

Este exemplar corresponde a redação final
da Tese defendida pelo aluno José Carlos
Ferraz de Campos e aprovada pela Comissão
Julgadora
Campinas, 11. junho 1986
JCM

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

Tese apresentada ao Instituto de
Física "Gleb Wataghin" da Universidade
Estadual de Campinas, para
obtenção do grau de Mestre em
Física, na área de Física Aplicada.

Orientador : Prof. Dr. DIRCEU MARTINS VIZEU

À memória de minha avó

Dona Benedicta

Ao meu pai e meus irmãos,
ofereço

À minha esposa Felícia e às
filhas Carolina e Sharon,
dedico

AGRADECIMENTOS

Das partes componentes deste trabalho, esta é a mais agradável por termos a oportunidade de registrar nossos sinceros agradecimentos a todos aqueles que nos auxiliaram em sua realização. Em especial, queremos agradecer:

Aos

Prof. Dr. DIRCEU MARTINS VIZEU, pela orientação, incentivo e cooperação constante;

Prof. Dr. JOSÉ GALVÃO DE PISAPIA RAMOS, pela oportunidade de alcançar este objetivo;

Profª Dra. CAROLA DOBRIGKEIT CHINELLATO, assim como a Profª Dra. IRIS C.L. DE TORRIANI, pelas sugestões e discussões úteis;

Prof. Dr. JACK BERAMA, pela colaboração em medicina;

Nucleon Radioterapia e Física Médica, pelas instalações e equipamentos;

Centro de Oncologia Campinas, pelas facilidades na utilização dos instrumentos de medidas;

Colegas da Nucleon Radioterapia e Física Médica e do Centro de Oncologia Campinas, pelo incentivo;

Sr. FRANCISCO ANTONIO NEGRETTI e Sra. IRENE MARIA CESCONETTO EISINGER, pelos serviços datilográficos;

Funcionários da Nucleon Radioterapia e Física Médica,
pela colaboração na realização deste trabalho.

ÍNDICE

RESUMO	1
INTRODUÇÃO	2
Efeitos biológicos das radiações ionizantes	5
Dosimetria da radiação	5
Absorção e dose profunda do feixe	8
Dificuldades na dosimetria e monitoração dos feixes finos	10
Objetivos	12
MATERIAL E MÉTODOS	13
Descrição da fonte de raios-x	13
Sistema de colimação adicional	18
Sistema de estereotaxia	18
Material utilizado na dosimetria	24
Construção dos colimadores	27
Estudo dosimétrico dos feixes	28
RESULTADOS	40
Construção dos colimadores	40
Porcentagem de dose na profundidade	41
Fator espalhamento-pico	43
Relação tecido-ar	43
Dependência dos colimadores com tamanho de campo	48
Qualidade dos feixes finos	48
Curvas de isodose	51
Rendimentos dos feixes finos	56
Isodoses totais	59
Dose na lesão	59
CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
APÊNDICE	73

Termos especiais utilizados na Radioterapia . . .	73
Definições dos parâmetros físicos	75

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo principal investigar as características principais de dosimetria e monitoração de feixes finos de raios-x, e sua aplicação a um Acelerador Linear de Partículas de 4 MV, para seu emprego na Radiocirurgia.

Com esta finalidade, construiu-se um sistema de colimação adicional, composto de 3 colimadores de Chumbo, que permite, a partir do campo mínimo protocolar produzido pelo acelerador, obter os feixes finos de 6, 10 e 15 mm de diâmetros. Um sistema de estereotaxia, juntamente com as modificações desenvolvidas nos dispositivos de localização da unidade, fornecem a exatidão requerida na localização do volume-alvo.

As informações dosimétricas dos feixes finos, necessárias na intervenção radiocirúrgica, tais como: a relação tecido-ar (RTA), o fator de campo (C), o rendimento e a planura foram determinadas com o detetor de Silício inserido a um simulador de água especial. As curvas de isodose de cada feixe, bem como suas isodoses totais simulando o tratamento, foram estabelecidas com emulsões radiográficas em condições que reproduzem satisfatoriamente as circunstâncias reais de irradiação do paciente.

Os resultados nos permitem afirmar que é totalmente executável usar-se um Acelerador Linear de Partículas convencional para a técnica de radiocirurgia estereotática.

INTRODUÇÃO

A concepção anátomo-clínica das enfermidades, definida no pensamento médico no século passado como " processo patológico produzido por uma lesão orgânica, localizada e concreta , situada em um órgão interno do paciente", produziu um processo lógico no diagnóstico, que consistia, a partir dos sintomas do doente, obter um conhecimento exato da índole e localização da lesão.

O desenvolvimento que se denomina prática médica , consistia e consiste até hoje fundamentalmente, em saber diagnosticar, prognosticar e tratar o processo patológico (VALENTI, 1962).

A patologia depois de diagnosticada, localizada e especificada como causa da enfermidade, precisaria ser tratada e muitas vezes com cirurgia.

Do ponto de vista cirúrgico, as barreiras naturais encontradas para penetração nas cavidades do corpo, tais como : dor, hemorragia e infecção, são mais impenetráveis na cirurgia neurológica devido às características próprias do cérebro, órgão mais vascularizado e guardado pela natureza, especialmente sob o ponto de vista imunológico e funcional.

Com o avanço contínuo das técnicas cirúrgicas foi possível, com o progresso da anestesia, hemostasia e assepsia, ao cirurgião penetrar nas três cavidades do homem: abdominal, toráxica e cranial.

Foi da contínua busca, por parte dos neurocirurgiões , de novas técnicas de hemostasia e das cada vez mais sofisticadas vias de acesso às regiões profundas e basais do crânio, que surgiu a Radiocirurgia Estereotáxica que LEKSELL definiu como sendo "todo procedimento de irradiação localizada, usando fontes externas ao crânio, destinadas à destruição de pequeno vo-

lume de tecido, normal ou patológico, de situação geralmente profunda, localizado por procedimentos estereotáxicos e realizado com finalidades terapêuticas". (LEKSELL, 1951, 1971; KJELLBERG, 1979; BERANA ET ALI, 1984).

LEKSELL ET ALI (1955) elegeram as radiações ionizantes, como as mais indicadas para seu emprego na radiocirurgia estereotáxica. Utilizando um aparelho de radioterapia convencional de 250 KV, realizaram as primeiras intervenções em neurocirurgia funcional, com intenção de produzir uma lesão no tecido nervoso central, de forma semelhante à que se aplicava na estereotaxia clássica. Do mesmo modo, usou em tractotomias - psicocirúrgicas (LEKSELL, 1955) e em gangliotomias na nevrálgia do trigêmeo (LEKSELL, 1971).

Posteriormente os mesmos autores observaram a necessidade de empregar radiações de maior energia e escolheram prótons como fonte de radiação externa (LEKSELL ET ALI, 1960). LARSSON ET ALI (1963) realizaram a primeira intervenção deste tipo na neurocirurgia funcional.

Na Universidade de Harvard, Boston, técnicas estereotáxicas são usadas para tratamento de tumores da pituitária - (hipófise) e malformações vasculares (KJELLBERG & KLIMAN, 1973). Este grupo utiliza o efeito "Bragg peak" do feixe de prótons para aperfeiçoar as condições rádio-físicas. O grupo já tratou mais de 1.500 tumores da hipófise.

Apesar de LIDEN (1957), fazendo uma análise das possibilidades da física neste campo, recomendar fótons de alta energia produzidos por aceleradores lineares de 10 a 20 MV, como técnica mais vantajosa para aplicação na radiocirurgia, a escola escandinava por razões práticas construiu em 1968 um sistema que permite irradiações simultâneas de vários feixes, produzidos por múltiplas fontes de COBALTO-60, dispostas concentricamente ao

redor do foco a irradiar. Este sistema de aplicação clínica , denominado GAMMA UNIT I, permitiu uma aplicação generalizada da radiocirurgia, originando uma grande experiência em uma ampla variedade de lesões do sistema nervoso (LARSSON ET ALLI, 1974).

BARCIA ET ALLI (1977), da Faculdade de Medicina de Valência, deram um grande passo, introduzindo um método que emprega fontes de radiações convencionais de megavoltagem de uso radioterápico. Utilizaram o THERATRON-780, sistema de telecobaltoterapia, acoplado ao sistema de estereotaxia para intervenções radiocirúrgicas.

Apesar dos longos anos de experiência internacional, somente no presente as indicações clínicas da radiocirurgia estereotáxica têm sido menos discordantes e, assim, resultados surpreendentes têm sido obtidos no campo das malformações arteriovenosas (angiomas), fístulas carótido-cavernosas espontâneas , crânio-faringiomas sólidos, tumores hipofisários, tumores da pineal, neurinomas do acústico e até alguns casos de epilepsias focais.

Baseado nas propriedades físicas evidenciadas por SARBY (1974), "qualitativamente os resultados obtidos com a radiação gama do Cobalto-60 também são aplicáveis em outros tipos de radiação eletromagnética no intervalo de energia de 0,4 a 10 MeV, para o qual o efeito Compton é o tipo de interação dominante" . Juntamente com as circunstâncias práticas e econômicas descritas por LARSSON ET ALLI (1974), nos dispusemos a desenvolver a radiocirurgia estereotáxica no MEVATRON-60, acelerador linear de 4 MV.

Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

As radiações ionizantes são aquelas que têm energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos, produzindo assim pares de íons. Podem ser de natureza eletromagnética, como os raios-x, gama e ultravioleta, ou corpuscular, como os raios alfa, beta, prótons e nêutrons rápidos. (HALL, 1973).

A penetração destes feixes na matéria, em particular no tecido, produzirão interações com os átomos que o compõe, gerando absorção da energia do feixe pelo tecido.

A forma que esta absorção se dá é função do tipo deste feixe, porém em qualquer caso aparecerão fenômenos de ionização, excitação atômica e molecular e elevação de temperatura. Essas ionizações fazem com que haja alterações químicas nas moléculas constituintes da matéria viva. Tais alterações, dependendo de sua intensidade e da região celular atingida, podem levar a danos de intensidade variável e até a morte celular (MOURA, 1983).

Os danos das radiações dependem de um grande número de variáveis físicas e biológicas.

Assim, por exemplo, a quantidade de radiação (dose), o tipo, o tempo em que é imposta, bem como a espécie de tecido irradiado, a sua oxigenação e a fase das células no ciclo celular são alguns dos fatores que interferem com o efeito das radiações.

Dosimetria da Radiação

O conhecimento da quantidade de radiação, sua energia e características geométricas do feixe incidente são fatores esenciais para a compreensão dos efeitos biológicos das radiações.

A "International Commission on Radiation Units" (ICRU) definiu, em 1928, a primeira unidade de medida das radiações, o Roentgen (R), que corresponde à quantidade de radiação que produz uma unidade eletrostática de carga em um volume de 1 cm³ de

ar seco.

Em 1956, a mesma entidade definiu o Rad (rad), uma medida de energia absorvida pelos tecidos, estabelecida como a quantidade de radiação que libera 100 erg por grama de tecido irradiado. Atualmente o ICRU recomenda a utilização do Gray (Gy), unidade do Sistema Internacional (SI) de medidas que equivale à liberação de energia de um joule por quilograma de tecido irradiado ($1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$).

Para satisfazer as necessidades do conhecimento da quantidade de energia liberada pelas várias fontes de radiação, foram desenvolvidos vários dosímetros, dentre eles, descrevemos os utilizados neste estudo:

1. Detetor com Câmara de Ionização

Basicamente constituída de um eletrodo central, e outro nas paredes da câmara, ligados ao eletrômetro.

A medida de dose baseia-se no fenômeno de ionização de um gás. A ionização do gás produzida pela radiação, consiste na remoção de um ou mais elétrons das moléculas do mesmo, formando íons positivos e elétrons livres. O comportamento destas partículas carregadas depende da geometria da câmara, do gás e do campo elétrico aplicado entre os eletrodos para evitar sua recombinação.

Geralmente, o gás utilizado na câmara é o ar, nas condições ambientais de pressão e temperatura. A corrente elétrica fluindo através da câmara é medida no eletrômetro, permitindo a determinação da quantidade de ionização e, por meio de cálculos apropriados, obter a dose. As câmaras podem ser projetadas de muitas formas e dimensões e medir todo tipo de radiação que produza ionização primária ou secundária (ATTIX, 1968).

2. Detetor de Silício

O detetor de radiação do estado sólido consiste de um

diodo de silício de junção p-n com cabo co-axial, envolvido por material plástico de densidade próxima da água, acoplado ao eletrômetro.

O detetor age como uma câmara de ionização de estado sólido, a mudança na condutividade elétrica sendo induzida quando a radiação ionizante é absorvida pelo sólido, produzindo elétrons com energia suficiente para se mover através do mesmo. Esta condutividade induzida é função da dose absorvida no material e é usada como medida de dose se uma calibração apropriada for feita.

Algumas das vantagens deste detetor frente às câmaras de ionização são: resposta instantânea com o tempo, robustez e dimensões reduzidas pois sua alta sensibilidade volumétrica permite medições em regiões de alto gradiente de dose (GREENING, 1981).

3. Filmes Radiográficos

A película radiográfica é formada de uma emulsão fixada numa base de material plástico, que contém, em suspensão, cristais microscópicos de brometo de prata em material gelatinoso.

Quando a radiação interage com estes cristais, eles ficam suscetíveis a mudanças químicas, e formam o que é conhecido por "imagem latente".

Após a exposição, quando o filme é então "revelado", os cristais expostos à radiação se reduzem a pequenos grãos de prata metálica. Posteriormente o filme é "fixado" através de uma solução química, que dissolve os cristais de brometo de prata não reduzidos e endurecendo a gelatina da emulsão, não afetando a prata metálica.

A prata retida no filme, responsável pelo seu enegrecimento, é proporcional à quantidade de radiação absorvida.

Apesar da resposta do filme ser dependente da energia da radiação incidente, do processamento (revelação e fixação), da dose e das condições ambientais, ele mantém algumas propriedades sobre outros sistemas dosimétricos, tais como: alta resolução espacial que fornece uma representação visual em verdadeira grandeza do campo de irradiação, conserva as características por longo período de tempo após a irradiação e processamento, pode ser inserido em campos de radiação sem causar distorção espacial destes campos (dimensões reduzidas), além de poder ser utilizado em medidas relativas de doses absorvidas (ATTIX, 1968; SCAFF, 1979).

Absorção e Dose Profunda do Feixe

Como citamos, as radiações têm a capacidade de penetrar e ionizar átomos constituintes do tecido. Essas ionizações podem realizar-se por ionização direta dos átomos ou através de elétrons secundários produzidos pelo efeito fotoelétrico, Compton ou formação de pares, a forma que elas se dão depende da energia e do tipo de radiação incidente utilizada.

Para radiações eletromagnéticas de baixa energia, a produção dos elétrons secundários é predominantemente a grandes ângulos da direção dos fótons incidentes, gerando maior absorção nos primeiros espaços percorridos pela radiação às custas dos elétrons retro-espalhados, produzindo maior ionização nas regiões menos profundas. Com o aumento da energia do feixe este ângulo diminui, e, portanto, os elétrons são espalhados lateralmente e para a frente na direção do feixe incidente (EVANS, 1955).

No caso de prótons acelerados, o espalhamento se produz na mesma direção do feixe, e a maior parte da energia se libera no final do seu trajeto com uma grande produção de ionização.

BARCIA ET ALLI (1977) mostraram que para um feixe de Cobalto-60, de 10 mm de diâmetro, a dose máxima (100%) é atingida a 0,5 cm da pele, enquanto que a 6 cm, chega 60% da mesma. Com energia mais alta a dose máxima é atingida a profundidades maiores.

Além disso, como o feixe tem que atravessar meios anisotrópicos, a absorção de feixes de baixa energia apresenta diferenças significativas ao penetrar nestes tecidos diversos. Para feixes produzidos em aceleradores de 400 KV a 10 MV, a absorção para o osso, músculo e outros tecidos são equivalentes (JOHNS & CUNNINGHAM, 1978) .

Para alcançar uma dose profunda, com objetivo de obter o efeito biológico desejado, reduzindo os efeitos nos tecidos circundantes e na pele, é necessário usar a técnica de campos convergentes. Então, precisamos recorrer a várias portas de entrada dos feixes que convergem para o centro da lesão (LARSSON, 1974; LEUNG, 1978). Nesta região, para onde conflui a soma de todas as doses parciais, temos altas doses de radiação, enquanto que são baixas para os tecidos por onde passam os feixes isolados.

A dose máxima na lesão para cada feixe é limitada pela dose na pele. Usando, como exemplo, o feixe de Cobalto-60 utilizado por BARCIA ET ALLI, e considerando a dose máxima na pele de 200 cGy, se quisermos dar uma dose de 2.800 cGy em uma lesão que está a 8 cm de profundidade, teremos que usar 10 entradas para conseguir tal intento.

Se utilizássemos fótons produzidos por aceleradores de 45 MV, a mesma dose seria atingida por três portas de entrada, entretanto a dose de saída do feixe seria da ordem de 500 - 600 cGy. Portanto, o limite de dose estaria na pele na saída do feixe, já que, em altas energias, as doses em profundidade se

mantêm num trecho muito amplo.

Dificuldades na Dosimetria e Monitoração dos Feixes Finos

A dosimetria e monitoração dos feixes de radiação usados na radioterapia clássica é baseada nos protocolos publicados pelos organismos internacionais, tais como: International Atomic Energy Agency, International Commission on Radiations Units and Measurements e outros.

No caso de feixes estreitos utilizados na radiocirurgia estereotáxica não há referências na literatura a respeito dos procedimentos dosimétricos e de monitoração necessários para o conhecimento destes feixes na aplicação terapêutica.

As medidas de dose de radiação com precisão são essenciais na radioterapia, radiobiologia e na proteção radiológica. A exatidão pode ser atingida somente se a calibração dos medidores de dose (dosímetros de medição rotineira) estiver disponível e se os dosímetros forem aferidos regularmente para manter seu desempenho, isto é, determinar sua resposta com relação a uma dose absorvida conhecida. Isto sempre envolve pelo menos um instrumento de referência (padrão) de alta qualidade metrológica.

Na radioterapia, a aplicação de doses incorretas pode levar a danos irreversíveis e até a perda da vida. Na radiobiologia pode conduzir a resultados inconsistentes ou enganosos. Na proteção radiológica pode levar a avaliações erradas da situação, resultando em danos à saúde ou altos custos nas medidas de proteção.

Os feixes utilizados em radioterapia são habitualmente dosados com câmaras de ionização (dosímetros de campo), calibrados com instrumento padrão, porém as câmaras têm dimensões apropriadas para os campos de até 40 mm de diâmetro, não sendo

possível sua utilização para feixes menores.

Embora não possa ser considerado como um dosímetro de campo, o detetor de diodo de Silício é a nossa única alternativa nas determinações experimentais dos feixes finos de 6, 10 e 15 mm de diâmetros. As medidas não são protocolares, mas confiáveis, pois a intercomparação com o dosímetro de campo pode ser feita nas mesmas condições experimentais.

Objetivos

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.

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 - detetores 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.

O objetivo prático é estabelecer técnicas para obter - informações a respeito de campos estreitos de radiação. Para isto se requer o uso de detetores pequenos, devido ao alto gradiente de dose na secção transversal do feixe, quando comparado com os feixes de radioterapia convencional.

Associada ao desenvolvimento de técnicas de monitoração de campos de irradiação como parte do estudo, a obtenção de dados dosimétricos destes feixes abre caminho para futuras comparações, pois atualmente não há suporte bibliográfico.

MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL

Descrição da Fonte de Raios-x

1. Descrição Geral

Os feixes finos de raios-x, objeto de nosso estudo, foram obtidos no acelerador linear de partículas MEVATRON-60, fabricado pela Siemens Medical Laboratories, Inc., U.S.A..

A Unidade encontra-se instalada em uma sala com dimensões 5,5 x 5,5 x 3,0 m³ e está blindada por barreiras de concreto armado de espessura de 1,0 m nas paredes laterais e no teto, obedecendo assim as normas estabelecidas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, (ICRP, 1964; CNEN, 1973; NCRP, 1976).

O MEVATRON-60 é basicamente formado de três componentes principais: suporte e coluna de rotação, mosa de tratamento e painel de controle. A figura 1, mostra os componentes e sistemas auxiliares.

Circuitos eletrônicos de controle do motor de giro da coluna e do modulador que alimenta a alta tensão da fonte de microondas e canhão de elétrons estão contidos no suporte.

O feixe de tratamento é produzido no tubo de aceleração linear, localizado na extremidade da coluna (cabeçote) de rotação em torno do eixo que fica a uma distância de 100 cm do alvo (fonte de raios-x). A estrutura de aceleração é um projeto avançado de onda estacionária, com cavidades acopladas nas laterais, permitindo condição de ressonância que minimiza perdas de potência e aumenta a eficiência de absorção da energia pelos elétrons capturados.

