



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA E DE  
UMA METODOLOGIA PARA CALIBRAÇÃO DE APLICADORES  
OFTÁLMICOS UTILIZADOS EM BRAQUITERAPIA**

**MÉRCIA LIANE DE OLIVEIRA**

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

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

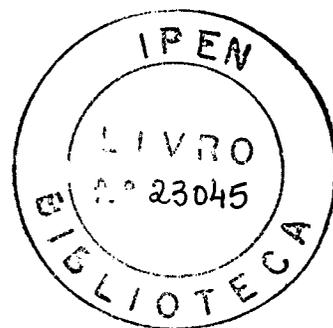
**São Paulo  
2005**



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

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA E DE  
UMA METODOLOGIA PARA CALIBRAÇÃO DE APLICADORES  
OFTÁLMICOS UTILIZADOS EM BRAQUITERAPIA

MÉRCIA LIANE DE OLIVEIRA



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

Orientadora:  
Dr<sup>a</sup> Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

2005

*Aos meus pais, às minhas irmãs e ao  
Clécio, com amor.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço à Dra. Linda Caldas, não só pela orientação dedicada e pela oportunidade de realização deste trabalho, mas principalmente pela amizade e apoio constantes.

Meus agradecimentos se estendem:

Ao Marcos Xavier, pelo suporte técnico durante o desenvolvimento do trabalho.

À Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pelo fornecimento das amostras de sulfato de cálcio.

Às Dras. Maria de Penha A. Potiens e Felícia D. G. Rocha, e ao Dr. Paulo Costa, pelas importantes contribuições ao texto e sugestões no desenvolvimento do trabalho.

A todos do Laboratório de Calibração de Instrumentos, funcionários e estudantes, não só pela ajuda no desenvolvimento do trabalho, mas principalmente pela convivência agradável, em especial a Vitor Vívoló, Claudinei T. Cescon, Flávio Betti e Gelson P. dos Santos, pelo suporte técnico e auxílio na parte experimental; a Adriana Calixto de Lima e Filomena Beraldo, pela ajuda constante; a Orlando Rodrigues Jr., pelo suporte computacional; a Valdir S. Carvalho, pelo auxílio durante as irradiações feitas no Laboratório Beta; e a todos da Oficina Mecânica, em especial ao Sr. José Carlos Sabino, pela confecção das câmaras e dos suportes.

Aos meus pais e às minhas irmãs, pela compreensão, apoio e carinho em todos os momentos.

Ao Clécio Clemente, meu namorado, pelo incentivo, companheirismo e paciência sempre.

Aos amigos-irmãos, Ana F. Maia e Frederico B. de Brito, pelo carinho e paciência inesgotáveis.

Aos amigos do IPEN, em especial a Oscar Bordón, Ana Maria Silva, Alessandro M. Costa, Ana Carolina Bessa e Luciana C. Afonso, pelo incentivo, apoio, e, sobretudo, paciência durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura oferecida e pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo suporte financeiro.

# DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA E DE UMA METODOLOGIA PARA CALIBRAÇÃO DE APLICADORES OFTÁLMICOS UTILIZADOS EM BRAQUITERAPIA

Mércia Liane de Oliveira

## RESUMO

Fontes de radiação beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  são muito utilizadas em braquiterapia, no tratamento de lesões superficiais nos olhos e na pele. De acordo com as recomendações internacionais, estas fontes devem ser especificadas em termos da taxa de dose absorvida na água no ponto de referência (a 1 mm de distância da superfície da fonte em seu eixo de simetria). Duas mini-câmaras de extrapolação foram desenvolvidas com características geométricas adequadas para a dosimetria de fontes planas e côncavas de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Estas câmaras possuem 3 cm de diâmetro externo e 11,3 cm de comprimento. Folhas de poliéster aluminizado foram utilizadas como janelas de entrada, enquanto que os eletrodos coletores foram feitos de polimetilmetacrilato grafitado. As câmaras foram testadas em diferentes feixes de radiação de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  de uma fonte de controle, um aplicador plano e um aplicador côncavo. Todos os resultados obtidos mostraram a viabilidade da utilização das mini-câmaras como sistemas padrões primários de referência para a calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . A calibração prévia das mini-câmaras em relação a um instrumento padrão ou a uma fonte padrão não é necessária. A mini-câmara de janela plana mostrou-se também adequada para dosimetria de radiação X entre 14,3 e 21,2 keV. Para se estabelecer um método alternativo para calibração de fontes de radiação beta, foram testados materiais termoluminescentes diferentes: LiF,  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{Dy}$  e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ . Para sua caracterização, foram determinadas: reprodutibilidade de resposta, curvas de calibração, variação de resposta em relação à distância fonte-detector, fatores de transmissão e linearidade de resposta. Os procedimentos de calibração de aplicadores oftálmicos foram estabelecidos utilizando-se tanto a técnica ionométrica como a dosimetria termoluminescente.

# DEVELOPEMENT OF A REFERENCE SYSTEM AND A METODOLOGY FOR THE CALIBRATION OF OPHTHALMIC APPLICATORS UTILIZED IN BRACHYTHERAPY

Mércia Liane de Oliveira

## ABSTRACT

$^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  beta radiation sources are widely utilized in brachytherapy, in the treatment of superficial lesions of eyes and skin. According to international recommendations, these applicators should be specified in terms of the absorbed dose rate to water at the reference point (1 mm from the source surface, along its axis of symmetry). Two mini-extrapolation chambers were developed with adequate geometrical characteristics for the dosimetry of plane and concave  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  sources. These chambers have 3.0 cm of outer diameter and 11.3 cm of length. Aluminized polyester foils are used as entrance windows, and the collecting electrodes were made of graphited polymethylmethacrylate. The mini-chambers were tested in  $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$  radiation beams from a beta check source and plane and concave ophthalmic applicators. All results obtained show the usefulness of these chambers as reference primary standards for the calibration of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  applicators. The previous calibration of the mini-chambers in relation to a standard ionization chamber or to a standard beta source is unnecessary. The mini-chamber with plane window showed utility for low energy X-rays too. In order to establish an alternative method for the calibration of beta radiation sources, different thermoluminescent materials were tested: LiF,  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{Dy}$  and  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ . For their characterization, the response reproducibility, calibration curves, TL response as a function of the source-detector distance, transmission factors and the linearity of the sample response were determined. The calibration procedures of ophthalmic applicators were established utilizing the ionometric technique and thermoluminescence dosimetry.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>Fundamentos Teóricos</b>	<b>17</b>
2.1	Aplicadores Oftálmicos . . . . .	17
2.2	Câmaras de Ionização . . . . .	19
2.2.1	Teoria da cavidade . . . . .	20
2.2.2	Câmara de extrapolação . . . . .	22
2.2.3	Saturação da corrente de ionização . . . . .	23
2.2.4	Recombinação inicial e geral . . . . .	24
2.2.5	Eficiência de coleta de íons . . . . .	25
2.2.6	Efeito de polaridade . . . . .	26
2.2.7	Taxa de dose absorvida na água . . . . .	26
2.3	Processos Dosimétricos Termicamente Estimulados . . . . .	29
2.3.1	Teoria de bandas . . . . .	30
2.3.2	O leitor termoluminescente . . . . .	35
2.3.3	Dosimetria termoluminescente . . . . .	35
<b>3</b>	<b>Revisão de Literatura</b>	<b>39</b>
<b>4</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>43</b>
<b>5</b>	<b>Projeto e Construção das Mini-Câmaras de Extrapolação</b>	<b>50</b>

<b>6</b>	<b>Caracterização das Mini-Câmaras de Extrapolação em Diferentes Campos de Radiação</b>	<b>54</b>
6.1	Curva de Saturação da Corrente de Ionização . . . . .	54
6.2	Recombinação Iônica e Eficiência de Coleta de Íons . . . . .	56
6.3	Efeito de Polaridade . . . . .	56
6.4	Estabilidade a Curto Prazo . . . . .	57
6.5	Corrente de Fuga Pré-Irradiação . . . . .	58
6.6	Linearidade da Corrente de Ionização . . . . .	58
6.7	Tempo de Estabilização . . . . .	60
6.8	Curvas de Extrapolação . . . . .	61
6.9	Profundidade Nula Real . . . . .	62
6.10	Curva de Extrapolação Completa . . . . .	65
6.11	Testes Realizados em Feixes de Radiação X de Energias Baixas . . . . .	66
6.11.1	Linearidade de Resposta . . . . .	66
6.11.2	Dependência Energética e Coeficientes de Calibração . . . . .	67
6.11.3	Dependência Angular . . . . .	69
<b>7</b>	<b>Determinação da Taxa de Dose Absorvida na Água</b>	<b>71</b>
<b>8</b>	<b>Aplicação de Materiais Termoluminescentes à Dosimetria Beta</b>	<b>74</b>
8.1	Testes Realizados com Fonte Padrão de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . . . . .	74
8.1.1	Reprodutibilidade da resposta . . . . .	75
8.1.2	Curvas de calibração . . . . .	75
8.1.3	Resposta TL em função da distância à fonte . . . . .	76
8.1.4	Fatores de transmissão . . . . .	79
8.2	Testes Realizados com Aplicador Plano de $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ . . . . .	80
8.2.1	Resposta TL à distância de 11 cm da fonte . . . . .	82

8.2.2	Resposta TL à distância de 1 mm da fonte . . . . .	84
8.2.3	Curva de calibração com aplicador plano a 1 mm da fonte . . . . .	85
8.2.3.1	Dosimetria de um aplicador côncavo de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . . . . .	87
<b>9</b>	<b>Conclusões</b>	<b>88</b>
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>90</b>
	<b>Apêndice – Procedimentos</b>	<b>96</b>
A.1	Procedimento - Câmaras de Extrapolação . . . . .	96
A.1.1	Objetivo . . . . .	96
A.1.2	Campo de Aplicação . . . . .	96
A.1.3	Procedimento . . . . .	97
A.1.3.1	Condições e Recursos Necessários . . . . .	97
A.1.3.2	Cuidados Especiais . . . . .	97
A.1.3.3	Descrição das Atividades . . . . .	98
A.1.3.4	Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para Obtenção da Taxa de Dose Absorvida na Água . . . . .	99
A.2	Procedimento - Dosímetros Termoluminescentes . . . . .	102
A.2.1	Objetivo . . . . .	102
A.2.2	Campo de Aplicação . . . . .	102
A.2.3	Procedimento . . . . .	102
A.2.3.1	Condições e Recursos Necessários . . . . .	102
A.2.3.2	Cuidados Especiais . . . . .	103
A.2.3.3	Descrição das Atividades . . . . .	103
A.3	Procedimento - Calibração de Amostras TL . . . . .	106
A.3.1	Objetivo . . . . .	106

A.3.2	Campo de Aplicação . . . . .	106
A.3.3	Procedimento . . . . .	106
A.3.3.1	Condições e Recursos Necessários . . . . .	106
A.3.3.2	Cuidados Especiais . . . . .	107
A.3.3.3	Descrição das Atividades . . . . .	108

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Esquema de aplicador, mostrando a fonte radioativa, a haste metálica e a proteção de acrílico. . . . .	18
2.2	Câmara de extrapolação. As cores indicam os diferentes materiais. <sup>(21)</sup> .	22
2.3	Bandas de condução, $BC$ , e de valência, $BV$ , separadas pela região de energias proibidas, $E_g$ . . . . .	31
2.4	(a) Banda de valência de um metal, parcialmente preenchida, a $T=0$ K, comparado à banda de valência completamente cheia de um semicondutor, (b), e de um isolante, (c). . . . .	32
2.5	Transições eletrônicas: (a) ionização; (b) e (f) armadilhamento de elétron e de buraco, respectivamente; (c) e (g) liberação de elétron e de buraco, respectivamente; (d) e (h) recombinação indireta; e (e) recombinação direta. <sup>(32)</sup> . . . . .	33
2.6	Relação entre a intensidade termoluminescente, $I(t)$ , e o número de buracos armadilhados, $n_b$ , nos centros de recombinação em função do tempo. Mostra-se também a taxa linear de crescimento da temperatura em função do tempo. . . . .	34
4.1	Capa de acrílico construída para os testes de estabilidade a curto prazo das mini-câmaras de extrapolação: (a) Esquema detalhado da capa, e (b) Foto da capa de acrílico. . . . .	44
4.2	Suportes confeccionados para as medidas com as mini-câmaras de extrapolação: (a) Suporte da câmara, e (b) Suporte para o aplicador a ser calibrado. . . . .	45
4.3	Suportes confeccionados para irradiação das amostras termoluminescentes: (a) Suporte em acrílico coberto por folha de Hostaphan ( $2,1 \text{ mg/cm}^2$ ), (b) Discos em poliestireno, (c) Discos em acrílico, e (d) Semi-esferas em acrílico. . . . .	48

5.1	Esquema das mini-câmaras desenvolvidas: (a) Mini-câmara de janela plana, e (b) Mini-câmara de janela curva. . . . .	51
5.2	Esquema detalhado da mini-câmara de extrapolação, mostrando-se o eletrodo coletor, a capa isolante e o anel de guarda. . . . .	52
5.3	Foto das mini-câmaras de extrapolação de janela curva e de janela plana.	52
6.1	Teste de saturação da corrente de ionização das mini-câmaras de extrapolação: (a) De janela plana, e (b) De janela curva. . . . .	55
6.2	Foto mostrando a mini-câmara de extrapolação de janela plana com a capa de acrílico e a fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizadas no teste de estabilidade. . . . .	57
6.3	Teste da linearidade das correntes de ionização medidas pelas mini-câmaras de extrapolação de janela plana (a) e de janela curva (b), expostas a aplicadores de $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ . . . . .	59
6.4	Mini-câmara de extrapolação de janela plana e aplicador plano posicionados na caixa de acrílico. Todas as medidas foram realizadas com o aplicador dentro desta caixa de acrílico. . . . .	61
6.5	Curvas de extrapolação obtidas com as mini-câmaras de extrapolação: (a) De janela plana, e (b) De janela curva, expostas à radiação beta dos aplicadores de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Os pontos representam os dados experimentais, e a reta o valor médio das medidas. . . . .	63
6.6	Determinação da profundidade nula real: curva de corrente de ionização em função da profundidade das mini-câmaras para as polaridades positivas e negativas da tensão.(a) Mini-câmara de janela plana, e (b) Mini-câmara de janela curva. . . . .	64
6.7	Curva de extrapolação completa para a mini-câmara de extrapolação utilizando-se o aplicador plano de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . . . . .	65
6.8	Linearidade da resposta da mini-câmara de extrapolação de janela plana para duas qualidades de radiação X: RT 40 e RT 45. . . . .	67
6.9	Curvas de extrapolação da mini-câmara de janela plana para radiação X de energias baixas, para as qualidades da Tabela 4.2. . . . .	68

6.10	Dependência energética da resposta da mini-câmara de extrapolação de janela plana para radiação X de energias baixas. . . . .	68
6.11	Mini-câmara de extrapolação de janela plana posicionada na saída do tudo de raios X, na posição de referência. . . . .	70
7.1	Curvas de extrapolação obtidas para as mini-câmaras de extrapolação: (a) De janela plana, e (b) De janela curva. Os pontos representam os dados experimentais, e a reta o valor médio das medidas. . . . .	73
8.1	Curvas de calibração obtidas para: (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e (b) $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 5,8%, 9,0%, 5,8%, 7,3%, 10,0%, 5,7% e 12,0%, respectivamente. . . . .	77
8.2	Variação da resposta TL em função da distância à fonte padrão de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, (b) $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 4,6%, 4,8%, 7,5%, 5,8%, 6,8%, 3,3% e 12,1%, respectivamente. . . . .	78
8.3	Comparação entre os fatores de transmissão obtidos experimentalmente para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e os fornecidos no certificado de calibração; e (b) $\text{CaSO}_4$ , $\text{CaSO}_4$ fino e $\text{CaSO}_4 + 10\% \text{C}$ , e os fornecidos no certificado de calibração. . . . .	81
8.4	Resposta TL em função do tempo de exposição para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e (b) $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 4,6%, 3,0%, 6,6%, 3,5%, 6,6%, 2,3% e 9,8%, respectivamente. . . . .	83
8.5	Curvas de calibração obtidas para: (a) TLD-100, TLD-200 e TLD-400, e (b) $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino, irradiadas com aplicador plano de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ . As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 7,6%, 6,5%, 7,3%, 17,2%, 7,5% e 8,0%, respectivamente. . . . .	86

## LISTA DE TABELAS

4.1	Características dos eletrômetros utilizados em conjunto com as mini-câmaras de extrapolação. . . . .	43
4.2	Especificações das qualidades de radiação implantadas no sistema de radiação X de energias baixas, Rigaku Denki. As taxas de Kerma no ar foram determinadas a 50 cm do foco do tubo de raios X. . . . .	46
4.3	Características dos materiais TL testados. . . . .	47
6.1	Teste de tempo de estabilização: correntes de ionização normalizadas para a medida realizada 1 h após a aplicação da tensão à câmara. . . .	60
6.2	Coefficientes de calibração para a mini-câmara de extrapolação de janela plana. . . . .	69
7.1	Valores das constantes utilizadas no cálculo da taxa de dose absorvida na água. <sup>(64)</sup> . . . . .	71
8.1	Reprodutibilidade dos materiais TL testados. . . . .	75
8.2	Fatores de transmissão no tecido (sem dimensão) para radiação beta, para os diferentes materiais TL utilizados, comparados aos valores fornecidos pelo certificado de calibração. <sup>(68)</sup> . . . . .	80
8.3	Repetitividade das amostras TL irradiadas sobre os suportes confeccionados em poliestireno e em acrílico. . . . .	84
8.4	Razão entre a resposta TL para as pastilhas de CaSO <sub>4</sub> :Dy irradiadas sobre objetos simuladores de acrílico e de poliestireno, respectivamente. . . . .	85
8.5	Valores de dose absorvida na água para o aplicador côncavo de <sup>90</sup> Sr+ <sup>90</sup> Y, à distância de 1 mm, calculados a partir das curvas da Figura 8.5. . . .	87

## 1 INTRODUÇÃO

Desde a década de 50, fontes de radiação beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  têm sido utilizadas no tratamento pós-operatório de pterígio, tecido fibrovascular proliferativo que pode cobrir a córnea, provocando distúrbios visuais e até cegueira. Embora a patogênese dessa doença não seja completamente conhecida, sabe-se que exposição à radiação ultravioleta, calor, poeira e clima seco são importantes fatores de risco para seu desenvolvimento. As fontes beta são utilizadas com o objetivo de diminuir a taxa de recidiva.

Estas fontes, desenvolvidas por Friedell e colaboradores, em 1950,<sup>(1)</sup> difundiram-se rapidamente por todo mundo; estima-se que, na década de 90, cerca de 10 diferentes fabricantes produziram algumas centenas de unidades, conforme citado por Soares.<sup>(2)</sup> Nestes aplicadores, o material radioativo é depositado em placas planas ou côncavas, que são firmemente pressionados contra a córnea do paciente, na área de onde foi retirado o pterígio.

Apesar de não serem mais fabricadas, as fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  produzidas naquela época ainda são utilizadas, devido a sua meia-vida (28,8 anos).<sup>(3)</sup> Estas fontes possuem certificado de calibração do fabricante (muitos ainda em unidades já em desuso, como *rebs por segundo* ou *beta roentgens*), mas poucas foram recalibradas. O *National Institute of Standard and Technology* (NIST), desde 1977,<sup>(4)</sup> o *Radiation Calibration Laboratory* da Universidade de Wisconsin, desde 1996, e mais recentemente o *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) oferecem serviços de calibração para este tipo de fontes. No Brasil, nenhum laboratório de metrologia oferece ainda este tipo de serviço.

A dosimetria dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  é um procedimento bastante complexo, sobretudo devido às pequenas distâncias envolvidas, altos gradientes de dose e curto alcance das partículas. No caso de aplicadores curvos, a geometria das fontes torna este procedimento ainda mais complicado. A grandeza dosimétrica recomendada para a especificação dessas fontes é a taxa de dose absorvida na água no ponto de referência;

no caso dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . este ponto fica a 1 mm da superfície da fonte, no seu eixo de simetria. A escolha desse ponto baseou-se no pequeno alcance das partículas no meio, nas distâncias utilizadas durante os procedimentos médicos e na dificuldade de se determinar esta taxa em distâncias menores.<sup>(3)</sup>

Para calibração dos aplicadores planos, recomenda-se o uso de câmaras de ionização especiais, que permitem variação em seu volume sensível, as chamadas câmaras de extrapolação. Neste caso, as fontes são colocadas próximas à janela de entrada da câmara e sucessivas medidas de corrente são feitas para diferentes profundidades da câmara; por métodos de extrapolação, é possível determinar a taxa de dose absorvida à distância desejada.<sup>(3)</sup>

Um aplicador côncavo não pode ser calibrado com uma câmara de extrapolação plana porque, devido a sua geometria, a câmara não pode ser colocada tão próxima quanto necessário da superfície da fonte. Assim, métodos alternativos de calibração devem ser utilizados.<sup>(3,5)</sup> Em princípio, qualquer detector de radiação pode ser utilizado, mas deve-se preferir aqueles que se aproximem de um detector pontual (devido à pequena penetração da radiação beta) e que sejam tão finos quanto possível (para reduzir a dependência energética). Os detectores que melhor atendem a estas propriedades são: filme radiocrômico, cintilador plástico fino, dosímetro termoluminescente, diodo, detector de diamante, sistema de luminescência fotoestimulada de alanina e dosímetro de gel.<sup>(3,5)</sup>

Os dosímetros termoluminescentes apresentam ainda as vantagens de fácil manuseio e baixo custo. Estes dosímetros têm sido, ao longo dos anos, bastante utilizados para a dosimetria de fontes de radiação beta.<sup>(6,7)</sup> e, já em 1990, foi mostrada a viabilidade dessa técnica para a calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , planos e côncavos.<sup>(8,9)</sup>

Publicações recentes<sup>(3,5)</sup> corroboraram a necessidade das calibrações e medições periódicas, feitas em laboratórios de padronização secundários e em hospitais e clínicas que utilizem tais fontes.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de referência e estabelecer uma metodologia para calibração de aplicadores côncavos de  $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$  utilizados em tratamentos oftálmicos, comparando-se medidas ionométricas e termoluminescentes. Para tanto, foram desenvolvidas duas mini-câmaras de extrapolação especiais, cujas geometrias devem permitir que elas fiquem próximas às superfícies dos aplicadores. Para os testes com materiais termoluminescentes, foram confeccionados diferentes suportes,

que foram utilizados para a determinação das principais características dosimétricas dos materiais testados, visando à seleção do material mais adequado para a dosimetria dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Por fim, foram estabelecidos os procedimentos de calibração dos aplicadores planos e côncavos, baseados nas medidas realizadas com as mini-câmaras de extrapolação e com amostras termoluminescentes.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo são abordados os conceitos básicos necessários para o entendimento dos processos de dosimetria das radiações ionizantes pelas técnicas ionométrica e termoluminescente. São também apresentados os conceitos relacionados às fontes de radiação beta que se pretende calibrar para a completa compreensão do problema a ser tratado neste trabalho.

### 2.1 Aplicadores Oftálmicos

A utilização de fontes beta na medicina, para o tratamento de lesões superficiais, teve início no século XX. Por ter baixo poder de penetração na matéria, a radiação beta é utilizada no tratamento de lesões superficiais dermatológicas e oftálmicas. Esta modalidade de braquiterapia, chamada de betaterapia, é utilizada em tratamentos pós-operatório de pterígio, câncer de pele e em tratamentos de quelóides e cicatrizes hipertróficas. A decisão pelo uso da betaterapia depende de vários fatores, dentre eles: a localização e a extensão da lesão, a presença de metástase, e as condições da região a ser tratada.

Os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  foram propostos em 1950 por Friedell,<sup>(1)</sup> em substituição aos aplicadores de  $^{226}\text{Ra}$ , utilizados até então. As vantagens dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  em relação ao de  $^{226}\text{Ra}$  são: baixa contaminação gama; ausência de produtos de decaimento gasosos; e curto alcance das partículas beta emitidas.<sup>(9)</sup> O esquema de decaimento do isótopo é simples: o isótopo de  $^{90}\text{Sr}$ , em equilíbrio com o isótopo de  $^{90}\text{Y}$ , decai com uma meia vida de 28,8 anos; estes isótopos emitem partículas beta com energias máximas de 0,546 e 2,283 MeV, respectivamente.

