

Ministério da Saúde
Instituto Nacional de Câncer

Programa de Qualidade em Radioterapia
Curso de Atualização para Físicos em Radioterapia



Introdução

Este capítulo tem como objetivo fornecer informações básicas sobre o funcionamento dos aceleradores lineares para que as pessoas envolvidas no controle da qualidade destes equipamentos possam preparar os programas de controle mais adequados e fazerem uma avaliação melhor das eventuais falhas que este sistema possa apresentar.

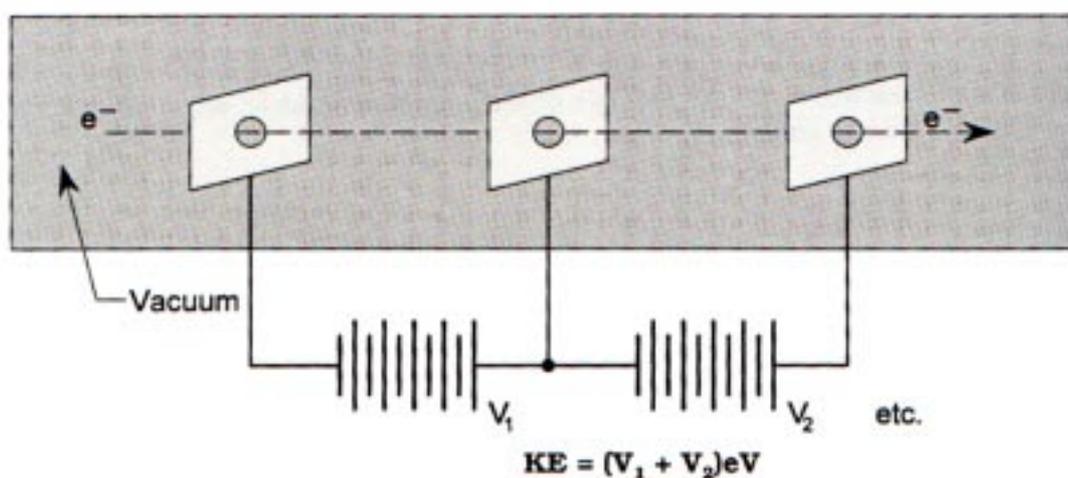
Processo básico na aceleração dos elétrons.

Nos equipamentos que usam tubos de raios X a energia máxima disponível, fica limitada a algumas centenas de KV devido a problemas principalmente de isolação desta tensão.

Para energia maiores uma das tecnologias disponível é o acelerador linear.

Na figura abaixo temos o exemplo de um acelerador simples usando-se corrente contínua para a aceleração; basicamente os elétrons serão acelerados entre as placas pela diferença de potencial.

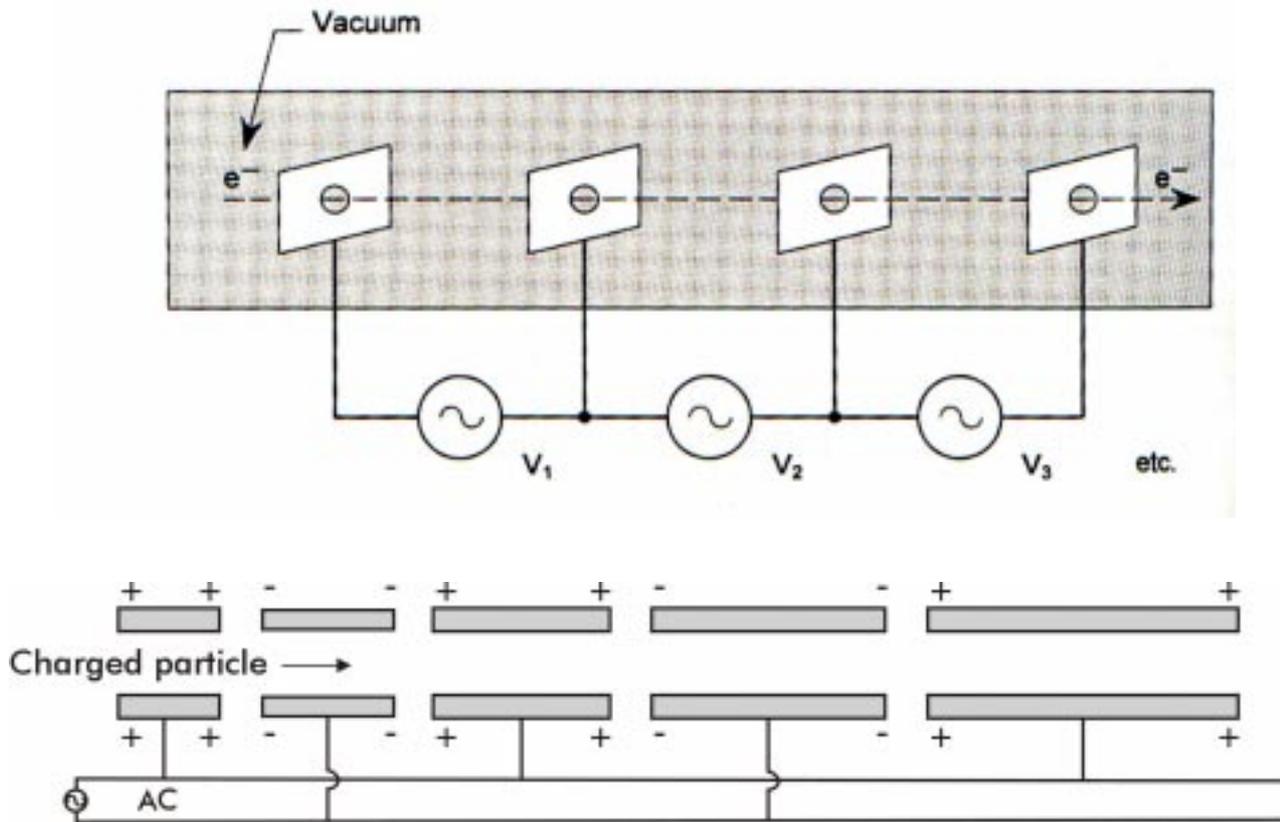
Electrostatic (DC):