A fonte de microondas é um oscilador "magnetron" (WEBER,

1954; KARZMARK & PERING, 1973) com freqüência de 3 MHz e o canhão de elétrons um triodo especial que injeta elétrons no tubo acelerados por um potencial de 15 KV.

A interação do tubo acelerador e a radio-freqüência (RF) produz campos elétricos intensos paralelos ao eixo de aceleração. Os elétrons capturados pelos campos elétricos favoráveis, espacialmente estacionários, mas oscilantes no tempo, são acelerados até a energia de 4 MeV.

Os elétrons acelerados interagem com alvo de Tungstênio localizado na parte inferior do tubo e colinear com o feixe de raios-x, onde parte da energia cinética é transformada em fótons com energia máxima de 4 MeV.

Contido no cabeçote está o sistema de colimação. Compreendido pelo colimador primário que define o campo máximo de tratamento, $35 \times 35 \text{ cm}^2$, no isocentro (distância foco-eixo, DFE = 100 cm) e dois pares de colimadores móveis que fornecem campos de tratamento variáveis de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ao máximo. Monitores digitais de ângulo de rotação da coluna, de abertura e ângulo de giro dos colimadores secundários (móveis) estão montados na coluna no eixo de rotação. O cabeçote possui também telêmetro e definidor de campo ótico para ajuste da distância foco-superfície (DFS) e tamanho de campo na superfície do paciente.

Localizado abaixo do colimador primário, encontra-se o sistema de dosimetria e monitoração do feixe, o filtro homogeneizador do feixe de fótons e duas câmaras de ionização de transmissão para medidas de dose e taxa de dose. O filtro homogeneizador de Alumínio projetado para atenuar a parte central do feixe, mais do que nos cantos, devido ao alto gradiente de fótons produzidos do centro para as bordas do alvo (KARZMARK & PERING, 1973), deste modo homogeneiza o feixe sobre o ângulo sólido que define o campo máximo especificado. Cada câmara de ionização,

independentemente, finda o tratamento quando a dose total pré-selecionada for atingida. As câmaras contêm eletrôdos de configurações especiais que monitoram a simetria em dois eixos ortogonais principais do feixe e combinadas com circuitos eletrônicos, também a homogeneidade. A integridade do sistema dosimétrico é verificada eletronicamente antes de cada irradiação.

A mesa, como parte do sistema de tratamento possui 5 graus de liberdade (SYMON, 1965): Movimento de elevação e descendente, motorizado, controlado por painel fixo na mesa; os movimentos lateral, longitudinal, rotação no isocentro e na coluna suporte são controlados manualmente. A parte superior da mesa, apoio do paciente, possui tampos de plásticos transparentes removíveis para facilitar irradiações anguladas.

O painel de controle, disponível fora da sala de terapia, foi planejado para simplificar a operação diária do acelerador. O tratamento é controlado através de ajustes no integrador de dose, tempo de exposição, modo de operação, fixa ou arcoterapia. Indicadores luminosos mostram a situação dos bloqueios (segurança) e monitores digitais fornecem as posições pré-selecionadas dos parâmetros de irradiação.

2. Especificações

Energia: A energia do feixe de elétrons que incide no alvo é 4 MeV, nominal. A dose no eixo central, para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, no simulador de água a 100 cm de DFS e 10 cm de profundidade é de $60\% \pm 2\%$ da dose no mesmo eixo, na profundidade de máximo ($1,0 \pm 0,2 \text{ cm}$).

Rendimento: A taxa de dose na profundidade de máximo para o campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$ é de $180 \text{ cGy} \cdot \text{min}^{-1}$.

Radiação de Fuga: A intensidade da radiação de fuga, a 1 m do alvo, fora do feixe útil, é menor que 0,1% da intensida-

de máxima do feixe (campo máximo no isocentro).

Transmissão nos Colimadores: A transmissão dos raios-x através de um bloco individual não excede 0,1% da intensidade máxima.

Isocentro Radioativo: A variação da posição do isocentro radioativo, devido a rotação do "gantry" (coluna) de 360° e dos colimadores secundários de 180° , está confinada a uma esfera de 1,0 mm de raio.

Isocentro Mecânico: A variação da posição do isocentro mecânico, devido a rotação do "gantry" de 360° , da mesa de tratamento de 240° e dos colimadores secundários de 180° , está confinada a uma esfera de 1,0 mm de raio.

Telêmetro Ótico: A precisão do telêmetro ótico está dentro de ± 2 mm quando a DFS varia de 80 cm a 125 cm.

Indicador Frontal Ótico: Indica a posição do raio central do feixe dentro de $\pm 1,0$ mm quando a DFS varia de 80 cm a 125 cm.

Rotação da Coluna: A coluna gira através de um ângulo total de 360° . Controle de duas velocidades é fornecido de 0,2 e 1,0 RPM (nominal). Temos dois registradores de ângulo: um mecânico, graduado em incrementos de 1° e outro digital com resolução de $0,5^{\circ}$, localizados na parte central do "gantry".

Rotação dos Colimadores: A montagem dos colimadores secundários gira de 180° em torno do raio central do feixe.

Mesa de Tratamento: Os movimentos possíveis são:

- a. angular, 240° em torno do eixo vertical que inclui o isocentro.
- b. vertical, 81 - 131 cm acima do piso.
- c. lateral, 16 cm em cima da coluna suporte da mesa.
- d. longitudinal, 80 cm em cima da coluna suporte da mesa.
- e. rotação, 335° em torno da coluna suporte da mesa.

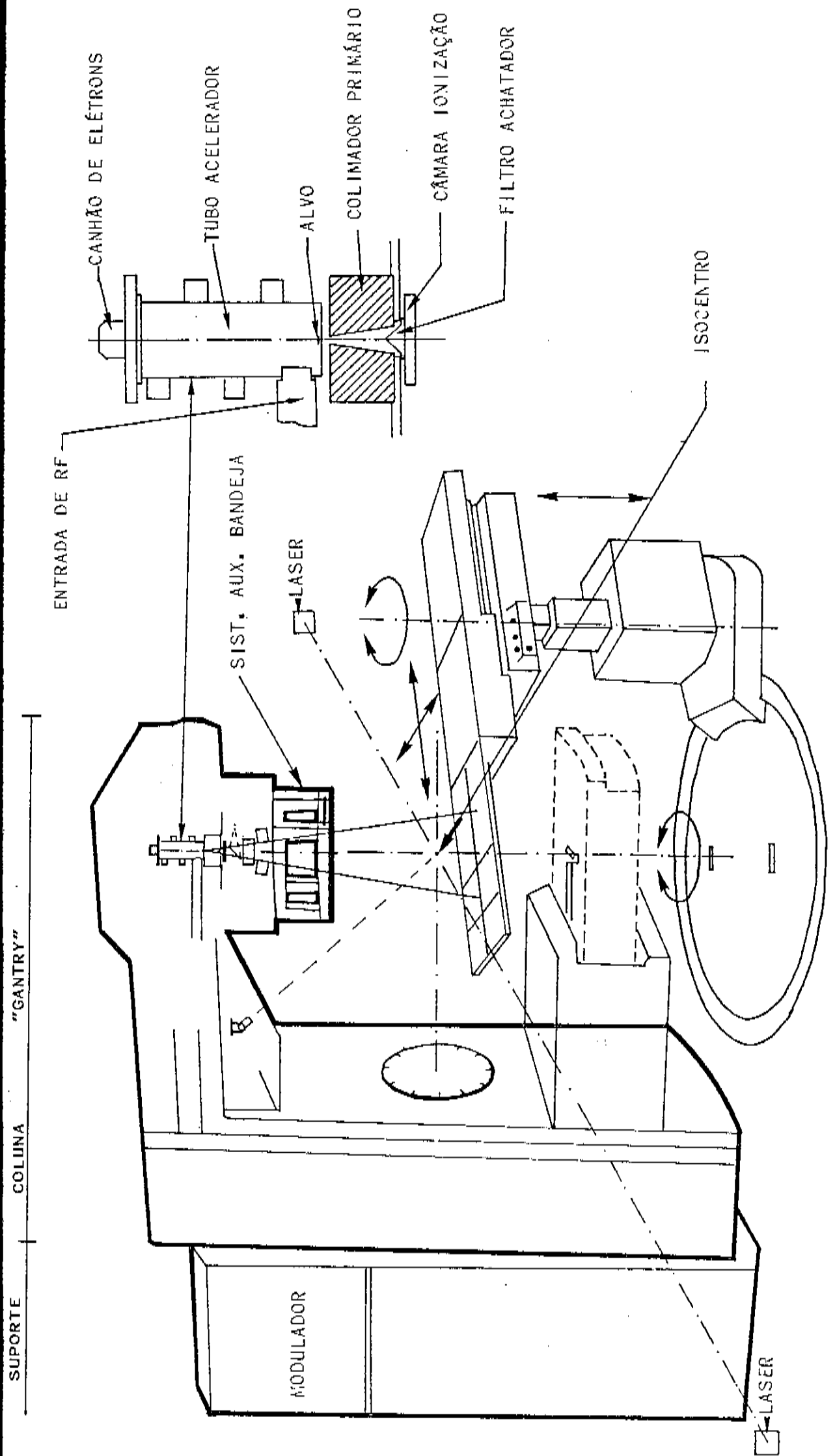


FIGURA 1 - Ilustração da unidade MEVATRON-60

Sistema Auxiliar de Bandeja: Fixo na parte terminal do cabeçote, é utilizado para inserir uma bandeja transparente de Policarbonato, servindo como apoio de blocos individuais de chumbo para colimação de campos irregulares, não definidos pelos colimadores secundários. Além de servir para colocação de filtros em cunha, que modificam a homogeneidade do feixe.

Dispositivos Adicionais de Localização: Foram instalados dois focos de raios "Laser" localizadores, preso nas paredes laterais da sala de terapia, que definem um eixo horizontal passando pelo isocentro da unidade. Temos também um retículo com dois fios finos de aço de 0,3 mm de diâmetro que se cruzam, marcando a posição do eixo central do feixe.

Sistema de Colimação Adicional

Para a obtenção de 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 3,0 , 5,6 , 8,5 mm de diâmetros que definem o tamanho efetivo do feixe na distância foco-eixo (DFE = 100 cm). Os cilindros são fixos em uma bandeja especial metálica de dimensões idênticas à utilizada no tratamento convencional, o que facilita sua inserção no porta-bandeja. Quando na posição de irradiação, a parte inferior dos colimadores fica a 42,7 cm de distância do isocentro.

Sistema de Estereotaxia

O MEVATRON-60 permite irradiação, no isocentro, de qualquer ponto da circunferência que o cabeçote descreve no plano vertical. Portanto, com a ajuda dos movimentos da mesa de tra-

tamento, podemos conseguir a colocação da lesão no isocentro, o que permite a irradiação correta mediante a técnica de "feixes cruzados" (MASSEY, 1970; MOULD, 1981). 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, como indicamos na introdução, o sistema de estereotaxia desenvolvido pelo Serviço de Neurologia da Faculdade de Medicina de Valência, cujo aspecto geral é mostrado na figura 2, é perfeitamente adaptável à unidade de terapia de megavoltagem.

A armação metálica quadrada "A", de 25 cm de lado que serve de suporte aos demais componentes do sistema, é fixada sobre a cabeça do paciente por quatro parafusos de aperto "T" situados no seu vértice. O assentamento da armação no suporte "S" acoplado à mesa de tratamento, a imobiliza durante a intervenção.

A incorporação a cada par de lados opostos da armação de réguas guias "R", visíveis radiograficamente, permite (a partir de radiografias cerebrais ou tomografias adequadas) a localização e a determinação do volume a ser irradiado com precisão milimétrica (BERAHA ET ALLI, 1984), possibilitando a desejada coincidência do volume-alvo com o isocentro do acelerador linear.

Os componentes de localização do sistema se constituem de três escalas, e_x , e_y , e e_z perpendiculares entre si, fixas na armação "A", ver figura 3. Os deslocamentos longitudinal - " e_y ", transversal " e_x " e lateral " e_z " do caixilho preso na cabeça do paciente que desliza na armação, são monitorados pelas escalas. As imagens radiográficas de perfil e frontal da lesão em

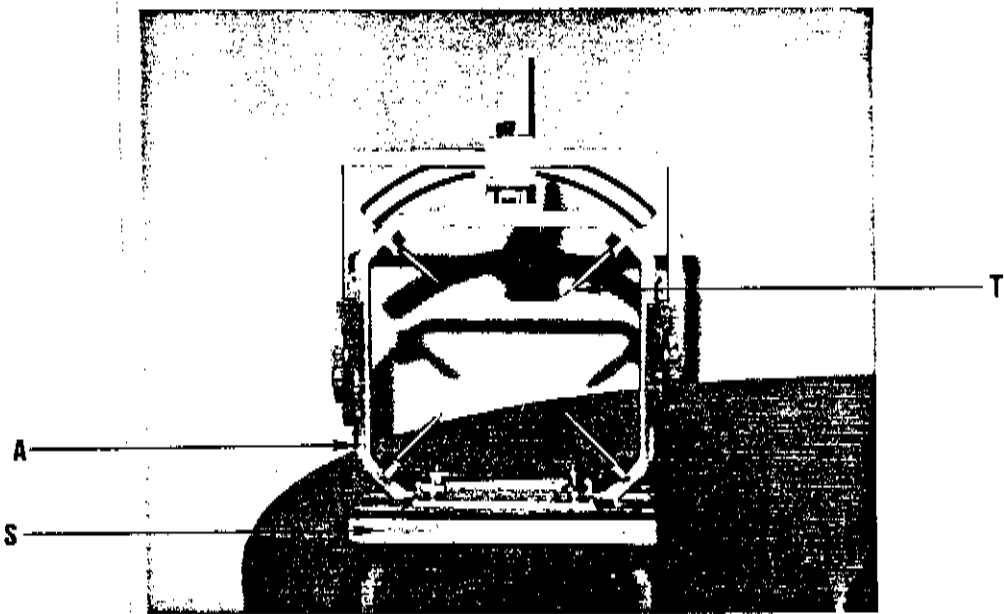


FIGURA 2A - Armação metálica quadrada "A" com os parafusos de aperto "T" nos seus vértices, apoiada no suporte "S".

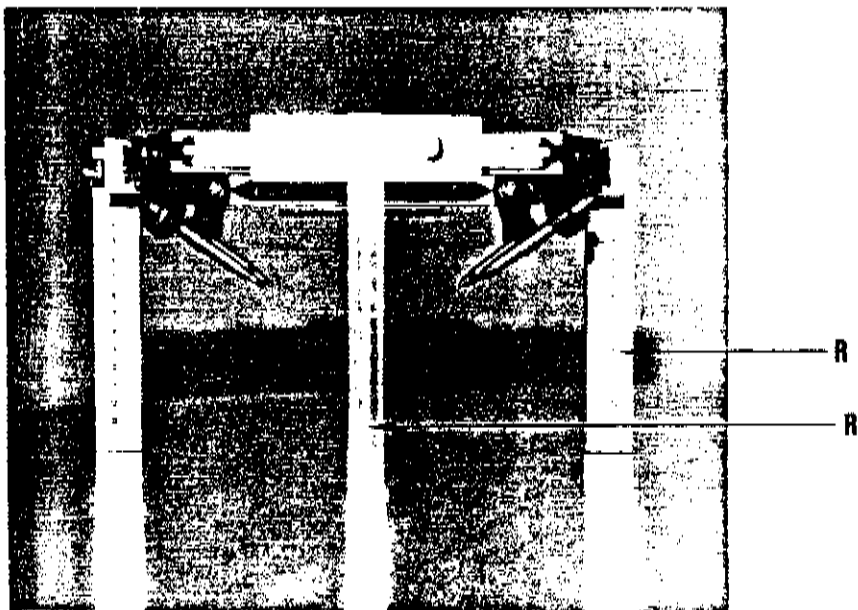


FIGURA 2B - As réguas guias "R" incorporadas a cada par de lados da armação "A".

FIGURA 2 - Aspecto geral do sistema de estereotaxia.

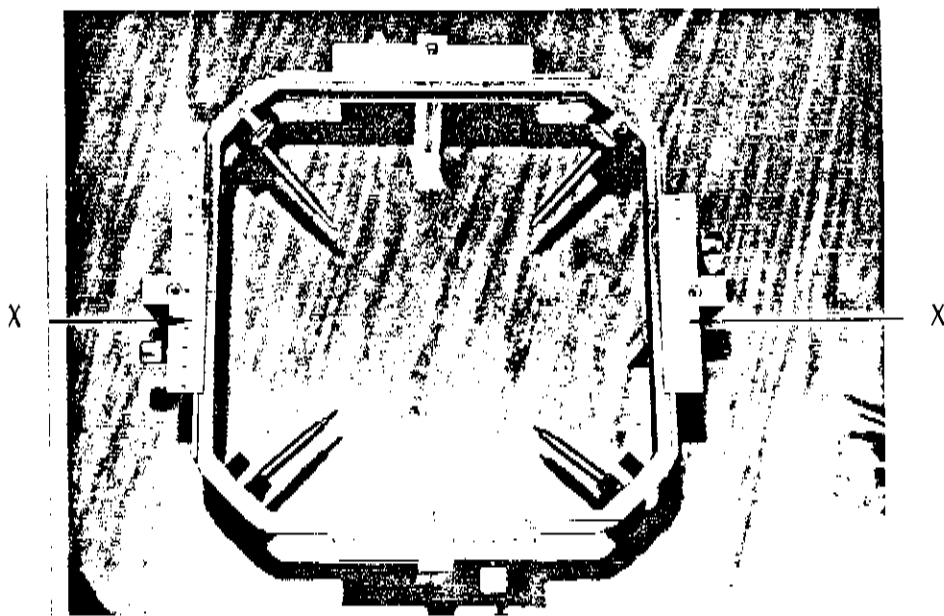


FIGURA 3A
Escala transversal, " e_x "

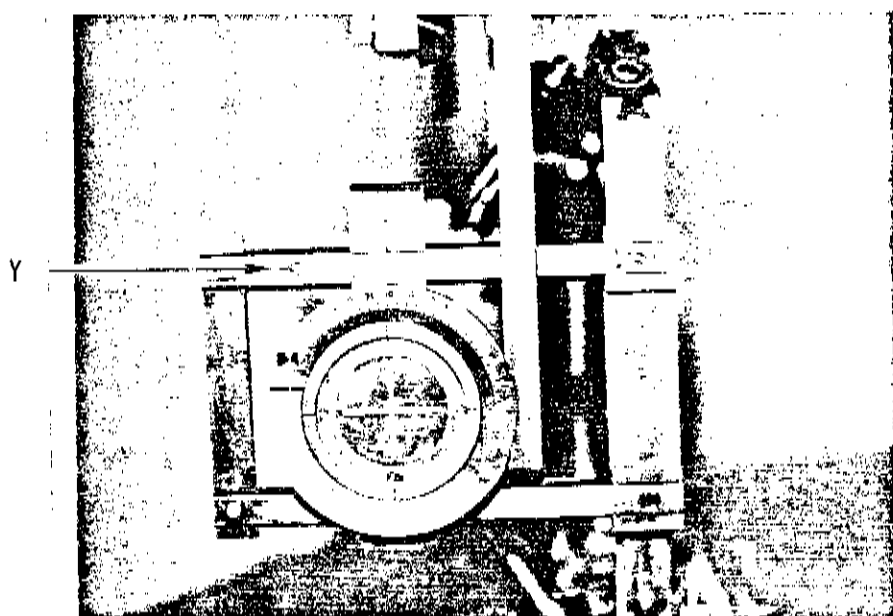


FIGURA 3B
Escala longitudinal, " e_y "

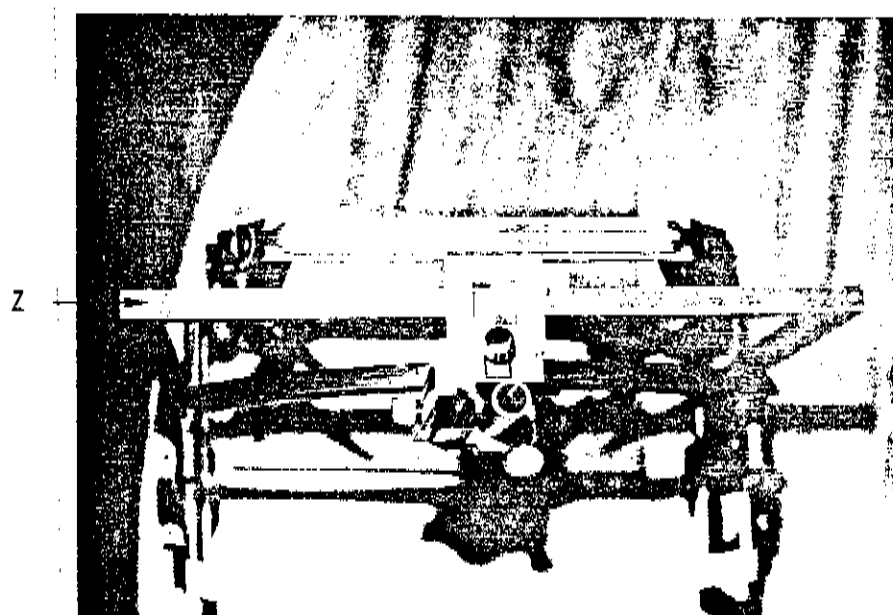


FIGURA 3C
Escala lateral, " e_z "

FIGURA 3 - Escalas de localização do volume-alvo do sistema de estereotaxia.

relação às réguas fornece as coordenadas no sistema estereotáxi-
co. Dois retículos solidários com o sistema permitem o seu ni-
velamento, a horizontabilidade (eixo horizontal passando pelo
volume-alvo) ficará garantida quando houver coincidência dos
dois focos de raios "LASER" do MEVATRON-60 com esses retículos.