Os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  são cobertos por uma camada fina de prata que serve tanto como proteção quanto para absorver as partículas beta de energias mais baixas do  $^{90}\text{Sr}$ ; as partículas beta emitidas pelo  $^{90}\text{Y}$  são usadas terapeuticamente. O esquema

de um aplicador está mostrado na Figura 2.1. Além da fonte (plana ou côncava) posicionada na sua extremidade, o aplicador possui um protetor de acrílico que permite o seu manuseio seguro. Como a utilização destes aplicadores é diretamente sobre a pele dos pacientes, procedimentos inadequados de limpeza podem desgastar a camada de prata, modificando suas características de absorção, aumentando a necessidade de calibrações periódicas.<sup>(10)</sup>

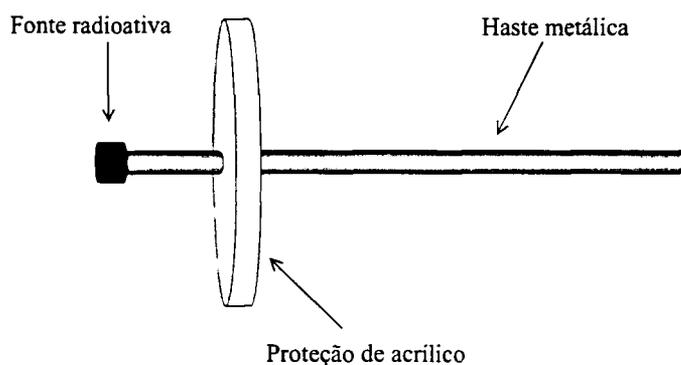


FIGURA 2.1 - Esquema de aplicador, mostrando a fonte radioativa, a haste metálica e a proteção de acrílico.

Nos EUA, a maioria dos aplicadores oftálmicos utilizados é plana e consiste de fontes de  $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ ; os aplicadores côncavos apresentam raios de curvatura de 10 e 15 mm.<sup>(11)</sup> Os aplicadores côncavos mais utilizados na Europa são os de  $^{106}\text{Ru}+^{106}\text{Rh}$  (energia máxima igual a 3,5 MeV e energia média de 1,5 MeV); estes aplicadores são mais adequados para o tratamento de lesões mais profundas.<sup>(11)</sup>

A principal utilização médica dos aplicadores oftálmicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  nos EUA é o tratamento pós-cirúrgico de pterígio.<sup>(9)</sup> Com a adoção do tratamento complementar, o índice de recidiva desta doença cai de 30-68% para 0,5-33%.<sup>(12)</sup> A terapia neste caso é fracionada, variando entre três aplicações de 8 a 10 Gy/aplicação na superfície,<sup>(8)</sup> até seis aplicações semanais de 10 Gy.<sup>(13)</sup> colocando-se a fonte em contato direto com a área afetada. Como não existe um protocolo único estabelecido, a dose e o intervalo entre a intervenção cirúrgica e a primeira sessão de betaterapia têm sido alvo de vários trabalhos que buscam a otimização desta terapia. Parnyani e colaboradores<sup>(14)</sup> acompanharam 825 pacientes, com aplicações semanais de 10 Gy durante seis semanas, iniciando-se 24 h após a intervenção; a taxa de recaída foi de 1,7%. Monteiro-Grillo e colaboradores<sup>(13)</sup>

compararam a eficácia da betaterapia em dois grupos distintos de pacientes: o grupo 1, formado por pacientes que apresentavam a doença pela primeira vez, e o grupo 2, composto por aqueles com pterígio recorrente. Este trabalho mostrou que para o grupo 1 a taxa de recidiva foi de 5,4%, enquanto que para o grupo 2 essa taxa foi 19%; todavia, nenhuma correlação entre seqüelas e dose administrada foi notada.<sup>(13)</sup>

Apenas a correção da atividade destas fontes com o decaimento radioativo é insuficiente, sendo necessárias calibrações periódicas para assegurar com precisão a dose ao paciente.

## 2.2 Câmaras de Ionização

Os detectores de radiação mais antigos e, ainda assim, os mais utilizados, baseiam-se nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa através de um gás.<sup>(15)</sup> As câmaras de ionização são os detectores deste tipo mais simples, sendo considerados os instrumentos mais práticos e precisos para medidas de exposição e dose absorvida.

Tais câmaras consistem em geral de um fio central, chamado eletrodo coletor, circundado por uma parede que delimita a região preenchida pelo gás. Ao atravessarem o gás, as partículas carregadas causam ionizações e excitações em suas moléculas; quando uma molécula neutra é ionizada, dá origem a um elétron livre e a um íon positivo. Aplicando-se uma diferença de potencial entre o eletrodo coletor e a parede da câmara, os elétrons livres migram em direção ao eletrodo central, onde são coletados, enquanto que os íons positivos vão em direção à parede, resultando na formação de um pulso elétrico. Neste caso, como a intensidade do sinal de saída depende da carga coletada, ela dependerá do número de pares de íons produzidos no gás.

As câmaras são utilizadas para detectar radiações alfa, beta, X, gama e fragmentos de fissão. Apresentam os mais variados volumes e formas, podendo ser esféricas, cilíndricas ou de placas paralelas. A escolha de materiais, dimensões e forma da cavidade depende da finalidade à qual se destina a câmara, assim como ao tipo de radiação a ser medida. No caso de uma câmara destinada a medir exposição, suas paredes devem ser de um material equivalente ao ar, enquanto que, em uma câmara destinada a medir dose absorvida no meio, a parede e o gás devem ser equivalentes ao meio em questão. A desvantagem deste tipo de detector é que produz sinais de saída muito baixos, que podem ser facilmente confundidos com ruído eletrônico.

O uso das câmaras de ionização em dosimetria é baseado no princípio que relaciona a dose absorvida na parede da câmara com a dose absorvida na cavidade, preenchida por um gás. Esta teoria é discutida a seguir.

### 2.2.1 Teoria da cavidade

Para medir a dose absorvida em um meio é necessária a introdução de um detector de radiação. Todavia, a presença deste detector, ou cavidade, provoca uma descontinuidade no meio, uma vez que, em geral, diferem em composição e número atômico. Este problema é contornado pela aplicação da teoria da cavidade.

Esta teoria tem o propósito de relacionar a dose absorvida numa cavidade (detector), de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida no meio. A teoria a ser usada é determinada pelo tamanho da cavidade quando comparado ao alcance dos elétrons no meio em questão.

O primeiro a enunciar uma teoria cavitária foi Gray (1929), embora Bragg tenha, em 1912, discutido qualitativamente este assunto. O modelo estudado por Bragg para fótons propunha que a introdução de uma cavidade num meio uniformemente irradiado não perturbaria o fluxo ou a distribuição de partículas secundárias carregadas.<sup>(16,17)</sup>

O “Princípio de Equivalência”, enunciado por Gray, afirmava que: “a energia perdida pelos elétrons, por unidade de volume, na cavidade é  $1/mS_{meio}^{cav}$  vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume, no meio adjacente”, onde  $1/mS_{meio}^{cav}$  é o inverso da razão dos poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio. Este princípio é conhecido na forma:

$$D_{meio} = \frac{1}{mS_{meio}^{cav}} D_{cav}, \quad (2.1)$$

onde:  $D_{meio}$  e  $D_{cav}$  são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente. Este princípio só é válido se a cavidade for pequena comparada ao alcance dos elétrons. Supõe-se também que toda a dose absorvida na cavidade é depositada pelas partículas carregadas que a atravessam (isto é, nenhuma partícula carregada é gerada no interior da cavidade).<sup>(16,17)</sup>

Anos mais tarde, Laurence (1937) modificou este modelo substituindo a razão entre os poderes de freamento para uma única energia pela média ponderada do espectro de energias iniciais dos elétrons a uma distância da parede igual ao alcance máximo destas partículas. Todavia, estes dois modelos falharam, pois não incluíram as perdas de energia relacionadas à produção de raios  $\delta$ , elétrons de alta energia resultantes da colisão entre as partículas carregadas que atravessam a cavidade, que depositam sua energia fora do volume de interesse.<sup>(16,17)</sup>

Esta falha só foi corrigida na teoria de Spencer-Attix (1955). Para tanto, foi introduzida uma energia de corte,  $\Delta$ , definida como sendo a energia do elétron que possui alcance igual ao tamanho médio da cavidade. Este modelo traz as seguintes implicações: elétrons com energias maiores que  $\Delta$  podem atravessar a cavidade e assim transportar energia; elétrons com energias menores que  $\Delta$  dissipam sua energia no local onde foram produzidos (ou seja, têm “alcance nulo”) e não penetram na cavidade. Esta teoria se limita, assim como a teoria de Brag-Gray, a cavidades pequenas, sendo violada para os casos onde o tamanho da cavidade é comparável ao alcance das partículas carregadas secundárias geradas pela interação da radiação indiretamente ionizante com o meio ou parede da cavidade.<sup>(18,19)</sup>

Entretanto, na prática, as cavidades não são infinitesimais. Geralmente, as dimensões das cavidades são comparáveis ao alcance dos elétrons, de modo que o espectro no interior delas consiste de elétrons gerados tanto no meio quanto na cavidade.

O primeiro a propor um modelo que levou em conta a atenuação dos elétrons gerados no meio e o aumento de elétrons gerados na cavidade foi Burlin (1966), na chamada Teoria Cavitária Geral. Sua teoria é formulada como:

$$D_{meio} = \left[ d_m S_{meio}^{cav} + (1 - d) \frac{(\mu_{en}/\rho)_{cav}}{(\mu_{en}/\rho)_{meio}} \right]^{-1} D_{cav}, \quad (2.2)$$

onde:  $m S_{meio}^{cav}$  é a razão dos poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio;  $(\mu_{en}/\rho)_{cav}$  e  $(\mu_{en}/\rho)_{meio}$  são os coeficientes de absorção de energia de massa para a cavidade e o meio, respectivamente;  $D_{meio}$  e  $D_{cav}$  são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente; e  $d$  é um fator, dependente do tamanho da cavidade, que

representa o quanto o fluxo de elétrons gerados no meio é atenuado na cavidade. O valor de  $d$  é 1 para cavidades pequenas e zero para cavidades grandes.<sup>(17)</sup>

Esta teoria, inicialmente desenvolvida para fótons, foi estendida, em 1969, para elétrons, considerando-se que nenhum elétron seria gerado na cavidade pela interação direta entre o feixe primário de radiação com o material da cavidade.<sup>(20)</sup>

Apesar das falhas já apontadas por vários autores, esta teoria descreve adequadamente a dose absorvida no meio para a faixa de energia utilizada em radioterapia e, por sua simplicidade, tem sido utilizada em sua forma original.

### 2.2.2 Câmara de extrapolação

Uma câmara de extrapolação é uma câmara de ionização plana (ou de placas paralelas) de volume variável; por meio de um parafuso micrométrico, a distância entre os eletrodos pode ser variada. Esta câmara, mostrada na Figura 2.2, foi desenvolvida por Failla (1937) com o propósito de medir a dose superficial em um material irradiado, por meio de medidas de corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos (coletor e janela de entrada). Para a determinação da taxa de dose absorvida à distância de referência, extrapola-se a curva resultante para o espaçamento nulo.<sup>(16)</sup>

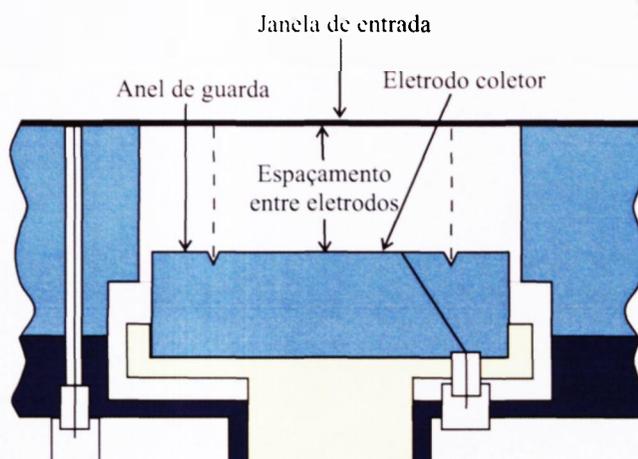


FIGURA 2.2 - Câmara de extrapolação. As cores indicam os diferentes materiais.<sup>(21)</sup>

A câmara de extrapolação é especialmente útil para detecção de partículas beta de energias baixas e para radiação X produzida a partir de baixos valores de potencial,

satisfazendo às principais imposições da teoria cavitária, que são: pequena superfície coletora e pequeno volume de ar.<sup>(6)</sup>

Além dos eletrodos de alta tensão (janela de entrada) e coletor, as câmaras de extrapolação possuem um anel de guarda que, além de delimitar o volume sensível da câmara, reduz a ocorrência de correntes de fuga. Os materiais que compõem a câmara devem ser equivalentes ao meio de interesse. Além disso, o material da janela deve resistir à atração eletrostática, e ser fino o suficiente para não perturbar o espectro dos elétrons que a atravessam.

Foram desenvolvidas no Brasil duas câmaras de extrapolação para a dosimetria beta.<sup>(10,22)</sup> A câmara de extrapolação desenvolvida no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares teve como objetivo a sua utilização como instrumento de referência na calibração de aplicadores dermatológicos planos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  e na caracterização de campos de radiação beta.<sup>(10)</sup>

A ocorrência de alguns efeitos, tais como recombinação inicial e geral, e efeitos de polaridade, tornam necessária a introdução de fatores de correção para a determinação da taxa de dose absorvida na superfície. Tais efeitos são estudados nas seções seguintes.

### 2.2.3 Saturação da corrente de ionização

Para que os íons produzidos pela interação da radiação com o gás que preenche a cavidade da câmara sejam coletados, é necessária a aplicação de uma diferença de potencial entre os eletrodos. Para pequenos valores de tensão, muitos dos pares de íons formados no gás se recombinam antes de atingirem os eletrodos; à medida que se aumenta a tensão, os íons passam a se mover mais rapidamente e o efeito da recombinação diminui, aumentando o valor da corrente. Inicialmente, o crescimento da corrente coletada com a tensão é quase linear, ficando depois mais lento, até se aproximar assintoticamente da corrente máxima, ou seja, aquela que seria medida se todos os íons produzidos fossem coletados. Esta corrente é chamada de corrente de saturação. O gráfico que relaciona a corrente e a tensão aplicada entre os eletrodos de uma câmara de ionização é chamada curva de saturação.<sup>(16)</sup>

Contudo, a tensão máxima a ser aplicada é limitada. Além de causar danos elétricos nos isolantes, para valores altos de campo elétrico, os elétrons livres podem ganhar energia suficiente para ionizar moléculas neutras, por meio de colisões, iniciando um rápido processo de multiplicação de íons na câmara de ionização.

### 2.2.4 Recombinação inicial e geral

Vários fatores causam a perda da saturação em uma câmara de ionização; um dos mais importantes é a recombinação. A recombinação iônica é classificada em dois tipos: a recombinação inicial e a geral. A recombinação inicial ocorre quando íons positivos e negativos, formados em um mesmo rastro produzido pela passagem de uma partícula ionizante, encontram-se e recombina-se. Este efeito é sempre presente, sendo de maior importância em rastros densamente ionizados, como no caso de partículas alfa à pressão atmosférica. Na recombinação geral, os íons produzidos em rastros diferentes encontram-se e recombina-se. Enquanto a recombinação inicial independe da taxa de dose, uma vez que apenas a densidade de íons nos rastros é relevante, a recombinação geral cresce com seu aumento.<sup>(16)</sup>

Para distinguir entre estes dois fenômenos experimentalmente é necessário obter o gráfico do inverso da corrente de ionização,  $i$ , versus a função apropriada do campo elétrico aplicado. Para a recombinação inicial, tem-se:

$$\frac{1}{i} = \frac{1}{i_{sat}} + \frac{constante}{E} \quad (2.3)$$

e para a recombinação geral, tem-se:

$$\frac{1}{i} = \frac{1}{i_{sat}} + \frac{constante}{E^2} \quad (2.4)$$

onde:  $E$  é a valor do campo elétrico. Estas correntes devem ser medidas com grande precisão, para que se possa diferenciar entre os dois efeitos.

O efeito da recombinação é de importância especial quando são usadas pequenas distâncias entre os eletrodos, como no caso das câmaras de extrapolação.<sup>(10)</sup> As condições ideais de operação de uma câmara devem garantir uma perda por recombinação menor que 1%.<sup>(23)</sup>

### 2.2.5 Eficiência de coleta de íons

Dá-se o nome de “eficiência de coleta de íons”,  $f$ , à razão entre a corrente medida com uma câmara de ionização,  $I$ , operando em determinadas condições, e a corrente de saturação ideal,  $I'$ .

Numa câmara de ionização operando próximo às condições de saturação, os íons movimentam-se com velocidades constantes iguais a  $k_1V/d$  e  $k_2V/d$ , onde  $k_1$  e  $k_2$  ( $\text{cm}^2/\text{s.V}$ ) são as mobilidades dos íons positivos e negativos, respectivamente,  $V$  é a tensão aplicada e  $d$  é a distância entre os eletrodos. Para uma câmara plana, a eficiência de coleção de íons é dada por:<sup>(16)</sup>

$$f = \frac{1}{(1 + \frac{1}{6}\xi^2)} \quad (2.5)$$

e

$$\xi = \sqrt{\frac{\alpha}{ek_1k_2}} \left( \frac{d^2\sqrt{q}}{V} \right) = m \left( \frac{d^2\sqrt{q}}{V} \right) \quad (2.6)$$

onde:  $\alpha$  é o coeficiente de recombinação em ( $\text{cm}^3/\text{s}$ );  $q$  é a taxa de ionização em ( $\text{cm}^3/\text{s}$ )<sup>-1</sup>;  $d$  é o espaçamento entre os eletrodos (cm);  $V$  é a tensão aplicada entre os eletrodos (V); e  $m$  é a constante específica do gás, a uma dada temperatura e pressão. O valor de  $m$  para o ar, determinado por Greening em 1964, citado por Albuquerque,<sup>(23)</sup> é:

$$m = (2,01 \pm 0,12) \times 10^7 (sm^{-1}C^{-1}V^2)^{\frac{1}{2}}. \quad (2.7)$$

Um método simplificado para o cálculo de  $f$ , válido para o intervalo  $0,7 < f < 1,0$ , é o chamado “método das duas tensões”.<sup>(24)</sup> Este método consiste na determinação das cargas coletadas,  $Q_1$  e  $Q_2$ , em dois valores de tensão de polarização distintos ( $V_1$  e  $V_2$ ). A eficiência  $f$  é dada por:

$$f = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (Q_1/Q_2)}. \quad (2.8)$$

Por sua simplicidade, este método é o mais utilizado atualmente na determinação da eficiência para câmaras de ionização. No caso de feixes de radiação contínua, pode-se adotar também um método gráfico para a determinação de  $f$ . A corrente de saturação, nestes casos, pode ser obtida por meio de um gráfico do inverso da corrente de ionização medida ( $1/I$ ) em função do inverso da tensão aplicada ao quadrado ( $1/V^2$ ). A partir da reta obtida, extrapolada para zero (tensão infinita), é possível a determinação do valor da corrente de saturação.<sup>(24)</sup> A razão entre a corrente medida e a corrente de saturação, de acordo com a definição, dá o valor da eficiência de coleção. O inverso de  $f$  fornece, para cada profundidade da câmara, o fator de recombinação.

### 2.2.6 Efeito de polaridade

Em alguns casos, mesmo mantendo-se constante o valor da tensão de polarização aplicada a uma câmara de ionização exposta a uma fonte constante de radiação, o valor da corrente coletada muda quando se altera a polaridade da tensão.

Uma das possíveis causas para este efeito é a presença de forças eletromotrizes de contato, térmicas ou eletrolíticas no circuito de medida, sobretudo nos casos onde as forças eletromotrizes são da mesma ordem do potencial de polarização. Além disto, as variações no volume ativo da câmara de ionização, devido à distorção da carga espacial no campo elétrico do gás, também são relevantes.

Para corrigir este efeito, deve-se então tomar o valor médio entre as correntes obtidas para as polarizações positiva e negativa da tensão. A média entre estes valores deve fornecer o valor real da corrente na câmara.<sup>(16)</sup>

### 2.2.7 Taxa de dose absorvida na água

A grandeza dosimétrica recomendada para especificar as fontes de radiação beta é a taxa de dose absorvida na água à distância de referência da fonte.<sup>(3,5)</sup> Para fontes planas e côncavas, a distância de referência é de 1 mm a partir do seu centro, em seu eixo de simetria. A escolha desta distância leva em conta a pequena penetração das partículas beta no meio e a maneira com que estas fontes são utilizadas, encostadas à córnea do paciente.

De acordo com a teoria de Bragg-Gray, a taxa de dose absorvida na água se relaciona com a taxa de dose no ar de acordo com a seguinte expressão:

$$\dot{D}_{\acute{a}gua} = S_{ar}^{\acute{a}gua} \dot{D}_{ar} \quad (2.9)$$

onde:  $\dot{D}_{\acute{a}gua}$  e  $\dot{D}_{ar}$  são as taxas de dose absorvida na água e no ar, respectivamente; e  $S_{ar}^{\acute{a}gua}$  é a razão entre os poderes de freamento médios da água e do ar. Esta expressão pode ser reescrita, utilizando-se a definição de dose absorvida. como:

$$\dot{D}_{\acute{a}gua} = S_{ar}^{\acute{a}gua} (W/e) \left( \frac{\Delta I}{\Delta m_{ar}} \right) \quad (2.10)$$

onde:  $(W/e)$  é a energia média, em joules, necessária para produzir 1 C de carga de um mesmo sinal no ar  $[(33.97 \pm 0,05) \text{JC}^{-1}]$ ; e  $\Delta I / \Delta m_{ar}$  é o quociente entre a corrente de ionização produzida em uma massa de ar,  $m_{ar}$ , e esta massa de ar. O volume de ar no interior da câmara é delimitado pelo espaçamento entre os eletrodos da câmara,  $d$ , e pela área de seu eletrodo coletor.  $a$ , isto é:

$$V_{ar} = d \times a = m_{ar} / \rho_o \quad (2.11)$$

onde:  $\rho_o$  é a densidade do ar à temperatura e à pressão de referência. Assim, a Equação 2.9 pode ser reescrita como:<sup>(5)</sup>

$$\dot{D}_{\acute{a}gua} = \frac{(W/e) S_{ar}^{\acute{a}gua}}{\rho_o a} (\Delta I / \Delta d)_{d \rightarrow 0} k_{retro} \quad (2.12)$$

onde:  $(\Delta I / \Delta d)_{d \rightarrow 0}$  é a inclinação da curva de extrapolação quando o espaçamento entre os eletrodos da câmara tende a zero; e  $k_{retro}$  é o fator de correção que leva em conta a diferença do retroespalhamento no eletrodo coletor quando comparado à água.<sup>(3,5)</sup>

O fator de retroespalhamento é definido pela expressão:

$$k_{retro} = 1 + \eta_3 \quad (2.13)$$

e:

$$\eta_{\beta} = \frac{a_1}{1 + a_2 \tau^{a_3}} \quad (2.14)$$

onde:  $\tau$  é a razão entre a energia das partículas beta emitidas e a energia de repouso do elétron (em MeV), e  $a_i$  são parâmetros que dependem do número atômico do alvo.<sup>(26)</sup> O número atômico efetivo para um certo material é definido como sendo:

$$Z_{ef} = \frac{\sum w_i (Z_i^2 / A_i)}{\sum w_i (Z_i / A_i)} \quad (2.15)$$

onde:  $w_i$  ( $i=1, 2, \dots, n$ ) representa a fração por peso do elemento com número atômico  $Z_i$ , e número de massa  $A_i$ .<sup>(3)</sup>

A corrente de ionização medida com a câmara de extrapolação deve ser corrigida levando-se em conta três fatores:

1. O fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão,  $k_{T,p}$ , é dado por:

$$k_{T,p} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{101,325}{p} \quad (2.16)$$

onde:  $T$  e  $p$  são os valores de temperatura e pressão medidos.

2. O fator de recombinação,  $k_{recom}$ , leva em conta as perdas de íons que se recombinam antes de serem coletados. Este fator é dado por:

$$k_{recom} = \left( 1 - \frac{0,04554}{\sqrt{Ed^2}} \right)^{-1} \quad (2.17)$$

onde:  $E$  é o valor do campo elétrico aplicado (V/mm),  $d$  é o espaçamento entre os eletrodos da câmara (mm), e 0,04554 é uma constante que torna o fator  $k_{recom}$  adimensional.<sup>(27)</sup>

3. O fator de divergência,  $k_{div}$ , leva em conta a divergência do feixe de radiação beta emitida pela fonte. Para distâncias grandes entre a fonte e a janela de entrada

das câmara, este fator é dado por:<sup>(28)</sup>

$$k_{div} = 1 + \frac{d}{y_0} \quad (2.18)$$

onde:  $d$  é o espaçamento entre os eletrodos da câmara (mm) e  $y_0$  é a distância entre a fonte e a janela de entrada da câmara (mm). Este efeito torna-se mais pronunciado para espaçamentos grandes entre os eletrodos da câmara, fontes pequenas e eletrodos coletores pequenos,<sup>(29)</sup> porém utilizando-se espaçamentos entre os eletrodos pequenos o suficiente, este efeito pode ser ignorado ( $k_{div}=1$ ).<sup>(25)</sup>

A Eq. 2.12 pode ser usada para a determinação da taxa de dose absorvida no tecido. bastando para tanto a utilização dos fatores de correção apropriados.<sup>(30)</sup>

A unidade de dose absorvida no sistema internacional é o gray (Gy), definida como a dose de radiação absorvida pelo ar de 1 joule por quilograma, ou seja,  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ . Desta maneira, a unidade para a taxa de dose absorvida é Gy/s.