Na figura substituímos o gerador de tensão contínua por um gerador de corrente alternada que se devidamente sincronizado com a velocidade dos elétrons vai proporcionar uma aceleração entre as diversas placas do acelerador.

A idéia de se usar tensão alternada para acelerar partículas carregadas já existia no começo dos anos 20. Uma serie de tubos condutivos é conectada a uma fonte de tensão alternada conforme mostram as figuras seguintes. O elétron é acelerado da esquerda para a direita através do eixo do tubo. O primeiro e o segundo tubo irão proporcionar aceleração para o elétron somente quando ele estiver entre os tubos e não quando ele estiver dentro do tubo, neste momento em que o elétron se encontra dentro do tubo a tensão tem que ser invertida para que quando o elétron estiver novamente na borda entre o segundo e o terceiro tubo ele encontre novamente tensões favoráveis para a aceleração, como o elétron esta cada vez mais veloz o comprimento das placas tem que ser maior para que não se perca o sincronismo e este é o principio básico de aceleração num tubo de ondas progressivas.

Alternating Current (AC):



Também existem os aceleradores com ondas estacionarias porem o principio básico de aceleração é semelhante.

Modulador

Os aceleradores lineares utilizam um circuito tipo modulador que será descrito abaixo:

A principal finalidade do modulador é fabricar um pulso de alta tensão para ser aplicado a magnetron (ou Klystron), e na maioria dos aceleradores este pulso também é aplicado no gun do tubo acelerador para dar a primeira aceleração nos elétrons .

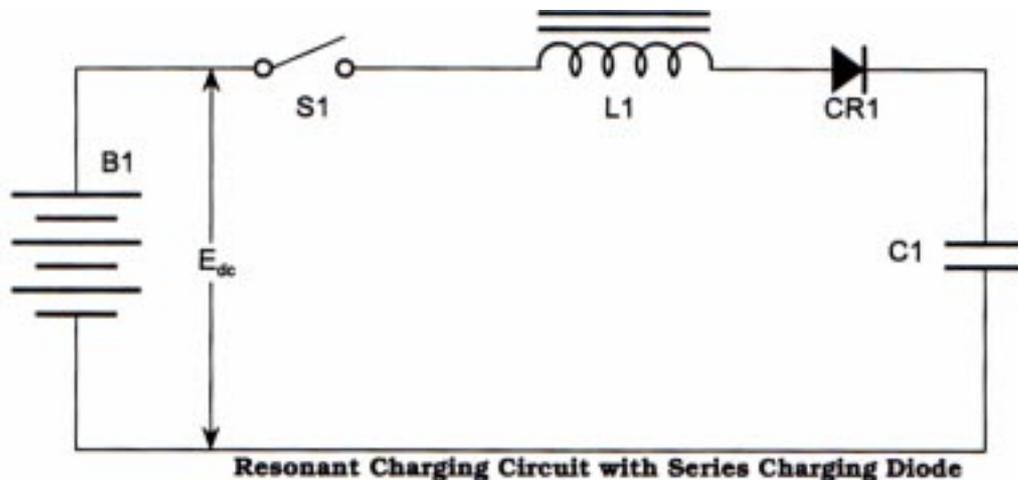


Fig.1: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga.

