionada a 50cm do foco do tubo de raios-X

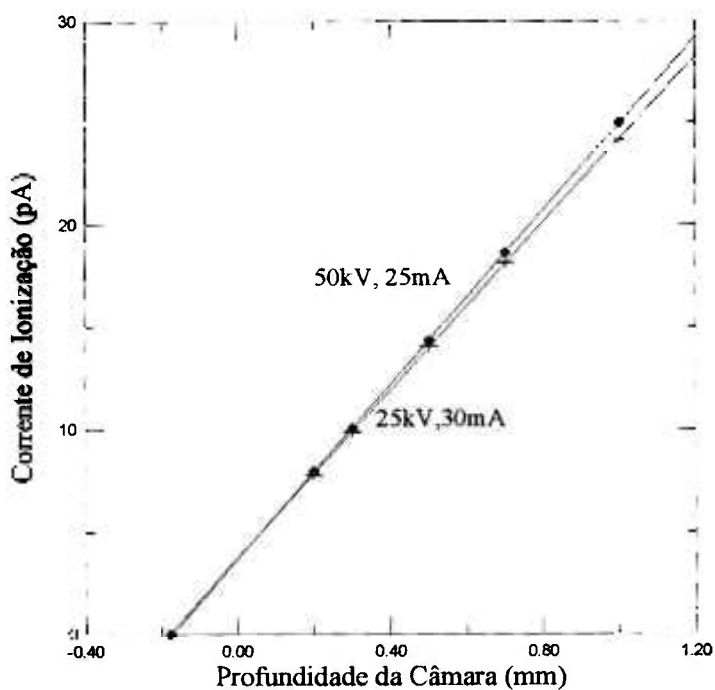


Figura 7.2 Curvas de extrapolação obtidas com a câmara C2 posicionada a 50cm do foco do tubo de raios-X

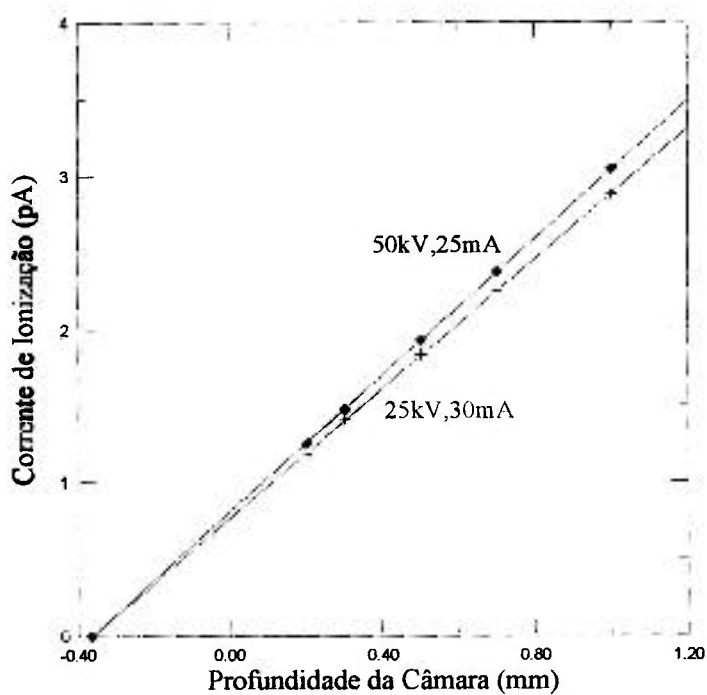


Figura 7.3 Curvas de extrapolação obtidas com a câmara C3 posicionada a 50cm do foco do tubo de raios-X

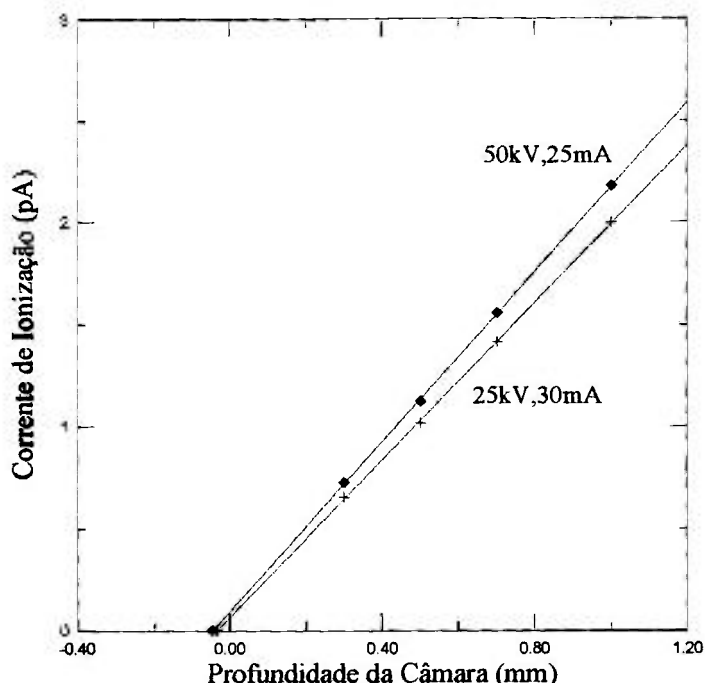


Figura 7.4 Curvas de extrapolação obtidas com a câmara C4 posicionada a 50cm do foco do tubo de raios-X

Comparando-se os resultados obtidos com as câmaras de mesmo eletrodo coletor mas com janelas de entrada diferentes, verifica-se para C1 e C2 uma diferença percentual na resposta de aproximadamente 30% e no caso das câmaras C3 e C4, 40%. Observa-se uma diferença ainda mais acentuada entre as respostas das câmaras de eletrodos de tamanhos diferentes. As correntes de ionização máximas medidas com as câmaras C3 e C4 foram próximas a 4,0pA (Figuras 7.3 e 7.4), resultado este 5 vezes menor que os obtidos para C1 e C2 (Figuras 7.1 e 7.2) nas mesmas condições experimentais. O coeficiente de variação máximo das medidas foi de 0,5% para as câmaras C1 e C2 e de 1,0% para C3 e C4.