### 2.3 Processos Dosimétricos Termicamente Estimulados

Os processos termicamente estimulados constituem métodos de referência para análise e pesquisa em vários campos da física e da química. Em tais processos, a amostra é aquecida de maneira controlada e uma certa propriedade física é monitorada. Um fato importante é que tal efeito só é observado caso a amostra tenha sido excitada antes do seu aquecimento.<sup>(31)</sup> No caso específico da dosimetria da radiação ionizante, a amostra é exposta a uma fonte de radiação, que é responsável pelo processo de excitação envolvido.

Para a análise destes processos, é necessário que se faça um gráfico do parâmetro medido em função da temperatura de aquecimento da amostra. Esta curva, composta por um ou mais picos, fornecerá informações importantes sobre processos microscópicos termicamente ativados.<sup>(31)</sup>

Alguns materiais, quando irradiados, podem armazenar a energia cedida pela radiação. Essa energia armazenada pode ser liberada sob a forma de luz, quando o material é aquecido. Quando a emissão de luz ocorre num intervalo de tempo inferior a  $10^{-8}$ s após a irradiação, os cristais são denominados fluorescentes. Se o intervalo de tempo decorrido entre a irradiação e a emissão de luz for maior que  $10^{-8}$ s, os cristais são chamados

fosforescentes ou fósforos luminescentes. Se o processo de emissão de luz é induzido pelo aquecimento do cristal, observa-se o efeito chamado de termoluminescência (TL): os materiais que exibem esta propriedade são chamados fósforos termoluminescentes.

O fenômeno da termoluminescência tem diversas aplicações nas ciências, como, por exemplo, na datação, no estudo de defeitos em sólidos cristalinos e na dosimetria individual, ambiental e clínica.

Neste capítulo é estudado o fenômeno da termoluminescência. Antes, porém, é necessária a apresentação de alguns conceitos básicos a respeito da teoria de bandas.

### 2.3.1 Teoria de bandas

A estrutura periódica nos materiais cristalinos estabelece bandas de energia para os elétrons nas quais eles podem permanecer no sólido; estas bandas, chamadas bandas de valência e de condução, podem estar separadas por regiões de energias proibidas (Figura 2.3). A banda inferior, a de menor energia, chamada banda de valência, corresponde àqueles elétrons que estão presos a sítios específicos na estrutura cristalina. Já na banda de condução, os elétrons estão livres para se mover no cristal; são estes elétrons que contribuem para a condutividade do material. A largura da banda de energias proibidas determina se o material é um isolante ou um semicondutor, como mostra a Figura 2.4.<sup>(32)</sup>

Na ausência de excitações térmicas, tanto materiais isolantes como semicondutores têm a banda de valência completamente cheia e a banda de condução vazia, não apresentando, neste caso, nenhuma condutividade elétrica. Para temperaturas mais elevadas, os elétrons com energia suficiente podem migrar para a banda de condução.

A ocupação de cada uma das bandas é descrita pela função de densidade de estados, dada por:<sup>32)</sup>

$$N(E) = Z(E)f(E) \quad (2.19)$$

onde:  $Z(E)$  é a densidade de estados disponíveis, e  $f(E)$  é a função de distribuição de Fermi-Dirac, dada por:

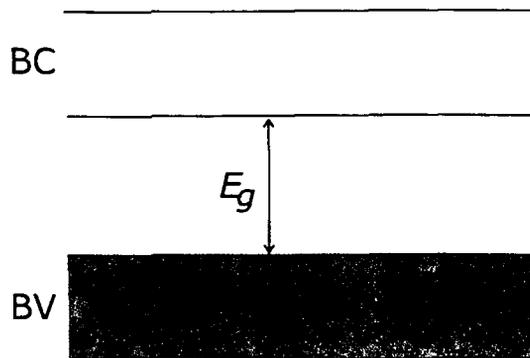


FIGURA 2.3 - Bandas de condução, BC, e de valência, BV, separadas pela região de energias proibidas,  $E_g$ .

$$f(E) = \frac{1}{e^{E-E_f/kT} + 1} \quad (2.20)$$

onde:  $E_f$  é a energia de Fermi ou potencial químico,  $k$  é a constante de Boltzmann, e  $T$ , a temperatura.

Para um material semiconductor ou isolante ideal,  $Z(E)$  é nula quando  $E_c > E > E_v$ , sendo  $E_c$  a energia mínima da banda de condução e  $E_v$  a energia máxima da banda de valência. Entretanto, os defeitos e as impurezas presentes na estrutura cristalina criam estados de energia possíveis para os elétrons entre estas duas bandas, na região proibida, denominados armadilhas.<sup>(32)</sup>

Os defeitos mais comuns nos cristais são a vacância de um átomo ou íon na rede cristalina (defeito Schottky) e a existência de um átomo numa posição intersticial (defeito Frenkel). Alguns defeitos, denominados centros de cor, são responsáveis por conferirem coloração ao cristal, como por exemplo, os centros  $F$  (centros de elétrons) ou centros  $V_k$  e  $H$  (centros de buracos).<sup>(32)</sup>

Quando a radiação ionizante (radiação  $X$ , gama, partículas alfa e beta, etc.) interage com o cristal, são formados pares de elétrons-buracos, que migram através do

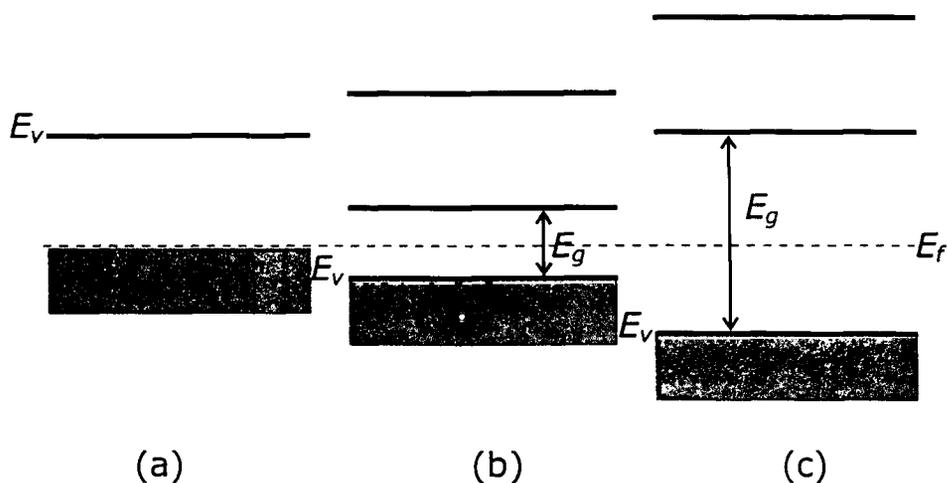


FIGURA 2.4 - (a) Banda de valência de um metal, parcialmente preenchida, a  $T=0$  K, comparado à banda de valência completamente cheia de um semicondutor, (b), e de um isolante, (c). Nesta figura,  $E_g$  é a largura da banda proibida de energia,  $E_v$  é a energia máxima da banda de valência e  $E_f$  é a energia do nível de Fermi.<sup>(32)</sup>

cristal, até que se recombinem ou sejam capturados em armadilhas.<sup>(31,32)</sup> Este processo é mostrado na Figura 2.5. Para que haja recombinação, é necessário que um buraco seja armadilhado nos chamados centros de recombinação,  $R$ , de modo que um elétron que se mova livremente na banda de condução possa encontrá-lo, havendo assim o processo de aniquilação, seguida pela emissão de um fóton. Para que um elétron, preso a uma armadilha,  $A$ , se recombinem com um buraco, é necessário que este elétron ganhe uma certa quantidade de energia térmica suficiente para que ele vá para a banda de condução. A probabilidade de um elétron deixar uma armadilha, indo para a banda de condução é dada por:

$$p(T) = s e^{-E/kT} \quad (2.21)$$

onde:  $s$  é o fator de frequência.

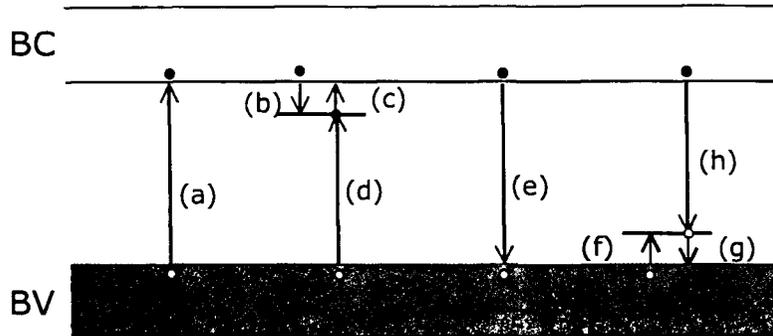


FIGURA 2.5 - Transições eletrônicas: (a) ionização; (b) e (f) armadilhamento de elétron e de buraco, respectivamente; (c) e (g) liberação de elétron e de buraco, respectivamente; (d) e (h) recombinação indireta; e (e) recombinação direta.<sup>(32)</sup>

Considerando que, em um instante  $t$ , existam  $n(t)$  cargas armadilhadas, quando o cristal é aquecido (com uma taxa constante igual a  $\beta = dT/dt$ ), o número de armadilhas que permanecerão ocupadas após o aquecimento da amostra é dado por:

$$-\frac{dn}{dt} = n(t)p(T) \Rightarrow -\frac{dn}{dT} \frac{dT}{dt} = n(T_0, T)p(T) \quad (2.22)$$

$$\Rightarrow n(T_0, T) = n(T_0) \exp - \left[ \int \left( \frac{s}{\beta} \right) e^{-E/kT} dT \right] \quad (2.23)$$

onde:  $T_0$  é a temperatura inicial da amostra e  $T$ , a temperatura final.

A intensidade do sinal termoluminescente, para a temperatura  $T$ ,  $I(T)$ , é proporcional à taxa de recombinação dos pares elétrons-buracos em  $R$ ; a intensidade,  $I(T)$ , é dada pela Equação de Randall e Wilkins:<sup>(32)</sup>

$$I(T_0, T) = n(T_0, T)p(T). \quad (2.24)$$

À medida em que a temperatura aumenta, os elétrons são liberados e se recombinam, de modo que a concentração de buracos livres diminui, e conseqüentemente

diminuindo o sinal termoluminescente. A taxa de recombinação vai progressivamente diminuindo, o mesmo acontecendo para o sinal TL, produzindo um pico de intensidade característico, apresentado na Figura 2.6.

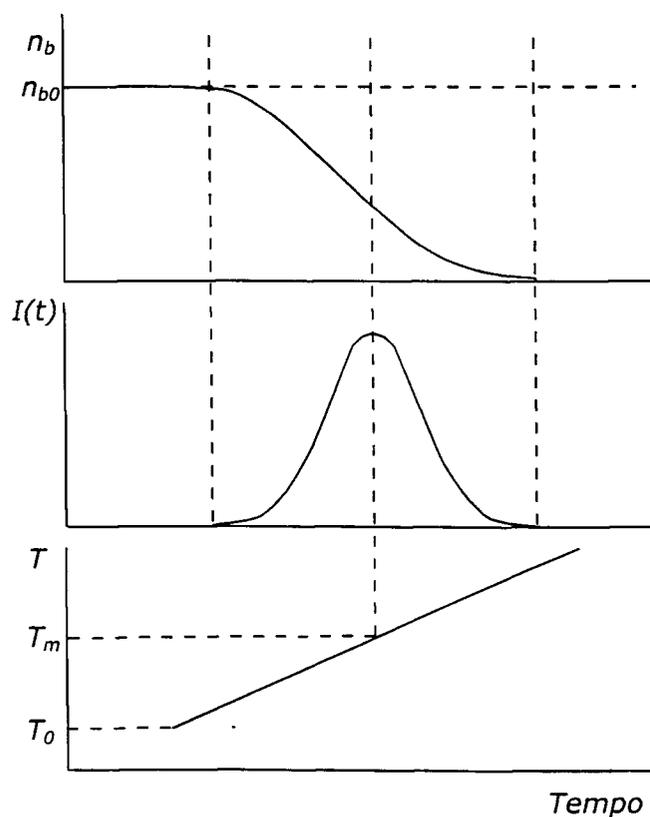


FIGURA 2.6 - Relação entre a intensidade termoluminescente,  $I(t)$ , e o número de buracos armadilhados,  $n_b$ , nos centros de recombinação em função do tempo. Mostra-se também a taxa linear de crescimento da temperatura em função do tempo. Nesta figura,  $n_{b0}$  é o número de buracos armadilhados nos centros de recombinação no tempo inicial;  $T_m$  é a temperatura média no intervalo considerado; e  $T_0$  é a temperatura inicial.<sup>(32)</sup>

Para que se obtenha o máximo de informação sobre a distribuição energética dos centros de recombinação, é necessário que se meça o espectro do sinal TL emitido em função da temperatura e do comprimento de onda, obtendo-se os espectros de emissão.

### 2.3.2 O leitor termoluminescente

O leitor TL é constituído basicamente de três partes: o sistema de aquecimento da amostra, a unidade de controle da temperatura e o sistema de detecção da luz.

Para que seja avaliada, a amostra termoluminescente é colocada em uma prancheta, que consiste de uma placa fina de metal (de platina, geralmente), onde é aquecida. O sistema de aquecimento fica no interior de uma câmara resistente a vácuo moderado ( $10^{-6}$  a  $10^{-8}$  kPa) e também ao fluxo de gás. Uma das maneiras mais comuns de aquecer a amostra é por meio da passagem de uma corrente pela prancheta; a temperatura é controlada por um termopar colocado na posição da amostra. Alternativamente, a amostra pode ser colocada em contato com um filamento: neste caso, o aquecimento da amostra é feito da mesma maneira.<sup>(32)</sup>

A maior parte das aplicações da técnica da termoluminescência requer uma taxa de crescimento linear da temperatura em função do tempo. Este controle é feito pelo termopar que associa o aumento da temperatura com o aumento da tensão. Todavia, este termopar, acoplado à prancheta, mede com precisão a temperatura dela, que não é necessariamente igual à da amostra. Uma vez que as amostras mantêm apenas um dos lados em contato direto com a prancheta, haverá um certo gradiente de temperatura ao longo delas: a magnitude deste gradiente depende da espessura da amostra, da sua condutividade térmica e da taxa de aquecimento. Para contornar este problema, utiliza-se uma atmosfera de gás inerte no interior da câmara, que constitui um meio condutor térmico, aquecendo a amostra por todos os lados.<sup>32)</sup>

A unidade de detecção da luz emitida pela amostra durante seu aquecimento consiste de um tubo fotomultiplicador. A maior parte dos tubos utilizados em leitores TL possuem de 11 a 13 dinodos: tais dinodos são constituídos por materiais que produzem elétrons por meio da emissão termoinônica. Deste modo, o ganho típico de um tubo fotomultiplicador é de  $10^6$  a  $10^7$ . Os materiais mais utilizados nestes tubos são: KCs, RbCs e KNaSb.<sup>(32)</sup>

### 2.3.3 Dosimetria termoluminescente

O uso do fenômeno da termoluminescência para a medida da dose de radiação absorvida teve início na metade do século XX, com F. Daniels.<sup>(32)</sup> Neste ramo, os dosímetros termoluminescentes (TLD) são utilizados na monitoração ambiental, na

dosimetria individual e em aplicações médicas. Para sua utilização, o material deve atender a alguns requisitos básicos, no que diz respeito a linearidade, intervalo de dose, resposta com a energia, estabilidade e resposta aos efeitos ambientais; tais características são apresentadas a seguir.

É desejável que o material TL possua uma relação linear entre a dose que absorve e a medida que fornece, e que esta resposta seja independente da taxa de dose. Todavia, a maioria dos materiais exibe um crescimento não-linear de sua resposta com a dose absorvida, em alguns intervalos, o que pode acarretar na determinação de um valor sub-ou superestimado; isto também ocorre quando o dosímetro é usado na região de saturação. Para contornar este problema, é necessária a calibração prévia dos dosímetros. É também de fundamental importância que se conheça o valor mínimo de dose detectável, definido como sendo três vezes o desvio padrão das medidas realizadas de dosímetros não irradiados. Este valor depende da sensibilidade do material termoluminescente, do tamanho do dosímetro e da sensibilidade do leitor TL.<sup>(32)</sup>

Para se utilizar um cristal TL em dosimetria, é indispensável que se determine como sua resposta varia em função da energia da radiação incidente. Esta dependência é definida como sendo uma medida da energia absorvida pela amostra em estudo comparada à energia absorvida por um material de referência, submetidos às mesmas condições de irradiação; geralmente, toma-se o ar como material de referência. A dependência energética da resposta do material TL pode ser avaliada por meio da razão entre os coeficientes de absorção de energia da amostra,  $(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{amostra}$ , e do ar,  $(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{ar}$ , isto é:

$$S(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{amostra}}{(\mu_{en}/\rho)_{ar}} \quad (2.25)$$

onde:  $S(E)$  é a função da dependência energética. Do ponto de vista da interação da radiação com a matéria, para energias até 300 keV, o efeito predominante é o fotoelétrico. Uma vez que este efeito é inversamente proporcional à energia da radiação e diretamente proporcional ao número atômico efetivo, os materiais mais indicados para a dosimetria TL são aqueles com números atômicos baixos: quando se trata de determinar a dose absorvida no tecido, são utilizados materiais que equivalem ao tecido em número atômico, como é o caso de fluoreto de lítio. A dependência energética de um TLD pode ser alterada pela utilização de filtros adequados.<sup>(32)</sup>

A dosimetria de partículas beta, apesar de possível, é dificultada pela forte dependência da resposta TL com características do dosímetro, tais como sua espessura e o tamanho dos grãos (no caso de amostras na forma de pó).

A estabilidade de um dosímetro termoluminescente é afetada pelo decaimento do sinal armazenado, seja por mecanismos ópticos ou térmicos, entre os instantes da irradiação e da medida. O decaimento do sinal ocorre nos casos onde a profundidade  $E$  da armadilha é pequena, de modo que a energia cedida pela radiação solar e por lâmpadas fluorescentes, ou ainda pelas altas temperaturas ambientais, é suficiente para desarmadilhar alguns elétrons. Deste modo, são preferíveis materiais que apresentem picos dosimétricos entre 200 a 250 °C.<sup>(32)</sup>

Além destas características, é importante que o material apresente: resposta estável, mesmo em condições ambientais desfavoráveis; resposta reprodutível inclusive para doses baixas; e curva de emissão TL simples com picos bem resolvidos.

O fato dos materiais termoluminescentes poderem ser manufaturados nas mais variadas formas e dimensões é uma das suas principais vantagens, além da possibilidade de sua reutilização após tratamento térmico adequado.

Dentre os materiais utilizados na dosimetria TL, o mais popular é o fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), usado tanto em dosimetria pessoal e ambiental quanto em aplicações médicas. Um dos motivos principais é seu número atômico efetivo equivalente ao do tecido humano, associado à pouca dificuldade de manuseio, apesar de apresentar um espectro de emissão TL bastante complexo. Sua curva de emissão apresenta cerca de dez picos situados entre 50 e 450°C, sendo que, em dosimetria, são utilizados apenas os picos localizados em torno de 190°C. Com este material, pode-se medir doses desde 50  $\mu$ Gy até 100 Gy; acima deste valor de dose, sua resposta atinge a saturação. Entre 1 e 100 Gy, a resposta do material é supralinear. Outra vantagem deste material é a pequena dependência energética devido ao seu baixo número atômico; além disso, não apresenta decaimento térmico acentuado. É utilizado em dosimetria das radiações X, gama e de nêutrons térmicos.<sup>(33)</sup>

Outro material bastante utilizado, sobretudo para a dosimetria da radiação gama, é o sulfato de cálcio ativado com disprósio (CaSO<sub>4</sub>:Dy). Este material apresenta o pico principal próximo a 220°C, outros dois picos em temperaturas mais baixas que não são usados com fins dosimétricos e um quarto pico situado a 250°C. Seu decaimento térmico é semelhante ao do LiF:Mg,Ti e sua resposta não é afetada de modo significativo por

fatores ambientais; contudo, este material é bastante sensível à luz, sendo necessário protegê-lo. A resposta TL em função da dose é linear até 30 Gy, mostrando-se supralinear a partir deste valor até 100 Gy; a dose mínima detectável é inferior a 2  $\mu$ Gy. Devido a seu alto número atômico efetivo (15), apresenta acentuada dependência com a energia das radiações, sobretudo até 100 keV.<sup>(33)</sup> No IPEN são produzidas e comercializadas pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  para todos os Serviços de Monitoração Individual particulares do Brasil.<sup>(34)</sup>

O borato de lítio ativado com manganês ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ ) possui baixo número atômico efetivo (7,4); seu espectro de emissão mostra um pico de baixa temperatura (80°C) e outros dois picos situados em torno de 200°C, que se superpõem. Possui decaimento térmico do sinal semelhante ao LiF porém, em temperaturas mais baixas. sua instabilidade térmica aumenta. A resposta deste material com a dose é linear até 10 Gy, tornando-se a partir de então supralinear até alcançar a saturação em 10 kGy; o valor mínimo que detecta é cerca de 10 mGy.<sup>(33)</sup>

Também utilizado na dosimetria das radiações X e gama, o fluoreto de cálcio ativado com disprósio ( $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ ), apresenta uma curva de emissão TL bastante complexa com três picos localizados entre 120 e 160°C e outros três situados a 240, 340 e 400°C. Este material é bastante sensível à luz natural e à luz fluorescente. o que acarreta o decaimento do sinal armazenado. Além disso, apresenta uma curva de resposta TL linear com a dose até 6 Gy, atingindo a saturação em 100 Gy; seu limite mínimo de detecção é da ordem de micrograys. Sua dependência energética é bastante acentuada sobretudo para energias inferiores a 100 keV.<sup>(33)</sup> Pastilhas de  $\text{CaF}_2$  natural são produzidas no Instituto de Física/USP e utilizadas em algumas instalações radiativas das unidades da USP.<sup>(35,36)</sup>

O fluoreto de lítio ativado com magnésio, cobre e fósforo ( $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$ ) é um material que apresenta excelentes qualidades dosimétricas, entre elas: alta sensibilidade à radiação gama (20 a 40 vezes maior que a do  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ); valor mínimo detectável de dose da ordem de 1  $\mu$ Gy; e dependência energética para radiação X e gama melhor que a do  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ . Não apresenta problemas de supralinearidade. porém sua resposta atinge a saturação em 10 Gy. O pico dosimétrico, situado por volta de 230°C. é bastante estável.<sup>(33)</sup>

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

A primeira câmara de extrapolação foi proposta por Failla em 1937,<sup>(37)</sup> mas desde esta época várias modificações foram feitas no protótipo inicial; assim, foram desenvolvidas câmaras de extrapolação para medidas em feixes de radiação X de ortovoltagem<sup>(38)</sup> e megavoltagem,<sup>(39)</sup> e de energias baixas,<sup>(40,41)</sup> e em feixes de radioterapia.<sup>(42)</sup> Em 1951, Bortner desenvolveu uma câmara de extrapolação na qual a pressão do gás poderia ser variada; Bortner mostrou que a corrente de ionização medida pela câmara variava linearmente com a pressão ao gás. Esta câmara foi testada em feixes de radiação alfa e beta.<sup>(43)</sup> Em 1953, Loevinger mostrou a utilidade das câmaras de extrapolação para a calibração absoluta (sem a necessidade de calibrações prévias em relação a fontes ou instrumentos padrões) de fontes de radiação beta.<sup>(44)</sup>

Em 1966, Loevinger e Trott mostraram a viabilidade de se utilizar uma câmara de extrapolação para a calibração de aplicadores planos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .<sup>(27)</sup> Antes disso, estes aplicadores eram calibrados utilizando-se um detector de cintilação, desenvolvido, em 1956, por Sinclair e Trott;<sup>(45)</sup> este sistema consistia de um cristal de antraceno com 3 mm de diâmetro e 0.5 mm de espessura, coberto por uma folha de alumínio de densidade superficial igual a 5,4 mg/cm<sup>2</sup>, ligado a um tubo fotomultiplicador. Com este detector não era possível medir com exatidão a taxa de dose absorvida na superfície do aplicador, mas apenas taxas relativas; para tanto, escolhia-se um ponto de referência na placa (seu centro, quando possível) ao qual se atribuía o valor 1,0. Era possível também determinar a taxa de dose em profundidade, bastando para isso adicionar folhas de material equivalente ao tecido entre o cintilador e o aplicador, que ficavam separados por uma distância máxima de 3 mm.<sup>(45)</sup> Em 1965, Supe<sup>(46)</sup> desenvolveu uma câmara dotada de abertura a micro orifício (câmara *pinhole*), adaptada para calibração de aplicadores planos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . A câmara desenvolvida buscava minimizar a contribuição da radiação de *Bremsstrahlung*, por meio da utilização de materiais de baixo número atômico entre a fonte e a placa com abertura a micro orifício (ou placa *pinhole*), a qual possuía uma espessura igual ao alcance máximo das partículas beta neste material.<sup>(46)</sup>

Em 1971, Jones e Dermentzoglou<sup>(47)</sup> publicaram um trabalho no qual apresentaram uma metodologia para calibração de aplicadores planos e côncavos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Neste caso, os aplicadores planos foram calibrados utilizando-se um câmara de extrapolação e os côncavos, com um detector de cintilação.<sup>(47)</sup> Em 1974, Payne e Waggener<sup>(48)</sup> desenvolveram uma câmara de extrapolação que tinha por objetivo simplificar o modelo proposto por Failla, em 1937. Neste protótipo, os eletrodos podiam ser aproximados com incrementos de 0,0254 mm (0,001"). Esta câmara possuía dois eletrodos coletores de 0,159 e 0,90 cm de diâmetro, enquanto que sua janela de entrada, feita de Mylar, tinha diâmetro de 1,2 mm. A grande vantagem desta câmara, comparada ao protótipo de Failla, era a possibilidade de acomodar aplicadores de diferentes dimensões.<sup>(48)</sup>

No ano seguinte, Supe e colaboradores<sup>(49)</sup> apresentaram uma câmara de extrapolação esférica, própria para a calibração de aplicadores côncavos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Para que a janela de entrada, feita de Mylar aluminizado, ficasse curva (raios iguais a 10 e 15 mm), foi necessário apoiá-la num isolante. O eletrodo coletor, de alumínio, possuía 1,6 mm de diâmetro e se movia por meio de um parafuso micrométrico. O volume sensível desta câmara correspondia àquele compreendido entre o eletrodo coletor e a janela de entrada. Como teste, um aplicador plano foi calibrado com esta câmara e com uma câmara de extrapolação convencional; os resultados se mostraram compatíveis.<sup>(49)</sup>

Em 1991, pesquisadores da Universidade de Wisconsin estabeleceram um protocolo de calibração de aplicadores planos.<sup>(4)</sup> Este protocolo incluía a determinação da área efetiva da fonte por meio de autoradiografias. Para a determinação da taxa de dose absorvida foram utilizadas três câmaras de extrapolação, sendo uma comercial (PTW, modelo 30-360), usada como sistema de referência. As três câmaras escolhidas possuíam geometrias diferentes, no que diz respeito ao diâmetro da janela de entrada, ao diâmetro do eletrodo coletor e aos espaçamentos mínimos e máximos entre estes. A corrente de ionização poderia ser medida a 10 profundidades diferentes em cada uma das câmaras. A comparação entre os resultados ressaltou a importância dos fatores geométricos das câmaras na medida da corrente de ionização. Isto explicou, em parte, a discrepância encontrada entre as calibrações feitas pelo NIST e pelo fabricante das fontes (Amersham) em 1986.<sup>(4)</sup>

Em 1991, Soares<sup>(25)</sup> publicou um artigo no qual discutiu as razões para a diferença encontrada entre as calibrações do NIST e da Amersham, mencionadas anteriormente. Neste mesmo trabalho, o método de calibração do NIST foi revisto. As principais mudanças foram: passou-se a se utilizar eletrodos coletores de diâmetros menores (4 mm),

o mesmo acontecendo para as profundidades da câmara, que passaram a variar entre 0,08 e 0,2 mm: o campo elétrico foi aumentado de 20 V/mm para 100 V/mm; e modificou-se também o material da janela de entrada, que passou a ser de grafite. Estas mudanças fizeram com que as calibrações feitas no NIST e na Amersham diferissem em 10%; este percentual foi considerado aceitável.<sup>(25)</sup> Mais tarde, em 1995, Soares<sup>(2)</sup> publicou resultados de comparações entre as calibrações realizadas pelo NIST e pelos fabricantes das fontes; foram obtidas diferenças superiores a 50% nos piores casos.

