

*Este exemplar encontra-se arquivado
junto da 1ª. dependência do curso
em arquivo e arquivo físico.*

Arquivado 1984-85

Arquivado 07-11-84

Arquivado

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA POSTAL PARA O CONTROLE DE
QUALIDADE DE DOSIMETRIAS REALIZADAS EM FEIXES DE FÓTONS
PRODUZIDOS EM ACELERADORES LINEARES DE USO CLÍNICO

RENATO DI PRINZIO

CARLOS EDUARDO DE ALMEIDA, Ph. D.,
ORIENTADOR

MONOGRAFIA APRESENTADA AO INSTITUTO
DE FÍSICA "GLEB WATAGHIN" DA UNIVER
SIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, VISAN-
DO À OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
FÍSICA,

JULHO, 1984

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

a um grande motivo

AGRADECIMENTOS

Desejo agradecer a todos que, de alguma forma, auxiliaram-me na realização deste trabalho, em particular:

Ao Dr. Carlos Eduardo de Almeida pela sugestão do trabalho, pela orientação e pelas facilidades fornecidas, junto ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria, para a consecução desta tarefa.

Ao Pedro Paulo Pereira Jr. pelas sugestões, pelas medidas experimentais realizadas, pelas discussões e pela amizade.

À Anna Maria Campos de Araújo pelo grande apoio e amizade.

Ao Helvécio Correa Mota pelas sugestões na confecção do Fantom.

Ao Fernando Cosme Canela pelo empenho na construção do Fantom e da caixa que formam o sistema.

Ao Ricardo Diz e Ricardo Roberto Azevedo Brito pelo auxílio na calibração dos dosímetros termoluminescentes.

Ao Luiz Antonio Ribeiro da Rosa pelas discussões sobre termoluminescência.

Ao Eugênio Roberto Cecatti pela amizade, pela leitura da monografia e pelas sugestões oferecidas.

Ao Prof. Luiz Tauhata pela amizade, pela leitura da monografia e pelas discussões.

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria, através de todos os colegas, pelo ambiente amigável.

Ao CNPq e à CNEN pelo auxílio prestado.

Ao Instituto de Física Gleb Wataghin da UNICAMP pelos cursos e pela facilidade oferecida para a realização deste trabalho.

A Margareth Maria de Araújo pelo incentivo e pela grande amizade,

A Filomena Di Prinzio pelo grande apoio, pela paciência durante o desenvolvimento do trabalho, pelo carinho em todos os momentos e pela datilografia do trabalho.

A Luiz A. M. Scaff do Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz; ao Homero Lavieri Martins, do Hospital Amaral Carvalho; à Cintia Maria de Campos Gonçalves, do Hospital e Maternidade Santana; à Déborah Maria Brandão Russo, do Hospital São Joaquim; ao Paulo Mota Craveiro, do Hospital Sirão Libanês; ao Pedro Paulo Pereira Jr., da Clínica de Radioterapia Dr. Osolando Machado e do Instituto Nacional do Câncer, pela realização dos testes realizados com o sistema postal nos aceleradores de suas clínicas.

RESUMO

Muitos são os parâmetros envolvidos no perfeito funcionamento de um acelerador linear de elétrons de uso clínico. Esses parâmetros devem sofrer uma periódica verificação a fim de que sejam evitados desvios que possam acarretar erros indesejáveis aos tratamentos efetuados com esses aparelhos.

Essa verificação é usualmente feita por físicos hospitalares com equipamentos especiais para esse fim. Com o intuito de se fornecer auxílio e ao mesmo tempo aprimorar os serviços realizados pelo físico hospitalar, os órgãos responsáveis pelo controle e utilização das radiações ionizantes têm realizado amplos estudos.

Um desses estudos levou à implantação do sistema postal para a verificação da dosimetria realizada nos irradiadores clínicos e nos parâmetros de tais aparelhos que são responsáveis pela obtenção dos resultados esperados nos tratamentos de radioterapia.

No entanto os sistemas desenvolvidos para serem utilizados no controle de qualidade postal de dosimetria de aceleradores lineares apenas verificam a dose absorvida em profundidade.

Neste trabalho propõe-se um sistema postal que, embora seja mais dispendioso do que os existentes, permite a verificação, além da dose absorvida em duas profundidades diferentes, da homogeneidade do campo de radiação e sua coincidência com o campo luminoso do aparelho, da distância entre o foco e a superfície de tratamento e da energia nominal do feixe de radiação. Esses parâmetros são importantes para o funcionamento de tais aparelhos e também servem como guias para a determinação dos desvios que podem, eventualmente, ocorrer na determinação da dose absorvida.

O sistema desenvolvido neste trabalho utiliza a água como material equivalente ao tecido muscular, dosímetros termoluminescentes para a medida de dose absorvida e filme radiográfico para a determinação da coincidência de campos e distância de tratamento. A energia nominal do acelerador é determinada através do filme e dos dosímetros termoluminescentes.

O sistema desenvolvido foi testado em aceleradores de 4 a 18 MV de clínicas de radioterapia dos estados de São Paulo e Rio de Janeiro, tendo apresentado ótimos resultados.

ABSTRACT

There are a great number of parameters involved in the performance of a clinical linear accelerator. These parameters must be verified periodically to eliminate errors in the treatment performed.

Such verifications are usually made by clinical physicists with special equipments. With the intent of helping and optimizing the physicists' work, the organizations responsible for the control and utilization of ionizing radiations have conducted a number of studies.

A result of these studies led to the implementation of a postal system for the verification of the dosimetry of clinical irradiators and of their parameters which are relevant to the success of radiotherapy.

The system developed to be used in the quality assurance of linear accelerators only verifies the absorbed depth dose given by these machines. In this work a different system is proposed which is able to verify the absorbed depth dose given at two different depths, the irradiation field homogeneity and its coincidence with the light field of the machine, the source to surface distance used and the beam nominal energy.

These radiation field parameters are very important in the tumour treatment and they may help in the determination of the error sources of the absorbed depth dose.

The system developed uses a water phantom, LIF thermoluminescent dosimeters and a radiographic film to evaluate such parameters. The postal system developed in this work has been tested in linear accelerators of 4 to 18 MV with good results.

ÍNDICE

RESUMO.....	v
ABSTRACT.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE TABELAS.....	xviii
I - INTRODUÇÃO	
1.1 - Desenvolvimento e Características do uso de Megavoltagem em Radioterapia.....	1
1.2 - Necessidade do Controle de Qualidade em Radioterapia ..	6
II - MÉTODOS DE CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA	
II.1 - Objetivos.....	9
II.2 - Sistemáticas adotadas para o Controle de Qualidade em Radioterapia.....	9
III - ACELERADORES LINEARES	
III.1 - Introdução	14
III.2 - Funcionamento Básico	15
III.3 - Aparelhos Existentes no Brasil.....	40
IV - PROPOSTA DE UM SISTEMA POSTAL PARA CONTROLE DE QUALIDADE	
IV.1 - Objetivo	45
IV.2 - Parâmetros Verificados pelo Sistema Postal.....	45
IV.2.1 - Coincidência do Campo Luminoso com o Campo de Radiação	45
IV.2.2 - Homogeneidade do Campo de Radiação	46
IV.2.3 - Dose Absorvida em Profundidade	46
IV.2.4 - Distância Foco-Superfície	47
IV.2.5 - Energia Nominal do Feixe	47
IV.3 - Operação com o Sistema Proposto	
IV.3.1 - Coincidência do Campo Luminoso com o Campo de	

Radiação	50
IV.3.2 - Homogeneidade do Campo de Radiação.....	51
IV.3.3 - Dose Absorvida em Profundidade	51
IV.3.4 - Distância Foco-Superfície.....	52
IV.3.5 - Energia Nominal do Feixe.....	52
V - DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA PROPOSTO	57
V.1 - Determinação das Dimensões do Sistema.....	58
V.1.1 - <i>Fantom</i>	58
V.1.2 - Acondicionamento do <i>Fantom</i>	60
V.2 - Calibração do Sistema	
V.2.1 - Dosímetros Termoluminescentes.....	66
V.2.1.1 - Tratamento Térmico	66
V.2.1.2 - Variação do Sinal Residual devido ao Nível de Exposição.....	67
V.2.1.3 - Desvanecimento do Sinal Armazenado.....	69
V.2.1.4 - Reprodutibilidade.....	69
V.2.1.5 - Homogeneidade do Lote.....	71
V.2.1.6 - Dependência Energética.....	71
V.2.1.7 - Linearidade da Resposta com a Exposição..	73
V.2.2 - Filme Radiográfico.....	76
V.3 - Incertezas envolvidas com o Sistema Proposto.....	80
VI - TESTES REALIZADOS COM O SISTEMA EM DIFERENTES APARELHOS -	
DISCUSSÃO.....	82
VII - CONCLUSÃO.....	88
APÊNDICES	
A - Dosimetria Termoluminescente.....	90
B - Questionário sobre as Dosimetrias Realizadas nos Aparelhos..	97

C- Instruções para a Irradiação do Sistema Postal.....	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101

LISTA DE FIGURAS

Nº	Pág.
1 - Curvas de Percentual de Dose com a profundidade para diferentes feixes de radiação em um <i>fantom</i> de água com campo na superfície de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	3
2 - Curvas de dose em profundidade para quatro energias diferentes normalizadas para uma dose de 1 Gy a 12,5 cm de profundidade em um <i>fantom</i> de água com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície, ir radiado com um único feixe,	5
3 - Curvas de dose em profundidade para quatro energias diferentes normalizadas para uma dose de 1 Gy a 12,5 cm de profundidade em um <i>fantom</i> de água com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície, ir radiado com dois campos opostos,	5
4 - Percentual de controle e de dano como função da dose. Na curva (a) tem-se as condições favoráveis para a Radioterapia onde uma alta probabilidade de controle é obtida com uma pequena probabilidade de complicações. Na curva (b) tem-se péssimas condições, onde uma probabilidade de controle de 76% implica em 26% de dano.	7
5 - Curvas de resposta da probabilidade de controle do tumor para dois tipos de tumores. No caso (a) tem-se um carcinoma de células escamosas da supraglote onde um aumento de apenas 10% na dose fornecida aumenta a probabilidade de controle de 20% para 75%. Na curva (b) tem-se a doença de Hodgkin onde a probabilidade de controle varia bem menos com a variação na dose fornecida,	7
6 - Sistema postal para intercomparação de dose absorvida em profundidade desenvolvido pela IAEA para bombas de ^{60}Co e aceleradores	

lineares. A haste deve ser posicionada em uma cuba de água até a parte superior da mesma. Coloca-se dosímetros termoluminescentes na profundidade indicada na figura. Note-se que este sistema só permite a avaliação da dose absorvida.

12

7 - Esquema da geração e aceleração dos elétrons no acelerador linear. Os elétrons são agrupados e acelerados em um conjunto de cavidades ressonantes. O agrupamento faz com que o feixe seja pulsado.

16

8 - Velocidade do elétron como função da energia dentro do acelerador. A velocidade é uma função da energia na região do injetor passando a se tornar uma constante dentro da estrutura aceleradora. Indica-se também o comportamento da massa do elétron devido às altas velocidades.

17

9 - Esquema do campo de força como função da distância e do tempo numa estrutura do tipo onda estacionária.

19

10 - Ilustração do campo elétrico de uma estrutura do tipo onda progressiva em três instantes consecutivos separados por um quarto de ciclo no tempo. O campo elétrico move-se para a direita e seus máximos são indicados pelas setas.

22

11 - Ilustração do campo elétrico de uma estrutura do tipo onda estacionária em três instantes consecutivos. Nota-se as duas ondas de campo movendo-se em sentidos opostos gerando a onda estacionária. O campo mostrado para o instante T_1 ocorrerá novamente no instante T_3 após meio ciclo no tempo. As setas indicam os máximos dos campos elétricos das duas ondas.

24

12 - Evolução de uma estrutura do tipo onda estacionária a partir de

uma estrutura do tipo onda progressiva. O acoplamento é feito lateralmente na estrutura, o que permite o encurtamento da estrutura. O campo elétrico mostrado é tomado para o mesmo instante de tempo no ciclo da micro-onda.

26

13 - Diagrama de um acelerador linear que pode produzir feixes de fótons e de elétrons para tratamento. Nota-se no diagrama as várias seções do aparelho,

28

14 - Esquema do sistema de transporte e focalização para feixes de elétrons produzidos em aceleradores lineares de médio (figura a) porte, onde a aceleração é produzida dentro do GANTRY, e de grande porte (figura b) onde a aceleração é produzida fora do GANTRY do aparelho,

29

15 - Efeito do tipo de magnetron de deflexão na focalização do feixe de elétrons sobre o alvo. Nota-se que na deflexão de 270° a focalização é mais acentuada.

30

16 - Esquema do cabeçote de um acelerador linear que pode produzir feixes de fótons e de elétrons para tratamento.

32

17 - Corrente na câmara de ionização *versus* profundidade em água para um feixe de raios-X não homogeneizado produzido por diferentes espessuras de alvo de chumbo (a) e alumínio (b), para um campo de 10 cm de diâmetro na superfície da água a 100 cm de distância do alvo. O feixe de elétrons utilizado possuía energia de 25 MeV. Nota-se o efeito da contaminação de elétrons no feixe de fótons para pequenas espessuras do alvo.

34

18 - Curvas de distribuição de dose com a profundidade em água para um feixe de fótons de 20 MV (a) sem filtro homogeneizador, (b) com filtro homogeneizador corretamente posicionado e (c) com

filtro homogeneizador incorretamente posicionado sob o feixe. Nota-se neste último caso que o feixe apresenta uma distribuição disforme de dose com a profundidade, o que pode prejudicar o tratamento.

36

19 - Curvas de distribuição de dose com a profundidade em água para um feixe de fótons de 25 MV onde a homogeneidade foi definida para a curva de 60% a 18 cm de profundidade. O campo na superfície da água é de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e a DFS de 100 cm.

37

20 - Percentual de dose com a profundidade para várias profundidades na água como função da energia do feixe de elétrons incidentes para várias associações de alvo e filtro homogeneizador. O campo na superfície da água foi de 10 cm de diâmetro e a DFS utilizada foi de 100 cm.

38

21 - Razão de ionização e potencial nominal de aceleração contra o poder de freamento dos elétrons no meio em relação ao ar para diferentes meios a 10 e 20 cm de profundidade com DFS fixa.

49

22 - Diagrama ilustrando a relação de triângulos utilizada para a determinação da DFS obtida pelo sistema postal, através da relação $DFS = (H, M) / (L - M)$. Este diagrama mostra também, o modo como será irradiado o sistema para a avaliação da coincidência de campos (luminoso/radiação).

53

23 - Nomograma para a determinação da energia nominal do feixe de radiação de aceleradores lineares clínicos, através da razão entre as doses fornecidas nas profundidades de 5 e 10 cm em água e da distância entre o alvo e a superfície do meio.

55

24a- Vista superior da cuba de lucite desenvolvida para o sistema proposto. Na parte inferior da figura está esquematizado o sis

tema ortogonal para acondicionamento dos TLDs a 10 cm de profundidade no *fantom*. Os cortes marcados na figura são apresentados nas figuras 24b e 24c.

61

24b e 24c - Cortes da cuba de lucite mostrando o posicionamento dos TLDs a 5 e 10 cm de profundidade.

62

25a- Esquema da caixa que condiciona o *fantom* durante o transporte. Na parte superior da figura temos a tampa da caixa com os TLDs para a avaliação do sinal a que o sistema será submetido durante o transporte. Na parte inferior é ilustrada a vista superior da caixa com a placa inferior.

63

25b- Corte da caixa e de sua tampa. Nota-se nesta figura o posicionamento da placa inferior de lucite com seu marcador dental de chumbo e o filme radiográfico sob ela. Na tampa da caixa são acondicionados os TLDs para avaliação do sinal de fundo durante o transporte do sistema.

64

26 - Esquema das placas de lucite com marcadores de chumbo para a avaliação dos parâmetros citados no texto. A placa inferior é fixada sobre o filme no fundo da caixa, enquanto que a placa superior é enviada sobre o *fantom*.

65

27 - Variação do nível de sinal residual após o tratamento pré-exposição escolhido de 15 minutos a 400°C. Nota-se que a flutuação não implica em alteração do sinal devido a esse tratamento. O erro em cada medida é de $\pm 5\%$.

68

28 - Variação do nível de sinal residual devido ao nível de exposição dos dosímetros. No eixo das abscissas tomou-se o sinal residual das exposições acumuladas, sendo que cada exposição foi

de 100R. Nota-se um acréscimo na sensibilidade devido ao efeito de supralinearidade dos TLDs,

68

29 - Desvanecimento do sinal acumulado no TLD devido ao intervalo entre exposição e avaliação, Temperatura de armazenamento dos TLDs da ordem de 27°C ; exposição inicial de 100 R; desvio em cada avaliação da ordem de $\pm 2\%$. Foi utilizado o tratamento térmico discutido no texto,

70

30 - Reprodutibilidade de uma amostra de 30 dosímetros do lote escolhido. Foram efetuadas 10 irradiações em cada TLD em fonte de ^{60}Co . As avaliações dos dosímetros foi feita em leitora do tipo TELEDYNE 7300C. Nota-se que 63% dos dosímetros apresentam reprodutibilidade dentro de $\pm 1,5\%$ do valor médio dos 30 dosímetros,

70

31 - Distribuição de frequência contra a sensibilidade para os dosímetros termoluminescentes estudados neste trabalho,

72

32 - Dependência energética dos TLDs utilizados no sistema postal para diferentes energias. A regressão linear foi feita através do método de mínimos quadrados. Cada ponto foi normalizado para o valor obtido para o ^{60}Co ,

74

33 - Variação da sensibilidade dos dosímetros com o nível de exposição a que serão submetidos para quatro diferentes energias. A regressão foi feita para a radiação do ^{60}Co . Os pontos referentes às outras energias são relativos à reta ajustada,

75

34 - Densidade óptica contra dose absorvida do filme INDÚSTRIEX-M da Kodak, utilizado neste trabalho, para três diferentes energias. O tempo de revelação utilizado foi de dois minutos à tem

peratura de 18°C.

77

35 - Imagem de um filme corretamente exposto. As marcas A e B servem para indicar o posicionamento e o alinhamento do feixe. As outras marcas, colocadas na placa superior indicam os outros itens verificados pelo filme. O campo é delimitado pelas marcas externas sendo que uma pequena penumbra é normalmente observada.

78

36 - Homogeneidade do aparelho Philips SL-75-10 nos dois eixos do feixe avaliados pelo sistema postal, a 10 cm de profundidade na água. Nota-se que a avaliação feita com os dosímetros permite verificar o comportamento do feixe do aparelho, segundo os parâmetros considerados importantes para a verificação da dosimetria do aparelho.

83

37 - Homogeneidade do aparelho Therac-10 nos dois eixos do feixe a avaliados pelo sistema postal, a 10 cm de profundidade na água. Nota-se que a avaliação feita com os dosímetros permite verificar o comportamento do aparelho, segundo os parâmetros considerados importantes para a verificação da dosimetria do aparelho

84

38 - Homogeneidade do campo de radiação a 10 cm de profundidade na água, para um aparelho no qual o filtro homogeneizador encontra-se deslocado na direção do alvo.

86

39 - Níveis de energia de um cristal real. A banda de excitação introduz níveis de energia metastáveis o que permite a criação de armadilhas para os elétrons liberados da banda de valência para a banda de condução.

91

40 - Curva de emissão contra temperatura do LiF;Mg,Ti sem tratamento

Nº

Pág.

têrmico (A) e com tratamento têrmico (B),

94

41 - Ciclo de aquecimento e curva de emissão para o LiF;Mg,Ti em função do tempo de avaliação. (A integração da curva TL é mostrada na área hachurada),

94

42 - Efeito da variação de dopantes na resposta termoluminescente do LiF.

96

LISTA DE TABELAS

Nº	Pág.
I - Características dos aceleradores existentes no Brasil	21
II - Distribuição dos aparelhos segundo as regiões do país	41
III - Distribuição dos aceleradores lineares segundo localização e porte.	42
IV - Distribuição dos serviços de Radioterapia que possuem aceleradores lineares, segundo o tipo de estabelecimento,	44
V - Distribuição dos aceleradores lineares segundo o fabricante e a tecnologia empregada.	44
VI - Intensidade do feixe de radiação a 10 cm de profundidade para diferentes energias, a diferentes distâncias da borda do campo, normalizada para o centro do campo.	59
VII - Influência do tamanho da superfície do <i>fantom</i> na resposta dos TLDs, para as duas profundidades a serem utilizadas no sistema postal, normalizada para a dose fornecida a 5 cm de profundidade, em duas energias diferentes para um campo na superfície de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.	59
VIII - Concentração dos íons ^6Li e ^7Li nos TLDs da HARSHAW	96

I - INTRODUÇÃO

I.1 - Desenvolvimento e Características do uso de Megavoltagem em Radioterapia

Após o descobrimento dos raios-X por Röntgen em 1895 e dos raios-γ por Becquerel em 1896, desenvolveram-se muitos estudos com o intuito de se utilizar radiação ionizante em aplicações clínicas.

Desenvolveu-se então, o primeiro aparelho de radioterapia utilizando o elemento rádio como produtor de radiação ionizante. Posteriormente, tais aparelhos foram substituídos pela "bomba" de ^{60}Co devido às características deste elemento (atividade específica e energia, principalmente).

Paralelamente à "bomba" de ^{60}Co , seguiu-se o desenvolvimento de aparelhos capazes de produzir feixes de radiação ionizante com maiores energias do que a do ^{60}Co (1,25 MeV). A viabilidade de obtenção desses feixes tornou-se possível após o desenvolvimento do ciclotron (1932), do acelerador de van der Graff (1933) e do betatron (1940).

Em 1953, pela primeira vez, um acelerador linear de elétrons (HANSON, 1978) foi utilizado em radioterapia e desde então, muitos aperfeiçoamentos foram introduzidos quanto ao funcionamento e controle das radiações produzidas por esses aparelhos.

Através do estudo dos efeitos da radiação sobre a matéria, chegou-se a importantes conclusões sobre a necessidade e os cuidados envolvidos no seu uso.

Determinou-se, assim, que o objetivo principal da Radioterapia é a obtenção do maior controle possível de um tumor, através da utilização de radiações ionizantes, ao mesmo tempo que se minimiza a incidência dessas radiações em tecidos vizinhos àquele afetado, de modo a serem e

vitados danos a esses tecidos (JOHNS, 1974; LANZL, 1978).

Até há pouco tempo, existiam no Brasil poucos aparelhos de terapia de megavoltagem, sendo a maior parte dos tratamentos realizados com "bombas" de ^{60}Co e de ^{137}Cs . Em 1971 foi instalado o primeiro acelerador de elétrons no Brasil*, para a produção de feixes de fótons de 4 MV. A partir de então muitos aparelhos foram instalados, dos quais alguns permitem a obtenção de feixes de elétrons acelerados para determinados tipos de tratamentos.

A necessidade do acelerador linear advém da impossibilidade de se construir ampolas convencionais de raios-X para a produção de fótons com energias superiores a algumas centenas de quilovolts.

Com fótons de alta energia pode-se atingir regiões muito a baixo da superfície da pele. Por exemplo, um feixe de fótons de 4 MV expõe a pele a uma dose 30% menor do que a dose a 1 cm de profundidade no tecido, região em que ocorre o equilíbrio eletrônico entre os elétrons liberados através da interação entre o feixe de fótons e o material do meio. Para fótons produzidos pelo ^{60}Co , a dose máxima (equilíbrio eletrônico) ocorre a 0,5 cm de profundidade. Para mais baixas energias, o máximo se desloca para menores profundidades, enquanto que para maiores energias esse máximo pode ocorrer a até 4 cm (fótons de 25 MV).

Abaixo da região de máxima dose, o feixe de radiação vai se atenuando e a taxa de decréscimo de intensidade de radiação com a profundidade tem um papel importante na escolha da radiação a ser utilizada. Isto porque, dependendo desta taxa, o método de tratamento a ser empregado pode tornar-se muito complexo.

Na figura 1, nota-se que feixes de diferentes radiações e energias apresentam diferentes características quanto à absorção de radiação pelo meio. Assim, quando se deseja uma alta distribuição de dose próxima à superfície pode-se optar pela escolha de raios-X de baixa energia (me

*Um Clinac IV da Varian no Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz - SP

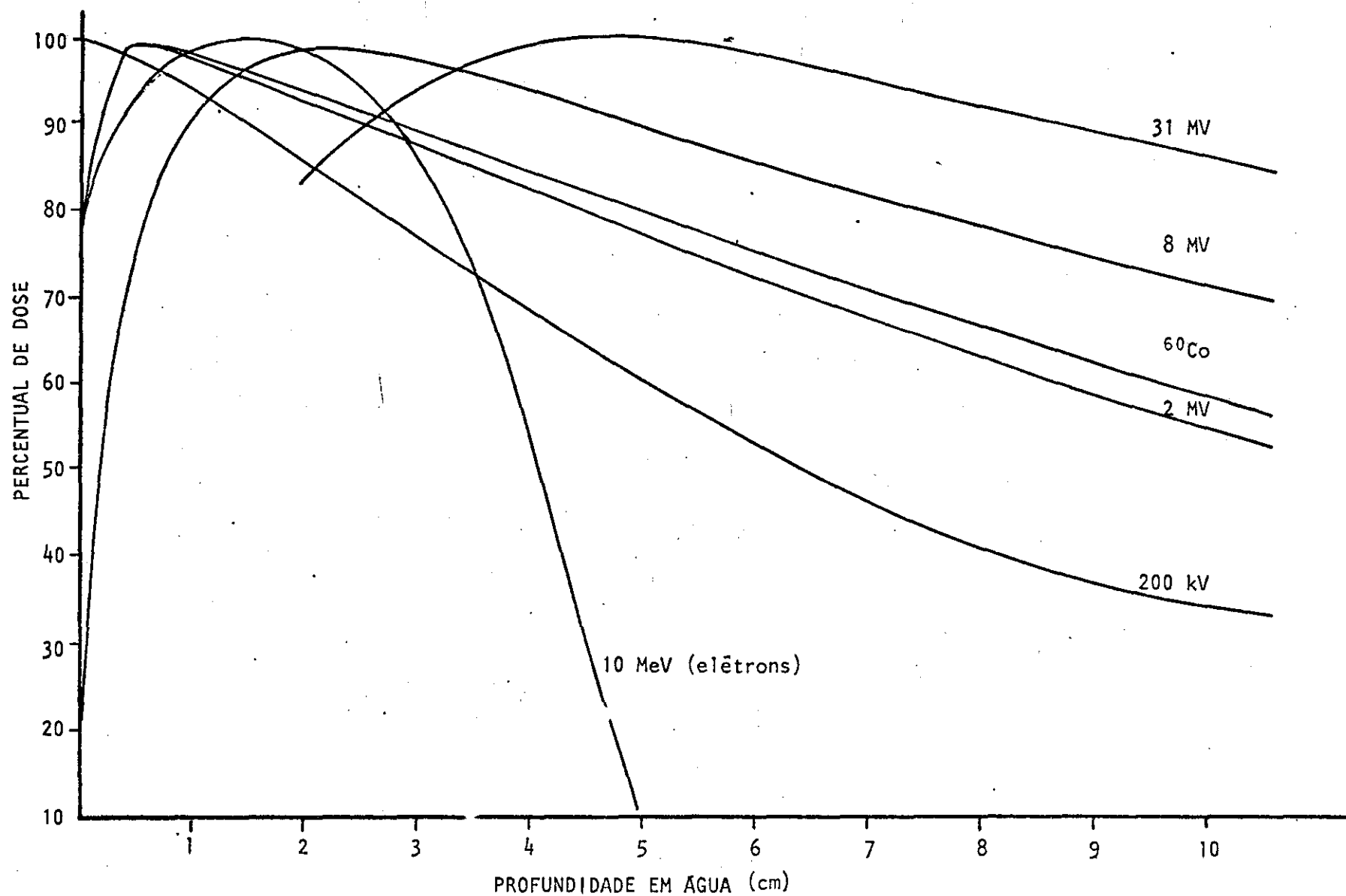


Figura 1 - Curvas de Percentual de Dose com a Profundidade para diferentes feixes de radiação em um *fantom* de água com campo na superfície de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

nor do que 200 kV) ou feixes de elétrons de alta energia. A escolha será definida pelos órgãos situados abaixo da região de máxima dose. Como os elétrons apresentam maior transferência de energia para o meio material do que os raios-X, eles serão atenuados mais rapidamente com a profundidade, o que poderá determinar a sua escolha em determinados casos.

No caso em que seja necessário o uso de um feixe de radiação que forneça uma distribuição de altas doses a grandes profundidades, mantendo-se pequenas doses em menores profundidades, é aconselhável a utilização de um feixe de fótons de raios-X de alta energia. Por exemplo, um feixe de elétrons de 10 MeV produz uma distribuição de dose de 60% de seu valor máximo a 4 cm de profundidade e de 10% a 5 cm de profundidade. Assim tal feixe é melhor indicado para tratamentos de tumores que se encontram a menos de 4 cm de profundidade. Para maiores profundidades é mais aconselhável a utilização de feixes de fótons.

A escolha da energia do feixe de fótons também deve ser feita com cuidado a fim de se obter a melhor eficiência possível no tratamento. Na figura 2 tem-se a distribuição de dose em profundidade para quatro energias diferentes normalizadas para a dose de 100% na profundidade de 12,5 cm, profundidade média de um paciente de 25 cm de espessura. Nota-se através dessa figura que o ^{60}Co fornece mais radiação em regiões mais anteriores ao tumor e menos radiação após o tumor, enquanto que maiores energias fornecem relativamente, menos radiação antes do tumor e mais após ele. Pode-se contornar essas distribuições, associando-se métodos de tratamento que utilizem diferentes posicionamentos do paciente frente ao feixe, como no caso mostrado na figura 3. Nota-se aqui que quanto maior a energia, menor a radiação depositada em regiões fora do tumor (PODGORSK, 1975).

Para a obtenção da melhor distribuição de dose, para uma determinada energia do feixe de radiação, faz-se necessário um perfeito funcionamento do aparelho, a fim de que seja obtido o melhor resultado no tra

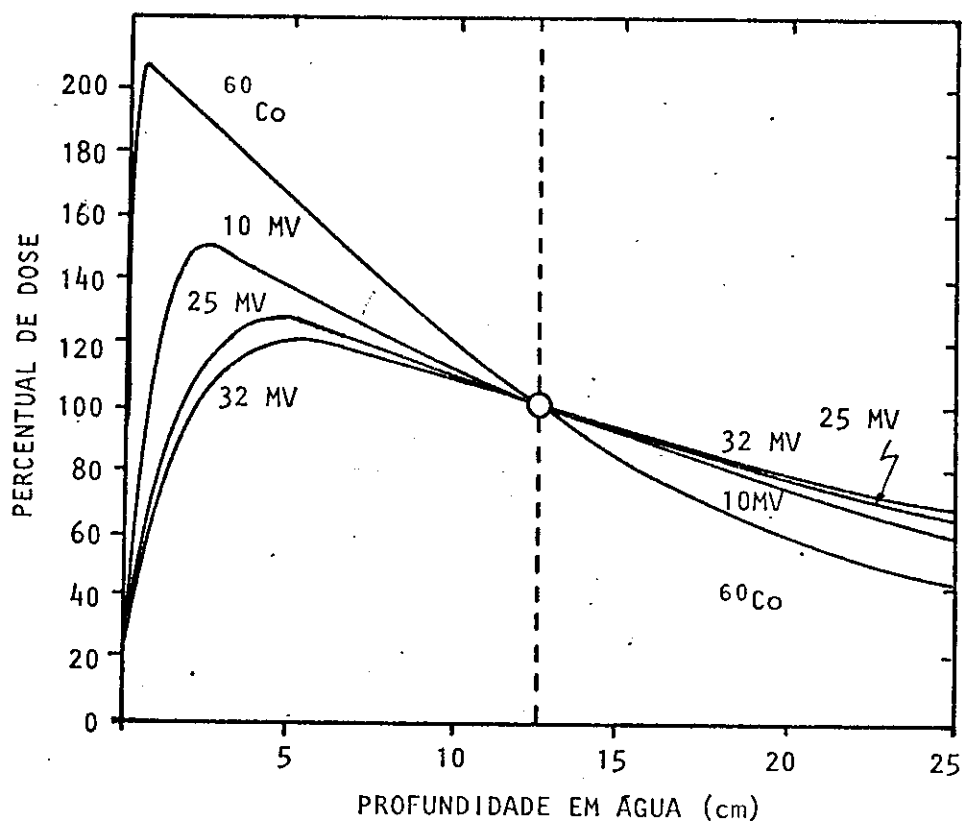


Figura 2 - Curvas de dose em profundidade para quatro energias diferentes normalizadas para uma dose de 1 Gy a 12,5 cm de profundidade em um *fantom* de água com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície, irradiado com um único feixe (PODGORSK 1975)

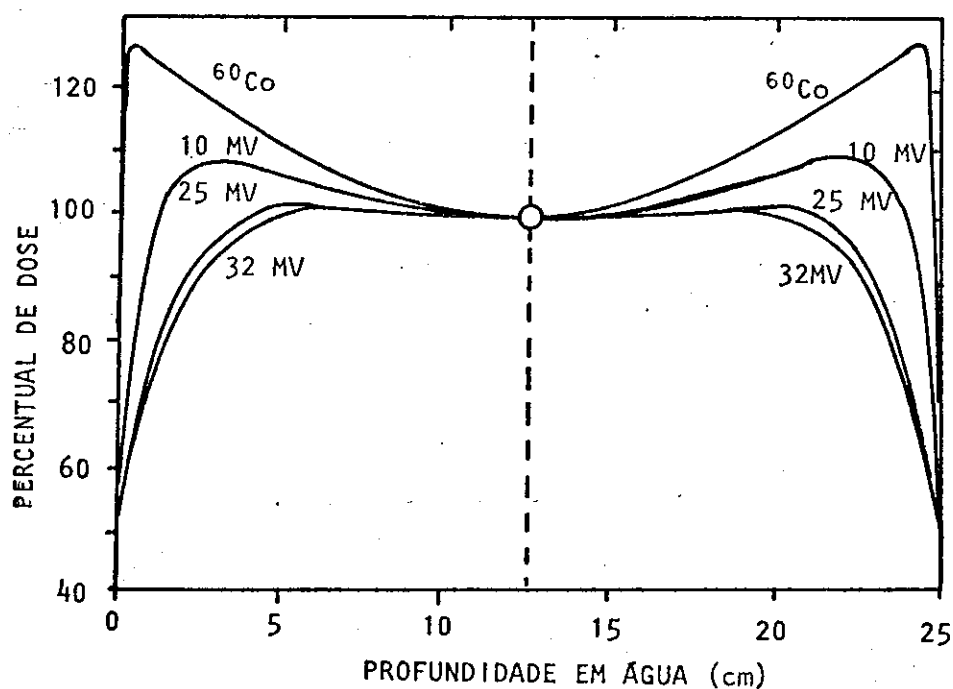


Figura 3 - Curvas de dose em profundidade para quatro energias diferentes normalizadas para uma dose de 1 Gy a 12,5 cm de profundidade em um *fantom* de água com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície, irradiado com dois campos opostos (PODGORSK 1975)

tamento realizado.