As curvas de extrapolação obtidas para a radiação X são utilizadas para se determinar os fatores de calibração de cada câmara, através da técnica da substituição, utilizando um padrão secundário conforme esta descrito no item 7.3.

7.2 Linearidade da Resposta

O estudo da linearidade da resposta das câmaras de extrapolação para a radiação X foi realizado variando-se a corrente do tubo entre 2 e 30mA, para 25 e 50kV. Com a câmara posicionada a 50cm do foco, foram tomadas 5 leituras para cada corrente aplicada. O comportamento linear das respostas das câmaras C1, C2, C3 e C4, para as duas qualidades de feixe estudadas (25 e 50kV), pode ser observado nas Figuras 7.5, 7.6, 7.7 e 7.8 respectivamente.

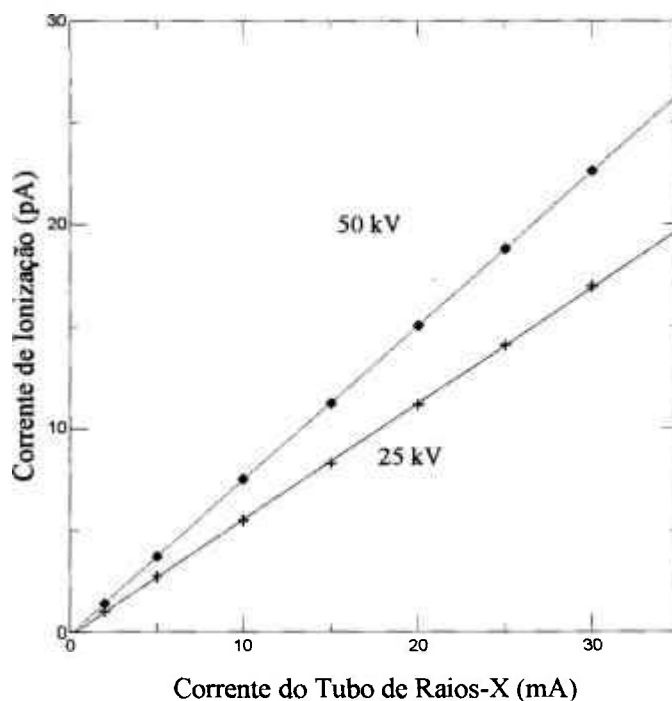


Figura 7.5 Linearidade da resposta da câmara C1 em função da corrente do tubo de raios-X para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

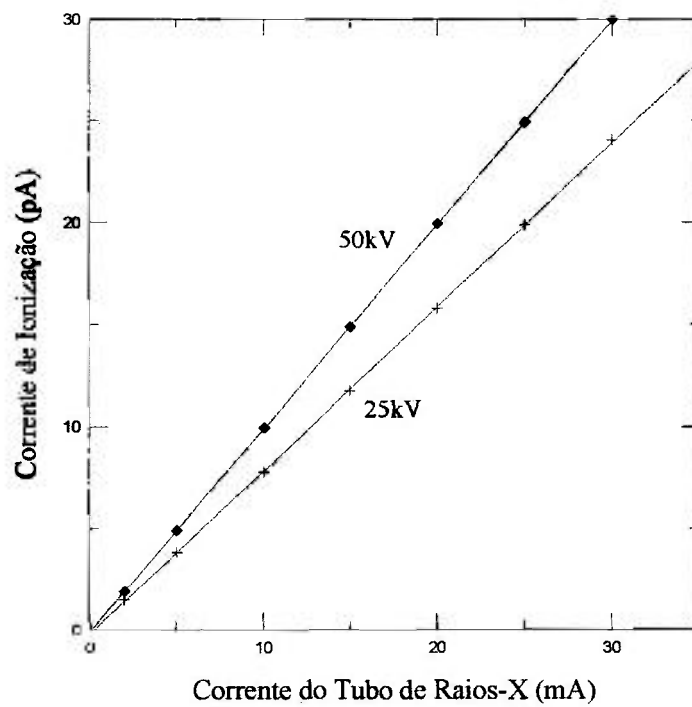


Figura 7.6 Linearidade da resposta da câmara C2 em função da corrente do tubo de raios-X para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