Em 1998, Dias e Caldas publicaram um artigo sobre a calibração de aplicadores planos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ; neste trabalho, os aplicadores foram calibrados com uma câmara de extrapolação especialmente construída para esta finalidade.<sup>(50)</sup> Esta mesma câmara foi testada em feixes padrões de radiação beta e como instrumento de referência, nível radioproteção, mostrando resultados satisfatórios.<sup>(51)</sup> Três anos mais tarde, Bambynek publicou um artigo sobre a construção de uma câmara de extrapolação especial, multi-eletrodos, que permitia a acomodação de fontes de diferentes tamanhos, como padrão primário para calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .<sup>(52)</sup>

Outra técnica bastante utilizada na dosimetria da radiação beta é a termoluminescência. Em 1986, Uchrin<sup>(7)</sup> estudou o comportamento de vários materiais ( $\text{LiF}$ ,  $\text{MgB}_4\text{O}_7:\text{Dy}$  e dois tipos especiais de dosímetros) expostos a fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ,  $^{147}\text{Pm}$  e  $^{204}\text{Tl}$ . A determinação das taxas de doses absorvidas no ar para cada uma das fontes utilizadas foi possível com o auxílio de uma câmara de extrapolação. Os resultados mostraram a utilidade destes detectores na dosimetria beta.<sup>(7)</sup>

Anos mais tarde, Reft e colaboradores<sup>(9)</sup> demonstraram a possibilidade de se calibrar aplicadores oftálmicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , planos ou côncavos, com a utilização do fenômeno da termoluminescência. A estimativa da dose absorvida foi possível após a determinação da curva de calibração, da dependência energética, da correção para a supralinearidade e da correção para a auto-atenuação para cada um dos detectores utilizados. Os resultados obtidos mostraram-se satisfatórios para a calibração de aplicadores planos e côncavos.<sup>(9)</sup>

No Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, foram desenvolvidas pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  para a dosimetria da radiação beta. Em 1987, Campos e Lima,<sup>(53)</sup> mostraram a utilização destas pastilhas, às quais foi adicionado pó de Teflon<sup>1</sup>(PTFE), e em 1993, Campos<sup>(54)</sup> iniciou o estudo da adição de grafite às pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ . Este estudo foi complementado em 2001, por Daros e colaboradores.<sup>(55)</sup> Os resultados

<sup>1</sup>Teflon é o nome comercial do politetrafluoretileno (PTFE).

obtidos mostraram que, apesar de reduzir a sensibilidade do material à radiação beta, a presença de grafite diminuiu a dependência energética das pastilhas; os melhores resultados foram obtidos com pastilhas de 0,4 mm de espessura com 3% de grafite em sua composição.<sup>(55)</sup>

Neste mesmo ano, González e Azorín<sup>(56)</sup> compararam o desempenho de dois detectores TL nos procedimentos de dosimetria de fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ : o LiF:Mg,Cu,P ao qual foi adicionado Teflon e o LiF (TLD-100, Harshaw). Os dois materiais mostraram-se úteis para este procedimento de dosimetria, sendo que o LiF:Mg,Cu,P+PTFE apresentou picos de emissão em temperaturas baixas mais intensos e picos de temperaturas altas melhor definidos que o LiF; observou-se também que o espectro de emissão daquele material é mais simples se comparado ao do LiF.<sup>(56)</sup>

Em 2001, Soares e colaboradores<sup>(30)</sup> publicaram um artigo comparando o desempenho de diferentes métodos para calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$  e  $^{106}\text{Ru}+^{106}\text{Rh}$ , dentre eles utilizando-se câmaras de extrapolação, para calibração das placas planas, e dosímetros termoluminescentes, utilizados para a calibração das placas côncavas. As incertezas associadas à determinação das taxas de dose foram iguais a 6% ( $1\sigma$ ), para as medidas realizadas com a câmara de extrapolação, e de 8-10% ( $1\sigma$ ), para os dosímetros termoluminescentes. No primeiro caso, a maior contribuição para a incerteza vem da determinação da área do eletrodo coletor da câmara utilizada e, no caso da dosimetria termoluminescente, do erro do posicionamento da amostra no objeto simulador e na determinação do ponto de medida.<sup>(30)</sup>

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

As mini-câmaras de extrapolação desenvolvidas neste trabalho são discutidas em detalhes no próximo capítulo. Todas as medidas realizadas foram corrigidas para as condições ambientais de referência (20°C e 101.3 kPa). Quando cabível, o conjunto câmara e eletrômetro foi testado segundo as recomendações da norma IEC 60731, que trata de dosímetros utilizados em radioterapia.<sup>(57)</sup>

A avaliação e a expressão das incertezas relativas às medidas realizadas estão de acordo com as recomendações da Associação Brasileira de Normas Técnicas e pelo Instituto Nacional de Metrologia,<sup>(58)</sup> os valores fornecidos correspondem às incertezas expandidas utilizando-se fator de abrangência 2, que corresponde a um nível de confiança de aproximadamente 95%.

Para as medidas de corrente de ionização, as câmaras desenvolvidas foram utilizadas em conjunto com os eletrômetros apresentados na Tabela 4.1.

TABELA 4.1 - Características dos eletrômetros utilizados em conjunto com as mini-câmaras de extrapolação.

Fabricante	Modelo	Tensão de operação (V)
Keithley	617	±100
PTW	UNIDOS	±400
PTW	UNIDOS E	±400

Foram utilizadas diferentes fontes de radiação beta:

1. Fonte de controle de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  (atividade nominal de 22,1 MBq, 2005), PTW, tipo 8921;
2. Aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , Amersham, com atividade de 620 MBq, 2005;
3. Aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , Amersham, com atividade de 311 MBq, 2005;
4. Fonte do sistema padrão secundário de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  (1040 MBq, 2005), Amersham Buchler, calibrada no laboratório de padronização primária da Alemanha, *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), às distâncias de 11, 30 e 50 cm.

Capas especiais de acrílico foram confeccionadas para garantir o posicionamento reprodutível da fonte em relação às mini-câmaras para a realização dos testes de estabilidade a curto e a médio prazos: o esquema destas capas está apresentado na Figura 4.1. Estas capas também foram utilizadas para proteger as janelas de entrada das câmaras durante o armazenamento delas.

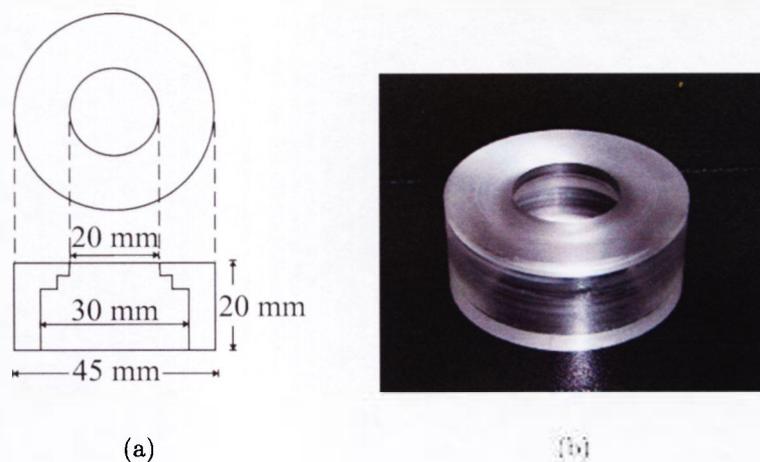


FIGURA 4.1 - Capa de acrílico construída para os testes de estabilidade a curto prazo das mini-câmaras de extrapolação: (a) Esquema detalhado da capa, e (b) Foto da capa de acrílico.

Também foi confeccionada uma caixa de acrílico com paredes de 1,5 mm de espessura; nesta caixa, foi possível posicionar as mini-câmaras à distância necessária para

a realização as medidas com os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Esta caixa oferece a blindagem necessária em termos de proteção radiológica, devido à radiação beta emitida pela fonte. O suporte para a câmara foi especialmente desenvolvido para possibilitar seu movimento nas direções x (com passos de 0,05 mm), y e z, de maneira que a câmara pôde ser centralizada em relação ao aplicador. Para o aplicador, foi também desenvolvido um suporte especial em acrílico, revestido com borracha, útil para a fixação de aplicadores planos e côncavos. Estes suportes são mostrados na Figura 4.2.

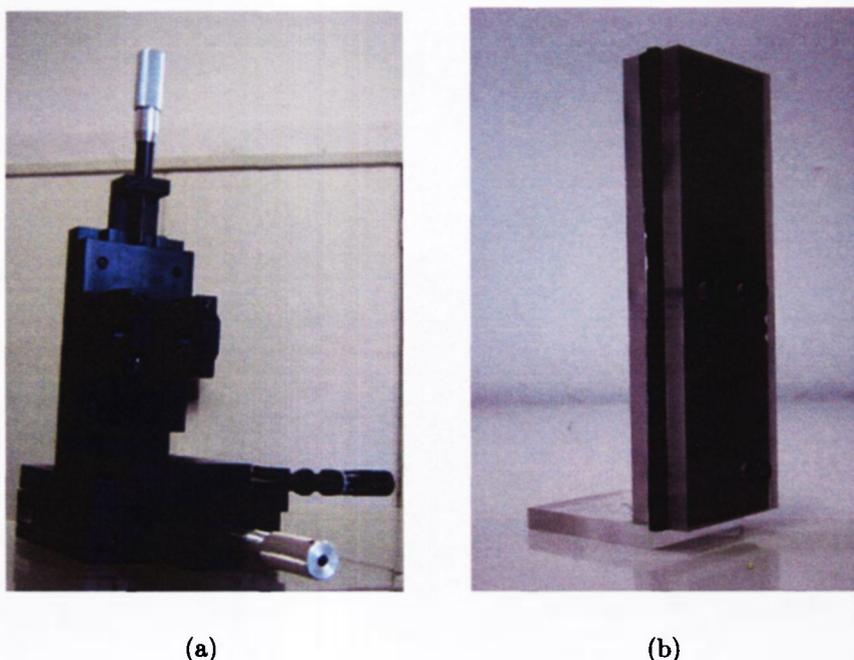


FIGURA 4.2 - Suportes confeccionados para as medidas com as mini-câmaras de extrapolção: (a) Suporte da câmara, e (b) Suporte para o aplicador a ser calibrado.

Foi utilizado o sistema de radiação X, Rigaku Denki, modelo Geigerflex, com tubo Philips, modelo PW 2184/00, janela de 1 mm de Be e alvo de W. Neste equipamento estão implementadas as qualidades de radiação X <sup>1</sup>de energias baixas, nível radioterapia, descritas na Tabela 4.2.

<sup>1</sup>O termo "qualidade da radiação" está relacionado ao espectro da radiação X, sendo caracterizado em função da camada semi-redutora, da tensão e da filtração adicional utilizada.<sup>(59)</sup>

TABELA 4.2 - Especificações das qualidades de radiação implantadas no sistema de radiação X de energias baixas, Rigaku Denki. As taxas de Kerma no ar foram determinadas a 50 cm do foco do tubo de raios X.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Filtração Adicional (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RT 25	25	0,25	0,45	14,3	399,21±0,29
RT 30	30	0,36	0,55	15,5	421,30±0,27
RT 40	40	0,53	0,68	17,7	591,91±0,12
RT 45	45	0,59	0,73	18,7	561,80±0,04
RT 50	50	0,89	1,02	21,2	466,69±0,14

As qualidades da radiação X apresentadas na Tabela 4.2 foram implementadas tentando-se reproduzir as mesmas condições do *National Physical Laboratory* (NPL) da Inglaterra.<sup>(60)</sup> O sistema de referência utilizado para radiação X de energias baixas, nível radioterapia, foi uma câmara de ionização de placas paralelas PTW, modelo M23344-0709 (volume sensível de 0.2 cm<sup>3</sup>), acoplada ao eletrômetro PTW (modelo UNIDOS 10001). Esta câmara foi convenientemente calibrada, permitindo a conversão de sua leitura na grandeza dosimétrica de interesse, no caso taxa de kerma no ar.<sup>(61)</sup> As taxas de kerma no ar são apresentadas na Tabela 4.2 com os respectivos desvios padrões; as incertezas associadas à determinação desses valores são inferiores a 0,52% para um fator de abrangência igual a 2.

Foram testados sete materiais diferentes como dosímetros termoluminescentes (TLDs): LiF, CaF<sub>2</sub>:Dy, CaF<sub>2</sub>:Mn, CaF<sub>2</sub>:Mn fino<sup>2</sup>, CaSO<sub>4</sub>:Dy, CaSO<sub>4</sub>:Dy + 10% grafite e CaSO<sub>4</sub>:Dy fino. Os fabricantes e as dimensões das amostras estão apresentados na Tabela 4.3.

Foram confeccionados diferentes suportes para irradiação das amostras termoluminescentes, mostrados na Figura 4.3:

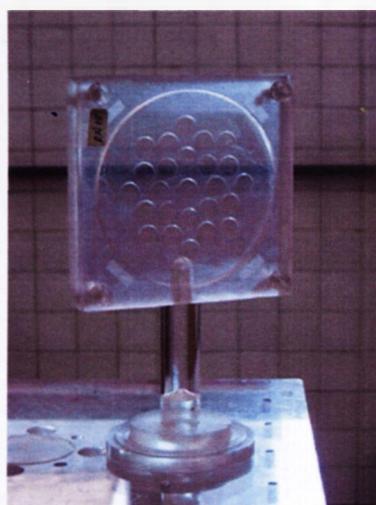
<sup>2</sup>Esta nomenclatura diz respeito à espessura das amostras.

TABELA 4.3 - Características dos materiais TL testados.

Material	Fabricante	Dimensões
LiF (TLD-100)	Harshaw	3×3×0,9 (mm <sup>3</sup> )
CaF <sub>2</sub> :Dy (TLD-200)	Harshaw	3×3×0,9 (mm <sup>3</sup> )
CaF <sub>2</sub> :Mn (TLD-400)	Harshaw	3×3×0,9 (mm <sup>3</sup> )
CaF <sub>2</sub> :Mn fino (TLD-400)	Harshaw	3×3×0,25 (mm <sup>3</sup> )
CaSO <sub>4</sub> :Dy	IPEN	6,0 mm diâmetro, 0,8 mm espessura
CaSO <sub>4</sub> :Dy – 10% grafite	IPEN	6,0 mm diâmetro, 0,2 mm espessura
CaSO <sub>4</sub> :Dy fino	IPEN	6,0 mm diâmetro, 0,2 mm espessura

1. Suporte de polimetilmetacrilato (acrílico), com 16 mm de espessura, coberto por uma folha plástica de polietileno tereftalato (Hostaphan). com espessura igual a 15  $\mu\text{m}$  (densidade superficial de 2,1 mg/cm<sup>2</sup>) para as irradiações feitas com a fonte de <sup>90</sup>Sr+<sup>90</sup>Y pertencente ao sistema padrão secundário de radiação beta;
2. Discos em acrílico e em poliestireno, com 5 cm de diâmetro, com orifício central nas dimensões correspondentes às amostras. para as irradiações feitas com o aplicador plano de <sup>90</sup>Sr+<sup>90</sup>Y;
3. Semi-esferas em acrílico, com raios de curvatura iguais a 10 mm e 15 mm, com orifício central. para as irradiações feitas com aplicadores côncavos de <sup>90</sup>Sr+<sup>90</sup>Y.

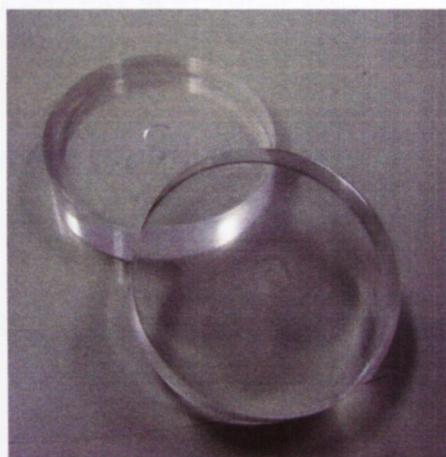
O sistema leitor TL utilizado foi da Harshaw Nuclear Systems, modelo 2000A/B. com taxa de aquecimento linear igual a 6,5°C/s. No caso das amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy. o ciclo de leitura durou 45 s e a temperatura foi variada entre 50 e 300°C (por causa do agregante de Teflon); para as demais amostras, a duração do ciclo de leitura foi de 50 s e a temperatura foi variada entre 50 e 350°C. Antes de cada irradiação. realizou-se o tratamento térmico. As amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy foram tratadas a 300°C durante 3 h<sup>53,55)</sup> e as demais foram tratadas a 400°C durante 30 min.



(a)



(b)



(c)



(d)

FIGURA 4.3 - Suportes confeccionados para irradiação das amostras termoluminescentes: (a) Suporte em acrílico coberto por folha de Hostaphan ( $2,1 \text{ mg/cm}^2$ ), (b) Discos em poliestireno, (c) Discos em acrílico, e (d) Semi-esferas em acrílico.

---

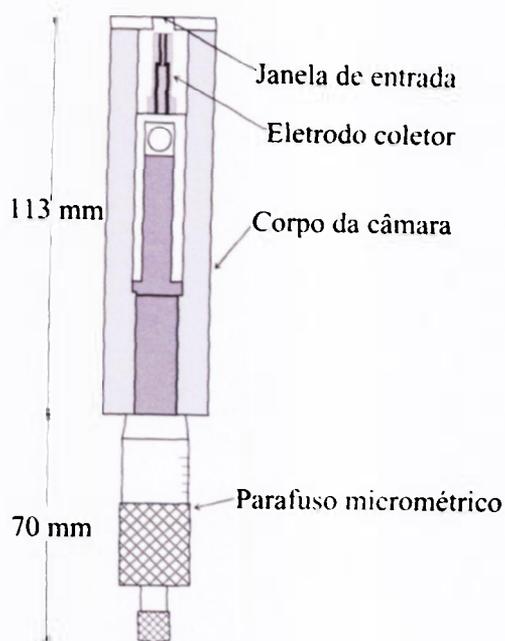
Para a determinação dos fatores de transmissão, foram utilizadas folhas de Hostaphan e placas de acrílico com densidades superficiais variando de 1,04 mg/cm<sup>2</sup> a 38,5 mg/cm<sup>2</sup>, e de 114,73 mg/cm<sup>2</sup> a 174,73 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente.

## 5 PROJETO E CONSTRUÇÃO DAS MINI-CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO

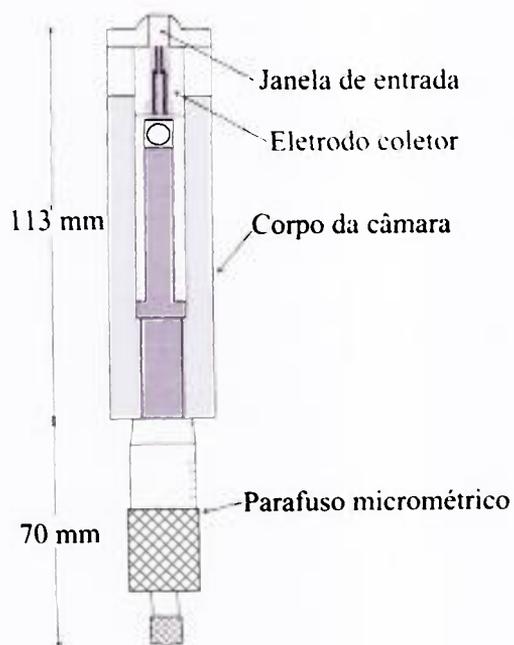
Foram projetadas e construídas, no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, duas mini-câmaras de extrapolação: uma com janela plana e outra com janela convexa. As duas câmaras possuem janela de entrada de poliéster aluminizado (Mylar), cuja densidade superficial é  $(111,4 \pm 2,6) \times 10^{-5} \text{ g/cm}^2$ : este material apresenta boa elasticidade, podendo ser firmemente esticado. Para conferir a curvatura desejada às janelas convexas, a folha de Mylar foi apoiada numa calota esférica de acrílico (com raio de curvatura igual a 15 mm), com um orifício no centro. Os esquemas das mini-câmaras construídas são mostrados na Figura 5.1, onde são indicadas as dimensões das câmaras.

As câmaras possuem anel de guarda e eletrodo coletor de acrílico grafitado; o isolante, colocado entre o anel de guarda e o eletrodo coletor, é de Teflon (PTFE). O eletrodo coletor, a capa isolante e o anel de guarda da câmara de ionização são mostrados em detalhes na Figura 5.2. A área efetiva do eletrodo coletor deve ser tomada como se estendendo até a metade da capa isolante, resultando numa área igual a  $1,68 \text{ mm}^2$ .

O corpo das câmaras é feito de alumínio e, a este, está acoplado um parafuso micrométrico, que permite variações de 0,001 mm na distância entre o eletrodo coletor e a janela de entrada (profundidade) das mini-câmaras. Na Figura 5.3 são mostradas as mini-câmaras de extrapolação de janela plana e de janela curva, desenvolvidas neste trabalho.



(a)



(b)

FIGURA 5.1 - Esquema das mini-câmaras desenvolvidas: (a) Mini-câmara de janela plana, e (b) Mini-câmara de janela curva.

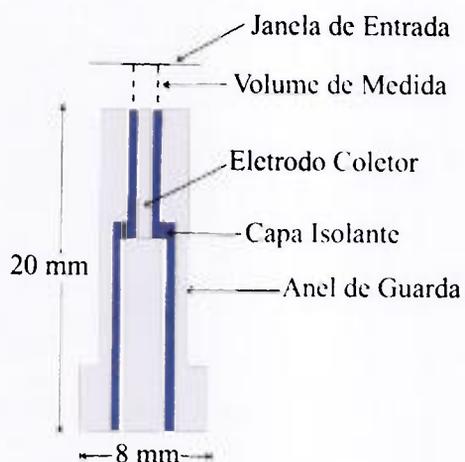


FIGURA 5.2 - Esquema detalhado da mini-câmara de extrapolação, mostrando-se o eletrodo coletor, a capa isolante e o anel de guarda.