Quando S1 é fechado a corrente começa a fluir através do condutor L1 para carregar C1. Inicialmente a impedância de L1 limitara o fluxo da corrente resultando um armazenamento de energia tanto no capacitor como no indutor. Quando o valor armazenado no capacitor C1 fica próximo ao valor da fonte a corrente através do indutor vai diminuindo até que acarrete um colapso no campo magnético de L1 ocasionando a descontinuidade da corrente fluindo em L1 o que cria uma fonte de voltagem adicional para a tensão da bateria B1 então começa a se carregar com um valor maior que a tensão da bateria (normalmente este valor é duas vezes E_{dc}) até que tenha transferido toda a energia para C1. A finalidade do diodo é o de impedir que C1 devolva a energia para B1 causando uma oscilação.

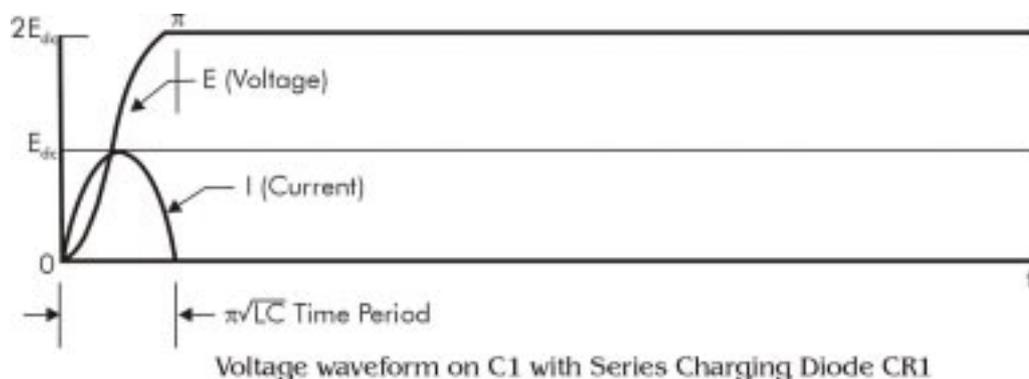


Fig.2: Forma de onda no capacitor C1.

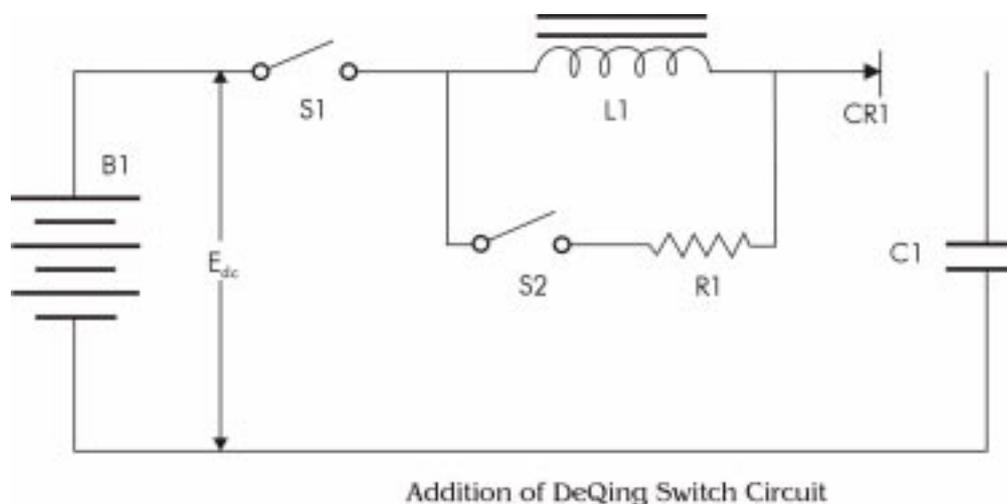


Fig.3: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga o circuito DeQing.

Referente a fig. 3, se a chave S2 for fechada a qualquer tempo depois que o capacitor atingir o valor da bateria a energia armazenada em L1 não será transferida para C1 mas sim, será dissipada em R1. Controlando no tempo exato em que S2 é fechado conseguiremos controlar o nível de carga em C1.

