

DIRCEU M. VIZEU

RADIOGRAFIAS MÉDICAS

COM

EQUIPAMENTO DE SUPERVOLTAGEM

Tese apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São
Paulo para obtenção do título
de "Doutor em Ciências".

Orientador:

Prof. Dr. Rômulo Ribeiro Pieroni

São Paulo, 1973



À Ddette

À Naomy

À Anamy

À minha mãe

ÍNDICE

página

SUMÁRIO	1
ABSTRACT	2
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	3
CAPÍTULO II - MATERIAL E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	10
CAPÍTULO III - RESULTADOS	15
1. FATOR DE INTENSIFICAÇÃO DAS TELAS DE CHUMBO	15
2. DENSIDADE ÓPTICA E CONTRASTE DO FILME	21
CAPÍTULO IV - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	27
EXPOSIÇÃO DO PACIENTE	43

RESUMO

A execução de radiografias quando se utiliza radiação de alta energia requer o uso de filmes e técnicas especiais. Estuda-se neste trabalho as características que devem ter os filmes e as telas intensificadoras de chumbo para a obtenção de boas imagens radiográficas com a radiação gama do ^{60}Co e para os Raios - X de um acelerador linear de 4 MeV.

Com uma boa imagem, as radiografias de localização, além de delimitar com melhor precisão o campo de irradiação, podem, em alguns casos, permitir um acompanhamento da evolução do tumor sem a necessidade de constantes radiografias diagnósticas.

Dadas as características da radiação utilizada, nas radiografias de tórax, por exemplo, os resultados são semelhantes aos de uma tomografia.

ABSTRACT

A supervoltage radiography requires the use of special technics. In this paper films and lead screens are studied in order to find out, what are the conditions for a better image. The radiation sources used were a Cobalt Unit and a 4 MeV linear accelerator.

If the radiographic technic is well performed, the portal film besides a precise delimitation of the radiation field can also give some informations on the evolution of the tumor. It must be said that supervoltage technic does not supplant conventional radiographic studies. By its own characteristics a chest supervoltage radiography results in essentially a laminogram.

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As primeiras radiografias com supervoltagem, dentro da medicina, surgiram com as técnicas de localização dos campos de irradiação nos pacientes em tratamento radioterápico. Essas radiografias são chamadas atualmente de "radiografias de localização".

No planejamento radioterápico, o médico, utilizando radiografias de diagnóstico, determina o volume a ser irradiado no doente, marcando então as dimensões do campo de irradiação na pele. Neste procedimento o médico tenta relacionar as estruturas a serem irradiadas, com pontos de referência na pele do doente. Desenha-se então a área do campo, o que caracteriza a porta de entrada do feixe de radiação.

Para verificar se o campo envolve realmente o tumor com as respectivas margens de segurança, recorre-se a uma radiografia de localização.

O doente é posicionado na unidade de tratamento escolhida, como se fosse fazer uma aplicação, mas com um filme especial colocado em baixo.

Para a obtenção de uma imagem que dê as informações necessárias utiliza-se a técnica da dupla exposição.

Faz-se a primeira exposição considerando-se apenas a tatuagem do campo na pele do paciente com as eventuais proteções de chumbo. Para a segunda retiram-se as proteções de chumbo e os colimadores são totalmente abertos para abranger as estruturas vizinhas que também servirão de referência.

A fig. 1 mostra uma radiografia de localização de um setor infradiafragmático e o esquema de irradiação com as respectivas proteções de chumbo. A parte mais escura mostra o campo de tratamento, podendo-se notar as estruturas vizinhas que aparecem na segunda exposição.

No início da radioterapia, dispunha-se apenas de máquinas de Raios-X convencional que operavam com um máximo de 400 KV. Dado o seu baixo poder de penetração, a dose, nas estruturas superficiais, incluindo a pele, eram maiores do que a dose no tumor. Os tratamentos na maior parte das vezes tinham de ser interrompidos por causa das reações da pele.

Com o advento dos isótopos radioativos, principalmente o ^{60}Co e as máquinas aceleradoras operando em energias acima de 1 MeV, o aumento da espessura de equilíbrio eletrônico eliminou o problema de reações da pele, pois a dose máxima ocorre a alguns milímetros de profundidade.

Um dos parâmetros mais importantes passou a ser o volume irradiado, e um dos fatores limitantes de um tratamento radiote

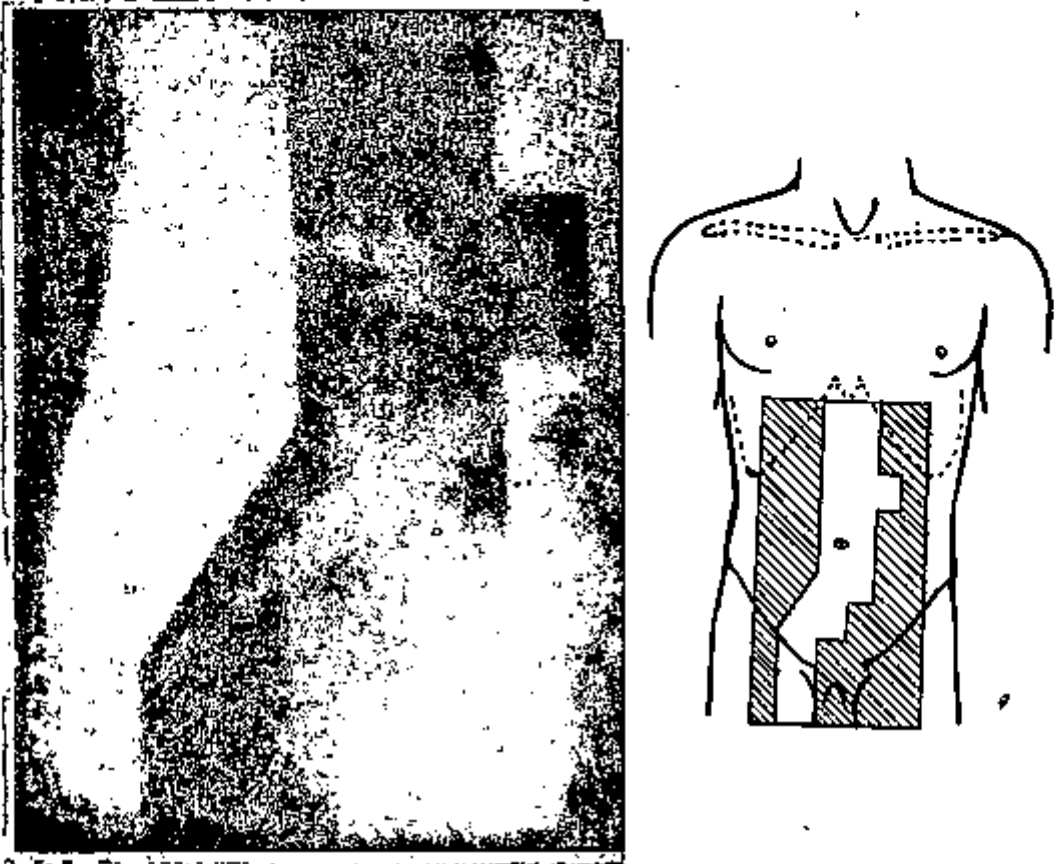


Fig 1.- Radiografia e esquema de irradiação de um setor infradiafragmático obtida com filme D-7 no acelerador linear.

rápico é atualmente a dose volume, isto é, o produto da dose medida em rad pela massa irradiada medida em gramas.

A acuidade de localização tornou-se conseqüentemente muito importante, pois a sua precisão permite a delimitação do campo com a menor área possível.

Na radioterapia moderna, os planejamentos são feitos num "simulador", que é u'a máquina que possui os mesmos graus de liberdade da unidade de tratamento, mas que emite Raios-X de diagnóstico ou seja um máximo de 150 KV. Esse aparelho permite a obtenção de radiografias de diagnóstico com técnicas já muito bem estabelecidas. O procedimento dá uma razoável segurança da localização do campo.

Todavia, na transferência do doente para a mesa de tratamento e durante as aplicações podem ocorrer deslocamentos das marcas de referência com relação às estruturas internas a serem irradiadas.

Portanto, além de um planejamento bem executado deve-se tirar uma radiografia com a própria unidade de tratamento e repetir o procedimento algumas vezes, até o término das aplicações.

Como as unidades de tratamento em radioterapia profunda emitem radiações com energia acima de 1 MeV, a técnica usual de radiografia diagnóstica é inaplicável.

Por suas próprias características, a radiografia de localização não necessita ter muitos pormenores, bastando alguns pontos de referência que permitam a verificação dos limites do campo de irradiação.

No caso do ^{60}Co , além das dificuldades inerentes à obtenção da radiografia, tem-se ainda o problema da penumbra, aliado ao monocromatismo da radiação emitida.

A fig. 2 mostra a radiografia de um setor torácico, obtido com uma unidade de ^{60}Co . Pode-se notar a indefinição dos contornos provocada pela penumbra.

Com o advento dos aceleradores, eliminou-se o problema da penumbra pois os focos são quase pontuais. Além disso o espectro contínuo de energia permite melhorar a qualidade radiográfica pela contribuição da faixa de energia mais baixa.

Estudos bibliográficos e observações feitas em outros centros de radioterapia levaram a dar maior atenção as radiografias de localização, no sentido de melhorar sua qualidade de imagem.

O aprimoramento das radiografias com supervoltagem, dar-lhes-ia uma dupla finalidade: além de u'a melhor visualização da região a ser tratada, possibilitaria também, em alguns casos, um acompanhamento da evolução do tumor.

