

DOSIMETRIA E MONITORAÇÃO DE FEIXES ESTREITOS DE RAIOS-X,
PRODUZIDOS POR ACELERADOR LINEAR DE PARTÍCULAS, PARA APLI
CAÇÃO EM RADIOCIRURGIA

CAMPOS, J.C.F.¹; VIZEU, D.M.²

* Trabalho realizado na Nucleon Radioterapia e Física Médica - Sorocaba

1. Área Física Aplicada - Instituto de Física/UNICAMP - Campinas
2. Faculdade de Ciências Farmacêuticas/USP - São Paulo

INTRODUÇÃO

Apesar dos recentes avanços na cirurgia de cabeça, o tratamento convencional de algumas patologias intracranianas apresenta grandes dificuldades técnicas. O uso do microscópio nas intervenções, especialmente em mãos hábeis, aumentou a possibilidade de obtenção de resultados clínicos favoráveis. Contudo, a remoção de tumores de cabeça, mesmo benignos, ainda representam considerável risco. Estes problemas técnicos, inerentes à cirurgia tradicional, foram resolvidos parcialmente pela introdução da radiocirurgia estereotáxica. Que LEKSELL definiu como sendo "todo procedimento de irradiação localizada, usando fontes externas ao crânio, destinadas à destruição de pequeno volume de tecido, normal ou patológico, de situação geralmente profunda localizado por procedimentos estereotáxicos e realizado com finalidades terapêuticas".

A partir de experiência adquirida em nosso ambiente de trabalho, e usando tecnologia existente, nos dispusemos a investigar as características principais de dosimetria e monitoração de feixes finos de raios-X, de 4 MV nominal, objetivando a implantação deste sistema de terapia no nosso meio. Utilizamos detectores não protocolares, visto que os usados atualmente na terapia por megavoltagem foram projetados para dosimetria de campos de irradiação de dimensões acima de 40 mm de diâmetro.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sistema de Colimação Adicional

Para obtenção dos feixes finos, tivemos que incorporar um sistema adicional de colimação que nos permitisse obter campos menores do que o mínimo protocolar, que é de $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

Os colimadores têm a forma cilíndrica, com 10 cm de altura por 6 cm de diâmetro externo, com canal central de seção reta de 3,0; 5,6 e 8,5 mm de diâmetros que definem os tamanhos efetivos dos feixes na distância foco-eixo (DFE = 100cm) de 6,0; 10 e 15 mm de diâmetros. Os cilindros são fixos em uma bandeja especial metálica de dimensões idênticas à utilizada no tratamento convencional, o que facilita sua inscrição no porta-bandeja (figura 1).

Sistema de Estereotaxia

O acelerador linear permite irradiação, no isocentro, de qualquer ponto da circunferência que o cabeçote descreve no plano vertical. Portanto, com ajuda dos movimentos da mesa de tratamento, podemos conseguir a colocação da lesão no isocentro o que permite a irradiação correta mediante a técnica de "feixes cruzados". Como as lesões a serem tratadas na radiocirurgia são muito reduzidas, a localização dos feixes a serem utilizados na intervenção, exige uma particular exatidão, tanto na localização da lesão, como na incidência dos feixes, a fim de permitir uma irradiação adequada.

Para satisfazer tais condições, foi necessário um sistema de estereotaxia, tipo LEKSELL, cujo aspecto geral é mostrado na figura 1, perfeitamente adaptável à unidade de terapia de megavoltagem.

Dosimetria.

No estudo dos parâmetros dosimétricos investigados, tais como: relação tecido-ar (RTA), fator de campo, rendimento e planura dos campos pequenos, utilizamos um Detetor Diodo de Silício, com volume sensível de $0,200 \text{ mm}^3$, operando com processo de pequena junção, não precisando de voltagem de polarização. As di-

mensões reduzidas do detetor com alta sensibilidade volumétrica permite medições em regiões de alto gradiente de dose, que é o caso dos feixes finos.

As medidas foram feitas utilizando-se de simuladores de água-plástico, com densidade de $1,1 \text{ g.cm}^{-3}$ e dimensões $13 \times 13 \text{ cm}^2$ de várias espessuras para irradiações perpendiculares ao feixe, ver figura 2.