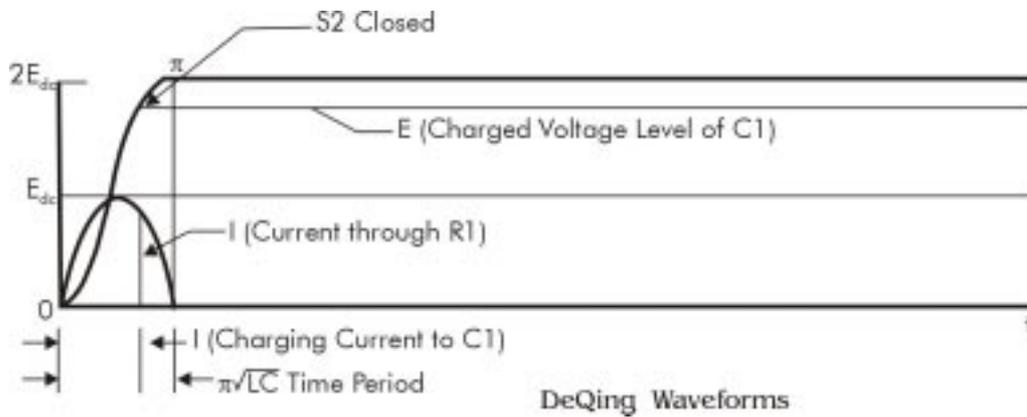


Fig.4 : Forma de onda no capacitor C1 com uso do circuito DeQing.

Na figura 5 o circuito foi incrementado, acrescentando-se a chave S3 para descarregar o circuito, R2 que absorvera a energia e o PFN que armazenara a energia.

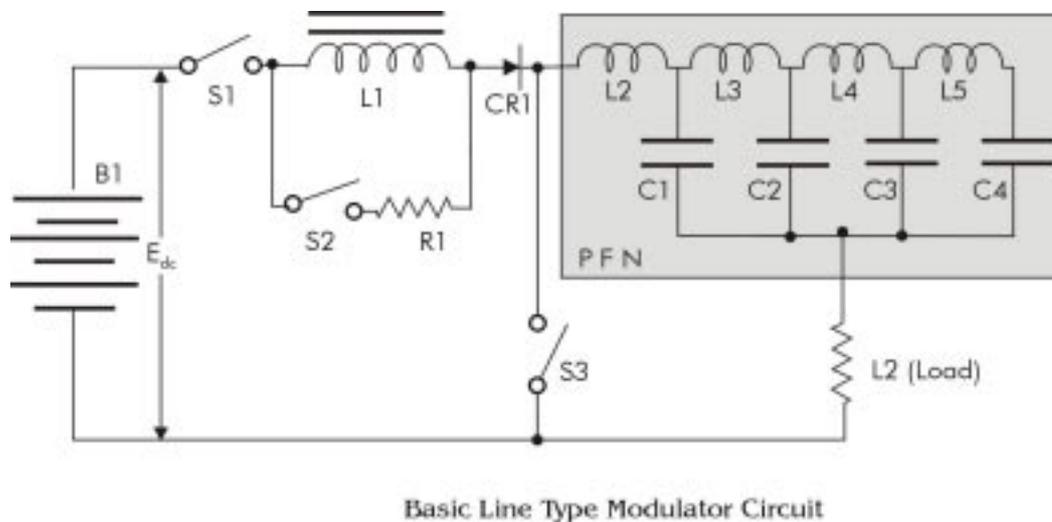


Fig.5: Típico circuito de modulador

Toda a vez que a chave S3 for fechada a carga armazenada no PFN será transferida para R2

Na fig.6 temos um típico modulador usado para aceleradores, no qual foram substituídos alguns itens pelo qual é encontrado na pratica conforme explicações abaixo:

1. A bateria foi substituída por uma fonte de alimentação trifásica de alta tensão.
2. As chaves S2 e S3 foram substituídas por válvulas de alta corrente e tensão do tipo thyatrons.
3. A carga R2 foi substituída pelo transformador de pulso T2 e o magnetron.. quando V2 conduz, (chave S3 fecha) a carga armazenada na PFN (capacitor C1) descarrega em T2 o qual transmite um pulso para Klystron ou magnetron.
4. Foi acrescentado um divisor de tensão que fornece uma amostra de alta tensão que está sendo armazenado na PFN possibilitando assim a oportunidade de escolher o momento certo de fazer conduzir V1 (chave S2 fecha) e assim armazena sempre o mesmo valor na PFN (capacitor C1).