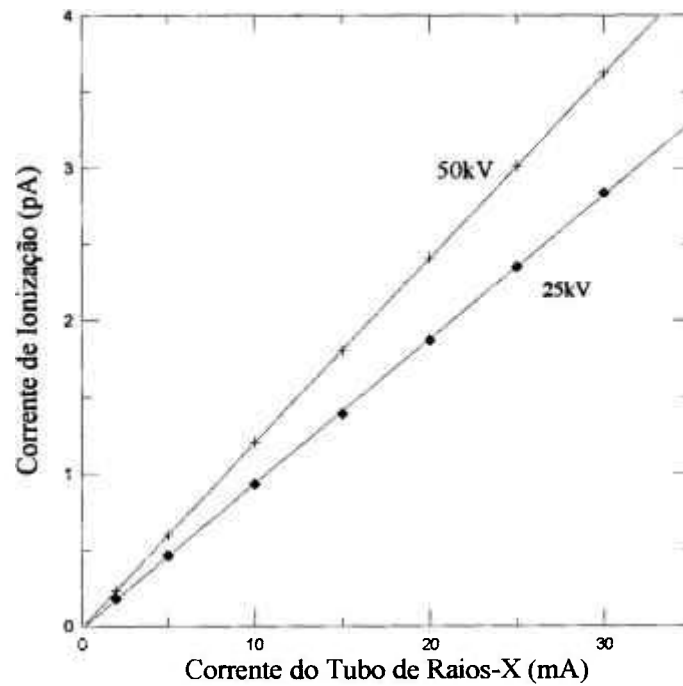


Figura 7.7 Linearidade da resposta da câmara C3 em função da corrente do tubo de raios-X para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

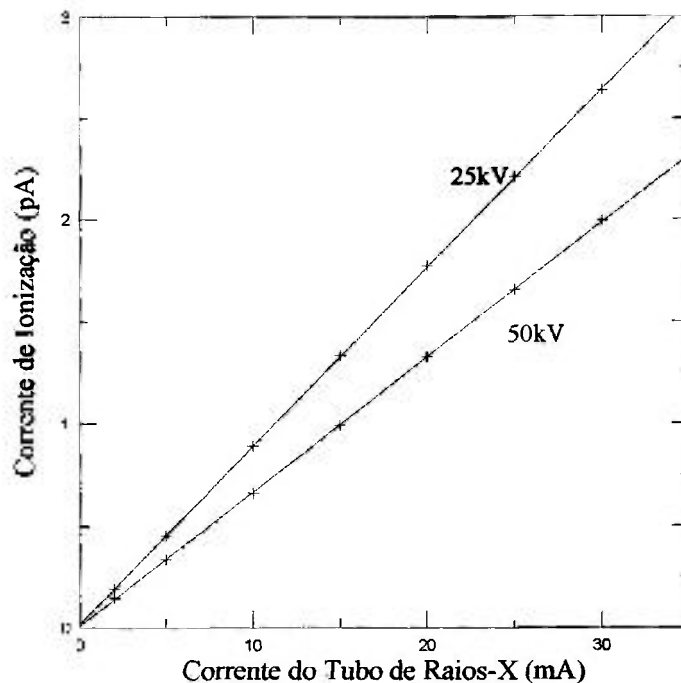


Figura 7.8 Linearidade da resposta da câmara C4 em função da corrente do tubo de raios-X para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

Entre 2 e 30mA, os coeficientes de correlação das retas obtidas neste estudo foram aproximadamente iguais a 1,0, tanto para 25kV como para 50kV. Este resultado foi observado para as quatro câmaras testadas. O coeficiente de variação foi de aproximadamente 1,0%, com exceção das leituras realizadas para a corrente do tubo igual a 2mA onde, devido ao baixo sinal da resposta, o coeficiente de variação máximo foi de 7,0% para a câmara C4.

7.3 Dependência Energética

O estudo da dependência energética foi realizado, variando-se a tensão aplicada entre 25 e 50kV, para as quatro câmaras, utilizando-se qualidades diferentes do feixe de radiação X de energias baixas. As leituras

foram tomadas mantendo-se a profundidade da câmara igual a 1,0mm e o campo elétrico a 100V/mm. A câmara foi posicionada à distância de calibração de 50cm utilizando-se um colimador com 4,36cm de diâmetro.

As irradiações foram realizadas no ar e todas as medidas foram normalizadas para as condições normais de temperatura e pressão. O eletrômetro Keithley 617 foi utilizado para a tomada de 5 leituras consecutivas para cada qualidade do feixe. O coeficiente de variação das medidas realizadas foi sempre inferior a 0,3%.

Os fatores de calibração das câmaras foram determinados pela técnica da substituição, onde foi utilizado o sistema constituído pela câmara de ionização de placas paralelas, do tipo superficial, padrão secundário NE, modelo 2536/3B, série RI71358, com certificado de calibração do NPL²¹ para a determinação da taxa de exposição X. Os resultados obtidos com as quatro câmaras encontram-se na Tabela 7.1. A incerteza associada a estes fatores de calibração é de 0,3%.

Tabela 7.1 Dependência Energética das Câmaras de Extrapolação C1, C2, C3 e C4;

F_c = fator de calibração em exposição no ar ($C.kg^{-1}.min^{-1}.pA$)

CSR (mmAl)	Tensão (kV)	\bar{X} ($C.kg^{-1}.min^{-1}$)	F_{c1}	F_{c2}	F_{c3}	F_{c4}
0,26	25	42,49	2,273	1,764	14,91	21,23
0,37	30	45,17	2,362	1,849	15,45	22,06
0,56	40	63,46	2,395	1,920	15,89	22,54
0,65	45	60,06	2,396	1,940	16,02	22,56
0,91	50	49,76	2,398	1,996	16,37	22,64

A dependência energética, entre 0,26 e 0,91mmAl de CSR (correspondendo a 25 e 50 kV), foi de 5,2% para a câmara C1, 11,5% para a câmara C2, 8,9% para a câmara C3 e de 6,2% para a câmara C4. Considerando o intervalo compreendido entre 0,37 e 0,91mmAl, verifica-se uma dependência energética para a câmara C1 de apenas 1,5%. Este valor encontra-se dentro do valor recomendado de 2,0 % para as camadas semi-redutoras entre 0,05 e 2mmAl³⁷, o que indica a viabilidade de sua utilização nesta faixa de energia. Pode-se observar ainda que, para a câmara C2, apesar da variação estar acima de 2% (2,6%), um comportamento análogo a C1 foi obtido, apresentando um coeficiente de variação inferior a 0,3%.