O arco "V" graduado, preso na parte superior do caixi-
lho, ver figura 4, com o centro solidário ao eixo horizontal de-
finido pelos dois retículos, é ajustado pela escala " e_z ". Atrá-
vés do guia do colimador "G" (forma cilíndrica com canal circu-
lar no seu centro), que desliza no arco, consegue-se a vertica-
lidade do sistema, colocando-se o arco na posição correta com
" e_z " e fazendo-se coincidir o centro do feixe luminoso simulador
com o do guia-colimador. Desta forma, o acoplamento do centro
do volume-alvo no isocentro é conseguido para qualquer entrada
possível de irradiação.

As entradas ficam distribuídas em um retângulo esférico
pelas possibilidades de giro da unidade de raios-x e do guia do
colimador. É possível determinar, para qualquer entrada, a pro-
fundidade do alvo, subtraindo a distância colimador-pele da dis-
tância fixa colimador-isocentro.

A figura 5, mostra a integração do sistema de estereo-
taxia com seus elementos, dispostos para intervenção radiocirúr-
gica.

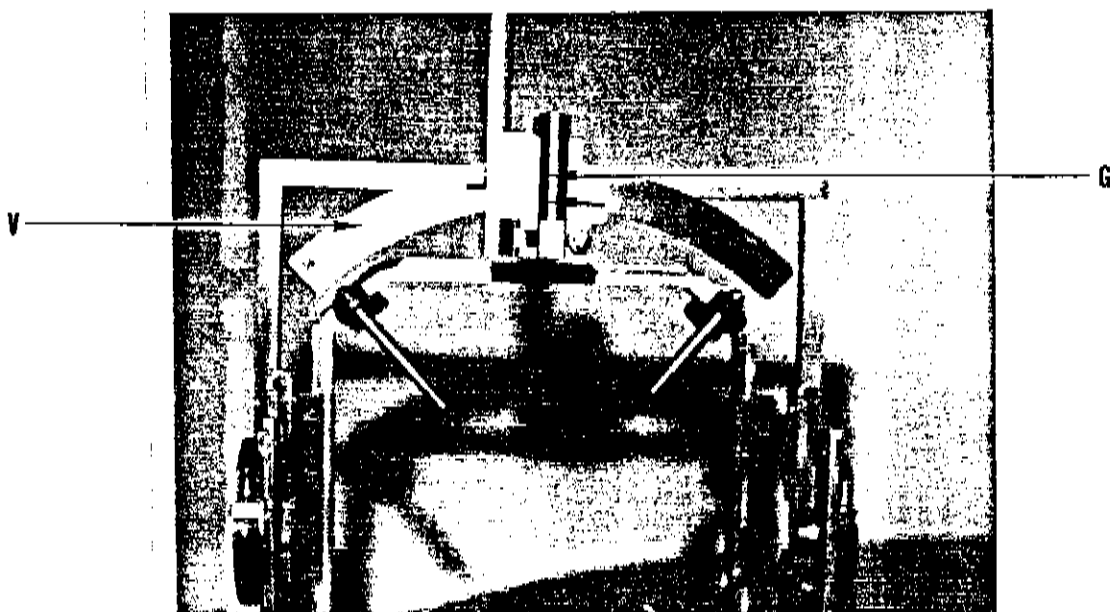


FIGURA 4 - O arco graduado "V", preso na parte superior do caixilho, com o guia do colimador "G" que desliza no mesmo.

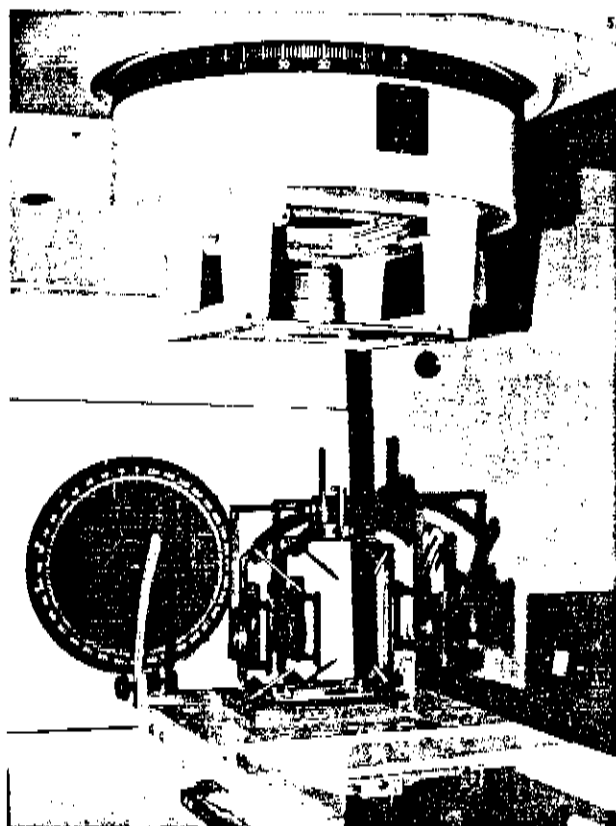


FIGURA 5 - A integração do sistema de estereotaxia com seus elementos, dispostos para intervenção radiocirúrgica.

Material Utilizado na Dosimetria

No estudo dos parâmetros dosimétricos investigados empregamos os materiais com as seguintes características técnicas:

1. Dosimetria com Detetor

Simuladores de água-plástico (comercialmente chamado de acrílico), com densidade de 1.1 g.cm^{-3} e dimensões de $13 \times 13 \text{ cm}^2$ de várias espessuras para irradiações perpendiculares ao feixe, ver figura 6.

Detetor Diodo de Silício, volume sensível de $0,200 \text{ mm}^3$, operando com processo de pequena junção, não precisando de voltagem de polarização. A resposta assimétrica é eliminada por ligação direta de um dos terminais do diodo na capa de equilíbrio eletrônico.

Eletrômetro para leitura, acoplado ao detetor, com escalas analógicas de taxa e integrador de dose, variando de $0-1000 \text{ rad.min}^{-1}$ e $0-1000 \text{ rad}$, respectivamente.

A exatidão do sistema detetor-eletrômetro é de $\pm 5\%$, comparável às câmaras de ionização protocolares e reprodutibilidade de $\pm 1\%$ no fundo de escala. O conjunto é fabricado pela Nuclear Associates.

2. Dosimetria com Filmes

As medidas da distribuição espacial 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 das películas radiográficas virgens, ver figura 7. Nas irradiações perpendiculares utilizamos os mesmos simuladores do detetor.

A curva de calibração do filme KODAK MR/1, foi feita utilizando-se o densitômetro DIGITAL-DENSITOMETER II, fabricado pela Nuclear Associates, com escala de densidade ótica de $0,4 - 4,50$, sensibilidade de $\pm 0,02\%$ unidades e abertura lumi-

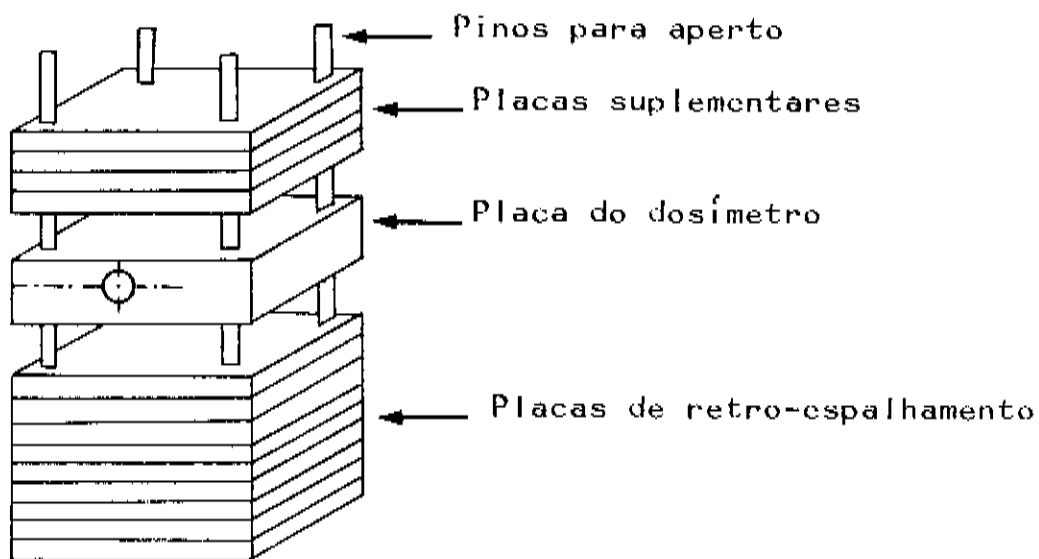


FIGURA 6 - Simulador de água-plástico.

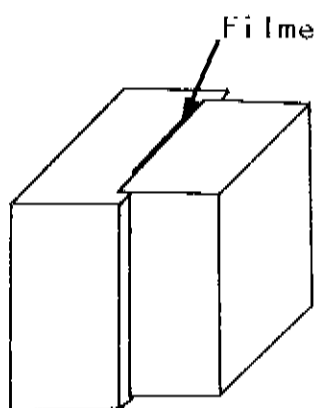
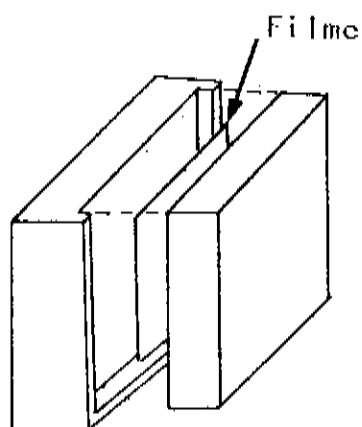


FIGURA 7 - Esquema do simulador com filme feito de plástico (acrílico) opaco.

nosa com 1,0 mm de diâmetro. As curvas de isodose foram obtidas através de um densitômetro SCANDITRONIX, modelo RFA-1, automático de procura em 2 eixos perpendiculares, cabeçote ótico - de 2 mm de diâmetro, sensibilidade 0,01 unidades, monitorado - por processador acoplado a um registrador HEWLETT-PACKARD, modelo 7044A X-Y RECORDER.

Os filmes foram revelados por processadora automática RUNZAMATIC - 130, fabricado pela E.M.B., com estabilizador eletrônico de temperatura em $35^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 90 s de revelação.

MÉTODOS

Construção dos Colimadores

Os parâmetros de delimitação geométrica dos feixes protocolares são caracterizados pela abertura do campo na região do plano normal ao raio central no ponto de interesse (na prática na pele do paciente DFS - 100 cm).

A abertura dos colimadores de seção reta foram calculados geometricamente por semelhança de triângulos, considerando a fonte de raios-x como pontual.

A figura 8, ilustra o cálculo,

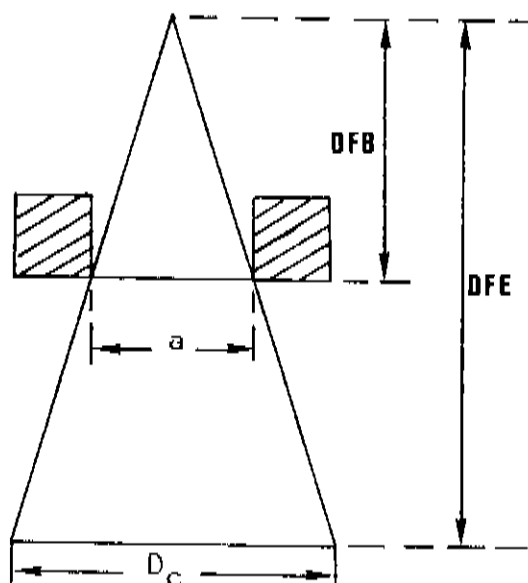


FIGURA 8

onde:

DFB = 57,3 cm : distância entre a fonte de raios-x até a superfície inferior da bandeja.

DFE = 100 cm : distância foco-eixo.

a : abertura de seção reta do colimador (diâmetro).

D_c : abertura circular do feixe efetivo de radiação (diâmetro).

por semelhança temos:

$$\frac{a}{D_c} = \frac{DFB}{DFE}$$

$$\text{então } a = \frac{DFB}{DFE} \times D_c \quad (1)$$

Se a abertura dos colimadores fosse feita acompanhando a divergência do feixe, eliminando a penumbra geométrica (JOHNS & CUNNINGHAM, 1978) por efeito da seção reta dos colimadores que filtram o feixe nas bordas, teríamos melhores condições de irradiação na profundidade, mas sua construção envolveria técnicas apuradas de fabricação, além disso a colocação na sua posição correta leva a dispositivos de localização não disponíveis na unidade.

Quanto à altura dos colimadores, 10 cm de Chumbo, equivalem a mais que 10 camadas semi-redutoras de absorção do feixe, ou seja, menos que 0,1% de transmissão fora do feixe útil, o que a torna adequada.

Como controle de qualidade, os colimadores foram radiografados para verificação de bolhas de ar, rachaduras e tamanho efetivo dos feixes finos no isocentro.

Estudo Dosimétrico dos Feixes

1. Revisão da Literatura

Conforme o BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY (1983), quando a energia do feixe é aumentada, torna-se progressivamente - mais difícil determinar o fator espalhamento-pico (PSF), definido como sendo a razão entre a dose total (primária e espalhada) e a dose devido ao feixe primário, obtidas na profundidade de máxima dose. Desta forma para obter seu valor, devemos me-

dir a dose total na profundidade de pico no simulador (profundidade de equilíbrio eletrônico) e então medir a componente primária. Isso é feito usando o mesmo detetor colocado na mesma posição, envolvido por uma pequena massa de material simulador (capa de equilíbrio eletrônico). As dimensões desta pequena massa acima do ponto de medida devem ser as mesmas do simulador. A escolha das outras dimensões deve assegurar que a dose primária no "ar" seja essencialmente a mesma que no simulador. Entretanto, a dose primária é virtualmente aumentada por uma proporção B, não conhecida, espalhada da pequena massa. Conseqüentemente, o PSF aparente é reduzido na razão $1:(1+B)$, onde B pode ser estimado (HENRY, 1974) entre 0,01 - 0,10 para megavoltagens de 2 MV a 30 MV. O valor exato dependerá do tamanho e da forma da pequena massa. Medidas da relação tecido - ar (RTA) e PSF estão sujeitas às mesmas dificuldades. O RTA de um dado ponto no simulador, irradiado por um feixe de fótons, é definido como a razão entre a dose total (primária e espalhada) e a dose devido ao feixe primário na mesma posição.

MARINELLO & DUTREIX (1973, 1975) apontaram que se desprezarmos um fator constante multiplicativo, então é possível medir funções de espalhamento e em particular o PSF mesmo a 25 MV. Eles indicaram que para muitos propósitos, onde as medidas estão relacionadas com doses relativas, o fator desconhecido não apresenta problema. É suficiente ter informação do fator espalhamento-pico normalizado (NPSF), definido por

$$\text{NPSF (dado campo)} = \frac{\text{PSF (dado campo)}}{\text{PSF (campo padrão)}}$$

A figura 9 indica como um valor "empírico" de PSF pode ser obtido para um campo padrão (figura 9a) e para um campo dado (figura 9b). Praticamente, o NPSF pode ser estimado como a razão de duas determinações "empíricas", cada uma sem fazer

correções para atenuação e espalhamento na capa de equilíbrio eletrônico. Desde que cada medida do PSF está sujeito ao mesmo erro sistemático, estes erros tendem a cancelar-se na normalização.

$$\text{PSF empírico (campo dado)} = \text{PSF (campo dado)} / (1+B)$$

Então,

$$\frac{\text{PSF empírico (campo dado)}}{\text{PSF empírico (campo padrão)}} = \frac{\text{PSF (campo dado)}}{\text{PSF (campo padrão)}}$$

$$= \text{NPSF, por definição}$$

Assim, um conjunto completo de valores de NPSF pode ser obtido pela combinação de medidas de dose pico feitas no simulador e dose no "ar" para vários tamanhos de campo, incluindo o campo padrão, tomado como 10 x 10 cm², cujo valor do NPSF será exatamente 1,00. Como os valores normalizados não são virtualmente afetados pelas variações na técnica de medida, especialmente pela seleção arbitrária da capa de equilíbrio, eles são preferíveis para uma tabulação consistente de dados aplicáveis aos raios-x gerados acima de 2 MV.

Para obtermos os valores de NPSF, procedemos da seguinte maneira:

- da figura 9a

$$D_1 = P_1 + S_1 = P_1 \times \text{PSF}_1$$

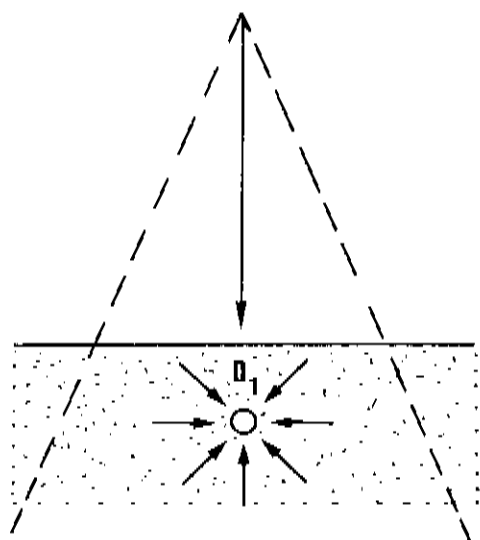
$$A_1 = P_1 + P_1 \times B = P_1 (1+B)$$

$$\text{PSF}_1 \text{ empírico} = D_1/A_1 = \text{PSF}_1 / (1+B)$$

- da figura 9b

$$D_2 = P_2 + S_2 = P_2 \times \text{PSF}_2$$

Dose pico no simulador



Dose "ar" na pequena massa de simulador (capa de equilíbrio eletrônico)

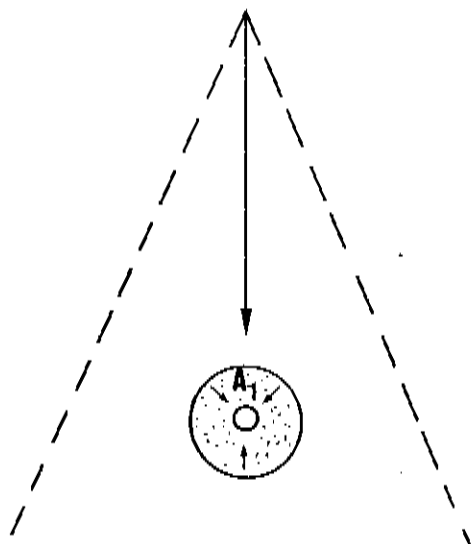


FIGURA 9A - Campo padrão.

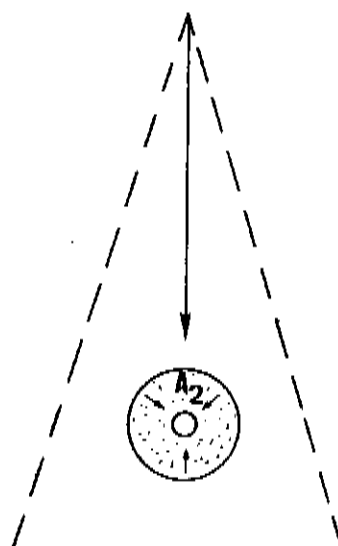
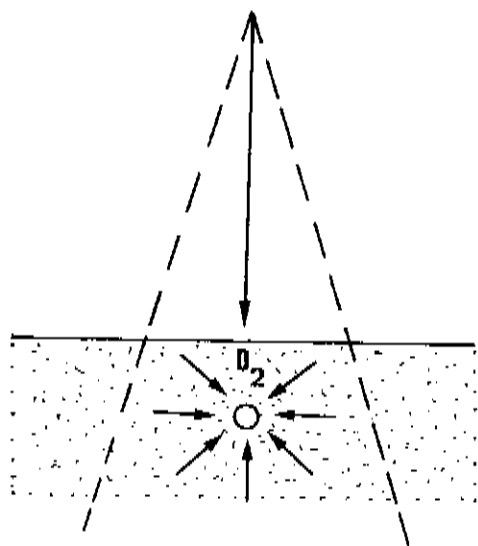


FIGURA 9B - Campo dado.