SECRETARIA

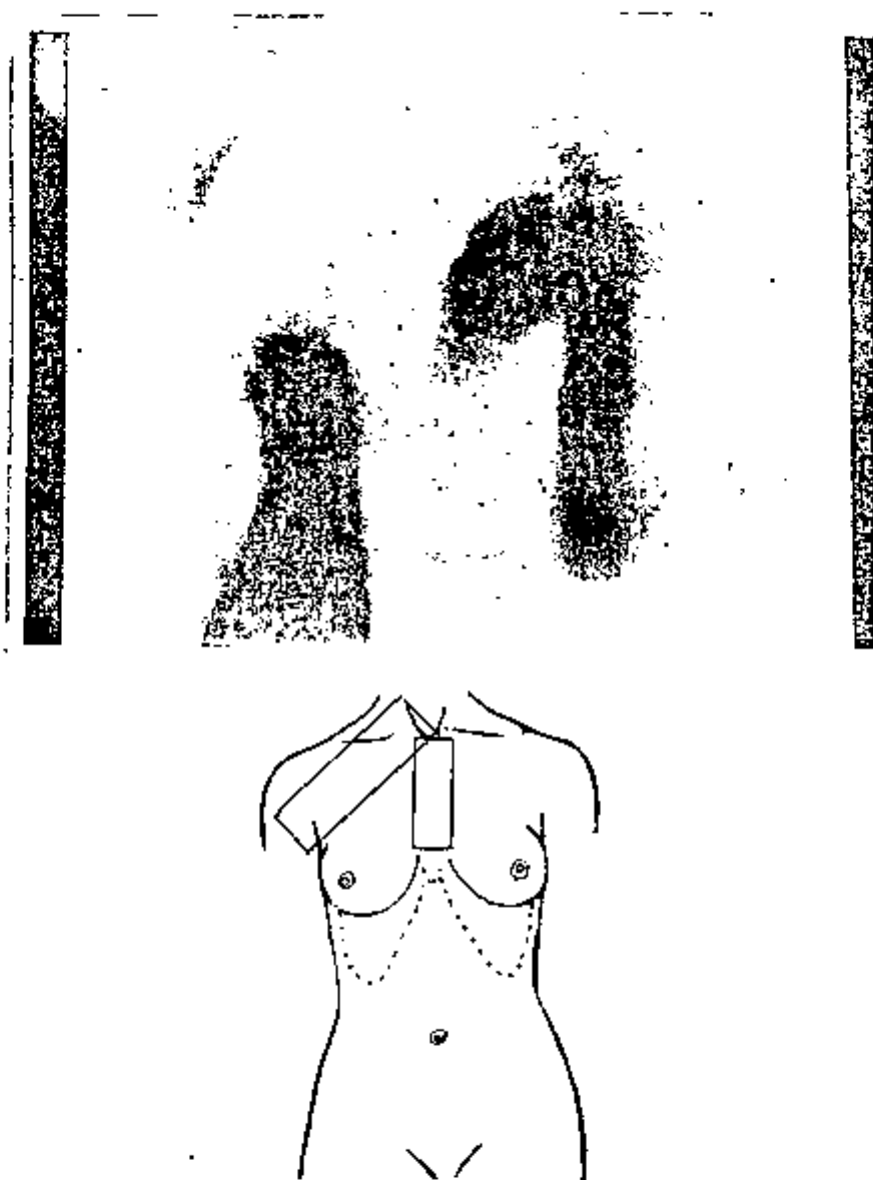


Fig 2.- Radiografia e esquema de irradiação de um setor toracico obtida com ^{60}Co . Pode-se notar a indefinição dos contornos, que é provocada pela penumbra.

Tendo-se a imagem do tumor na radiografia pode-se acompanhar sua regressão e ter-se-á então uma idéia inicial da eficiência do tratamento sem recorrer a novas radiografias diagnósticas.

O radioterapeuta poderá ter a oportunidade de modificar seu plano de tratamento, de acordo com essas informações, no intuito de melhorar sua eficiência.

Neste trabalho estudam-se quais as características dos filmes, seu processamento e quais as telas intensificadoras que devem ser usadas para a obtenção da melhor imagem possível, baseados em cerca de 3.500 radiografias tiradas.

Embora seja do conhecimento de todos, tratar-se-á, ainda que de forma superficial, de algumas definições simples, a saber: a densidade óptica e o contraste de um filme, porque pretende-se aplicá-las ao caso específico de radiografias obtidas com alta energia.

Não é intenção do autor preconizar a introdução de equipamentos de supervoltagem na radiologia diagnóstica, mas apenas melhorar o rendimento de uma técnica já adotada.

CAPÍTULO II

MATERIAL E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Utilizou-se neste trabalho dois tipos de filmes: Gevaert D-7, filme industrial de alta definição e baixa velocidade e o Fuji X-Ray film, filme médico normal, equivalente ao Blue-Brand da Kodak.

Os porta-filmes são de papelão preto e foram montados pelo autor.

Em supervoltagem as telas fluorescentes são inúteis porque a radiação de alta energia não interage com elas. Em alta energia as telas intensificadoras devem ser lâminas finas de material de alta densidade. A radiação interagindo com esse material dá origem a eletrons que são mais eficientes para a formação da imagem latente. Dentre os materiais possíveis o mais simples e econômico é o chumbo.

As telas intensificadoras com espessuras de 0,3 mm e 0,5 mm foram feitas com chumbo laminado disponível comercialmente. Deve-se tomar cuidado especial com a preparação das telas porque as imperfeições do chumbo aparecerão como manchas nas radiografias. O lençol de chumbo destinado à fabricação das telas intensificadoras deve ser limpo, sem incrustações e de superfície bem lisa. As telas,

uma vez aprovadas, são coladas em cartolina para melhorar a consistência.

O motivo de se ter fabricado as telas é porque as únicas disponíveis no mercado são as de 0,1 mm de espessura, utilizadas normalmente em radiografias industriais e são importadas.

Utilizou-se, como fontes de radiação:

- a) Unidade de ^{60}Co , marca Generaly, modelo Jupiter V. Capacidade de 3.000 Ci com montagem isocêntrica a 65 cm,
- b) Acelerador linear de 4 MeV, fabricado pela Varian, modelo Clinac 4. Acelerador com onda estacionária, sem deflexão do feixe de elétrons e montagem isocêntrica a 80 cm com rendimento máximo de 400 rad por minuto.

Utilizou-se para a calibração dos filmes um simulador de tecido mole feito de madeira prensada com uma densidade de 1 g/cm^3 . As características do simulador foram ensaiadas medindo-se a atenuação do feixe nele, e comparando os dados com os obtidos na água.

Os filmes foram expostos nesse simulador a uma profundidade de 5 cm. A fig. 3 mostra o arranjo experimental das irradiações no acelerador.

As medidas das doses recebidas pelos filmes foram

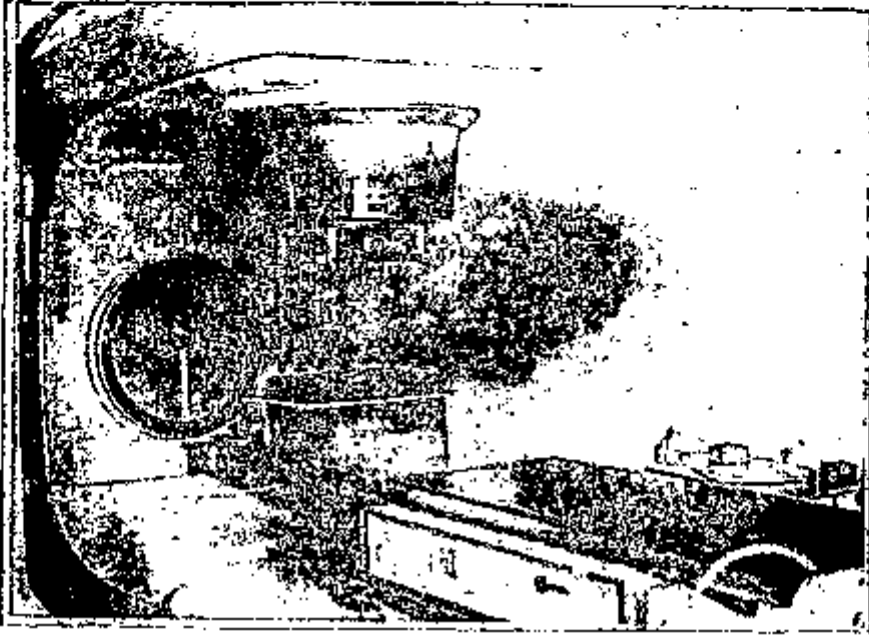


Fig 3.- Esquema experimental utilizado para a exposição dos filmes. Pode-se ver o acelerador e o simulador de madeira com o filme.

feitas segundo " A Code of Practice of the Dosimetry of 2 to 35 MV X-Ray and Caesium-137 and Cobalt-60 Gama Ray Beams ", preparado pela "The Hospital Physicist Association", da Inglaterra.

Para o processamento dos filmes usou-se revelador e fixador universais. A temperatura dos banhos foi mantida a 20 ° C e os tempos de processamento foram:

	Gevaert D-7	Fuji X-Ray
revelador	3 min	1 min
fixador	15 min	5 min
banho	30 min	30 min

Após o processamento, secaram-se os filmes numa estufa com ventilação forçada.

As densidades ópticas das radiografias foram medidas com um densitômetro de transmissão marca MacBeth mod. PD-404.

As radiografias referem-se a doentes em tratamento radioterápico no "Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz".

Com o intuito de poder avaliar a qualidade das imagens obtidas, fez-se um indicador de qualidade de imagem (fig.4), também de madeira prensada.