A medida da distribuição especial de dose em profundidade, obtidas paralelas ao feixe, foram feitas com simulador de água-plástico possuindo duas placas de $28 \times 28 \times 2 \text{ cm}^3$ encaixadas, formando uma gaveta, para colocação de películas radiográficas virgens (tipo MR/1 da KODAK), ver figura 3. Nas irradiações perpendiculares com filmes, utilizamos os mesmos simuladores do detetor.

a. Calibração do detetor com diodo de silício

O detetor diodo de silício foi intercomparado com o dosímetro clínico, no campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS = 100cm no eixo central, na profundidade de máximo. Após 15 leituras de 50 UM (Unidade Monitor), com intervalo de confiança de 95%, apresentou um erro padrão de 0,13%. Portanto, as leituras observadas com o detetor não apresentaram desvios significativos com relação à dose determinada pela câmara.

b. Intercomparação das PDP com Câmara e Detetor

O gráfico da figura 4, compara as PDP do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ obtidas com câmara de ionização e com o detetor. Observamos uma boa concordância entre as curvas, com variação menor que 1% na maioria das profundidades, estando a maior diferença 1,3 na profundidade de $2,0 \text{ g.cm}^{-2}$. Estes resultados nos permitiu utilizar o detetor de silício para o levantamento dos demais parâmetros dos feixes finos.

c. Fator Espalhamento Pico (PSF) - Relação Tecido-Ar-Relação Tecido Máximo (RTM)

O PSF foi determinado pelas recomendações feitas pelo suplemento nº 17 do "Brit J. Radiology". Determinamos est

fator através de medida de dose pico (simulador) e dose no ar, normalizadas para 1,00 para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O gráfico da figura 5 mostra essas medidas e os valores do fator espalhamento pico normalizados (NPSF) para diferentes campos, calculados pela razão entre a dose pico pela dose no ar para cada campo. Os valores reais do PSF, foram obtidos dividindo-se o seu fator normalizado (NPSF), pelo fator normalizado do campo de área zero (NPSF₀), obtido da extrapolação da curva de fatores normalizados para o campo de área zero.

De posse dos PSF e dos RTM, (figura 6), obtidos experimentalmente calculamos os valores, do RTA dos feixes finos para várias profundidades.

d. Curvas de isodose isoladas e totais

Para determinação das curvas de isodose, primeiro determinamos a curva de calibração, característica da emulsão radiográfica, (figura 7). Escolhemos na porção de resposta linear de densidade ótica, um valor de dose nominal, a ser empregado no resto do estudo, de forma que o enegrecimento dos filmes seja linear com a base.

Com objetivo de comparar as medidas tomadas com filme e detetor, examinamos as planuras do feixe fino de 10 mm de diâmetro em várias profundidades. Nas curvas da figura 8, podemos observar que concordam na maioria dos pontos verificados, fica uma diferença de 5%, na profundidade de $14,3 \text{ g cm}^{-2}$, região de penumbra do feixe, conseqüentemente, radiação espalhada de menor energia, levando a uma excessiva sensibilidade no filme. As diferenças encontradas nos permitiu utilizar os filmes como meio de obtenção das curvas de isodose.

As curvas de isodose isoladas foram obtidas irradiando-se os filmes paralelamente ao feixe, com simulador plástico, onde o filme fica comprimido entre duas placas. Estes filmes foram analisados por um traçador automático de procura de isodensidades em dois eixos perpendiculares, acoplado ao registrador, que nos permitiu construir as curvas de distribuição de doses dentro do simulador, (figura 9).

Para obtenção das curvas de isodose totais, utilizamos a mesma técnica anterior, só que os filmes foram irradiados com simuladores da cabeça do paciente, semi-esféricos e com

filmes paralelo e perpendicular ao feixe, localizados pelo aparelho de estereotaxia, simulando a radiocirurgia, (figura 10 e 11).

e. Dose na Lesão

Utilizando-se dos RTA e dos PSF, podemos calcular a dose na lesão (em profundidade) para cada entrada pela relação

$$D(S,m) = \frac{D(S,d_{\max})}{PSF(S)} \times RTA(S,m)$$

onde:

$D(S,d_{\max})$: rendimento (dose dada) na profundidade de máximo, com colimador S.

CONCLUSÃO

- Um Acelerador Linear de Partículas usado em Radioterapia convencional pode ser adaptado à técnica de Radiocirurgia Esteretáxica pois:

1. É possível adaptar-se colimadores especiais que nos dêem os campos de 6, 10 e 15 mm de diâmetros.
2. Os fatores dosimétricos, tais como: relação tecido-ar (RTA), fator de campo, rendimento e planura dos campos pequenos são compatíveis com este tipo de tratamento.
3. O dispositivo de estereotaxia que usamos permite uma adaptação à mesa do acelerador linear, dando a segurança necessária às técnicas de localização.
4. As composições de isodose mostram que as doses nos tecidos vizinhos estão em nível compatível com as tolerâncias dos mesmos.