FIGURA 9 - Definição e medida do NPSF.

$$A_2 = P_2 + P_2 \times B = P_2 (1+B)$$

$$\text{PSF}_2 \text{ empírico} = D_2/A_2 = \text{PSF}_2 / (1+B)$$

$$e \text{ NPSF} = \frac{\text{PSF}_2}{\text{PSF}_1} = \frac{D_2/A_2}{D_1/A_1} \quad (2)$$

onde:

A : dose absorvida no centro da pequena massa de material.

B : espalhamento relativo no centro da pequena massa de material.

D : dose total absorvida.

P : dose absorvida devido aos fótons primários.

S : dose absorvida devido aos fótons espalhados no simulador.

O NPSF é igual à razão de dois "valores empíricos de PSF", cada um sujeito ao mesmo erro relativo.

Um valor real estimado do PSF pode ser obtido, utilizando-se o NPSF_0 , que é determinado pela extrapolação do NPSF para o campo da área zero, pela relação:

$$\text{PSF (campo dado)} = \frac{\text{NPSF (campo dado)}}{\text{NPSF}_0 \text{ (campo zero)}}$$

2. Determinação da Porcentagem de Dose na Profundidade (PDP)

As informações quantitativas dos feixes estreitos de radiação requerem um sistema de medida suficientemente preciso para a sua utilização na dosimetria. A escolha do detetor de Silício-Eletrômetro levou em conta: sua precisão, comparável à maioria dos sistemas empregados na calibração dos feixes convencionais da radioterapia e seu volume sensível de 0,200 mm³ compatível com as dimensões dos feixes a serem medidos.

Com o objetivo de comparar o comportamento do detetor e a câmara de ionização de calibração, foram determinadas as

PDP dos campos protocolares de 10 x 10 cm², 4 x 4 cm² e os feixes colimadores de 15, 10 e 6 mm de diâmetros.

O conjunto detetor-eletrômetro foi comparado com o dosímetro FARMER-2570, no campo padrão de 10 x 10 cm², DFS=100cm, no eixo central, na profundidade de máximo. Devido ao ponto efetivo de medida do detetor ser muito pequeno, foram tiradas várias radiografias de localização deste ponto.

Na determinação das PDP, o detetor foi inserido no simulador-plástico (ver figura 6), com espessura suficiente para obtenção de dose máxima no raio central do feixe. O posicionamento correto do aparato experimental foi feito com os dispositivos de localização do MEVATRON-60, tais como: simulador luminoso do campo, telômetro ótico de distância, retículo do eixo central e registradores digitais de ângulo do "gantry", auxiliados por nivelador. As medidas foram tomadas, adicionando-se material simulador entre o detetor e a fonte, ajustando sempre, antes de cada leitura, a distância foco-superfície do simulador para 100 cm.

Valendo-se das medidas de dose máxima e na profundidade, calculamos as porcentagens de dose profunda, utilizando-se de sua definição (BRIT J RADIOL, 1983; ICRU REPORT 24, 1976) dada por:

$$PDP(S,d) = \frac{D(S,d)}{D(S,d_{\max})} \quad (3)$$

onde:

$D(S,d)$: dose na profundidade d de material simulador.

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

S : tamanho de campo.

3. Determinação da Relação Tecido-Máximo (RTM)

Isto foi feito com a mesma técnica de posicionamento e leitura empregado na obtenção das PDP, só que o centro dete-

tor colocado a uma distância fixa da fonte, $DFE+d_{\max}$, e adicionando-se placas de várias espessuras de simulador, medimos as doses na profundidade de máximo e com acréscimo de material simulador. Com estes dados, calculamos os RTM, utilizando-se de sua definição (BRIT J RADIOL, 1983; ICRU REPORT 24, 1976) dada por:

$$RTM(S,m) = \frac{D(S,m)}{D(S,d_{\max})} \quad (4)$$

onde:

$D(S,m)$: dose na $DFE+d_{\max}$, com acréscimo m de material simulador.

$D(S,d_{\max})$: dose na $DFE + d_{\max}$, com acréscimo d_{\max} de material simulador.

S : tamanho de campo na $DFE+ d_{\max}$.

4. Determinação do Fator Espalhamento Pico (PSF)

Para raios-x com energia acima de 400 KeV, o parâmetro fundamental usado para quantificar o espalhamento é o fator espalhamento pico (BRIT J RADIOL, 1983).

Como foi apontado no item 1, a grande dificuldade de se obter o PSF é devido à quantidade de material em torno do detetor nas medidas de dose no ar, que deve ser a mesma nas medidas de dose no simulador, ou seja, a pequena massa envolvendo o detetor deve produzir o mesmo grau de atenuação do feixe primário e dos elétrons secundários como no simulador. Por esse motivo, optamos por determinar o PSF através da medida de dose pico (no simulador) e dose no ar, normalizadas para 1,00 para o campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (MARINELLO & DUTREIX, 1973; HENRY, 1974).

As medidas foram feitas nos campos quadrados variando de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ até $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e nos colimadores adicionais de

6, 10, 15 mm de diâmetros, com abertura do colimador secundário de 4 x 4 cm², mantendo uma distância da fonte ao centro do de tetor de 101 cm.

Os valores dos NPSF foram calculados a partir da equação 2.

Com os dados de dose pico, dose "ar" normalizadas para o campo 10 x 10 cm² e os NPSF, colocados no gráfico, estimamos o valor real dos PSF para os feixes estreitos, extrapolando-se a curva dos NPSF para o campo de área zero, obtendo o NPSF₀, e pela relação:

$$PSF(S) = \frac{NPSF(S)}{NPSF_0 \text{ (área zero)}} \quad (5)$$

determinamos os valores dos PSF.

5. Determinação da Relação Tecido-Ar (RTA)

Com os valores dos RTM e PSF calculamos os RTA dos campos colimados através da relação:

$$RTA(S,m) = RTM(S,m) \times PSF(S) \quad (6)$$

onde:

S : área do feixe colimado.

m : acréscimo de material simulador para a qual foi feito o cálculo.

6. Dependência dos Colimadores Adicionais com o Tamanho de Campo

Com finalidade de observar a dependência dos feixes finos em função da abertura dos colimadores secundários do Ace lerador Linear, colocamos o detetor com capa de equilíbrio no isocentro e fizemos leituras com cada colimador e sem eles, va riando o tamanho de campo de 4 x 4 cm² a 0,5 x 0,5 cm².

7. Qualidade dos Feixes Finos

Uma das maneiras de relacionar energia média dos feixes de raios-x em radioterapia é o levantamento da camada semi-redutora (CSR) (MASSEY, 1970), "espessura de material suficiente para atenuar o feixe de radiação de forma que a taxa de exposição seja reduzida à metade", através de condições experimentais de boa geometria (NBS HANDBOOK, 87, 1963).

Com objetivo de observar se houve variação da qualidade do feixe com o tamanho dos campos, determinamos as CSR em mm de Chumbo para os campos 4 x 4 cm², 6, 10 e 15 mm de diâmetros.

8. Obtenção das Curvas de Isodose

A determinação da distribuição espacial da dose na profundidade do simulador foi feita com emulsões fotográficas tipo MR/1 da KODAK. Como ponto de partida determinamos a curva de calibração (ALMOND, 1976; TUBIANA & DUTREIX, 1963), característica da emulsão radiográfica.

Fizemos exposições em películas extraídas do mesmo lote (DUTREIX & DUTREIX, 1969) empregado no resto do estudo, nas mesmas condições de revelação e irradiação. De maneira a compatibilizar o objetivo do estudo com o método utilizado, aproveitamos a mesma geometria da radiocirurgia, com colimador que proporciona o campo de 10 mm de diâmetro. Os filmes foram irradiados perpendicularmente ao feixe de fótons, na distância foco-filme de 101 cm, entre placas de material simulador, mantendo entre o filme e a fonte uma placa de espessura suficiente para se obter o equilíbrio eletrônico (profundidade de máxima dose). A curva de enegrecimento obtida representa as densidades óticas em função das correspondentes doses nominais absorvidas, LM (leitura monitor). Já que estamos interessados unicamente na determinação das isodoses, portanto em medidas

dosimétricas relativas, não foi necessário referir-se na curva às doses reais, sempre proporcionais a LM, constantes, para as mesmas condições de irradiação.

De posse da curva de calibração, escolhemos na porção de resposta linear da densidade ótica, um valor de dose nominal de 50 UM (unidades monitor), a ser aplicada no resto do estudo, de forma que o enegrecimento dos filmes seja linear com a dose.

Objetivando conhecer a reprodutibilidade de leitura do sistema, irradiamos 21 filmes com geometria idêntica à curva de calibração, sempre com mesma dose de 50 UM, e, mediante o densitômetro DIGITAL-DENSITOMETER II, obtivemos as correspondentes densidade óticas e estudamos estatisticamente os dados observados.

No levantamento das curvas de isodose, os filmes foram expostos comprimidos entre duas placas de simulador como mostra a figura 7.

O plástico (acrílico) foi preferido como material simulador devido sua densidade de $1,1 \text{ g.cm}^{-3}$ ser próxima da água e tecido, e porque sendo opaco, a luz gerada pelo processo Cerenkov não afeta o filme (ALMOND, 1976).

Os filmes foram irradiados paralelos ao feixe, com dose que fornece a máxima densidade ótica na porção linear da curva densidade em função da dose.

Posteriormente os filmes foram revelados nas condições descritas anteriormente e analisadas pelo densitômetro automático de procura SCANDITRONIX, acoplado ao registrador HEWLETT PACKARD.

Para o ajuste das curvas foram feitas irradiações nos filmes perpendiculares aos feixes finos, nas profundidades de máximo, 7,6, 14,3 e $19,8 \text{ g.cm}^{-2}$ e analisadas também pelo traçador automático para obtenção das planuras.

Os ajustes no eixo central das curvas foram feitos - com as medidas de dose profunda em g.cm^{-2} , obtidas com o detector de Silício e os ajustes perpendiculares, utilizando-se das planuras determinadas com os filmes.

Examinamos as planuras do feixe fino de 10 mm com o detector nas profundidades de máximo, 7,6 e 14,3 g.cm^{-2} , variando sua posição ortogonal ao feixe de 2 em 2 mm para cada profundidade e com os dados traçamos as curvas de perfil, comparando-as com as curvas de planura dos filmes, nas mesmas profundidades.

9. Determinação das Isodoses Totais

Com objetivo de obter uma relação suficientemente elevada entre dose absorvida pela lesão e tecido sã, recorreremos à técnica de campos cruzados (LEUNG, 1978), fazendo incidir diversos feixes sobre o alvo (LARSSON, 1974).

De acordo como indicamos na descrição desta técnica, sua aplicação requer uma exatidão na localização da lesão, o que justifica o emprego do sistema de estereotaxia já descrito.

Lançando mão de simuladores da cabeça do paciente (plástico e parafina), semi-esféricos e com filmes perpendicular e paralelo, juntamente com o aparelho de estereotaxia, simulando a radiocirurgia, fizemos irradiações anguladas de 15° nos planos lateral e longitudinal. O ângulo entre os feixes serve para preservar os tecidos cerebrais normais. A quantidade de dose dada no isocentro no filme foi estipulada para se obter a máxima densidade ótica na porção linear da curva de enegrecimento.

Depois de revelados, os filmes foram submetidos ao traçador de isodensidades, com calibração de dose máxima de 100% correspondente à maior densidade ótica encontrada no filme (isocentro), resultando as curvas totais traçadas pelo registrador.

10. Calibração dos Feixes Finos

Objetivando a determinação dos rendimentos dos feixes estreitos, calibramos o campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, em água, na profundidade de 5 cm, utilizando-se um dosímetro de campo FARMER-2570. Na mesma geometria, colocando o detetor de Silício na posição de máxima dose no simulador plástico, ajustamos o potenciômetro do seu eletrômetro para se obter a mesma dose obtida com câmara de ionização. Uma vez calibrado o conjunto detetor-eletrômetro, levantamos os rendimentos na profundidade de máximo, tomando 15 leituras para cada variação da LM, isto é: 20, 40, 50, 60 e 80 UM no campo padrão e 15 leituras de dose para cada colimador adicional.

Com os dados, fizemos um estudo estatístico, obtendo o fator de calibração e os fatores de campo dos feixes colimados, que foram utilizados no cálculo dos rendimentos.

RESULTADOS

Construção dos Colimadores

A geometria na construção dos colimadores foi previamente escolhida devido a dois fatores: abertura e altura.

1. Abertura Circular de Seção Reta

A abertura poderia ser feita quadrada ou retangular, porém a contribuição da radiação secundária difundida na profundidade do simulador no feixe circular de mesma área, é mais elevada (CLARKSON, 1941; BATHO ET ALII, 1956; DAY ET ALII, 1981) pelo fato da borda circular do colimador acompanhar a distribuição em ângulo sólido dos fótons de mesma energia que saem do alvo, aumentando a dose em profundidade. Portanto, escolheu-se a abertura circular.

A tabela 1 apresenta os diâmetros de seção reta, calculados e medidos, como também o tamanho efetivo dos campos no isocentro obtidos através de radiografias.

Abertura calculada	Abertura real	Diâmetro do feixe ideal	Diâmetro do feixe real
3,4	3,00 ± 0,05	6,0	5,90 ± 0,05
5,7	5,60 ± 0,05	10,0	10,00 ± 0,05
8,6	8,50 ± 0,05	15,0	15,10 ± 0,50

TABELA 1 - Diâmetros (mm) de seção reta dos colimadores e dos feixes no isocentro

2. Altura dos Colimadores

Com observações feitas com o detetor, colocando-se o colimador de 10 cm de Chumbo de altura com absorvedor e sem ele, determinou-se uma transmissão de 0,09%, estando portando dentro

das especificações fornecidas pelo ICRP REPORT 4, 1964 e NCRP REPORT 49, 1976.

As radiografias de verificação de pontos de vazamentos de radiação não apresentaram sinais de bolhas de ar ou rachaduras.

Porcentagem de Dose na Profundidade (PDP)

1. Reprodutibilidade do Detetor

A calibração do campo padrão $10 \times 10 \text{ cm}^2$, na profundidade de máximo na água com câmara de ionização, apresentou o rendimento de $1,11 \text{ cGy.UM}^{-1}$. Com o detetor de Silício colocado na mesma posição da câmara, ajustando seu potenciômetro para se obter a mesma medida, obtivemos, após 15 leituras de 50 UM com intervalo de confiança de 95%, os resultados apresentados na tabela 2.

LEITURA MONITOR (LM)	RENDIMENTO CÂMARA DE IONIZAÇÃO (cGy)	RENDIMENTO MÉDIO-DETECTOR (cGy)	ERRO PADRÃO
50	55,50	55,53	0,13%

TABELA 2

As leituras observadas com o detetor não apresentaram desvios significativos com relação à dose determinada pela câmara.

2. Intercomparação das PDP com Câmara e Detetor

O gráfico da figura 10, compara as PDP do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ obtidas com câmara de ionização na água e com o detetor no plástico. Observamos uma boa concordância entre curvas, com variação menor que 1% na maioria das profundidades, estando a maior diferença de 1,3% na profundidade de $2,0 \text{ g.cm}^{-2}$.

● H₂O com câmara FARMER
■ Plástico com DETETOR de SILÍCIO

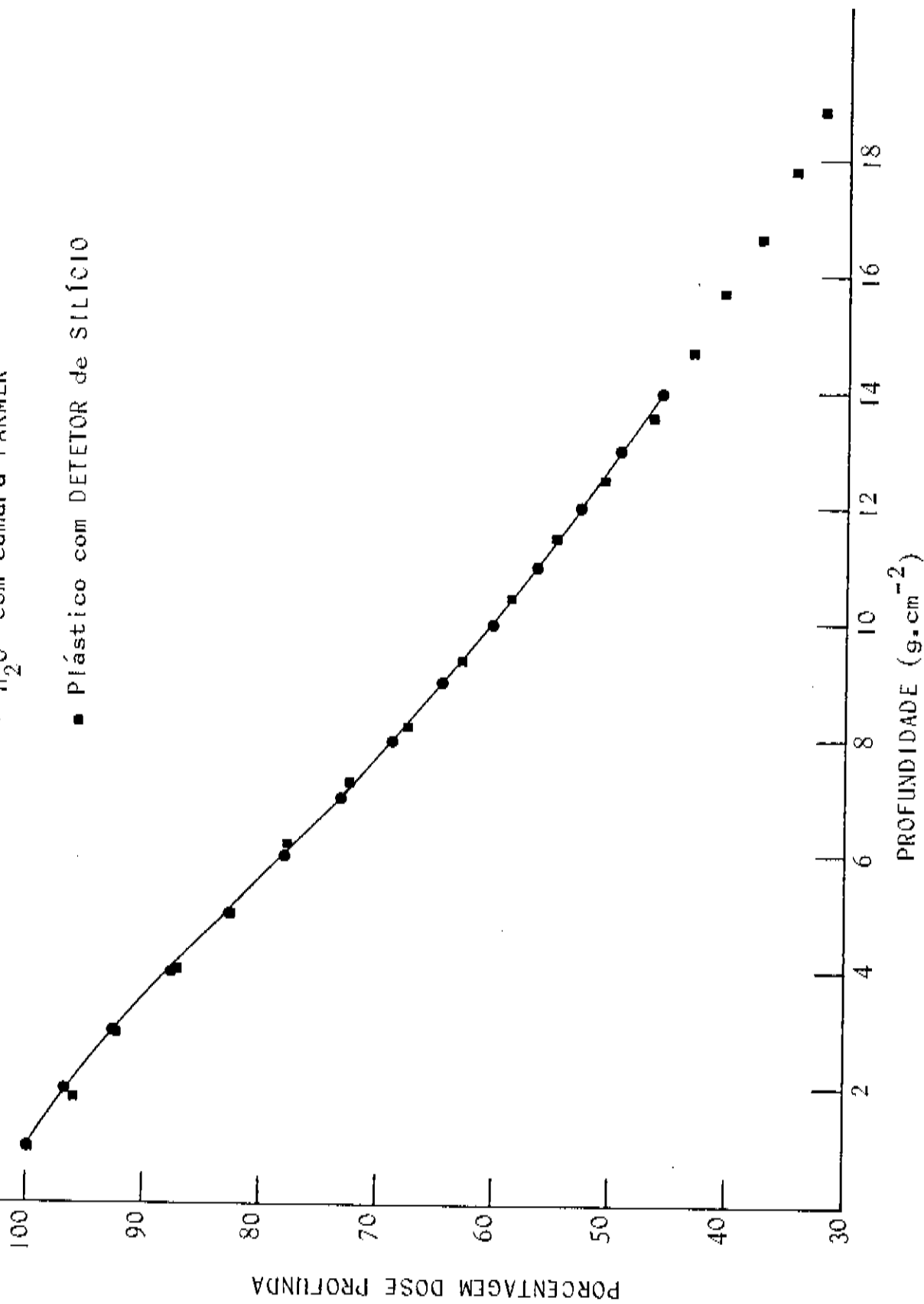


FIGURA 10 - Curvas da dose em profundidade determinadas com câmara e com detetor de Silício.

Estes resultados nos permitem utilizar o detetor de Silício para o levantamento dos demais parâmetros dos feixes finos.

3. Porcentagem Dose Profunda

Com as porcentagens de dose profunda calculadas pela equação 3, traçamos as curvas da figura 11, que relaciona a variação da dose em função das profundidades em $g \cdot cm^{-2}$ para os campos de 10×10 , $4 \times 4 \text{ cm}^2$, 15 , 10 e 6 mm de diâmetros. Verificamos que as PDP dos feixes finos obedecem às mesmas observações feitas para campos protocolares de uma mesma energia, isto é: PDP aumenta quando as dimensões do campo aumentam (JOHNS & CUNNINGHAM, 1978; BRIT J RADIOL, 1983).

Fator Espalhamento-Pico

A partir dos dados obtidos de dose-pico e dose no ar normalizadas para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, calculamos os valores dos NPSF pela equação 2. O gráfico da figura 12 relaciona estes parâmetros com o tamanho de campo.

De posse dos NPSF dos feixes estreitos e do $NPSF_0$ do campo de área zero, utilizando a equação 5, calculamos os valores dos PSF dos feixes colimados mostrados na tabela 3.

COLIMADOR	6 mm	10 mm	15 mm
PSF	1,014	1,021	1,027

TABELA 3 - Valores do PSF dos feixes estreitos, calculados.

Relação Tecido-Ar

Após a obtenção dos RTM pela equação 4, relacionamos os seus valores em função da profundidade em $g \cdot cm^{-2}$, como mostra a figura 13.