O funcionamento do aparelho é monitorado através de medidas da dose absorvida fornecida pelo mesmo, além de outros parâmetros importantes para o tratamento, como por exemplo o tamanho do campo de radiação e a distância de tratamento empregada. Tais medidas são conhecidas como "dosimetria" do aparelho, pois a dose absorvida é o parâmetro mais importante à determinação do tratamento.

Dessa maneira as dosimetrias realizadas devem ser rigorosamente acompanhadas de um controle sobre sua qualidade.

1.2 - Necessidade do Controle de Qualidade em Radioterapia.

A resposta biológica dos tecidos que compõem o corpo humano à radiação ionizante é responsável pela determinação dos métodos bem como da energia empregados em determinados tratamentos. Essa resposta está intimamente ligada à dose absorvida pelos tecidos.

Na figura 4 é esquematizado o percentual de controle de um tumor (LANZL, 1978) e do dano causado a tecidos sãos como função da dose absorvida por esses tecidos. A curva (a) indica que se pode esperar uma grande probabilidade de controle do tumor com uma dose tal que a possibilidade de dano na pele seja mínima. A curva (b) apresenta uma condição desfavorável, onde uma probabilidade de controle do tumor de 76% implica numa complicação de 26%.

A figura 5 mostra a probabilidade de controle para dois tipos de tumores — carcinoma de células escamosas da supraglote e "doença de Hodgkin". No primeiro caso observa-se que um aumento de 10% na dose fornecida aumenta a probabilidade de controle do tumor de 20% para 75%. Assim a dose deve ser selecionada com muito cuidado e o tratamento deve ser efetuado com grande precisão e exatidão. Por esses exemplos nota-se que o ra-

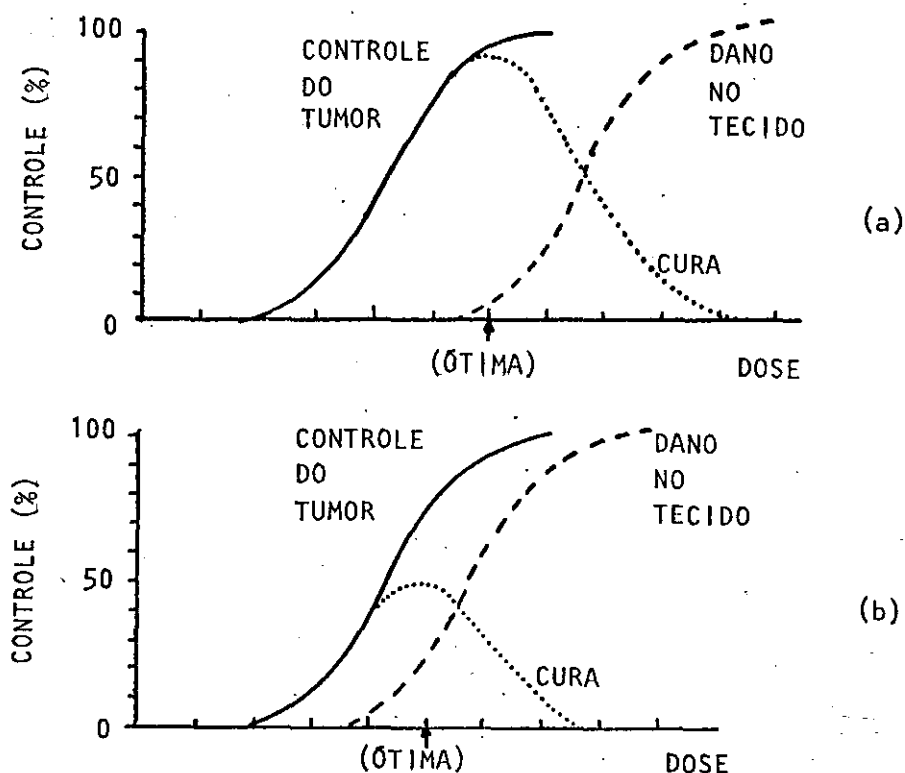


Figura 4 - Percentual de controle do tumor e de dano como função da dose. Na curva (a) tem-se as condições favoráveis para a Radioterapia onde uma alta probabilidade de controle é obtida com uma pequena probabilidade de complicações. Na curva (b) tem-se péssimas condições, onde uma probabilidade de controle de 76% implica em 26% de dano.

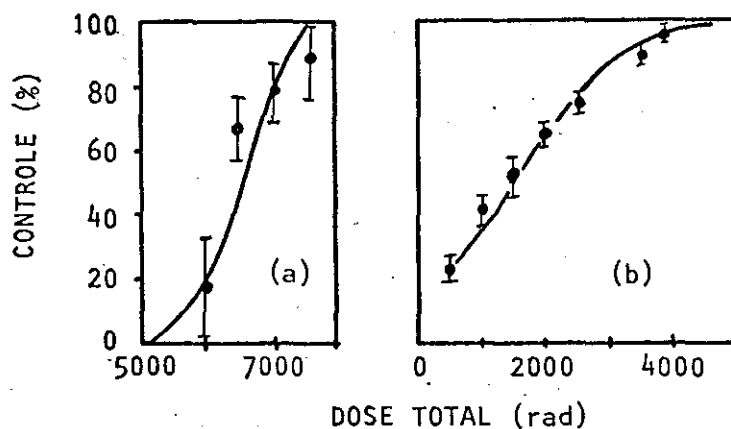


Figura 5 - Curvas de resposta da probabilidade de controle do tumor para dois tipos de tumores. No caso (a) tem-se um carcinoma de células escamosas da supraglote onde um aumento de apenas 10% na dose fornecida aumenta a probabilidade de controle de 20% para 75%. Na curva (b) tem-se a doença de Hodgkin onde a probabilidade de controle varia bem menos com a variação na dose fornecida. (LANZL, 1978).

dioterapeuta deve escolher uma dose de tratamento tal que a razão risco/benefício seja mínima.

O U. S. Committee for Radiation Therapy Studies, juntamente com o Radiological Physics Center da American Association of Physicists in Medicine (GOLDEN, 1972) adotou como critério para dosimetria aceitável, a medida da dose absorvida com uma precisão de $\pm 3\%$ e de $\pm 5\%$ para o cumprimento da irradiação com a dose prescrita. Esses valores foram determinados através dos estudos de câncer de próstata, carcinoma de células escamosas da cavidade oral, carcinoma celular renal, glioma maligno do cérebro, leucemia aguda, tumor de Wilm e câncer de mama. Os critérios dosimétricos foram baseados no conhecimento do controle e complicações do tumor e no que é tecnicamente possível de se obter com os aparelhos irradiadores.

Dessa forma, a precisão e a exatidão da dose absorvida fornecida nos tratamentos são cruciais para se cumprir o objetivo principal da radioterapia, citado no item anterior.

Os resultados positivos nos tratamentos são obtidos através do controle de qualidade efetuado nas dosimetrias realizadas nos aparelhos. Esse controle visa a padronização dos métodos empregados, a verificação dos medidores de dose utilizados e a divulgação dos estudos realizados que permitam um aperfeiçoamento do trabalho do radioterapeuta.

II - MÉTODOS DE CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

II.1 - Objetivos

Os órgãos internacionais* responsáveis pelo estabelecimento de padrões dosimétricos e pelo controle de qualidade sobre as dosimetrias realizadas em aparelhos de radioterapia determinaram (IAEA, 1981) os seguintes objetivos para o programa de controle de qualidade:

1. *Criar a conscientização da necessidade de correta dosimetria em radioterapia.*
2. *Comparar e melhorar a exatidão das doses de radiação fornecidas pelos aparelhos clínicos.*
3. *Melhorar a consistência dosimétrica entre as clínicas de radioterapia.*
4. *Identificar algumas das fontes de erros no fornecimento das doses determinadas como também os métodos de correção desses erros.*

Esses objetivos são também adotados pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear que é o órgão responsável, no Brasil, pelo controle de qualidade da utilização de radiações ionizantes.

II.2 - Sistemáticas adotadas para Controle de Qualidade em Radioterapia

Para a realização do controle de qualidade em dosimetria de aparelhos irradiadores clínicos, duas sistemáticas podem ser empregadas:

- a) *in loco*: um especialista de um órgão oficial visita a clínica levando consigo todo o equipamento necessário para a realização do con

*International Atomic Energy Agency (IAEA) - World Health Organization (WHO) - National Bureau of Standards (NBS) - National Committee of Radiation Protection (NCRP).

trole de qualidade;

- b) *postal*: um sistema enviado pelo serviço postal, capaz de verificar os principais itens considerados importantes para o funcionamento do aparelho. Tal sistema é avaliado pelo órgão oficial de inspeção.

A primeira sistemática permite melhor aproveitamento, pois a presença de um especialista possibilita uma maior coleta de dados referentes ao funcionamento da instalação clínica e do aparelho; as dúvidas existentes por parte do profissional local podem ser discutidas com o especialista que realiza a inspeção e a análise dos resultados pode ser feita com maior rapidez, sendo os erros encontrados, discutidos e prontamente corrigidos sempre que possível.

Tal sistemática apresenta, no entanto, o grande inconveniente de requerer grandes recursos econômicos por parte do órgão fiscalizador devido a dispersa distribuição geográfica das clínicas (seção III.3).

Para superar esse inconveniente e ainda assim, manter-se o controle de qualidade necessário sobre os aparelhos, foi desenvolvido a segunda sistemática, na qual um sistema postal contendo os elementos necessários à avaliação do funcionamento do equipamento é remetido à clínica e seus resultados são analisados pelo órgão que realiza a verificação.

Tal sistemática é, porém, lenta no que diz respeito ao tempo de análise dos resultados, visto que o intervalo de tempo necessário para que o sistema postal seja enviado, devolvido e analisado é da ordem de um mês.

Além desse inconveniente, o sistema postal não permite a análise de todos os parâmetros envolvidos no perfeito funcionamento do equipamento. A inclusão no sistema, de métodos de avaliação de todos esses parâmetros o tornaria muito complexo para o fim a que se destina. Assim, como será visto posteriormente, o sistema permite a avaliação dos itens conside

rados de maior importância, sendo que os outros, em sua maioria, poderão ser inferidos a partir das respostas obtidas por um questionário que acompanha o sistema postal.

O método postal de verificação de dosimetria, ou intercomparação de doses, ou ainda, de controle de qualidade em aparelhos irradiadores utilizados em radioterapia, surgiu em 1966, criado pela IAEA (WHO, 1982; EISENLOHR, 1978 e 1982; THOMPSON, 1980) para a verificação de aparelhos utilizados em cobaltoterapia em vários países.

Esse sistema é composto por uma haste vertical de acrílico (figura 6) que deve ser posicionada dentro de uma cuba de água pelo especialista da clínica sob inspeção. A 5 cm de profundidade posiciona-se, consecutivamente, três dosímetros termoluminescentes (TLDs) de LiF;Mg,Ti (em pó encapsulado em Teflon) num orifício existente na haste. Os três TLDs devem ser irradiados sob as mesmas condições com uma dose de 2 Gy (200 rad). Os TLDs são avaliados pela IAEA e os resultados da dose absorvida na profundidade de medida são comunicados às clínicas juntamente com os desvios e possíveis correções, quando existirem.

Em 1975 o IRD/CNEN desenvolveu um sistema (LEÃO, 1975) visando avaliar a dose absorvida em duas diferentes profundidades, a coincidência dos campos luminoso e de radiação bem como a homogeneidade do campo de radiação. Tal sistema foi então construído utilizando-se um material tecido-equivalente sólido (Mix-D), TLDs de LiF;Mg,Ti (em pastilhas, conhecido comercialmente como TLD-100) e um filme radiográfico. Esse sistema vem sendo aplicado pelo IRD/CNEN em seu programa de controle de qualidade nas clínicas de radioterapia do Brasil.

Com o aumento do número de aceleradores lineares em utilização em clínicas de radioterapia, resolveu-se estender a aplicação do sistema postal para o controle de qualidade para este tipo de aparelho. Dessa forma a IAEA em 1975, desenvolveu um sistema postal para ser utilizado no

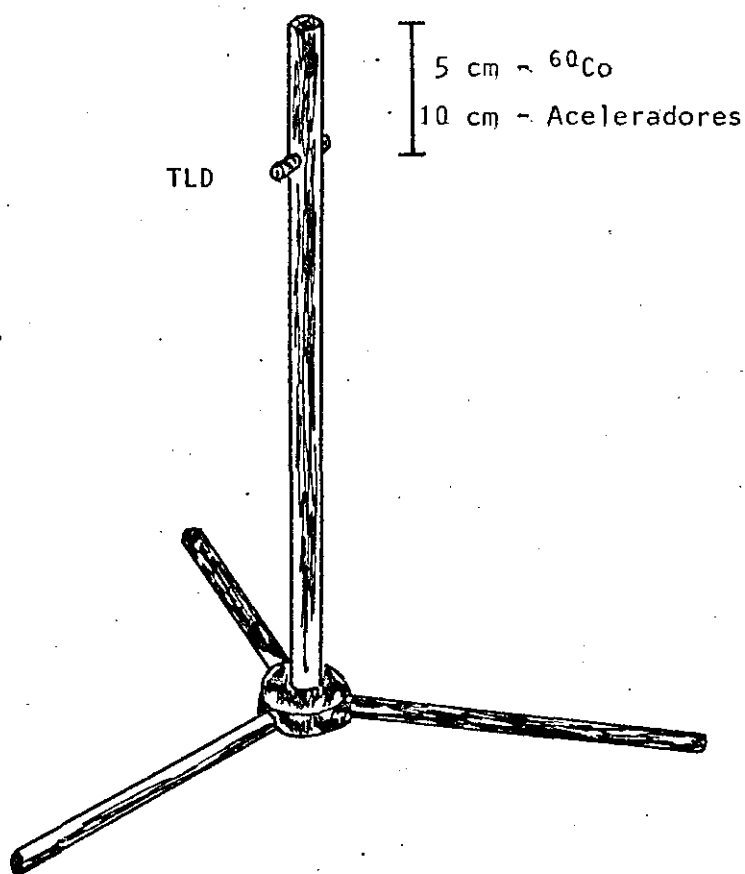


Figura 6 - Sistema postal para intercomparação de dose absorvida em profundidade desenvolvido pela IAEA para bombas de ^{60}Co e aceleradores lineares. A haste deve ser posicionada em uma cuba de água até a parte superior da mesma. Coloca-se dosímetros termoluminescentes na profundidade indicadas na figura. Note-se que este sistema só permite a avaliação da dose absorvida.

controle de qualidade de aceleradores lineares. Tal sistema é análogo àquele desenvolvido para o ^{60}Co embora a profundidade de medida seja de 10 cm. A WHO associou-se a IAEA na distribuição desses sistemas às clínicas de vários países do mundo. (BJARNGÄRD, 1980; IAEA, 1981).

Em 1979 o BRH/NBS desenvolveu um sistema constituído de um material tecido-equivalente sólido (Lucite) com TLD-100 para avaliar a dose absorvida em diferentes profundidades (2,5 cm, 5 cm e 10 cm). Esse sistema vem sendo utilizado nos Estados Unidos desde então (EHRlich, 1980).

Com o aumento do número de aceleradores lineares em uso no Brasil, o IRD/CNEN resolveu aplicar o sistema postal a esses aparelhos. Para isso foi realizado um estudo das características dos aceleradores lineares e dos parâmetros considerados importantes para serem verificados através deste sistema de avaliação. Dessa maneira, juntamente com o Instituto de Física da Universidade Estadual de Campinas (IFGW/UNICAMP) desenvolveu-se o presente trabalho. Como será visto posteriormente, este sistema permite a avaliação da dose absorvida em duas profundidades (5 cm e 10 cm), a coincidências dos campos luminoso e de radiação, a homogeneidade do campo de radiação, a energia nominal do feixe de fótons utilizado e a distância entre o foco e a superfície a ser irradiada (DFS), através da utilização de uma cuba de água com TLD-100 e filme radiográfico.

III - ACELERADORES LINEARES

III.1 - Introdução

Um feixe de fótons de raios-X pode ser produzido em ampolas de Coolidge (JOHNS, 1974) onde uma diferença de potencial de alguns milhares de volts gera um campo elétrico entre o catodo e o anodo (ou alvo) da ampola de tal forma que os elétrons emitidos pelo catodo, ao atingirem o alvo e serem por ele freados, produzem um feixe de fótons. (*bremstrahlung*) cuja energia varia desde zero, até o máximo de energia dos elétrons.

A produção de fótons em ampolas de Coolidge só é possível para baixas energias (da ordem de 500 kV) devido ao efeito corona entre os eletrodos e devido ao rompimento elétrico dos materiais isolantes utilizados.

Para superar esses problemas, muitos esforços foram feitos a fim de se conseguir acelerar partículas (LIVINGSTON, 1962), para se conseguir produzir feixes de fótons de alta energia para serem utilizados nas pesquisas de física atômica e nuclear.

Ao desenvolvimento desses aparelhos para pesquisa seguiu-se o estudo da viabilidade de implantação desses aparelhos em tratamentos de câncer (HANSON, 1978). O bêtatron e o acelerador linear de elétrons foram os que melhor se adaptaram a essa finalidade. As características, bem como as limitações desses aparelhos, indicam que o acelerador linear de elêtrons, para o intervalo de energia utilizado, é o que apresenta melhores características (RAWLINSON, 1973).

O acelerador linear de elétrons é um aparelho que utiliza uma onda eletromagnética de alta frequência em um tubo de cavidades ressonantes para acelerar elétrons, inicialmente produzidos em um catodo, numa direção linear. Com a implantação de controles, sistemas de posicionamento

e limitação de feixe e de outros sistemas necessários à produção de um feixe de fótons ou elétrons, pode-se utilizar tal aparelho em serviços médicos de tratamento de câncer.

Embora o termo acelerador linear possa ser utilizado para designar qualquer tipo de aparelho que acelere partículas, utilizando o mesmo princípio, ele será utilizado neste trabalho para designar somente aceleradores lineares de elétrons.

III.2 - Funcionamento Básico

Na figura 7 apresenta-se um esquema simplificado de como ocorre a geração e a aceleração dos elétrons em um acelerador linear.

Dois passos são necessários para se acelerar elétrons até uma determinada energia num aparelho deste tipo. Para baixas energias, o elétron é acelerado no *injetor* do acelerador (figuras 7 e 8) sendo sua velocidade uma função de sua energia. Para maiores energias (acima de 2 MeV, aproximadamente) a velocidade do elétron permanece constante, e a aceleração ocorre utilizando-se o princípio de cavidades ressonantes com uma onda eletromagnética de alta frequência que fazem parte da *estrutura aceleradora* do aparelho. Esta segunda etapa se faz necessária devido ao aumento relativístico da massa dos elétrons.

O injetor do acelerador é dividido em três partes:

1. *Canhão Eletrônico* - é constituído de um filamento aquecido que faz com que os elétrons dos átomos constituintes do catodo sejam emitidos. Devido à diferença de potencial existente entre o catodo e a janela de ejeção os elétrons sofrem uma pequena aceleração.
2. *Pré-agrupador* - os elétrons, ao saírem da janela de ejeção do canhão eletrônico, passam através de uma cavidade ressonante onde há um sinal de micro-onda (que possui um deslocamento de fase do sinal a ser aplicado

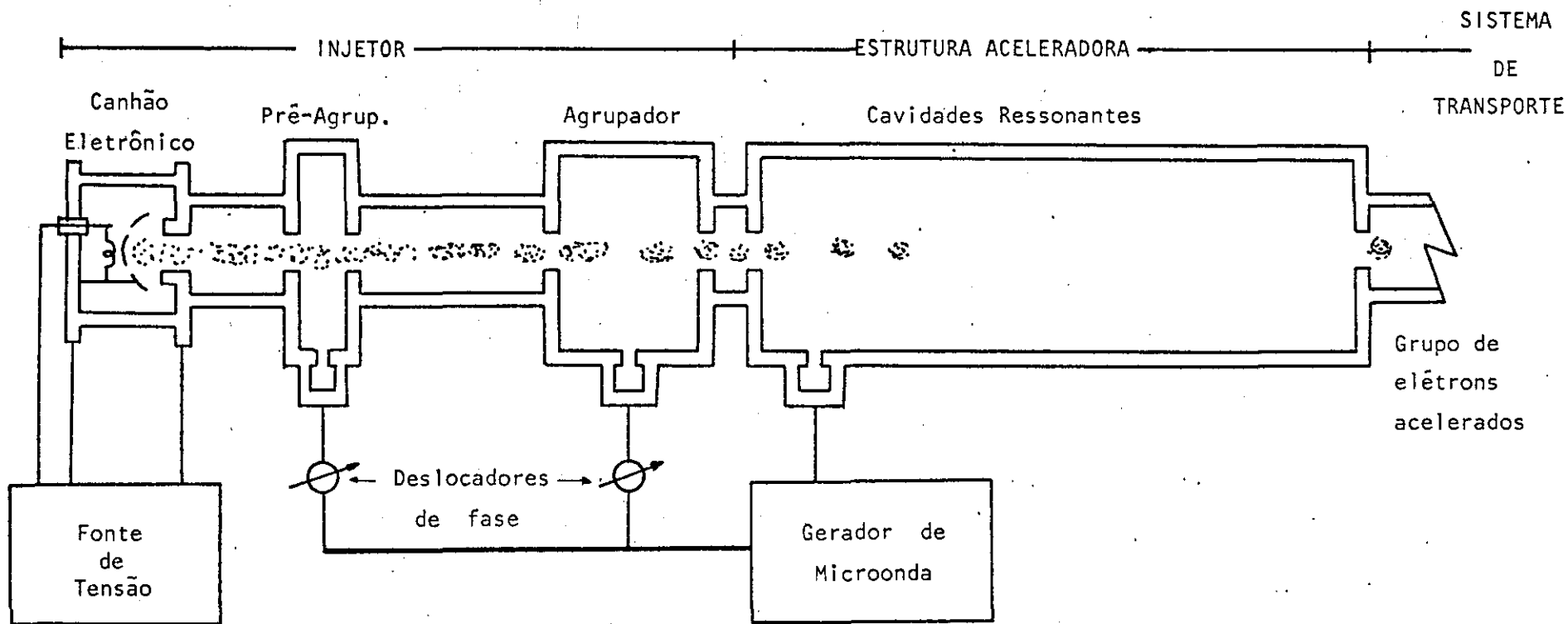


Figura 7 - Esquema da geração e aceleração dos elétrons no acelerador linear. Os elétrons são agrupados e acelerados em um conjunto de cavidades ressonantes. O agrupamento faz com que o feixe seja pulsado.

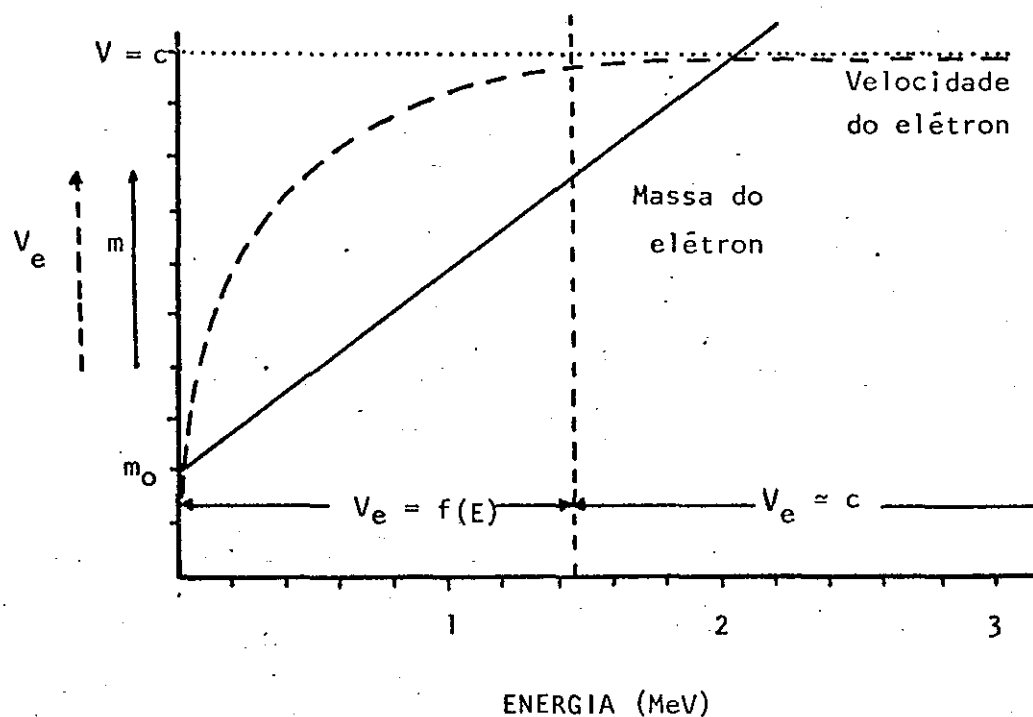


Figura 8 - Velocidade do elétron como função da energia dentro do acelerador. A velocidade é uma função da energia na região do injetor, passando a se tornar uma constante dentro da estrutura aceleradora. Indica-se também o comportamento da massa do elétron devido às altas velocidades. (HEW, 1976).

na estrutura aceleradora, devido às distâncias envolvidas entre esses dois elementos). O campo elétrico nesta cavidade ora acelera, ora desacelera os elétrons, o que faz com que eles deixem a cavidade com uma pequena modulação em sua densidade.

3. *Agrupador* - usualmente esta parte do injetor é incluída na própria estrutura aceleradora, sendo que, neste caso, as cavidades ressonantes da estrutura possuem dimensões diferentes ao longo de seu comprimento. É nesta parte do acelerador que os elétrons são acelerados até próximo da velocidade da luz. A radiofrequência é injetada no agrupador com um ângulo de fase que deve ser ajustado ao ângulo de fase das radiofrequências presentes na estrutura aceleradora e no pré-agrupador. Neste caso os elétrons penetrarão no agrupador em posições de receber energia, ao passarem através da estrutura, em sincronismo com o campo eletromagnético aplicado a esta. O grupo de elétrons está agora com fase estabilizada, pois aqueles que se encontram adiantados em relação ao centro do grupo serão freados (i. e. receberão menos energia) enquanto que os que se encontram atrasados serão acelerados (i. e. receberão mais energia).

Na figura 9 tem-se o comportamento da sincronização dos elétrons com o sinal de radiofrequência. Neste diagrama o eixo OX foi tomado como o eixo dos tempos (normalizado pela multiplicação da velocidade da luz, c). O eixo OY fornece a força aplicada aos elétrons e o eixo OZ representa o eixo da estrutura aceleradora.

Quando $ct = 0$, percorrendo o eixo OZ , percebe-se regiões de força instantânea positiva, nula e negativa nas cavidades da estrutura. Para um valor fixo de z em qualquer cavidade, e percorrendo o eixo OX , percebe-se a força variando senoidalmente com a frequência da micro-onda.

Os elétrons são injetados com velocidade praticamente constante V_0 e uniformemente distribuídos no eixo OX , penetrando no plano XZ . Caso eles sejam injetados quando a força aceleradora estiver iniciando o ci

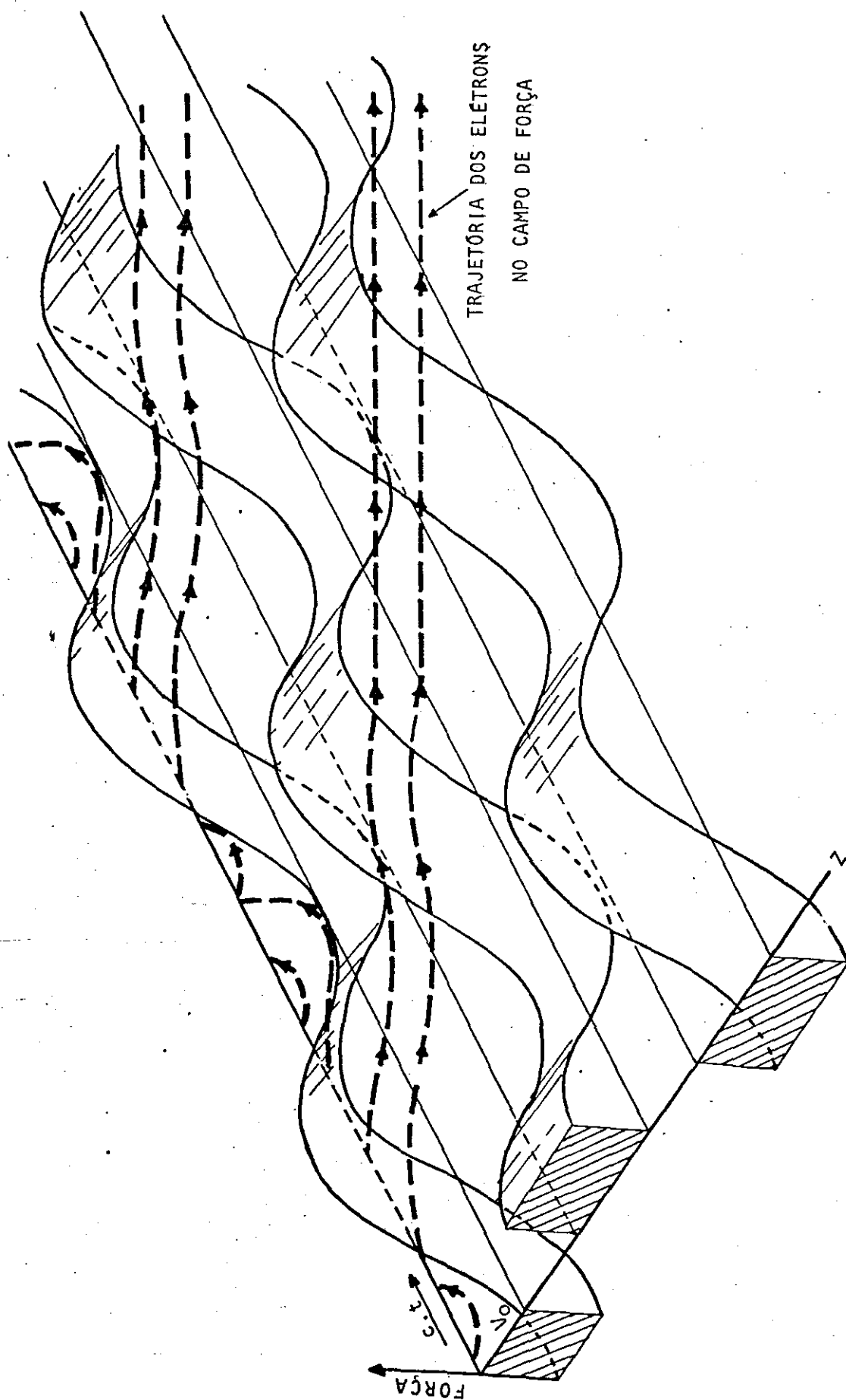


Figura 2 - Esquema do campo de força como função da distância e do tempo numa estrutura do tipo onda estacionária, 19

clo positivo, serão acelerados e irão ser capturados pela estrutura aceleradora. Caso sejam injetados quando a força começa a se tornar negativa eles serão freados.

As fontes de radiofrequência utilizadas nos aceleradores lineares foram inicialmente desenvolvidas a partir dos estudos realizados em *radares*, durante a segunda guerra mundial. Posteriormente verificou-se que a frequência de 3 GHz é a que melhor se adapta às condições exigidas pelo acelerador linear.

A dimensão da seção transversal da estrutura aceleradora é inversamente proporcional à frequência empregada, e da ordem de um comprimento de onda dessa radiofrequência. Dessa forma, para micro-onda de 3 GHz a seção transversal da estrutura é da ordem de 10 cm.

Na tabela I, tem-se uma relação dos aparelhos existentes no Brasil com algumas características importantes ressaltadas.

Dependendo da energia final dos elétrons, existem dois tipos de estrutura aceleradora em uso nos aceleradores, conhecidos como *estrutura aceleradora do tipo onda progressiva* e *estrutura aceleradora do tipo onda estacionária*, dependendo da forma de aplicação da micro-onda no processo de aceleração dos elétrons.

A estrutura aceleradora do tipo onda progressiva utiliza uma série de cavidades ressonantes como é mostrado na figura 10, onde se tem um perfil do campo elétrico dentro da estrutura, num determinado instante de tempo. Nota-se que o sentido do campo elétrico se alterna a cada meio comprimento de onda, o que nos dá quatro cavidades por comprimento de onda.