Entretanto, deve-se tomar uma série de cuidados durante a utilização desta técnica, pois seus limites de tolerância são menores do que os utilizados na Radioterapia convencional. Na adaptação desta técnica ao acelerador linear recomendamos:

1. Que os parâmetros dosimétricos sejam determinados experimentalmente para cada unidade. Não usar dados de bibliografia, pois diferenças de espectro poderão ser intensificadas.

2. A medida do rendimento deve ser feita, de preferência com mais de um método, pois não temos procedimento protocolar.
3. A fixação do sistema de estereotaxia (paciente) deve ser feita com muito rigor, pois deslocamentos da ordem de 1 mm podem ter conseqüências desagradáveis.
4. Estabelecer um procedimento padronizado, pois se um dos parâmetros não for adequadamente tratado, as conseqüências para o paciente poderão ser desastrosas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALMOND; P.R. - Radiation physics of electron beams. Ed. by Norah du V. Tapley, New York, U.S.A., p. 23-28, 1976.
2. ATTIX, F.H.; ROESCH, W.C. e TOCHILIN, E. - Radiation Dosimetry. Volume II, Instrumentation, New York, U.S.A. Academic Press, p. 2-67; 291-321 e 326-382, 1968.
3. BARCIA SOLORIO, J.L.; HERNANDEZ, G.; BARBERA, J.E. BROSETA, J. Gamma-rhizotomy in trigeminal neuralgia using conventional cobaltotherapy units. Comunicação apresentada no 3rd Meeting of the European Society of Stereotactic and Functional Neurosurgery. Friburg, Alemanha, 1977.
4. BERAHA, J.; PINHEIRO FRANCO, L.F.; CARUSO JR.; A.; VIZEU, D. M. e SCAFF, L.A.M. - Radiocirurgia estereotática. Seara Médica Necrocir., 13: 107-112, 1984.
5. BRIT. J. RADIOL. - Suppl. 17. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Ed. by The British Institute of Radiology, London, England, p. 61-86 e 115-147, 1983.
6. DUTREIX, J. e DUTREIX, A. - Film dosimetry of high-energy electrons. Am. N.Y. Academ. Sci., 161: 33-43, 1969.
7. EVANS, R.D. - The atomic nucleus. Mc Graw-Hill, New York, U.S.A.; p. 600-610 e 672-745, 1955.
8. HENRY, W.H. - Tissue-air ratio, peak scatter factor and consistency. Physics in Medicine and Biology, 19:43-50, 1974.
9. JOHNS, H.E. e CUNNINGHAM, J.R. - The physics of radiology. Illinois, E.U.A., Charles Thomas, Springfield, p. 122-125; 149-169; 330-332; 350 e 373-423, 1978.

10. KJELLBERG, R.N. - Stereotatic bragg peak proton radiosurgery results, in SZIKLA, G. (ed): Stereotatic cerebral irradiation. Intern Symposium 12, Amsterdam, Elsevier, p. 233-244, 1979.
11. LARSON, B.; LIDEN, K. e SARBY, B. - Irradiation of small structures through the intact skull. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., 13: 512-534, 1974.
12. LEKSELL, L. Stereotactic radiosurgery in trigeminal neuralgia. Acta Chir. Scand., 137: 311-314, 1971.
13. MOURA, A.M.S.; CAMPOS, J.C.F.; SCAFF, L.A.M. e VAL KOPACEK, A.B. Curvas de isodose com filmes. Radiol. Bras. Vol. 18,1: 100-102, 1985.
14. SARBY, B. - Cerebral radiation surgery with narrow gamma beams. Physical experiments. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 13: 425-445, 1974.