FIGURA 5.3 - Foto das mini-câmaras de extrapolação de janela curva e de janela plana.

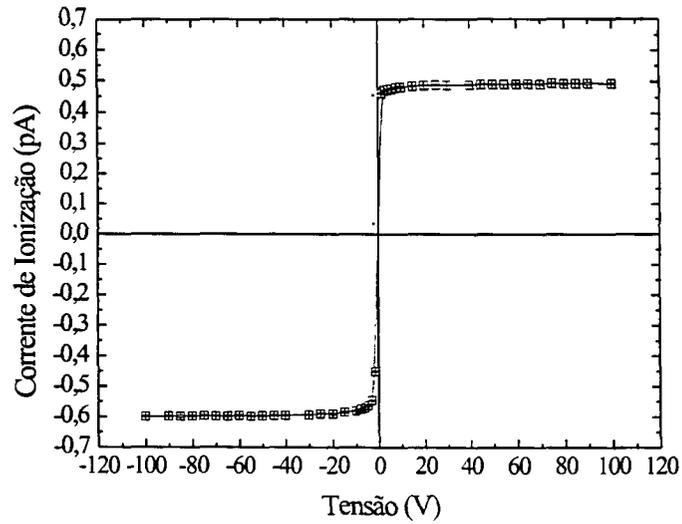
Foram confeccionados ainda dois cabos de conexão: um cabo triaxial com conectores triaxiais macho e fêmea em cada uma de suas extremidades. para conectar as mini-câmaras aos eletrômetros Keithley 617 e PTW UNIDOS E. e outro cabo triaxial com conectores triaxial fêmea e tipo PTW, macho, para conexão das mini-câmaras ao eletrômetro PTW UNIDOS.

## 6 CARACTERIZAÇÃO DAS MINI-CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO EM DIFERENTES CAMPOS DE RADIAÇÃO

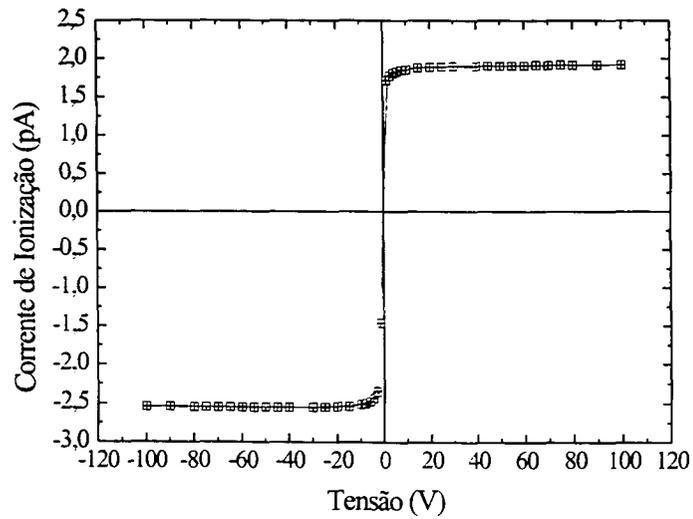
As mini-câmaras foram testadas em diversos campos de radiação beta, tendo sido utilizados para tanto dois aplicadores oftálmicos, uma fonte de controle e uma fonte padrão, todos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , como também em campos de radiação X de energias baixas. São apresentados os resultados da caracterização das mini-câmaras em termos de: estabilidade da resposta, curva de saturação, eficiência de coleta de íons, efeitos de mudança da polaridade da tensão aplicada. linearidade da corrente, curvas de extrapolação. e dependências energética e angular.

### 6.1 Curva de Saturação da Corrente de Ionização

Para a obtenção da curva de saturação da corrente de ionização, a tensão de polarização aplicada a cada câmara foi variada entre -100 e +100 V, mantendo-se os espaçamentos entre os eletrodos das câmaras constantes e iguais a 1 mm. Foi utilizado o eletrômetro Keithley, modelo 617. que permite variações na tensão aplicada de 0.5 V. nas polaridades positiva e negativa. Para as medidas realizadas com a mini-câmara de janela plana, utilizou-se a fonte de controle de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ; para as medidas realizadas com a mini-câmara curva, foi utilizado o aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . A corrente de ionização foi medida em intervalos de 10 s e foram feitas 10 medidas para cada valor de tensão. Os resultados são mostrados na Figura 6.1: a corrente de ionização medida cresce com o aumento da tensão aplicada a cada câmara, atingindo seu valor máximo em 50 V, a partir do qual permanece constante. Com base neste resultado, este valor foi adotado como tensão de trabalho para as duas câmaras.



(a)



(b)

FIGURA 6.1 - Teste de saturação da corrente de ionização das mini-câmaras de extra-polação: (a) De janela plana. e (b) De janela curva.

## 6.2 Recombinação Iônica e Eficiência de Coleta de Íons

Para a determinação da eficiência de coleta de íons da mini-câmara de extrapolação, foi o método das duas tensões, por sua simplicidade. Por este método, a eficiência de coleta de íons pode ser calculada pela Eq. 2.8:<sup>(24)</sup>

$$f = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (Q_1/Q_2)} \quad (6.1)$$

onde:  $Q_1$  e  $Q_2$  são as cargas coletadas com tensões  $V_1=50$  V e  $V_2=25$  V, respectivamente. O valor para a eficiência de coleta de íons determinado por esse método foi de 99,7% para a mini-câmara de janela plana, e 99,9% para a de janela curva. Isto significa que as perdas por recombinação iônica são inferiores a 1% para a tensão de 50 V para as duas câmaras.

## 6.3 Efeito de Polaridade

Para a estimativa do efeito de polaridade das mini-câmaras, foi utilizada a expressão:<sup>(62)</sup>

$$p = \frac{Q_+ - Q_-}{Q_+ + Q_-} \quad (6.2)$$

onde:  $Q_+$  e  $Q_-$  são as cargas coletadas, em módulo, da câmara de ionização sob as polaridades positiva e negativa da tensão, respectivamente. A diferença máxima devido à mudança de polaridade da tensão aplicada à câmara foi de 7,5% para a mini-câmara de janela plana e de 12,2% para a mini-câmara de janela curva, para conjuntos de 10 medidas para cada uma das câmaras. Apesar de estarem acima do valor recomendado pela norma IEC,<sup>(57)</sup> que é de 1% para radiação X, estes valores foram considerados aceitáveis, pois os testes foram realizados com fontes de radiação beta, caso não previsto pela norma IEC em questão; neste caso, o efeito de polaridade torna-se mais pronunciado devido à presença de uma corrente originada pelo choque das partículas beta emitidas pela fonte no eletrodo coletor da câmara, chamada  $I_\beta$ . A corrente  $I_\beta$ , que aumenta com a energia média das partículas, não depende do espaçamento entre

os eletrodos da câmara e torna-se desprezível quando se faz a média entre as correntes medidas nas polaridades positiva e negativa da tensão.<sup>(28)</sup>

#### 6.4 Estabilidade a Curto Prazo

Para os testes de estabilidade a curto prazo, foi utilizada a fonte de controle de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  (atividade nominal de 22.1 MBq, 2005), PTW, tipo 8921, posicionada junto às câmaras com o auxílio das capas de acrílico mostradas na Figura 4.1. Na Figura 6.2 é mostrada a mini-câmara de extrapolação de janela plana, a capa de acrílico e a fonte de controle utilizadas neste teste.

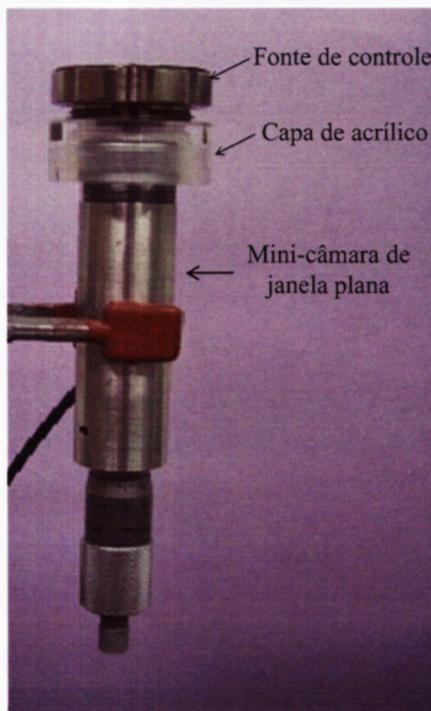


FIGURA 6.2 - Foto mostrando a mini-câmara de extrapolação de janela plana com a capa de acrílico e a fonte de controle de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizadas no teste de estabilidade.

Para o teste de estabilidade a curto prazo, ou de repetitividade, foram feitas dez medidas sucessivas, para cada mini-câmara, utilizando-se a capa de acrílico apropriada e a fonte de controle. O espaçamento entre os eletrodos das câmaras foi mantido constante em todas as medidas (1 mm) e a tensão aplicada foi de 50 V; foram feitas medidas de carga durante 120 s cada vez. A variação da resposta da câmara de janela

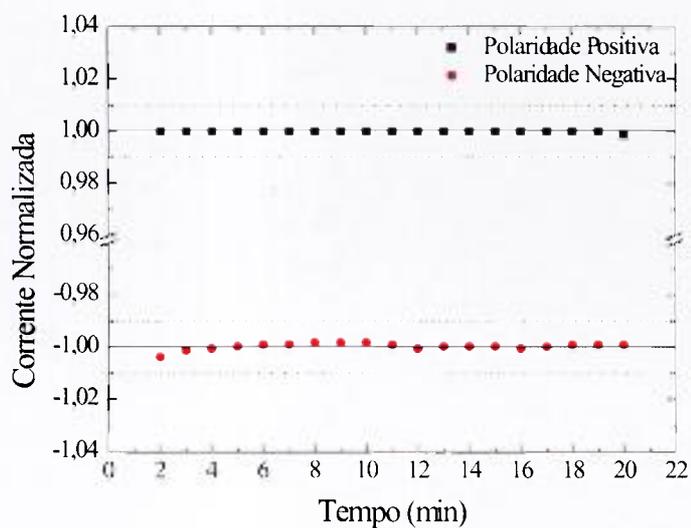
plana foi inferior a 0,24%, enquanto que, para a câmara de janela curva, o resultado foi sempre inferior a 0,22%. Segundo a norma IEC 60731,<sup>(57)</sup> de 1997, o limite de aceitação para este teste, quando realizado com uma fonte de controle, é de 0,3% .

### 6.5 Corrente de Fuga Pré-Irradiação

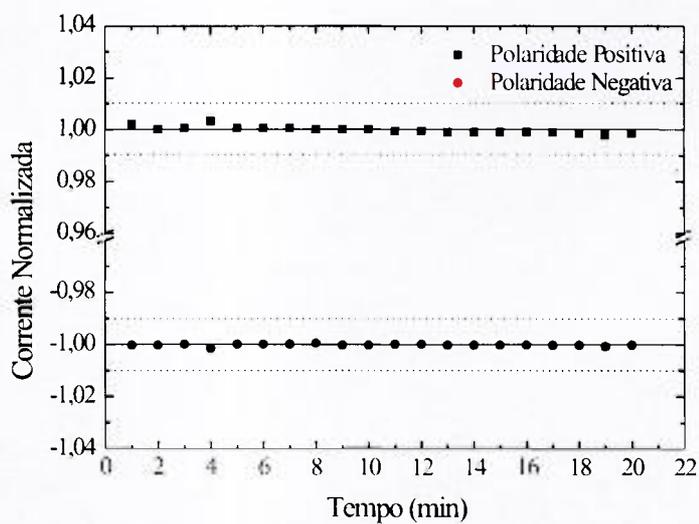
A corrente de fuga foi estimada antes de cada conjunto de medidas realizadas com cada uma das mini-câmaras. Para tanto, a carga foi coletada durante 20 min na ausência de fontes de radiação. Segundo a norma IEC 60731,<sup>(57)</sup> o limite recomendável para o teste da corrente de fuga pré-irradiação é de 0,5% em relação ao menor valor de corrente medido; todos os resultados obtidos foram inferiores a este limite para as duas câmaras desenvolvidas.

### 6.6 Linearidade da Corrente de Ionização

O teste da linearidade da corrente de ionização medida pela mini-câmara de janela plana foi realizado utilizando-se o aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , com atividade de 620 MBq (2005), produzido e calibrado pela Amersham. Para as medidas feitas com a mini-câmara de janela curva, foi utilizado o aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , também da Amersham, com atividade de 311 MBq (2005). Nos dois casos, a carga foi coletada durante 20 min e seu valor foi registrado a cada minuto em cada uma das polaridades. A tensão na câmara (50 V) e a profundidade (1 mm) foram mantidas constantes. As correntes de ionização foram determinadas para cada um dos intervalos de tempo e em seguida esses valores foram normalizados em relação ao valor médio das medidas. Os resultados são mostrados na Figura 6.3. Pode-se notar que a corrente de ionização varia menos que 1% nas duas polaridades para as duas câmaras.



(a)



(b)

FIGURA 6.3 - Teste da linearidade das correntes de ionização medidas pelas mini-câmaras de extrapolação de janela plana (a) e de janela curva (b), expostas a aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

## 6.7 Tempo de Estabilização

Para a realização do teste de tempo de estabilização, a tensão foi aplicada às câmaras e, após intervalos de tempo de 15 min, 1 h e 2 h, o valor da corrente de ionização foi medido. De acordo com as recomendações, as correntes medidas a 15 min e 2 h após a aplicação da tensão de polarização na câmara não devem diferir mais que  $\pm 0,5\%$ <sup>(57)</sup> em relação ao valor obtido após 1 h.

Neste teste, foram utilizados o aplicador plano e o aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , posicionados a 1 mm de distância da janela de entrada da mini-câmara de janela plana e da mini-câmara de janela curva, respectivamente. O teste foi feito inicialmente para a polaridade positiva e depois foi repetido para a polaridade negativa. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 6.1. Pode-se notar que esses resultados satisfazem às recomendações.<sup>(57)</sup>

TABELA 6.1 - Teste de tempo de estabilização: correntes de ionização normalizadas para a medida realizada 1 h após a aplicação da tensão à câmara.

Tempo (min)	Câmara de janela plana		Câmara de janela curva	
	Polaridade		Polaridade	
	Positiva	Negativa	Positiva	Negativa
15	0,999±0,012	1.001±0,012	1,003±0,012	1.000±0,012
60	1	1	1	1
120	1,000±0,012	0.999±0,012	1,004±0,012	1.001±0,012

## 6.8 Curvas de Extrapolação

As curvas de extrapolação foram obtidas expondo-se a mini-câmara de extrapolação de janela plana ao aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  e a mini-câmara de janela curva ao aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . O espaçamento entre os eletrodos da mini-câmara de janela plana foi variado entre 0,4 e 1,0 mm, enquanto que, para a mini-câmara de janela curva, foram utilizados espaçamentos entre 0,7 e 1,0 mm; em ambos os casos, a tensão de polarização foi mantida constante e igual a 50 V. Foram feitas 10 medidas de carga durante 2 min para cada uma das polaridades da tensão e cada profundidade de câmara. A distância entre a janela de entrada das câmaras e os aplicadores foi de 1,0 mm. Todas as medidas foram feitas na caixa de acrílico mostrada na Figura 6.4 que, além de permitir o posicionamento reprodutível do aplicador e da câmara, oferece a blindagem necessária em termos de proteção radiológica, devido à radiação beta emitida pela fonte.

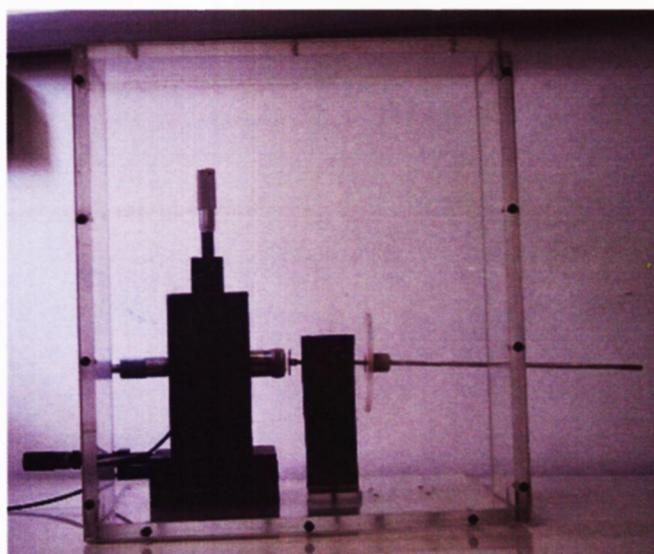


FIGURA 6.4 - Mini-câmara de extrapolação de janela plana e aplicador plano posicionados na caixa de acrílico. Todas as medidas foram realizadas com o aplicador dentro desta caixa de acrílico.

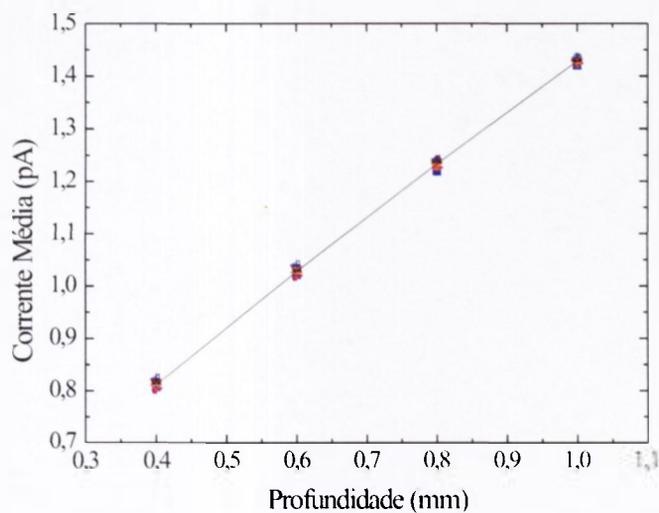
Seguindo-se o mesmo procedimento, foram obtidas 10 curvas de extrapolação, para o conjunto câmara de janela plana e aplicador plano, e 4 curvas para o conjunto câmara curva e aplicador côncavo. Na Figura 6.5 são mostrados os resultados obtidos em cada caso, onde se pode ver também as retas médias obtidas. Todas as curvas obtidas apresentaram comportamento linear (com coeficiente de correlação,  $R$ , maior que 0,9992)

em função da distância entre os eletrodos (ou profundidade, como indicado na Figura) das mini-câmaras de extrapolação. Comparando-se os coeficientes angulares obtidos para cada uma das retas, obteve-se uma variação máxima de 2,3% para as medidas relativas à câmara de janela plana, e de 2,0% para as medidas relativas à mini-câmara de janela curva.

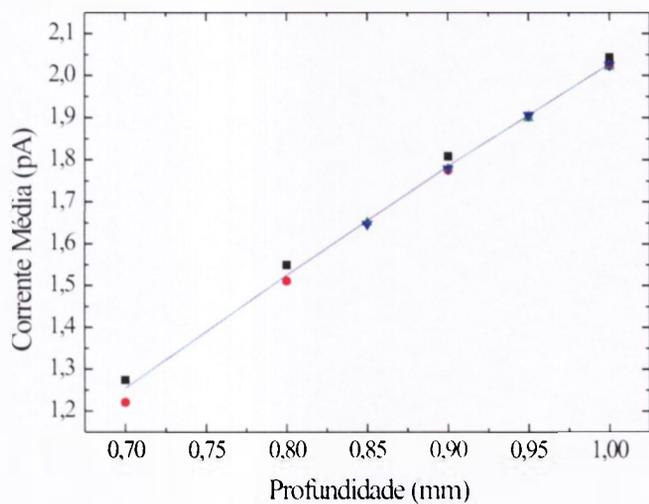
## 6.9 Profundidade Nula Real

Por meio do gráfico das correntes de ionização obtidas para as polaridades positiva e negativa da tensão de polarização em função do espaçamento entre os eletrodos da mini-câmara, pode-se obter o valor da profundidade nula real da câmara em estudo; este valor representa a menor distância possível para que os eletrodos da câmara não encostem. A profundidade nula real é indicada pelo ponto de encontro das duas retas, projetado no eixo x de profundidade da câmara.

Para tanto, foram obtidos os gráficos da corrente medida em função da distância entre o eletrodo coletor e a janela de entrada de cada uma das mini-câmaras (ou profundidade), para as polaridades positiva e negativa da tensão. A partir de equações obtidas por ajuste linear para estas retas, foi determinada a profundidade nula real para cada uma das mini-câmaras desenvolvidas. Este valor de profundidade da câmara corresponde ao valor onde as retas obtidas para as polaridades positiva e negativa da tensão se cruzam. Foram utilizados os mesmos dados usados para obtenção das curvas de extrapolação. Para a mini-câmara de extrapolação de janela plana, o valor médio de profundidade nula real obtido foi de  $-(0,3965 \pm 0.0075)$  mm, e a variação máxima obtida foi de 4,9%. Para a mini-câmara de janela curva, o valores foram:  $(0,199 \pm 0.012)$  mm e 6,1%. Na Figura 6.6 estão apresentados os resultados obtidos, onde as profundidades nulas reais são indicadas por  $X_0$ .

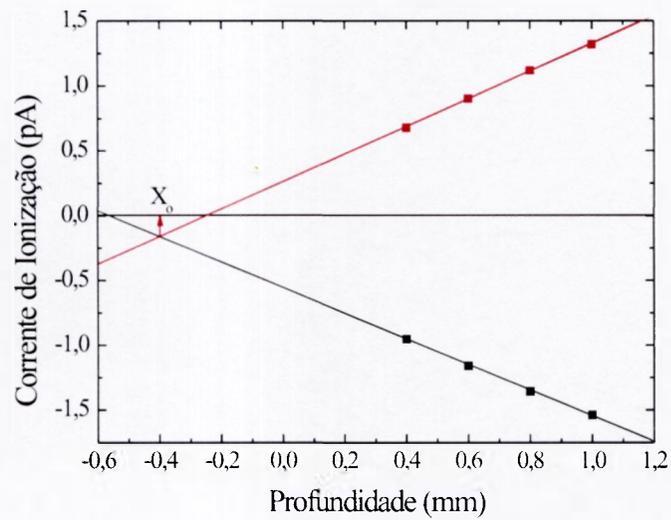


(a)

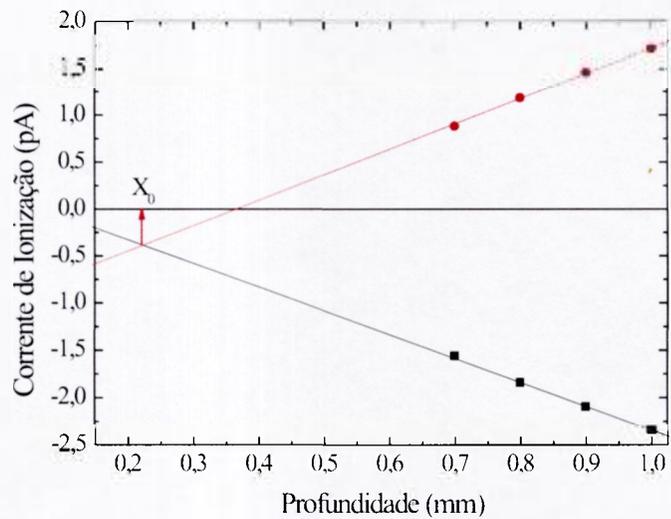


(b)

FIGURA 6.5 - Curvas de extrapolação obtidas com as mini-câmaras de extrapolação: (a) De janela plana, e (b) De janela curva, expostas à radiação beta dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Os pontos representam os dados experimentais, e a reta o valor médio das medidas.



(a)



(b)

FIGURA 6.6 - Determinação da profundidade nula real: curva de corrente de ionização em função da profundidade das mini-câmaras para as polaridades positivas e negativas da tensão. (a) Mini-câmara de janela plana, e (b) Mini-câmara de janela curva.

### 6.10 Curva de Extrapolação Completa

Uma curva de extrapolação completa foi obtida variando-se o espaçamento entre os eletrodos da mini-câmara de janela plana de 0,4 até 3,0 mm. Foi utilizado procedimento idêntico àquele para a obtenção das curvas de extrapolação já apresentadas: o aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  foi posicionado a 1 mm da janela de entrada da câmara e a tensão de polarização foi mantida constante (50 V). O resultado obtido, Figura 6.7, mostra que há uma deflexão (perda de linearidade) na curva para profundidades superiores a 1,5 mm. Este resultado já era esperado pois, conforme observaram Soares e colaboradores,<sup>(29)</sup> este efeito, causado pela distorção do campo elétrico, torna-se mais pronunciado para eletrodos coletores de dimensões pequenas. Por causa deste efeito, é importante a utilização de pequenas distâncias entre os eletrodos para se garantir a linearidade entre a corrente de ionização medida e o volume sensível da câmara.