Essa mudança no sentido do campo elétrico permite observar uma variação dentro da estrutura, praticamente senoidal, como é mostrado nas figuras 10b e 10c, onde se tem instantes de tempo consecutivos àquele da figura 10a. As setas indicam os máximos (*setas para a direita*) e os mí-

TABELA I

Características dos aceleradores existentes no Brasil

FABRICANTE	MODELO	ENERGIA E MODALIDADE	DFS (cm) / ALTURA DO ISOCENTRO (cm)	LIMITES DE ROT. GANTRY	MAGNETO DE DEFLEXÃO	EST. ACEL. TIPO/COMP (m)	FONTE DE MICROONDA	MAIOR CAMPO NA DFS (cm ²)
AECL/CGR	THERAC-6	X - 6 MV	100/125	365°	270°	OP. - 1,0	MAGNETRON 2 MW	40 X 40
AECL/CGR	THERAC-10 NEPTUNE	X - 9 MV E - 4/10 MeV	100/125	365°	270°	OP. - 1,0	MAGNETRON 2 MW	40 X 40
AECL/CGR	THERAC-20 SATURNE	X - 18 MV E - 6/20 MeV	100/128	365°	270°	OP. - 2,3	KLYSTRON 5 MW	40 X 40
AECL/CGR	THERAC-25 SAGITTAIRE	X - 25 MV E - 5/32 MeV	100/138	185°	270°	OE. - 1,2 2 em série	MAGNETRON 2,5 MW	35 X 35
PHILIPS/ MEL	SL-75-10	X - 8/9 MV E - 3/10 MeV	100/123	370°	90°	OP. - 2,3	MAGNETRON 5 MW	40 X 40
SIEMENS	MEVATRON 60	X - 4 MV	100/130	370°	270°	OE. - 0,82	MAGNETRON 2 MW	40 X 40
SIEMENS	MEVATRON 67	X - 6 MV	100/130	370°	270°	OE. - 0,82	MAGNETRON 2 MW	40 X 40
SIEMENS	MEVATRON 74	X - 10 MV E - 5/12 MeV	100/ 130	370°	270°	OE. - 1,33	MAGNETRON 2 MW	40 X 40
SIEMENS	MEVATRON 77	X - 10/15 MV E - 5/18 MeV	100/130	370°	270°	OE. - 1,35	KLYSTRON 7 MW	40 X 40
VARIAN	CLINAC-4	X - 4 MV	100/128	360°	N.P.	OE. - 0,3	MAGNETRON 2,5 MW	40 X 40
VARIAN	CLINAC-6	X - 6 MV	100/128	360°	N.P.	OE. - 0,3	MAGNETRON 2,5 MW	40 X 40

OP. onda progressiva; OE, onda estacionária; N.P. estrutura montada diretamente no cabeçote.

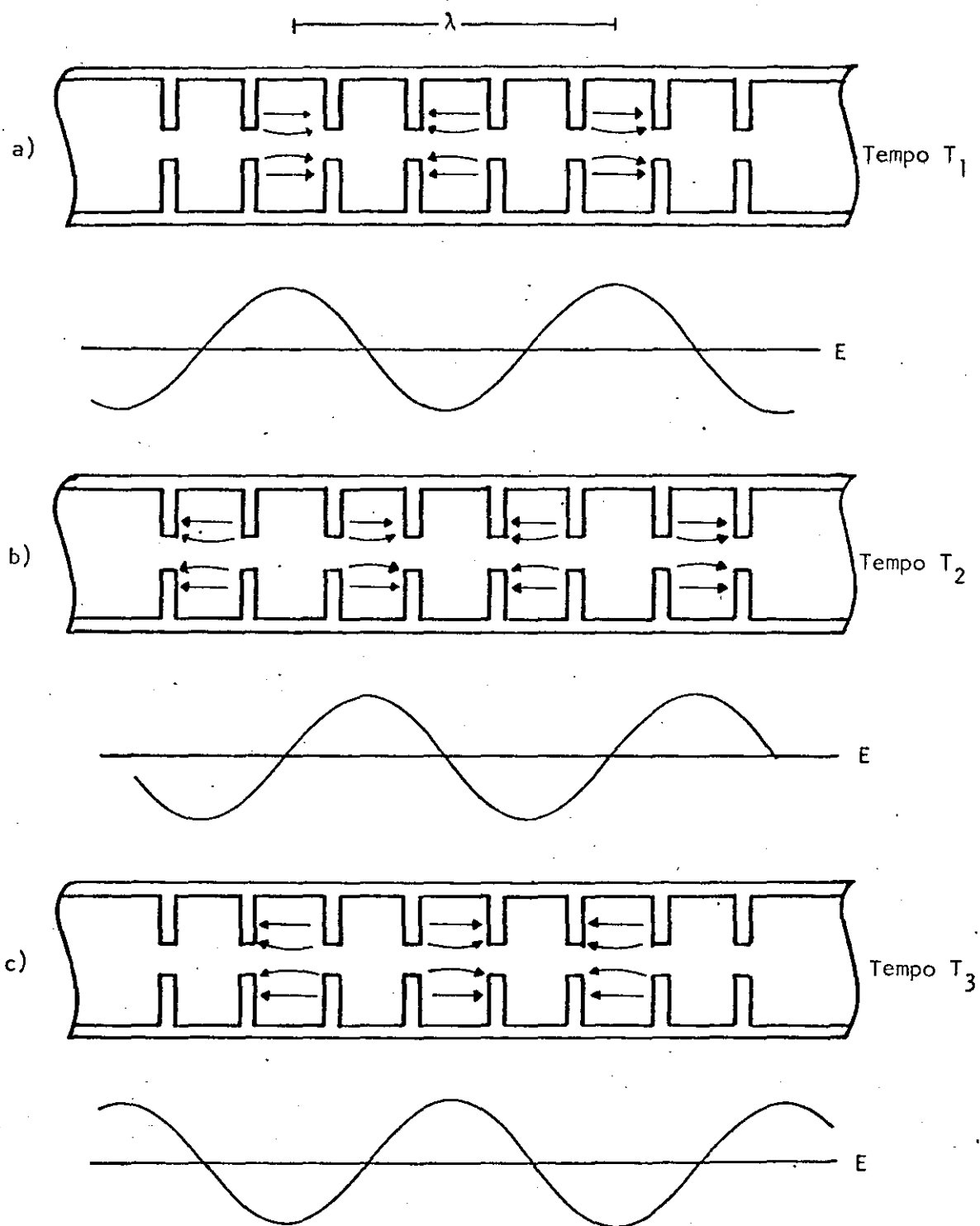


Figura 10 - Ilustração do campo elétrico de uma estrutura do tipo onda progressiva em três instantes consecutivos separados por um quarto de ciclo no tempo. O campo elétrico move-se para a direita e seus máximos são indicados pelas setas (RADIOLOGICAL HEALTH, 1981)

mentos (*setas para a esquerda*) do campo elétrico. O máximo do campo elétrico reverte de direção a cada meio ciclo de tempo (do tempo T_1 ao tempo T_3) embora a crista da onda (*seta*) viaje de cavidade para cavidade. Desta maneira, como o elétron é acelerado em cada ciclo negativo do campo elétrico ele irá ganhar energia à cada cavidade sucessiva.

Quando a energia final a que se deseja acelerar o grupo de elétrons é muito grande, costuma-se utilizar a estrutura do tipo onda estacionária, devido à melhor eficiência e facilidade de dimensionamento por ela oferecidas.

Neste tipo de estrutura, o campo elétrico varia de intensidade no tempo de forma senoidal, ficando a onda estacionária dentro da estrutura. A micro-onda pode ser então introduzida em qualquer posição ao longo da mesma, onde irá oscilar, refletindo-se em suas extremidades. No caso da estrutura do tipo onda progressiva, a micro-onda é introduzida no início da estrutura, devendo ser absorvida no final da mesma.

Na figura 11 tem-se os máximos do campo elétrico (*setas*) para as duas ondas que oscilam dentro da estrutura, a onda introduzida e a onda refletida, em três instantes consecutivos T_1 , T_2 e T_3 . As setas superiores (em linha cheia) indicam o campo elétrico que se move para a direita, enquanto que as setas inferiores (tracejadas) indicam o campo elétrico que se move para a esquerda, no mesmo instante. Nestes processos ocorrem interferências dentro da estrutura como pode ser visto nas senóides que indicam o campo elétrico efetivo dentro da estrutura.

As cristas de micro-onda (*setas*), movem-se de cavidade para cavidade dentro dos intervalos de tempo de T_1 a T_2 e de T_2 a T_3 , tanto a onda que se move para a direita, como a que se move para a esquerda.

Devido à interferência dos campos elétricos dentro da estrutura, o campo efetivo será nulo em algumas cavidades, não contribuindo para a aceleração dos elétrons. Essas cavidades podem, então, ser afastadas

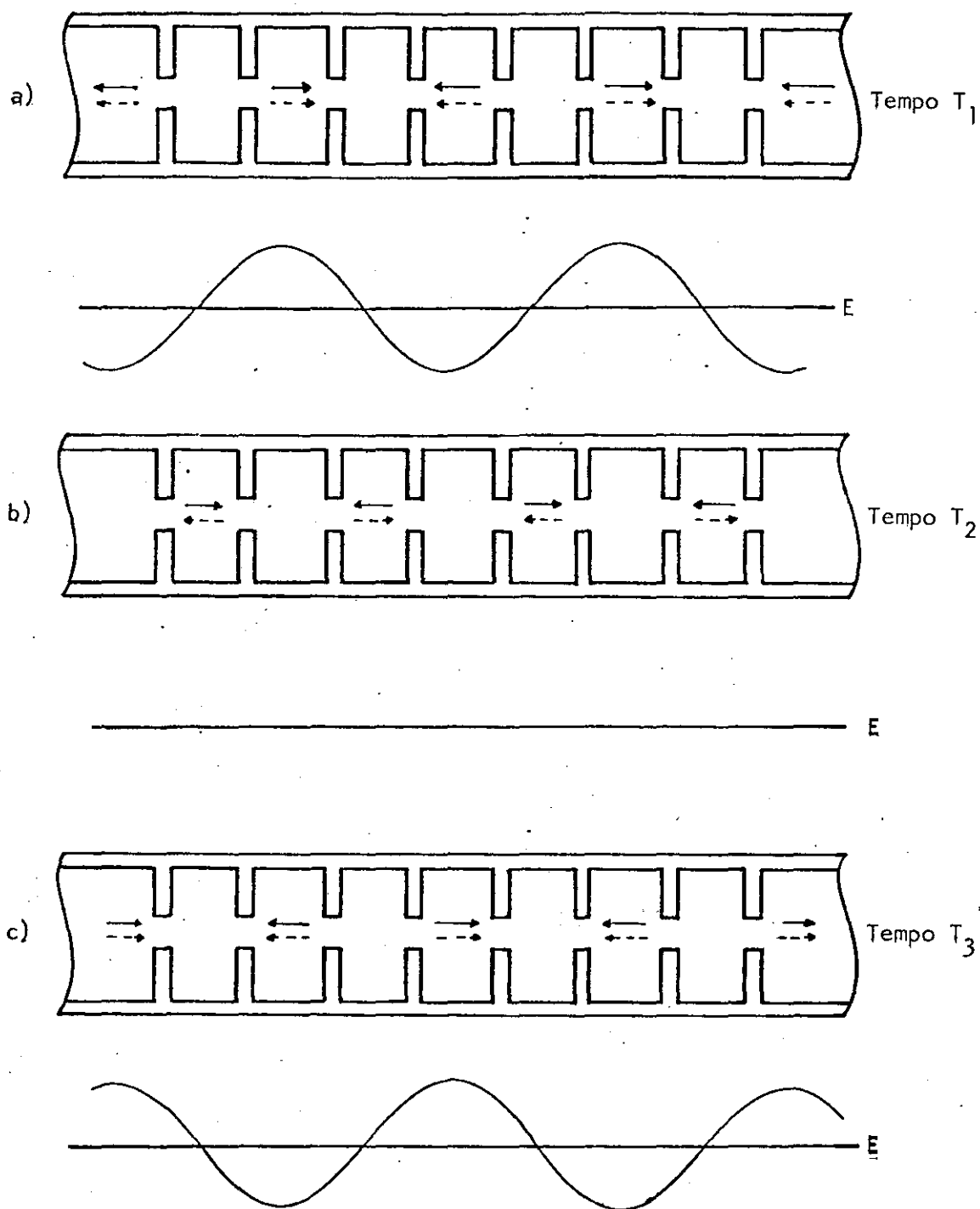


Figura 11 - Ilustração do campo elétrico de uma estrutura do tipo onda estacionária em três instantes consecutivos. Nota-se as duas ondas de campo movendo-se em sentidos opostos gerando a onda estacionária. O campo mostrado para o instante T_1 ocorrerá novamente no instante T_3 após meio ciclo de tempo. As setas indicam os máximos dos campos elétricos das duas ondas (RADIOLOGICAL HEALTH, 1981)

do eixo da estrutura, resultando em um encurtamento no comprimento total da estrutura, como é mostrado na figura 12, onde se tem as fases que ocorrem na transformação de uma estrutura do tipo onda progressiva em estrutura do tipo onda estacionária.

No caso de onda progressiva, a onda de campo elétrico se repete a cada quatro cavidades, i. e., num certo instante, somente uma de quatro cavidades está efetuando a aceleração do grupo de elétrons, enquanto que as outras três restantes não influem no movimento do grupo, servindo apenas para propagação da micro-onda. No caso de onda estacionária, a onda de campo elétrico se repete a cada duas cavidades, ou seja, em cada instante, metade da estrutura está acelerando o grupo de elétrons, e o acoplamento feito fora do eixo da estrutura permite que seu comprimento seja a metade daquele que seria necessário para uma estrutura do tipo onda progressiva, para uma mesma energia final do grupo de elétrons.

O comprimento da estrutura é determinado pela energia final a que se deseja acelerar o grupo de elétrons, independentemente do tipo de estrutura empregado. Para o caso de onda progressiva, a intensidade média do campo elétrico é da ordem de 80 kV/cm, enquanto que para o caso de onda estacionária ele é da ordem de 150 kV/cm. Assim, para uma mesma energia final, uma estrutura do tipo onda progressiva será aproximadamente duas vezes mais comprida que uma estrutura do tipo onda estacionária (HEW, 1976; RADIOLOGICAL HEALTH, 1981).

Para a estrutura aceleradora funcionar corretamente é necessário que seja mantido um vácuo em seu interior da ordem de 10^{-7} Torr através de bombas iônicas eletrônicas. Foi o desenvolvimento desse tipo de bombas de vácuo que permitiu a transformação de aceleradores lineares de pesquisa para aparelhos de uso clínico. A temperatura que deve ser mantida para a operação do aparelho também é crítica, pois variações na mesma alteram as dimensões das cavidades e, portanto, a energia dos elétrons.

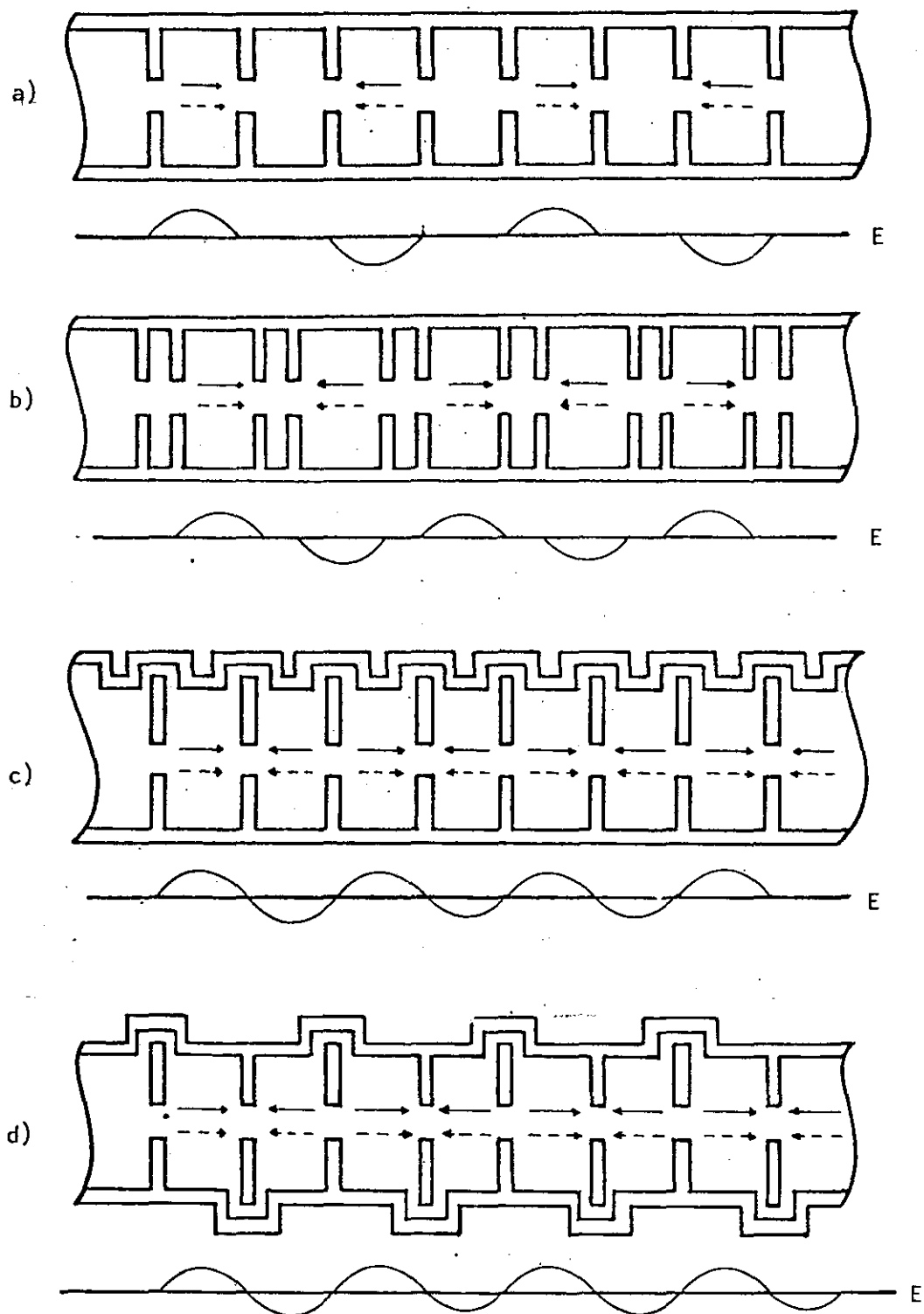


Figura 12 - Evolução de uma estrutura do tipo onda estacionária a partir de uma estrutura do tipo onda progressiva. O acoplamento é feito lateralmente na estrutura, o que permite o encurtamento da estrutura. O campo elétrico mostrado é tomado para o mesmo instante de tempo no ciclo da micro-onda (RADIOLOGICAL HEALTH, 1981),

Os sistemas discutidos até aqui, e que compõem um acelerador linear, encontram-se, em sua maioria, na região do acelerador conhecida como *Stand* (figura 13), que é uma parte fixa do acelerador, onde estão instalados os sistemas de refrigeração, bombas e demais controles eletrônicos que asseguram o funcionamento do aparelho.

A estrutura aceleradora normalmente se situa numa outra região conhecida como *Gantry*, onde também estão instalados outros sistemas que serão discutidos a seguir. Muitas vezes, dependendo da energia dos elétrons, a estrutura aceleradora se encontra localizada numa região separada daquela onde se situam o *Stand* e o *Gantry*, como é o caso de aceleradores de 25 MV.

Ao deixar a estrutura aceleradora, o feixe de elétrons passa por um sistema de focalização e transporte até atingir o alvo, onde irá produzir o feixe de fótons. Na figura 14 tem-se um esquema dos elementos que constituem o sistema de transporte de um acelerador linear. Neste trabalho serão discutidos apenas as seções que serão importantes para os objetivos em vista.

Os componentes que se localizam dentro do cabeçote do aparelho, situado no *Gantry*, são os elementos que definem o feixe de tratamento.

No cabeçote encontra-se o magneto de deflexão do feixe que o posiciona corretamente na direção de tratamento. Isto é necessário pois, dependendo da energia do feixe, a estrutura é montada inclinada em relação ao eixo do feixe de tratamento. Para baixas energias (4 MV) a estrutura aceleradora pode ser montada diretamente no cabeçote, não sendo necessários o sistema de transporte nem o magneto de deflexão.

A deflexão pode ser de 90° ou de 270° , como mostra a figura 15. A deflexão de 270° proporciona melhor focalização do feixe na região do alvo, pois esse magneto produz um campo magnético acromático fazendo

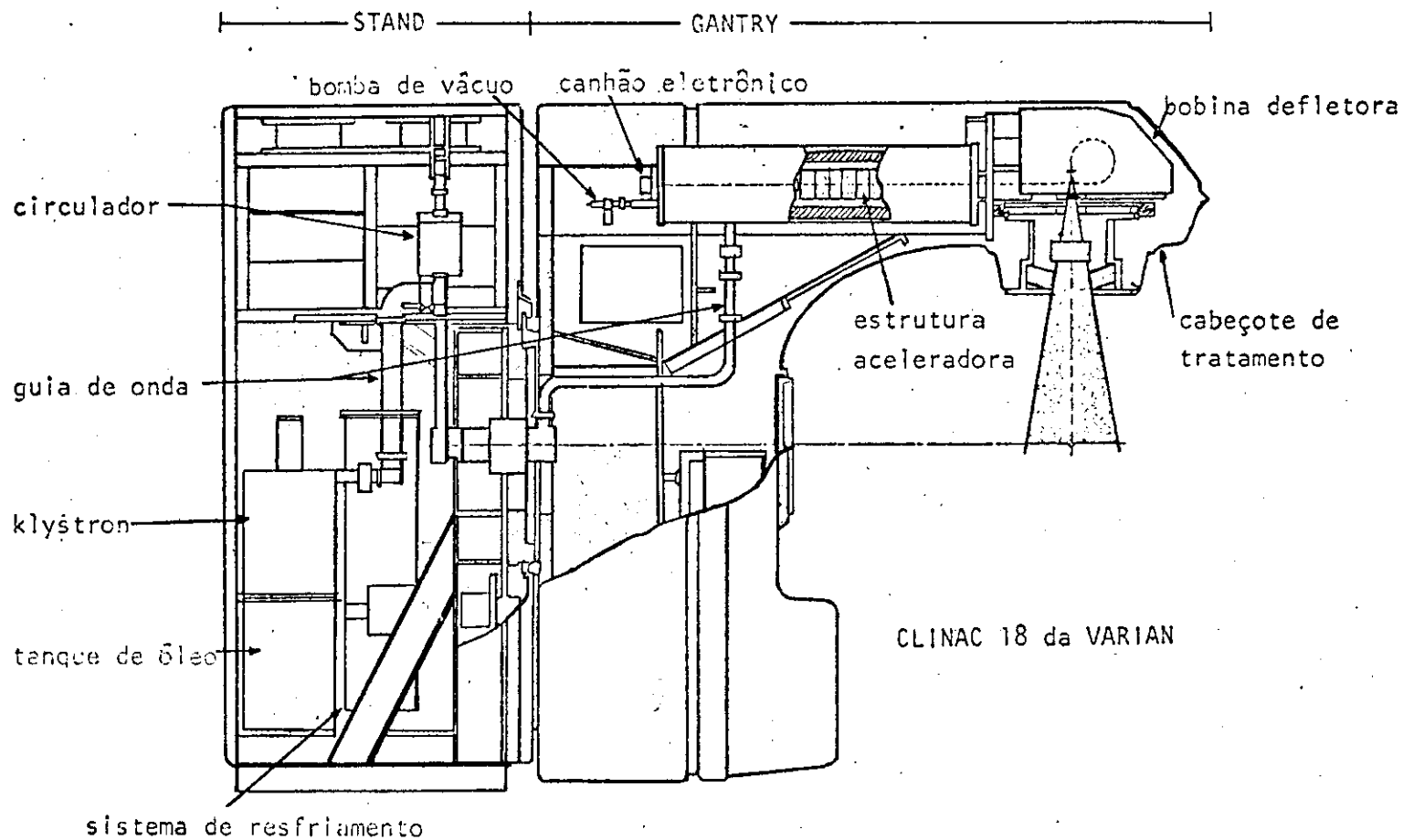


Figura 13 - Diagrama de um acelerador linear que pode produzir feixes de fótons e de elétrons para tratamento. Nota-se no diagrama as várias seções do aparelho (RADIOLOGICAL HELTH, 1981).

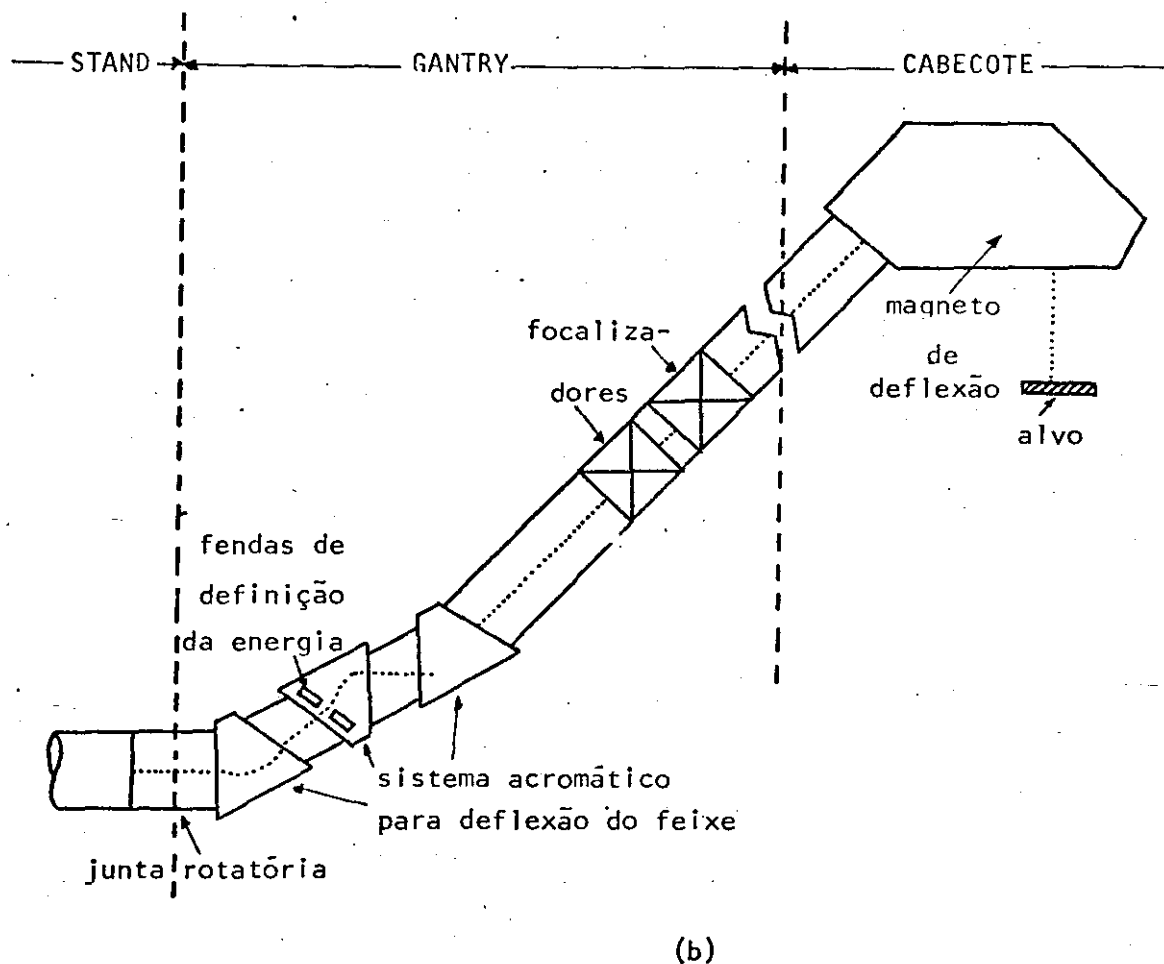
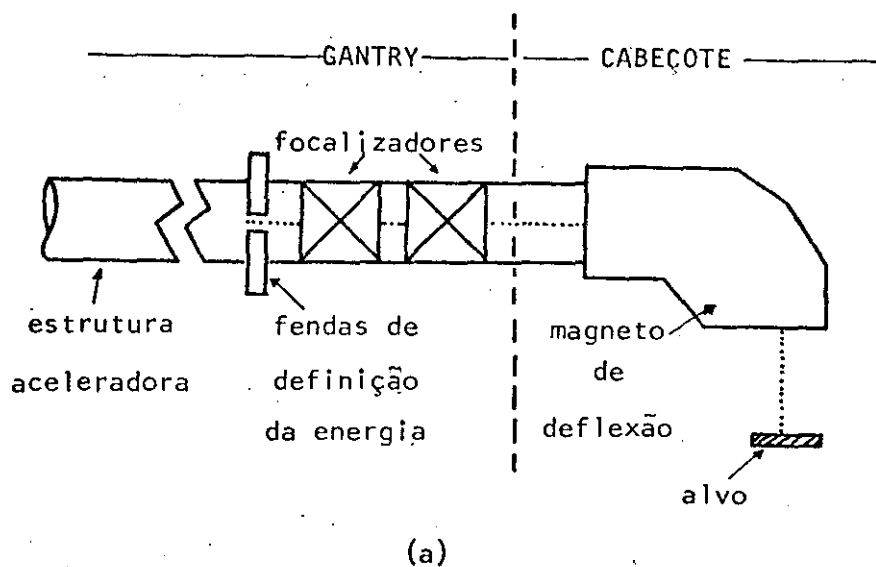


Figura 14 - Esquema do sistema de transporte e focalização para feixes de elétrons produzidos em aceleradores lineares de médio (figura a) porte onde a aceleração é produzida dentro do GANTRY, e de grande porte (figura b) onde a aceleração é produzida fora do GANTRY do aparelho.

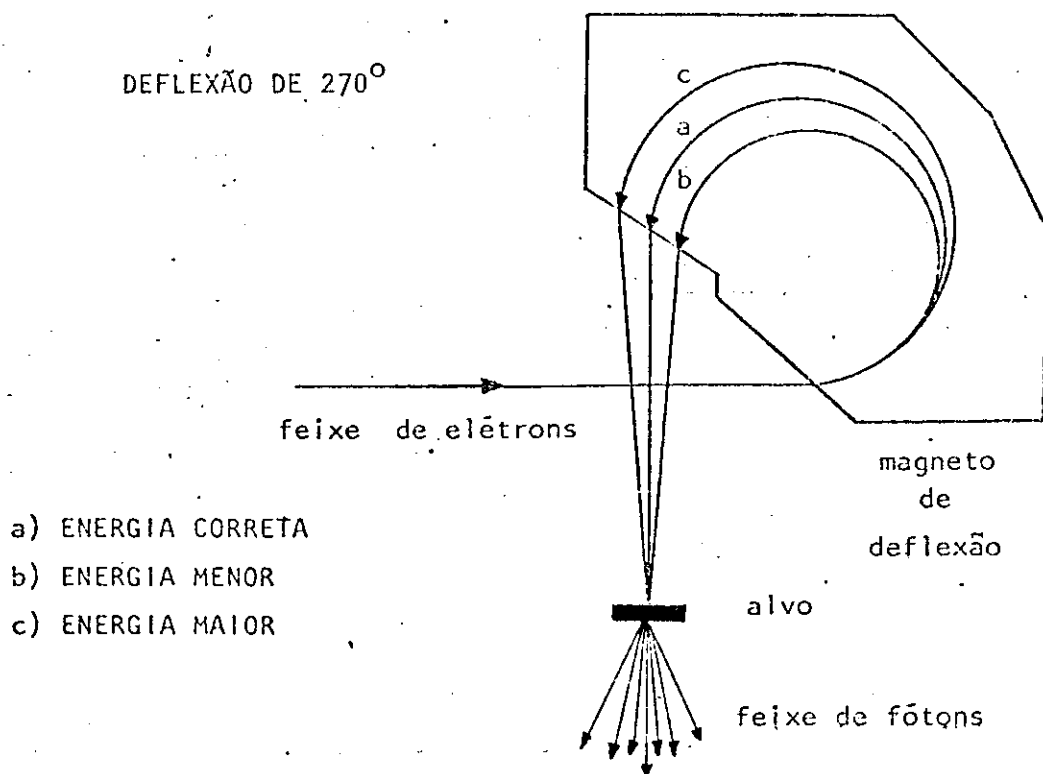
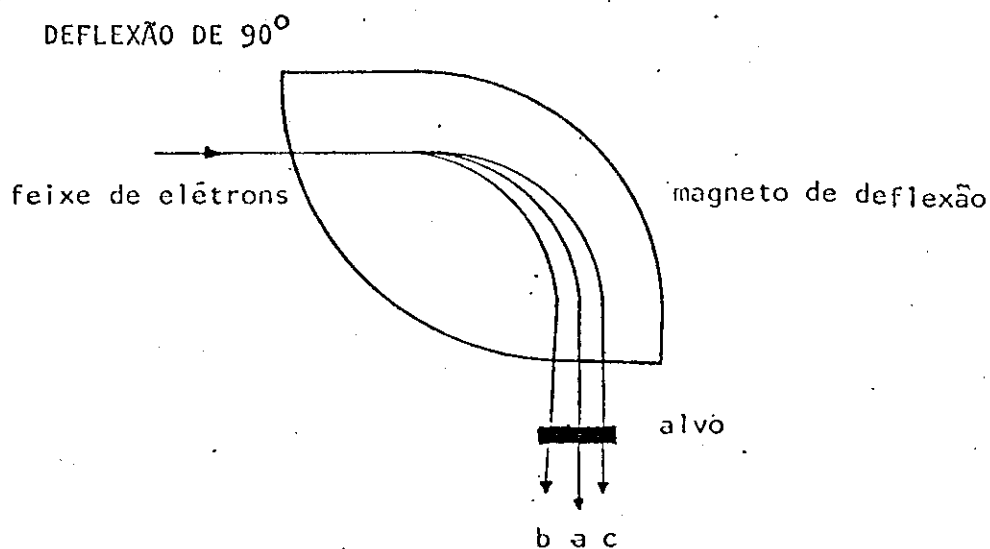


Figura 15 - Efeito do tipo de magneto de deflexão na focalização do feixe de elétrons sobre o alvo. Nota-se que na deflexão de 270° a focalização é mais acentuada.

com que os elétrons de maior energia sofram uma maior deflexão do que os de menor energia. Todos os elétrons serão focalizados em uma só região, de aproximadamente 3 mm de diâmetro, no alvo.

Esta focalização do feixe de elétrons sobre o alvo irá definir a distribuição do feixe de fótons na região de tratamento. Como fótons de alta energia apresentam maior intensidade na direção de propagação do feixe, é necessário fazer-se uma homogeneização do mesmo a fim de que a distribuição de dose em determinada região seja homogênea. Assim, se a focalização dos elétrons sobre o alvo for deficiente, a homogeneização do feixe de fótons será deficiente, visto que o filtro que realiza essa homogeneização possui um desenho especial para absorver mais os fótons de alta intensidade do que os de baixa intensidade, como será discutido a seguir.