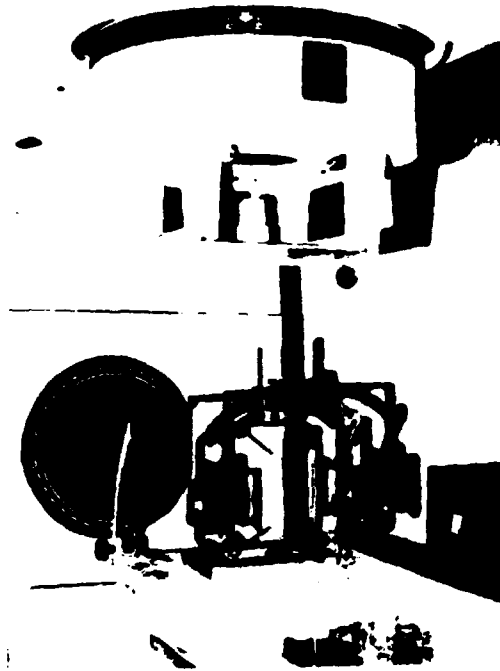


FIGURA 1 - A integração do sistema de estereotaxia com seus elementos, dispostos para intervenção radiocirúrgica.

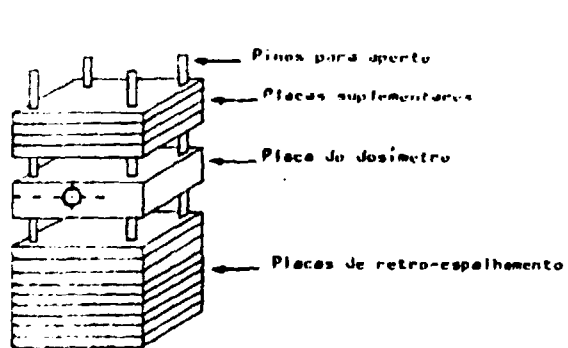


FIGURA 2 - Simulador de água-plástico.

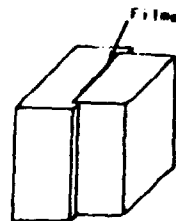
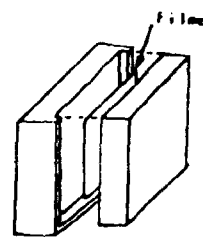


FIGURA 3 - Esquema do simulador com filme feito de plástico (acrílico) opaco.

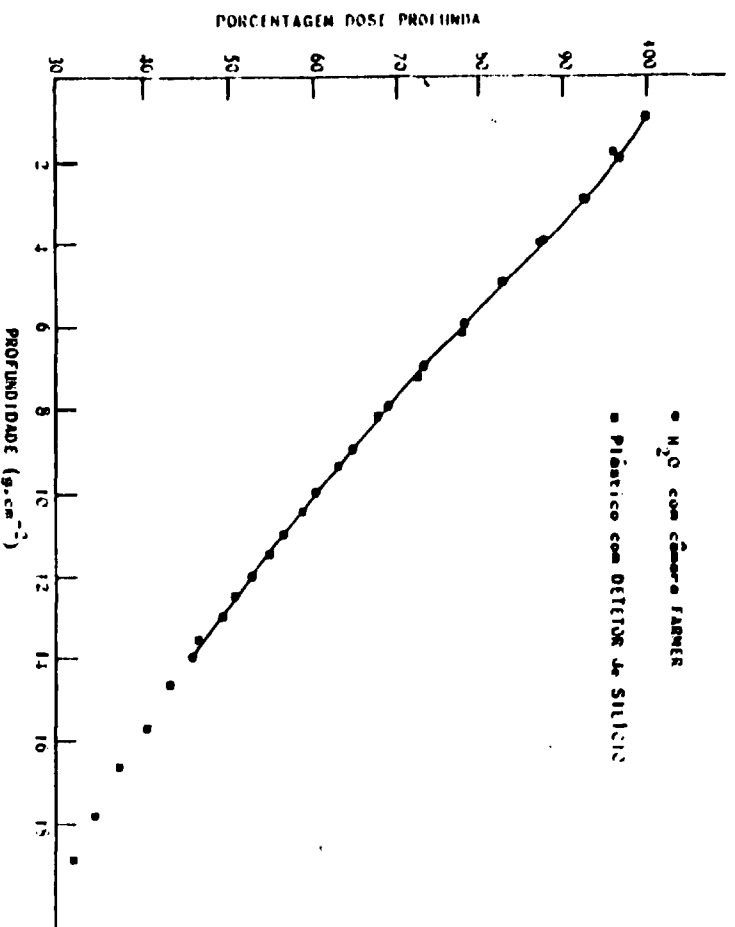


FIGURA 4 - Curvas de dose em profundidade determinadas com câmara e com detector de silício.