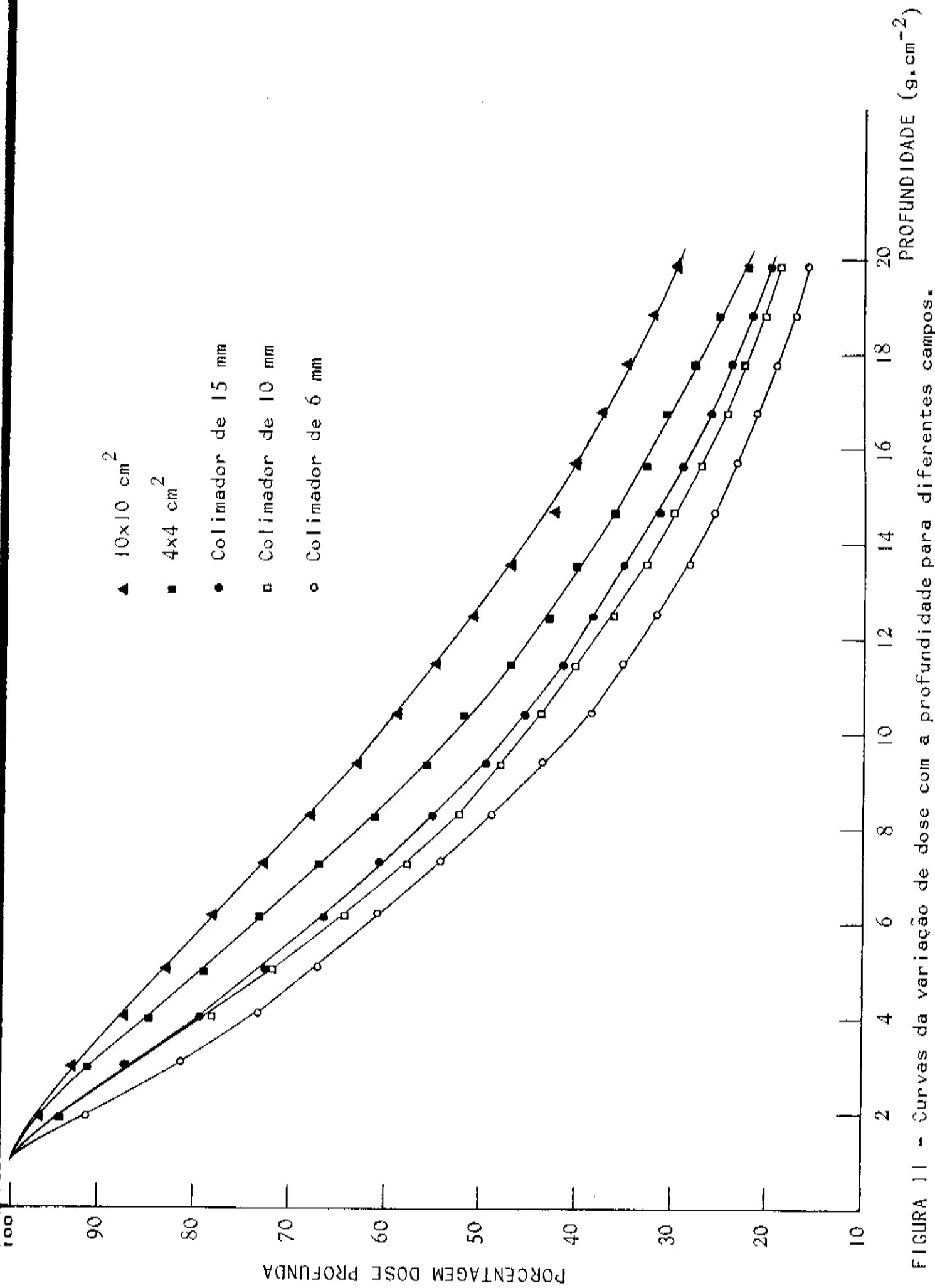


FIGURA 11 - Curvas da variação de dose com a profundidade para diferentes campos.

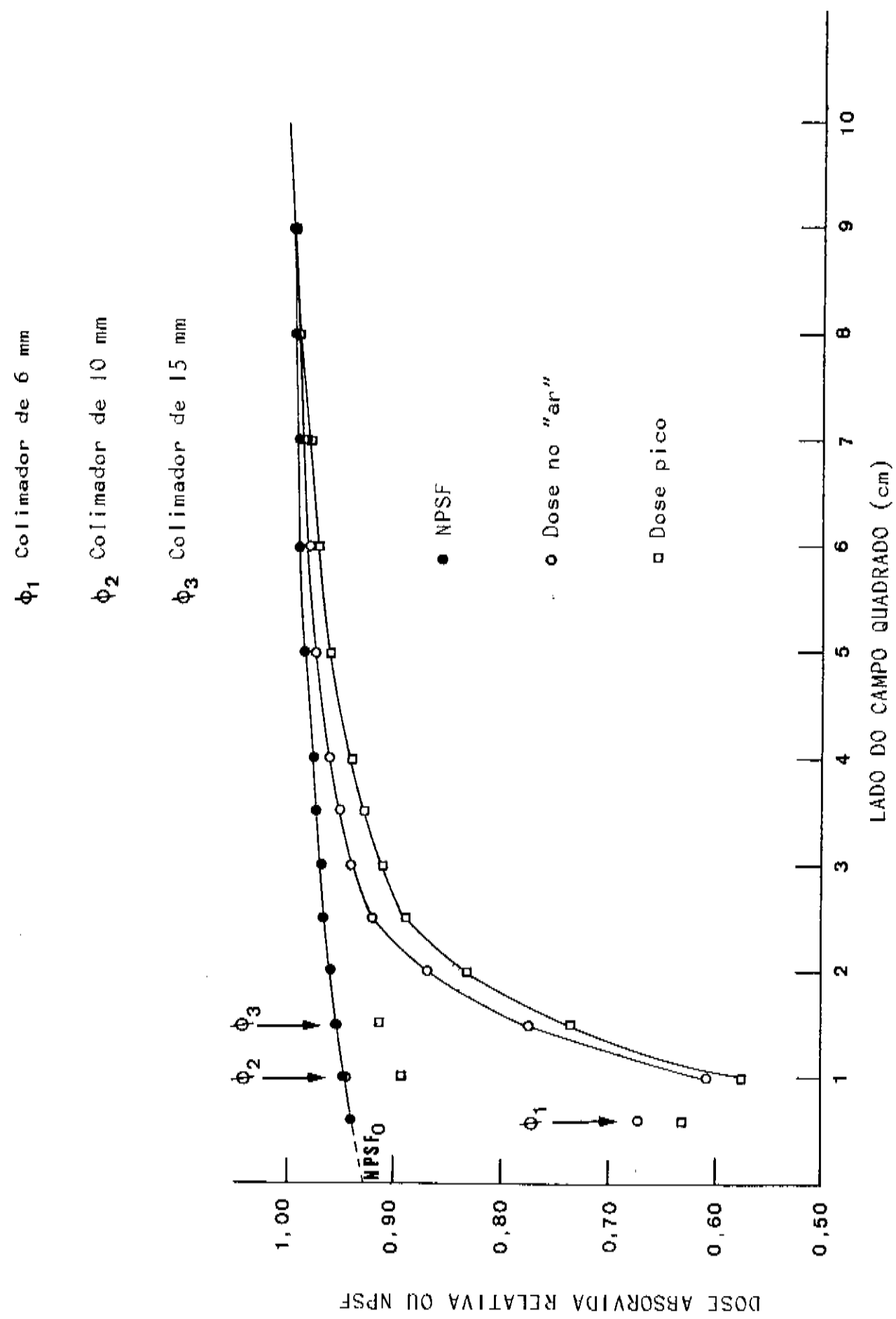


FIGURA 12 - Variação do NPSF com tamanho de campo

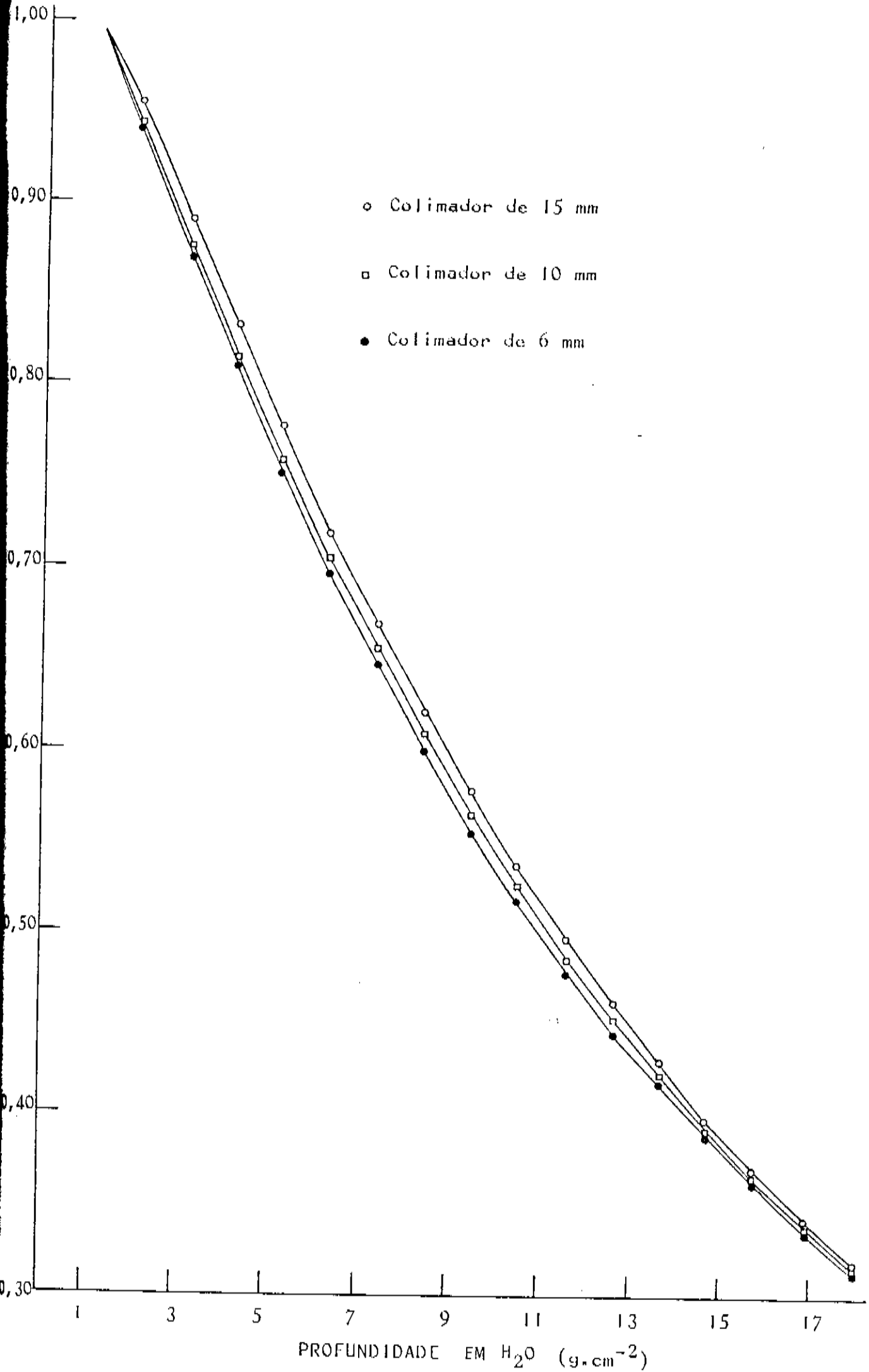


FIGURA 13 - Variação dos RTM com a profundidade.

Com os dados da tabela 3 e os valores dos RTM lidos no gráfico da figura 13, calculamos os RTA dos feixes finos em várias profundidades de água (g.cm^{-2}) pela equação 6. A tabela 4 mostra esses valores que serão os utilizados na radiocirurgia.

PROFUNDIDADE H_2O (g.cm^{-2})	COLIMADORES		
	6 mm	10 mm	15 mm
1,0	1,014	1,021	1,027
2,0	0,956	0,966	0,982
3,0	0,894	0,908	0,925
4,0	0,835	0,847	0,867
5,0	0,776	0,789	0,810
6,0	0,722	0,735	0,755
7,0	0,674	0,687	0,705
8,0	0,628	0,641	0,657
9,0	0,582	0,596	0,611
10,0	0,542	0,556	0,570
11,0	0,505	0,518	0,532
12,0	0,469	0,482	0,496
13,0	0,440	0,451	0,462
14,0	0,413	0,420	0,430
15,0	0,385	0,391	0,400
16,0	0,361	0,366	0,373
17,0	0,338	0,342	0,349
18,0	0,316	0,321	0,328

TABELA 4.

Dependência dos Colimadores com Tamanho de Campo

Com os dados obtidos mostrando a dependência dos colimadores adicionais com a abertura dos colimadores secundários, levantamos os gráficos da figura 14, que relacionam a dose no "ar" para cada colimador em função do tamanho do campo. A análise dos gráficos mostra que a influência da abertura dos colimadores começa a aparecer quando sua abertura está com dimensões próximas da abertura dos colimadores de feixes finos. Portanto, a radiação espalhada provinda destes colimadores não será fonte de erro na dose dada na lesão, ainda que tenhamos um erro de alguns milímetros no seu posicionamento. De qualquer forma, a abertura dos colimadores secundários será mantida constante. Todas as medidas foram feitas para essa abertura.

Qualidade dos Feixes Finos

Determinamos experimentalmente as camadas semi-redutoras (CSR) dos campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e dos feixes colimados de 15, 10 e 6 mm de diâmetros. Com os dados e através da regressão linear, levantamos as retas da figura 15, que relacionam as doses em função da espessura de absorvedores de Chumbo (densidade $11,3 \text{ g.cm}^{-3}$). Pelas retas, as CSR são de 8,82, 8,83, 9,15 e 9,44 mm de Pb referentes aos campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$, 15, 10 e 6 mm de diâmetros respectivamente. Observamos que as CSR aumentam à medida que o tamanho de campo diminui, conseqüentemente a energia média dos feixes também aumenta. Isto era esperado, pois a distribuição angular de energia dos feixes de raios-x em máquinas de megavoltagem, fornecidos por alvos de transmissão, tem um pico na direção dos elétrons incidentes (EVANS, 1955; RAWLINSON & JOHNS, 1973; LEVY ET ALI, 1974).

○ Dose no "ar" sem colimadores adicionais, normalizadas para o campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$

■ Dose no "ar" com colimadores adicionais, normalizadas para o campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$

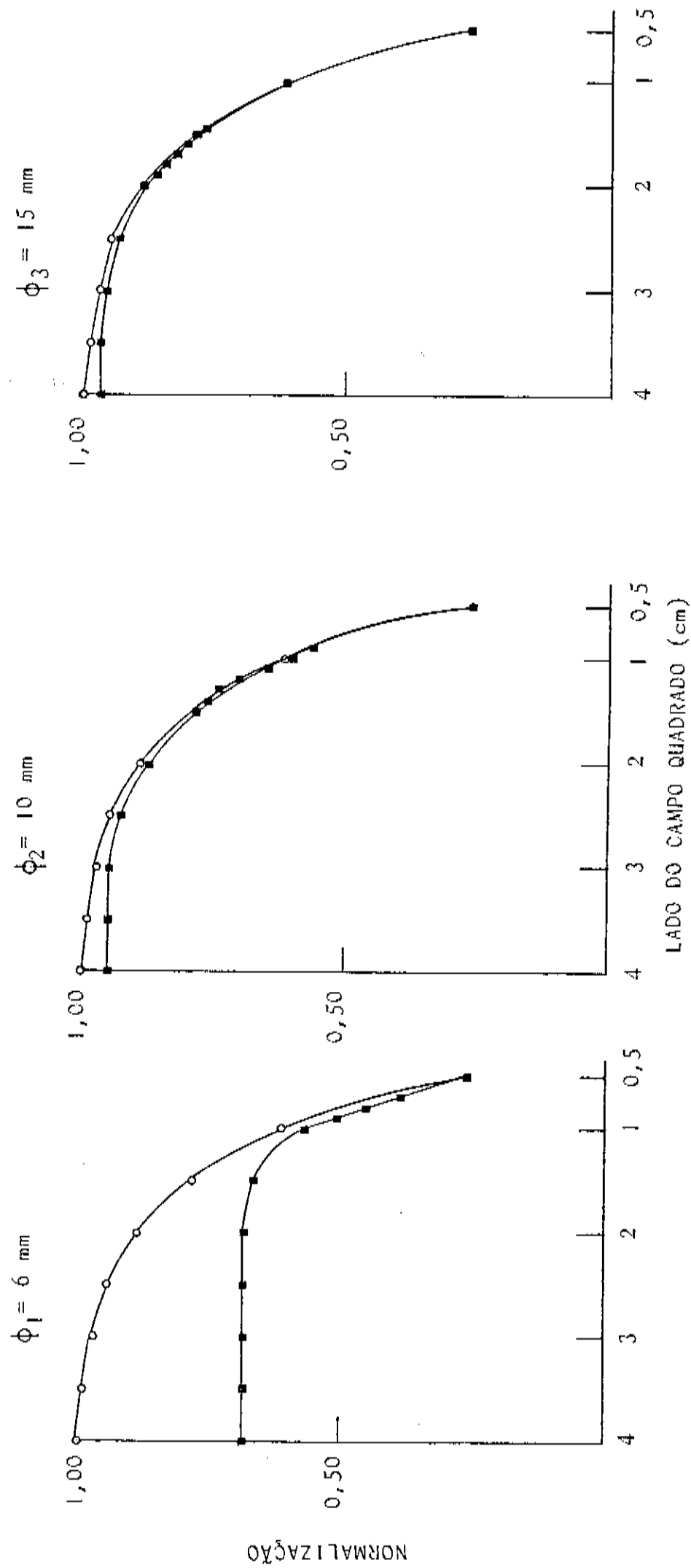


FIGURA 14 - Variação da dose nos colimadores especiais com a abertura dos colimadores secundários.