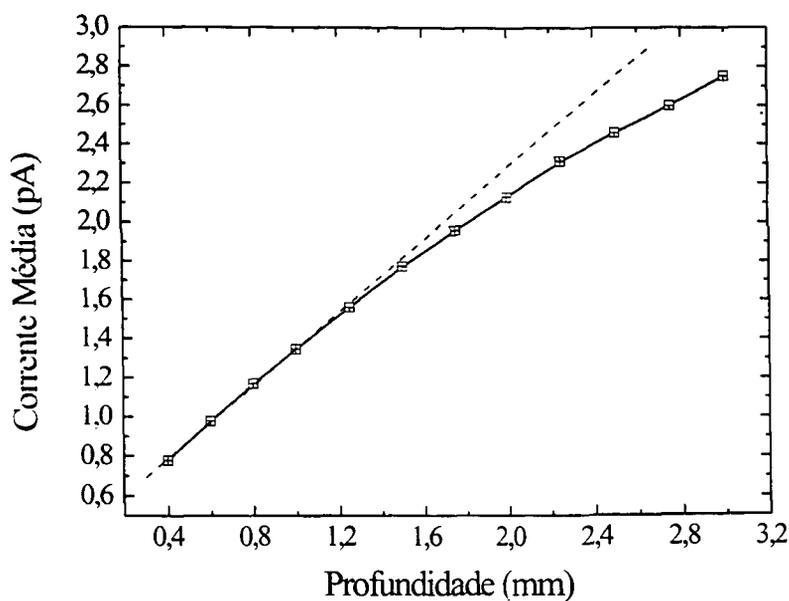


FIGURA 6.7 - Curva de extrapolação completa para a mini-câmara de extrapolação utilizando-se o aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .

## 6.11 Testes Realizados em Feixes de Radiação X de Energias Baixas

As câmaras de extrapolação são instrumentos indicados para a detecção de radiação de baixo poder de penetração na matéria, inclusive radiação X de energias baixas. Já Failla, em 1937, propôs a utilização de uma câmara de ionização de volume variável, que satisfizesse as condições impostas pela teoria da cavidade de Bragg-Gray (pequeno volume de ar, cercado por paredes de material equivalente a ar), a chamada câmara de extrapolação, para a detecção da radiação X.<sup>(37)</sup> Anos mais tarde, Loevinger e Trott<sup>(27)</sup> apresentaram um novo modelo de câmara de extrapolação, baseado no modelo de Failla, mostrando toda a versatilidade da câmara construída: a câmara de extrapolação de Loevinger e Trott foi testada em diferentes campos de radiação, incluindo partículas alfa e beta, radiação X de energias baixas. Dessa forma, a mini-câmara de extrapolação de janela plana, desenvolvida neste trabalho, foi também testada em feixes de radiação X de energias baixas. Foram estudadas suas características relativas à linearidade da resposta em função da taxa de kerma no ar, à variação de sua resposta em função da energia efetiva da radiação e em função da sua orientação no campo de radiação.

### 6.11.1 Linearidade de Resposta

Para determinar a relação entre as correntes de ionização medidas com a mini-câmara de janela plana e as taxas de kerma no ar, a câmara foi posicionada a 50 cm do foco do tubo de raios X, e centralizada no feixe. A distância entre os eletrodos e a tensão aplicada à câmara foram mantidas constante (1,0 mm e 50 V). As medidas foram feitas para as duas polaridades da tensão; a carga foi acumulada durante 120 s, por 10 vezes repetidas.

Foi observado um comportamento linear entre a corrente de ionização medida e a taxa de kerma no ar (determinada com o sistema de referência, variando-se a corrente no tubo de raios X) para todas as qualidades de radiação listadas na Tabela 4.2. A Figura 6.8 mostra o resultado obtido para duas qualidades de feixe: RT 40 e RT 45. O ajuste linear para os dados experimentais foi feito para cada uma das qualidades; a incerteza obtida para o coeficiente angular de cada uma das retas foi inferior a  $\pm 0,2\%$ .

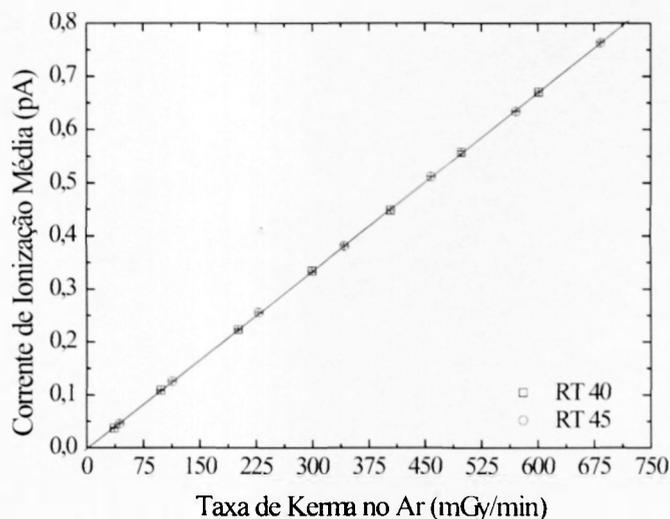


FIGURA 6.8 - Linearidade da resposta da mini-câmara de extrapolação de janela plana para duas qualidades de radiação X: RT 40 e RT 45.

### 6.11.2 Dependência Energética e Coeficientes de Calibração

A resposta da mini-câmara de extrapolação de janela plana em função da energia da radiação X foi determinada para as qualidades listadas na Tabela 4.2. A câmara foi irradiada nas mesmas condições geométricas descritas anteriormente (distância fonte-câmara: 50 cm; câmara posicionada no centro do feixe). As curvas de extrapolação foram obtidas para cada uma das qualidades da radiação X; para tanto, o espaçamento entre os eletrodos da câmara foi variado de 0,4 até 1,0 mm. As curvas obtidas estão apresentadas na Figura 6.9. O coeficiente angular das retas obtidas foi utilizado para se avaliar a dependência energética da resposta da câmara; o resultado está mostrado na Figura 6.10. A variação máxima na resposta da câmara foi de  $\pm 8,5\%$  em todo intervalo de energia estudado.

Os coeficientes de calibração<sup>(63)</sup> foram determinados em relação aos resultados obtidos com o sistema de referência. Estes fatores representam a razão entre as medidas feitas com a câmara padrão e com a mini-câmara de extrapolação nas mesmas condições geométricas. Os resultados são mostrados na Tabela 6.2 com os respectivos desvios padrão. As incertezas nas medidas foram inferiores a  $\pm 3,6\%$  (fator de abrangência igual a 2).

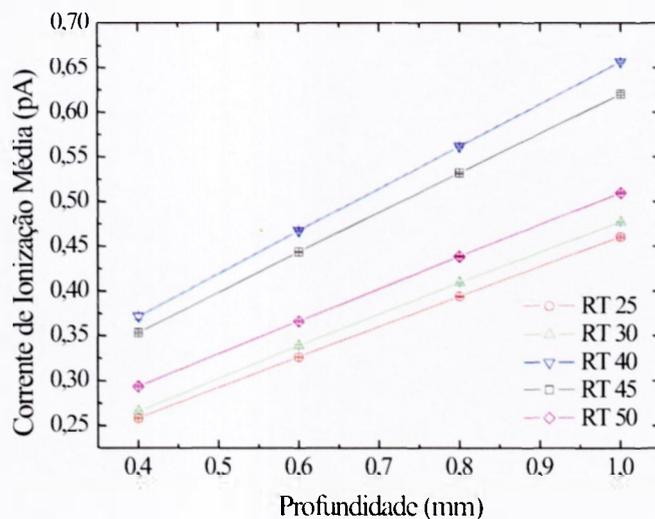


FIGURA 6.9 - Curvas de extrapolação da mini-câmara de janela plana para radiação X de energias baixas, para as qualidades da Tabela 4.2.

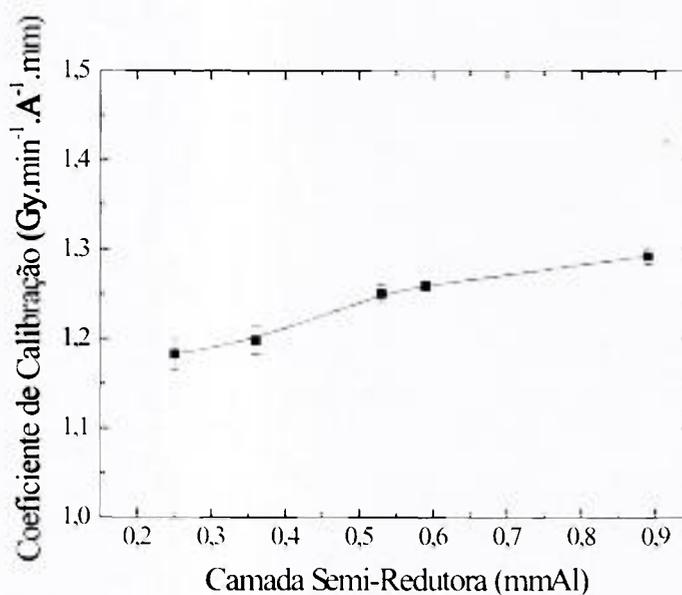


FIGURA 6.10 - Dependência energética da resposta da mini-câmara de extrapolação de janela plana para radiação X de energias baixas.

TABELA 6.2 - Coeficientes de calibração para a mini-câmara de extrapolação de janela plana.

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Coeficiente de Calibração (Gy.min <sup>-1</sup> .A <sup>-1</sup> .mm)
RT 25	0,25	1,183±0.018
RT 30	0,36	1,198±0.016
RT 40	0,53	1,251±0.009
RT 45	0,59	1,260±0.005
RT 50	0,89	1,294±0.009

### 6.11.3 Dependência Angular

A fim de se verificar o efeito de pequenos erros do posicionamento da mini-câmara em sua resposta, uma série de medidas foi feita variando-se a orientação da câmara no feixe de radiação X. A mini-câmara foi posicionada no centro do campo de radiação, a 50 cm do centro do tubo de raios X, na posição de referência perpendicular ao eixo central do feixe de radiação), como mostrado na Figura 6.11: a partir desta posição, a mini-câmara foi rotacionada de  $-5^\circ$  a  $+5^\circ$ , com passos de  $1^\circ$ . A profundidade da câmara e a tensão aplicada permaneceram constantes (1 mm e 50 V) durante todas as medidas. As irradiações foram feitas com a qualidade de radiação X de RT 40.

A resposta da câmara em cada posição foi normalizada em relação à posição de referência e a dependência angular obtida foi inferior a 1%. Este resultado está de acordo com as recomendações internacionais.<sup>(57)</sup>

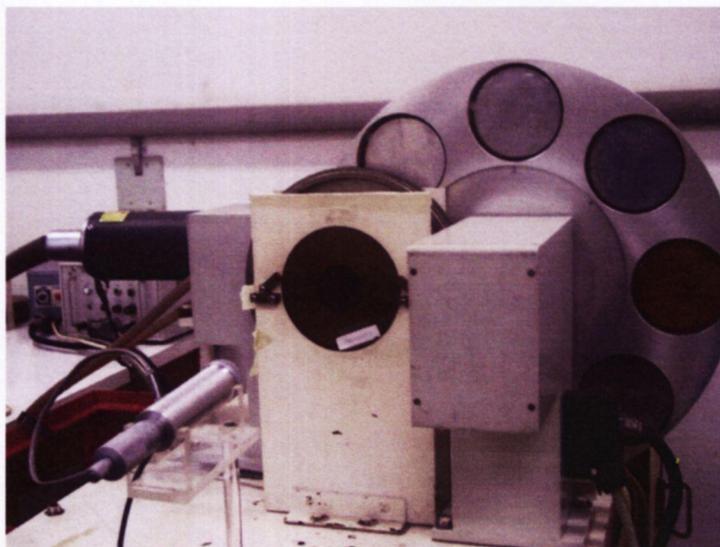


FIGURA 6.11 - Mini-câmara de extrapolação de janela plana posicionada na saída do tubo de raios X, na posição de referência.

## 7 DETERMINAÇÃO DA TAXA DE DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA

Para a determinação da taxa de dose absorvida na água à distância de 1 mm das superfícies dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , plano e côncavo, foram utilizadas as mini-câmaras de extrapolação confeccionadas neste trabalho. A taxa de dose absorvida na água foi determinada utilizando-se a Equação 2.12, a partir das curvas de extrapolação obtidas expondo-se as mini-câmaras aos aplicadores, à distância de 1 mm de sua superfície.

Os valores das constantes utilizados no cálculo da taxa de dose absorvida na água estão mostrados na Tabela 7.1.

TABELA 7.1 - Valores das constantes utilizadas no cálculo da taxa de dose absorvida na água.<sup>(64)</sup>

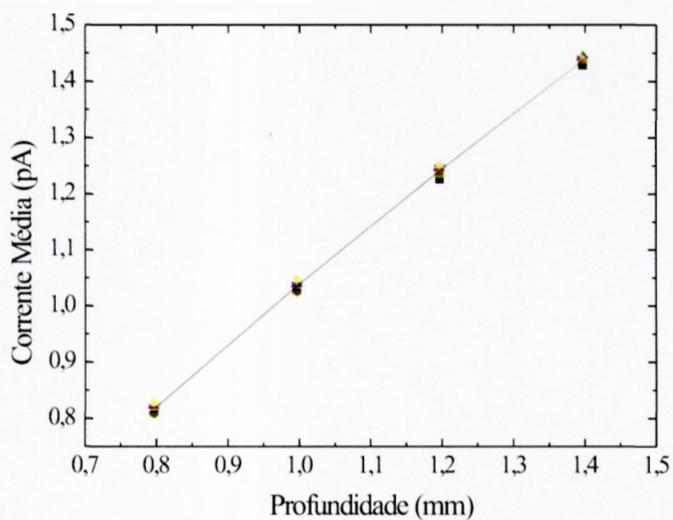
Termo	Valor
$W/e$ ( $\text{JC}^{-1}$ )	$33.830 \pm 0,068$
$S_{ar}^{água}$	$1.124 \pm 0,007$
$\rho_o$ ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )	$1.197 \pm 0,001$

Utilizando-se a Equação 2.15 foi possível a determinação do número atômico efetivo para os eletrodos coletores das mini-câmaras de extrapolação: o resultado obtido foi de 5,85. Este valor foi utilizado para se determinar o fator de correção para retro-espalhamento,  $k_{retro}$ ; para tanto, utilizou-se a Equação 2.13. O valor obtido foi  $k_{retro} = 1,01006$ .

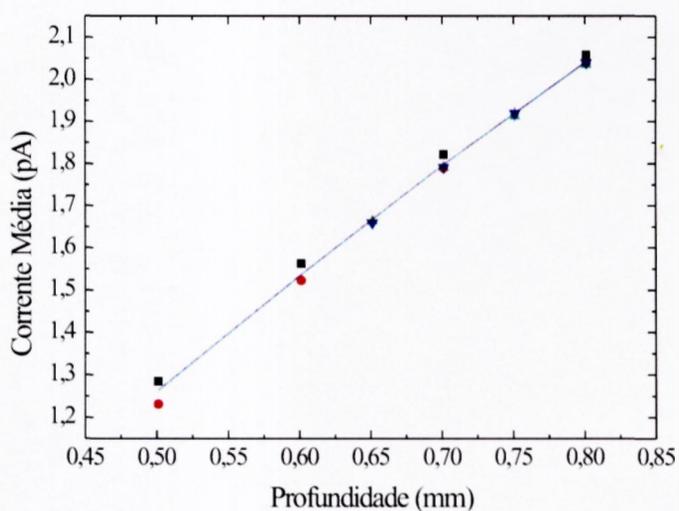
As correntes medidas com as mini-câmaras de extrapolação foram corrigidas para a temperatura e a pressão de referência,  $k_{T,p}$ , e para a recombinação iônica,  $k_{recom}$ . As curvas de extrapolação obtidas após estas correções são mostradas na Figura 7.1, onde os espaçamentos entre os eletrodos das mini-câmaras também foram corrigidos levando-se em conta as profundidades nulas reais de cada uma delas.

A taxa de dose absorvida na água determinada para o aplicador plano foi de  $19,85 \text{ mGys}^{-1}$ , o que representa um valor 16% inferior ao valor fornecido pelo certificado de calibração da fonte, corrigido para os dias atuais.<sup>(65)</sup> Para o aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , a taxa de dose absorvida na água determinada foi igual a  $48,68 \text{ mGys}^{-1}$ , sendo 14% maior que o valor fornecido pelo certificado de calibração da fonte, corrigido para os dias atuais.<sup>(66)</sup> Todavia, é importante ressaltar que estes certificados apresentam incertezas de 20% na determinação da taxa de dose para o aplicador plano<sup>(65)</sup> e de 30% para o aplicador côncavo;<sup>(66)</sup> diferenças dessa mesma ordem foram encontradas por Soares quando comparou as calibrações realizadas pelo NIST e pelo fabricante das fontes (Amersham International).<sup>(2)</sup>

O estudo das incertezas<sup>(58)</sup> relativas à taxa de dose absorvida na água determinada para os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  levou em conta incertezas relativas: às medidas de corrente realizadas com as mini-câmaras, à leitura fornecida pelo eletrômetro, ao posicionamento das câmaras e das fontes, à determinação da área do eletrodo coletor das mini-câmaras, à determinação dos fatores de correção ( $k_{retro}$ ,  $k_{T,p}$ ,  $k_{recom}$  e  $k_{div}$ , este tomado como unitário), e aos valores de  $(W/e)$  e  $S_{ar}^{água}$ . Os valores obtidos foram iguais a 4,8% e 5,2%, para um fator de abrangência,  $k$ , igual a 2, para os valores determinados com as mini-câmaras de extrapolação de janela plana e curva, respectivamente.



(a)



(b)

FIGURA 7.1 - Curvas de extrapolação obtidas para as mini-câmaras de extrapolação: (a) De janela plana, e (b) De janela curva. Os pontos representam os dados experimentais, e a reta o valor médio das medidas.

## 8 APLICAÇÃO DE MATERIAIS TERMOLUMINESCENTES À DOSIMETRIA BETA

Para a escolha do material termoluminescente mais adequado à dosimetria dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  foram estudados alguns dos materiais disponíveis comercialmente, mais utilizados:  $\text{LiF}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$  e  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$  fino, produzidos e comercializados pela Harshaw Nuclear Systems; e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  fino, produzidos pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN. Estes materiais foram testados para a dosimetria da radiação beta de fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Para tanto, foram utilizadas três fontes de radiação: uma fonte do sistema padrão secundário beta, um aplicador plano e um aplicador côncavo, descritos no item de Materiais e Métodos. Os testes realizados são descritos a seguir.

### 8.1 Testes Realizados com Fonte Padrão de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

Nesta seção, serão descritos os testes realizados com os materiais termoluminescentes diferentes expostos à fonte pertencente ao sistema padrão secundário de radiação beta do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. As amostras foram estudadas de acordo com as suas características de: reprodutibilidade de resposta, curvas de calibração e variação de resposta em função da distância à fonte. Foram determinados também os fatores de transmissão da radiação beta em material equivalente ao tecido.

### 8.1.1 Reprodutibilidade da resposta

A reprodutibilidade das amostras foi obtida após 5 procedimentos idênticos de tratamento térmico seguido de irradiação. As amostras foram expostas à fonte padrão de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , à distância de calibração de 11 cm. com uma dose absorvida no ar igual a 1 Gy. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 8.1. Os melhores resultados foram obtidos para as pastilhas finas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  (2,8%) e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite (2,3%), enquanto que os desempenhos menos interessantes foram das amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  convencional (8,9%) e  $\text{CaF}_2:\text{Dy}$  (TLD-200)(9,2%).

TABELA 8.1 - Reprodutibilidade dos materiais TL testados.

Material	Varição Máxima da Resposta (%)
LiF(TLD-100)	5,1
$\text{CaF}_2:\text{Dy}$ (TLD-200)	9,2
$\text{CaF}_2:\text{Mn}$ (TLD-400)	4,5
$\text{CaF}_2:\text{Mn}$ fino (TLD-400)	5,1
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	8,9
$\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite	2,3
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino	2,8

### 8.1.2 Curvas de calibração

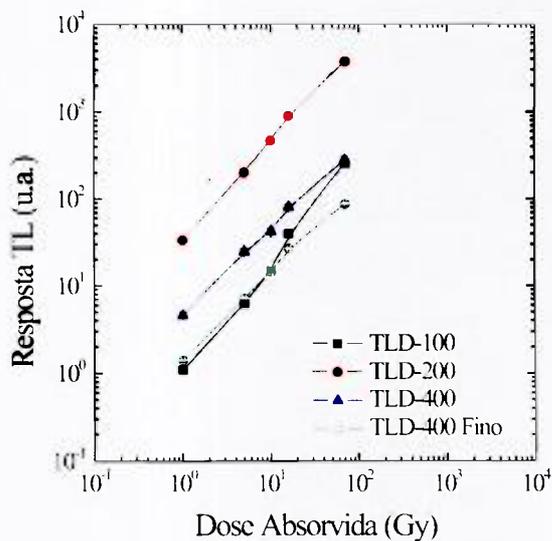
Foi obtida a resposta TL das amostras em função da dose absorvida no ar. Para tanto, foi utilizada a fonte padrão de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  a 11 cm. O intervalo de dose estudado foi de 1 a 70 Gy. Os resultados são mostrados na Figura 8.1. Todos os materiais mostraram utilidade no intervalo considerado, sendo que as curvas obtidas para as amostras de TLD-400, convencionais e finas, apresentaram comportamento linear, enquanto que as curvas relativas aos dosímetros TLD-100 e TLD-200 mostraram comportamentos supralineares. No caso das amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , as curvas de calibração obtidas se

mostraram lineares até a dose de 10 Gy e, a partir daí, exibiram um comportamento supralinear.

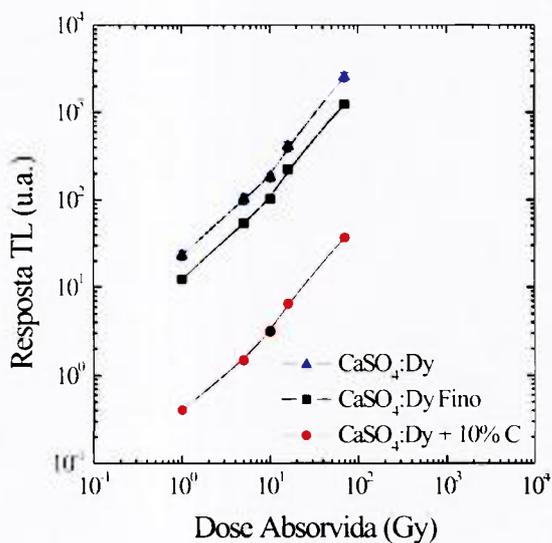
Como pode ser observado na Figura 8.1, as amostras de TLD-200 são as que apresentam maior sensibilidade à radiação beta, seguidas pelas amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , convencional e fino, TLD-400, TLD-100, TLD-400 fino e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite. Este último material apresenta a menor sensibilidade TL devido à adição de grafite em sua composição que, apesar de reduzir a dependência energética da pastilha, também diminui sua sensibilidade.<sup>(55)</sup>

### 8.1.3 Resposta TL em função da distância à fonte

A variação da resposta TL em função da distância entre a fonte e as amostras foi estudada. As amostras foram expostas à fonte padrão de  $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ , às distâncias de 11, 15, 20, 25 e 30 cm da fonte. O tempo de irradiação foi mantido constante em todas as irradiações. Os resultados obtidos, mostrados na Figura 8.2. foram satisfatórios, pois todos os materiais apresentaram comportamentos semelhantes, com diferenças apenas de sensibilidade TL, conforme já verificado.

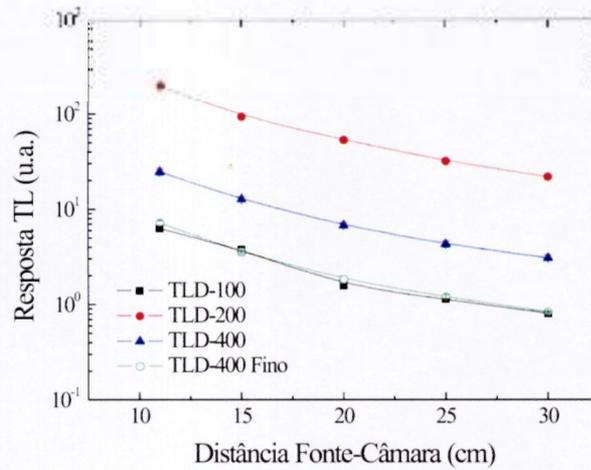


(a)

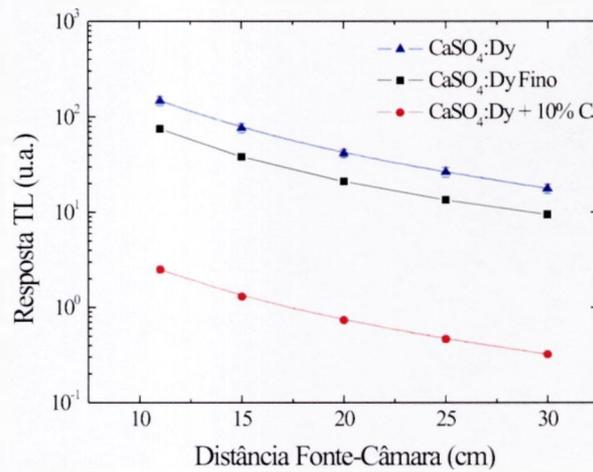


(b)

FIGURA 8.1 - Curvas de calibração obtidas para: (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e (b)  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 5,8%, 9,0%, 5,8%, 7,3%, 10,0%, 5,7% e 12,0%, respectivamente.