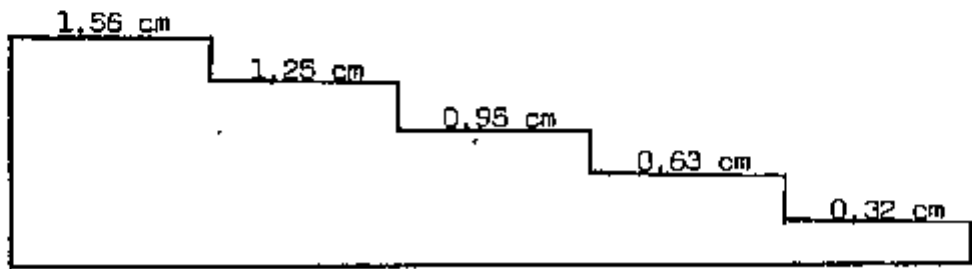


Fig 4.- Indicador de qualidade da imagem, feito de madeira prensada. As diferentes espessuras estão anotadas nos degraus correspondentes.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

1. Fator de intensificação das telas de chumbo

O fator de intensificação de uma tela é igual ao quociente entre as doses necessárias para se obter a mesma densidade óptica no filme com e sem a tela, isto é,

$$\text{fator intensificação} = \frac{D_s}{D_c} \quad \text{onde:}$$

D_s = dose em rad sem a tela intensificadora para se obter uma densidade d_o .

D_c = dose em rad com a tela intensificadora para se obter a mesma densidade óptica d_o .

A análise das figs. 5, 6 e 7 mostra que o fator de intensificação não aumenta para espessuras superiores a 0,3mm de chumbo tanto para a radiação gama do ^{60}Co como para os Raios-X do acelerador de 4 MeV. Isto fica evidente notando-se que as curvas, para 0,3 mm e 0,5 mm são coincidentes.

A intensificação da imagem com as telas de chumbo se dá, a partir do efeito Compton que ocorre na interação da radiação eletromagnética com o chumbo. Os eletrons são mais eficientes para a formação da imagem latente do que a radiação eletromagnética primária, pois a secção de choque de absorção dos sais de prata da emulsão fotográfica é muito maior para eletrons do que para radiação eletromagnética.

Portanto a espessura da tela deve estar relacionada com o alcance dos eletrons Compton no chumbo.

Um acelerador linear de 4 MeV fornece um espectro de Raios-X cuja energia efetiva, isto é, a energia de um feixe monocromático, cujo coeficiente de absorção é igual ao do espectro contínuo é muito próxima da radiação gama do ^{60}Co .

A energia máxima de um eletron Compton originada por uma radiação eletromagnética de energia E_γ (4) é dada por :

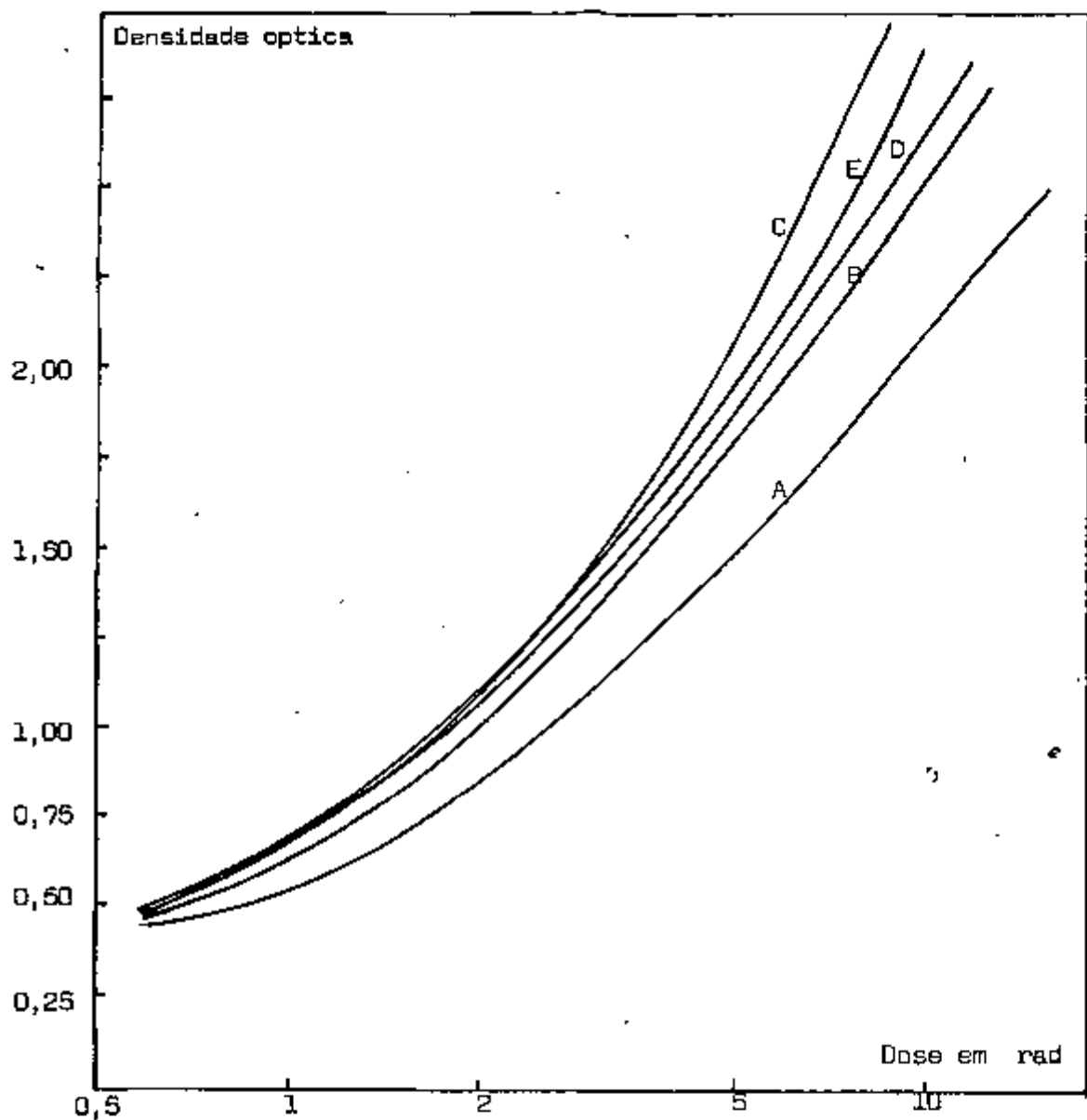


Fig 5 - Curvas características do filme Gevaert D-7 para Raios-X do acelerador de 4 MeV em varias condições: A- filme sem a tela intensificadora, B- utilizando tela de 0,1 mm, C- tela de 0,3 mm de espessura, D- tela de 0,5 mm e E- tela de 1,0 mm de espessura.

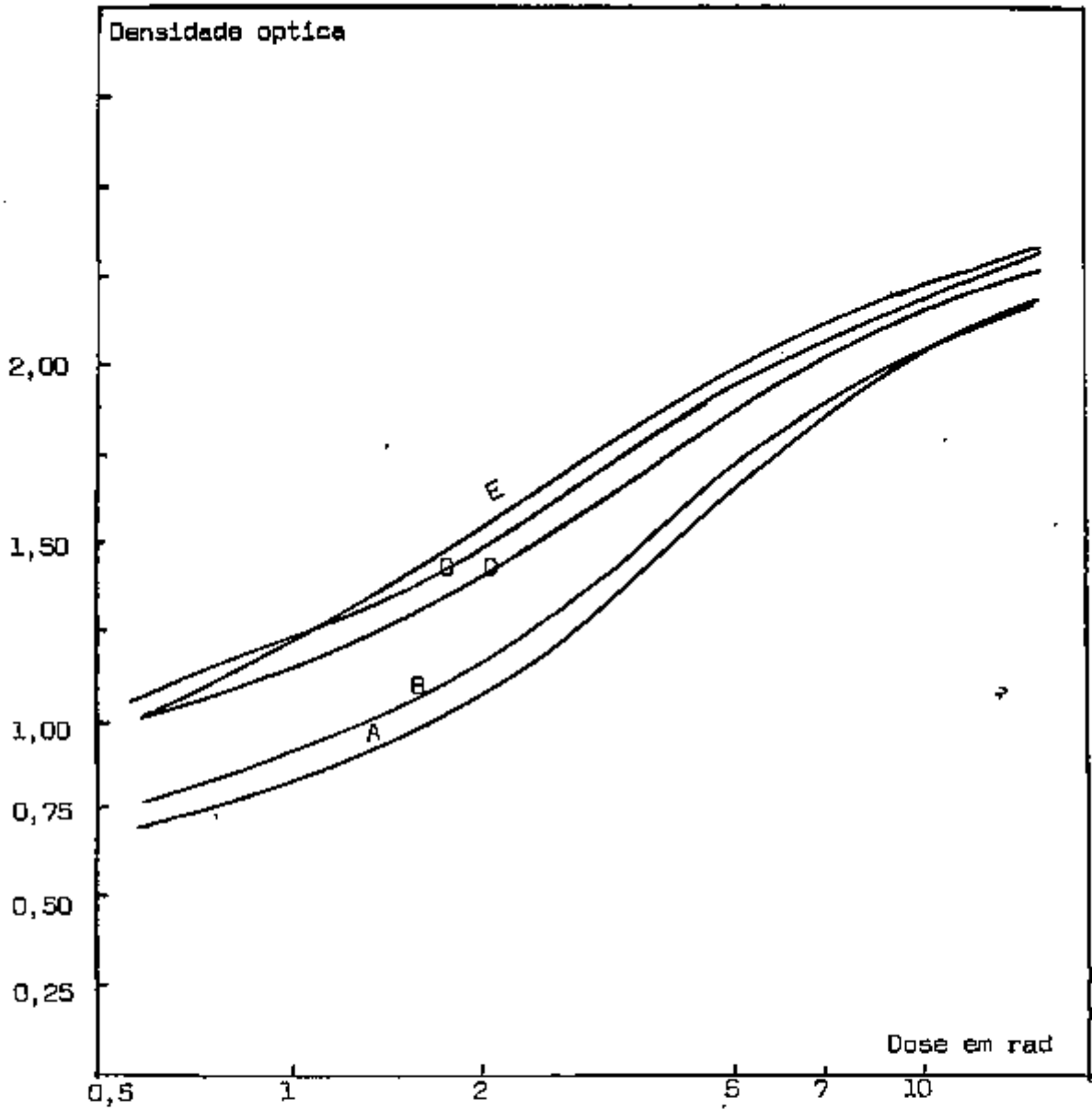


Fig 6 - Curvas características do filme Fuji para Raios-X do acelerador de 4 MeV em condições diferentes: A - filme sem tela intensificadora, B- tela de 0,1 mm C- tela de 0,3 mm, D- tela de 0,5 mm de espessura e E- tela, de 1,0 mm de espessura.