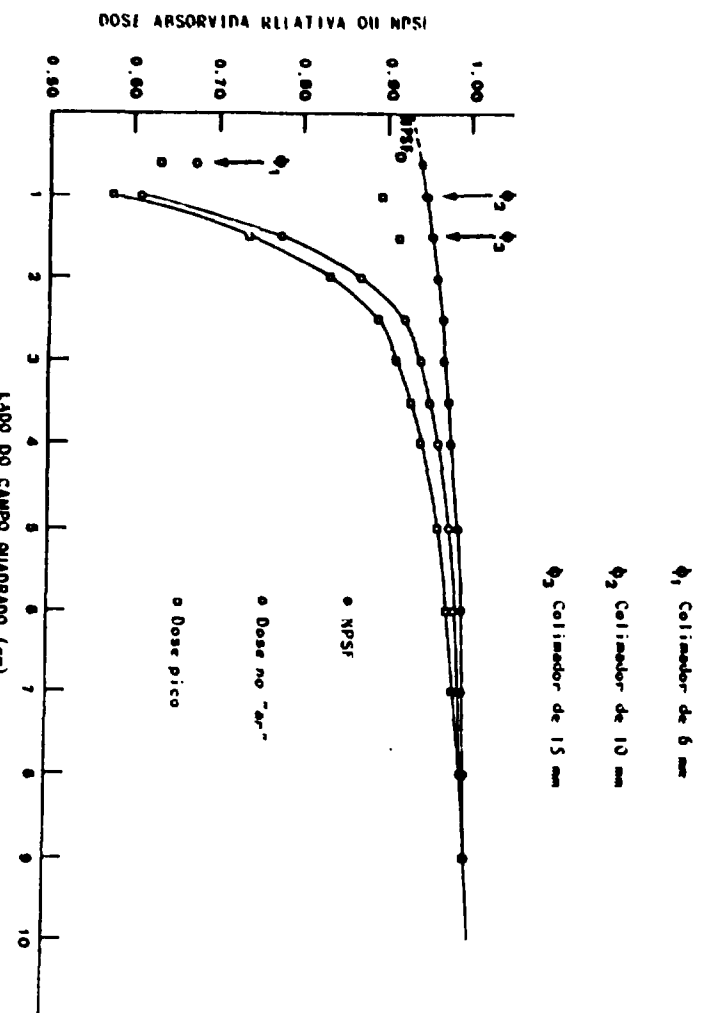


FIGURA 5 - Variação do NPSF com tamanho de campo

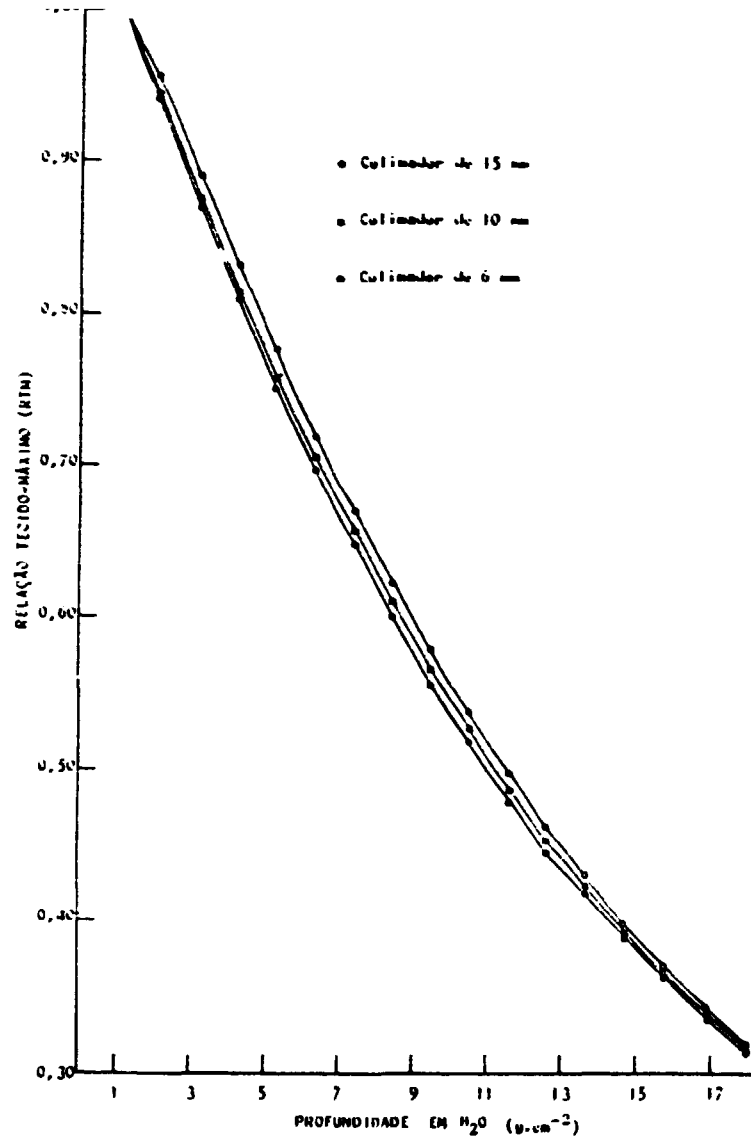