7.4 Fatores de Transmissão

O método utilizado para a determinação dos fatores de transmissão para a radiação X, em diferentes profundidades do tecido, foi similar ao aplicado com as fontes beta. Durante a realização das medidas, a profundidade e o campo elétrico foram mantidos constantes e respectivamente iguais a 1,00 e 100V/mm. Os absorvedores de acrílico (Lucite) e de plástico (Hostaphan) foram colocados o mais próximo possível da janela de entrada da câmara. As medidas foram realizadas com as quatro câmaras de extrapolação para 25, 30, 40 e 50kV.

Nas Figuras 7.9, 7.10, 7.11 e 7.12 pode-se observar as curvas de transmissão obtidas respectivamente com as câmaras de extrapolação C1, C2, C3 e C4 para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV,30mA) e 0,91mmAl (50kV,25mA). Verifica-se que, devido ao maior poder de penetração da radiação X através do material absorvedor, o comportamento das curvas de transmissão é bem distinto do observado com a radiação beta (itens 5.5 e 6.4). O decréscimo dos fatores de transmissão até $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ para a radiação X é menor que 2% para 25kV e menor que 0,5% para 50kV.

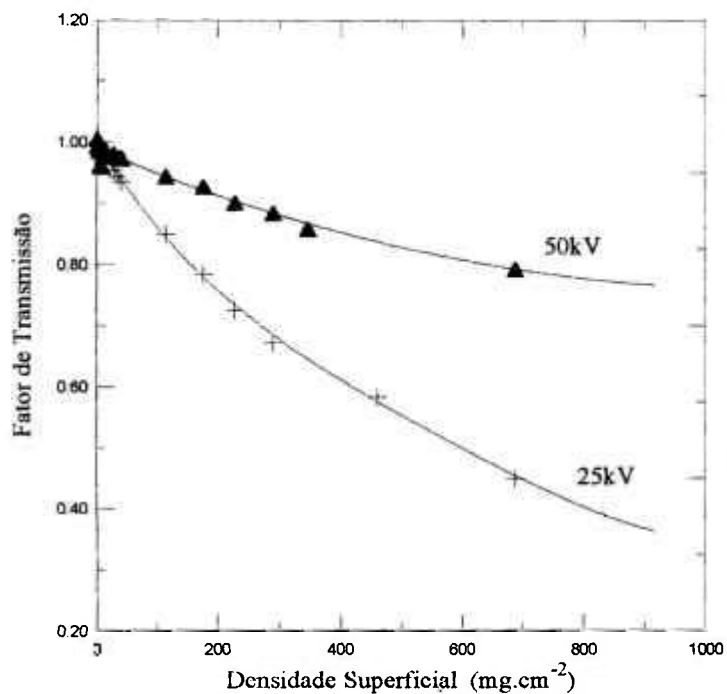


Figura 7.9 Curvas de transmissão obtidas com a câmara C1 para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

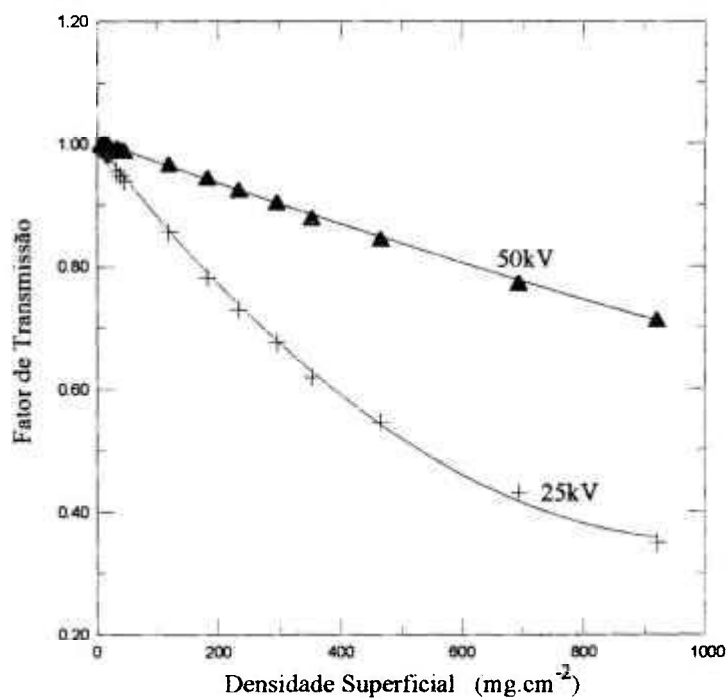


Figura 7.10 Curvas de transmissão obtidas com a câmara C2 para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