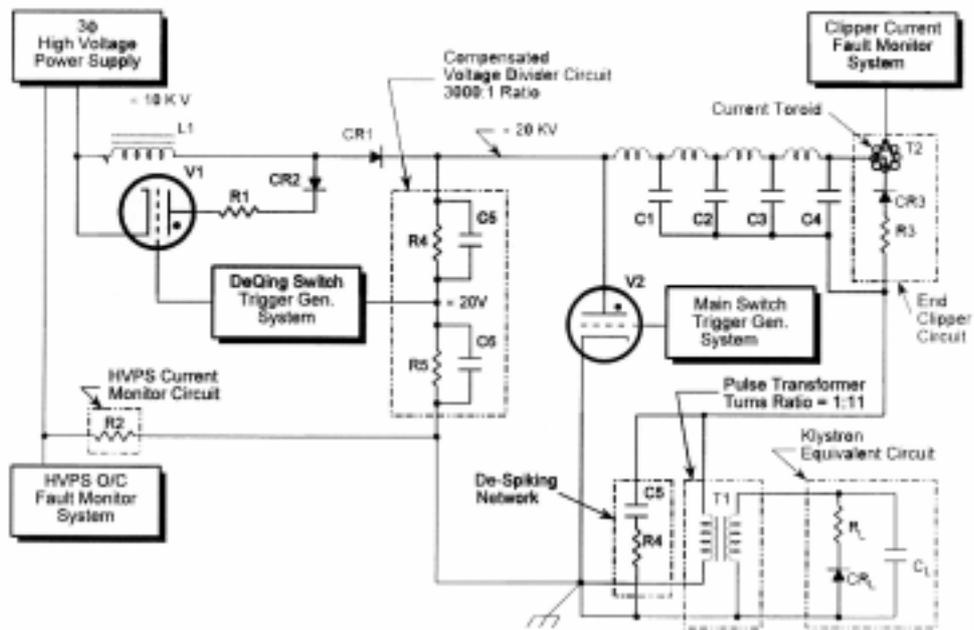
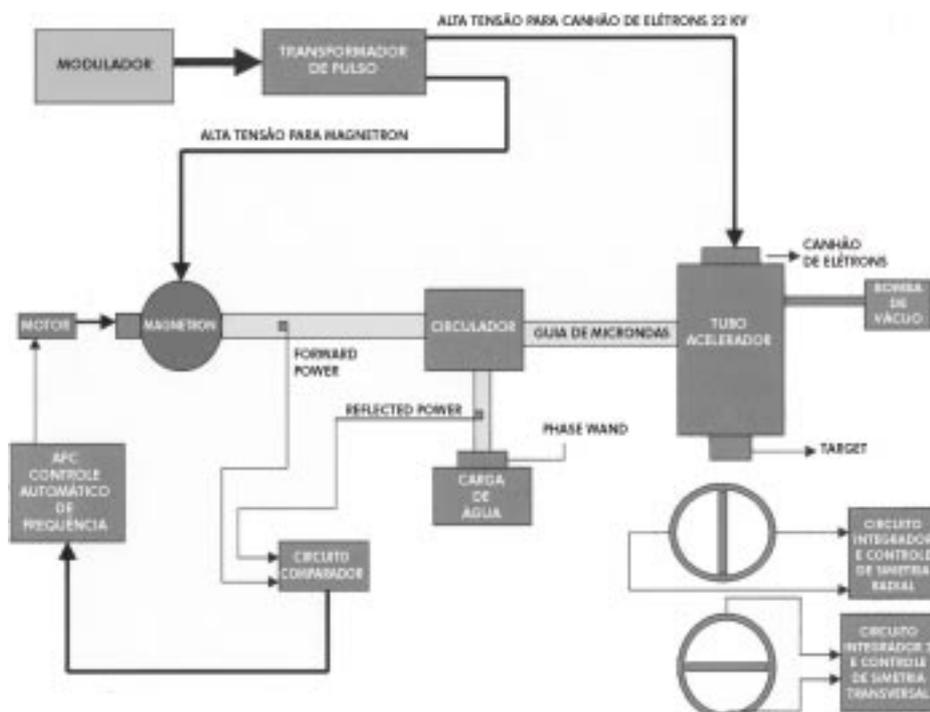


Fig. 6: Modelo simplificado de um típico modulador para acelerador.

Foi acrescentando também uma resistência R2 que da uma amostra de corrente fornecida pela fonte de alta tensão que dispara um circuito de segurança em caso de corrente mais alta que o normal.