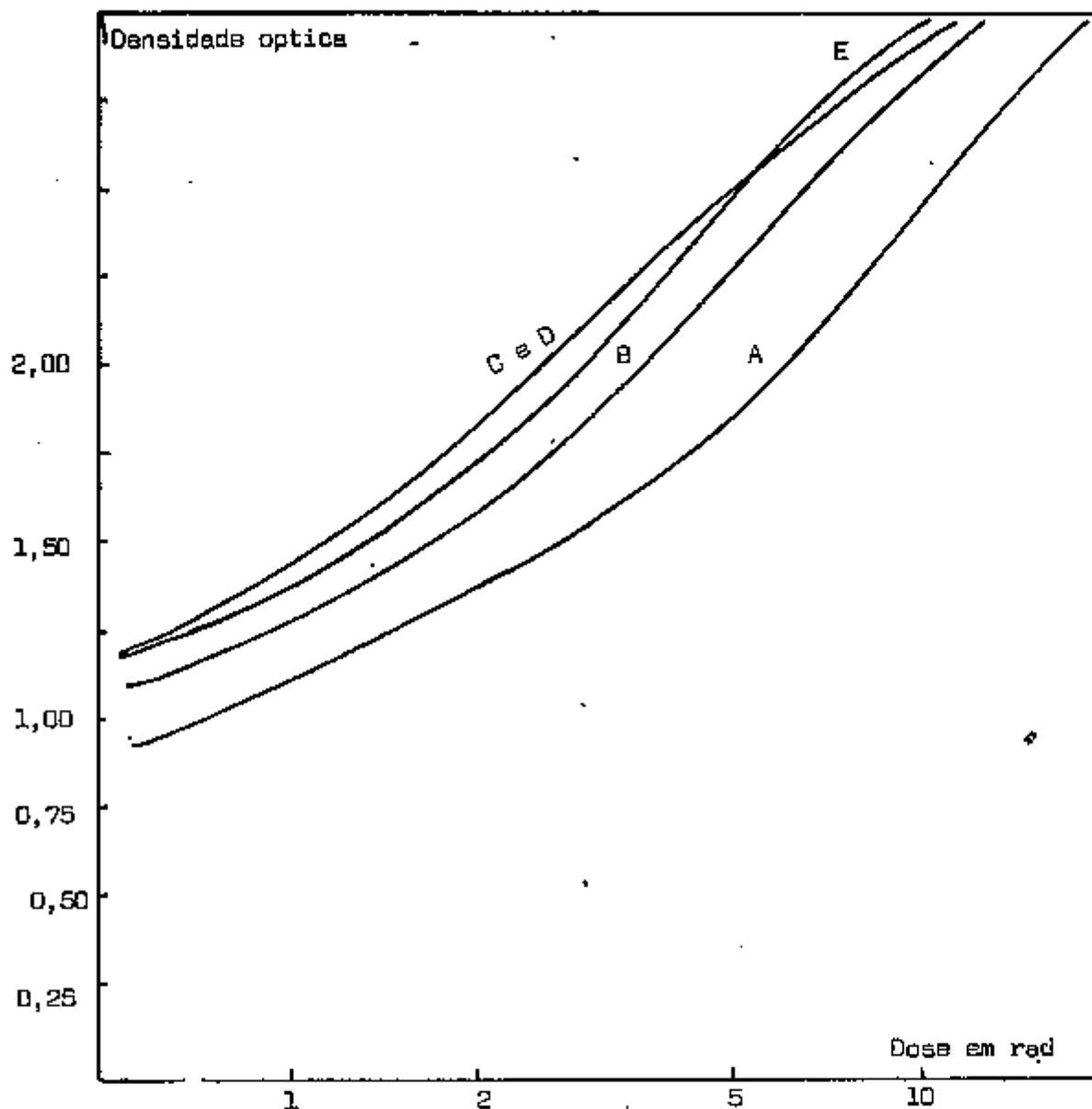


Fig 7 - Curvas características do filme Gavaert D-7 para a radiação gama do Cobalto-60 em diferentes condições: A- filme sem tela intensificadora, B- com tela intensificadora de 0,1mm de espessura, C- tela com 0,3 mm de espessura, D- tela de 0,5 mm e E- tela de 1,0 mm de espessura.

$$E_{\text{máx.}} = \frac{E_0}{1 + \frac{M_0 c^2}{2 E_0}} \quad \text{onde:}$$

E_0 = energia da radiação primária em MeV

M_0 = massa de repouso do elétron

c = velocidade da luz

$M_0 c^2 = 0,51 \text{ MeV}$ = energia de repouso do elétron

Calculando-se a energia dos elétrons para o caso, isto é, $E_0 = 1,25 \text{ MeV}$ teremos $E_{\text{máx.}} = 1,04 \text{ MeV}$ o que corresponde a um alcance de 462 mg/cm^2 ou $0,4 \text{ mm}$ de chumbo.

Como esse é o alcance máximo, a espessura da tela que dá maior eficiência deve ser inferior a esse valor, pois a obtenção da imagem latente depende também dos elétrons Compton com energia inferior à máxima. O valor encontrado experimentalmente é condizente com este resultado.

Usando-se telas com espessura superior ao valor ótimo corre-se o risco de perder a nitidez da imagem, pois aumenta-se a probabilidade de ocorrência de uma nova interação da radiação gama, nesta altura já fora de sua trajetória útil.

Portanto para radiação gama do ^{60}Co e para os Raios X de um acelerador de 4 MeV deve-se usar telas intensificadoras de chumbo com espessura de 0,3 mm. A observação das figs. 5, 6 e 7 mostra que o fator de intensificação dessa tela varia entre 1,6 e 2,0 .

2. Densidade óptica e contraste do filme

$$\text{Densidade óptica (DO)} = \log \frac{I_0}{I} \quad \text{onde:}$$

I_0 = quantidade de luz transmitida sem o filme

I = quantidade de luz transmitida com o filme interposto.

O motivo pelo qual se define DO deste modo pode ser explicado da seguinte maneira: suponha-se que 2 filmes tenham cada um $DO = 1$, isto é, cada um deles transmite apenas $\frac{1}{10}$ da luz incidente . Superpondo-se os dois filmes ter-se-á uma transmissão de $\frac{1}{100}$, portanto a densidade óptica da superposição é igual à soma das DO dos filmes.

É costume considerar-se como boa para interpretação uma radiografia que apresente DO entre 0,4 e 2,0. Abaixo desta faixa as radiografias são muito claras e acima delas muito escuras.

Para os filmes usados e nas condições de observação neste trabalho verificou-se que a densidade óptica ideal estaria entre

1,2 e 2,2 . Portanto de acordo com os gráficos das figs. 5, 6 e 7 as doses devem variar entre 2 a 3 rad , para os filmes industriais D-7 e de 1 a 1,5 rad para os filmes médicos. Escolheu-se então, a dose de 2,5 rad e 1,2 rad respectivamente para as radiografias. As curvas características dos filmes médicos para a radiação gama do ⁶⁰Co não foram feitas porque este tipo de filme não apresenta boas radiografias para a radiação gama.

Define-se contraste a diferença de DO entre dois pontos do filme, provocada por uma diferença de exposição recebida por esses dois pontos. Quanto maior a diferença de DO para uma mesma diferença de exposição, maior será o contraste.

Para que seja possível visualizar duas regiões do filme com enegrecimentos distintos é necessário que a diferença de DO esteja entre 0,01 e 0,1. Esta faixa pode variar de acordo com a densidade geral do filme.

As figs. 8 e 9 mostram as radiografias do indicador de qualidade de imagem, nas quais se pode ver as regiões correspondentes às diferentes espessuras. Na fig. 8, a exposição foi feita apenas com o equilíbrio eletrônico enquanto que na fig. 9 simulou-se um corte transversal de tórax com 6 cm de tecido mole e 14 cm de ar.

As diferentes regiões podem ser vistas nas figuras apesar das diferenças de DO serem da ordem de 0,02.



Fig 8 - Radiografia do indicador de qualidade da imagem obtida colocando-se apenas a cama da de equilibrio eletrônico. Embora as diferenças de densidades ópticas sejam baixas pode-se distinguir os diferentes graus.