FIGURA 6 - Variação dos RTM com a profundidade.

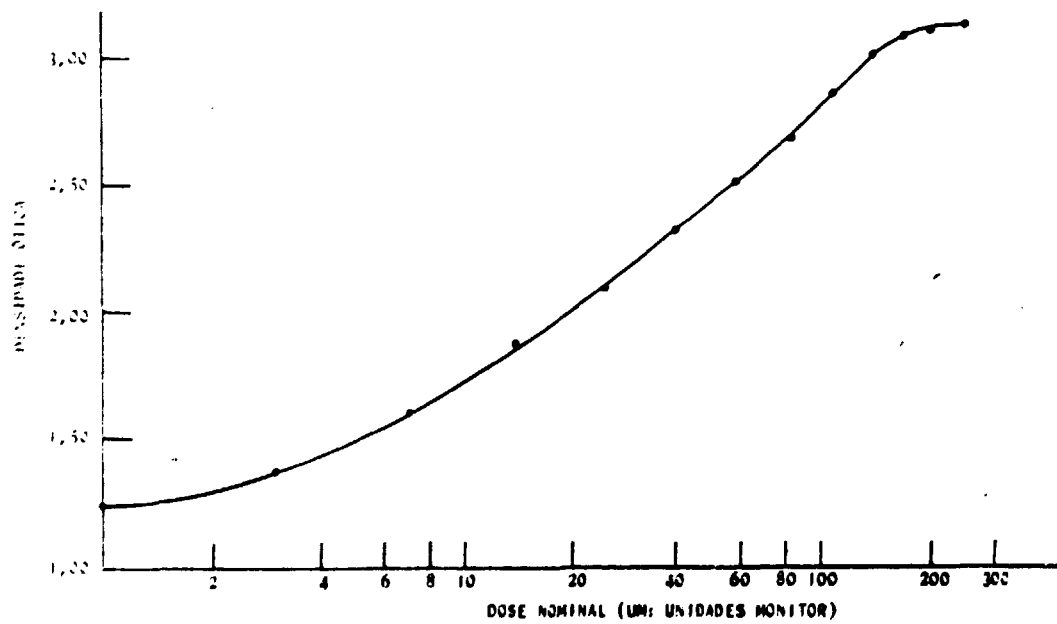


FIGURA 7 - Curva de calibração dos filmes KODAK MR/1.