As falhas mais comuns neste tipo de circuito, são sem dúvidas nos thyratons que estão sujeitos a um desgaste. Como os thyratons funcionam como chave o que ocorre nelas é a possibilidade delas não conduzirem (não fecharem), conduzirem sempre (não abrirem), ou não conduzirem corretamente (mau contato).

As outras falhas mais constantes é a possibilidade de algum componente perder a isolação o que ocasionaria erros que podem ser vistos diretamente ou através do aumento de corrente na resistor R2.



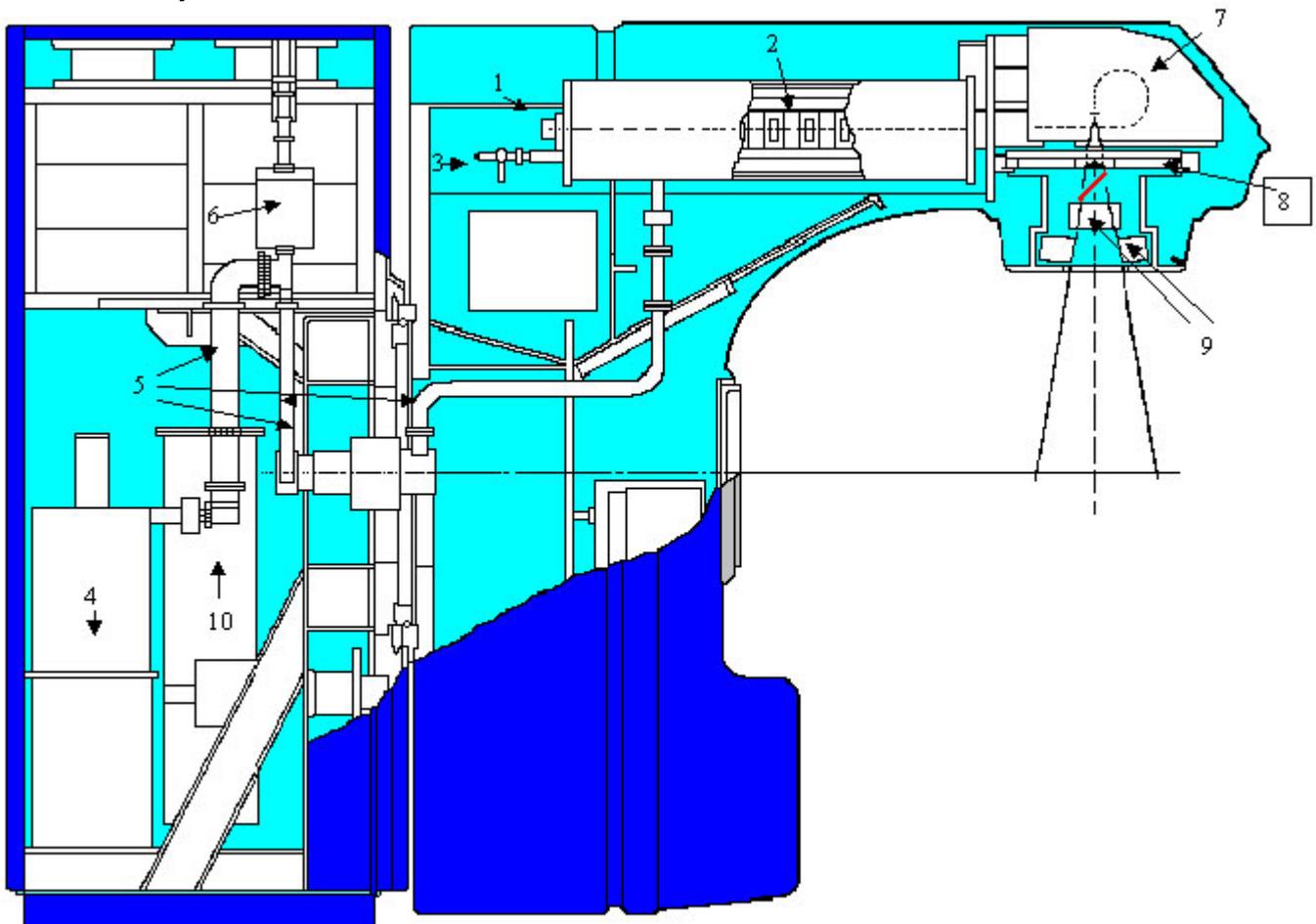
Típico acelerador de baixa energia

Sistema de Dosimetria

Os aceleradores lineares usam em geral um sistema com duas câmaras de ionização divididas ao meio conforme figura acima que possuem duas funções principais: medida da quantidade de radiação fornecida pelo acelerador e controle da simetria do feixe.