(a)



(b)

FIGURA 8.2 - Variação da resposta TL em função da distância à fonte padrão de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, (b)  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\% \text{C}$  grafite e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 4,6%, 4,8%, 7,5%, 5,8%, 6,8%, 3,3% e 12,1%, respectivamente.

#### 8.1.4 Fatores de transmissão

Para que fosse possível a correção das leituras obtidas com as amostras TL, irradiadas sempre cobertas por uma folha fina de Hostaphan, foi necessária a determinação dos fatores de transmissão da radiação beta do  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  em meio equivalente ao tecido; assim, poder-se-ia corrigir as leituras obtidas para a espessura nula de absorvedor, simulando-se a irradiação feita no ar, ou, caso se queira, determinar a dose absorvida em qualquer profundidade de tecido. Para a determinação dos fatores de transmissão, as amostras foram irradiadas cobertas com folhas de Hostaphan ou placas de acrílico de densidades superficiais diferentes. Os fatores de transmissão determinados para os absorvedores de Hostaphan e acrílico foram convertidos para fatores de transmissão no tecido utilizando-se as relações:<sup>(6,67)</sup>

$$10,8 \text{ mg/cm}^2 \text{ Hostaphan} = 10,0 \text{ mg/cm}^2$$

$$10,4 \text{ mg/cm}^2 \text{ acrílico} = 10,0 \text{ mg/cm}^2$$

Os resultados obtidos, mostrados na Tabela 8.2, mostram um crescimento inicial, entre 7 e 50 mg/cm<sup>2</sup> de espessura de tecido, dependendo do material, decrescendo em seguida.

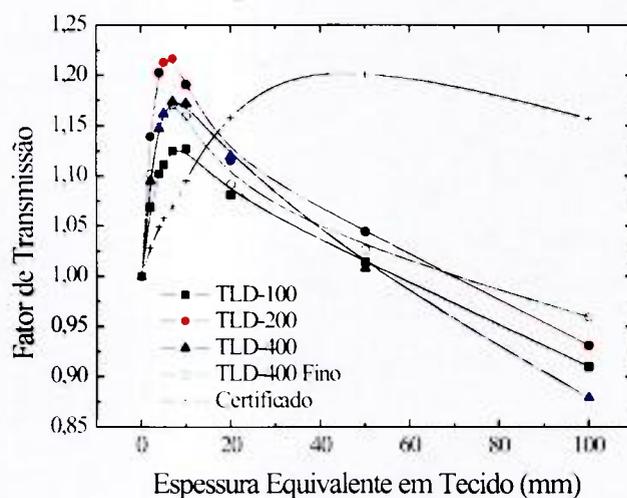
Os fatores de transmissão, obtidos experimentalmente, foram comparados aos fatores fornecidos no certificado de calibração da fonte,<sup>(68)</sup> como mostrado na Figura 8.3. Como pode ser visto, as pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  com 0,2 mm de espessura se mostraram mais adequadas à determinação destes fatores, pois os fatores de transmissão determinados para estas amostras apresentaram uma diferença máxima de 13% em relação ao valor fornecido pelo certificado de calibração da fonte, seguidas pelas amostras de TLD-400 fino (diferença de 17% em relação ao certificado).

TABELA 8.2 - Fatores de transmissão no tecido (sem dimensão) para radiação beta, para os diferentes materiais TL utilizados, comparados aos valores fornecidos pelo certificado de calibração.<sup>(68)</sup>

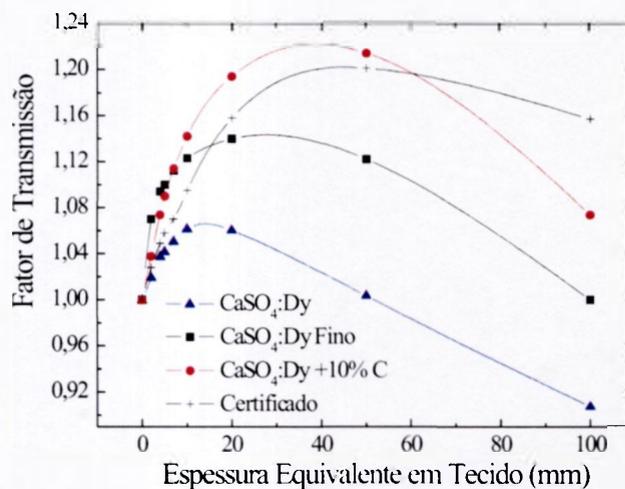
Espessura de Tecido		TLD				CaSO <sub>4</sub> :Dy			Certificado de Calibração
(mm)	(mg/cm <sup>2</sup> )	100	200	400	400 Fino	Normal	Fino	+10%C	
0	0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0.02	2	1,069	1,139	1,095	1,102	1,020	1,070	1,038	1,028
0.04	4	1,102	1,203	1,147	1,149	1,038	1,094	1,074	1,049
0.05	5	1,111	1,213	1,162	1,160	1,042	1,100	1,090	1,058
0.07	7	1,125	1,217	1,174	1,171	1,051	1,112	1,114	1,070
0.10	10	1,127	1,191	1,172	1,160	1,062	1,123	1,142	1,095
0.20	20	1,081	1,115	1,120	1,092	1,061	1,140	1,194	1,158
0.50	50	1,014	1,044	1,008	1,027	1,004	1,122	1,214	1,201
1.00	100	0,910	0,931	0,880	0,960	0,908	1,000	1,074	1,157

## 8.2 Testes Realizados com Aplicador Plano de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

Nesta seção, são descritos os testes realizados com os diferentes materiais termoluminescentes com os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ .



(a)



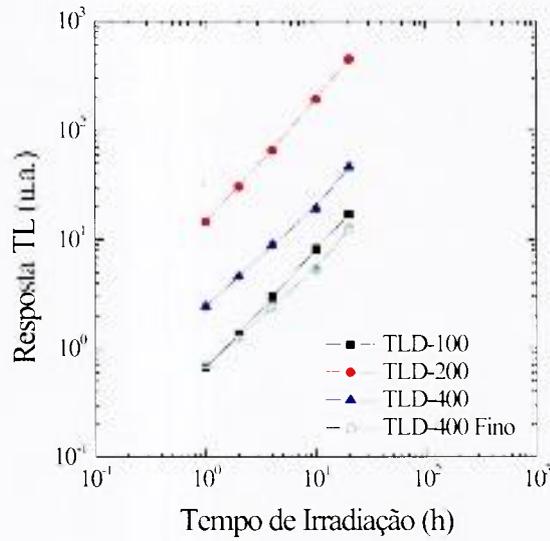
(b)

FIGURA 8.3 - Comparação entre os fatores de transmissão obtidos experimentalmente para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e os fornecidos no certificado de calibração; e (b)  $\text{CaSO}_4$ ,  $\text{CaSO}_4$  fino e  $\text{CaSO}_4+10\% \text{C}$ , e os fornecidos no certificado de calibração.

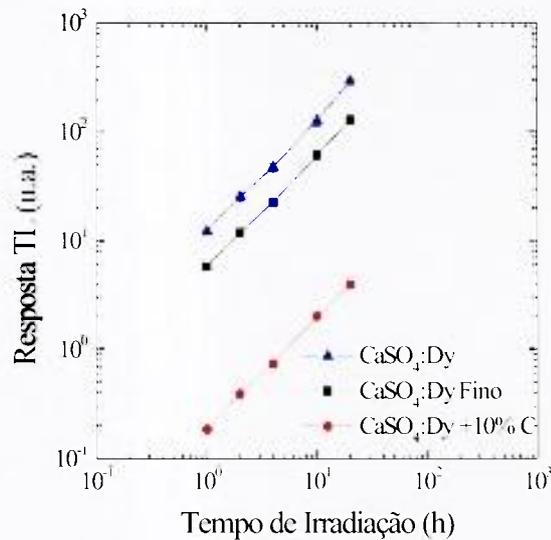
### 8.2.1 Resposta TL à distância de 11 cm da fonte

A resposta TL das amostras em função do tempo de exposição foi obtida usando o aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . As amostras foram irradiadas durante 1, 2, 4 e 10 h, a 11 cm da superfície do aplicador plano. As pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  e as amostras de TLD-400, convencional e fino, apresentaram um comportamento linear em todo intervalo estudado, enquanto que as pastilhas de TLD-100 e 200 apresentaram uma tendência à supralinearidade. Os resultados são mostrados na Figura 8.4.

Comparando-se estas curvas àsquelas mostradas na Figura 8.1, pode-se concluir que o intervalo de tempo utilizado para irradiação das pastilhas corresponde a um intervalo de dose de 1 a 10 Gy. Pode-se notar também que o comportamento de cada uma das amostras é o mesmo, neste intervalo de dose, nas duas curvas. Outro fato a ser destacado é que, mesmo mudando-se as condições geométricas de irradiação (geometria da fonte e distância fonte-amostras), as incertezas associadas aos dois conjuntos de medidas (curva de calibração das amostras e resposta TL em função do tempo de exposição) são semelhantes.



(a)



(b)

FIGURA 8.4 - Resposta TL em função do tempo de exposição para (a) TLD-100, TLD-200, TLD-400 e TLD-400 fino, e (b)  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  fino. As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 4,6%, 3,0%, 6,6%, 3,5%, 6,6%, 2,3% e 9,8%, respectivamente.

### 8.2.2 Resposta TL à distância de 1 mm da fonte

Para as irradiações feitas a 1 mm da superfície da fonte, as amostras termoluminescentes foram posicionadas sobre os objetos simuladores confeccionados em poliestireno e em acrílico<sup>1</sup>. Para se verificar o desempenho destes suportes, foram feitas medidas irradiando-se as amostras 5 vezes, nas mesmas condições (a 1 mm de distância da fonte), durante 300 s, cada vez. Os resultados são mostrados na Tabela 8.3.

TABELA 8.3 - Repetitividade das amostras TL irradiadas sobre os suportes confeccionados em poliestireno e em acrílico.

Material	Variação Máxima de Resposta TL (%)	
	Disco em poliestireno	Disco em acrílico
LiF(TLD-100)	4,9	—
CaF <sub>2</sub> :Dy (TLD-200)	3,7	—
CaF <sub>2</sub> :Mn (TLD-400)	3,3	—
CaSO <sub>4</sub> :Dy	3,4	3,2
CaSO <sub>4</sub> :Dy + 10% grafite	1,5	3,1
CaSO <sub>4</sub> :Dy fino	3,2	2,4

Os resultados obtidos são bastante satisfatórios se comparados a resultados anteriores, obtidos irradiando-se as mesmas amostras com a fonte de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  pertencente ao sistema padrão secundário beta. Foram determinadas as razões entre as leituras obtidas para as amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy irradiadas sobre acrílico e sobre poliestireno, respectivamente. Os resultados são mostrados na Tabela 8.4.

As incertezas relativas<sup>(58)</sup> a estas medidas (fator de abrangência, k, igual a 2) são: 10% para as amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy convencionais; 7,2% para as amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy finas; e 7,7% para as amostras de CaSO<sub>4</sub>:Dy-10%C.

<sup>1</sup>Não foi possível a utilização das amostras de TLD-400 fino com os suportes confeccionados devido à pequena espessura dessas amostras.

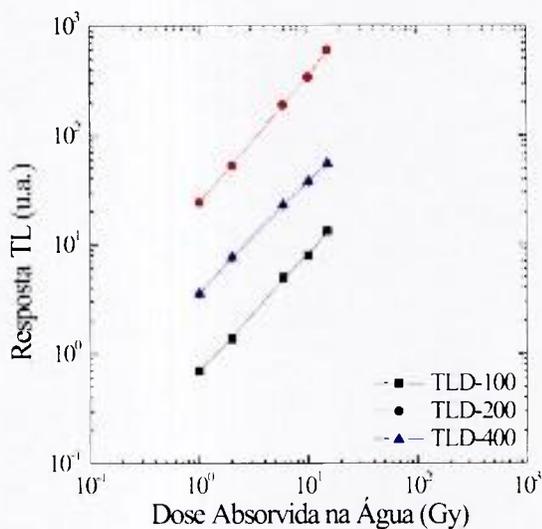
TABELA 8.4 - Razão entre a resposta TL para as pastilhas de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  irradiadas sobre objetos simuladores de acrílico e de poliestireno, respectivamente.

Material	$R_{\text{acrílico}}/R_{\text{poliestireno}}$
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	1,0478
$\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\% \text{ grafite}$	1,0129
$\text{CaSO}_4:\text{Dy} \text{ fino}$	1,0251

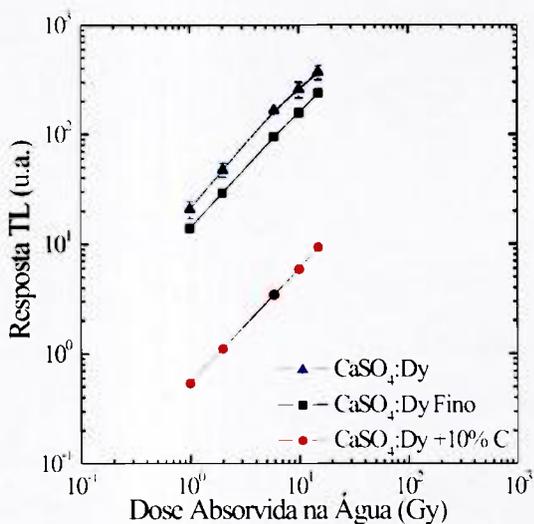
Apesar de as pastilhas terem apresentado um aumento na resposta quando irradiadas sobre o objeto simulador de acrílico, os resultados obtidos mostram que não há diferenças significativas entre as leituras obtidas para as irradiações feitas sobre objetos simuladores confeccionados a partir dos materiais estudados neste trabalho, sendo que as diferenças entre as leituras estão dentro das incertezas das medidas. Resultados semelhantes também foram encontrados por Murthy e Böhm,<sup>(69)</sup> que estudaram o retroespalhamento causado por diferentes materiais (com número atômico efetivo variando entre 5,85 e 6,24); neste trabalho também não foram verificadas diferenças significativas entre os materiais testados.

### 8.2.3 Curva de calibração com aplicador plano a 1 mm da fonte

Foram obtidas as curvas de calibração para as amostras termoluminescentes, utilizando-se o aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  e os suportes confeccionados. As amostras foram irradiadas no intervalo dose absorvida na água de 1 até 15 Gy. à distância de 1 mm da superfície da fonte. Os resultados, mostrados na Figura 8.5, concordam com os resultados obtidos anteriormente, mostrados nas Figuras 8.1 e 8.4: as amostras de TLD-400 e de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  apresentaram comportamento linear, e as amostras de TLD-100 e TLD-200 mostraram comportamentos supralineares.



(a)



(b)

FIGURA 8.5 - Curvas de calibração obtidas para: (a) TLD-100, TLD-200 e TLD-400, e (b)  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$  grafite e  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  fino, irradiadas com aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . As incertezas máximas relativas a essas medidas foram iguais a 7,6%, 6,5%, 7,3%, 17,2%, 7,5% e 8,0%, respectivamente.

### 8.2.3.1 Dosimetria de um aplicador côncavo de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

Para testar a utilidade das curvas de calibração determinadas para as amostras termoluminescentes expostas ao aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  à distância de 1 mm, foi feita a determinação da dose absorvida na água para amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  (convencionais, finas e dopadas com grafite) irradiadas com o auxílio do aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Neste caso, as amostras foram irradiadas individualmente sobre as semi-esferas de acrílico especialmente confeccionadas para esta finalidade. O tempo de exposição foi calculado a partir da taxa de dose absorvida na água determinada com o auxílio da mini-câmara de extrapolação de janela côncava, utilizando-se a Equação 2.12. Os resultados são mostrados na Tabela 8.5.

TABELA 8.5 - Valores de dose absorvida na água para o aplicador côncavo de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , à distância de 1 mm, calculados a partir das curvas da Figura 8.5.

Material	Valor nominal (Gy)	Valor Obtido (Gy)	Diferença Percentual (%)
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$	10	$8,9\pm 1,1$	9,0
$\text{CaSO}_4:\text{Dy} + 10\%$ grafite	10	$9,38\pm 0,73$	6,0
$\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ fino	10	$9,18\pm 0,60$	8,0

Na Tabela 8.5 o valor de desvio apresentado corresponde à diferença percentual entre o valor nominal (determinado a partir da Equação 2.12) e o valor determinado a partir das curvas de calibração mostradas na Figura 8.5. Os resultados obtidos foram considerados satisfatórios, uma vez que os desvios obtidos são da mesma ordem das incertezas relativas às curvas de calibração obtidas.

## 9 CONCLUSÕES

Duas mini-câmaras de extrapolação foram projetadas e confeccionadas, com geometria adequada à calibração de aplicadores planos e côncavos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , no LCI/IPEN. As mini-câmaras desenvolvidas neste trabalho são de fácil construção e, por terem sido projetadas utilizando-se apenas materiais disponíveis no mercado nacional, tornam-se mais baratas e acessíveis que as câmaras de ionização convencionais importadas.

As mini-câmaras de extrapolação desenvolvidas foram testadas em diferentes campos de radiação beta, utilizando-se uma fonte de controle e aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Todos os resultados obtidos mostraram a viabilidade das câmaras desenvolvidas como sistemas padrões primários para a calibração de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , possibilitando a determinação da dose absorvida na água, à distância de 1 mm da superfície das fontes, de forma absoluta, sendo desnecessária a calibração das mini-câmaras em relação a uma fonte padrão ou a uma câmara de ionização padrão. Os valores de taxa de dose absorvida na água determinados com as mini-câmaras para os aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  foram considerados satisfatórios quando comparados aos valores dos certificados das fontes. As diferenças obtidas entre estes valores eram esperadas, uma vez que diferenças semelhantes foram encontradas na literatura pesquisada, o que ressalta a importância da calibração periódica dessas fontes ainda em uso, para assegurar o sucesso do procedimento braquiterápico.

A mini-câmara de extrapolação de janela plana foi ainda testada em feixes de radiação X de energias baixas, mostrando-se útil também para a dosimetria deste tipo de radiação.

Foram testados sete materiais termoluminescentes com características diferentes. Estes materiais foram expostos à radiação beta de uma fonte padrão e dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . Suas principais características dosimétricas foram determinadas e o desempenho de todos os materiais, sobretudo das amostras termoluminescentes finas, foi considerado adequado à dosimetria da radiação beta de fontes de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . A partir dos

resultados obtidos, foi possível a seleção do material mais adequado para a dosimetria dos aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  dentre os materiais testados. As pastilhas mais adequadas foram as amostras de  $\text{CaSO}_4\cdot\text{Dy}$  finas, pois apresentaram a melhor utilidade quanto às curvas de calibração, obtidas para diferentes geometrias, além da sua sensibilidade.

Os suportes especialmente desenvolvidos para a irradiação das amostras termoluminescentes expostas à radiação de aplicadores de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  planos e côncavos mostraram-se úteis, sendo de fácil utilização e permitindo o posicionamento adequado e reproduzível entre a fonte e as amostras. Além disso, eles foram confeccionados a partir de materiais facilmente encontrados no mercado nacional.

Os procedimentos de calibração dos aplicadores planos e côncavos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  foram estabelecidos, baseados em medidas feitas com as câmaras de extrapolação desenvolvidas e com amostras termoluminescentes testadas neste trabalho. Estes procedimentos, bem como o procedimento para calibração das amostras termoluminescentes, são apresentados no Apêndice.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] FRIEDEL, H.L.; THOMAS, C.I.; KROHMER, J.S. Beta-ray application to the eye: with the description of an applicator utilizing  $^{90}\text{Sr}$  and its clinical use. *Am. J. Ophthalmol.*, v.33, n.4, p. 525-535, 1950.
- [2] SOARES, C.G. Comparison of NIST and manufacturer calibrations of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  ophthalmic applicators. *Med. Phys.*, v. 22, n. 9, p. 1487-1493, 1995.
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy*. IAEA, Vienna, 2002 (IAEA-TECDOC-1274).
- [4] GOETSCH, S.J.; SUNDERLAND, K.S. Surface dose rate calibration of Sr-90 plane ophthalmic applicators. *Med. Phys.*, v. 18, n. 2, p. 161-165, 1991.
- [5] DE ALMEIDA, C.; DEWERD, L.; JÄRVINEN, H.; SOARES, C. Guidelines for the calibration of low energy photon sources and beta-ray brachytherapy sources. *SSDL Newsletter*, n. 43, p. 4-25, 2000.
- [6] CALDAS, L.V.E. *Alguns métodos de calibração e de dosimetria da radiação beta*. São Paulo: 1980. Tese (Doutoramento)- Instituto de Física, Universidade de São Paulo.
- [7] UCHRIN, G. Beta dosimetry, different solutions. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 17, p. 99-104. 1986.
- [8] ALI, M.M.; KHAN, F.M. Determination of surface dose rate from a  $^{90}\text{Sr}$  ophthalmic applicator. *Med. Phys.*, v. 17, n. 3. p. 416-421. 1990.
- [9] REFT, C.S.; KUCHNIR, F.T.; ROSENBERG, I.; MYRIANTHOPOULOS, L.C. Dosimetry of Sr-90 ophthalmic applicators. *Med. Phys.*, v. 17, n. 4, p. 641-646, 1990.
- [10] DIAS, S.K. *Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta*. São Paulo: 1996. Tese (Doutoramento)-Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.
- [11] 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.

- [12] GLECKLER, M.; VALENTINE, J.D.; SILBERSTEIN, E.B. Calculating lens dose and surface dose rates from  $^{90}\text{Sr}$  ophthalmic applicators using Monte Carlo modeling. *Med. Phys.*, v. 25, n. 1, p. 29-36, 1998.
- [13] MONTEIRO-GRILLO, I.; GASPAR, L.; MONTEIRO-GRILLO, M.; PIRES, F.; DA SILVA, J.M.R. Postoperative irradiation of primary or recurrent pterygium: results and sequelae. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 48, n. 3, p. 865-869, 2000.
- [14] PARNYANI, S.B.; SCOTT, W.P.; WELLS J.R.; JOHNSON D.W.; CHOBE R.J.; KURUVILLA A.; SCHOEPEL S.; DESHMUKH, A. The North Florida Pterygium Study Group. Management of pterygium with surgery and radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 28, n. 1, p. 101-103, 1994.
- [15] KNOLL, G.F. *Radiation detection and measurement*. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1989.
- [16] KASE, K.R.; BJAERNGARD, B.E.; ATTIX, F.H. *Dosimetry of ionizing radiation*. New York: Academic Press, vol. 2, 1987.
- [17] SHANI, G. *Radiation dosimetry instrumentation and methods*. New York: CRC Press, 1991.
- [18] SPENCER, L.V.; ATTIX, F.H. A theory of cavity ionization. *Radiat. Res.*, v. 3, n. 3, p. 239-254, 1955.
- [19] SPENCER, L.V. Note on the theory of cavity ionization chambers. *Radiat. Res.*, v. 25, n. 2, p. 352-358, 1965.
- [20] OGUNLEYE, O.T.; PALIWAL, B.R. A proposed modification of the cavity theory for electrons. *Health Phys.*, v. 49, n. 5, p. 937-944, 1985.
- [21] PRUITT, J.S.; SOARES, C.G.; EHRLICH, M. *NBS measurement services: calibration of beta-particle radiation instrumentation and sources*. Washington: U.S. Government Printing Office, 1988.
- [22] 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.
- [23] ALBUQUERQUE, M.P.P. *Projeto, construção e calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para a radiação X*. São Paulo:1989. Dissertação (Mestrado)- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.
- [24] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose in water*. IAEA, Vienna, 2000 (Technical Reports Series No. 398).