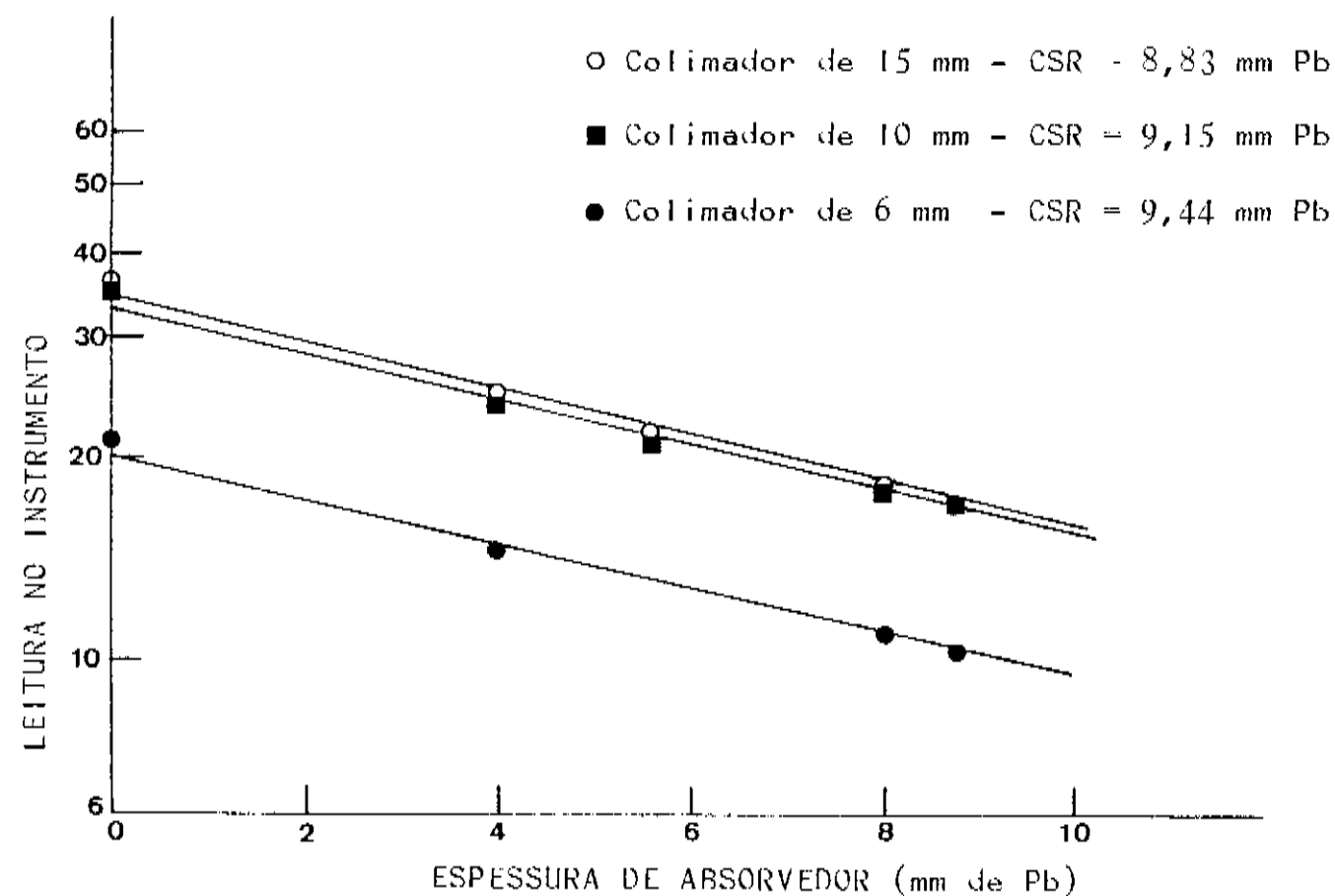
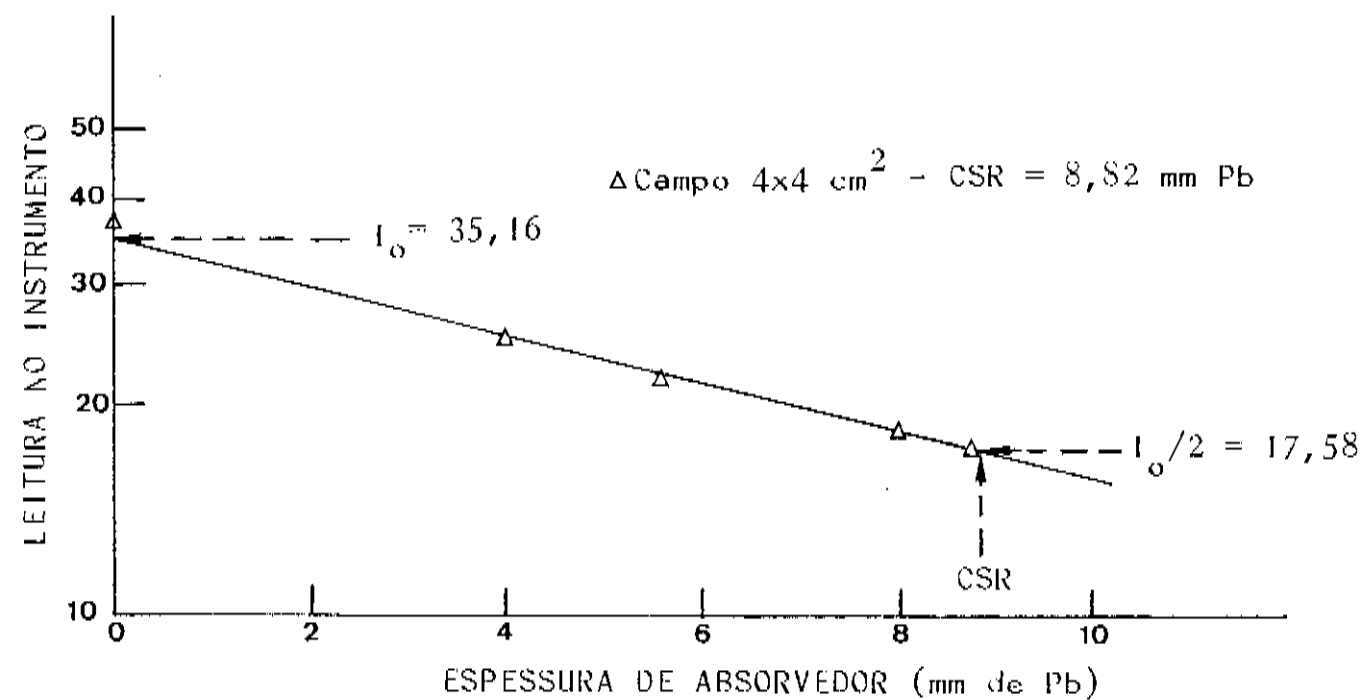


FIGURA 15 - Variação da leitura no instrumento de medida em função da espessura do absorvedor.

Curvas de Isodose

1. Curva de Calibração dos Filmes

O gráfico da figura 16, representa densidade ótica em função do logarítmo decimal da dose nominal LM. Observando o gráfico, concluímos que a relação linear entre a densidade e a dose no filme a ser utilizada está entre 10-100 UM. Escolhemos a dose nominal de 50 UM que nos fornecerá uma boa resolução nas leituras de densidade ótica, pois o valor da menor curva de isodose relativa de interesse clínico, obtida na leitura das densidades óticas, seria de 20% (10 UM) da dose máxima dada no filme, ou seja, 100% (50 UM).

2. Reprodutibilidade dos Filmes

Com os valores de densidade ótica obtidos dos 21 filmes irradiados com a dose nominal de 50 UM, processados separadamente nas mesmas condições de revelação, $35^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 90s, construímos a tabela 5, com intervalo de confiança de 95%.

DOSE NOMINAL (LM)	DENSIDADE ÓTICA MÉDIA	ERRO PADRÃO
50	1,41	3,69%

TABELA 5

O erro padrão de 3,69% resulta uma reprodutibilidade aceitável.

3. Intercomparação Filme Detetor

Com os dados observados das medidas obtidas com filme e detetor nas profundidades de máximo, 7,6 e 14,3 g.cm^{-2} , para

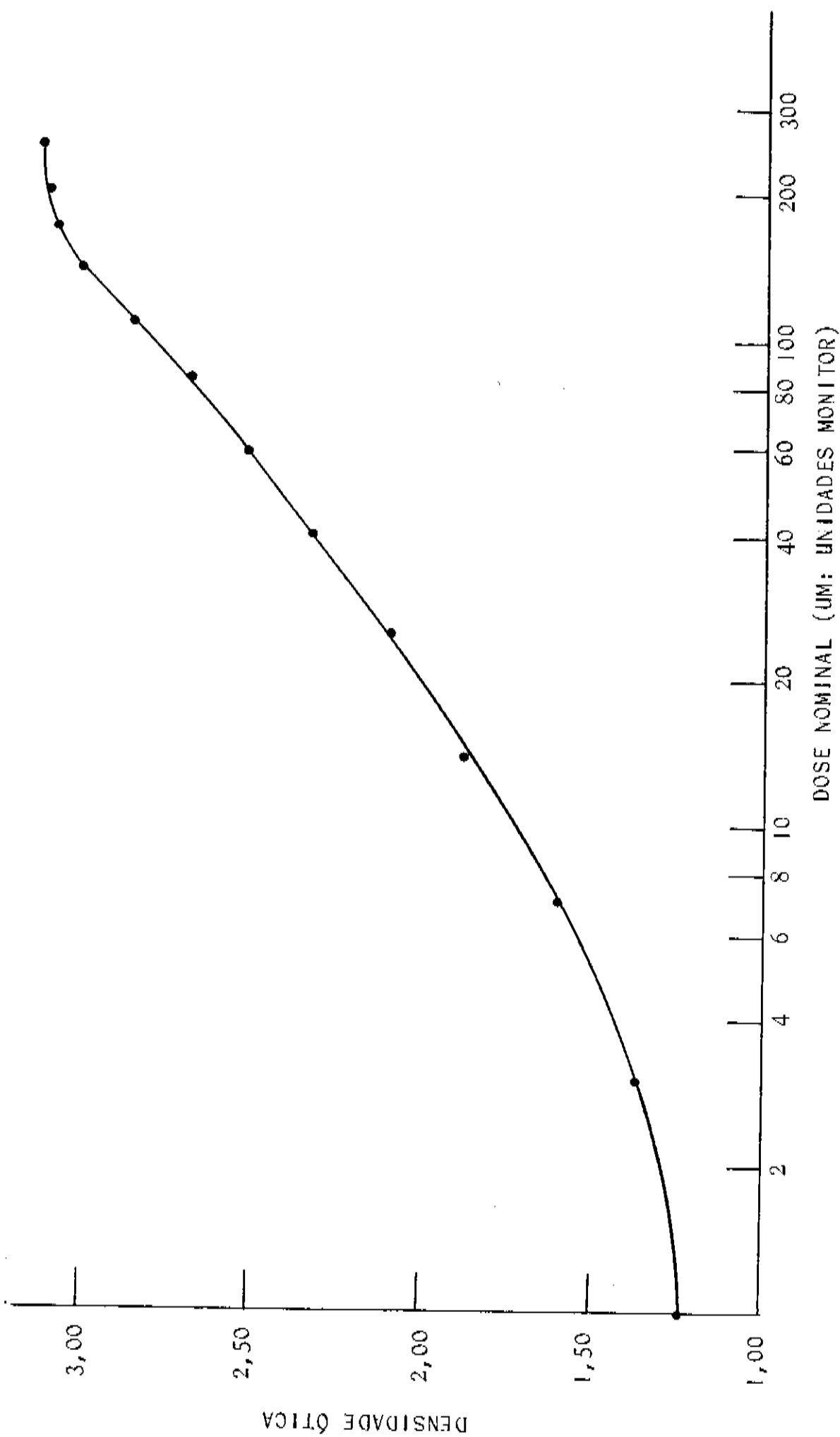


FIGURA 16 - Curva de calibração dos filmes KODAK MR/1.

o feixe colimado de 10 mm de diâmetro, traçamos as curvas de perfil apresentadas na figura 17.

Pela figura, podemos observar que as curvas traçadas com detetor e com filme concordam na maioria dos pontos verificados. Fica uma maior diferença de 5%, na profundidade de 14,3 g.cm⁻², região de penumbra do feixe, nesta região, a radiação espalhada é de menor energia, levando a uma excessiva sensibilidade no filme (ATTIX, 1966; MOURA ET ALI, 1985).

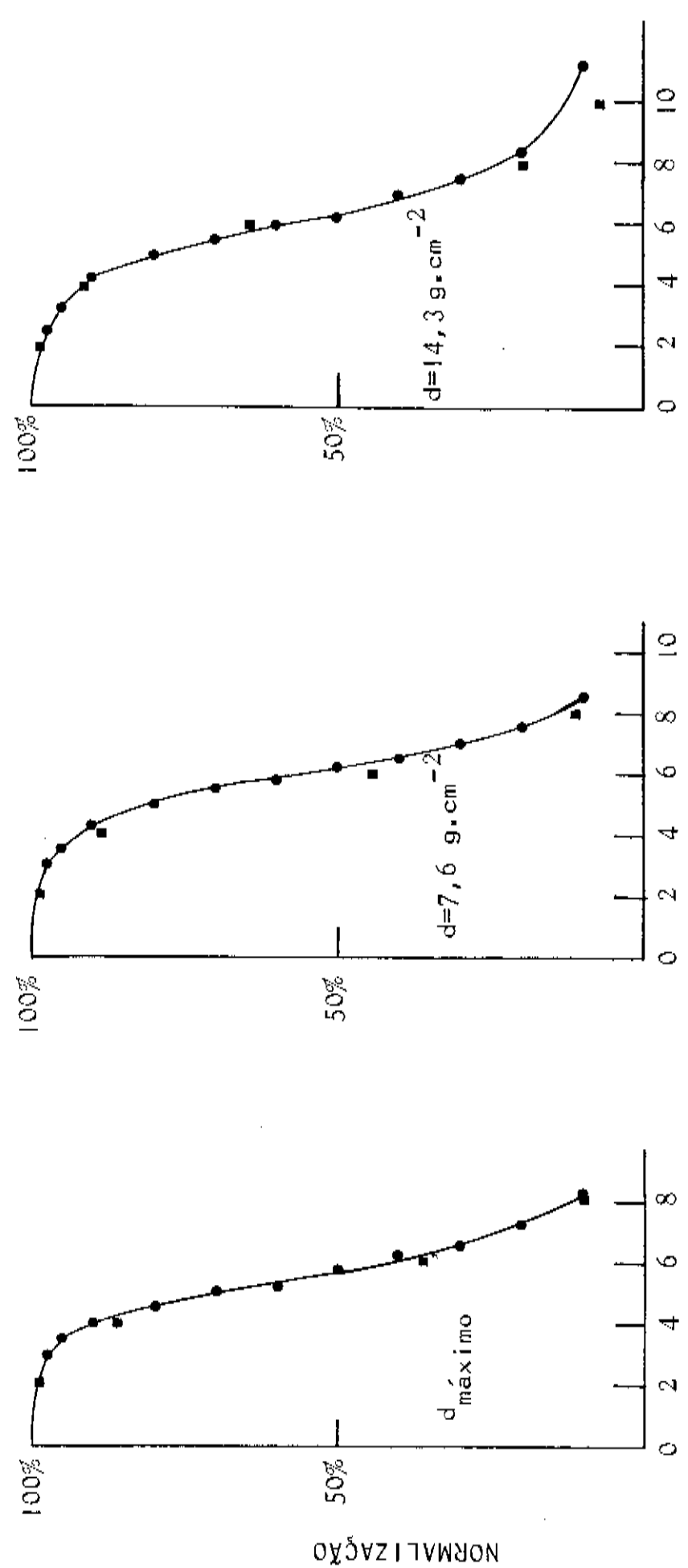
As diferenças entre as medidas com detetor e com filme nos permitem afirmar que os filmes podem ser usados como meio de obtenção das curvas de isodose.

4. Curvas de Isodose

As irradiações dos filmes paralelos ao feixe analisado pelo traçador automático de densidades óticas, nos permitiram construir as curvas de distribuição espacial das doses dentro do simulador. A figura 18 mostra estas curvas.

● Filme KODAK MR/I

■ Detetor de Silício



DISTÂNCIA DO EIXO CENTRAL (mm)

FIGURA 17 - Planuras obtidas com filme e detetor nas profundidade de máximo, 7,6 e 14,3 $\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, para o feixe colimado de 10 mm, normalizadas para o eixo central.

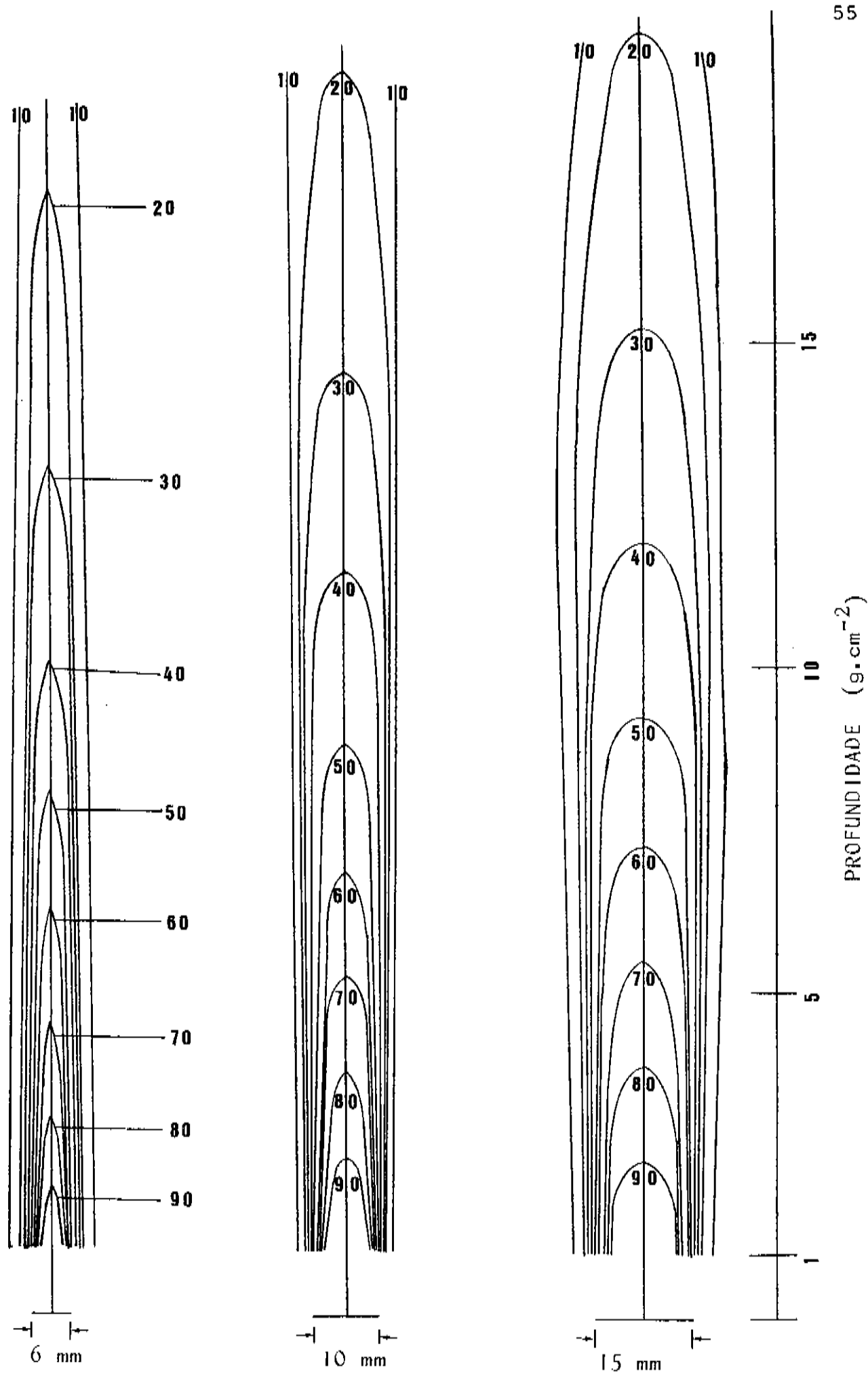


FIGURA 18 - Curvas de isodose correspondentes a um plano axial dos feixes finos, normalizados a 100% para profundidade de $1,0 \text{ g.cm}^{-2}$.

Rendimentos dos Feixes Finos

Depois de calibrado o detetor com o dosímetro de campo, fizemos leituras com o mesmo no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, no equilíbrio eletrônico, DFS = 100 cm, e construímos a tabela abaixo.

LEITURA MONITOR (LM)	DOSE MÉDIA (cGy)	ERRO PADRÃO
20	22,68	0,29%
40	44,19	0,29%
50	54,48	0,22%
60	66,09	0,04%
80	87,97	0,05%

TABELA 6.

Com os valores da tabela 6, traçamos o gráfico da figura 19. Com ajuste estatístico da curva obtivemos a reta do tipo:

$$D = F \times LM + B \quad (7)$$

onde:

LM : leitura no monitor.

D : dose dada.

F : fator de calibração para o campo padrão dado em $\text{cGy} \cdot \text{UM}^{-1}$.

B : constante.

A medida dos coeficientes F e B propiciam os seguintes valores:

$$F = 1,089 \text{ cGy} \cdot \text{UM}^{-1}$$

$$B = 0,64 \text{ cGy}$$

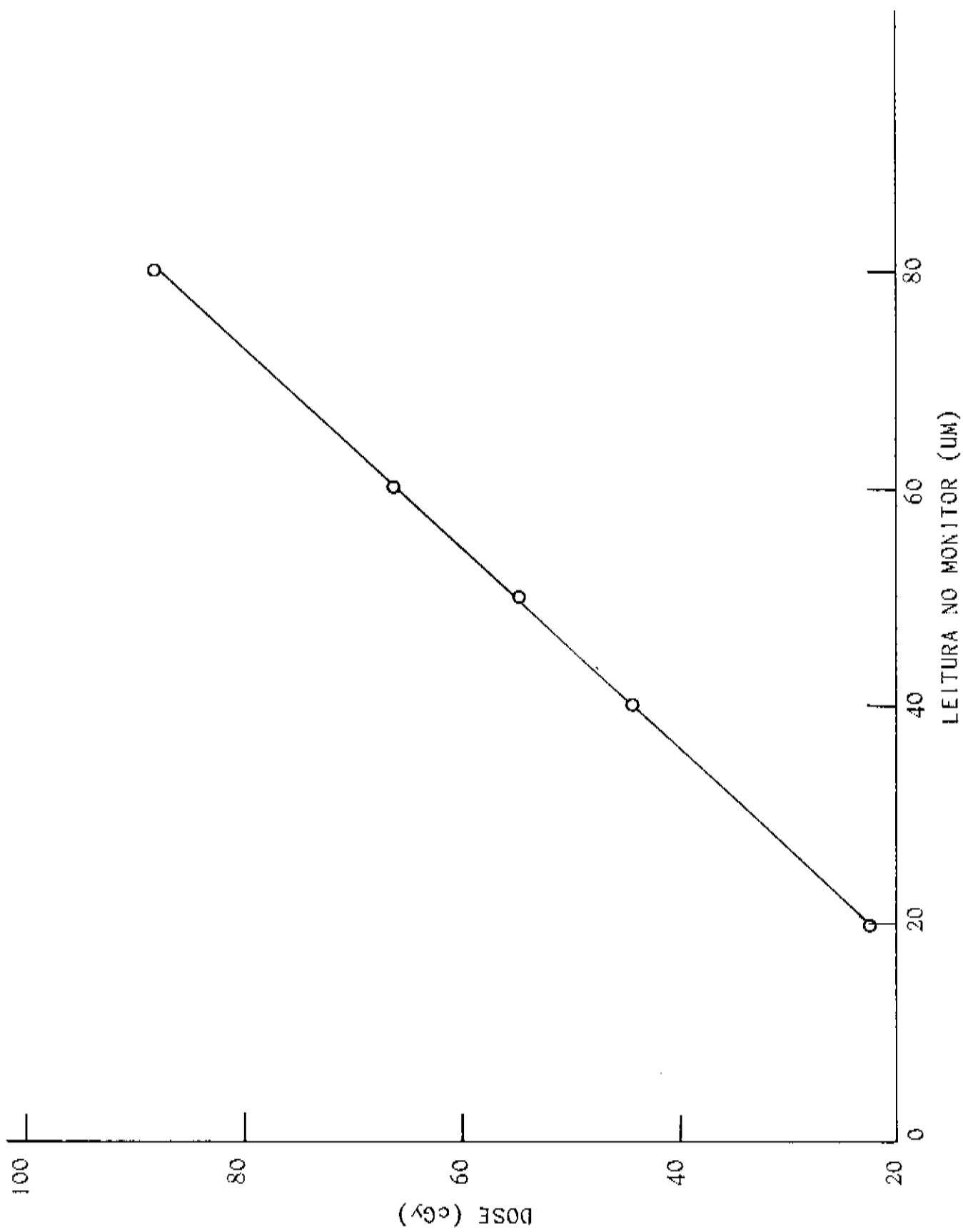


FIGURA 19 - Variação da dose com a leitura monitor da unidade de raios-x.

com coeficiente de correlação = $0,999_8$

Utilizando-se da mesma técnica de posicionamento e leitura na obtenção do fator de calibração, fixamos LM = 50 UM e observamos as leituras com os colimadores adicionais e construímos a tabela 7.