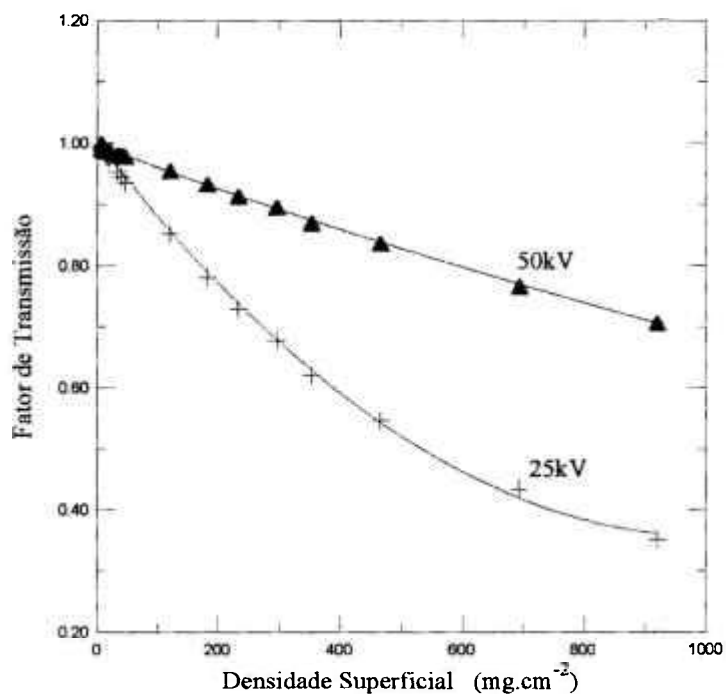


Figura 7.11 Curvas de transmissão obtidas com a câmara C3 para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

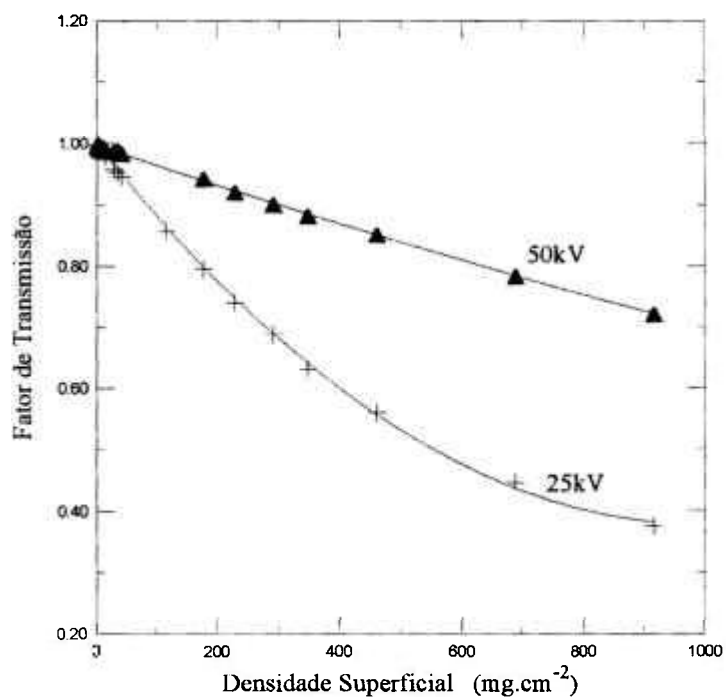


Figura 7.12 Curvas de transmissão obtidas com a câmara C4 para as CSR correspondentes a 0,26mmAl (25kV) e 0,91mmAl (50kV)

A partir das curvas obtidas, foi possível determinar os fatores de transmissão T. As Tabelas 7.2, 7.3, 7.4 e 7.5 apresentam os valores obtidos, respectivamente para as câmaras C1, C2, C3 e C4, para as diferentes qualidades de feixes de raios-X.

Tabela 7.2 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para diferentes tensões do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50 cm do foco - Câmara C1

Profundidade na Pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão				
		25kV	30kV	40kV	45kV	50kV
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,996	0,997	0,998	0,996	0,998
0,04	4	0,992	0,995	0,996	0,994	0,996
0,05	5	0,990	0,993	0,994	0,992	0,995
0,07	7	0,986	0,991	0,992	0,990	0,994
0,10	10	0,982	0,987	0,988	0,985	0,991
0,20	20	0,962	0,974	0,978	0,971	0,983
0,50	50	0,922	0,940	0,977	0,964	0,966
1,00	100	0,865	0,895	0,925	0,931	0,948
1,50	150	0,812	0,859	0,892	0,902	0,930
2,00	200	0,760	0,819	0,868	0,876	0,912
2,50	250	0,708	0,780	0,840	0,852	0,893
3,00	300	0,657	0,740	0,812	0,824	0,874
3,50	350	0,606	0,700	0,784	0,798	0,855

Tabela 7.3 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para diferentes tensões do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50 cm do foco - Câmara C2

Profundidade na Pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão				
		25kV	30kV	40kV	45kV	50kV
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,995	0,999	1,000	1,000	1,000
0,04	4	0,994	0,998	1,000	1,000	0,998
0,05	5	0,994	0,995	0,995	0,999	0,995
0,07	7	0,990	0,995	0,990	0,998	0,995
0,10	10	0,990	0,990	0,995	0,995	0,995
0,20	20	0,978	0,985	0,993	0,990	0,993
0,50	50	0,941	0,960	0,975	0,975	0,983
1,00	100	0,883	0,920	0,950	0,948	0,965
1,50	150	0,820	0,883	0,915	0,923	0,950
2,00	200	0,765	0,840	0,888	0,895	0,933
2,50	250	0,715	0,800	0,860	0,870	0,915
3,00	300	0,660	0,760	0,830	0,845	0,900
3,50	350	0,610	0,715	0,800	0,820	0,880