No cabeçote do aparelho encontra-se, além do magneto de deflexão, o alvo para a produção de raios-X, o filtro homogeneizador do feixe, as folhas de espalhamento de elétrons (no caso de aparelhos que produzem feixes de elétrons acelerados para tratamento), câmaras de ionização para monitoração do feixe, colimadores, sistema óptico para indicação da distância de tratamento e do tamanho de campo de radiação. Esses elementos são mostrados na figura 16, que indica o cabeçote de um acelerador que produz feixe de fótons e elétrons para tratamento.

Nesses aparelhos, podem ocorrer grandes desvios no comportamento do feixe devido ao posicionamento incorreto do alvo quando for efetuada a mudança das folhas de espalhamento de elétrons. O alvo poderá, por vezes, ser incorretamente posicionado em relação ao feixe de elétrons incidentes. Uma deficiência da ordem de 0,3 mm pode resultar em 1% de assimetria no feixe de um acelerador de 25 MV. Para menores energias essa assimetria é menor, no entanto é importante tomar-se cuidado com a ocorrência de tais desvios, para que não se agravem com a utilização do aparelho, devido a desgastes no posicionamento do sistema alvo/folhas.

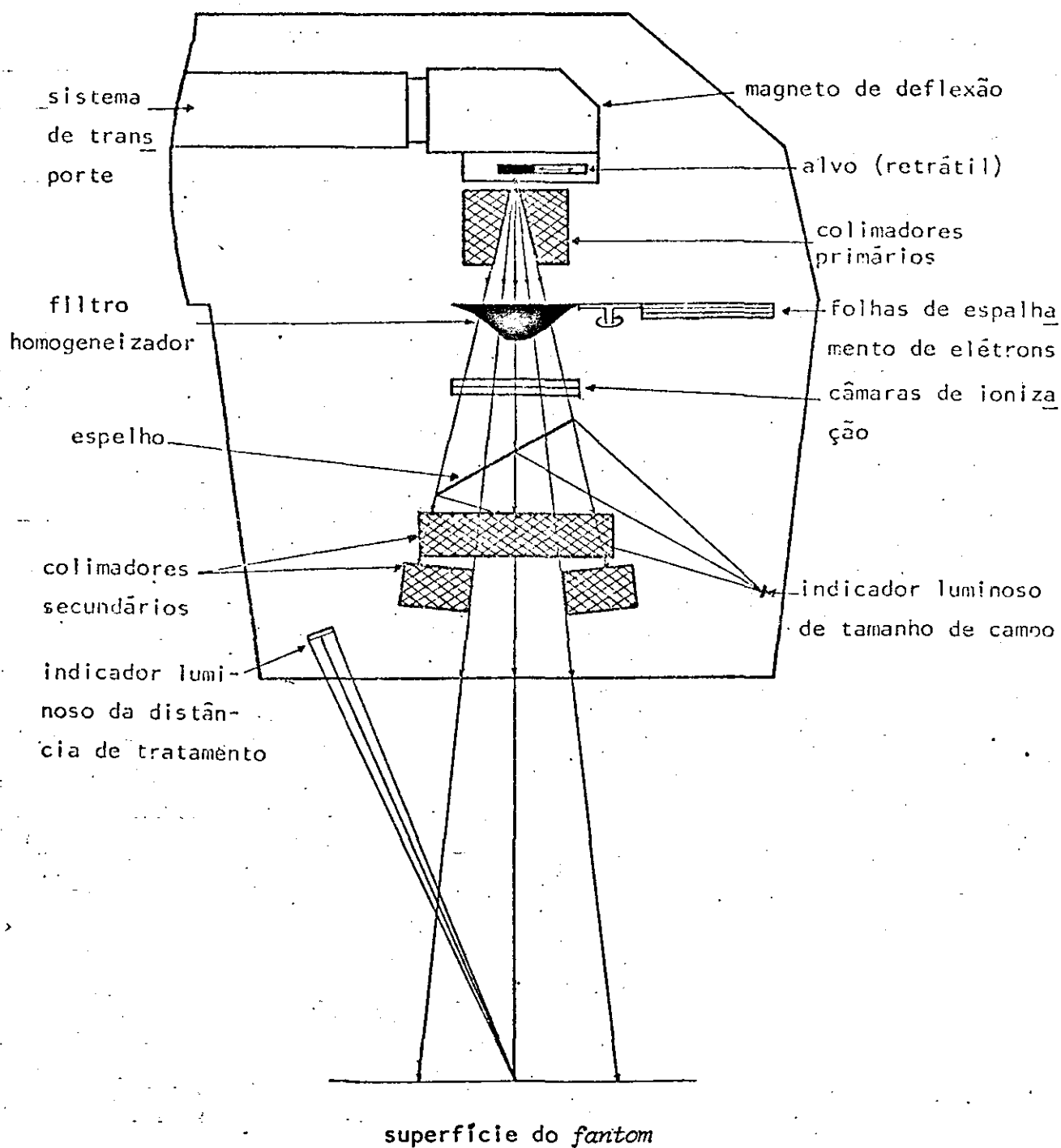


Figura 16 - Esquema do cabeçote de um acelerador que pode produzir feixes de fótons e de elétrons para tratamento,

Como foi citado acima, é necessário que se faça uma homogeneização do feixe de fótons antes que o mesmo seja aplicado ao tratamento. Isto se deve ao comportamento do feixe de altas energias ao atravessar o alvo. A espessura do alvo e o material de que é construído são responsáveis pela distribuição do feixe. Na figura 17 (PODGORSK, 1975) tem-se as curvas de corrente numa câmara de ionização contra a profundidade em água para um feixe de raios-X, não homogeneizado, produzido por um feixe de elétrons de 25 MeV ao atingirem alvos de diferentes espessuras de alumínio e chumbo. Para pequenas espessuras, tem-se um pico na curva devido aos elétrons transmitidos através do alvo e absorvidos no material. Essa contaminação diminui com o aumento da espessura do alvo e é totalmente removida quando se atinge a espessura igual ao alcance médio dos elétrons no material do alvo (aproximadamente 1 cm de Pb ou 5 cm de Al).

Para o intervalo de energias utilizados em radioterapia, a distribuição espectral dos fótons de raios-X se dá com maior intensidade na direção de propagação do feixe através da relação (HEW, 1976):

$$D = k \cdot i \cdot E^n$$

onde D é a taxa de dose máxima depositada num plano de um *fantom** com superfície a um metro de distância do alvo, i é a corrente do feixe (μA) e E é sua energia (MeV). Para o intervalo de energia dos aceleradores clínicos

* Também *Phantom* (WEBSTER, 1975). Este termo é utilizado por muitos físicos que trabalham com radiações ionizantes para definir um material (sólido ou líquido) que substitua tecidos (musculares, ósseos, adiposos, etc) para o estudo do comportamento da radiação sobre a matéria. Utiliza-se neste trabalho o termo *fantom* por comodidade. É utilizado por alguns pesquisadores o termo simulador (alguns utilizam fantoma) embora algumas ambiguidades tenham surgido.

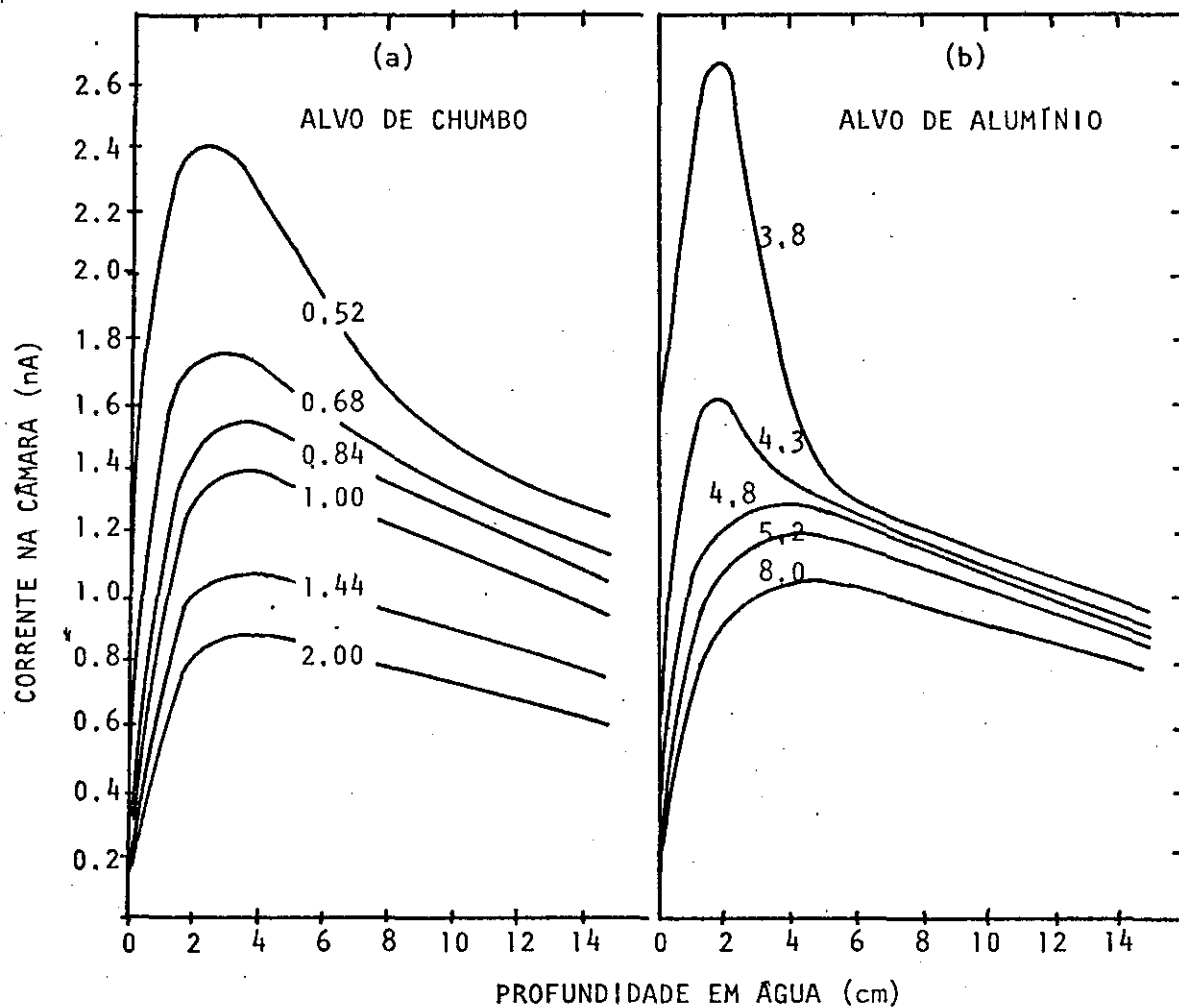


Figura 17 - Corrente na câmara de ionização *versus* profundidade em água para um feixe de raios-X não homogeneizado produzido por diferentes espessuras de alvo (em cm na figura) de chumbo (a) e alumínio (b), para um campo de 10 cm de diâmetro na superfície da água a 100 cm de distância do alvo. O feixe de elétrons utilizado possuía energia de 25 MeV. Nota-se o efeito da contaminação de elétrons no feixe de fótons para pequenas espessuras de alvo, (PODGORSK, 1975).

(4 MV a 25 MV), a constante k vale, aproximadamente, $7 \cdot 10^{-4}$ e o expoente n varia de 3 a 2,5, aproximadamente, para fótons de 4 MV e 25 MV, respectivamente.

A homogeneização é normalmente definida para uma determinada profundidade. Pela figura 18b pode-se ver o efeito do filtro homogeneizador sobre a distribuição espectral do feixe de fótons. Nota-se a importância da correta localização do feixe sobre o filtro, pois um desvio nessa localização irá acarretar uma deformação na distribuição de dose em profundidade, como mostra a figura 18c.

Além da profundidade, costuma-se definir a homogeneização para determinado campo de tratamento (usualmente o maior campo do aparelho) e para um determinado meio (usualmente água). Para diferentes meios, profundidades ou tamanho de campo, a homogeneidade do feixe pode não ser definida. A figura 19 mostra um feixe de fótons de 25 MV apresentando boa homogeneidade para uma profundidade de 18 cm e um campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ em um *fantom* de água. Através de técnicas especiais de tratamento pode-se eliminar ou utilizar as heterogeneidades observadas em outras profundidades.

Além da espessura e material do alvo citados anteriormente, a distribuição de dose com a profundidade fornecida pelos aceleradores depende da associação feita entre os materiais que constituem o alvo e o filtro homogeneizador, como é mostrado na figura 20 (PODGORSK, 1975), onde se tem os percentuais de dose em profundidade para diferentes energias, a diferentes profundidades com diferentes associações de alvo/filtro.

Através dessa figura pode-se observar que o percentual de dose em profundidade aumenta com a energia dos elétrons, para todas as combinações realizadas, para energias abaixo de 30 MV. Acima desta energia as propriedades do feixe dependem mais da associação dos materiais do que da energia. Entre 8 MV e 15 MV aproximadamente, é melhor a utilização de alvo de material de alto número atômico (Pb) e para energias maiores, material

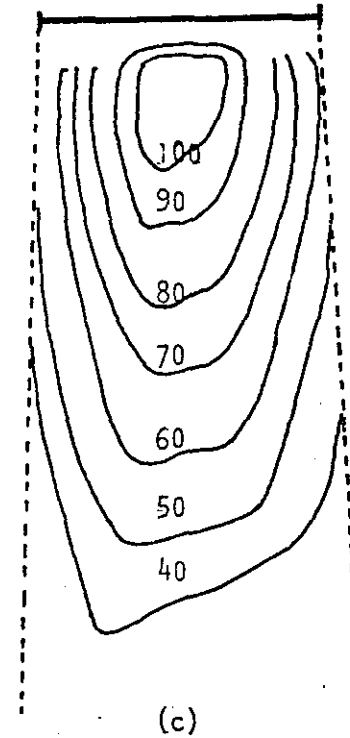
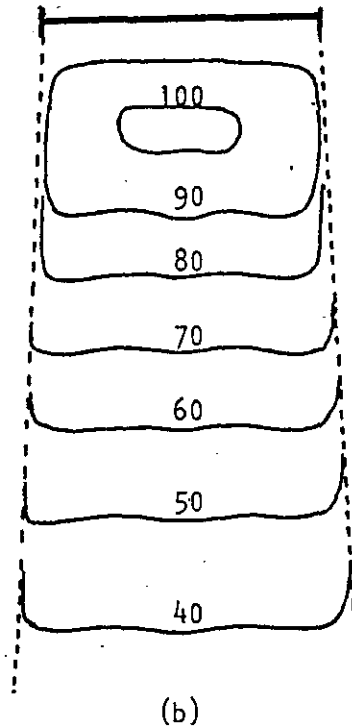
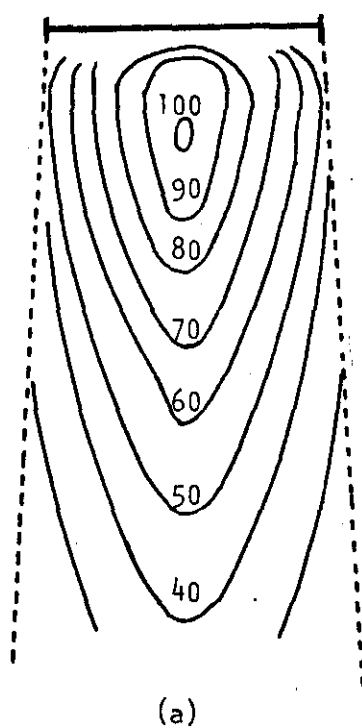


Figura 18 - Curvas de distribuição de dose com a profundidade em água para um feixe de fótons de 20 MV (a) sem filtro homogeneizador, (b) com filtro homogeneizador corretamente posicionado e (c) com filtro homogeneizador incorretamente posicionado sob o feixe, Nota-se neste último caso que o feixe apresenta uma distribuição disforme de dose com a profundidade o que pode prejudicar no tratamento.

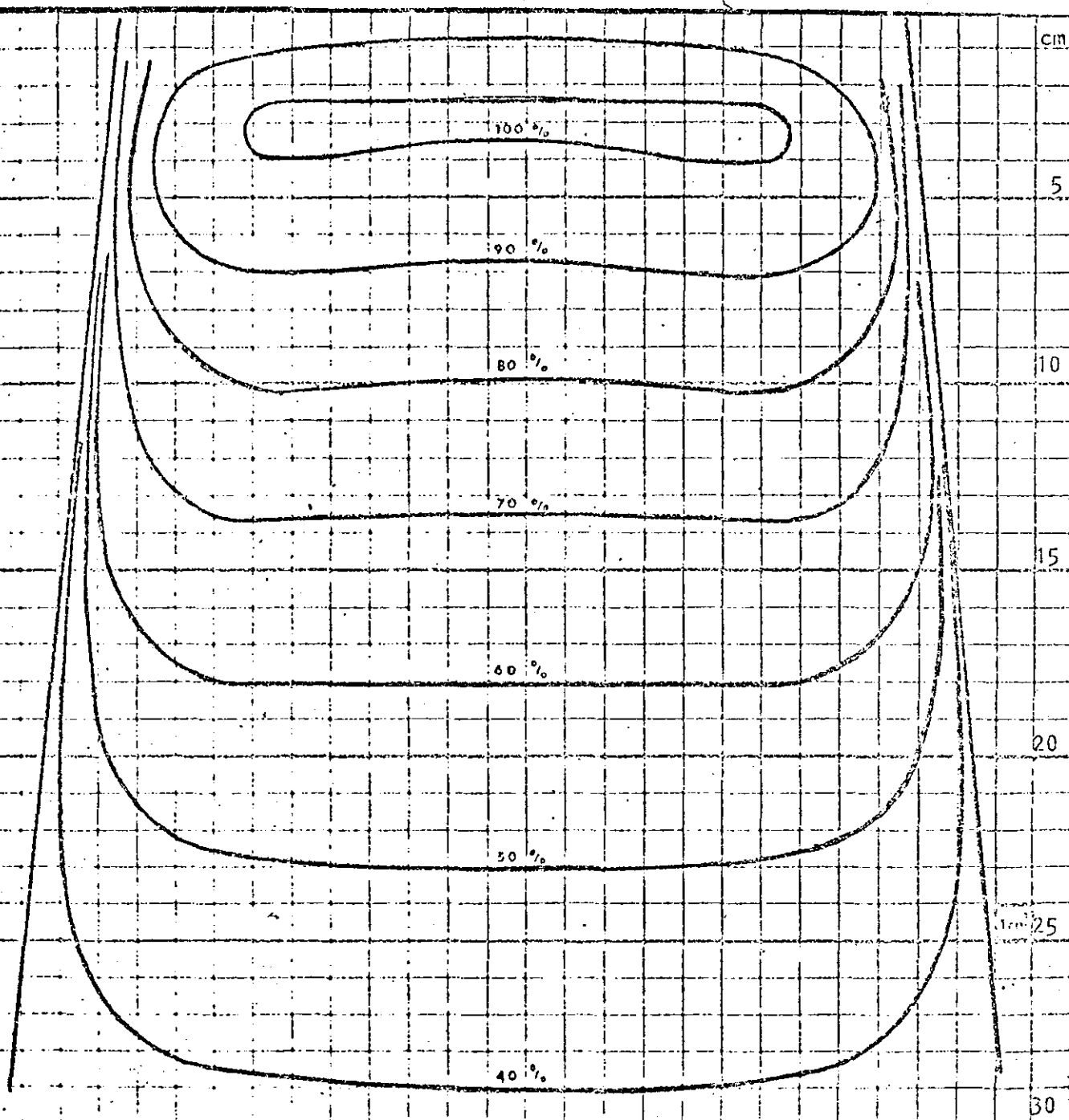


Figura 19 - Curvas de distribuição de dose com a profundidade em água para um feixe de fótons de 25 MV onde a homogeneidade foi definida para a curva de 60% a 18 cm de profundidade. O campo na superfície da água é de 20 X 20 cm² e a DFS é de 100 cm.

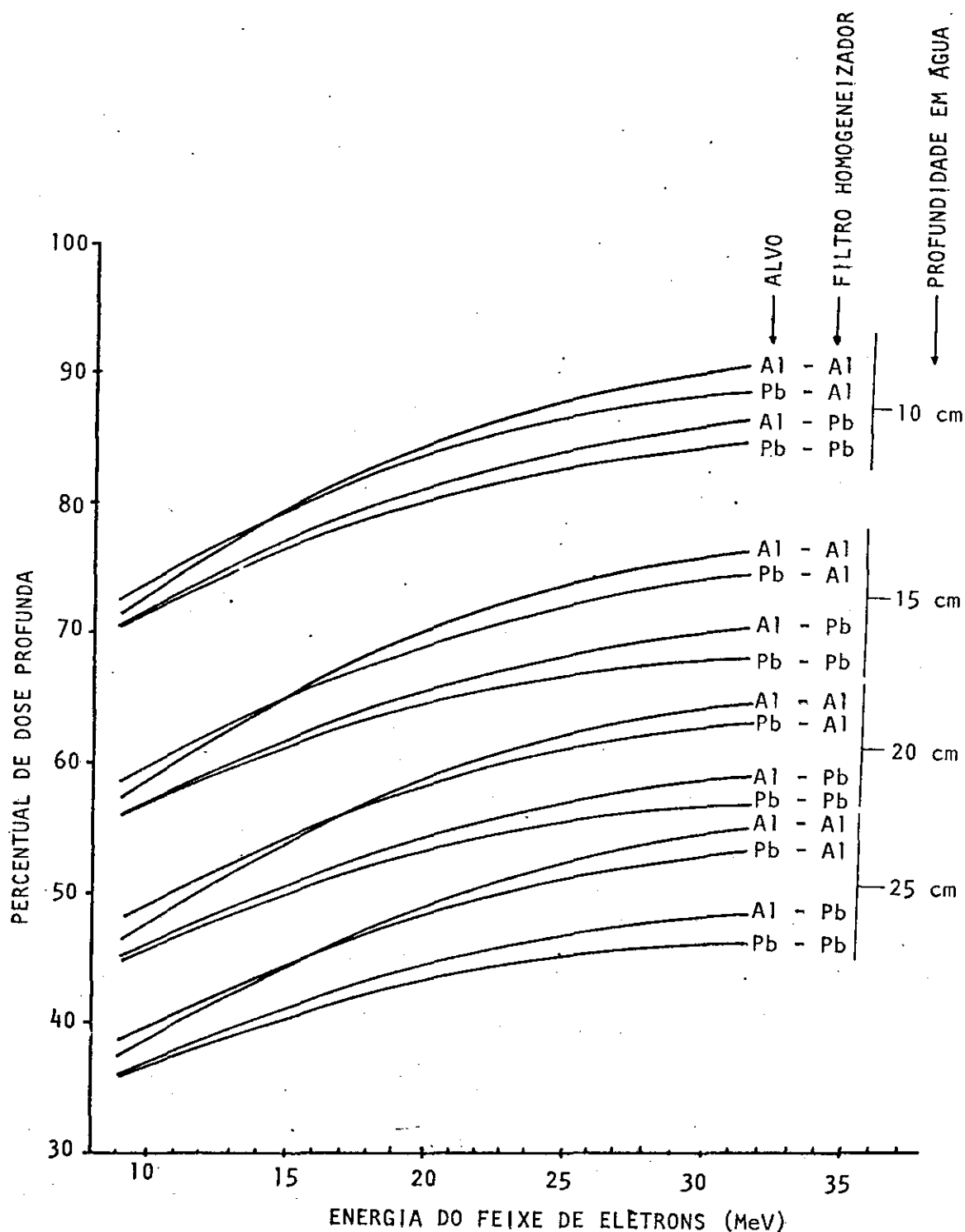


Figura 20 - Percentual de dose com a profundidade para várias profundidades na água como função da energia do feixe de elétrons incidentes para várias associações de alvo e filtro homogeneizador, O campo na superfície da água foi de 10 cm de diâmetro e a DFS utilizada foi de 100 cm (PODGORSK, 1975).

de baixo número atômico (Al). O filtro homogeneizador, em todos os casos, deve ser construído com material de baixo número atômico (Al).

O campo de radiação é considerado homogêneo quando 80% do mesmo possui uma homogeneidade variando em $\pm 3\%$ do valor da intensidade do feixe em seu eixo central, para o maior campo de tratamento fornecido pelo aparelho, na profundidade de definição do filtro homogeneizador.

Após passar pelo filtro homogeneizador, o feixe de fótons passa através de um sistema de câmaras de ionização que determinam a sua homogeneidade, a simetria do feixe e a taxa de dose que está sendo fornecida. Esse sistema serve também, como controle do tempo de exposição.

Para que o feixe de fótons adquira as dimensões necessárias ao tratamento, ele deverá ser colimado. Para isso existe nos aceleradores dois sistemas de colimação, o primário e o secundário (figura 16).

Os colimadores primários são fixos e delimitam o maior campo de tratamento do aparelho. Aproximadamente 5 cm de chumbo são necessários para reduzir a intensidade do feixe a um décimo de seu valor inicial. Os colimadores primários atenuam o feixe, fora da região de interesse, em cerca de mil vezes o valor no eixo central.

O filtro homogeneizador é posicionado entre os colimadores primários e os secundários. Este último é um sistema móvel de colimação e permite a obtenção de diferentes tamanhos para o campo de tratamento. Os colimadores secundários atenuam 99,5% do feixe em relação ao eixo central do mesmo.

A abertura dos colimadores secundários define o tamanho do campo que pode ser visualizado através de um sistema óptico colocado entre o sistema de câmaras de ionização e os colimadores secundários. Esse sistema é composto de uma lâmpada e um espelho, conforme mostra a figura 16. A indicação fornecida pelo sistema óptico e o campo real de radiação devem coincidir com a melhor exatidão possível, a fim de ser realizado o trata-

mento estabelecido.

Um outro sistema óptico indica a distância de tratamento a ser utilizada. Essa distância é conhecida como Distância Foco-Superfície (DFS). Uma variação na DFS irá acarretar numa variação da dose absorvida em profundidade segundo a lei do inverso do quadrado da distância entre o foco irradiador e a posição de tratamento.

Outros sistemas de controle do feixe são utilizados num acelerador linear mas não serão tratados neste trabalho por não serem de relevância para o desenvolvimento do sistema proposto.

III.3 - Aparelhos Existentes no Brasil

Encontram-se instalados no Brasil 45 aceleradores lineares relatados na tabela II, sendo que mais dois encontram-se em processo de importação. Desses aparelhos instalados, cinco encontram-se atualmente fora de operação devido a motivos diversos (falta de componentes de substituição, defeitos diversos, etc).

Na tabela II nota-se que a maioria dos aparelhos estão instalados na região sudeste do país (57,4%) enquanto que as regiões norte e centro-oeste contam com apenas 6,4%.

Quanto à energia de operação dos aparelhos, pode-se classificá-los em três classes como mostra a tabela III. Nota-se que a maioria dos aparelhos são classificados como sendo de pequeno e médio porte.

Aparelhos com energia baixa (até 4 MV) são considerados de pequeno porte, devido às dimensões e complexidades envolvidas em sua construção. Além disso, tais aparelhos apresentam distribuição de dose em profundidade análoga àquela fornecida pelos irradiadores de ^{60}Co ,

Aparelhos com energia entre 6 e 10 MV são considerados de

TABELA II

Distribuição dos aparelhos segundo as regiões do país (INCa, 1982)

REGIÃO	ESTADO	ACELERADOR	LINEAR	"BOMBA DE ^{60}Co "	
		Nº AP.	%	Nº AP	%
SUL	RIO GRANDE DO SUL	3	6,4	9	9,2
	SANTA CATARINA	1	2,1	3	3,1
	PARANÁ	3	6,4	3	3,1
	SUBTOTAL	7	14,9	15	15,4
SUDESTE	SÃO PAULO	17	36,2	31	31,6
	MINAS GERAIS	5	10,6	7	7,1
	RIO DE JANEIRO	5	10,6	19	19,4
	ESPÍRITO SANTO	-	-	1	1,0
	SUBTOTAL	27	57,4	58	59,2
NORDESTE	BAHIA	2	4,3	2	2,0
	SERGIPE	-	-	1	1,0
	ALAGOAS	2	4,3	2	2,0
	PERNAMBUCO	2	4,3	1	1,0
	RIO GRANDE DO NORTE	-	-	1	1,0
	CEARÁ	2	4,3	4	4,2
	PIAUÍ	1	2,1	1	1,0
	MARANHÃO	-	-	1	1,0
	SUBTOTAL	10	21,3	18	18,4
NORTE	AMAZONAS	-	-	1	1,0
	PARÁ	1	2,1	1	1,0
	ACRE	-	-	-	-
	RONDONIA	-	-	-	-
	RORAIMA	-	-	-	-
	AMAPÁ	-	-	-	-
	SUBTOTAL	1	2,1	2	2,0
CENTRO-OESTE	MATO GROSSO DO NORTE	-	-	1	1,0
	MATO GROSSO DO SUL	-	-	1	1,0
	GOIÁS	1	2,1	2	2,0
	DISTRITO FEDERAL	1	2,1	1	1,0
	SUBTOTAL	2	4,3	5	5,0
TOTAL		47	100,0	98	100,0

TABELA III

Distribuição dos aceleradores lineares segundo localização e porte (INCa, 1982)

PORTE	ESTADO	Nº	%
PEQUENO	RIO GRANDE DO SUL	2	4,3
	PARANÁ	3	6,4
	SÃO PAULO	11	23,4
	RIO DE JANEIRO	4	8,5
	MINAS GERAIS	5	10,6
	BAHIA	1	2,1
	ALAGOAS	1	2,1
	PERNAMBUCO	2	4,3
	CEARÁ	1	2,1
	PIAUI	1	2,1
	PARÁ	1	2,1
	GOIÁS	1	2,1
	SUBTOTAL	33	70,2
MÉDIO	RIO GRANDE DO SUL	1	2,1
	SANTA CATARINA	1	2,1
	SÃO PAULO	5	10,6
	RIO DE JANEIRO	1	2,1
	BAHIA	1	2,1
	ALAGOAS	1	2,1
	CEARÁ	1	2,1
	DISTRITO FEDERAL	1	2,1
	SUBTOTAL	12	25,5
GRANDE	SÃO PAULO	1	2,1
	RIO DE JANEIRO	1	2,1
	SUBTOTAL	2	4,3
TOTAL		47	100,0

médio porte por já incluem complexo sistema de controle do feixe. Tais aparelhos também possuem a possibilidade de produzir feixes de elétrons para tratamento.

Para energias maiores do que 10 MV, as complexidades são mais acentuadas, o que torna tais aparelhos muito caros. Além da complexidade introduzida esses aparelhos são classificados como sendo de grande porte devido ao fato de produzirem feixes de elétrons de alta energia (cerca de 30 MeV) para tratamento.

Dos aparelhos instalados no país, a maioria é pertencente aos hospitais nos quais estão instalados, conforme mostra a tabela IV. A quarta parte dos aparelhos existentes (22,2%) pertence a clínicas particulares (INC, 1982).

Dependendo da fabricação, os aceleradores podem ser considerados como de primeira ou segunda geração. Tal classificação se dá de acordo com a tecnologia empregada na construção e na operabilidade dos mesmos. Assim, a maioria dos aparelhos instalados até o ano de 1977 são considerados de primeira geração. Isto não implica que tais aparelhos estão incompatíveis com o uso a que se destinam. Na verdade muitos desses aparelhos apresentam ótimo desempenho operacional.

Os aparelhos instalados a partir de 1977 são construídos com componentes eletrônicos mais sofisticados, sendo que alguns possuem, inclusive, circuitos microprocessadores em seus controles de feixes.

Quanto aos fabricantes dos aparelhos, tem-se no Brasil um grande número de aparelhos de fabricação norte-americana (tabela V), embora os aparelhos de segunda geração são em sua maior parte de origem alemã,

TABELA IV

Distribuição dos serviços de Radioterapia que possuem aceleradores lineares, segundo o tipo de estabelecimento (INCa, 1982)

SERVIÇO DE RADIOTERAPIA	Nº	%
DE PROPRIEDADE DO HOSPITAL	28	59,6
PARTICULAR, DENTRO DO HOSPITAL	9	19,2
SERVIÇO ISOLADO	10	22,2
TOTAL	47	100,0

TABELA V

Distribuição dos aceleradores lineares segundo o fabricante e a tecnologia empregada (INCa, 1982)

FABRICANTE	Nº	1ª GERAÇÃO		2ª GERAÇÃO	
		Nº	%	Nº	%
PHILIPS	3	2	66,7	1	33,3
VARIAN	20	10	50,0	10	50,0
SIEMENS	15	1	6,7	14	93,3
CGR/AECL	9	1	11,1	8	88,9
TOTAL	47	14	29,8	33	70,2

IV - PROPOSTA DE UM SISTEMA POSTAL PARA CONTROLE DE QUALIDADE

IV.1 - Objetivo

Através da análise dos sistemas existentes para a realização do controle de qualidade em aceleradores lineares, resolveu-se desenvolver um sistema postal que permitisse avaliar um maior número de parâmetros envolvidos no controle de qualidade e que não são cobertos por aqueles sistemas.

A necessidade de se abranger tais parâmetros é importante para a determinação das possíveis causas que podem prejudicar o funcionamento dos aparelhos.

IV.2 - Parâmetros verificados pelo Sistema Postal

Serão definidos nesta seção os parâmetros dos aceleradores verificados pelo sistema proposto. Tais parâmetros são definidos pelos organismos internacionais que determinam as normas de proteção radiológica.

Dos vários parâmetros envolvidos escolheu-se os mais importantes e que são factíveis de serem avaliados através de um sistema postal.

IV.2.1 - Coincidência do Campo Luminoso com o Campo de Radiação

Neste item são consideradas as coincidências entre as aberturas dos colimadores dos aparelhos com o sistema óptico de indicação de tamanho de campo. Também é verificada a simetria do campo de radiação em relação ao eixo central do feixe.

A coincidência dos campos é determinada, por exemplo, marcando-se os limites do campo luminoso sobre um filme radiográfico e irradi

ando-se o mesmo. A revelação do filme permite avaliar qual o tamanho do campo de radiação e qual sua relação com o campo luminoso.

Na maioria dos aparelhos o campo de radiação é definido pela isodose de 50%. Assim, uma leitura do filme na região de 50% do valor de máxima dose (centro do filme) permite avaliar a dimensão do campo de radiação. Essa avaliação deve coincidir em $\pm 1,5$ mm com o valor definido pelo campo luminoso do aparelho e pelos indicadores do tamanho de campo.