Fig 9 - Radiografia do indicador de qualidade da imagem, desta vez superposto a um conjunto simulando 6cm de tecido mole com 14 cm de ar.

Vamos calcular qual será a diferença de DO se aumentarmos a espessura em 1 cm de tecido.

A exposição do filme será dada no primeiro caso por

$$E = E_0 \times \exp. \left\{ -(\mu_t \times 6 + \mu_p \times 14) \right\}$$

onde:

E_0 = exposição sem o simulador

E = exposição com 6 cm de tecido e 14 cm de ar

μ_t = coeficiente de absorção linear do tecido = $0,063 \text{ cm}^{-1}$

μ_p = coeficiente de absorção linear do pulmão = $0,02 \text{ cm}^{-1}$

Substituindo-se esses valores na expressão e efetuando-se os cálculos ter-se-á:

$$\frac{E}{E_0} = 0,517$$

Aumentando-se a espessura em 1 cm de tecido mole ter-se-á:

$$E = E_0 \times \exp. \left\{ -(\mu_t \times 7 + \mu_p \times 14) \right\}$$

Substituindo-se os valores conhecidos e efetuando -
se os cálculos chegar-se-á ao resultado:

$$\frac{E}{E_0} = 0,497$$

Tem-se, portanto, uma diferença de 2% na transmissã
são. Levando este dado para a fig. 5 ver-se-á que essa diferença em
transmissão corresponde a uma diferença de densidade óptica de 0,02
que cai dentro dos limites de detecção. *

CAPÍTULO IV

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

De acordo com os dados obtidos experimentalmente verifica-se que se deve usar telas de chumbo de 0,3 mm de espessura tanto para o filme industrial D-7 como para o filme médico Fuji X-Ray.

A melhor imagem é obtida para uma DO de 2,0 o que corresponderá a doses absorvidas de 2,5 rad para o filme D-7 e 0,8 rad para o filme médico.

A utilização desses parâmetros permitiu obter radiografias de localização com imagens que oferecem um número razoável de informações.

As figs. de 10 a 16 mostram radiografias de vários setores anatómicos com os respectivos campos de irradiação delimitados.

Nessas radiografias a qualidade da imagem permitiu ao radioterapeuta a escolha do menor campo possível abrangendo o volume a ser tratado.

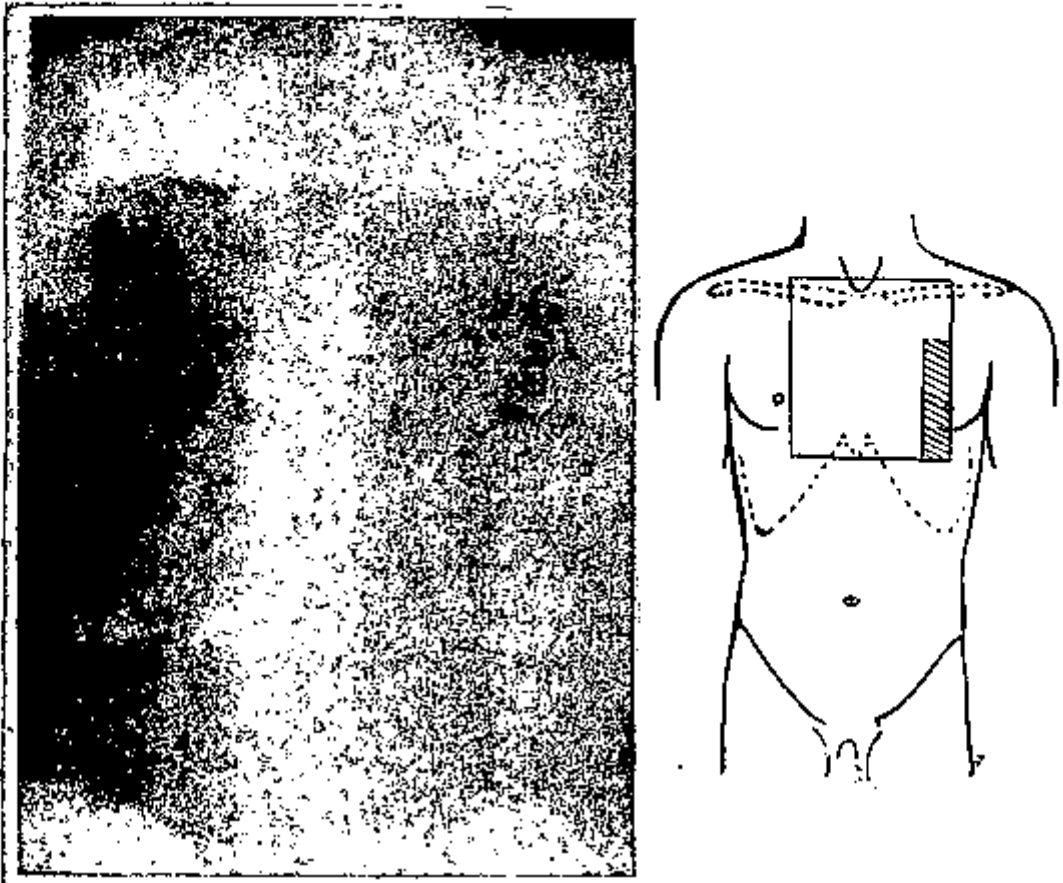


Fig 10 - Radiografia e esquema de irradiação de um setor torácico. A região hachuriada corresponde à proteção de chumbo.

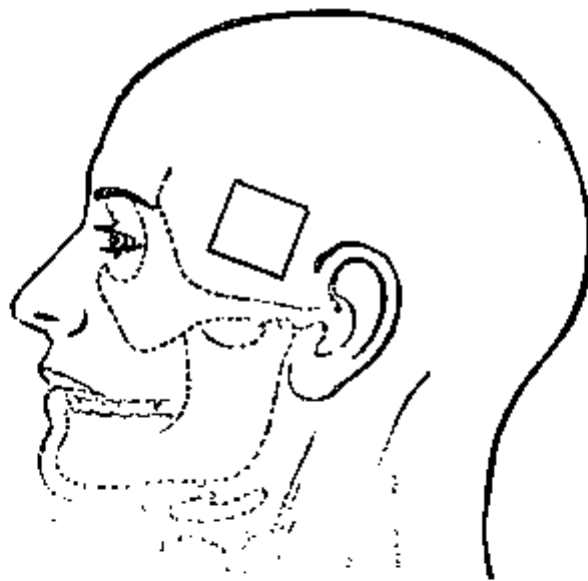


Fig 11 - Radiografia e esquema de irradiação para tratamento de hipofise. Pode-se ver na radiografia o contorno da sela turcica.

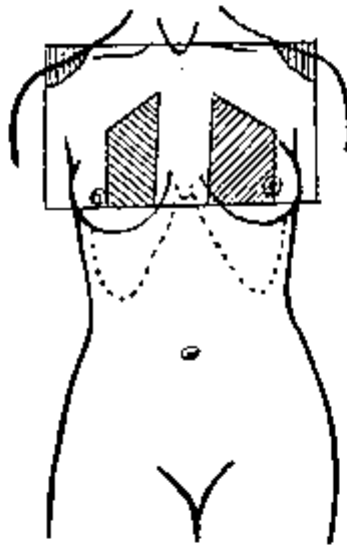


Fig 12 - Radiografia e esquema de irradiação de um setor toracico com proteção para os dois pulmões e para as articulações dos membros superiores.