Tabela 7.4 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para diferentes tensões do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50 cm do foco - Câmara C3

Profundidade na Pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão				
		25kV	30kV	40kV	45kV	50kV
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,995	0,995	0,995	1,000	0,999
0,04	4	0,995	0,995	0,995	0,998	0,998
0,05	5	0,993	0,993	0,995	0,995	0,996
0,07	7	0,990	0,990	0,995	0,995	0,995
0,10	10	0,985	0,985	0,994	0,993	0,995
0,20	20	0,970	0,975	0,988	0,985	0,990
0,50	50	0,930	0,940	0,970	0,970	0,975
1,00	100	0,870	0,895	0,943	0,940	0,960
1,50	150	0,815	0,860	0,915	0,910	0,940
2,00	200	0,765	0,820	0,890	0,885	0,925
2,50	250	0,715	0,785	0,865	0,860	0,905
3,00	300	0,665	0,745	0,840	0,835	0,890
3,50	350	0,620	0,710	0,815	0,815	0,875

Tabela 7.5 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para diferentes tensões do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50cm do foco- Câmara C4

Profundidade na pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão				
		25kV	30kV	40kV	45kV	50kV
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,995	0,999	0,998	0,999	0,999
0,04	4	0,990	0,995	0,997	0,998	0,998
0,05	5	0,989	0,995	0,996	0,997	0,998
0,07	7	0,985	0,994	0,995	0,996	0,997
0,10	10	0,980	0,990	0,994	0,995	0,996
0,20	20	0,966	0,981	0,988	0,990	0,992
0,50	50	0,930	0,955	0,970	0,974	0,982
1,00	100	0,878	0,920	0,941	0,950	0,964
1,50	150	0,825	0,884	0,912	0,924	0,948
2,00	200	0,775	0,850	0,884	0,900	0,930
2,50	250	0,724	0,815	0,856	0,874	0,912
3,00	300	0,671	0,780	0,827	0,850	0,894
3,50	350	0,620	0,748	0,798	0,824	0,878

Para facilitar a comparação entre os resultados obtidos, os fatores de transmissão determinados com as quatro câmaras foram colocados nas Tabelas 7.6 e 7.7 respectivamente para as energias 25kV e 50kV. Observa-se que, para cada faixa de energia estudada, os fatores de transmissão concordam entre si; as diferenças observadas encontram-se dentro da incerteza total associada ao procedimento experimental adotado, que neste caso é de 2%.

Tabela 7.6 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para a CSR correspondente a 0,26mmAl (25kV) do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50 cm do foco.

Profundidade na pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão			
		C1	C2	C3	C4
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,996	0,995	0,995	0,995
0,04	4	0,992	0,994	0,995	0,990
0,05	5	0,990	0,994	0,993	0,989
0,07	7	0,986	0,990	0,990	0,985
0,10	10	0,982	0,990	0,985	0,980
0,20	20	0,962	0,978	0,970	0,966
0,50	50	0,922	0,941	0,930	0,930
1,00	100	0,865	0,883	0,870	0,878
1,50	150	0,812	0,820	0,815	0,825
2,00	200	0,760	0,765	0,765	0,775
2,50	250	0,708	0,715	0,715	0,724
3,00	300	0,657	0,660	0,665	0,671
3,50	350	0,606	0,610	0,620	0,620

Tabela 7.7 - Fatores de transmissão em material equivalente a tecido, para a CSR correspondente a 0,91mmAl (50kV) do sistema de radiação X, de energias baixas, à distância de 50 cm do foco.

Profundidade na Pele mm	Densidade Superficial mg.cm ⁻²	Fator de Transmissão			
		C1	C2	C3	C4
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000
0,02	2	0,998	1,000	0,999	0,999
0,04	4	0,996	0,998	0,998	0,998
0,05	5	0,995	0,995	0,996	0,998
0,07	7	0,994	0,995	0,995	0,997
0,10	10	0,991	0,995	0,995	0,996
0,20	20	0,983	0,993	0,990	0,992
0,50	50	0,966	0,983	0,975	0,982
1,00	100	0,948	0,965	0,960	0,964
1,50	150	0,930	0,950	0,940	0,948
2,00	200	0,912	0,933	0,925	0,930
2,50	250	0,893	0,915	0,905	0,912
3,00	300	0,874	0,900	0,890	0,894
3,50	350	0,855	0,880	0,875	0,878

8 CONCLUSÕES

O projeto desenvolvido, compreendendo as quatro câmaras de extrapolação, possibilita a calibração de aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ bem como a caracterização de campos de radiação beta para a calibração de instrumentos portáteis e dosímetros termoluminescentes. As câmaras desenvolvidas neste trabalho são de fácil construção e utilizam apenas materiais disponíveis no mercado nacional o que possibilita um baixo custo de fabricação.

As câmaras de extrapolação foram submetidas a testes de caracterização e de desempenho em campos padrões secundários de radiação beta. A estabilidade a curto e médio prazos das respostas das câmaras encontram-se dentro das recomendações internacionais (1%)¹⁷. A eficiência das câmaras foi verificada para diferentes condições de operação permitindo assim estabelecer-se um campo elétrico apropriado para a realização das medidas, bem como determinar os fatores de correção para a recombinação de íons. Foi ainda estudada a variação da resposta com a distância fonte-detector, possibilitando assim caracterizar o campo de radiação em condições alternativas para a calibração de instrumentos portáteis a diferentes distâncias daquelas fornecidas pelo certificado das fontes padrões secundários.