DIÂMETRO COLIMADOR S (mm)	DOSE COLIMADOR (cGy)	ERRO PADRÃO	DOSE CAMPO PADRÃO (10x10) (cGy)	FATOR DE CAMPO C
6	34,51	0,15%	54,48	0,633
10	48,69	0,10%	54,48	0,894
15	49,80	0,53%	54,48	0,914

TABELA 7 - Determinação dos fatores de campo para os feixes colimados.

onde:

$$\text{Fator de Campo (C)} = \frac{\text{DOSE (campo colimado)}}{\text{DOSE (campo padrão)}} \quad (8)$$

$C = 1,00$ para o campo padrão ($10 \times 10 \text{ cm}^2$)

Portanto, o rendimento $D(S, d_{\text{max}})$ dos feixes finos na profundidade de máximo, com o colimador S, vem dado por:

$$D(S, d_{\text{max}}) = F \times C(S) \quad (\text{cGy}) \quad (9)$$

Uma vez determinados os rendimentos dos colimadores - na profundidade de máximo, podemos obter as doses em profundidade, fazendo uso do RTA. Saliente-se que o fator de campo é - constante no tempo, dependendo apenas da abertura dos colimadores secundários. Entretanto, o fator de calibração F está sujeito a variações ao longo do tempo, devido a flutuações da - unidade de raios-x, portanto devemos medir o seu valor antes - de cada intervenção radiocirúrgica.

Isodoses Totais

As figuras 20, 21 e 22, mostram a distribuição total das isodoses para os feixes colimados de 6, 10 e 15 mm de diâmetros no plano paralelo ao feixe para 7 entradas de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos. A curva de isodose de 100% normalizada para o centro da lesão (JOHNS & CUNNINGHAM 1978), corresponde à dose máxima da combinação dos 7 campos de irradiação, na profundidade de 8 cm.

E as figuras 23, 24 e 25, mostram a distribuição total das doses no plano perpendicular ao anterior para 16 entradas de irradiação nas mesmas condições anteriores.

Dose na Lesão

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

$$D(S,m) = \frac{D(S,d_{\max})}{\text{PSF}(S)} \times \text{RTA}(S,m) \quad (10)$$

onde:

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

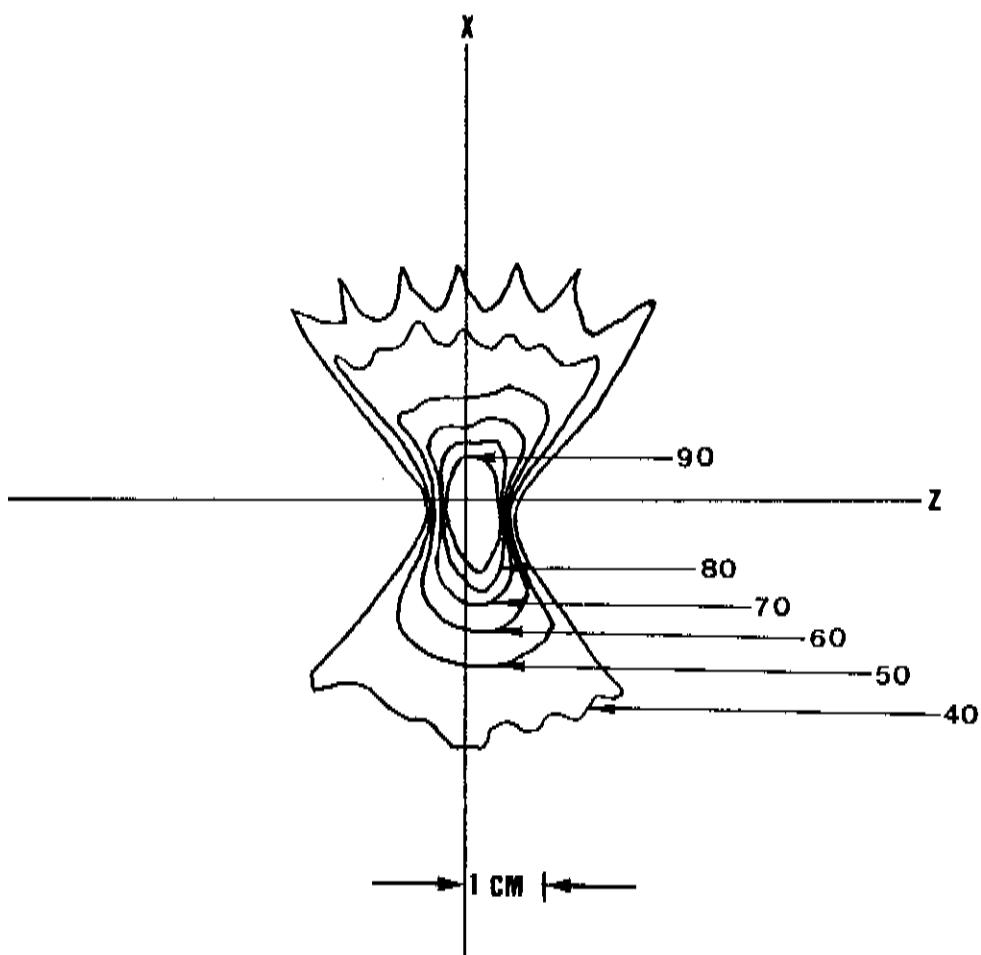


FIGURA 20 - Distribuição total das doses no plano $Y = 0$, correspondentes a 7 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 6 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

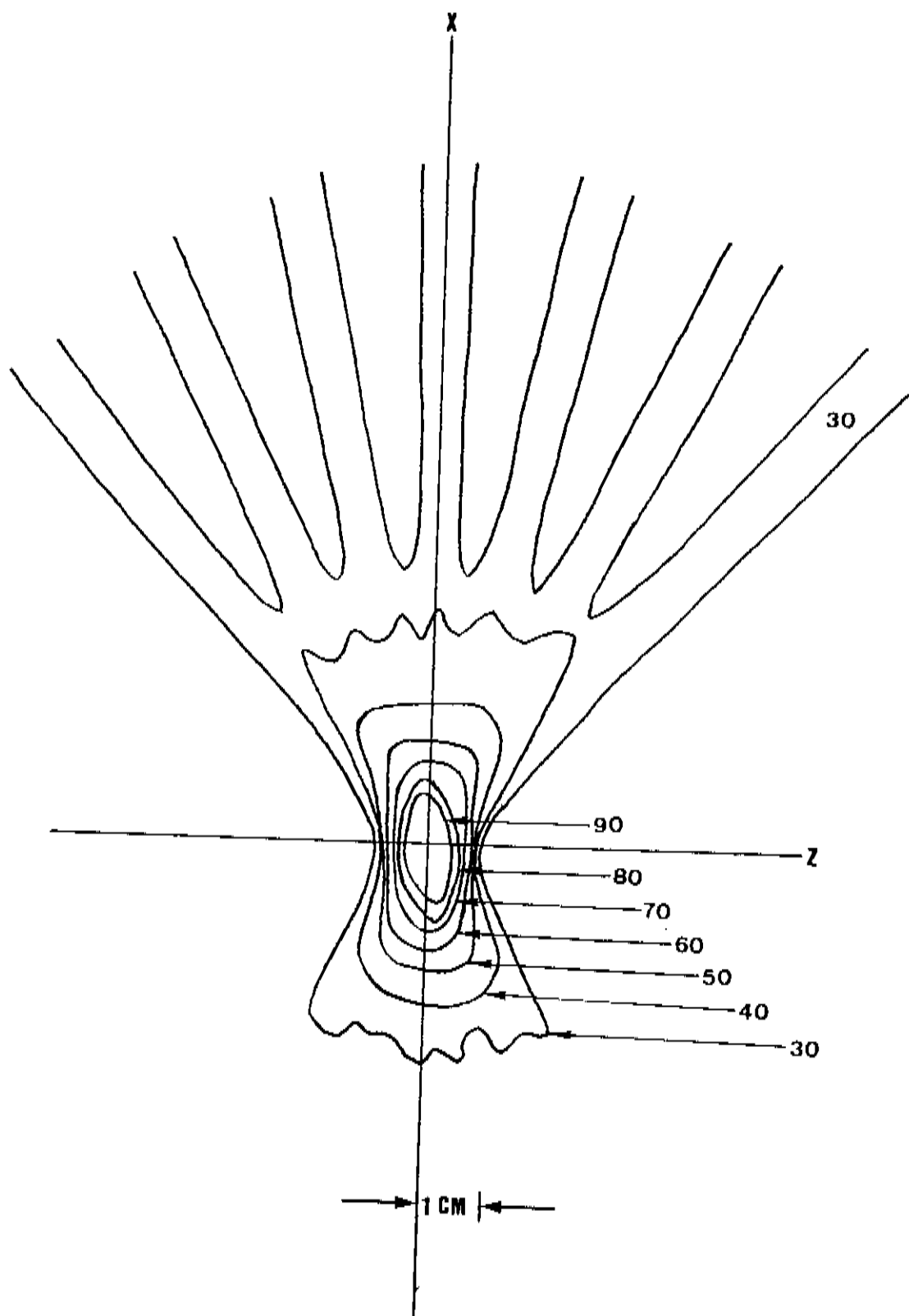


FIGURA 21 - Distribuição total das doses no plano $Y = 0$, correspondentes a 7 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 10 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

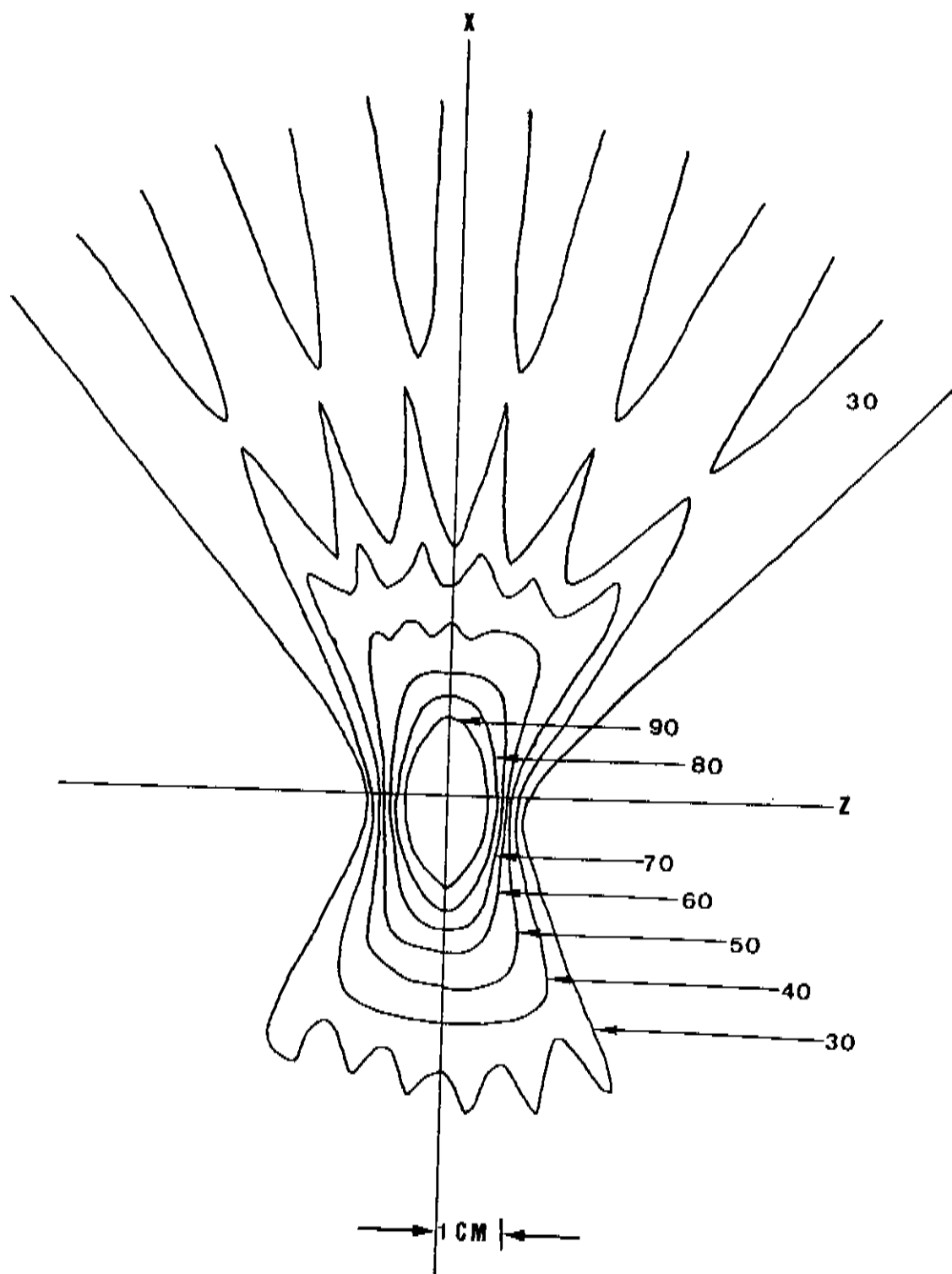


FIGURA 22 - Distribuição total das doses no plano $Y = 0$, correspondentes a 7 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 15 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

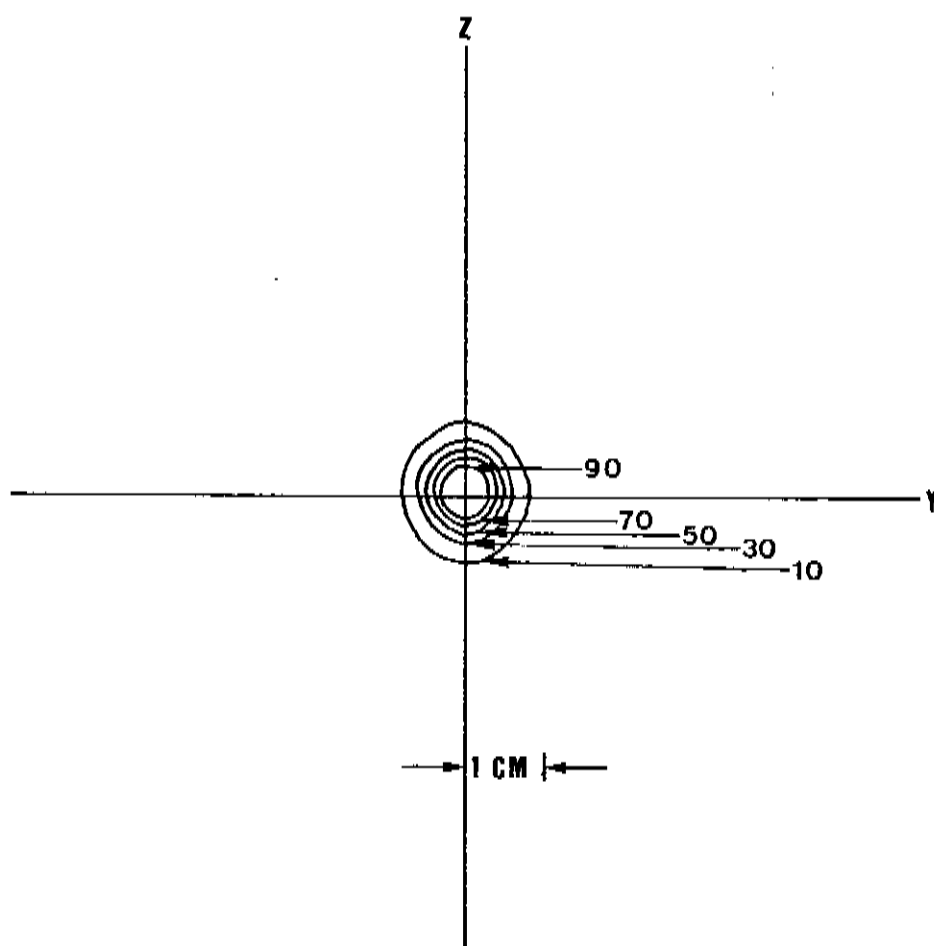


FIGURA 23 - Distribuição total das doses no plano $X = 0$, correspondentes a 16 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 6 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

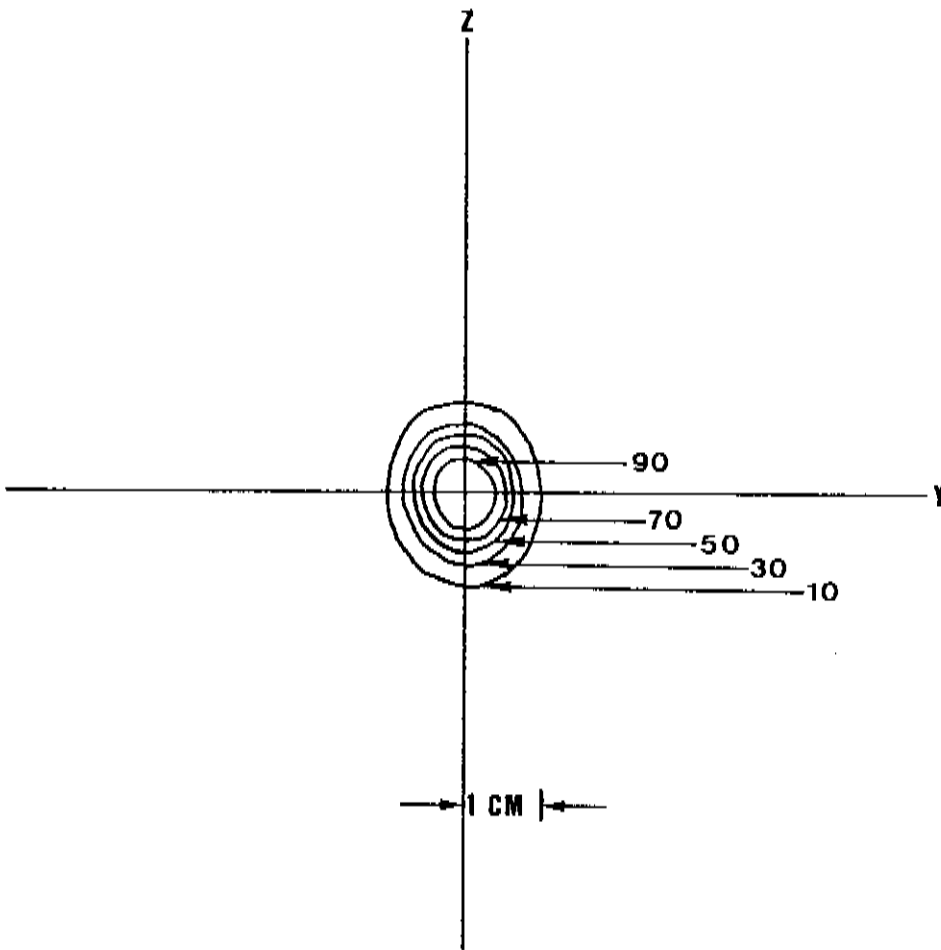


FIGURA 24 - Distribuição total das doses no plano $X = 0$, correspondentes a 16 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 10 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