Para contagem da dose somamos os sinais das duas metades da câmara obtendo o total da radiação emitida pelo acelerador. O canal 1 é usado como principal e o canal 2 como segurança no caso de uma eventual falha do canal 1.

Quando o feixe está simétrico a quantidade de radiação nas duas metades da câmara serão iguais e quando subtraídos deverão ser zero, caso a simetria esteja alterada a diferença não será zero e este sinal poderá ser utilizado para ativar uma segurança ou um circuito de centragem automática.



1- Canhão de elétrons – Área responsável pela geração dos elétrons que serão acelerados.

2- Tubo acelerador- Estrutura que acelera os elétrons até a velocidade (energia) desejada.

3- Bomba iônica de vácuo- Área responsável por manter o vácuo em toda a estrutura aceleradora.

4- Circuito de radio frequência- Neste exemplo podemos ver uma klystron porém poderíamos usar uma magnetron, dependendo da energia desejada.

5- Guia de onda- Estrutura usada para transportar a radio frequência até o tubo acelerador.

6- Circulador e carga de água- Componentes responsáveis pela absorção da onda de radio frequência que não é absorvida pelo tubo acelerador.

7- Desviação- Componente responsável pelo direcionamento do feixe de elétrons através de 270 graus de curvatura para a área do colimador.

8- Carrossel- Área responsável pela colocação do correto filtro equalizador para fótons ou do correto filtro espalhador para elétrons.

9- Colimadores- Área responsável pela definição do campo a ser tratado.

10- Circuito de água- Responsável pela circulação de água em todo o equipamento com o intuito de refrigerar as diversas áreas do equipamento.

Acelerador para a Produção de Raios X de Alta Energia

Quando elétrons de alta energia deixam o acelerador, eles colidem com um alvo de metal. Os elétrons diminuem a velocidade quando passam perto do núcleo carregado positivamente, causando a eles um acréscimo de energia. Por ser a energia dos elétrons incidentes tão elevada, ela é liberada em forma de Raios X, os quais são emitidos do lado oposto da incidência dos elétrons no alvo. Este tipo de radiação é chamada BREMSSTRAHLUNG, com um spectrum de energia contínua e um valor de pico em função da energia dos elétrons que colidiram no alvo.

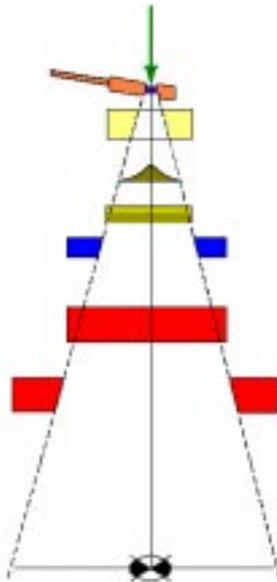


Fig. 1 Desenho esquemático de um acelerador para fótons

Sistema de dimensionamento do feixe

A finalidade deste sistema é definir o formato e o tamanho do campo a ser aplicado no paciente. Uma luz de campo e um telêmetro ativo são incorporados para ser usado durante o posicionamento do paciente para determinar o tamanho do campo e a distância alvo para superfície (pele) respectivamente.

Como mostrado na figura 1, o colimador primário estabelece o máximo ângulo de dispersão do feixe de tratamento confinando-o num cone de 30°. Após isto, o feixe passa atrás do filtro equalizador, o qual tem a função de deixá-lo uniforme, atenuando mais a área central, por ser mais espessa, e menos nas bordas do filtro.

Após passar pela câmara de ionização, o feixe é limitado pelo colimador secundário, que restringe o campo projetado para um campo de 40x40 a 1 metro de distância do alvo/superfície. A forma final do feixe é obtida através do uso de 2 pares de colimadores móveis. Estes colimadores podem fazer campos retangulares de 0,5x0,5 até 40x40.

O colimador pode também ser rodado para vários alinhamentos de campo no paciente. Vários tipos de blocos podem ser usados para proteger áreas ou órgãos que não precisam ser expostos e não conseguiriam ser protegidos através de campos retangulares.

Atualmente, o uso do colimador multifolhas já está mais difundido, o que eliminará, quase que na totalidade, o uso dos blocos.