Em nível de Proteção Radiológica, as câmaras C1 e C2 se apresentaram como as mais adequadas. Com um eletrodo coletor de 10mm, estas câmaras possibilitaram a determinação de taxas de dose superficial às distâncias de calibração (11 e 30cm). Comparando-se os resultados experimentais obtidos com os valores apresentados no certificado PTB para as fontes padrões secundários, verifica-se uma concordância dentro de uma incerteza que, em ambos os casos, é de 1,8%.

Para a calibração de aplicadores clínicos, as quatro câmaras desenvolvidas mostraram-se viáveis, sendo que a câmara C4 se apresentou como a mais indicada. Os eletrodos utilizados (3 e 10mm) têm dimensões menores que as áreas ativas dos aplicadores testados, o que possibilitou a obtenção de medidas reais das taxas de dose absorvida. Verificou-se que as taxas de dose absorvida, determinadas a partir das medidas realizadas com as quatro câmaras, concordam com os valores apresentados nos certificados fornecidos pela Amersham International, desde que corrigidos para as novas constantes. Sendo assim, a diferença máxima observada de 2,7% encontra-se dentro da incerteza total associada de 20% indicada pelo fabricante. Este resultado demonstra a confiabilidade das câmaras desenvolvidas. Os fatores de transmissão determinados para diferentes profundidades de tecido demonstram a importância de sua aplicação nos cálculos de dose para os tratamentos de betaterapia. Verificou-se que a taxa de dose a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ do tecido é aproximadamente 5% menor do que a taxa de dose na superfície. Pode-se observar também, pelas curvas de transmissão, a atenuação da radiação nos materiais absorvedores, para se determinar a atenuação da radiação nas fitas cirúrgicas normalmente presentes durante as irradiações de pacientes.

No caso da radiação X de energias baixas, foram estudadas a linearidade da resposta e a dependência energética das câmaras. Verificou-se que entre 0,37 e 0,91mmAl de camada semi-redutora, a câmara C1 apresentou uma dependência energética de 1,5%, estando dentro das recomendações internacionais (2%)¹⁷. As curvas de extrapolação e de transmissão foram também obtidas para diferentes qualidades do feixe. Os fatores de transmissão determinados indicaram a $7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ uma redução na taxa de dose absorvida de 2 e 0,5% para 25 e 50kV respectivamente. Comparando-se os resultados obtidos com as quatro câmaras, verifica-se que as câmaras C1 e C2 são as mais indicadas neste caso.

O estudo realizado permitiu concluir que as câmaras desenvolvidas neste trabalho podem ser utilizadas como instrumentos padrões de medida em campos de radiação beta e radiação X de energias baixas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ALBUQUERQUE, M.P. P.; CALDAS, L.V.E. New ionization chambers for beta and X radiation. **Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Research.** v. A280 p.310-313, 1989.
- 2 - AMERSHAM INTERNATIONAL **Certificate of calibration of measurement of beta emitting surface applicator**, Buckinghamshire, England, 1968.
- 3 - AMERSHAM INTERNATIONAL **Certificate of calibration of measurement of beta emitting surface applicator**, Buckinghamshire, England, 1987.
- 4 - AUSTERLITZ, C.; SIBATA, C.H.; DE ALMEIDA, C.E. A graphite transmission ionization chamber. **Med.Phys.** v.14, p.1056-1059, 1987.
- 5 - BERENGHTEIN, M.A.; HADDAD, C.M.K.H. Betaterapia no tratamento de pterígio. **Radiol. Bras.** v.16, n.2, p.117-120, 1983.
- 6 - BOAG, J. W. ; CURRANT, J. Current collection and ionic recombination small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. **Brit. J. Radiol.**, v.53, p.471-478, 1980.
- 7 - BÖHM, J.; SCHNEIDER U. Review of extrapolation chamber measurements of beta rays and low energy X rays. **Radiat. Prot. Dosim.** v.14, n.2, p.193-198, 1986.

- 8 - BÖHM, J. ***The National Primary Standard of the PTB for realizing the unit of the absorbed dose rate to tissue for beta radiation***, Braunschweig, 1986 (ISSN 0172-7095).
- 9 - CAMPOS, C. A. A. ***Construção, calibração e testes de uma câmara de ionização para medidas de exposição na região de 40 a 1250keV***. Rio de Janeiro: 1982. Dissertação (Mestrado), - Univ. Estadual do Rio de Janeiro.
- 10 - CHARTIER, J.L.; CUTARELLA, D.; ITIÉ, C. Characterization of the radiation fields of beta secondary standards with extended area sources. ***Radiat.Prot. Dosim.*** v.39, n. 1, p.115-118, 1991.
- 11 - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR ***Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica***, 19 . (CNEN_3.01-)
- 12 - DARLEY, P.J.; CHARLES, M.W.; HART, C.D.; WELLS, J.; COLEBY, M.S.E. Dosimetry of planar and punctiform beta sources using an automated extrapolation chamber and radiochromic dye films ***Radiat. Prot. Dosim.*** v. 39, n.1, p. 61-66, 1991.
- 13 - DEASY, J.O.; SOARES, C.G. Extrapolation Chamber Measurements of $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ beta-particle ophthalmic applicator dose rates. ***Med. Phys.*** v.21, n.1, p. 91-99, 1994.
- 14 - FRANCIS, T.M.; BÖHM J.; CHARTIER, J.L.; CHRISTENSENLL, P. Experience gained on extrapolation chamber measurements techniques from an intercomparison exercise conducted with a ^{147}Pm source. ***Radiat. Prot. Dosim.*** v.39, n.1, p.109-114, 1991.
- 15 - GOETSCH, S.J.; SUNDERLAND, K.S. Surface dose rate calibration of ^{90}Sr plane ophthalmic applicators, ***Med.Phys.*** v.18, p. 161-6, 1991.