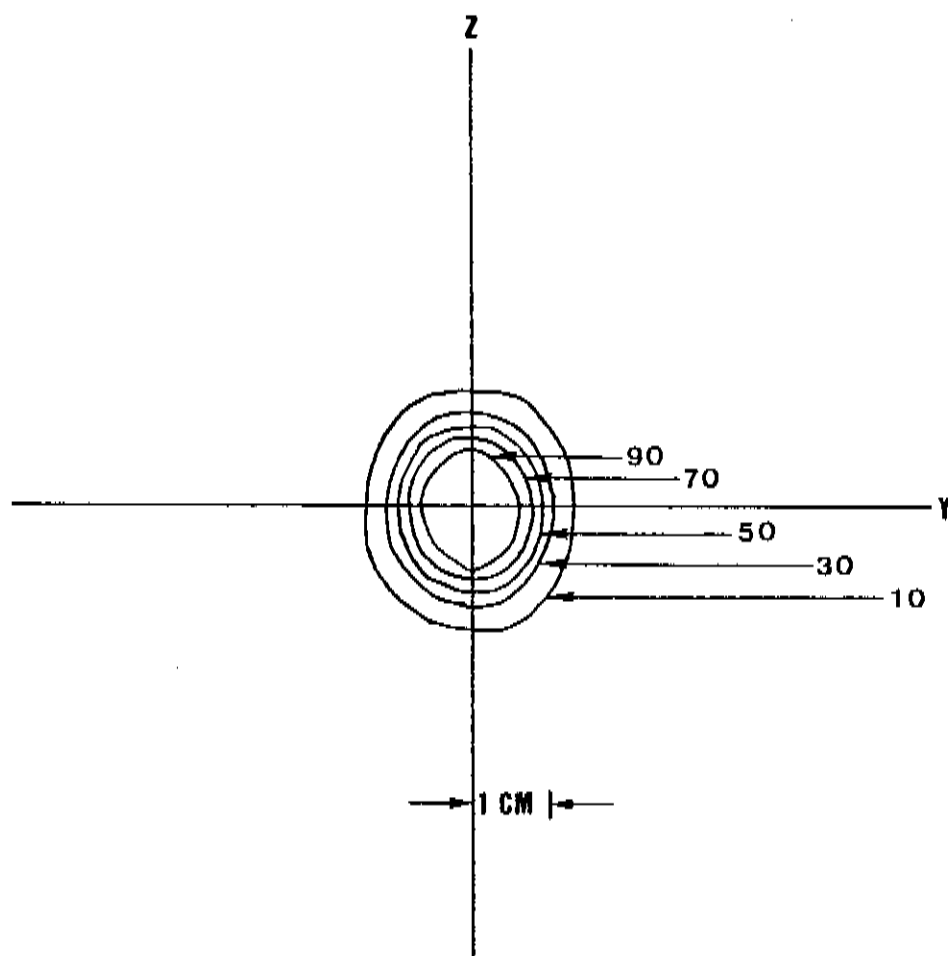


FIGURA 25 - Distribuição total das doses no plano $X = 0$, correspondentes a 16 campos de irradiação com intervalo de 15° entre os mesmos, produzidos pelo colimador de 15 mm. Normalizadas para 100% no centro da lesão a 8 cm de profundidade.

CONCLUSÃO

Um Acelerador Linear de Partículas usado em Radioterapia convencional pode ser adaptado à técnica de Radiocirurgia Estereotáxica 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 (C), rendimento e planura dos campos pequenos são compatíveis com este tipo de tratamento.
3. O dispositivo de estereotaxia que usamos permite uma boa adaptação à mesa do acelerador linear, dando a segurança necessária às técnicas de localização.
4. As composições de isodoses 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 consequências desagradáveis.
4. Estabelecer um procedimento padronizado, pois se um dos parâmetros não for adequadamente tratado, as consequências para o paciente poderão ser desastrosas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALMOND, P.R. - Radiation physics of electron beams. Ed. by -
Norah du V. Tapley, New York, U.S.A., p. 23-28, 1976.
- ATTIX, F.H.; ROESCH, W.C. & TOCHILIN, E. - Radiation Dosimetry.
Volume II, Instrumentation, New York, U.S.A. Academic Press,
p. 2-67; 291-321 e 326-382, 1968.
- BARCIA SALORIO, J.L.; HERNANDEZ, G.; BARBERA, J. & BROSETA, J.-
Gammahizotomy in trigeminal neuralgia using conventional -
cobaltotherapy units. Comunicação apresentada no 3rd Meeting
of the European Society for Stereotactic and Functional -
Neurosurgery. Friburg, Alemanha, 1977.
- BATHO, H.F.; THEIMER, O. & THEIMER, R. - A consideration of -
the equivalent circle method of calculating depth doses for
rectangular x-ray fields. Journal of the Canadian
Association of Radiologists, 7: 51-53, 1956.
- BERAHA, J.; PINHEIRO FRANCO, L.F.; CARUSO Jr., A.; VIZEU, D.M.
& SCAFF, L.A.M. - Radiocirurgia estereotáxica. Scara Médica
Neurocir., 13: 107-112, 1984.
- 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.
- CLARKSON, J.R. - A note on depth dose in fields of irregular -
shape. British Journal of Radiology, 14: 265-268, 1941.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. - Normas básicas de proteção radiológica. Rio de Janeiro, 1973.

DAY, M.J.; AIRD, E.G.A. & SHAKOOR, Y. - New applications of the concept of equivalent field to the dosimetry of external beam radiotherapy with wedged and unwedged fields. Proceedings of the International Congress of Radiology, Bruxelles, Belgica, 1981.

DUTREIX, J. & DUTREIX, A. - Film dosimetry of high-energy electrons. Ann. N.Y. Acad. Sci., 161: 33-43, 1969.

EVANS, R.D. - The atomic nucleus. McGraw-Hill, New York, U.S.A., p. 600-610 e 672-745, 1955.

GREENING, J.R. - Fundamentals of radiation dosimetry. Medical Physics Handbook -6. Adam Hilger, Bristol, U.K., p. 132-133, 1981.

HALL, E.J. - Radiobiology for radiologist. Hagerstown, U.S.A., Harper and Row, p. 1-12, 1973.

HENRY, W.H. - Tissue-air ratio, peak scatter factor and consistency. Physics in Medicine and Biology, 19: 43-50, 1974.

ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. Protection against electromagnetic radiation above 3 MeV, electrons, neutrons and protons. Report of Committee 4, Oxford, Pergamon, 1964.

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATIONS UNITS AND MEASUREMENTS. - Determination of absorbed dose in a patient

irradiated by beams of x or gamma rays in Radiotherapy procedures. ICRU Report 24, Washington, U.S.A., 1976.

JOHNS, H.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.

KARZMARK, C.J. & PERING, N.C. - Electron Linear Acelerator for Radiation Therapy: History, Principles and Contemporary Developements. Physics in Medicine and Biology, vol 18, n9 3, 321-354, 1973.

KJELLBERG, R.N. & KLIMAN, B. - A system for therapy of pituitary tumours. In: Diagnosis and treatment of pituitary tumours. Eds. Kohler, P.O.; Ross, G.T., Amsterdam: Excerpta Medica, p. 234-252, 1973.

KJELLBERG, R.N. - Stereotactic bragg peak proton radiosurgery results, in SZIKLA, G. (ed): Stereotactic cerebral irradiation. Insem Symposium 12, Amsterdam, Elsevier, p. 233-244, 1979.

LARSSON, B.; LEKSELL, L. & REXED, B. - The use of high energy protons for cerebral surgery in man. Acta Chir. Scand., 125: 1-7, 1963.

LARSSON, B.; LIDEN, K. & SARBY, B. - Irradiation of small structures through the intac skull. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., 13: 512-534, 1974.

LEKSELL, L. - The Stereotaxic method and radiosurgery of the brain. Acta Chir. Scand. 102: 316-319, 1951.

- LEKSELL, L. - Further note on stereotactic instrument for man.
Kungl. Fysiogr. Sällsk. Lund, Förhandl, 25: 138-141, 1955.
- LEKSELL, L.; HERNER, T. & LIDEN, K. - Stereotaxic radiosurgery
of the brain. Report of a case. Kungl. Fysiogr. Sällsk.
Lund, Förhandl, 25: 1-10, 1955.
- LEKSELL, L.; LARSSON, B.; ANDERSON, B.; REXED, B.; SCOURANDER,
P. & MAIR, W. - Lesions in the depth of the brain produced
by means of high-energy protons. Acta Radiol., 54: 251-264,
1960.
- LEKSELL, L. - Stereotactic radiosurgery in trigeminal neuralgia.
Acta Chir. Scand., 137: 311-314, 1971.
- LEKSELL, L. - Stereotaxic and radiosurgery. An operative
system. Springfield, Charles Thomas, 1971.
- LEUNG, P.M.K. - The physical bases of radiotherapy. (Ed.) The
Ontario Cancer Institute, Ontario, Canada, p. 189-197, 1978.
- LEVY, L.B.; WAGGENER, R.G.; MCDARIS, W.D. & PAYNE, W. H.
Medical Physics, 1: 62, 1974.
- LIDEN, K. - Physikalische Grundlage für die Verwendung Ionisierung
strahlung bei gezielter Hirnchirurgie. Handbuch der
Neurochirurgie in Olivercrona, H. & Tönnis. (Ed.) Springer
Verlag, Berlin, p. 199-212, 1957.
- MARINELLO, G. & DUTREIX, A. - Étude dosimétrique d'un faisceau
de rayons x de 25 MV. Journal de Radiologie de l'Electrologie
et Archives d'Electricité, 54: 951-958, 1973.

- MARINELLO, G. & DUTREIX, A. - Détermination de la fonction de diffusion de rayons de 25 MV dans un milieu équivalent-tissu. *Acta Radiologica Therapy Physics, Biology*, 14: 579-589, 1975.
- MASSEY, J.B. - Manual of dosimetry in radiotherapy. International Atomic Energy Agency (IAEA), Viena, Austria, p. 69-76 e 117-122, 1970.
- MOULD, R.F. - Radiotherapy treatment planning. *Medical Physics Handbook*. Adam Hilger, Bristol, U.K., p. 41-110, 1981.
- MOURA, A.M.S. - Estudo das aberrações cromossômicas como indicadores de dose de radiações ionizantes. Tese de Mestrado apresentada no Instituto de Biologia - UNICAMP, Campinas, p. 2-5, 1983.
- MOURA, A.M.S.; CAMPOS, J.C.F.; SCAFF, L.A.M. & VAL KOPACEK, A. B. - Curvas de isodose com filmes. *Radiol. Bras.* Vol. 18, 1: 100-102, 1985.
- NBS, NATIONAL BUREAU OF STANDARDS. - Clinical dosimetry. NBS Handbook 87, Washington, U.S.A., p. 2-3, 1963.
- NCRP, NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. - Structural shielding design and evaluation for medical use of x-rays and gamma rays of energies up to 10 MeV. NCRP Report nº 49, Washington, U.S.A., 1976.
- RAWLINSON, J.A. & JOHNS, H.E. - *Am. J. Roentgenol* 118: 919, 1973.

- SARBY, B. - Cerebral radiation surgery with narrow gamma beams. Physical experiments. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., 13: - 425-445, 1974.
- SCAFF, L.A.M. - As bases físicas da radiologia: diagnóstico e terapia. Ed. Sarvier, São Paulo, Brasil, p. 85-86 e 247-253, 1979.
- SYMON, KEITH R. - Mechanics. Addison-Wesley, Massachusetts, - U.S.A., p. 372, 1965.
- TUBIANA, M & DUTREIX, J. - Bases physiques de la radiothérapie et de la radiologie, Masson, p. 310-319, 1963.
- VALENTI, P.F. - Medicina Interna, Compendio Prático de Patologia Médica. Ed. Marin, Barcelona, Espanha, p.1-13, 1962.
- WEBER, E. - Historical notes on microwaves. Symposium on Modern Advances in Microwave Techniques, Brooklyn, U.S.A., p. 1-23, 1954.

APÊNDICE

Termos Especiais Utilizados na Radioterapia

campo padrão:

Definido arbitrariamente como sendo o campo de irradiação de 10 x 10 cm² na superfície do simulador de tecido.

campo protocolar:

Refere-se aos campos de irradiação definidos pelos - protocolos internacionais de dosimetria e monitoração dos feixes de radiação utilizados na Radioterapia (Dimensão mínima - 40 mm de diâmetro).

capa de equilíbrio eletrônico :

Pequena massa de material simulador de água que envolve os detetores de radiação com espessura suficiente para obtenção do equilíbrio eletrônico.

dosímetro de campo:

Instrumento de medida de radiação, cujo desempenho e estabilidade são apropriados para ser usado nas medições rotineiras dos parâmetros físicos dos campos de irradiação de uso radioterápico. Este dosímetro é calibrado anualmente com um instrumento padrão de alta qualidade metrológica.

equilíbrio eletrônico :

A condição de equilíbrio eletrônico na profundidade do simulador, irradiado por um feixe de fótons, é conseguida quando a quantidade e energia dos elétrons secundários produzido pelos fótons que entram num pequeno volume de simulador, é igual a quantidade e energia dos elétrons secundários produzidos dentro do mesmo volume que saem.

porta de entrada :

Área na superfície do paciente onde incidem os campos

de irradiação.

profundidade de máxima dose :

Para uma dada qualidade de radiação, a profundidade no simulador que a dose máxima ocorre.

profundidade de máximo :

Mesmo que profundidade de máxima dose.

profundidade no simulador :

É a medida que vai da superfície do simulador ao longo do eixo central do feixe de radiação até o ponto de interesse dentro do simulador. Para todos os dados deste trabalho a superfície do simulador é normal ao eixo central do feixe de radiação.

rendimento :

Uma medida da taxa de dose do feixe de radiação na profundidade de máximo, produzida por uma unidade de tratamento - radioterápico. Neste trabalho, é a medida da dose em cGy.UM^{-1} produzida pelo campo padrão de irradiação na profundidade de máximo.

sistema de estereotaxia :

Sistema de localização do volume-alvo no cérebro do paciente com precisão milimétrica.

unidade monitor :

Representa a leitura obtida a partir da câmara de ionização do acelerador linear, fornecida pelo monitor da mesma. Originalmente, uma unidade monitor deve corresponder a dose de 1 cGy, no campo padrão, na profundidade de máximo.

Definição dos Parâmetros Físicos

1. Definição da porcentagem de dose na profundidade (PDP).

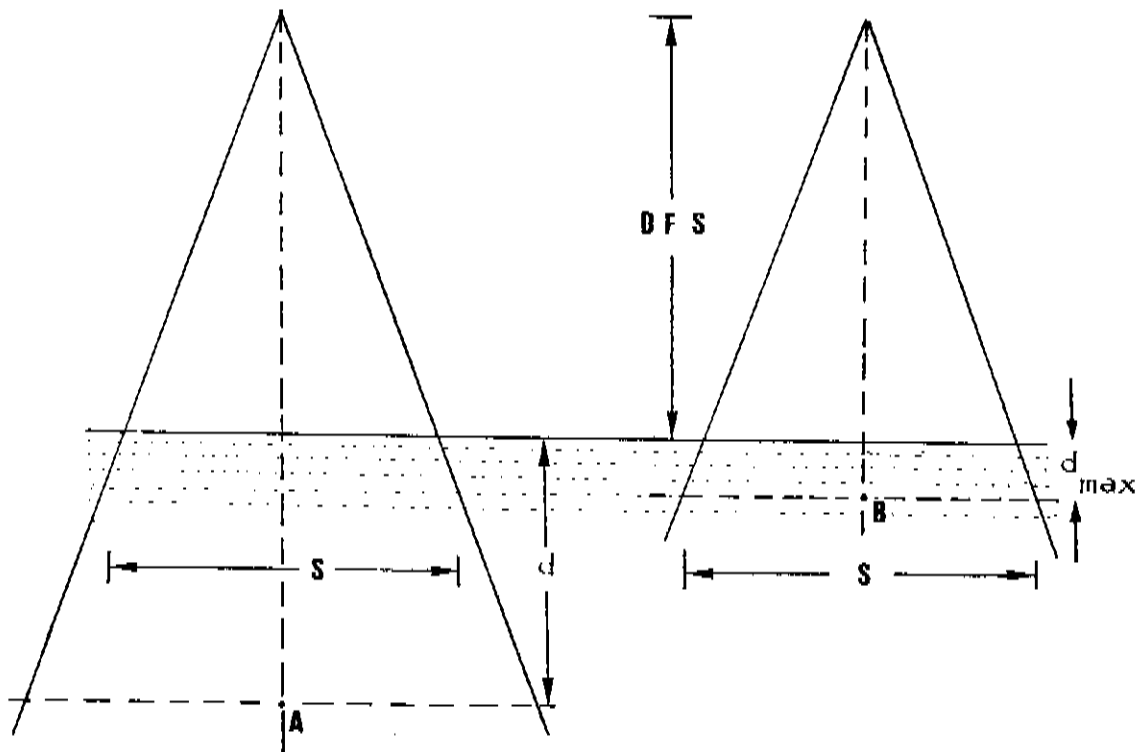


FIGURA 26 - Diagrama ilustrando a definição da PDP.

$$PDP(S,d) = \frac{\text{Dose total em A}}{\text{Dose total em B}}$$

onde:

Dose total em A = $D(S,d)$: dose na profundidade d de material simulador

Dose total em B = $D(S,d_{\max})$: dose na profundidade de máximo, d_{\max} .

S : tamanho de campo.

DFS : distância foco-superfície.

2. Definições do fator espalhamento pico (PSF), da relação tecido-máximo (RTM) e da relação tecido-ar (RTA).

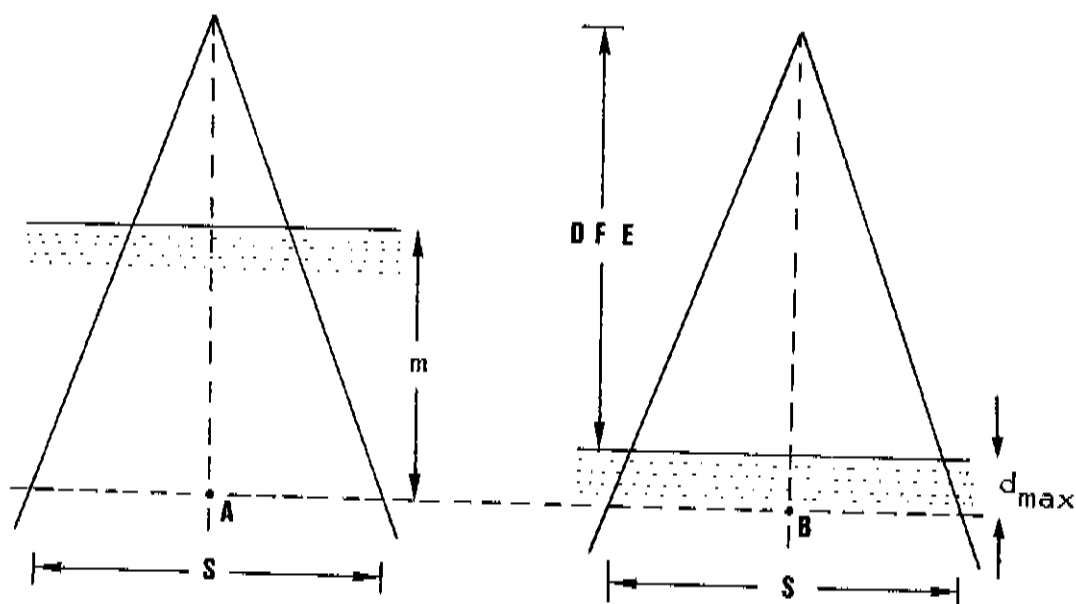


FIGURA 27 - Diagrama ilustrando as definições do PSF, RTM e RTA.

$$\text{PSF}(S) = \frac{\text{Dose total em B}}{\text{Dose em B dos fótons primários}}$$

$$\text{RTM}(S,m) = \frac{\text{Dose total em A}}{\text{Dose total em B}}$$

$$\text{RTA}(S,m) = \text{RTM} \times \text{PSF} = \frac{\text{Dose total em A}}{\text{Dose em B dos fótons primários}}$$

onde:

Dose total em B (primária + espalhada) = $D(S, d_{\max})$: dose na DFE + d_{\max} , com acréscimo d_{\max} de material simulador.

Dose em B dos fótons primários : dose devido aos fótons incidentes na superfície do simulador.

Dose total em A (primária + espalhada) = $D(S,m)$: dose na DFE + d_{\max} , com acréscimo m de material simulador.

S : tamanho de campo na DFE + d_{\max} .

DFE : distância foco-eixo.

OBS.: Nestas definições o termo "primário" denota todos os fótons incidentes na superfície do simulador. Na prática, significa que estão incluídos um número significativo de fótons espalhados da fonte e dos colimadores.