IV.2.2 - Homogeneidade do Campo de Radiação

A homogeneidade do campo de radiação é definida a uma determinada profundidade.

Nos aparelhos existentes no Brasil, a profundidade de definição da homogeneidade do campo de radiação é de 10 cm, para o maior campo fornecido pelos aparelhos, na distância foco-superfície definida para cada um. No entanto as dosimetrias realizadas nesses aparelhos é realizada através da utilização de um campo de 10 X 10 cm² na superfície do *fantom*.

IV.2.3 - Dose Absorvida em Profundidade

A dose absorvida em profundidade é o parâmetro mais importante para o controle de qualidade. Por este motivo é o único coberto pelos sistemas comentados no capítulo II.

A dose absorvida é determinada nas clínicas através da leitura das cargas coletadas por uma câmara de ionização colocada em determinada profundidade em um *fantom* (usualmente de água). Essas câmaras e seus respectivos eletrômetros possuem um fator característico que permite determinar a exposição recebida através da leitura obtida para a corrente de ionização. Tais fatores são determinados através da calibração do conjunto

câmara/eletrometro (ou simplesmente dosímetro) em feixes de diferentes energias. Os parâmetros desses feixes são obtidos através de câmaras e eletrometros padrões, ou seja, dosímetros que são comparados com padrões internacionais utilizados na determinação dos parâmetros envolvidos na medida da exposição.

Os dosímetros clínicos possuem, quando são calibrados, fatores de calibração com uma incerteza menor do que $\pm 1\%$. No entanto, os parâmetros do feixe de radiação (tamanho de campo, homogeneidade, DFS, etc) podem introduzir erros na determinação da dose absorvida em profundidade. O erro máximo permitido para a dose absorvida fornecida em radioterapia e que não implica em desvios dramáticos no controle do tumor é de $\pm 5\%$ do valor calculado (GOLDEN, 1972; LANZL, 1978; IAEA, 1981).

IV.2.4 - Distância Foco-Superfície (DFS)

Resolveu-se avaliar a DFS pois ela influencia na determinação da dose absorvida segundo a lei do inverso do quadrado da distância. Além de influir na dose absorvida a DFS é utilizada para determinar as dimensões do filtro homogeneizador que, como foi visto, define a homogeneidade do campo de radiação para uma determinada profundidade no material segundo a DFS utilizada.

IV.2.5 - Energia Nominal do Feixe

A dose absorvida é determinada através da razão entre os poderes de freamento médios dos elétrons no meio irradiado. Essa razão é uma função do espectro dos elétrons no ponto de medida que é, por sua vez, função das energias do feixe de raios-X incidente. No entanto, como o espectro de raios-X produzidos por aceleradores operando na mesma energia podem di-

ferir significativamente, a seleção da razão de poder de freamento baseada na indicação da energia do feixe fornecida pelo console do aparelho pode introduzir um erro sistemático na dosimetria (AAPM, 1983).

Para feixes de raios-X assume-se que o espectro dos elê-trons secundários é constante para profundidades maiores do que a profundidade de dose máxima. Na figura 21 tem-se a razão de ionização para medidas realizadas a 10 cm e 20 cm de profundidade em *fantom* de água, poliestireno e acrílico, relativas ao ar, tendo sido mantida fixa a DFS. Nota-se a relação entre a razão de ionização e o potencial nominal de aceleração. Este parâmetro é introduzido como conveniência a fim de se padronizar a nomenclatura, pois é pouco desejável, entre os físicos, descrever os aceleradores através da razão de ionização.

Por esse motivo a qualidade do feixe é expressa em unidades de megavolts. A razão de ionização e o potencial nominal de aceleração são similares ao conceito de camada semiredutora para selecionar a razão de poder de freamento apropriada, embora não definam, unicamente, o espectro dos fótons ou o potencial real de aceleração.

Assim resolveu-se determinar a energia nominal do feixe de radiação a fim de verificar o desvio nos valores utilizados.

IV.3 - Operação com o Sistema Proposto

Como foi visto, os sistemas postais desenvolvidos pelos ôrgãos internacionais preocupam-se somente com a determinação da dose absorvida em profundidade, enquanto que o sistema proposto neste trabalho pretende verificar os itens citados na seção anterior, pelas razões descritas anteriormente.

Para realizar-se a verificação postal do controle de qualidade, o sistema proposto engloba quatro estágios de operação, a saber:

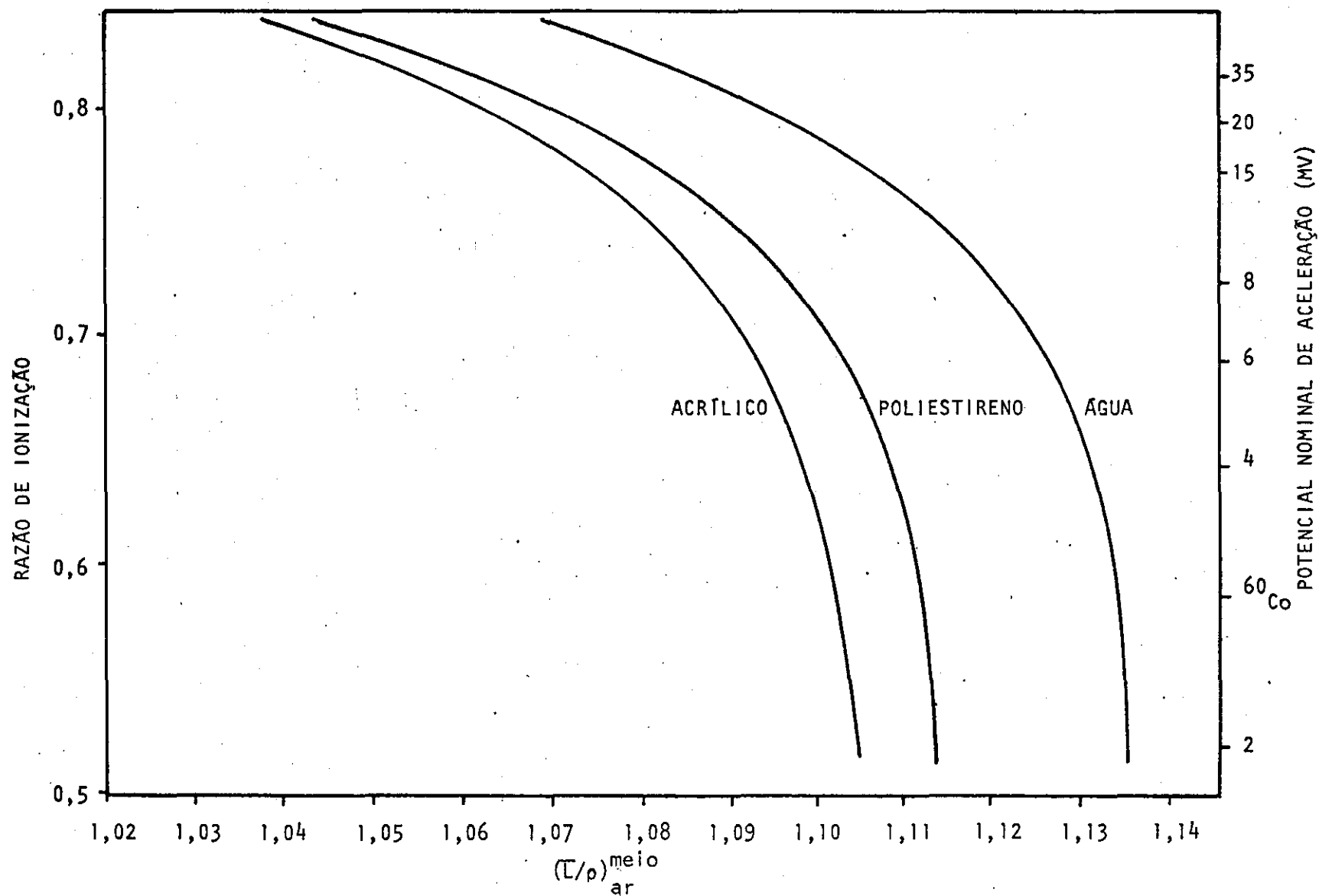


Figura 21 - Razão de ionização e potencial nominal de aceleração contra o poder de freamento dos elétrons no meio em relação ao ar para diferentes meios a 10 e 20 cm de profundidade com DFS fixa. (AAPM, 1983).

1. São enviados à clínica um sistema postal acompanhado de instruções para sua irradiação e de um questionário que visa a obtenção de dados sobre a dosimetria realizada no aparelho e sobre a irradiação do sistema.
2. O sistema e o questionário, após retornarem ao IRD/CNEN, são avaliados e um relatório é enviado à clínica.
3. Caso os resultados encontrados estejam apresentando desvios maiores do que os permitidos, repete-se o estágio acima, notificando-se à clínica os erros encontrados e suas possíveis causas.
4. Após a avaliação deste segundo sistema, procede-se como no segundo estágio caso os resultados se apresentem de acordo com o permissível. Caso contrário, um especialista do IRD/CNEN irá visitar a clínica para a realização de uma verificação in loco do aparelho.

Com esses estágios pretende-se dar maior abrangência operacional ao sistema, procurando-se, assim, suprir suas deficiências, citadas no capítulo II.

IV.3.1 - Coincidência do Campo Luminoso com o Campo de Radiação

A fim de se determinar a coincidência de campos, utiliza-se um filme radiográfico do tipo Industriex-M (importado pela Kodak), acondicionado na caixa que serve como embalagem para o sistema, conforme se rá visto na seção V.1. Além do filme e da caixa serão utilizadas duas placas de lucite com marcadores de chumbo.

Pede-se ao especialista clínico que posicione a caixa sob o feixe luminoso do aparelho, fazendo coincidir as marcas do retículo de localização do mesmo com o retículo impresso na placa inferior de lucite, que se encontra sobre o filme (figura 25). Posiciona-se então a placa superior sobre a caixa, mantendo-se esta imóvel, de modo a fazer coincidir o retículo do aparelho com o retículo impresso nessa placa, quando a DFS utilizada

na superfície da mesma for aquela utilizada pelo aparelho em suas dosimetrias.

Uma exposição que forneça 0,6 Gy (60 rad) de dose absorvida na profundidade de equilíbrio eletrônico associada à energia do feixe produzido pelo aparelho deve ser fornecida na montagem acima descrita.

Através da observação das marcas de chumbo das duas placas sobre o filme, pode-se avaliar a coincidência e a simetria dos campos luminoso e de radiação do aparelho com uma incerteza da ordem de $\pm 1,5$ mm nos limites dos campos.

IV.3.2. - Homogeneidade do Campo de Radiação

Para a verificação da homogeneidade do campo de radiação, o sistema proposto utiliza TLDs de LiF:Mg,Ti, posicionados a 10 cm de profundidade em um *fantom* de água, desenvolvido para este sistema (seção V.1).

Os TLDs, em número de vinte e um, são posicionados em um sistema ortogonal, perpendicular ao eixo do feixe de radiação (figura 24).

Através da avaliação da sensibilidade (resposta da luz termoluminescente emitida na avaliação pela exposição dada no TLD) desses dosímetros, pode-se avaliar a homogeneidade do feixe de radiação com uma precisão de $\pm 3,7\%$, para campos de $11,25 \times 11,25$ cm² e $11,0 \times 11,0$ cm² para DFS de 80 cm e 100 cm, respectivamente.

IV.3.3 - Dose Absorvida em Profundidade

A dose absorvida será determinada em duas profundidades diferentes (5 cm e 10 cm) através de TLDs. A 5 cm a medida será realizada através de três dosímetros e a 10 cm a medida será realizada através dos do

ímetros utilizados para a determinação da homogeneidade do campo, como foi citado no ítem anterior.

A dose absorvida medida pelo sistema postal está sujeita a uma incerteza de $\pm 3,7\%$ como será visto mais a frente.

IV.3.4 - Distância Foco-Superfície

A distância foco superfície será determinada através da observação das imagens projetadas dos marcadores de chumbo das placas de lucite sobre o filme radiográfico, como foi descrito na determinação da coincidência de campos.

Para a determinação da DFS, será utilizada a relação de triângulos semelhantes ilustrada na figura 22, dada por:

$$DFS = (H.M)/(L - M)$$

onde H é a distância entre o filme e a placa superior, M a distância entre dois marcadores nessa placa e L a imagem dessa distância sobre o filme. Através da relação acima pode-se associar um erro de $- 3,5$ cm a $+ 6,7$ cm para a DFS de 80 cm e de $- 7,2$ cm a $+ 8,3$ cm para a DFS de 100 cm.

IV.3.5 - Energia Nominal do Feixe

A energia nominal será determinada através da razão entre as doses absorvidas em duas profundidades diferentes em um *fantom* de água e da DFS utilizada pelo aparelho, determinada como discutido acima.

Será utilizada a relação de Mayenord (JOHNS, 1974; COHEN, 1972) de razão de doses em profundidades, DFS e energias do feixe de radiação, dada por:

$$F = \frac{P(d, r_m, DFS_1)}{P(d, r_m, DFS_2)} = \frac{T(d, r_1)}{T(d, r_2)} \cdot \left(\frac{DFS_1 + d_m}{DFS_1 + d} \cdot \frac{DFS_2 + d}{DFS_2 + d_m} \right)^2$$

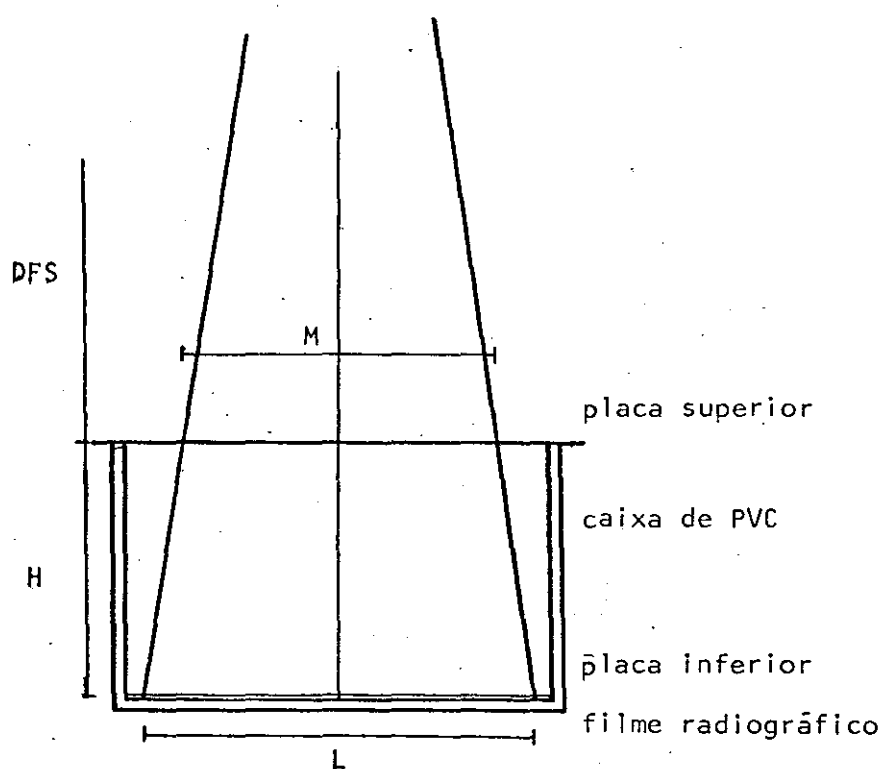


Figura 22 - Diagrama ilustrando a relação de triângulos utilizada para a determinação da DFS obtida pelo sistema postal, através da relação $DFS = (H.M)/(L - M)$. Este diagrama mostra também, o modo como será irradiado o sistema para a avaliação da coincidência de campos (luminoso/radiação).

onde $P(d, r_m, DFS_1)$ é o percentual de dose na profundidade d , para uma distância DFS_1 ; $P(d, r_m, DFS_2)$ é o percentual de dose na profundidade d , para uma distância DFS_2 ; $T(d, r_1)$ é a relação tecido-ar na profundidade d , sendo r_1 o raio do campo nessa profundidade; $T(d, r_2)$ é a relação tecido-ar na profundidade d , sendo r_2 o raio nessa profundidade; r_m é o raio do campo na profundidade de máxima dose (d_m).

Utilizou-se essa relação e os percentuais de dose em várias profundidades (COHEN, 1972) para a determinação das curvas de dependência entre as energias nominais, as razões entre as doses em profundidade e as DFS envolvidas. A partir dessas curvas construiu-se o nomograma da figura 23, que permite a avaliação da energia nominal do feixe diretamente da razão entre as doses absorvidas e da DFS.

A dependência da razão entre as doses absorvidas nas duas profundidades varia com a energia de acordo com a relação

$$R_1 = k \cdot E^{-0,090}$$

onde k é uma constante que varia de 1,551 a 1,506 para as DFS de 80 cm e 100 cm, respectivamente e E é a energia nominal do feixe. A dependência da razão de doses com a DFS é dada pela relação

$$R_2 = c \cdot DFS^{-0,097}$$

onde c é uma constante que varia de 2,093 a 1,973 para as energias de 4 MV a 8 MV.

Essas dependências foram definidas através dos valores fornecidos através do British Journal of Radiology (COHEN, 1972), tendo sido interpoladas utilizando-se uma aproximação linear obtida pelo método dos mínimos quadrados, com um fator de correlação de 99,97%.

Como as dependências da razão de doses com a energia e com a DFS são exponenciais rapidamente decrescentes, uma grande precisão na determinação da razão de doses e na DFS são exigidas para que se possa uti

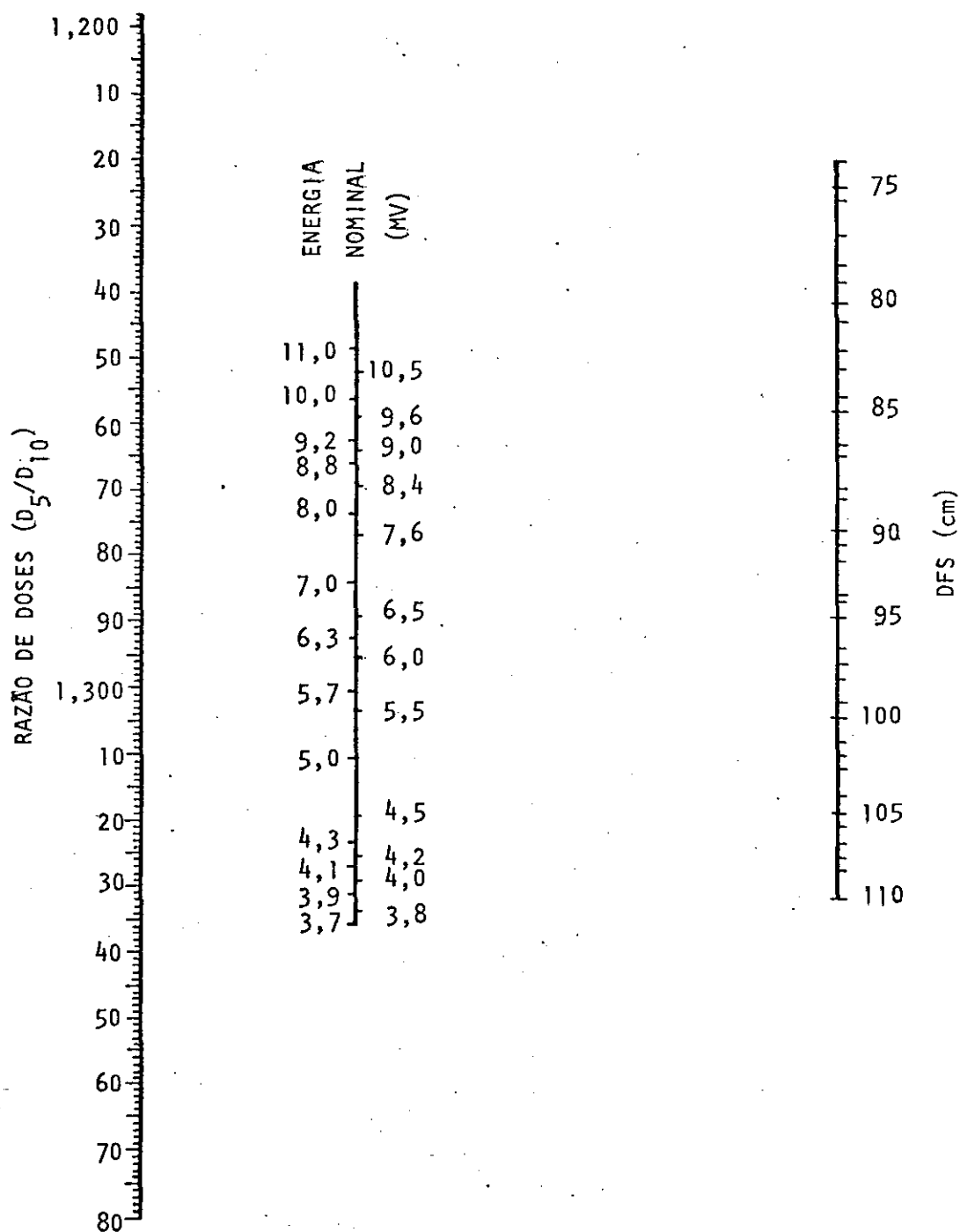


Figura 23 - Nomograma para a determinação da energia nominal do feixe de radiação de aceleradores lineares clínicos, através da razão entre as doses fornecidas nas profundidades de 5 e 10 cm em água e da distância entre o alvo (foco) e a superfície do meio.

lizar o nomograma desenvolvido.

Desde que as precisões envolvidas na determinação das doses absorvidas e da DFS não permitirão avaliar a energia com grande precisão, em casos em que forem observados grandes desvios na homogeneidade, ou nas doses absorvidas, poderá ser feita uma avaliação qualitativa das causas desses desvios.

V - DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA PROPOSTO

Para a verificação postal necessita-se de um sistema simples e que permita a obtenção das informações citadas no capítulo IV. Por esse motivo, os sistemas desenvolvidos pela IAEA e BRH, comentados no capítulo II, não envolvem a determinação de muitos parâmetros, como o que é proposto neste trabalho.

O sistema, para realizar as medidas citadas na seção IV.3, é composto de duas partes:

a) *Fantom de água com dosímetros termoluminescentes*

Através deste *fantom* obtêm-se a avaliação das doses absorvidas a 5cm e a 10 cm de profundidade, além da homogeneidade do campo de radiação a 10 cm de profundidade.

b) *Caixa de PVC com filme radiográfico e placas de lucite com marcadores de chumbo*

Esta caixa serve como embalagem para o sistema e permite a avaliação da coincidência do campo luminoso com o campo de radiação e também da DFS utilizada pelo aparelho. Além dessas medidas, através de dosímetros termoluminescentes acondicionados na tampa da caixa, pode-se avaliar o sinal de radiação a que o sistema é submetido durante o transporte.

Com os dados fornecidos através da avaliação do filme e dos TLDs colocados no *fantom* pode-se, ainda, determinar a energia nominal do feixe como foi visto anteriormente.

Este sistema, embora apresente maior complexidade em relação aos sistemas já existentes, permitirá a observação de vários parâmetros envolvidos na dosimetria dos aparelhos, o que julgamos compensar a complexidade introduzida.

V.1 - Determinação das dimensões do sistema

V.1.1 - *Fantom*

Para a escolha do material constituinte do *fantom* levou-se em consideração três fatores:

- a) *reprodutibilidade da resposta dos TLDs no mesmo,*
- b) *equivalência do material com o tecido muscular,*
- c) *facilidade de obtenção desse material e o volume/peso final do sistema.*

Construiu-se inicialmente um *fantom* sólido de material equivalente ao tecido conhecido como *Mix-D* (LEÃO, 1975; WHITE, 1978), que tem sido utilizado como material equivalente a tecido em muitos trabalhos.

Porém a construção de um *fantom* sólido apresenta algumas desvantagens, como por exemplo o peso final do sistema, o que nos sugeriu o desenvolvimento de um sistema contituído por um *fantom* de água.

Esse *fantom* apresenta a vantagem de ser o tipo mais empregado nas dosimetrias dos aparelhos e também é utilizado para a determinação dos parâmetros que definem os campos e doses de tratamento.

Para a determinação das dimensões do *fantom* levou-se em consideração as dimensões do campo na sua superfície ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) e as profundidades envolvidas nas medidas (5 e 10 cm)

Essas dimensões foram escolhidas por serem as mais comumente utilizadas nas dosimetrias.

Foi exposta uma câmara de ionização de $0,6 \text{ cm}^3$ (Farmer modelo 2505) associada a um eletrômetro (Baldwin modelo 2503), num *fantom* de água, com o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície e mediu-se a intensidade de radiação no centro do campo, em seus limites e a 1, 2, 3 e 4 cm desses limites. Os valores das intensidades, normalizados para o valor da intensidade no centro do campo são mostrados na tabela VI.

TABELA VI

Intensidade do feixe de radiação a 10 cm de profundidade para diferentes energias, a diferentes distâncias da borda do campo, normalizada para o centro do campo.

DISTÂNCIA DA BORDA DO CAMPO (cm)	APARELHOS		
	THERATRON 60 (^{60}Co)	THERAC 6 (6 MV)	SATURNE 18 (18 MV)
0	55,3	52,1	43,2
1	9,0	6,5	8,5
2	5,2	4,0	4,7
3	3,5	3,0	2,9
4	1,7	1,2	1,1

TABELA VII

Influência do tamanho da superfície do *fantom* na resposta dos TLDs, para as duas profundidades a serem utilizadas no sistema postal, normalizada para a dose fornecida a 5 cm de profundidade, em duas energias diferentes para um campo na superfície do *fantom* de 10 X 10 cm².

PROFUNDI DADE (cm)	APARELHOS					
	THERATRON 60			SATURNE 18		
	SUPERFICIE DO <i>fantom</i> (cm ²)					
	12 X 12	15 X 15	18 X 18	12 X 12	15 X 15	18 X 18
5	1,000	0,998	1,001	1,003	0,999	1,000
10	0,650	0,651	0,655	0,760	0,762	0,764

Pode-se ver nessa tabela que a mais de 2 cm do limite do campo, na profundidade utilizada, a intensidade da radiação é menor do que 5% de seu valor no centro do campo.

Foi medida também a resposta dos TLDs em função das dimensões do *fantom* para duas energias diferentes a duas profundidades diferentes. O campo utilizado na superfície nestes casos, foi de 10 X 10 cm².

O resultado dessa medida é mostrado na tabela VII, a qual não assinala nenhuma alteração significativa na resposta dos dosímetros em função das dimensões do *fantom*.

Construiu-se então, uma cuba de lucite de 16 X 16 X 15 cm³ que deverá ser enchida com água pelo físico hospitalar que irá realizar a exposição do mesmo sob o feixe de radiação.

Na figura 24 temos um esquema do *fantom* desenvolvido com as posições nas quais serão acondicionados os TLDs a 5 e 10 cm de profundidade.

V.1.2 - Acondicionamento do *Fantom*

Para acondicionar o *fantom* durante o transporte, construiu-se uma caixa de PVC revestida com isopor (a fim de serem evitados choques mecânicos durante o transporte do sistema). Na tampa dessa caixa são acondicionados dois TLDs a fim de ser medido o nível de radiação que o sistema será submetido durante o transporte.

A caixa possui, também, função ativa na medida de alguns parâmetros, como foi discutido na seção IV.3. Para a realização das medidas, um filme radiográfico é acondicionado na face inferior interna da caixa e, sobre o mesmo, é fixada uma placa de lucite com marcadores de chumbo e um retículo de orientação para a localização do campo luminoso do aparelho sobre a mesma (figuras 25 e 26).

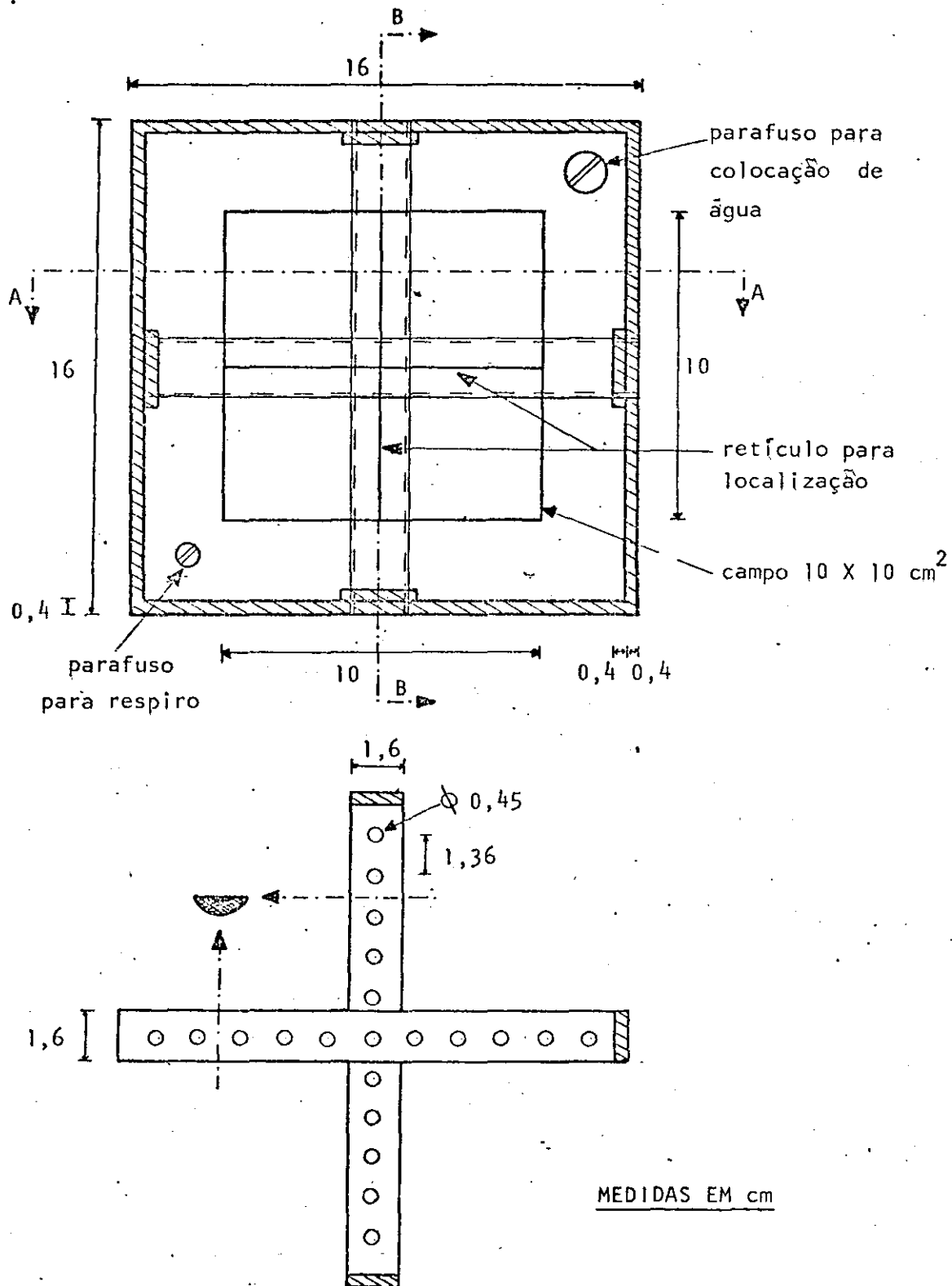


Figura 24a - Vista superior da cuba de lucite desenvolvida para o sistema proposto. Na parte inferior da figura está esquematizado o sistema ortogonal para acondicionamento dos TLDs a 10 cm de profundidade no *fantom*. Os cortes marcados na figura são apresentados na figura 24b e 24c.