• Filme KODAK MR/1

■ Detetor de Silício

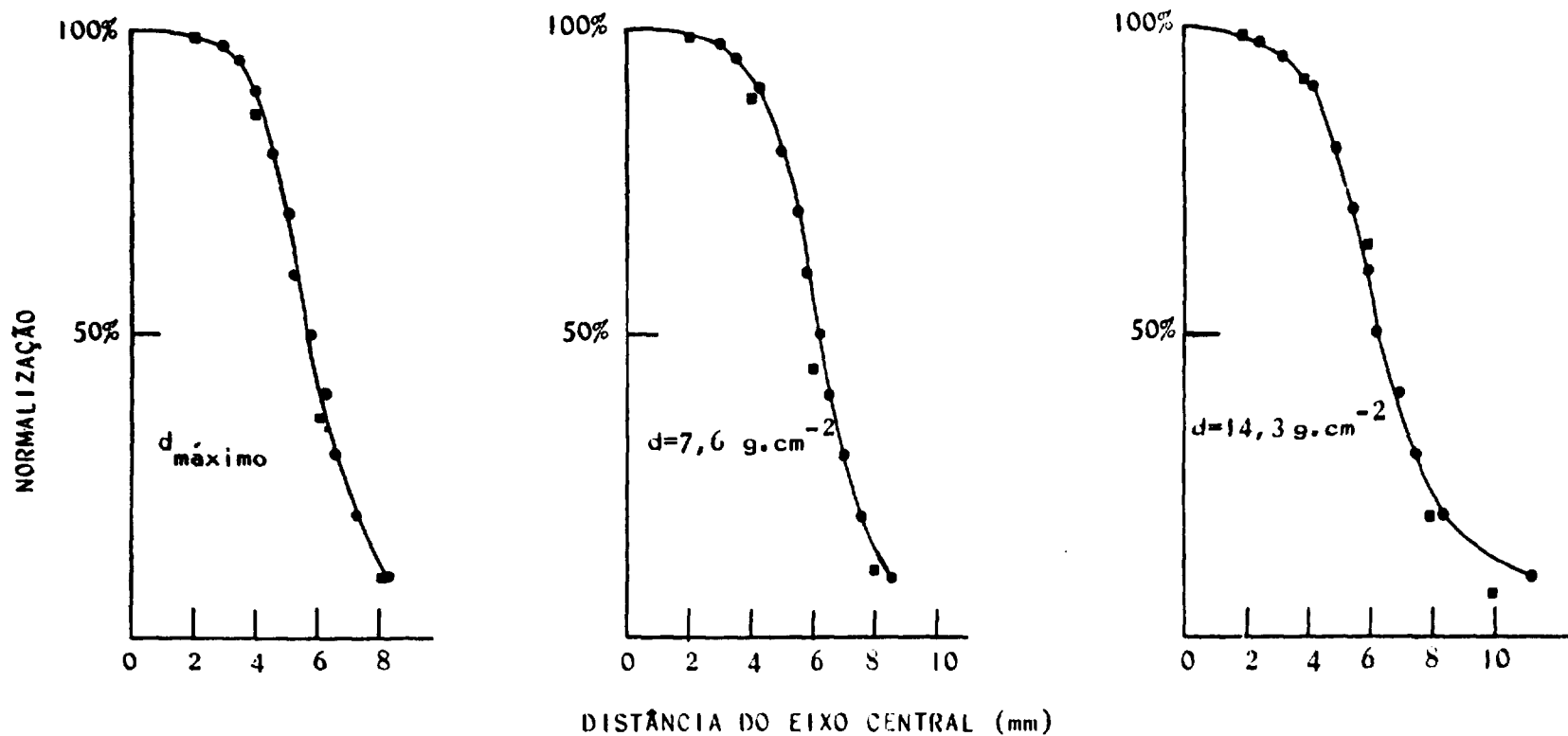


FIGURA 8 - Planuras obtidas com filme e detetor nas profundidade de máximo, 7,6 e 14,3 g.cm⁻², para o feixe colimado de 10 mm, normalizadas para o eixo central.