- 16 - HOROWITZ, Y. S. Photon general cavity theory. *Radiat. Prot. Dosim.* v.9, n. 1, p. 5-18, 1984.
- 17 - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION *Medical Electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy.* Geneva, 1982. (IEC-731-82).
- 18 - INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION 6980. *Beta Reference Radiations for Calibrating and Determining the Response as a Function of Beta Energy of Dosemeters and Dose Rate Meters.* Geneva, 1984. (ISO 6980)
- 19 - MOHAMED M. A.; FAIZ M.K. Determination of Surface dose rate from a ⁹⁰Sr ophthalmic Applicator, *Med. Phys.* v.17, n. 3, p.416-421, 1990.
- 20 - NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS 112, *Calibration of Survey Instruments used in Radiation Protection for the Assessment of Ionizing Radiation Fields and Radioactive Surface Contamination* , Bethesda, Maryland, 1991. (NCRP 112)
- 21 - NATIONAL PHYSICAL LABORATORY *Certificate of calibration of an X-ray exposure meter*, no. D833, Teddington, Middlesex, 1980. (Documento interno).
- 22 - PAYNE, W.H. and WAGGNER, R.G. An extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *Med.Phys.*, v.1, n. 3, p. 165-166, 1974.
- 23 - PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. *Certificate of calibration of a beta radiation secondary standard*, Bericht N.6.61/25/81. Brunswick, Germany, 1981. (Documento Interno).

- 24 - PRUITT, J.S. Calibration of beta-particle-emitting ophthalmic applicators. **NBS Special Publication 250-9**, National Bureau of Standards, Gaithersburg, Maryland. 1987.
- 25 - REFT, C.S.; KUCHNIS, F.T.; ROSENBERG, I.; MYRIANTHOPOULOS, L.C. Dosimetry of Sr-90 ophthalmic applicators, **Med.Phys.**, v.17, n.4, p. 641-646, 1990.
- 26 - RODRIGUES, L. N.; CARDOSO, D.O.; RAMOS, M.M. Comportamento de uma câmara de ionização tipo dedal equivalente a ar. **Ciência e Cultura** 38 Supl., 430, 1986.
- 27 - SAYEG, J.A.; GREGORY, R.C. A new method for characterizing beta-ray ophthalmic applicator sources. **Med. Phys.** v.18, n.3, p. 453-461, 1991.
- 28 - SILVA, I. **Projeto e Construção de uma Câmara de Ionização de Extrapolação para Dosimetria Beta**, Belo Horizonte:1985. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais.
- 29 - SINCLAIR, W. K.; TROTT, N. G. The construction and measurement of beta-ray applicators for use in ophthalmology. **Brit. J. Radiol.**, 29, p.15-23, 1956.
- 30 - SOARES, C.G. Calibration of ophthalmic applicators at NIST: A revised approach. **Med.Phys.** v.18, n.4, p. 787-793, 1991.
- 31 - SOARES C.G. "A method for the calibration of concave $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ ophthalmic applicators. **Phys. Med.Biol.**, v.37, n.4, p.1005-1007, 1992.
- 32 - SOARES, C.G. ; PRUITT, J.S. **Measurement quality assurance for beta particle calibration at NIST**. Workshop on measurement quality assurance for ionizing radiation, Gaithersburg, 1993

- 33 - SOUZA, C.N. **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para feixes de elétrons de energia altas** São Paulo: 1994. Tese (Doutoramento)-Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- 34 - STEINMEYER, K.P. Estimating bremsstrahlung yield, **Radiat.Prot. Management**, v. 7, n. 6, p. 57-62, 1990.
- 35 - TAO, J.; MI, W.; JINZHENG, WU.; QI, G. A new clinical extrapolation chamber dosimeter. **Nucl. Science and Techniques**. v.3 n.3, p. 252-255, 1992.
- 36 - TECHNICAL REPORTS SERIES **Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy**, IAEA, Viena, 1994. (TRS 374)
- 37 - TECHNICAL REPORTS SERIES **Absorbed Dose Determination in photon and electron beams: An International Code of Practice**, IAEA, Viena, 1987. (TRS 277)
- 38 - TRACERLAB **Instruction manual pertaining to the usage of the medical applicator**, Massachusetts, 1974.
- 39 - TRIPPE, N.; LIMA, V.M.T.P. Radioterapia e cirurgia plástica. In: Mélega, J.M.; Zanini, S.A.; Psillakis, J.M. **Cirurgia plástica - reparadora e estética**. São Paulo: MEDSI, 1992. p.123-129.
- 40 - WICKMAN G.; HOLMSTRÖM, T. Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium. **Med. Phys.** v.19, n.3, p.637-640, 1992.