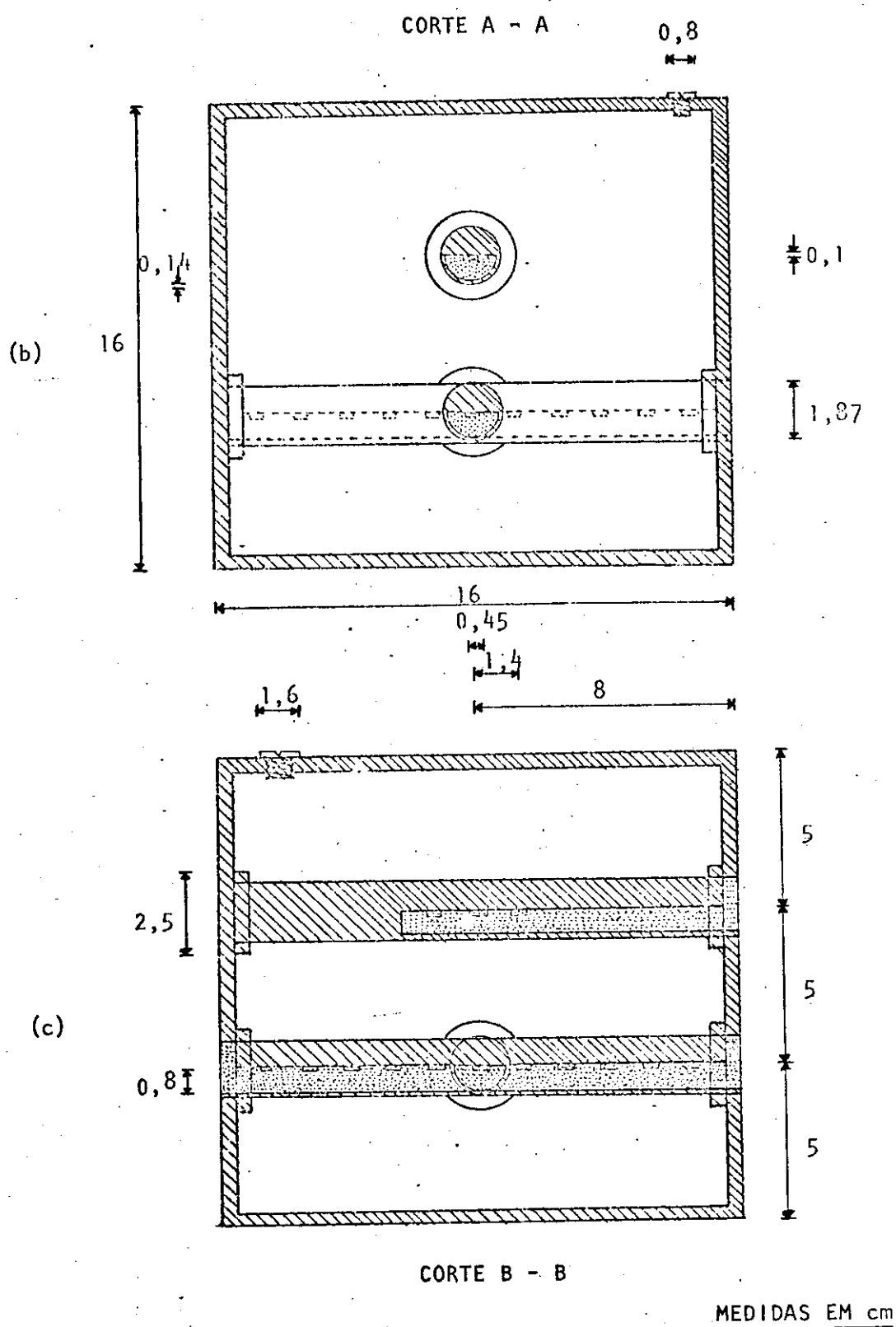


Figura 24b e 24c - Cortes da cuba de lucite mostrando o posicionamento dos TLDs a 5 e 10 cm de profundidade

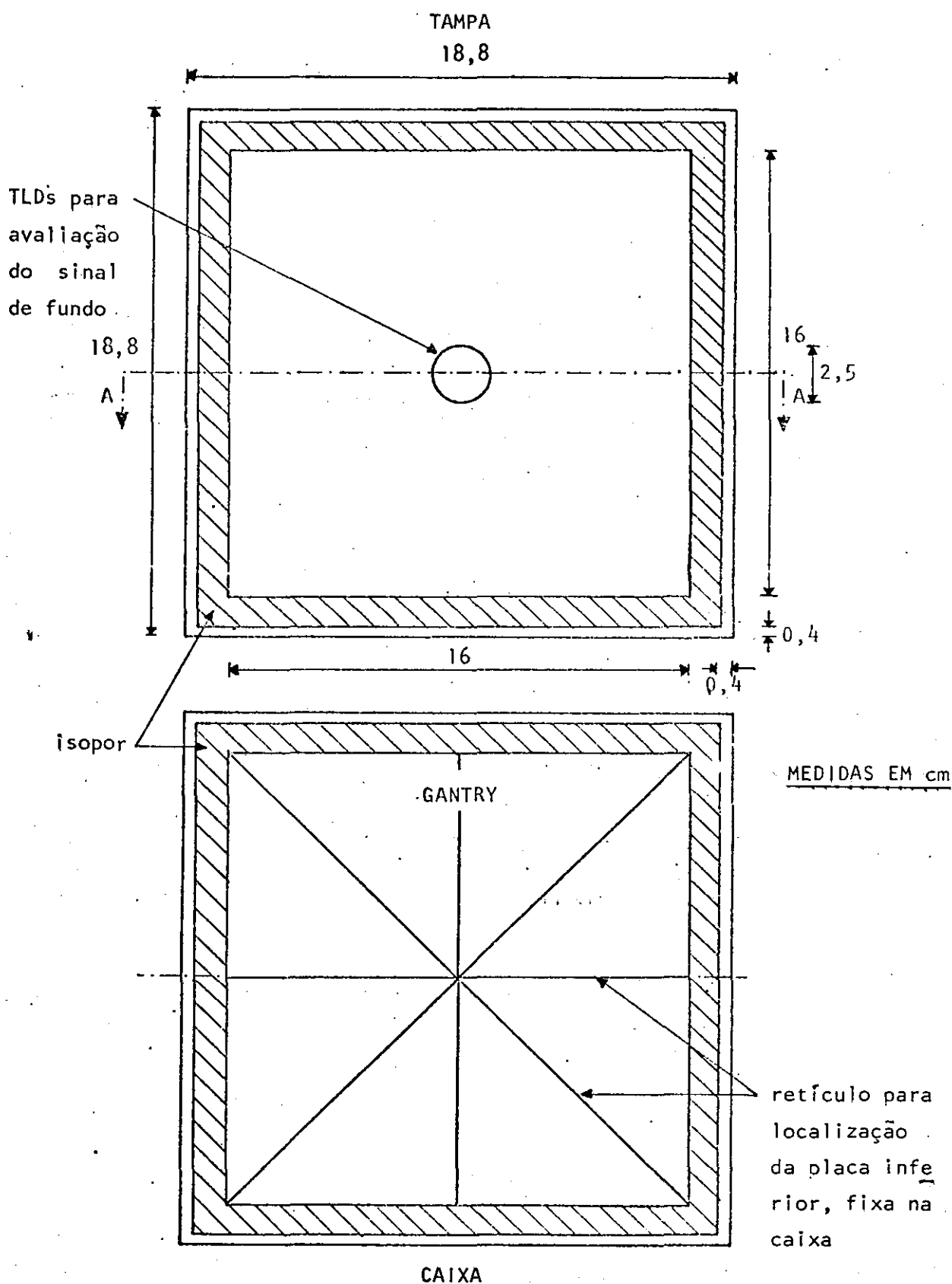
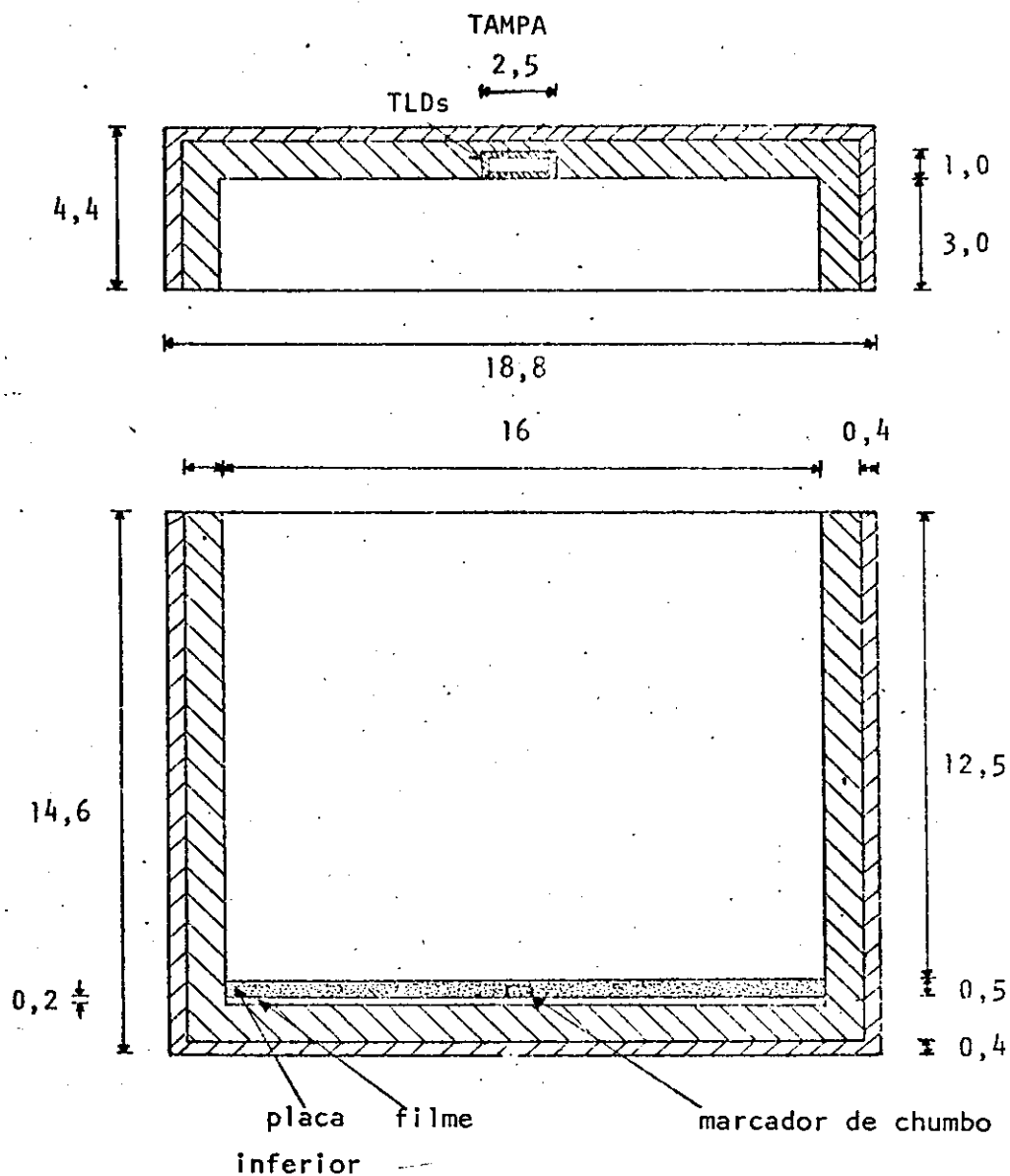


Figura 25a - Esquema da caixa que acondiciona o *phantom* durante o transporte. Na parte superior da figura temos a tampa da caixa com os TLDs para avaliação do sinal a que o sistema será submetido durante o transporte. Na parte inferior é ilustrada a vista superior da caixa com a placa inferior



MEDIDAS EM cm

Figura 25b - Corte da caixa e de sua tampa. Nota-se nesta figura o posicionamento da placa inferior de lucite com seu marcador central de chumbo e o filme radiográfico sob ela. Na tampa da caixa são acondicionados os TLDs para avaliação do sinal de fundo durante o transporte do sistema.

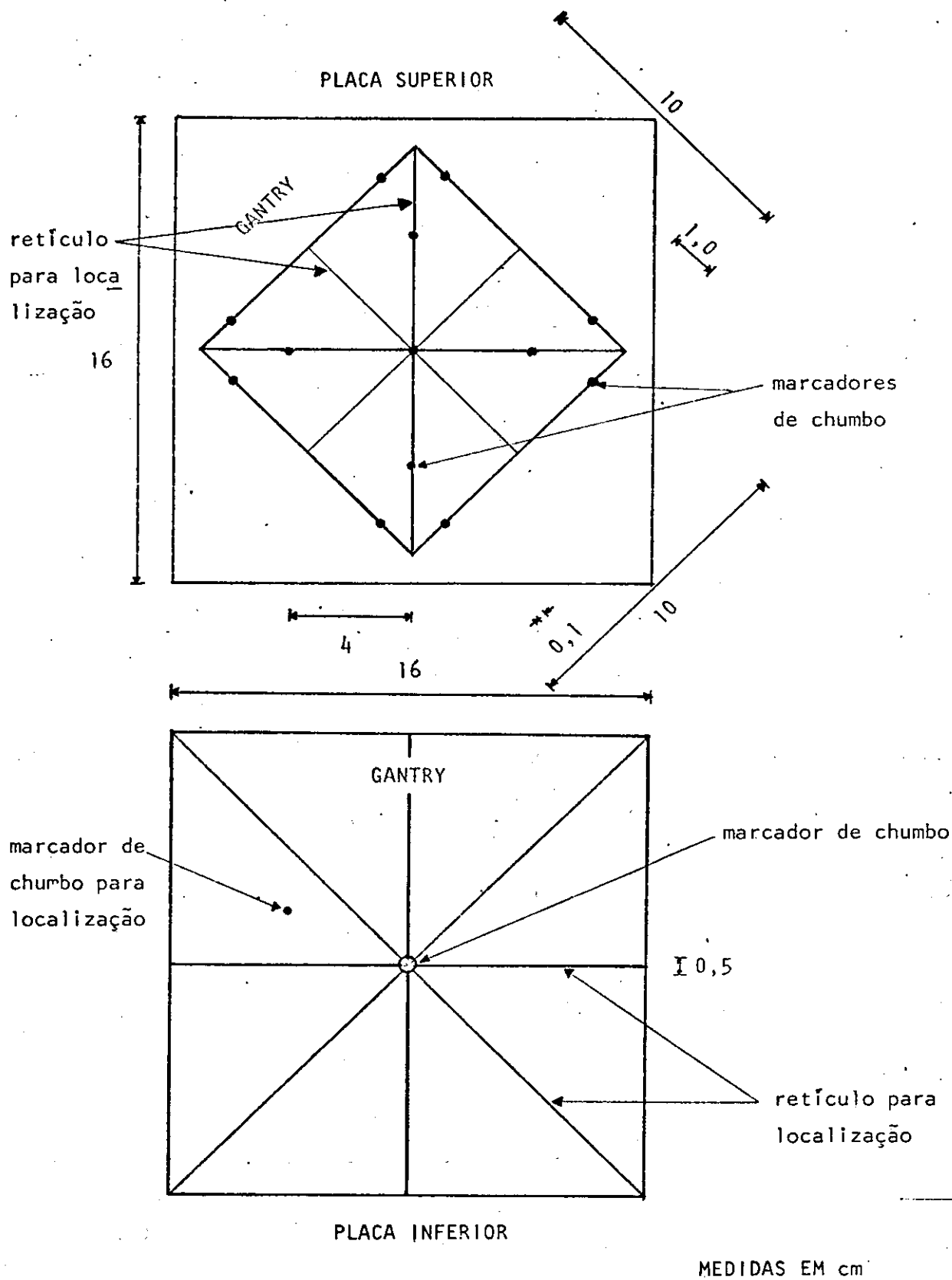


Figura 26 - Esquema das placas de lucite com marcadores de chumbo para a avaliação dos parâmetros citados no texto. A placa inferior é fixada sobre o filme no fundo da caixa, enquanto que a placa superior é enviada sobre o *fantom*,

Uma outra placa de lucite com marcadores de chumbo é enviada sobre o *fantom*, dentro da caixa, a qual deverá ser posicionada sobre a caixa, quando esta for irradiada (Apêndice C).

O sistema completo, formado pela caixa, placas de lucite, *fantom*, TLDs e filme radiográfico tem um peso total de 2,5 kg.

V.2 - Calibração do Sistema

V.2.1 - Dosímetros Termoluminescentes

Para a avaliação da sensibilidade dos TLDs (Apêndice A), utilizou-se uma leitora de TLDs modelo Teledyne 7300C que fornece a leitura através da integração da luz termoluminescente emitida e/ou da curva de emissão TL contra a temperatura. Essa leitora apresenta uma incerteza da ordem de $\pm 0,3\%$.

V.2.1.1 - Tratamento Térmico

O tratamento térmico dos dosímetros foi realizado aquecendo-os a $(100 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ durante quinze minutos — tratamento pré-avaliação — e a $(400 \pm 5)^{\circ}\text{C}$ durante quinze minutos — tratamento pré-exposição. O resfriamento dos TLDs após cada tratamento foi realizado em estufa.

O tratamento térmico usualmente empregado para os dosímetros utilizados neste trabalho é de duas horas a 400°C seguido de uma hora a 100°C — tratamento pré-exposição — e de quinze minutos a 100°C — pré-avaliação.

Tal tratamento acarreta uma grande demora no processo de preparo do sistema para envio à clínica. Por esse motivo adotou-se o tratamento mencionado anteriormente.

Como o tratamento térmico pré-exposição é necessário para eliminar o sinal remanescente no TLD após sua leitura (BECKER, 1973; CAMERON, 1968; MCKINLAY, 1981), procurou-se avaliar se o tratamento escolhido não introduz erros na eliminação desse sinal remanescente. Para esse estudo irradiou-se dez TLDs virgens (sem terem sofrido exposição anterior) em feixe de radiação do ^{60}Co . As leituras do sinal remanescente em cada TLD foram obtidas após a leitura do sinal relativos a diferentes exposições. Na figura 27 tem-se o comportamento do sinal residual, relativo ao valor inicial, após as diferentes exposições. Nota-se que o tratamento escolhido não resulta em grande variação do sinal residual nos dosímetros.

V.2.1.2 - Variação do sinal residual devido ao nível de exposição

Para verificar-se a variação do sinal residual no TLD com o nível de exposição, expôs-se dez TLDs a um nível de exposição de 2,6 mC/kg (100 R) para um feixe de radiação do ^{60}Co .

Esta medida é mostrada na figura 28 onde tem-se a sensitividade relativa observada em relação ao nível inicial de sinal residual, contra as exposições acumuladas.

Nota-se um aumento do sinal com o acúmulo de exposições, que é causado pelo efeito de supralinearidade (MCKINLAY, 1981) que ocorre com os dosímetros termoluminescentes. Por esse motivo, resolveu-se avaliar o sinal residual dos dosímetros a cada quatro aplicações do sistema postal, quando o mesmo estiver em serviço de rotina de controle de qualidade.

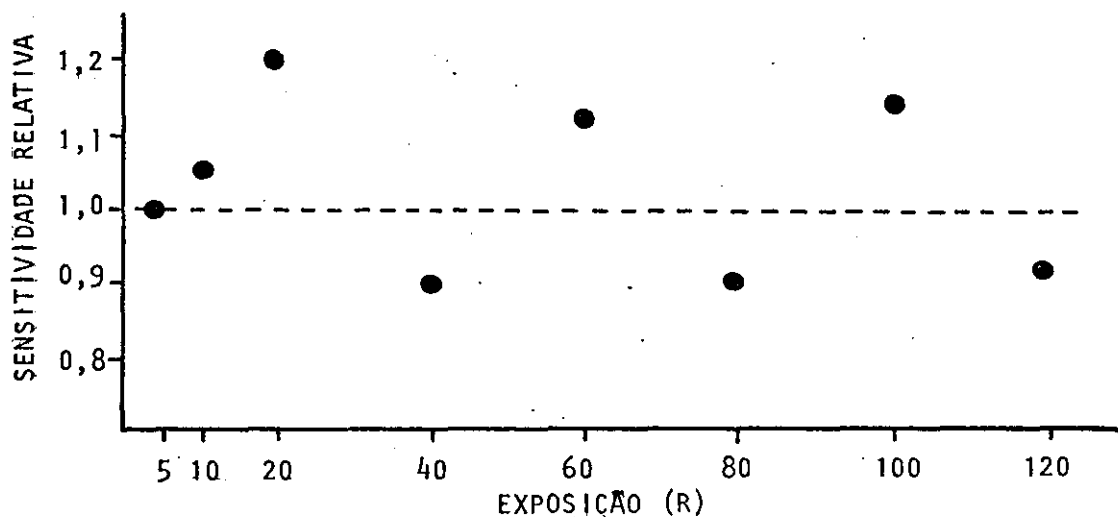


Figura 27 - Variação do nível de sinal residual após o tratamento pré-exposição escolhido de 15 minutos a 400°C . Nota-se que a flutuação não implica em alteração do sinal devido a esse tratamento. O erro em cada medida é de $\pm 5\%$.

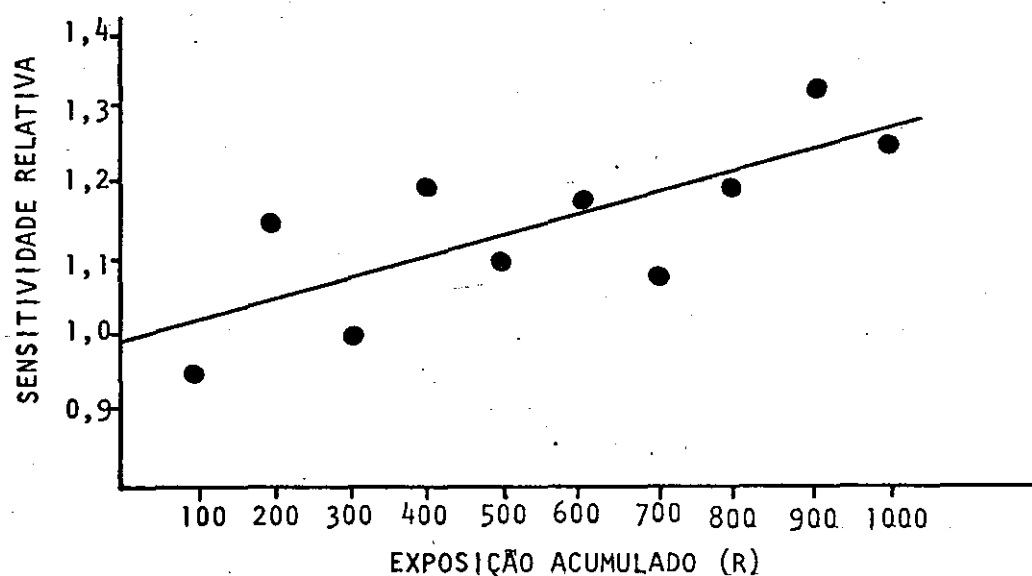


Figura 28 - Variação do nível de sinal residual devido ao nível de exposição dos dosímetros. No eixo das abscissas tomou-se o sinal residual das exposições acumuladas, sendo que cada exposição foi de 100 R. Nota-se um acréscimo na sensibilidade devido ao efeito de supralinearidade dos TLDs.

V.2.1.3 - Desvanecimento do sinal armazenado

O desvanecimento do sinal armazenado nos TLDs devido ao intervalo de tempo entre a exposição e a avaliação dos mesmos foi determinado irradiando-se um lote de 100 TLDs com uma exposição de 2,6 mC/kg (100R) em feixe de radiação do ^{60}Co . As avaliações foram realizadas durante um período de 60 dias, que é o período máximo entre o envio e o retorno do sistema postal, que foi observado através do sistema postal de controle de qualidade realizado pelo IRD/CNEN para irradiadores de ^{60}Co .

A sensibilidade relativa à sensibilidade observada logo após a irradiação dos TLDs, em função do intervalo de tempo (dias) entre as avaliações é observado na figura 29, a qual não mostra nenhum desvanecimento do sinal durante o intervalo observado.

V.2.1.4 - Reprodutibilidade

A sensibilidade dos TLDs pode variar de uma irradiação a outra devido à concentração de armadilhas no cristal termoluminescente. Essa variação deve ser a mínima possível para que se possa associar a correta exposição ao valor observado para a luz TL emitida pelo dosímetro.

Assim, para a determinação da reprodutibilidade dos dosímetros empregados neste trabalho, escolheu-se uma amostra de 30 dosímetros de um lote inicial de 300 (virgens), os quais foram submetidos a dez exposições em feixe de radiação do ^{60}Co , sob idênticas condições. Os valores médios das sensibilidades obtidas para cada TLD, normalizados para o valor médio da sensibilidade observada para a amostra são mostrados na figura 30. Nota-se que 70% dos dosímetros da amostra encontram-se com sensibilidade relativa, ou reprodutibilidade, melhor do que $\pm 1,5\%$ que foi o valor obtido para o desvio padrão da amostra multiplicado pelo fator $t = 2,756$ de-

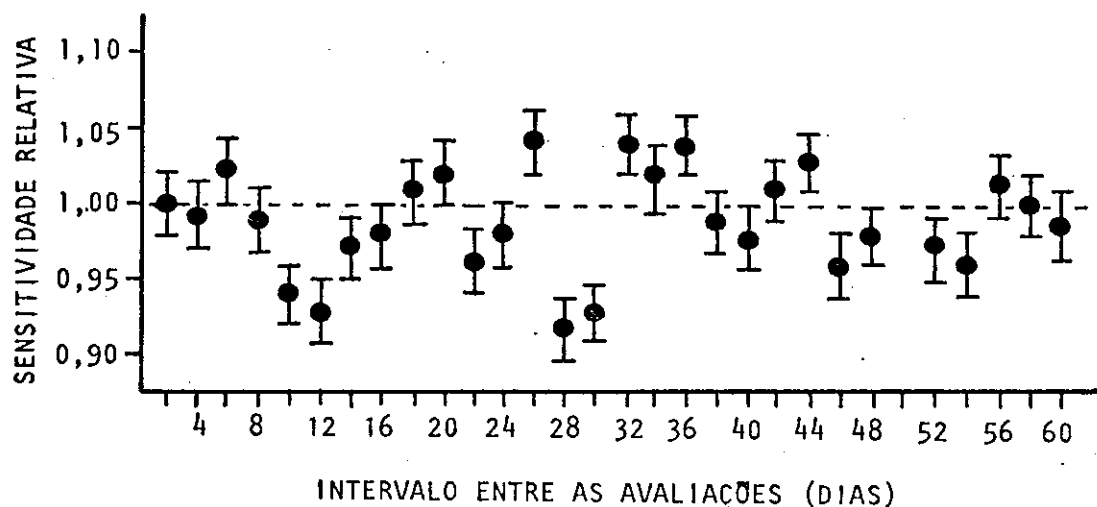


Figura 29 - Desvanecimento do sinal acumulado no TLD devido ao intervalo entre exposição e avaliação. Temperatura de armazenamento do TLD da ordem de 27°C; exposição inicial de 100 R; desvio em cada avaliação da ordem de $\pm 2\%$. Foi utilizado o tratamento térmico discutido no texto.

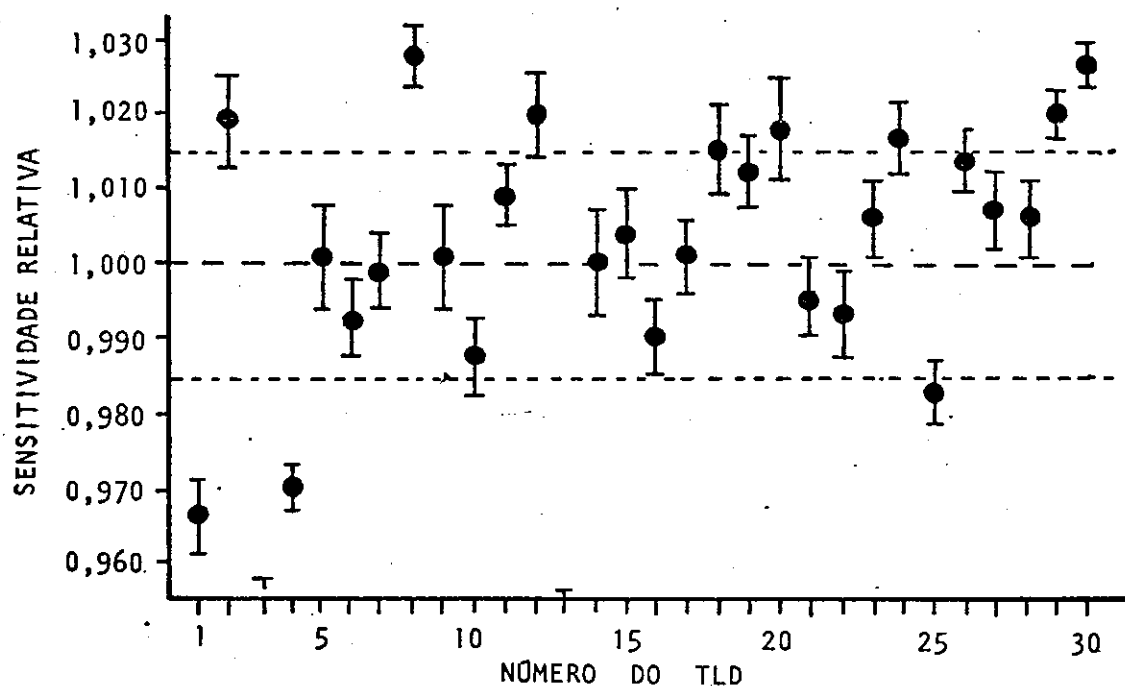


Figura 30 - Reprodutibilidade de uma amostra de 30 dosímetros do lote escolhido. Foram efetuadas 10 irradiações em cada TLD em fonte de ^{60}Co . As avaliações dos dosímetros foi feita em uma leitora do tipo TELEDYNE 7300C. Nota-se que 63% dos dosímetros apresentam reprodutibilidade dentro de $\pm 1,5\%$ do valor médio dos 30 dosímetros.

rivado da distribuição de *Student*.

V.2.1.5 - Homogeneidade do lote

Os dosímetros termoluminescentes de um lote são fabricados a partir do crescimento de um cristal de LiF dopados com Mg e Ti sendo en tão pulverizados ($\approx 2 \mu\text{m}$) e prensados sob diferentes formatos em diversos materiais.

Neste processo podem ocorrer imperfeições em cada dosímetro o que irá provocar uma alteração nas sensitividades de cada dosímetro em relação à sensibilidade média do lote.

Para observar-se esse comportamento, irradiou-se 300 TLDs em feixe de radiação de ^{60}Co em três exposições, sendo que o valor obtido para cada TLD, em relação ao valor médio obtido para o número total de dosímetros, da sensibilidade apresentou uma distribuição normal, mostrada na figura 31. Essa figura mostra que para um nível de confiança de 95% temos 200 dosímetros, ou seja, para o lote escolhido, 200 dosímetros apresentaram sensibilidade média entorno de dois desvios padrões do valor da sensibilidade do lote.

V.2.1.6 - Dependência Energética

Observa-se (BECKER, 1973; McKINLAY, 1981) que a sensitividade dos TLDs depende da energia do feixe de fótons a que é exposto, sendo maior a baixas energias (da ordem de 100 kV) devido à maior predominância do efeito fotoelétrico na interação dos fótons com o meio material irradiado. Para o caso do TLD de LiF a sensibilidade diminui por volta de 100 kV, mantendo-se constante para maiores energias (até 1,25 MeV).

A fim de observar se a sensibilidade se mantém constante

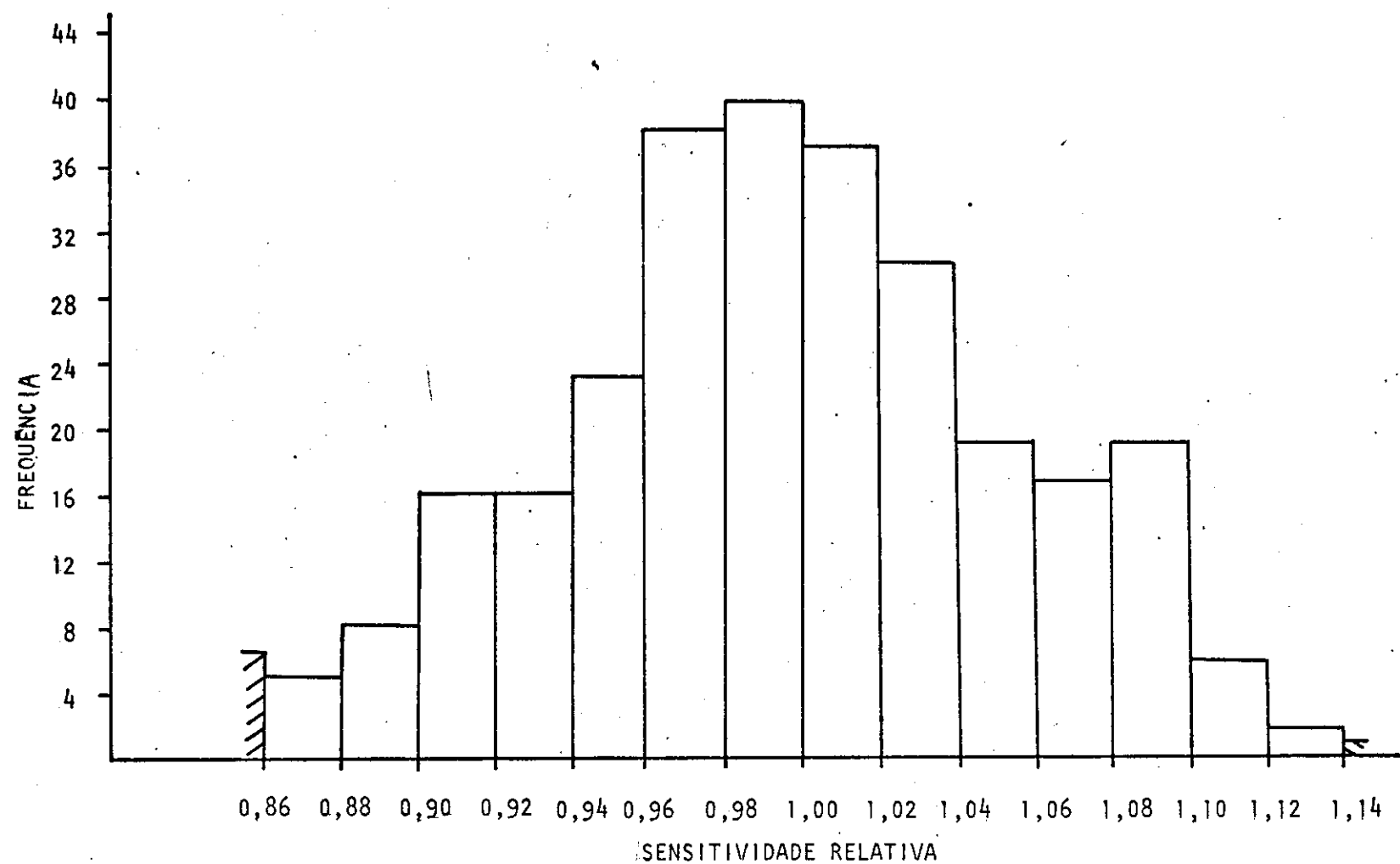


Figura 31 - Distribuição de frequência contra a sensibilidade para os dosímetros termoluminescentes estudados neste trabalho.

para energias maiores do que a energia do ^{60}Co , que é a usualmente estudada, expôs-se os 200 dosímetros discutidos no item anterior, a feixes de radiação do ^{60}Co e fótons de aceleradores de 4, 6, 8, 9, 10 e 18 MV. Os dosímetros foram expostos simultaneamente com uma câmara de ionização do tipo Farmer (de $0,6\text{ cm}^3$) associada a um eletrômetro Baldwin. A dose absorvida fornecida nessas irradiações foi da ordem de $0,8\text{ Gy}$ (80 rad).

A resposta obtida para a sensibilidade, relativa à sensibilidade observada para o feixe de radiação do ^{60}Co , para cada energia estudada é mostrada na figura 32. Nota-se nessa figura um decréscimo da sensibilidade dos TLDs com o aumento da energia do fóton. Acreditamos que este efeito se deve à maior recombinação dos elétrons armadilhados, devido à maior energia que recebem durante a exposição.

V.2.1.7 - Linearidade da resposta com a exposição

Como os TLDs apresentam efeito de supralinearidade com a exposição a que são submetidos (BECKER, 1973; CAMERON, 1968; McKINLAY, 1981), foi realizada a medida da linearidade da resposta dos TLDs em função da exposição a que os mesmos serão submetidos. Desta maneira, irradiou-se o sistema postal em feixes de ^{60}Co e fótons de aceleradores de 6, 10 e 18 MV. Os resultados dessas medidas são mostrados na figura 33, onde se observa um pequeno aumento da linearidade a baixas doses, embora esse aumento seja desprezível para o nosso trabalho.