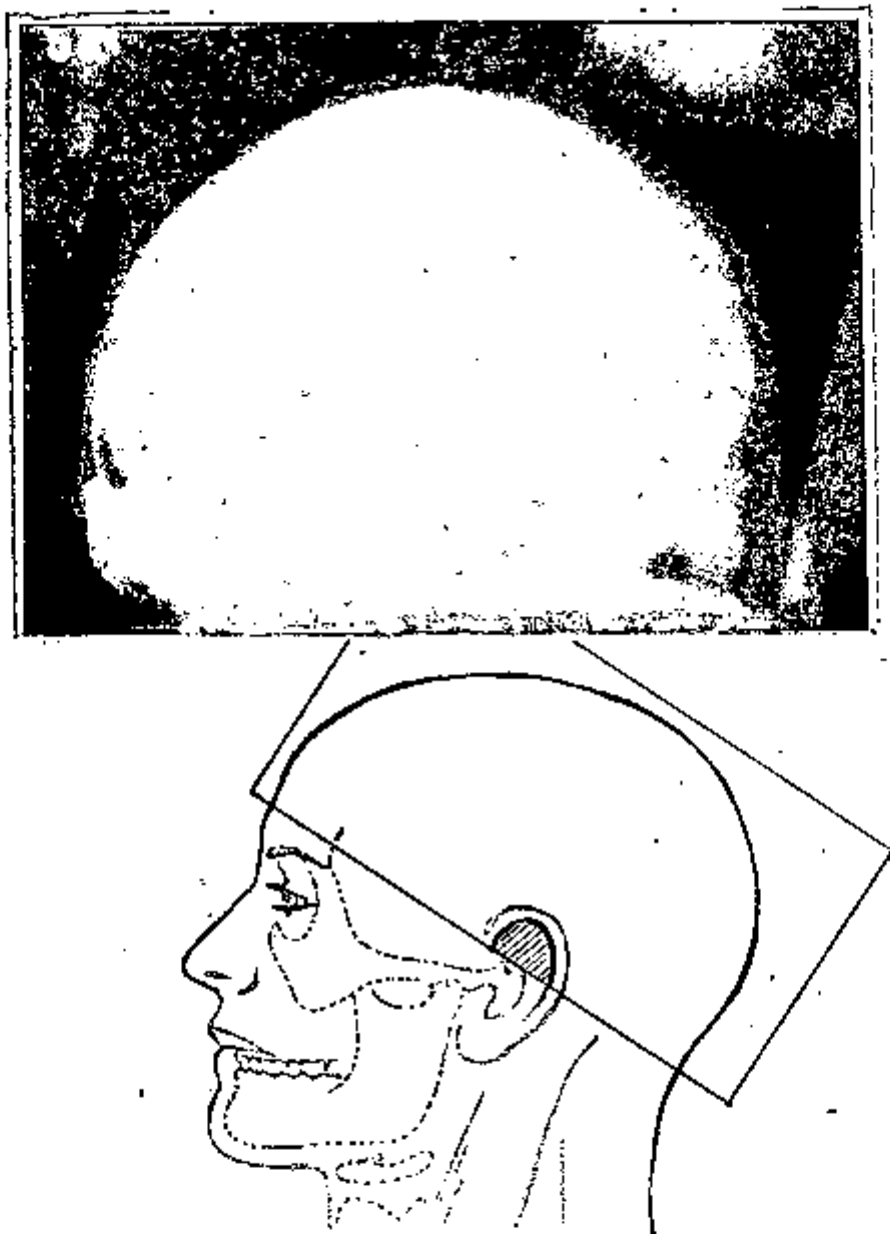


Fig 13 - Radiografia e esquema de irradiação para craneo com proteção para o conduto auditivo.

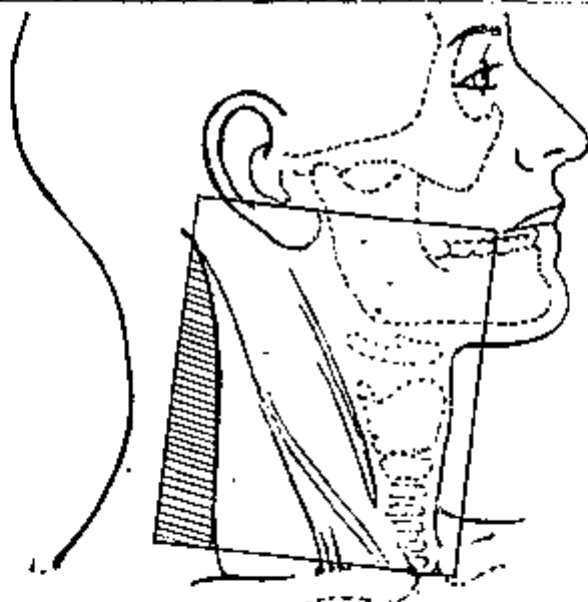


Fig 14 ~ Radiografia e esquema de irradiação para região cervico-facial com proteção para a parte posterior do campo.

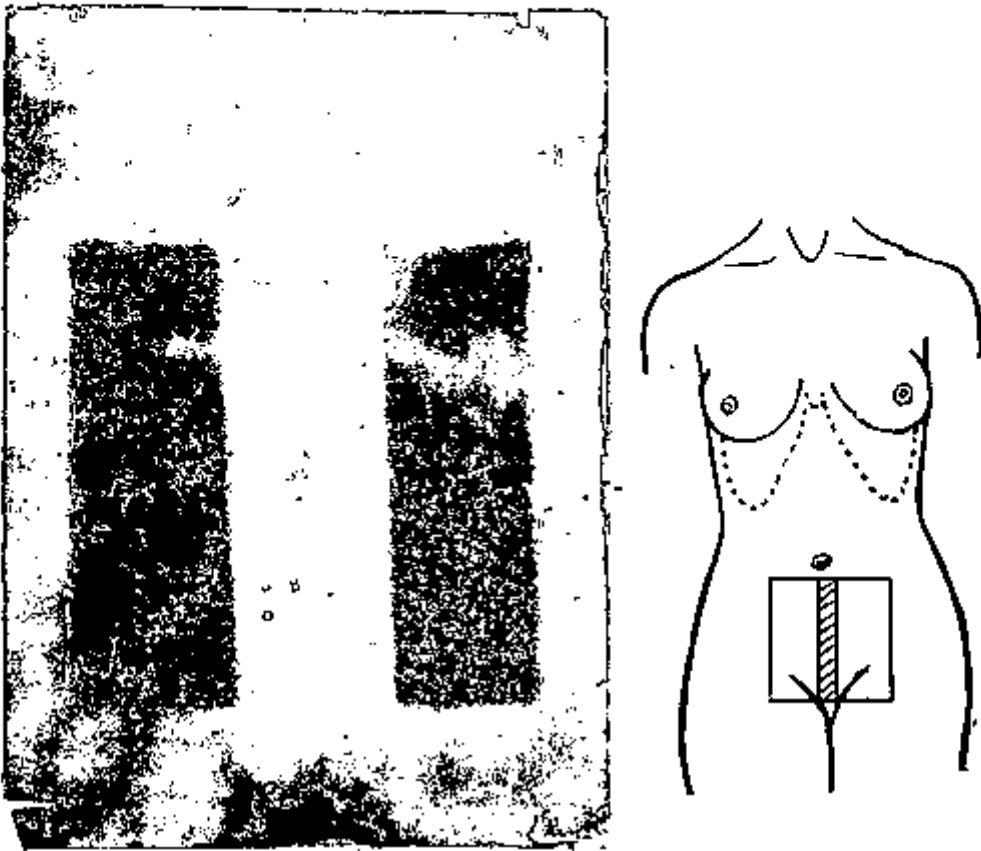


Fig 15 - Radiografia e esquema de irradiação para complementação de paramétrios. A região central já foi irradiada e está protegida com chumbo.

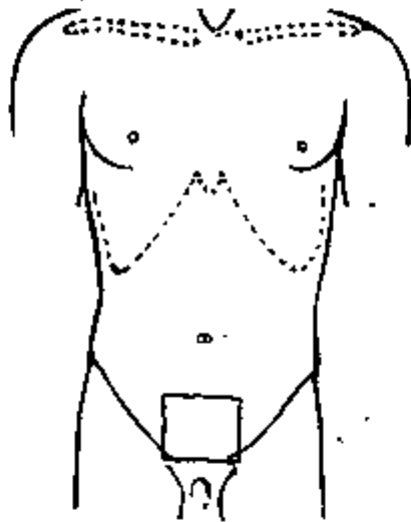


Fig 16 - Radiografia da região pélvica. Pode-se
notar o contorno da bexiga na qual in-
jetou-se ar e também o mercúrio na son-
da de Folley.

posição da ^{partícula} SE

Mas é nas radiografias de tórax que se observam os melhores resultados.

Na fig. 17 encontra-se a radiografia de localização de um setor supradiafragmático na qual se observa distintamente o alargamento do mediastino permitindo ao médico planejar um campo que irradie o tumor protegendo o máximo de área pulmonar.

Na fig. 18 foi possível, pela radiografia, visualizar perfeitamente o tumor no pulmão esquerdo, permitindo ao radioterapeuta selecionar duas regiões para o tratamento com doses diferentes. A dose no tumor foi programada para 5.000 rad enquanto que para as áreas infiltradas foi planejada a dose de 4.000 rad.

A fig. 19 mostra a radiografia de um setor supradiafragmático com grande infiltração do pulmão esquerdo. No momento de delimitar os campos de irradiação o radioterapeuta ficou em dúvida - pois a radiografia de diagnóstico que é mostrada na fig. 20 não indicava tal infiltração. A dúvida foi desfeita com uma tomografia que mostrou ser correta a imagem obtida na radiografia de localização.

Esta propriedade das radiografias de localização se deve ao fato que nesta faixa de energia ocorre a predominância do efeito Compton ficando, portanto, eliminada a influência da variação do número atômico. Pode-se, assim, numa única exposição, visualizar o mediastino, o pulmão e as eventuais infiltrações de massas tumorais.

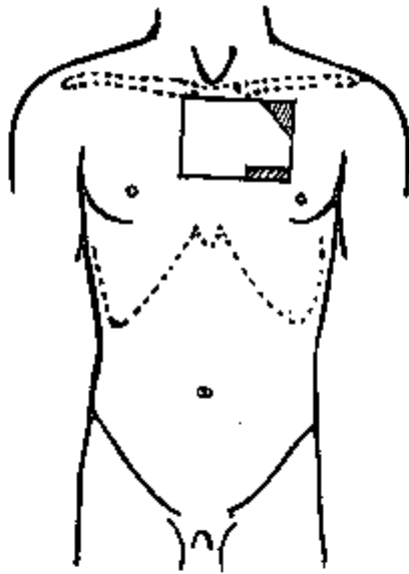


Fig 17 - Radiografia e esquema de tratamento para um setor toracico. Pode-se observar a presença do tumor no pulmão esquerdo.