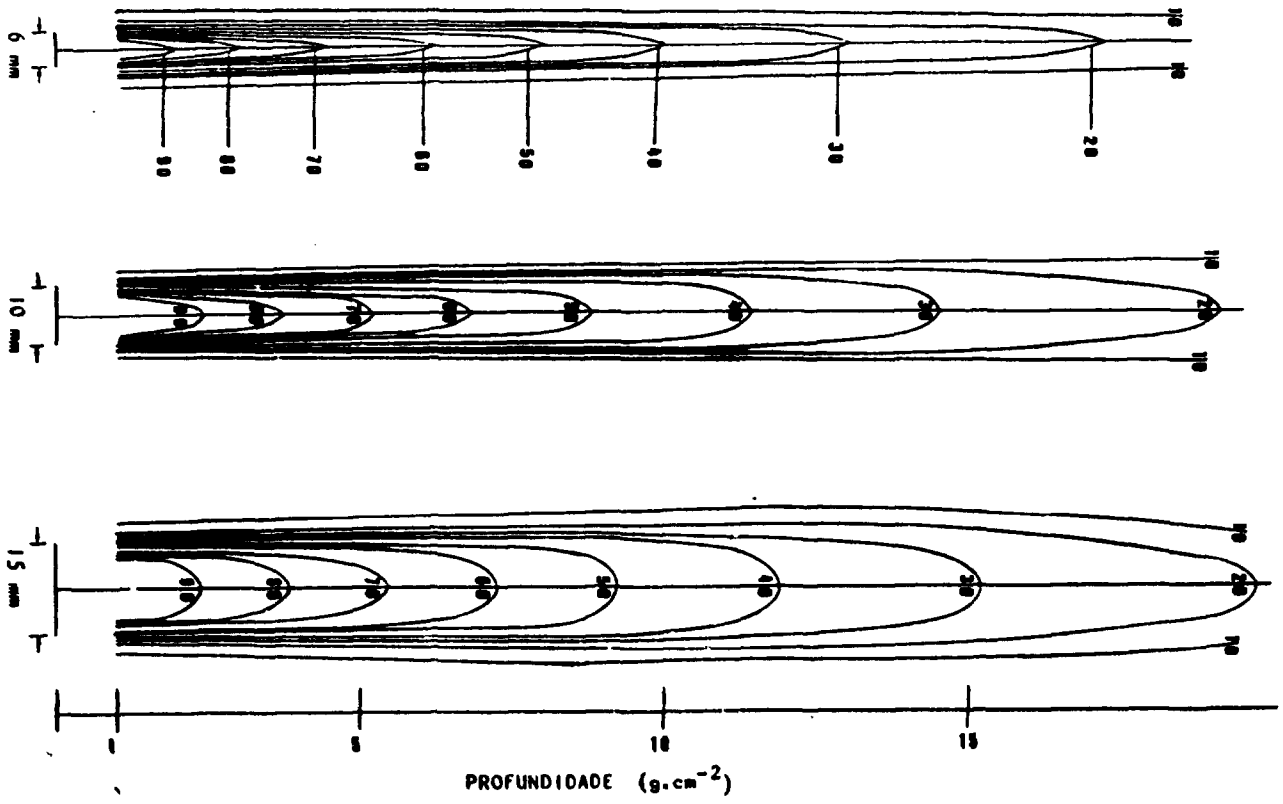


FIGURA 9 - Curvas de isodose correspondentes a um plano axial dos feixes finos, normalizadas a 100% para profundidade de 1,0 g.cm⁻².

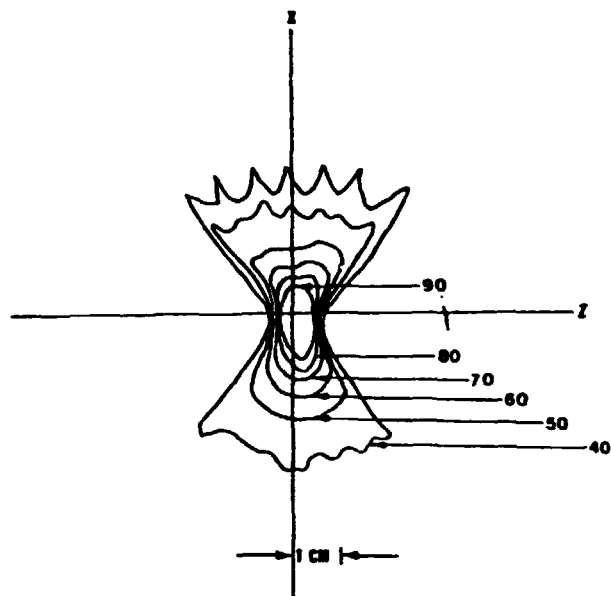


FIGURA 10 - Distribuição total das doses no plano $Y = 0$, correspondentes a 7 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 6 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

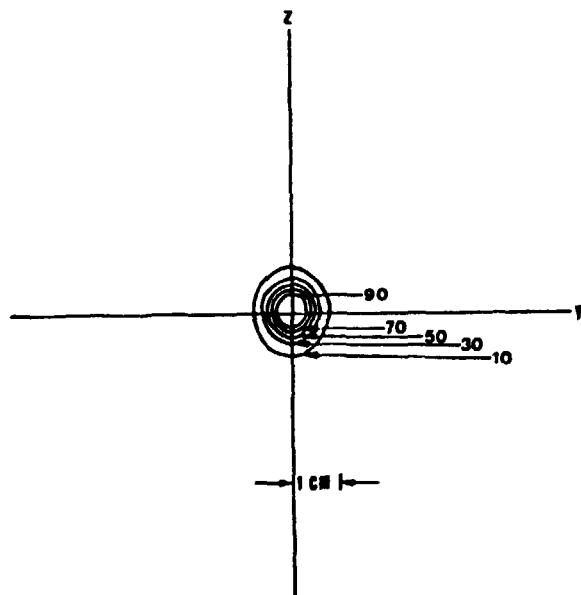


FIGURA 11 - Distribuição total das doses no plano $X = 0$, correspondentes a 16 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 6 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.