A regressão linear mostrada na figura 33 foi feita pelo método dos mínimos quadrados para as respostas obtidas para o feixe de radiação do ^{60}Co . Os pontos assinalados para os outros feixes foram normalizados para o feixe do ^{60}Co .

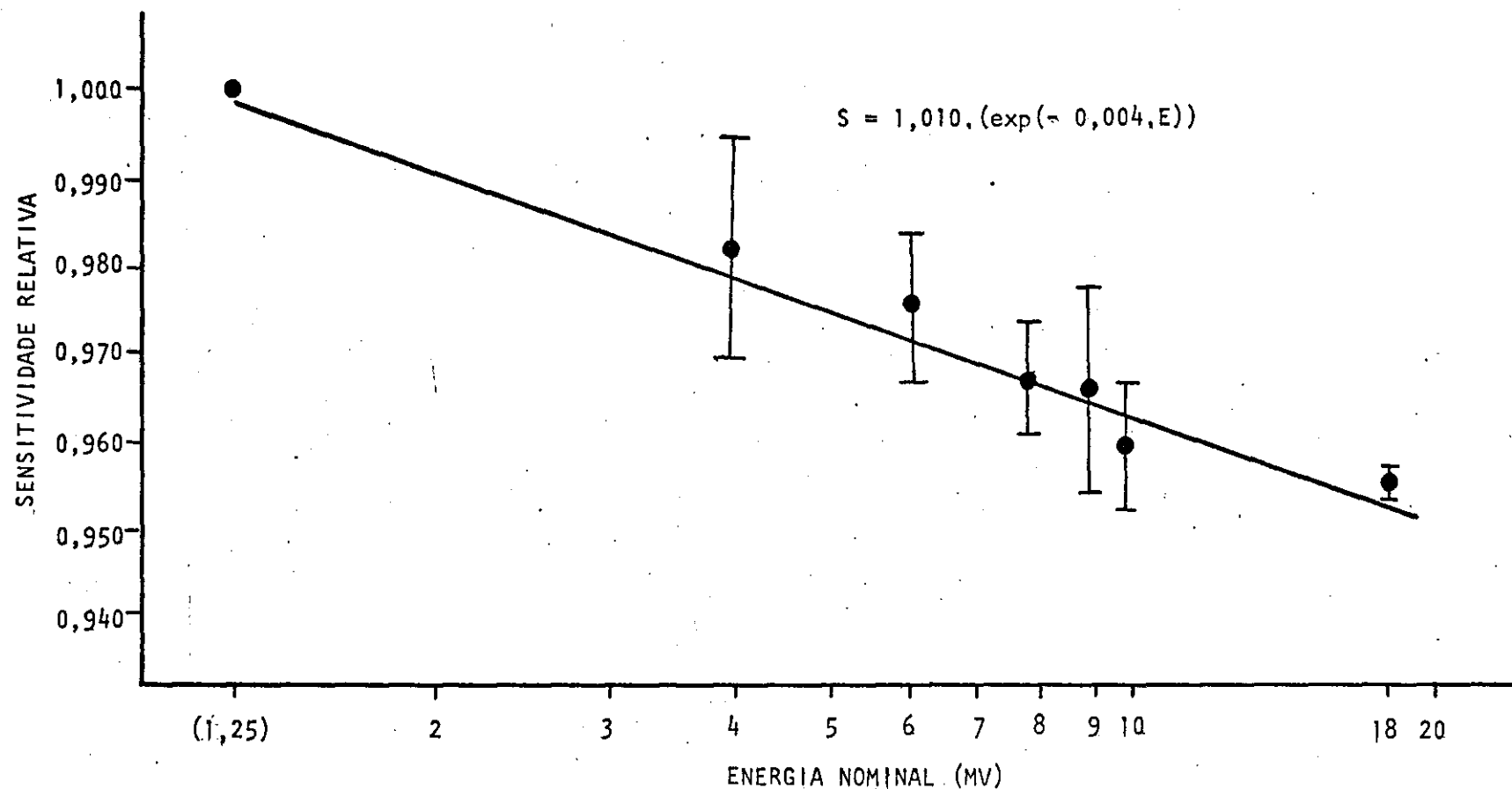


Figura 32 - Dependência energética dos TLDs utilizados no sistema postal para diferentes energias, A regressão linear foi feita através do método de mínimos quadrados, Cada ponto foi normalizado para o valor obtido para o ^{60}Co .

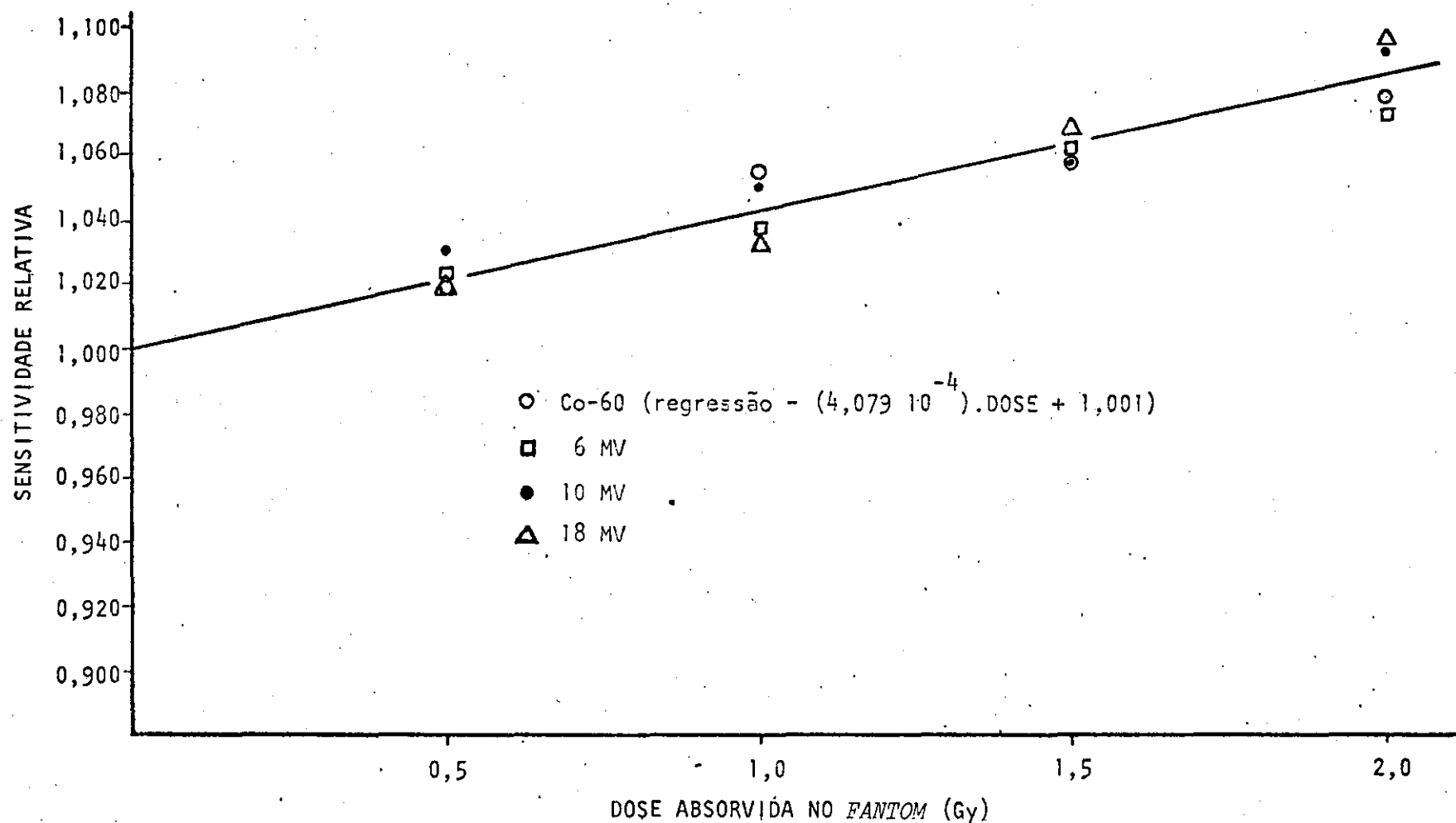


Figura 33 - Variação da sensibilidade dos dosímetros com o nível de exposição a que serão submetidos para quatro diferentes energias. A regressão foi feita para a radiação do ^{60}Co . Os pontos referentes às outras energias são relativos à reta ajustada.

V.2.2 - Filme Radiográfico.

Após estudar o comportamento de diferentes filmes radiográficos sob feixes de radiação de alta energia, resolveu-se utilizar o filme Industriex-M (importado pela Kodak) devido às suas características.

A curva de resposta (densidade ótica *vs* dose absorvida) é mostrada na figura 34. Para a obtenção dessa curva irradiou-se vários filmes, sob idênticas condições, em feixes de ^{60}Co e de aceleradores de 6 e 18 MV. Nessas irradiações os filmes foram mantidos sob placas de lucite a fim de se assegurar as condições de equilíbrio eletrônico durante as exposições.

Note-se que as avaliações efetuadas através do filme radiográfico, procura-se apenas o contraste entre as imagens do campo irradiado e dos marcadores de chumbo colocados nas placas de lucite, conforme foi discutido na seção IV.3. Por esse motivo não é necessária a presença de material equivalente a tecido sobre o filme durante as irradiações do sistema, a fim de se assegurar o equilíbrio eletrônico.

Na figura 35 tem-se uma representação de um filme corretamente exposto sob um feixe de radiação de acordo com o procedimento estipulado para sua irradiação.

As marcas A e B da figura servem para indicar a orientação do filme sob o feixe de radiação e seu alinhamento.

Esta imagem foi obtida através da observação de um filme irradiado em um feixe de raios-X de 18 MV*. Foram realizadas, também neste aparelho, irradiações com a simulação de desvios no alinhamento e posicionamento do cabeçote e do *gantry* do aparelho a fim de se observar os possíveis desvios que irão eventualmente, ocorrer nas aplicações do sistema postal.

*Therac 20 do Instituto Nacional do Câncer - Rio de Janeiro.

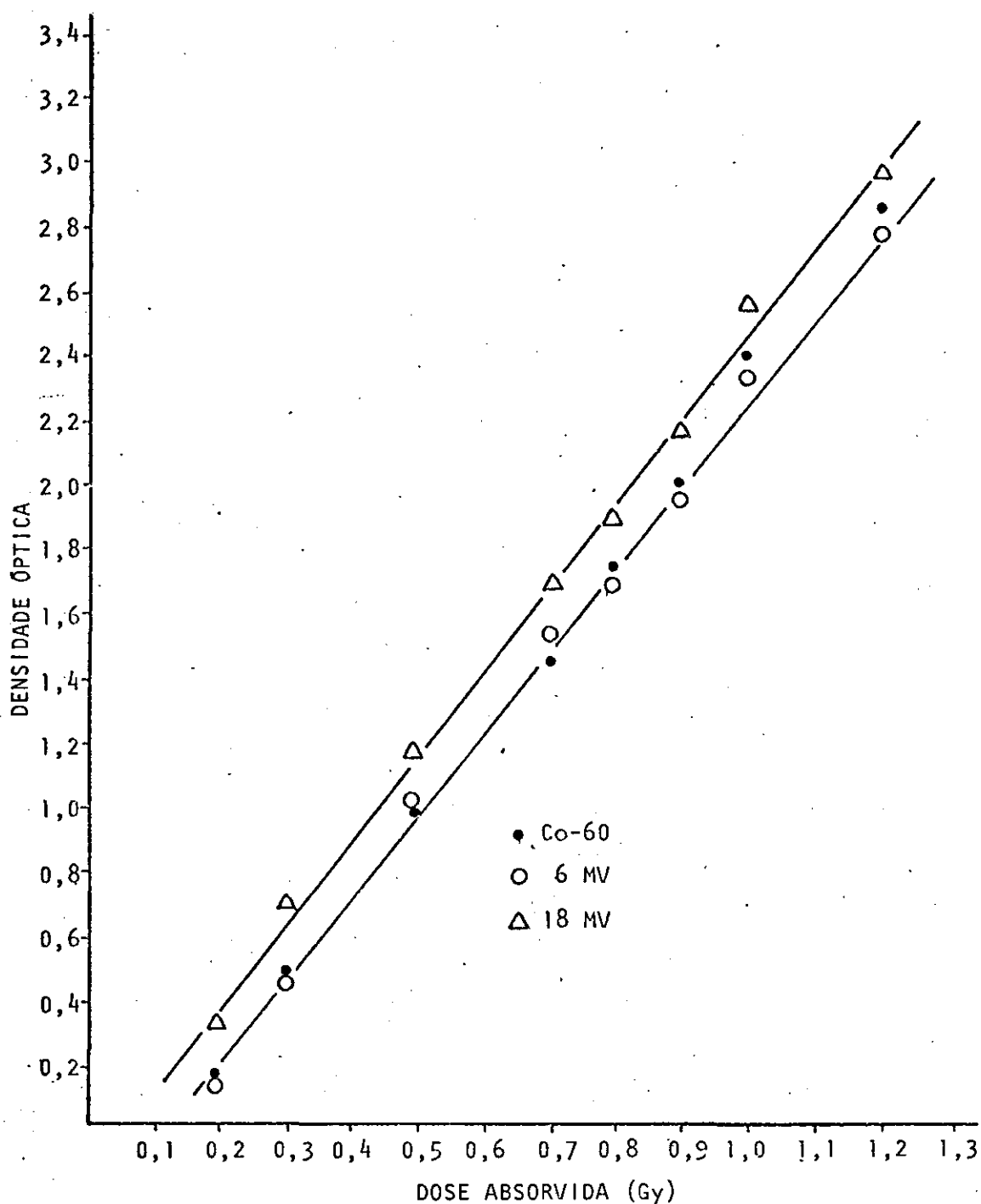


Figura 34 - Densidade óptica contra dose absorvida do filme INDUSTRIEX-M da Kodak, utilizado neste trabalho, para três diferentes energias. O tempo de revelação utilizado foi de dois minutos à temperatura de 18°C.

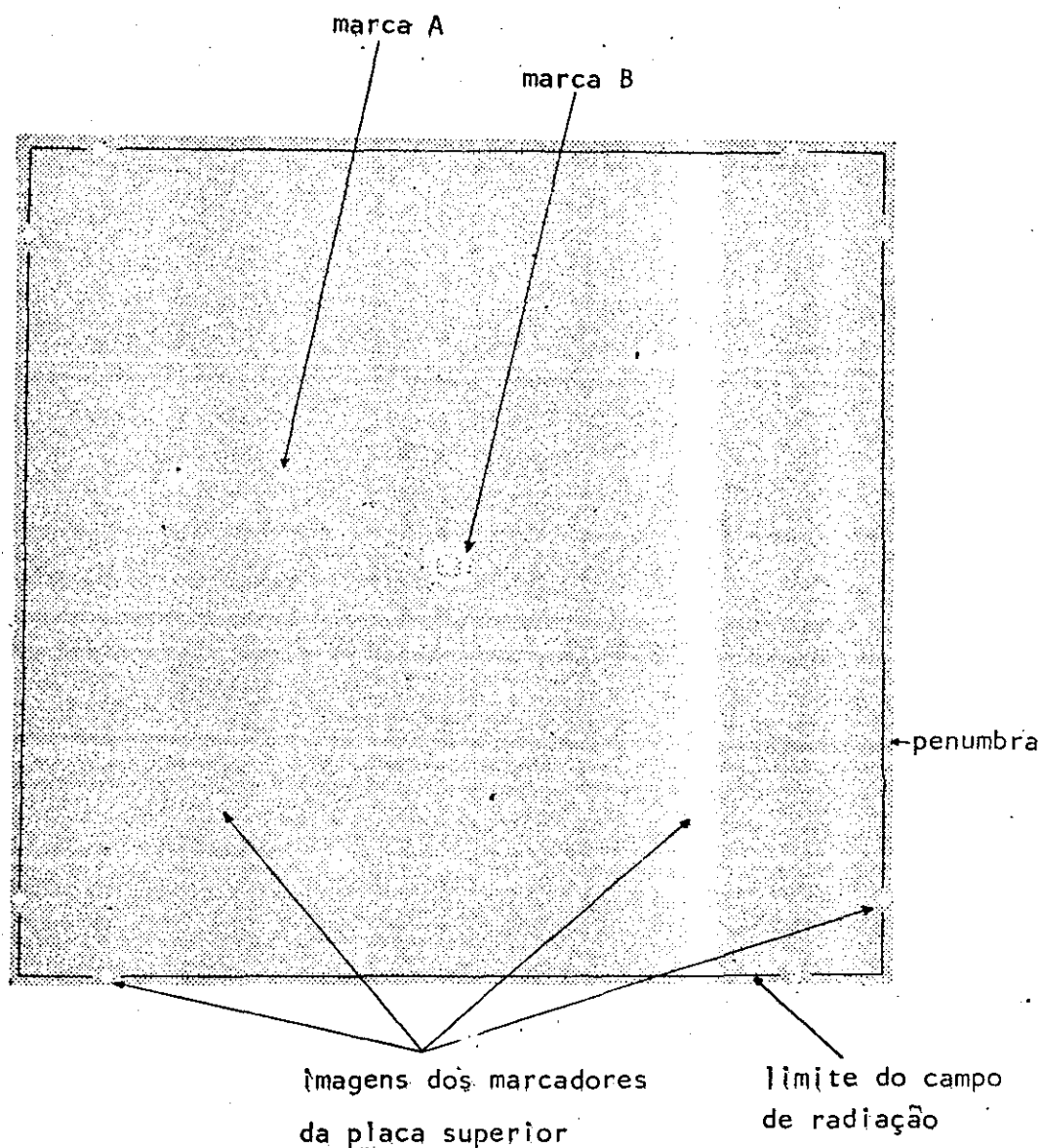


Figura 35 - Imagem de um filme corretamente exposto. As marcas A e B servem para indicar o posicionamento e o alinhamento do feixe. As outras marcas, colocadas na placa superior indicam os outros itens verificados pelo filme. O campo é delimitado pelas marcas externas sendo que uma pequena penumbra é normalmente observada.

Conforme o procedimento de exposição da caixa e do filme, as placas de lucite devem ser alinhadas com o feixe luminoso do aparelho sendo o mesmo alinhamento mantido para o feixe de radiação. Se assim for, tem-se a imagem central da placa superior coincidindo com o centro da marca *B*, mostrada na figura 35 e as outras imagens da placa superior simetricamente impressas no filme.

Pode-se obter um correto alinhamento, embora incorreta DFS e/ou coincidência de campos (luminoso/radiação). Nestes casos através das imagens pode-se determinar qual ou quais itens estão incorretos.

Realizou-se a irradiação de vários filmes dentro do sistema postal no feixe de radiação citado acima, alternando-se as simulações no aparelho segundo as alternativas:

- a) manteve-se a simetria e a coincidência de campos, variando-se a DFS;
- b) manteve-se a coincidência de campos e a DFS, variando-se a simetria;
- c) manteve-se a simetria e a DFS, variando-se a coincidência de campos;
- d) variou-se a simetria, a coincidência de campos e a DFS.

No caso (a) variou-se a DFS desde 90 a 110 cm, de 2 cm em 2 cm, visto que a DFS desse aparelho é de 100 cm.

No caso (b) alterou-se a simetria do campo de radiação girando-se o *gantry* do aparelho desde 0° a 6°. Também foi realizada a medida de simetria mantendo-se o *gantry* fixo e deslocando-se o campo de radiação.

No caso (c) alterou-se a coincidência de campos, mantendo-se o *gantry* fixo, variando-se o tamanho do campo de radiação pela alteração da abertura dos colimadores após o posicionamento do sistema sob o campo luminoso do aparelho.

No caso (d) variou-se a simetria do feixe girando-se o *gantry* do aparelho ao mesmo tempo em que foi alterada a abertura dos colimadores e a DFS utilizada.

V.3 - Incertezas Envolvidas no Sistema Proposto

Associou-se aos parâmetros avaliados pelo sistema desenvolvido neste trabalho três fontes de erros: dosímetros termoluminescentes, filme radiográfico e posicionamento do sistema durante sua exposição.

Os TLDs introduzem um erro randômico e um erro sistemático na avaliação da dose absorvida e na homogeneidade do campo de radiação. O erro randômico é proveniente do estudo da reprodutibilidade individual de cada dosímetro ($\pm 1,5\%$), da homogeneidade do lote ($\pm 1,0\%$), da dependência energética ($\pm 0,9\%$) e do desvanecimento térmico associado ($\pm 1,5\%$).

O erro sistemático associado aos dosímetros é proveniente do tratamento térmico utilizado ($\pm 1,5\%$), das Irradiações de calibração de cada TLD ($\pm 1,0\%$) e da leitora utilizada ($\pm 0,3\%$).

O filme radiográfico introduz um erro randômico na observação das imagens dos marcadores de chumbo da ordem de 1,0 mm.

O posicionamento do sistema sob o feixe de radiação introduz um erro estimado em $\pm 2,0\%$ devido à definição do campo luminoso do aparelho e da flutuação das doses absorvidas fornecidas pelos mesmos.

Os erros associados à cada parâmetro verificado pelo sistema postal foram determinados pela soma quadrática dos erros citados acima. Dessa maneira temos os seguintes erros para os parâmetros cobertos pelo sistema proposto:

- Coincidência de campos e simetria: $\pm 1,0$ mm
- Homogeneidade do campo de radiação: $\pm 3,7\%$
- Dose absorvida em profundidade: $\pm 3,7\%$
- Distância Foco-Superfície: $\pm 5,0$ cm para DFS = 80 cm
 $\pm 8,0$ cm para DFS = 100 cm
- Energia Nominal do Feixe de radiação: $\pm 0,2$ MV para Fótons de 4 MV

$\pm 0,5$ MV para Fôtons de 6 MV

$\pm 0,7$ MV para Fôtons de 8 MV

$\pm 0,8$ MV para Fôtons de 9 MV

$\pm 0,9$ MV para Fôtons de 10 MV

$\pm 1,6$ MV para Fôtons de 18 MV

VI - TESTES REALIZADOS COM O SISTEMA EM DIFERENTES APARELHOS - DISCUSSÃO

A fim de verificar a operabilidade do sistema, o mesmo foi utilizado em testes de aparelhos calibrados com energias entre 4 e 18 MV.

Os aparelhos participantes desse teste foram: fótons de 4 MV: Clinac 4 (São Paulo); fótons de 6 MV: Therac 6 (Rio de Janeiro) e Clinac 6 (São Paulo); fótons de 8 MV: Philips SL-75-10 (São Paulo); fótons de 9 MV: Therac 10 (Jau); fótons de 10 MV: Mevatron 74 (Rio de Janeiro); fótons de 18 MV: Therac 20 (Rio de Janeiro).

Nesses testes foram apresentadas as instruções para a irradiação do sistema e a folha de dados sobre a irradiação e sobre as condições de doseimetria do aparelho, a fim de serem corrigidas e complementadas pelos físicos responsáveis por cada clínica visitada. As versões finais da folha de dados e das instruções para irradiação são apresentadas nos apêndices B e C, respectivamente.

O sistema não foi enviado por via postal nesses testes, pois pretendia-se verificar o seu funcionamento e sua aceitação por parte dos especialistas clínicos, bem como discutir as possíveis modificações sugeridas por eles.

Dessa maneira, o sistema foi levado aos especialistas, aos quais foram entregues as instruções e a folha de dados, e foram instruídos a realizar a irradiação do sistema como se o mesmo houvesse sido mandado por via postal. Durante o processo de posicionamento do sistema sob o feixe do aparelho, os físicos clínicos contavam com nossa supervisão.

O sistema foi testado dessa maneira por duas vezes em cada aparelho citado, a fim de verificar-se sua reprodutibilidade.

Nas figuras 36 e 37 representa-se as homogeneidades do campo de radiação nos dois eixos do sistema ortogonal de medida, para dois a

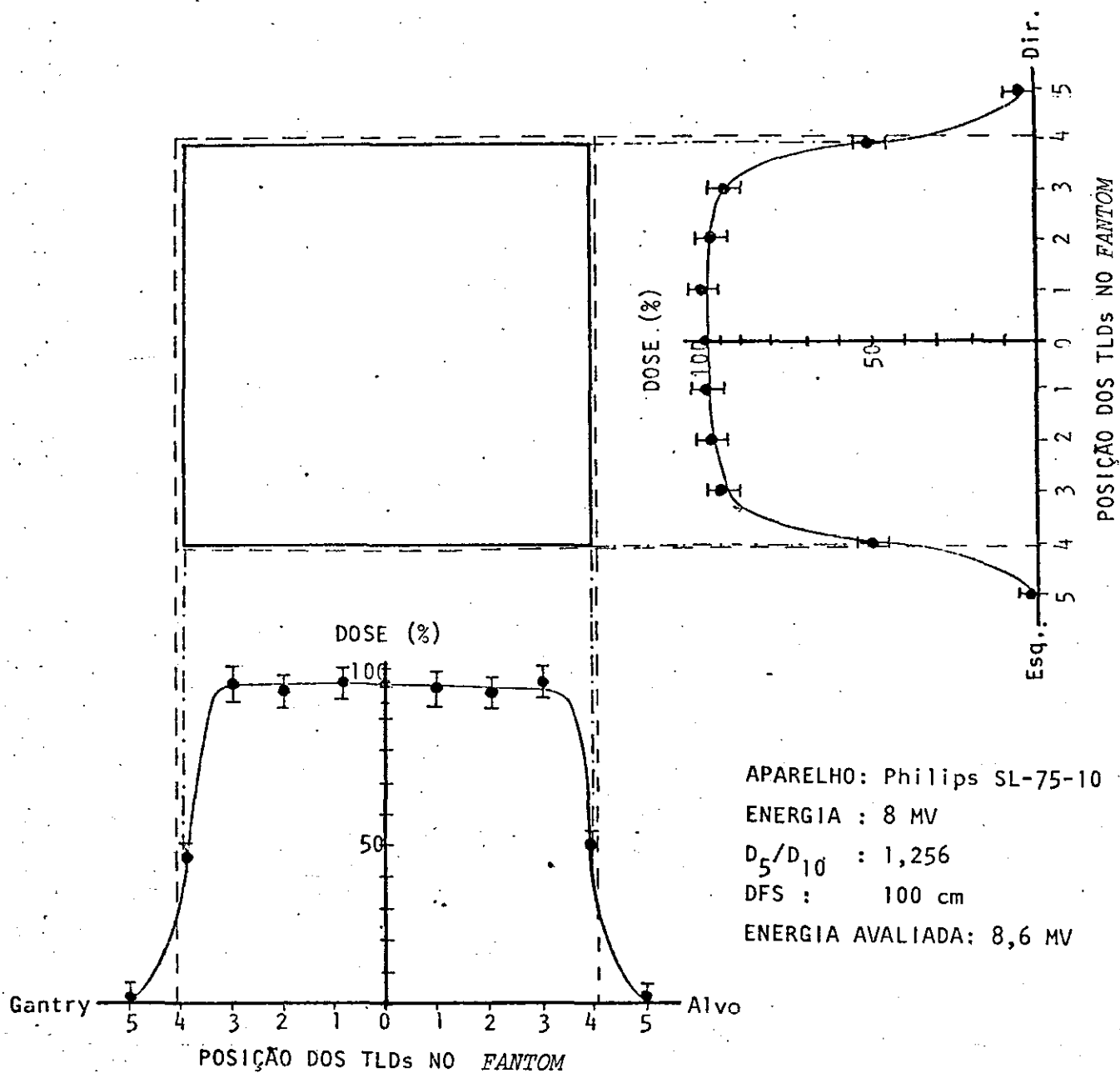


Figura 36 - Homogeneidade do aparelho Philips SL-75-10 nos dois eixos do feixe avaliados pelo sistema postal, a 10 cm de profundidade na água. Nota-se que a avaliação feita com os dosímetros permite verificar o comportamento do feixe do aparelho, segundo os parâmetros considerados importantes para a verificação da dosimetria do aparelho.

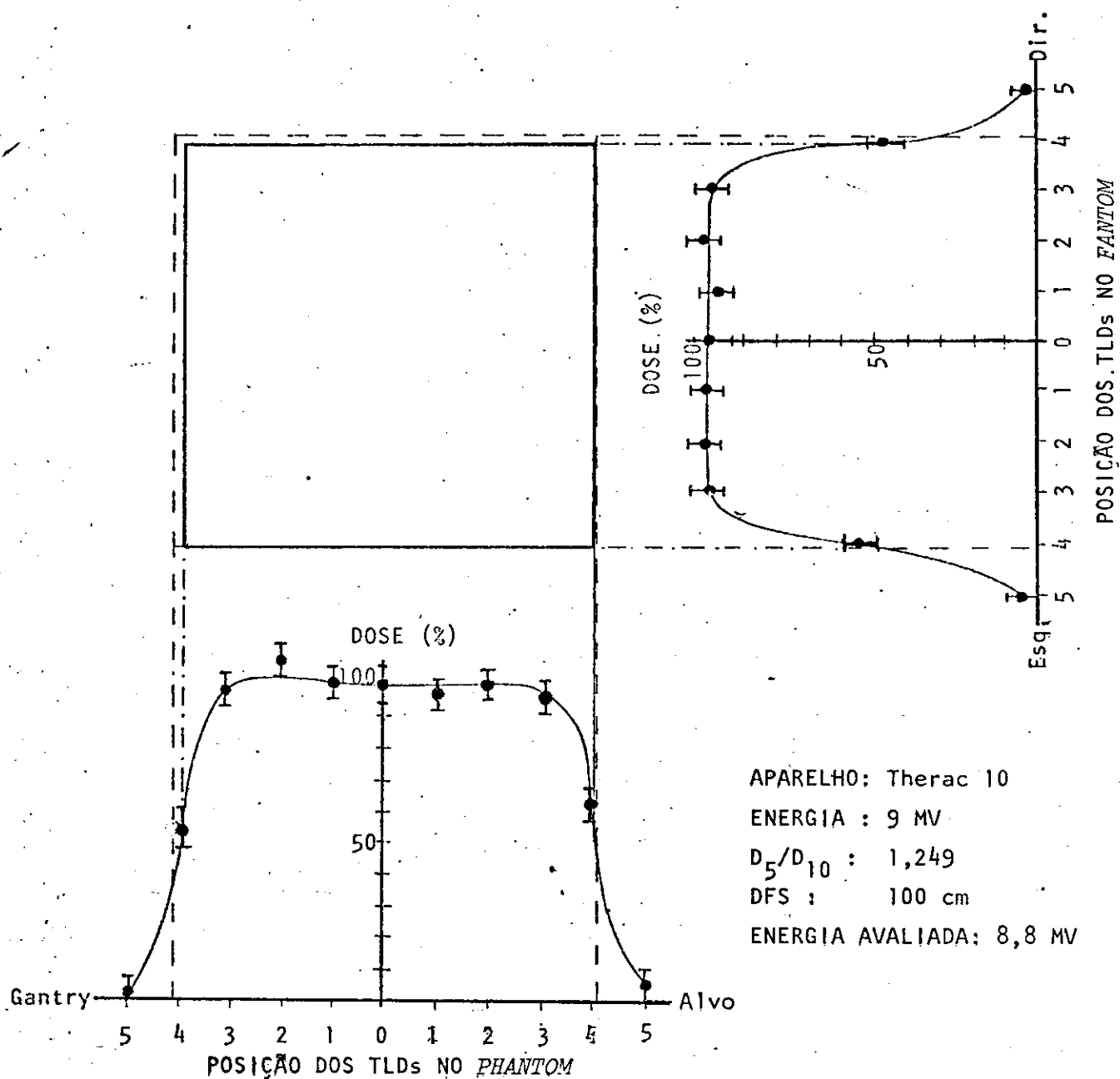


Figura 37 - Homogeneidade do aparelho Therac-10 nos dois eixos do feixe avaliados pelo sistema postal, a 10 cm de profundidade na água. Nota-se que a avaliação feita com os dosímetros permite verificar o comportamento do feixe do aparelho, segundo os parâmetros considerados importantes para a verificação da dosimetria do aparelho.

parelhos (Philips SL-75-10 e Therac 10). No eixo das abscissas de cada figura tem-se as posições dos TLDs no *fantom*, a 10 cm de profundidade; no eixo das ordenadas tem-se a sensibilidade relativa percentual observada para cada dosímetro, em relação ao valor da sensibilidade no centro do campo.

Através das curvas de homogeneidade para cada eixo do aparelho, pode-se determinar o campo de radiação fornecido na profundidade de medida, assumindo que ele é definido na isodose de 50%. É assinalado nas figuras, em linhas tracejadas, o campo que deveria ser obtido. Essa medida é, de certa maneira, qualitativa pois, devido ao posicionamento e número de dosímetros próximos aos limites do campo, é muito difícil a observação do comportamento do campo nessa região. Através da observação do filme radiográfico pode-se determinar, de maneira mais precisa, a coincidência dos campos.

As figuras obtidas para a homogeneidade do campo de radiação permitem verificar a causa dos desvios observados. Por exemplo, na figura 38 tem-se um campo *deformado* devido a um desvio no posicionamento do filtro homogeneizador. Tal desvio pode ocorrer principalmente nos aparelhos que produzem feixes de elétrons e fótons, devido a desgastes mecânicos no posicionamento do sistema filtro homogeneizador/folha de espalhamento de elétrons. O desvio do filtro pode ser determinado através da observação da homogeneidade do campo pois, um desvio como o da figura 38 não é obtido devido aos erros envolvidos na leitura dos TLDs. Tais desvios também não podem ser atribuídos a inomogeneidades do filtro homogeneizador, pois tais inomogeneidades seriam detectadas durante a fabricação e instalação do aparelho, e não poderiam, também, surgir de um momento para outro. Dessa maneira pode-se atribuir desvios como o da figura 38 a posicionamento incorreto do filtro homogeneizador.