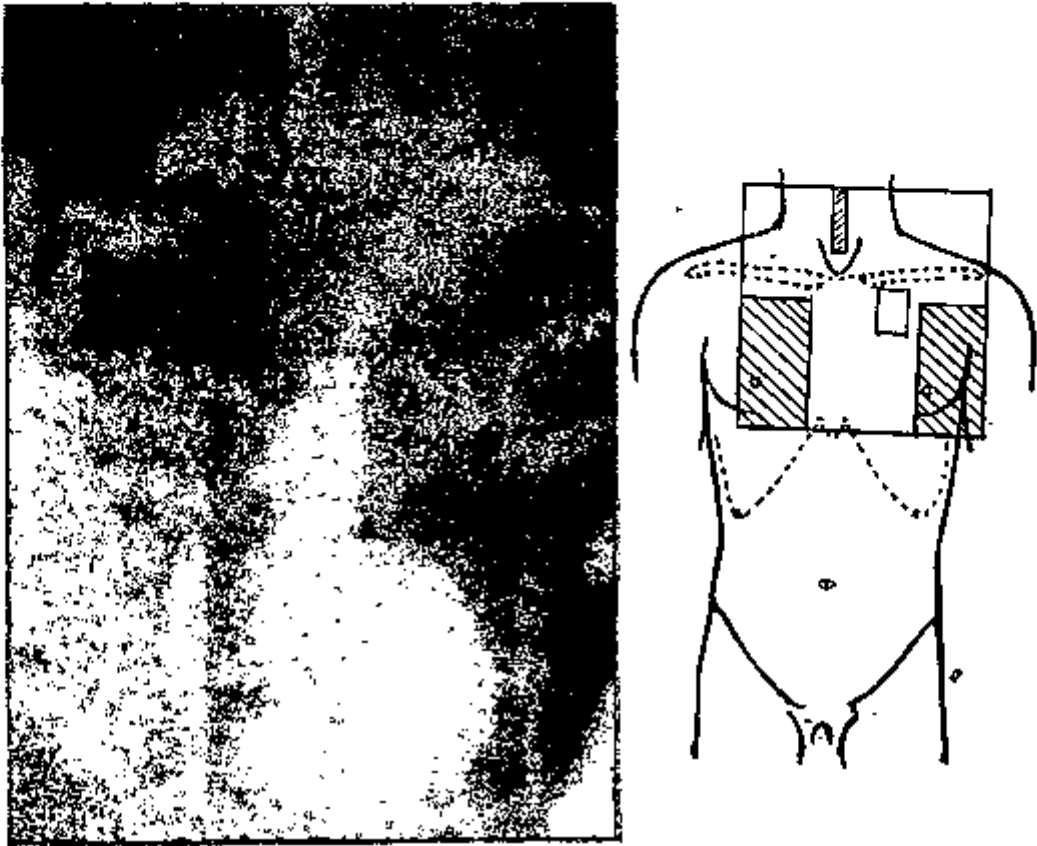


Fig 18 - Radiografia e esquema de irradiação de um setor toracico. A area irradiada foi dividida em dois campos. Pode-se ver o retângulo menor com densidade optica maior.

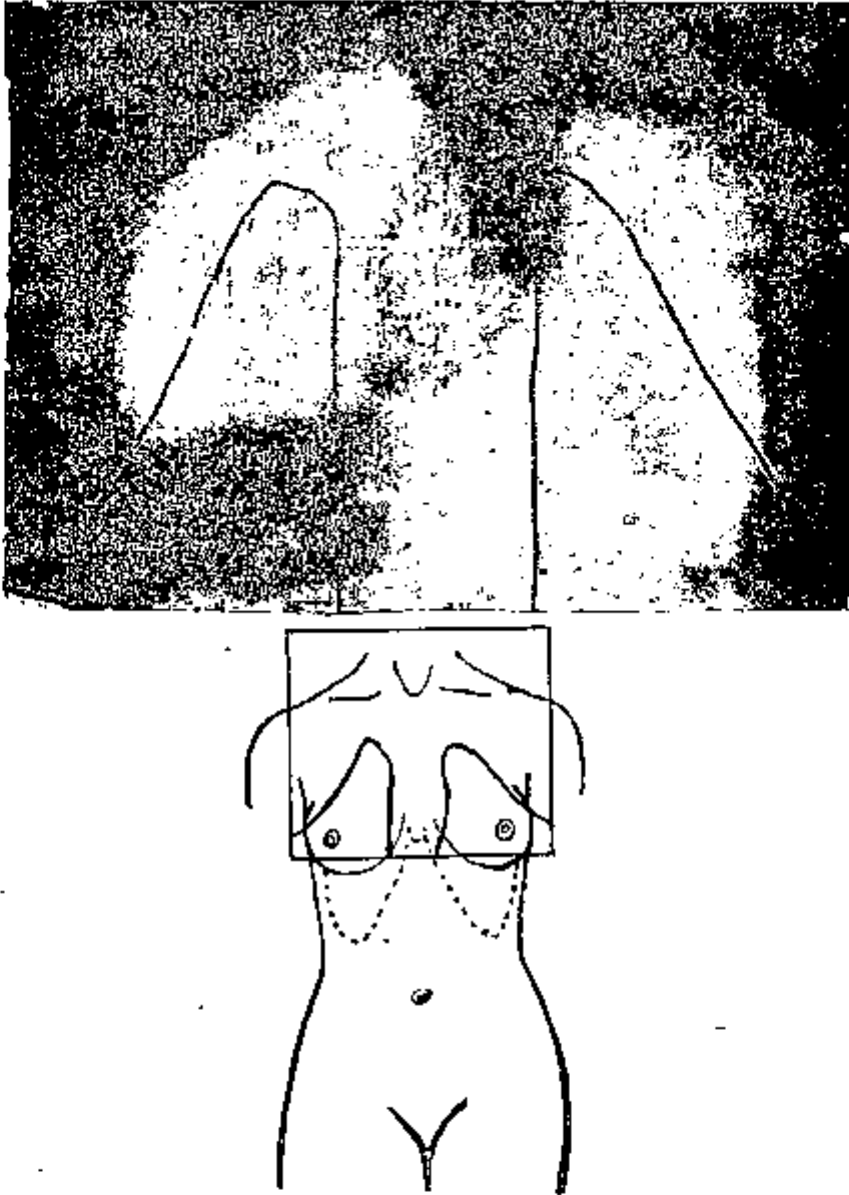


Fig 19 - Radiografia para planejamento de um setor supradiafragmático, onde o médico delimitou as regiões a serem protegidas.

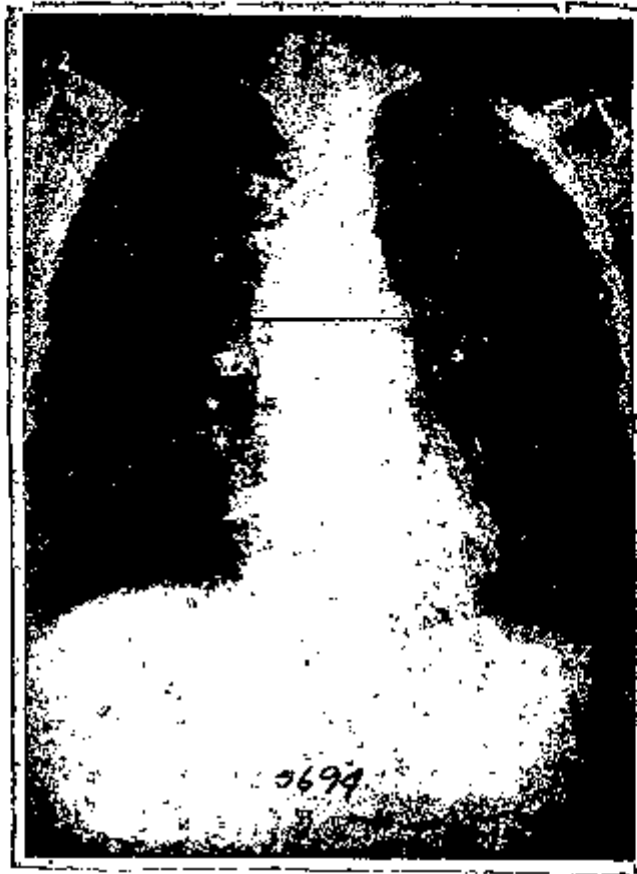


Fig 20 - Radiografia de diagnóstico do mesmo paciente cuja radiografia de localização é mostrada na Fig 19.

As figs. 21 e 22 mostram as radiografias de planejamento e as de verificação das blindagens pulmonares. As radiografias de verificação da posição e tamanho das blindagens são feitas em filmes médicos pois já não há necessidade de pormenores,

Por motivos econômicos, dentro da rotina, os filmes industriais e médicos podem ser intercalados. Os primeiros filmes são sempre industriais, as radiografias feitas para simples verificação do campo são obtidas com filmes médicos.

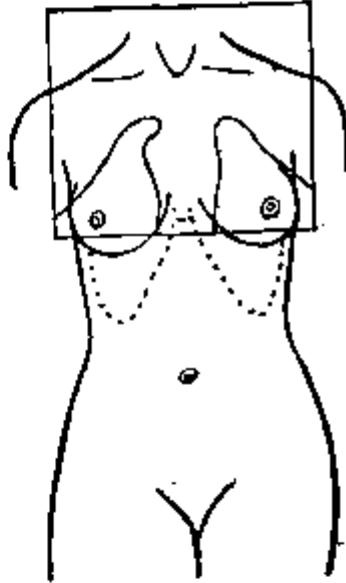
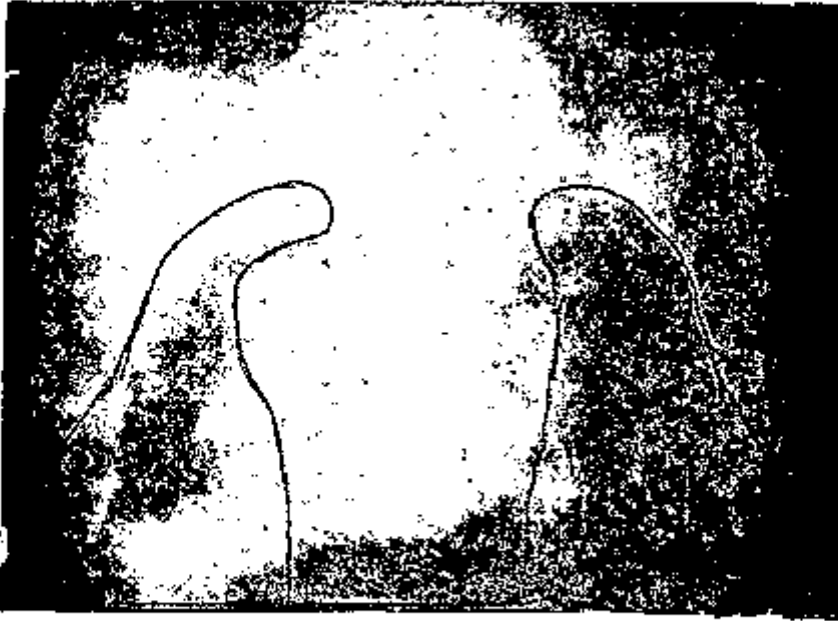


Fig 21 - Radiografia para planejamento. A imagem do tumor no pulmão esquerdo permitiu ao radioterapeuta proteger parte do pulmão direito sem deixar de irradiar o tumor.