- [25] SOARES, C.G. Calibration of ophthalmic applicators at NIST: A revised approach. *Med. Phys.*, v. 18, n. 4, p.787-793, 1991.
- [26] TABATA, T.; ITO, R.; OKABE, S. An empirical equation for the backscattering coefficient of electrons. *Nucl. Inst. Meth.*, v. 94, p. 509-513, 1971.
- [27] LOEVINGER, R.; TROTT, N.G. Design and operation of an extrapolation chamber with removable electrodes. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v.17, p. 103-111, 1996.
- [28] BÖHM, J. *The national standard of the PTB for realizing the unit of the absorbed dose rate to tissue for beta radiation*. PTB, Braunschweig, April 1986. (PTB-Dos-13).
- [29] SOARES, C.G.; DARLEY, P.J.; CHARLES, M.W.; BAUM, J.W. Hot particle dosimetry using extrapolation chambers and radiochromic foils. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 39, n. 1-3. p. 55-59. 1991.
- [30] SOARES, C.G.; VYNCKIER, S.; JÄRVINEN, H.; CROSS, W.G.; SIPILÄ, P.; SCHAEKEN, B.; MOURTADA, F.A.; BASS, G.A.; WILLIAMS, T.B. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: comparison of different measurement methods. *Med. Phys.*, v. 28, n. 7, p. 1373-1384, 2001.
- [31] CHEN, R., KIRSH, Y. *Analysis of thermally stimulated processes*. International series on science of the solid state, v. 15. Oxford: Pergamon, 1981.
- [32] McKEEVER, S.W.S. *Thermoluminescence in solids*. Cambridge: Cambridge University Press, 1985.
- [33] PORTAL, G. Review of the principal materials available for thermoluminescent dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 17, p. 351-357. 1986.
- [34] CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Dosimetric properties of CaSO<sub>4</sub>:Dy Teflon pellets produced at IPEN. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 14, n. 4, p. 333-335, 1986.
- [35] TRZESNIAK, P; YOSHIMURA, E.M.; CRUZ, M.T.; OKUNO, E. Brazilian fluorite-based dosimetric pellets: History and post-use review. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 34, n.1-4, p. 167-170. 1990.
- [36] GUIMARÃES, C.C.; OKUNO, E. Blind performance testing of personal and environmental dosimeters based on TLD-100 and natural CaF<sub>2</sub>:NaCl. *Radiat. Meas.*, v. 37, p. 127-132, 2003.
- [37] FAILLA, G. Measurement of tissue dose in terms of the same unit for all ionizing radiations. *Radiology*, v.29, p. 202-215, 1937.
- [38] GENNA, S; HOROWITZ, E.B.; LAUGHLIN, J.S. Absolute intensity calibration of 130 keVp to 250 keVp X-ray beams. *Radiation Research*, v. 5, n. 5, p. 608-609, 1956.

- [39] MANSON, D.J.; VELKLEY, D.; PURDY, J.A.; OLIVER, G.D. Measurements of surface dose using buildup curves obtained with an extrapolation chamber. *Radiology*, v. 115, n. 2, p. 473-474, 1975.
- [40] BOHM, 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.
- [41] DIAS, S.K., CALDAS, L.V.E. Extrapolation chamber response in low-energy X radiation standard beams. *J. Appl. Phys.*, v. 89, n. 2, p. 669-671, 2001.
- [42] GENNA, S; LAUGHLIN, J.S. Absolute calibration of a cobalt-60 gamma-ray beam. *Radiology*, v. 65, n. 3, p. 394-407, 1955.
- [43] BORTNER, T.E. An extrapolation chamber: construction and use. *Nucleonics*, v.9, n.3, p. 40-43, 1951.
- [44] LOEVINGER, R. Extrapolation chamber for the measurement of beta sources. *R. Scien. Ins.*, v.24. n.10, p. 907-914, 1953.
- [45] SINCLAIR, W.K.; TROTT, N.G. The construction and measurement of beta-ray applicators for use in ophthalmology. *Brit. J. Radiol.*, v.29, n. 337, p. 15-23, 1956.
- [46] SUPE, S.J. Use of a pinhole camera for testing uniformity of beta-ray applicators. *Am. J. Roentgenol. & Rad. Therapy*, v. 94, n. 4, p. 989-995, 1965.
- [47] JONES, C.H.; DERMENTZOGLOU, F. Practical aspects of  $^{90}\text{Sr}$  ophthalmic applicator dosimetry. *Brit. J. Radiol.*, v. 44, n. 519, p. 203-210. 1971.
- [48] PAYNE, W.H.; WAGGENER, R.G. An extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *Med. Phys.*, v. 1, n. 3, p. 165-166, 1974.
- [49] SUPE, S.J.; MALLIKARJUNA RAO, S.; SAWANT, S.G. Dosimetry of spherical  $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$  ray eye applicators. *Am. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med.*, v. 123, n. 1, p. 36-41, 1975.
- [50] DIAS, S.K.; CALDAS, L.V.E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, V. 45, n. 3, p. 1666-1669, 1998.
- [51] DIAS, S.K.; CALDAS, L.V.E. Characteristics of an extrapolation chamber for  $\beta$ -ray protection level measurements. *J. Appl. Phys.*, v. 86. n. 1, p. 671-673, 1999.
- [52] BAMBYNEK, M. Development of a multi-electrode extrapolation chamber as a prototype of a primary standard for the realization of the unit of the absorbed dose to water for beta brachytherapy sources. *Nucl. Instrum. Meth. A*, v. 492, n. 1-2, p. 264-275, 2002.

- [53] CAMPOS, L.L.; LIMA, M.F. Thermoluminescent CaSO<sub>4</sub>:Dy teflon pellets for beta radiation detection. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 18, n. 2, p. 95-97, 1987.
- [54] CAMPOS, L.L. Graphite mixed CaSO<sub>4</sub>:Dy TL dosimeters for beta radiation dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 48, n. 2, p. 205-207, 1993.
- [55] DAROS, K.A.C.; CAMPOS, L.L.; MEDEIROS, R.B. TL response study of the CaSO<sub>4</sub>:Dy pellets with graphite for dosimetry in beta radiation and low-energy photons fields. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 54, n. 6, p. 957-960, 2001.
- [56] GONZÁLEZ, P.R.; AZORÍN, J. Thermoluminescent response of LiF:Mg,Cu,P+PTFE prepared in Mexico to <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y beta particles. *Radiat. Phys. Chem.*, v. 61, n. 3-6, p. 425-427, 2001.
- [57] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical electrical equipment dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. IEC, Geneva, Jul. 1997. (IEC 60731).
- [58] BIPM; IEC; IFCC; ISO; IUPAC; OIML. *Guia para expressão da incerteza de medição*. 2ª Ed. Brasileira em Língua Portuguesa. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO. SBM, 1998.
- [59] ATTIX, F.H. *Introduction on radiological physics and radiological dosimetry*. 2<sup>nd</sup> ed., New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1986.
- [60] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY, *Certificate of Calibration of an X-ray exposure-meter*. Middlesex, Jan. 1980. (D833).
- [61] DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, *Calibration Certificate*, DKD-K-01501, 1996.
- [62] RAMSEY, C.R.; SPENCER, K.M.; OLIVER, A.L. Ionization chamber, electrometer, linear accelerator, field size, and energy dependence of the polarity effect in electron dosimetry. *Med. Phys.*, v. 26, n. 2, p. 214-219, 1999.
- [63] MEGHZIFENE, A.; SHORTT, K. R. Calibration factor or calibration coefficient? *SSDL Newsletter*, v.46, p. 15-24, 2002.
- [64] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Nuclear energy - Reference beta-particle radiation - Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation field*. ISO. Geneva, 2004. (ISO/FDIS 6980-2:2004).
- [65] AMERSHAM RADIOCHEMICAL CENTRE, *Certificate of measurement of beta emitting surface applicator*, B-1661. Buckinghamshire, England, 1969.
- [66] AMERSHAM RADIOCHEMICAL CENTRE. *Report of measurement of ophthalmic applicator*, E-1237, Buckinghamshire, England. 1969.

- 
- [67] OWEN, B. Factor for converting beta-ray dose rates measured in air to dose rates in tissue. *Phys. Med. Biol.*, v. 18. n. 3, p. 355-368, 1973.
- [68] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT, *Calibration Certificate of  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  source*, PTB-6.61/37, Braunschweig, 1981.
- [69] MURTHY, B.K.S. and BÖHM, J. Measurements of backscatter and transmission factors for beta rays using thermoluminescence dosimeters. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 2, n. 2, p. 63-67, 1982.

## APÊNDICE - Procedimentos

Neste Apêndice são descritos os procedimentos de calibração de aplicadores oftálmicos de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizando-se as mini-câmaras de extrapolação, desenvolvidas neste trabalho, e as amostras termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  finas, produzidas no IPEN e caracterizadas neste trabalho. Será descrito também o procedimento de calibração de amostras termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  finas.

### A.1 Procedimento para Calibração de Aplicadores Oftálmicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ - Câmaras de Extrapolação

#### A.1.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de calibração de fontes emissoras de radiação beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizadas em procedimentos oftálmicos em braquiterapia pertencentes a clientes externos enviados ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), com câmaras de extrapolação.

#### A.1.2 Campo de Aplicação

	Quem	Quando	Onde
Aplica-se aos aplicadores oftálmicos encaminhados ao LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração das fontes, conforme agenda do LCI	No laboratório de calibração beta do LCI

### A.1.3 Procedimento

#### A.1.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica;
- Mini-câmaras de extrapolação de janela plana e de janela curva, desenvolvidas no LCI;
- Eletrômetro PTW, modelo UNIDOS, número de série 10475;
- Cabo de extensão com conectores triaxial-PTW;
- Caixa em acrílico com suporte para a fonte a ser calibrada e suporte para a mini-câmara de extrapolação que permite a variação da distância entre a fonte e a câmara, e a correta centralização delas;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais : barômetro, termômetro e higrômetro:
- Desumidificadores;
- Cronômetro digital com alarme;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

#### A.1.3.2 Cuidados Especiais

Por se tratar de fontes radioativas com altas taxas de dose (cerca de 1-4 GBq), devem ser tomados cuidados especiais no seu manuseio e no seu transporte para diminuir a dose absorvida na pele, especialmente nas mãos do operador. Recomenda-se a utilização de dosímetros de extremidade enquanto a fonte estiver sendo manuseada. As fontes devem ser transportadas e armazenadas em blindagens adequadas, que devem ser fornecidas pelo cliente. A fonte só pode ser recebida após inspeção completa da equipe de Proteção Radiológica ao embalado.

### A.1.3.3 Descrição das Atividades

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
---------------	------------------

- |    |  |
|----|--|
| 1  | Iniciar o preenchimento da planilha de teste nos seguintes campos: fabricante, modelo e número de série, nome da empresa e número do protocolo da fonte;   |
| 2  | Posicionar a mini-câmara no suporte, conectá-la ao eletrômetro, deixando o conjunto ligado por aproximadamente 15 min, e ajustar o espaçamento entre os eletrodos em 1 mm;   |
| 3  | Aplicar a tensão de operação à câmara (50 V), na polaridade negativa; esperar 15 min para a estabilização do conjunto;   |
| 4  | Realizar a medida da corrente de fuga na ausência de fontes radioativas: fazer a coleção de cargas por 20 min, anotando as condições de temperatura, pressão e umidade, antes e depois da medida na planilha de teste;   |
| 5  | Anotar os valor de carga medido na planilha;   |
| 6  | Repetir os itens 3, 4 e 5 para a polaridade positiva da tensão;  |
| 7  | Na ausência de correntes de fuga, prosseguir a calibração da fonte. Caso contrário, fazer a limpeza dos conectores, com algodão embebido em álcool isopropílico, e colocar a câmara e os cabos em ambiente de umidade controlada, deixando-os até o dia seguinte, quando devem ser repetidos os itens 3, 4, 5 e 6; |
| 8  | Posicionar a fonte a ser calibrada no suporte adequado, ajustando a distância entre a fonte e a janela de entrada da câmara em 1 mm. Repetir o item 3;   |
| 9  | Fazer 10 medidas de carga por 120 s, cada vez. Anotar os valores medidos no local apropriado na planilha de teste, onde devem ser anotados também as condições de temperatura, pressão e umidade, antes e depois da medida;  |
| 10 | Mudar a polaridade da tensão aplicada à câmara e repetir o item 9;   |

- 11 Repetir os itens 9 e 10 para 3 valores diferentes de espaçamento entre os eletrodos da câmara, selecionando valores entre 1,0 mm e 0,5 mm;
- 12 Preencher a planilha eletrônica com os dados relativos à medida. A planilha eletrônica fornece o valor da corrente média medida para cada valor de espaçamento entre os eletrodos da mini-câmara, corrigida para a temperatura e a pressão de referência ( $k_{T,p}$ ) e para os efeitos de recombinação iônica ( $k_{recom}$ );
- 13 Fazer o gráfico da corrente de ionização corrigida em função do espaçamento entre os eletrodos da câmara. Fazer o ajuste linear dos pontos, exibindo a equação da reta e o valor do fator de correlação no gráfico;
- 14 Inserir o valor do coeficiente angular determinado no item 13 na célula apropriada na planilha eletrônica para o cálculo da taxa de dose absorvida na água,  $\dot{D}_{\text{água}}$ , para a fonte em calibração;
- 15 Imprimir a planilha eletrônica, em duas vias;
- 16 Registrar o serviço no “Caderno de Registro dos Certificados de Calibração do LCI” e anotar nas planilhas o número do certificado;
- 17 Arquivar uma via da planilha na pasta de “Folhas de Registro de Dados de Calibração” localizada na sala de calibração e encaminhar a outra via da planilha para a emissão do Certificado de Calibração;
- 18 Colocar na blindagem da fonte a etiqueta de calibração;
- 19 Conferir e assinar o Certificado de Calibração.

#### A.1.3.4 Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para Obtenção da Taxa de Dose Absorvida na Água

A taxa de dose absorvida na água para as fontes de  $^{90}\text{Sr}$ – $^{90}\text{Y}$  devem ser determinadas utilizando-se a expressão:

$$\dot{D}_{\text{água}} = \frac{(W/e)S_{\text{ar}}^{\text{água}}}{\rho_0 a} (\Delta I / \Delta d)_{d \rightarrow 0} k_{\text{retro}}$$

onde:  $(W/e)$  é a energia média, em joules, necessária para produzir 1 C de carga

de um mesmo sinal no ar;  $S_{ar}^{água}$  é a razão entre os poderes de freamento médios da água e do ar;  $\rho_o$  é a densidade do ar à temperatura e à pressão de referência;  $a$  é a área de eletrodo coletor da câmara utilizada;  $(\Delta I/\Delta d)_{d \rightarrow 0}$  é a inclinação da curva de extrapolação quando o espaçamento entre os eletrodos da câmara tende a zero; e  $k_{retro}$  é o fator de correção que leva em conta a diferença do retroespalhamento no eletrodo coletor quando comparado à água.

A razão  $(\Delta I/\Delta d)_{d \rightarrow 0}$  é determinada a partir do ajuste linear da reta obtida fazendo-se o gráfico da Corrente Média vs. Espaçamento entre Eletrodos. Os valores de corrente de ionização utilizados neste gráfico devem ser corrigidos levando-se em conta:

1. O fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão,  $k_{T,p}$ , é dado por:

$$k_{T,p} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{101,325}{p}$$

onde: T e p são os valores de temperatura e pressão medidos.

2. O fator de recombinação,  $k_{recom}$ , leva em conta as perdas de íons que se recombina antes de serem coletados. Este fator é dado por:

$$k_{recom} = \left( 1 - \frac{0,04554}{\sqrt{Ed^2}} \right)^{-1}$$

onde: E é o valor do campo elétrico aplicado (V/mm), d é o espaçamento entre os eletrodos da câmara (mm), e 0.04554 é uma constante que torna o fator  $k_{recom}$  adimensional.

Os valores das demais constantes utilizadas no cálculo de  $\dot{D}_{água}$  são mostrados na Tabela A.1.3.4.

A avaliação e a expressão das incertezas relativas às medidas realizadas estão de acordo com as recomendações dadas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas e pelo Instituto Nacional de Metrologia. Os valores fornecidos no certificado de calibração dos aplicadores correspondem às incertezas expandidas utilizando-se fator de abrangência 2, que equivale a um nível de confiança de aproximadamente 95%, e foram calculados levando-se em conta as incertezas relativas: às medidas de corrente realizadas com as mini-câmaras, à leitura fornecida pelo eletrômetro, ao posicionamento das câmaras e das fontes, à determinação da área do eletrodo coletor das mini-câmaras. à

---

Termo	Valor
W/e (JC <sup>-1</sup> )	(33,97±0,05)
$S_{ar}^{água}$	1,11
$\rho_o$ (kg/m <sup>3</sup> )	1,197
a (mm <sup>2</sup> )	1,68
$k_{retro}$	1,01006

---

determinação dos fatores de correção ( $k_{retro}$ ,  $k_{T,p}$  e  $k_{recom}$ ), e aos valores de (W/e) e  $S_{ar}^{água}$ . A incerteza final expandida para um fator  $k = 2$  foi estimada em 4,8% e 5,2%, para as medidas realizadas com a mini-câmara de extrapolação de janela plana e de janela curva, respectivamente.

## A.2 Procedimento para Calibração de Aplicadores Oftálmicos de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ - Dosímetros Termoluminescentes

### A.2.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de calibração de fontes emissoras de radiação beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizadas em procedimentos oftálmicos em braquiterapia pertencentes a clientes externos enviados ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), com dosímetros termoluminescentes.

### A.2.2 Campo de Aplicação

	Quem	Quando	Onde
Aplica-se aos aplicadores oftálmicos encaminhados ao LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração das fontes, conforme agenda do LCI	No laboratório de calibração beta do LCI

### A.2.3 Procedimento

#### A.2.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica;
- Amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  finas (IPEN), calibradas (conforme “Procedimento para Calibração de Amostras TL para Dosimetria de Fontes de Radiação Beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ” - Apêndice C);
- Luvas cirúrgicas;
- Pinças anatômicas com ponta;
- Suportes em acrílico para amostras (porta-amostras);
- Traçador de altura e haste em acrílico, para fixação e deslocamento da fonte a ser calibrada;

- Sistema leitor TL Harshaw Nuclear Systems, modelo 2000A/B;
- Cilindro de N<sub>2</sub> gasoso;
- Forno para tratamento térmico das amostras;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais : barômetro, termômetro e higrômetro;
- Desumidificadores;
- Cronômetro digital com alarme;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

#### A.2.3.2 Cuidados Especiais

Por se tratar de fontes radioativas com altas taxas de dose (cerca de 1-4 GBq), devem ser tomados cuidados especiais no seu manuseio e no seu transporte para diminuir a dose absorvida na pele, especialmente nas mãos do operador. Recomenda-se a utilização de dosímetros de extremidade enquanto a fonte estiver sendo manuseada. As fontes devem ser transportadas e armazenadas em blindagens adequadas, que devem ser fornecidas pelo cliente. A fonte só pode ser recebida após inspeção completa da equipe de Proteção Radiológica ao embalado.

#### A.2.3.3 Descrição das Atividades

Etapas	Descrição
1	Iniciar o preenchimento da planilha de teste nos seguintes campos: fabricante, modelo e número de série, nome da empresa e número do protocolo da fonte;
2	Tratar as amostras termicamente a 300°C durante 3 h. utilizando o forno disponível no Laboratório de TL do LCI;

- 3 Retirar as amostras do forno e resfriar rapidamente, em temperatura ambiente, sobre superfície metálica;
- 4 Posicionar a fonte a ser calibrada: no caso dos aplicadores planos, fixá-los utilizando a haste de acrílico, presa ao traçador de alturas, mantendo sua superfície a 1 mm de distância em relação à superfície do porta-amostra; para as fontes côncavas, posicionar a amostra no porta-amostra e posicionar a fonte sobre o conjunto, utilizando a haste de acrílico, presa ao traçador de alturas, para impedir movimentação da fonte;
- 5 Calcular o tempo de irradiação das amostras: utilizar o certificado de calibração inicial da fonte, corrigindo o valor inicial para a data da calibração; calcular o tempo de irradiação para que a dose absorvida seja da ordem de 10 Gy;
- 6 Anotar as condições de temperatura, umidade e pressão ambientes na planilha de teste, antes e depois das irradiações;
- 7 Irradiar cada uma das amostras durante o intervalo de tempo determinado no item 5;
- 8 Fazer a leitura da “lâmpada padrão”: manter o fluxo de gás fechado, abrir toda a gaveta do equipamento e fazer 10 leituras por 30 s cada vez;
- 9 Proceder a leitura das amostras utilizando o leitor TL: ajustar a taxa de aquecimento em 10°C/s e o fluxo de N<sub>2</sub> em 5 L/min: fazer as medidas integrando o sinal entre 50 e 300°C;
- 10 Repetir o item 8, após concluída a leitura das amostras irradiadas;
- 11 Preencher a planilha eletrônica com os dados relativos à medida, obtendo a média das leituras das amostras;
- 12 Utilizar as “Curvas de Calibração” (ver “Procedimento para Calibração de Amostras TL para Dosimetria de Fontes de Radiação Beta de <sup>90</sup>Sr+<sup>90</sup>Y” - Apêndice C) para determinar a dose absorvida na água para a fonte em calibração;
- 13 Imprimir a planilha eletrônica, em duas vias;

- 14 Registrar o serviço no “Caderno de Registro dos Certificados de Calibração do LCI” e anotar nas planilhas o número do certificado;
- 15 Arquivar uma via da planilha na pasta de “Folhas de Registro de Dados de Calibração” localizada na sala de calibração e encaminhar a outra via da planilha para a emissão do Certificado de Calibração;
- 16 Colocar na blindagem da fonte a etiqueta de calibração;
- 17 Conferir e assinar o Certificado de Calibração.

### A.3 Procedimento para Calibração de Amostras TL para Dosimetria de Fontes de Radiação Beta de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

#### A.3.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de calibração das amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  para a dosimetria de fontes emissoras de radiação beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  utilizadas em procedimentos oftálmicos em braquiterapia.

#### A.3.2 Campo de Aplicação

	Quem	Quando	Onde
Aplica-se à calibração de amostras de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ finas	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Anualmente	No laboratório de calibração beta do LCI

#### A.3.3 Procedimento

##### A.3.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica;
- Amostras de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  finas (IPEN), identificadas individualmente;
- Aplicador plano de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ , calibrado previamente em relação a uma câmara de extrapolação, em termos de taxa de dose absorvida na água;
- Luvas cirúrgicas;
- Pinças anatômicas com ponta;
- Suportes em acrílico para amostras (porta-amostra);
- Traçador de altura e haste em acrílico, para fixação e deslocamento da fonte a ser calibrada;

- Sistema leitor TL Harshaw Nuclear Systems, modelo 2000A/B;
- Cilindro de N<sub>2</sub> gasoso;
- Forno para tratamento térmico das amostras;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais : barômetro, termômetro e higrômetro;
- Desumidificadores;
- Cronômetro digital com alarme;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado;

#### **A.3.3.2 Cuidados Especiais**

Devem ser tomados cuidados especiais no manuseio do aplicador padrão para diminuir a dose absorvida na pele, especialmente nas mãos do operador: diminuir o tempo de manuseio da fonte, manter distância durante as irradiações e providenciar blindagem adequada. Recomenda-se a utilização de dosímetros de extremidade enquanto a fonte estiver sendo manuseada. A fonte deve ser armazenada em blindagem adequada, quando fora de uso.

### A.3.3.3 Descrição das Atividades

Etapas	Descrição
1	Tratar todas as amostras termicamente a 300°C durante 3 h, utilizando o forno disponível no Laboratório de TL do LCI;
2	Retirar as amostras do forno e resfriá-las rapidamente, em temperatura ambiente, sobre superfície metálica;
3	Posicionar o aplicador padrão: fixá-lo utilizando a haste de acrílico, presa ao traçador de alturas, mantendo sua superfície a 1 mm de distância em relação à superfície do porta-amostra;
4	Anotar as condições de temperatura, umidade e pressão ambientes na planilha de teste, antes e depois das irradiações;
5	Irradiar cada uma das amostras individualmente durante 300 s;
6	Fazer a leitura da “lâmpada padrão”: manter o fluxo de gás fechado, abrir toda a gaveta do equipamento e fazer 10 leituras por 30 s cada vez;
7	Proceder a leitura das amostras utilizando o leitor TL: ajustar a taxa de aquecimento em 10°C/s e o fluxo de N <sub>2</sub> em 5 L/min: fazer as medidas integrando o sinal entre 50 e 300°C;
8	Repetir o item 6. após concluída a leitura das amostras irradiadas;
9	Repetir os itens 1 e 2:
10	Repetir os itens 4, 5, 6, 7 e 8 cinco vezes consecutivas:
11	Preencher a planilha eletrônica com os dados relativos às medidas, obtendo as médias das leituras de cada uma das amostras, corrigidas para o valor de referência da “lâmpada padrão”;
12	Normalizar a leitura das amostras em relação à leitura da primeira, determinando o “fator de calibração” para cada uma das amostras;
13	Selecionar entre as amostras testadas, o grupo de 10 pastilhas com menor variação entre as leituras obtidas no item 11;

- 14 Calcular os intervalos de tempo de irradiação das amostras, de modo que os valores de dose absorvida na água variem entre 1 e 15 Gy;
- 15 Repetir os itens 1, 2, 3 e 4;
- 16 Irradiar as 10 amostras selecionadas durante o menor intervalo de tempo, determinado no item 14;
- 17 Repetir os itens 6, 7, 8 e 9;
- 18 Repetir os itens 15, 16 e 17 para os demais intervalos de tempo determinados no item 14;
- 19 Preencher a planilha eletrônica com os dados relativos às medidas, obtendo as médias das leituras de cada uma das amostras, corrigidas para o valor de referência da “lâmpada padrão”;
- 20 Fazer os gráficos das leituras médias das amostras em função da dose absorvida na água;
- 21 Imprimir a planilha eletrônica e os gráficos;
- 22 Registrar no “Caderno de Calibração de Amostras TL para Dosimetria de Fontes de Radiação Beta de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ”, que deve ser mantido no laboratório para a calibração dos aplicadores enviados ao LCI.