Nas figuras 36 e 37 tem-se também, as relações entre as do

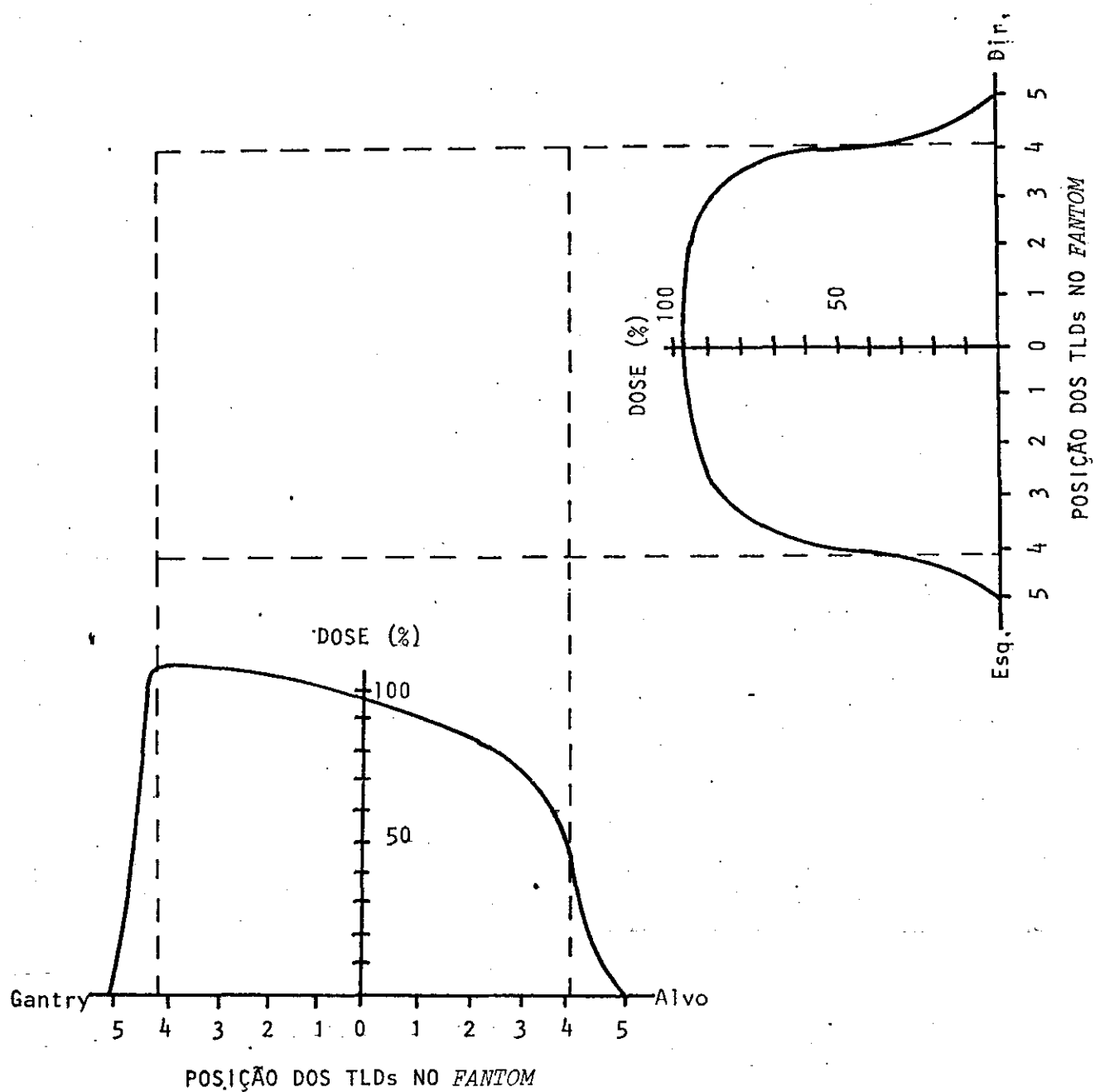


Figura 38 - Homogeneidade do campo de radiação a 10 cm de profundidade na água para um aparelho no qual o filtro homogeneizador encontra-se deslocado na direção do alvo.

ses avaliadas pelos dosímetros no eixo central do feixe, a 5 e 10 cm de profundidade. Mostra-se também a DFS avaliada através da observação do filme radiográfico colocado no fundo da caixa. Como os aparelhos verificados nos testes haviam sofrido dosimetria prévia, as DFS e coincidência de campos apresentavam-se dentro do intervalo de precisão do sistema. Assim, os valores encontrados para esses parâmetros não foram apresentados, nas figuras, com os seus respectivos erros.

As energias nominais encontradas através da utilização do nomograma da figura 23, são também apresentadas nas figuras 36 e 37, sendo que os desvios encontrados estavam dentro do intervalo esperado, conforme foi discutido na seção V.3.

VII - CONCLUSÃO

Os testes realizados com o sistema postal mostraram sua viabilidade na avaliação dos parâmetros sugeridos no capítulo IV e que não são verificados pelos sistemas postais existentes.

Os dosímetros termoluminescentes utilizados neste sistema permitem avaliar a dose absorvida em profundidade e a homogeneidade do campo de radiação com a precisão recomendada pelos órgãos internacionais.

A avaliação da coincidência dos campos de radiação e luminoso do aparelho através da utilização de filme radiográfico permite determinar, dentro das precisões recomendadas, a correta geometria do campo de radiação utilizado em tratamento.

Os demais parâmetros não verificados pelo sistema desenvolvido neste trabalho poderão ser inferidos através dos resultados das avaliações possíveis com esse sistema bem como através da análise do questionário sobre as condições de irradiação do sistema e sobre a dosimetria realizada nos aparelhos pelos físicos hospitalares, especialistas na dosimetria dos aparelhos irradiadores.

Através da comparação dos resultados dos testes e calibrações realizadas do sistema desenvolvido com o sistema em utilização, em todo o país, para irradiadores de ^{60}Co , aplicado pelo IRD/CNEN, notou-se que o sistema postal para a verificação de dosimetria de aceleradores lineares clínicos irá permitir um maior intercâmbio de informações entre as várias clínicas e o IRD/CNEN. Além desse intercâmbio, o sistema permitirá que sejam desenvolvidos cursos para a especialização dos físicos clínicos que porventura tenham, atualmente, dificuldades nas dosimetrias de aceleradores lineares.

O sistema postal permitirá um maior acompanhamento, por parte do IRD/CNEN, dos equipamentos utilizados para a realização das dosime-

trias. Isto porque os dosímetros clínicos são calibrados pelo Laboratório Secundário de Padronização do IRD/CNEN e, através do sistema postal, poder-se-á acompanhar se tais aparelhos continuam corretamente calibrados e se estão sendo corretamente utilizados nas dosimetrias.

O sistema postal, em face aos sistemas existentes, apresenta a grande desvantagem de ser muito mais dispendioso, devido ao grande número de dosímetros termoluminescentes utilizados, e pelo volume e peso final do mesmo. Tais fatores, no entanto, são justificados pelo maior número de informações fornecidos pelo sistema.

A complexidade que porventura possa surgir no posicionamento do sistema no momento de sua irradiação, devido à não compreensão das instruções, que foram discutidas com os físicos especialistas durante os testes realizados com o sistema, poderá ser sanada através de contato telefônico entre a clínica e o IRD/CNEN, como é solicitado nas instruções para irradiação do sistema (apêndice C). Convém ressaltar que essa dificuldade no posicionamento do sistema é pequena, visto que é empregado um *fantom* semelhante àquele usualmente utilizado nas dosimetrias.

APÊNDICES

A - Dosimetria Termoluminescente

Um modelo aproximado dos níveis de energia de um cristal é mostrado na fig. 39. Quando um fóton passa por esse cristal, um elétron da banda de valência pode ganhar energia suficiente e atingir a banda de condução. Essa energia pode, entretanto, não ser suficiente para que o elétron fique livre nessa banda, ou seja, ele ficará *preso* na banda de excitação.

No caso em que o elétron adquire energia suficiente para passar para a banda de condução, ficando livre dentro do cristal, o átomo ao qual ele pertencia se torna um íon.

No primeiro caso, tem-se o que se chama de excitação do cristal, enquanto que no segundo tem-se o processo de ionização.

A diferença desses dois processos pode ser explicada da seguinte forma. Quando um elétron sai da banda de valência e vai para a banda de condução ou excitação, fica uma lacuna correspondente na banda de valência. No caso de excitação, essa lacuna fica *ligada* ao movimento do elétron e não se tem contribuição à condutividade elétrica do cristal. No caso de ionização, a lacuna fica independente do movimento do elétron e tem -se contribuição à condutividade elétrica do cristal.

A rede cristalina pode apresentar imperfeições convenientes para determinado propósito, como por exemplo, uma alteração no campo eletromagnético no cristal para criar *armadilhas* para capturar elétrons livres. Estas alterações podem ser produzidas por dopagem do cristal com elementos diferentes daqueles que o compõem.

Assim, quando um fóton passar pelo cristal, poderá liberar elétrons da banda de valência para a banda de condução, onde poderão ser a

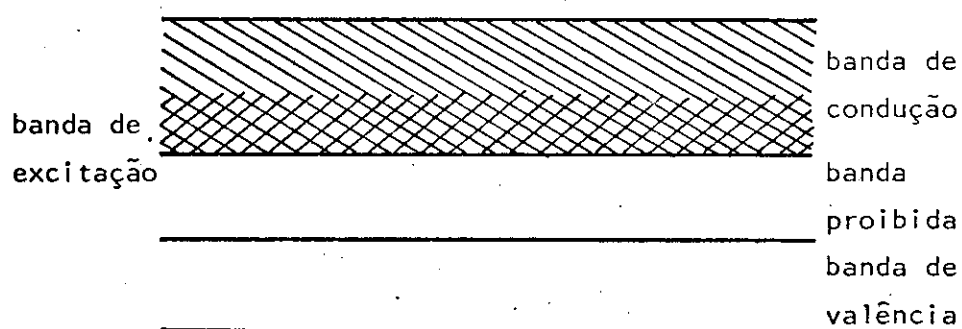


Figura 39 - Níveis de energia de um cristal real (BECKER, 1973). A banda de excitação introduz níveis de energia metastáveis o que permite a criação de armadilhas para os elétrons liberados da banda de valência para a banda de condução.

prisionados nestas armadilhas. Ao serem libertados, os elétrons irão devolver ao sistema a energia que receberam do fóton inicial, em forma de um novo fóton com energia proporcional à energia daquele. Esse processo de emissão de fótons recebe o nome de *fotoluminescência*.

A armadilha poderá, às vezes, constituir-se de uma pequena alteração da energia potencial do cristal, e, neste caso, o elétron poderá emitir um fóton logo após ser aprisionado. Tem-se então o efeito conhecido como *luminescência*. Se, por outro lado, existir um estado metaestável no qual a transição luminescente esteja impedida de ocorrer, tem-se o efeito de *fosforescência*, no qual a liberação do elétron se dá devido a um acréscimo na energia total do cristal, como no caso de um aquecimento do mesmo. Sempre que a emissão do fóton se dá a um intervalo de tempo de 1 μ s ou mais da interação (armadilhamento) o processo recebe o nome de fosforescência.

O tempo médio de aprisionamento na armadilha é dado por:

$$t = s^{-1} \cdot \exp (E/kT)$$

onde E é a profundidade da armadilha (em eV), k é a constante de Boltzmann e T é a temperatura ambiente (em $^{\circ}$ K). O fator s é determinado empiricamente e vale $10^{9\pm 2}$ para a maioria dos cristais iônicos e $10^{11\pm 1}$ para os materiais orgânicos isolantes.

Como a flutuação térmica ambiental é da ordem de 1 eV, o elétron permanece aprisionado quando a profundidade da armadilha for maior do que esse valor. Para libertá-lo deve-se ceder energia à rede, o que pode ser feito aquecendo-se o cristal. Neste caso tem-se o efeito de *radio-termoluminescência* ou simplesmente *termoluminescência*.

Atualmente existe uma grande variedade de cristais termoluminescentes para uso em dosimetria. A aplicabilidade de cada um depende da necessidade de cada uso, devido às suas propriedades particulares.

Para a escolha de um cristal como dosímetro termoluminescente (TLD) deve-se observar as seguintes características:

- a) alta concentração de armadilhas e alta eficiência na emissão de luz termoluminescente (TL) associada ao processo de recombinação;
- b) estabilidade no aprisionamento de elétrons na temperatura em que o material é utilizado, para evitar o desvanecimento do sinal armazenado;
- c) distribuição de armadilhas que não dificulte o processo de avaliação pela presença de picos de baixa temperatura com rápido desvanecimento, ou então, picos de alta temperatura, difíceis de serem avaliados;
- d) espectro de emissão TL para o qual o sistema detector responda eficientemente e cuja interferência com a emissão incandescente do material aquecido seja a menor possível;
- e) resistência a fatores ambientais potencialmente prejudiciais;
- f) baixa dependência com a energia dos fótons incidentes e resposta linear para um grande intervalo de dose;
- g) baixo custo, não toxicidade, não suscetibilidade à deterioração para que possa ser estocado por longo tempo.

O cristal de fluoreto de lítio ativado com magnésio e títânio (LiF:Mg,Ti) satisfaz a maioria dos itens acima.

A curva de emissão termoluminescente contra temperatura para esse cristal é mostrada na fig. 40. Dos seis picos mostrados, os quatro primeiros desvanecem à temperatura ambiente. Reduz-se esse efeito através do tratamento térmico do cristal antes de sua avaliação.

Após a avaliação do sinal armazenado no TLD, é realizado um tratamento térmico pré-exposição a fim de se diminuir o sinal remanescente (pico 6) no cristal após essa avaliação, pois a temperatura utilizada pode não ser suficiente para eliminar esse sinal (fig. 41)

O LiF:Mg,Ti possui baixo número atômico ($\approx 8,2$) e é formado por uma rede cúbica simples. Pela fig. 42 vê-se que os melhores dopantes são o títânio e o magnésio. O íon Mg é introduzido na rede para

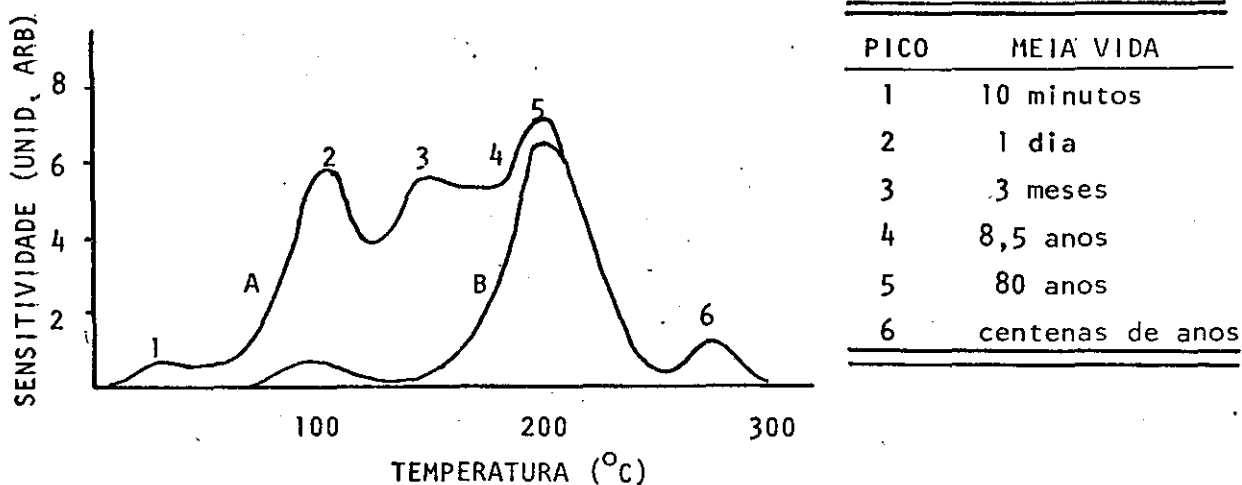


Figura 40 - Curva de emissão contra temperatura do LiF:Mg,Ti sem tratamento térmico (A) e com tratamento térmico (B) (McKINLAY, 1981).

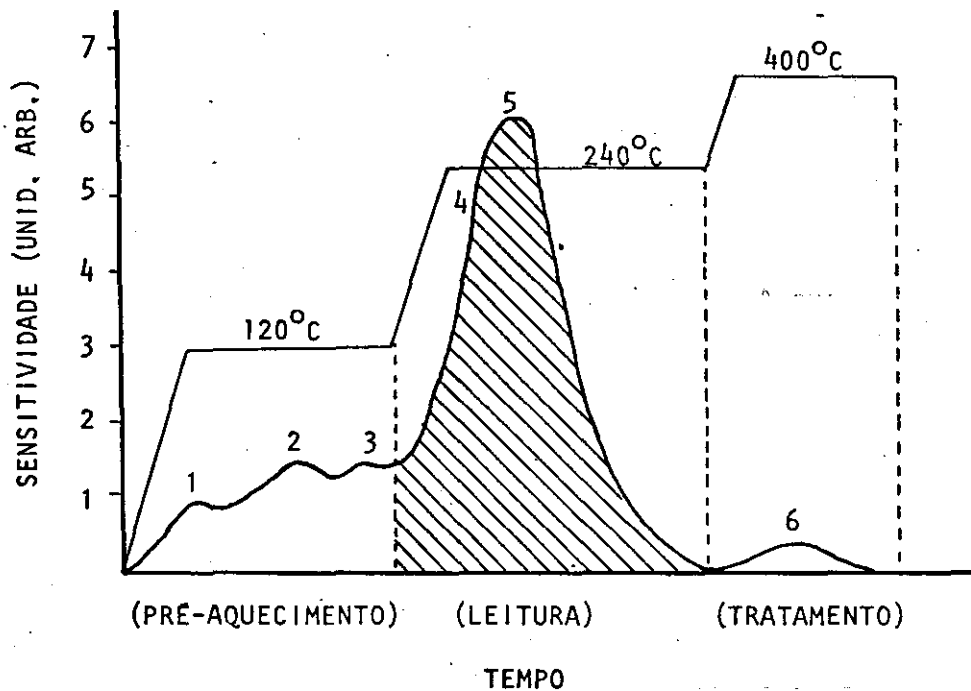


Figura 41 - Ciclo de aquecimento e curva de emissão para o LiF:Mg,Ti em função do tempo de avaliação. (A integração da curva TL é mostrada na área hachurada) (McKINLAY, 1981)

que se tenha um excesso de carga positiva em pontos da mesma, o que irá resultar em dipolos, com a combinação da lacuna do lítio substituído. Sob determinadas condições térmicas, esses dipolos agregam-se formando dímeros e outros complexos de maior grau. Há evidências de que o arranjo dipolar simples esteja associado com as armadilhas eletrônicas responsáveis pelos picos 2 e 3 da fig. 40. A sensibilidade (resposta da emissão TL com a exposição recebida) desse tipo de dosímetro aumenta com a concentração de íons de titânio presente, atingindo um máximo em 7 ppm (fig. 42).

O cristal de LiF:Mg,Ti utilizado neste trabalho é conhecido como TLD-100 devido à sua concentração de ^6Li (TAB.VIII). Ele é obtido por fusão, onde são associados os dopantes, sob uma atmosfera protetora (Ar ou N_2) sendo posteriormente pulverizado (grãos de $\approx 2 \mu\text{m}$) e prensados em material policristalino em diferentes formatos. O TLD-100 utilizado tem a forma de pastilhas (*chips*) de 3,2 mm X 3,2 mm X 0,9 mm, aproximadamente.

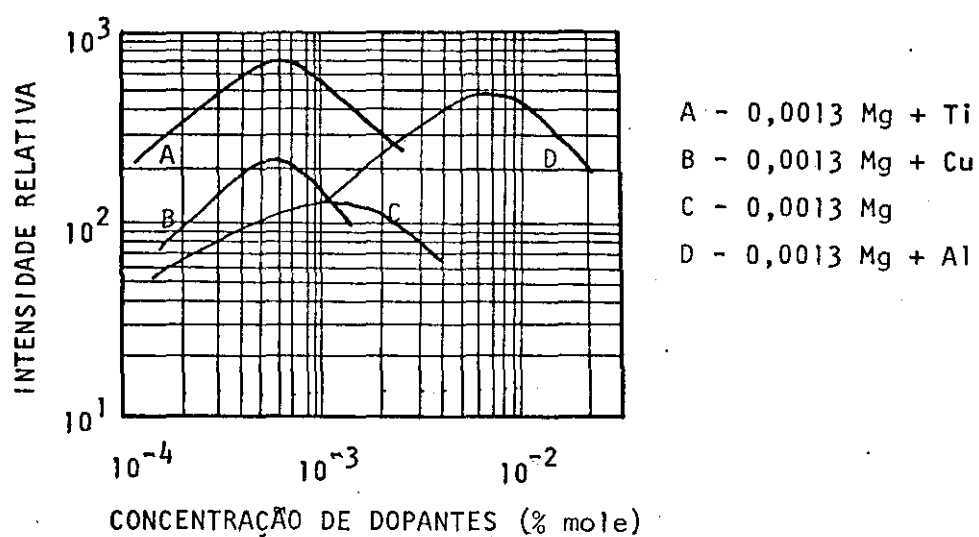


Figura 42 - Efeito da variação de dopantes na resposta termoluminescente do LiF (BECKER, 1973).

TABELA VIII
Concentração dos íons ^6Li e ^7Li nos TLDs da HARSHAW.

FÓSFORO	^6Li (%)	^7Li (%)
TLD-100	7,5	92,5
TLD-600	95,6	4,4
TLD-700	0,01	99,99

B - Formulário remetido juntamente com o sistema postal

SISTEMA POSTAL PARA CONTROLE DE QUALIDADE DE ACELERADORES LINEARES

(Favor utilizar letras de forma)

NOME DA INSTITUIÇÃO: _____

ENDEREÇO: R. _____ Nº _____ TEL: _____

BAIRRO: CIDADE: CEP: ESTADO:

MÉDICO RESPONSÁVEL: _____

FÍSICO RESPONSÁVEL: _____

FORMULÁRIO COMPLETADO POR: _____

1 - ESPECIFICAÇÃO DO APARELHO

ACELERADOR LINEAR: FABRICANTE - MODELO -

DATA DA INSTALAÇÃO:

DATA DE INÍCIO DE OPERAÇÃO: _____

ENERGIAS: FÓTONS - _____

ELÉTRONS -

II - DADOS SOBRE A DOSIMETRIA DO ACELERADOR

1 - ESPECIFICAÇÃO DO DOSÍMETRO

a. TIPO DO DOSÍMETRO: ELETROMETRO: (fabricante) (modelo)

CÂMARA DE IONIZAÇÃO: _____
(fabricante) (modelo)

b. DATA DA ÚLTIMA CALIBRAÇÃO: _____

c. ÓRGÃO QUE EFETUOU A CALIBRAÇÃO: _____

d. FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA O Co-60:

e. TEMPERATURA E PRESSÃO NA CALIBRAÇÃO: _____ °C - _____ mmHg

f. FONTE DE REFERÊNCIA CHECADA NA DATA DA CALIBRAÇÃO? *

q. RADIONUCLÍDEO DA FONTE DE REFERÊNCIA: _____

* Assinale NP, caso não possua fonte de referência.

2 - CONDIÇÕES DA ÚLTIMA DOSIMETRIA DO FEIXE

- a. DATA: _____
- b. "PHANTOM" UTILIZADO: _____
(material) (dimensões)
- c. ESPECIFIQUE, CASO POSSUA, OUTROS TIPOS DE "PHANTOMS": _____
- d. DISTÂNCIA FOCO-SUPERFÍCIE UTILIZADA: _____
- e. DISTÂNCIA FOCO-DETECTOR UTILIZADA: _____
- f. TAMANHO DO CAMPO NA SUPERFÍCIE: _____
OU NA POSIÇÃO DO DETECTOR: _____
- g. DOSE ABSORVIDA POR UNIDADE DE MONITOR UTILIZADA: _____
NA PROFUNDIDADE DE: _____
- h. TEMPERATURA E PRESSÃO ATMOSFÉRICA NA DOSIMETRIA: _____
- i. FATORES USADOS PARA CONVERSÃO DA LEITURA DO DOSÍMETRO EM DOSE
ABSORVIDA NA ÁGUA:
Fator de Campo: _____
 $C_{T,p}$: _____
Percentual de Dose na Profundidade: _____
 C_λ : _____
OUTROS: _____

III - DADOS SOBRE A IRRADIAÇÃO DO SISTEMA POSTAL

- a. DATA: _____
- b. DISTÂNCIA FOCO-SUPERFÍCIE: _____
- c. UNIDADE DE MONITOR UTILIZADA: _____
- d. DOSE ABSORVIDA (CALCULADA) NAS PROFUNDIDADES DE: 5 cm -
10 cm -

OBS. CASO SUA PROFUNDIDADE DE CALIBRAÇÃO NÃO SER DE 5 cm OU 10 cm, PRE-
ENCHA OS PRÓXIMOS ITENS

PROFUNDIDADE DE CALIBRAÇÃO: _____

PERCENTUAL DE DOSE PROFUNDA NESSA PROFUNDIDADE: _____

PERCENTUAL DE DOSE PROFUNDA A: 5 cm -
10 cm -

QUEIRA, POR GENTILEZA, TRANSCREVER DETALHES QUE CONSIDERA IMPORTANTES E
QUE FORAM OMITIDOS NESTE FORMULÁRIO

C - Instruções para irradiação do sistema postal

INSTRUÇÕES PARA A IRRADIAÇÃO DO SISTEMA POSTAL PARA O CONTROLE DE QUALIDADE DE ACCELERADORES LINEARES CLÍNICOS

- OBSERVE ATENTAMENTE AS SEGUINTE INSTRUÇÕES ANTES DE PROCEDER A IRRADIAÇÃO DO SISTEMA.

O SISTEMA É CONSTITUÍDO DE UMA CAIXA DE PVC CONTENDO UM "PHANTOM" DE LUCITE COM DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES, UMA PLACA DE LUCITE COM AS MARCAS DE TAMANHO DE CAMPO (10 cm X 10 cm) E UM FILME RADIOGRÁFICO.

INSTRUÇÕES

- 1- Abra cuidadosamente a caixa
- 2- V. Sa. observará uma placa de lucite sobre o *phantom*, também de lucite, Retire a placa e o *phantom* cuidadosamente da caixa
- 3- Deixe a tampa da caixa, a caixa e a placa de lucite fora da sala onde será irradiado o sistema
- 4- Sobre o *phantom* existem dois parafusos. O maior deles serve para permitir que o mesmo seja enchido com água, enquanto que o menor serve como respiradouro
- 5- Encha o *phantom* cuidadosamente, evitando a formação de bolhas de ar no campo de irradiação
- 6- Posicione-o sob o feixe luminoso do aparelho de modo a fazer coincidir o campo delimitado na superfície do *phantom* com o campo luminoso de seu aparelho. A Distância Foco-Superfície utilizada para esta irradiação é a mesma utilizada na dosimetria do aparelho. Posicione o *phantom* de maneira que a palavra GANTRY escrita em sua superfície fique dirigida para o gantry do aparelho.
7. Calcule a Dose Monitor necessária para que seja fornecida uma dose, na profundidade de 10 cm, de 0,5 Gy (50 rad).
8. Esvazie cuidadosamente o *phantom* e mantenha-o fora da sala de irradiação, para o cumprimento dos próximos itens
9. Posicione, agora, a caixa de PVC sob o campo luminoso de seu aparelho, fazendo com que as marcas impressas em sua parede inferior coincidam com a imagem do retículo de posicionamento do aparelho. Mantenha a direção marcada com a palavra GANTRY da caixa, voltada para o gantry do

aparelho

10. Coloque a placa de lucite sobre a caixa, fazendo coincidir o retículo de posicionamento, nela impresso, com o retículo fornecido pelo aparelho. A Distância Foco-Superfície deve ser ajustada sobre esta placa, de maneira a ser idêntica àquela utilizada na irradiação do *phantom*. O campo de irradiação, na superfície da placa deve ser de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. TOME O CUIDADO DE NÃO MOVIMENTAR A CAIXA AO POSICIONAR A PLACA DE LUCITE SOBRE A MESMA.
11. Faça uma exposição desse conjunto, de 0,6 Gy (60 rad) na profundidade de *build-up* adequada para a energia de seu aparelho.
12. Coloque o *phantom* dentro da caixa e sobre ele a placa de lucite. Feche cuidadosamente a caixa, embale-a juntamente com o questionário anexo, remetendo-os para o endereço abaixo até, no máximo, o dia / / .

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

DEPARTAMENTO DE METROLOGIA

Av. Das Américas, km 11,5 - Barra da Tijuca

Cs. Postal 37025 - CEP 22690 - Tel. (021) 342-5252

Rio de Janeiro - RJ

OBS. MANTENHA A TAMPA DA CAIXA FORA DA SALA DE RADIAÇÃO DURANTE TODO O TEMPO EM QUE QUALQUER PARTE DO SISTEMA ESTEJA SENDO IRRADIADA.

SOLICITAMOS MANTER INTACTAS AS VÁRIAS PARTES QUE CONSTITUEM O SISTEMA. QUALQUER INFORMAÇÃO ADICIONAL SOBRE O MESMO PODERÁ SER SOLICITADA ESCREVENDO-SE PARA O ENDEREÇO ACIMA.

QUALQUER INFORMAÇÃO ADICIONAL, QUE V. Sa. ACHE NECESSÁRIA À OTIMIZAÇÃO DESTE SISTEMA SERÁ ACOLHIDA DE BOM GRADO.

QUALQUER DÚVIDA NA IRRADIAÇÃO OU POSICIONAMENTO DO SISTEMA PODE SER ELUCIDADA ATRAVÉS DO TELEFONE FORNECIDO ACIMA.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE; "A Protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams" Task Group 21, Radiation Therapy Committee - Medical Physics 10(6) - Nov/Dec 1983.
- BECKER, K.; "Solid State Dosimetry" -Cleveland CRC Press 1973.
- BJÄRNGÅRD, B. E. et al; "Postal Intercomparison of absorbed dose for High-Energy X-Rays with Thermoluminescence Dosimeter" - Medical Physics 7 (5) - Sep/Oct 1980.
- CAMERON, J. R. et al; "Thermoluminescence Dosimetry" - University of Wisconsin Press 1968.
- COHEN, M. et al; "Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy" - British Journal of Radiology, Supplement nº 11 - London 1971.
- EHRLICH, M., SOARES, C. G.; "Nationwide Survey of Cobalt-60 Teletherapy - Final Report" - Radiological Health - Aug 1980.
- EHRLICH, M., SOARES, C. G.; "A Thermoluminescence Dosimetry System for use in a survey of High-Energy Bremsstrahlung Dosimetry" - NBS Technical Note nº 1119 - 1980.
- EISENLOHR, H. H., JAYARAMAN, S.; "IAEA/WHO Cobalt-60 Teletherapy Dosimetry Service using mailed LiF Dosimeters. A survey of Results obtained during 1970-75" - Physics in Medicine and Biology, 22(1) - 1977.
- EISENLOHR, H. H.; "The IAEA/WHO Network of Secondary Dosimetry of Secondary Standard Dosimetry Laboratories and its Function within the Metrology System" - International Journal of Applied Radiation and Isotopes 29 Pergamon Press 1978.
- EISENLOHR, H. H. et al; "The Dosimetry Program of the IAEA in Vienna" - Radiation Protection Dosimetry 1(4) - Nuclear Technology Publishing 1982.

- GOLDEN, R. et al; "A review of the activities of the AAPM Radiological Center in inter-institutional trials involving radiation therapy" - Cancer 29 - 1972.
- HANSON, W. F.; "Linacs for Radiation Therapy - Physical Characteristics, Marketing Parameters and the Ideal Accelerator" - University of Texas System Cancer Center 1978.
- HEW Publication; "The use of electron linear accelerators in Medical Radiation Therapy - Physical Characteristics" - 1976.
- IAEA; "Intercomparison Procedures in the Dosimetry of High-Energy X-Ray and Electron Beams" - Tecdoc n° 249 - 1981
- ICRU 14; "Radiation Dosimetry: X-rays and Gamma-rays with maximum photon energies between 0,6 and 50 MeV" - 1969.
- ICRU 23; "Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays" - 1973.
- ICRU 33; "Radiation Quantities and Units" - 1980.
- INCa - Instituto Nacional do Câncer; "Radioterapia no Brasil" - Campanha Nacional de Combate ao Câncer" - 1982.
- JOHNS, H. E., CUNNINGHAM J.; "The Physics of Radiology" - Charles Thomas Publisher 1974.
- LANZL, L. H.; "Why is a high accuracy needed in Dosimetry" - IAEA n° 182 1978.
- LEÃO, J. L. B.; "Desenvolvimento e aplicação de um método para intercomparação de doses em cobaltoterapia" - Tese de Mestrado - Instituto de Biofísica da UFRJ 1975.
- LIVINGSTON, M. S., BLEWETT, J. P.; "Particle Accelerators" - MacGraw Hill Book Company 1962.
- McKINLAY, A. F.; "Thermoluminescence Dosimetry" - Adam Hilger Ltd 1981.
- MEDICAL PHYSICS; "Code of practice for X-ray Therapy linear accelerators" - Med Phys 2(3) - May/Jun 1975.

- NCRP 69; "Dosimetry of X-ray and Gamma-ray beams for Radiation Therapy in the range 10 keV to 50 MeV" - Dec 1981.
- PAHO; "Improvement of Radiation Therapy Dosimetry and Quality Assurance" Pan American Health Organization-Apr 1982.
- PFALZNER, P. M.; "In-air or In-phantom comparison measurements" - IAEA n° 182-1978.
- PODGORSK, E. B. et al; "X-Ray depth doses from linear accelerators in the energy range from 10 to 32 MeV" - The American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine - Jan 1975.
- RADIOLOGICAL HEALTH; "A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerator in Radiation Therapy" - Dec 1981.
- RAWLINSON, J. A., JOHNS; H. E.; "Percentual Depth Dose for High-Energy X-ray beams in Radiotherapy" - The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy and Nuclear Medicine - Aug 1973.
- SIEMENS; "Systems of the Mevatron 74 and their Functions" - Technical Manual-1982.
- SHUKOVSKY, L. J.; "Dose, Time, Volume Relationships in Squamous Cells Carcinoma of the supraglottic Larynx" - American Journal of Roentgenology n° 108-1970.
- THOMPSON, D. L. et al; "Nationwide Survey of Cobalt-60 Teletherapy - Final Report" - Radiological Health - Aug 1980.
- WEBSTER, N.; "Webster's new twentieth century dictionary of the English Language - Unabridged" Collins World 1975.
- WHITE, D. R.; "Tissue Substitutes in Experimental Radiation Physics" - Medical Physics 5(6)-Nov/Dec 1978.
- WOCHOS, J. F.; "Mailed Thermoluminescent Dosimetry Reviews in Radiation Therapy" - Medical Physics 9(6)-Nov/Dec 1982.