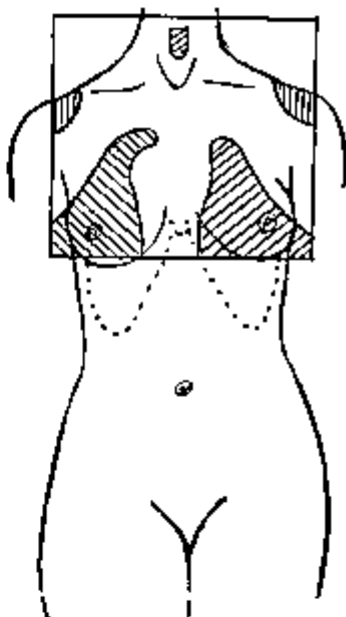
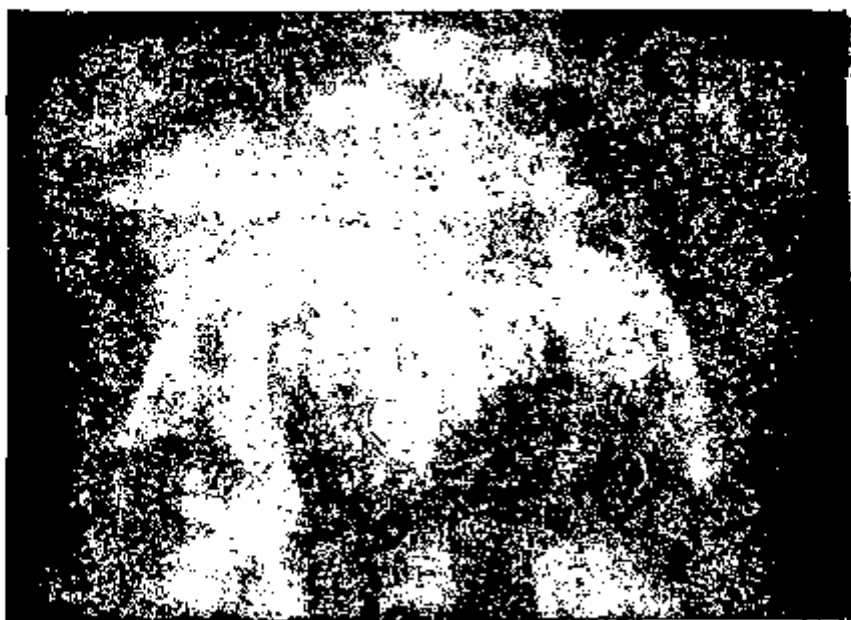


Fig 22 - Radiografia de verificação das blindagens para o paciente planejado com a radiografia da Fig 21.

EXPOSIÇÃO DO PACIENTE

Nas radiografias de localização a exposição do paciente não é um fator muito importante porque todos os pacientes radiografados são posteriormente submetidos a tratamento radioterápico, durante o qual receberão doses de 3.000 rad a 6.000 rad.

Porém, como na técnica da dupla exposição algumas regiões que não serão irradiadas recebem radiação, deverá ser calculada a dose absorvida.

Em radiologia diagnóstica é costume usar-se a exposição da pele como parâmetro de comparação entre as várias técnicas radiológicas. Este princípio não é aplicável ao caso presente pois a dose máxima, em virtude do equilíbrio eletrônico, não ocorre na pele mas sim a profundidade de 0,5 cm para o ^{60}Co e 1,0cm para o acelerador de 4 MeV.

A energia total absorvida pelo paciente é chamada dose integral ou dose volume, e foi definida por Mayneord (8).

A dose integral numa certa massa de tecido é o produto da massa de tecido pela dose que ele recebe. A unidade de dose integral é o grama rad.

$$1 \text{ g rad} = 100 \text{ erg}$$

O cálculo da dose integral deve ser feito apenas para a exposição do campo maior, porque o campo menor é o que será irradiado terapêuticamente.

Como se viu a dose no filme deve ser de 2,5 rad para o filme industrial que é o mais lento.

Para um paciente com 20 cm de diâmetro antero-posterior essa dose corresponderá a 7 rad a 1 cm de profundidade para Raios -X de 4 MeV ou 2,4 rad na pele. Na técnica de dupla exposição tem-se 2 rad no campo de tratamento e 5 rad no campo aberto cuja dimensão é de 30 x 30 cm². A fórmula de Mayneord é:

$$D_i = 1,44 \times D_o \times \frac{0,693}{\mu} \left\{ 1 - \exp.(-\mu \times d) \right\} \left(1 + 2,88 \times \frac{0,693}{\mu \times f} \right)$$

onde:

D_i = dose integral em g rad

D_o = dose máxima em rad

A = área do campo em cm²

μ = coeficiente de absorção linear do tecido em cm⁻¹

d = diâmetro antero-posterior em cm

f = distância foco-pele em cm

No caso presente:

$$\begin{aligned}D_o &= 5 \text{ rad} \\ \dot{A} &= 900 \text{ cm}^2 \\ \cdot &= 0,063 \text{ cm}^{-1} \\ d &= 20 \text{ cm} \\ f &= 80 \text{ cm}\end{aligned}$$

Substituindo-se esses valores na expressão da dose integral e efetuando os cálculos ter-se-á:

$$D_i = 70,940 \text{ g rad} \quad \text{ou} \quad D_i = 71 \text{ kg rad}$$

Na radiologia diagnóstica de um exame de pelvis, dentro das técnicas mais atualizadas, ocorrerá uma dose de pele de 3 rad. Calculando-se pelo mesmo método a dose para essa radiografia ter-se-á:
 $D_i = 17 \text{ kg rad}$:

Portanto, uma radiografia de localização corresponderia a 4 radiografias de diagnóstico, aproximadamente.

Essa exposição só teria significado maior no campo genético, porém o número de pacientes radiografados além de ser populacionalmente muito baixo, em sua grande maioria não tem condições de procriar.

Portanto, a exposição do paciente à radiografia de localização não se constitui num obstáculo para a sua execução.

Atualmente, não se admite um tratamento radioterápico em alta energia sem radiografias de localização e acredita-se que um esforço no sentido de melhorar a qualidade de imagem é bem compensador.

AGRADECIMENTOS

São muitos e os fazemos com prazer.

Ao Prof. Dr. Rômulo Ribeiro Pieroni pela orientação segura e constante.

Aos Drs. José Roberto Barreto Lins e Marcos Valdemar Lederman, diretores do Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz, por terem permitido usar os equipamentos e as facilidades da Instituição.

Aos colegas Luiz A. Malaguti Scaff e Regina Célia Thomaz, pelo auxílio na execução das radiografias.

À Sra. Helena M. V. Dias, pelo preparo dos filmes e auxílio nas técnicas experimentais.

À Sra. Emiko Minami, pelas fotografias.

À Srta. Akemy Matsumi pelo trabalho de datilografia.

A todos os colegas do Instituto pelo incentivo e discussões úteis.

REFERÊNCIAS

- 1 - Handy, C.A. - Radiopacity of Oral Nonliquid Medication - Radiology 98: 525-533, 1971.
- 2 - Hendee, W.R. - Medical Radiation Physics - Year Book Publisher 1970.
- 3 - Johns, H.E. e J.R. Cunningham - The Physics of Radiology - 3rd. ed. 2nd. print. - Charles Thomaz Publisher, 1971.
- 4 - Kaplan, I. - Nuclear Physics, - Addison - Wesley Publishing Company Inc., 1961.
- 5 - Mc Donnel, G.M. - Megavoltage Diagnostic Radiology - Radiology 80: 279-281, 1963.
- 6 - Price, B.T. e Horton, C.C. - Radiation Shielding - Pergamon Press, 1957.
- 7 - Gardner, A. et Al. - Tumor Localization, Dosimetry, Simulation and treatment procedures in Radiotherapy: The Isocentric Technique.
- 8 - Mayneord, W.V. - The Measurement of Radiation for Medical Purpose - Proc.Phys. Soc. 54:405, 1942.
- 9 - Ardran, G.M. e H.E.Crooks - The Measurement of Patient Dose - BJR- 38: 766, 1965.

- 10 - Ehrlich, M. - Photographic Dosimetry of X and Gamma Rays -
In Handbook 57 - U.S. Nat. Bur. Standard, 1954.
- 11 - Kodak Company - X - Ray Division: Radiography in Modern Indus-
try - Rochester, 1957.
- 12 - Handbook on Radiographic Apparatus and Techniques - The Insti-
tute of Welding, 1951.
- 13 - Proceeding of The Fourth International Conference on Non Des -
tructive Testing - Butterworths, 1964.