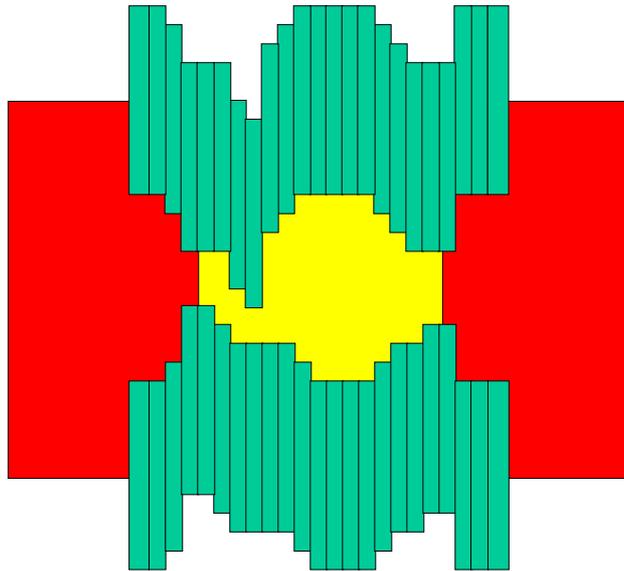


Fig. 2 MLC

Acelerador para a Produção de Elétrons

No caso do tratamento com elétrons, o alvo é retirado da frente dos elétrons, os quais colidirão com um filtro espalhador. Neste caso, o formato do campo é feito através de aplicadores/ cones de elétrons que devem ter uma distância bastante reduzida da superfície devido às características de dispersão do tipo de radiação.

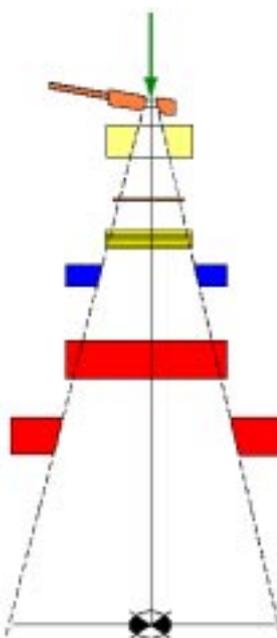


Fig.3 Desenho esquemático de um acelerador para elétrons

Máquinas que produzem dupla energia de fótons e várias energias de elétrons devem possuir um sistema móvel (carrossel) que permita selecionar um filtro equalizador para cada energia de fótons, assim como um filtro espalhador para cada energia de elétrons e, ainda, possibilite a colocação do alvo para tratamento com fótons ou a sua retirada para tratamento com elétrons.

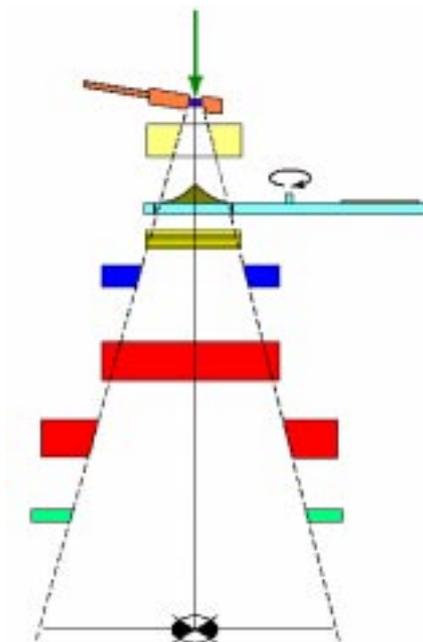


Fig. 4 . Acelerador para produção de fótons e elétrons

AQUISIÇÃO DE DADOS PARA SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO

Pedro Paulo R. Jr.

Entidades típicas necessárias - Fótons

- Perfis de campos (Beam Profiles, OCRs-Off Center Ratios, Cross Plots,) em 4 ou 5 Profundidades – $D_{m\acute{a}x}$, 5cm, 10cm, 20cm e 30cm. CAMPOS ABERTOS, MAIOR DIAGONAL, "WEDGES" - Transversais & Longitudinal @ 5cm prof.
- PDPs para campos abertos (3 x 3 , 5 x 5 ... até 40 x 40), PDPs para filtros em cunha (5 x 5 até Máx) ou BHF ("Hard. Factors"), PSF ou NPSF (X. Allen Li – MP 26(6) Jun/99 – EGS4)
- Fator Rendimento Relativo (FAC, Rel Output,) @ $D_{m\acute{a}x}$. para Campos retangulares abertos. Fator Rendimento Relativo (FAC, Rel Output,) @ $D_{m\acute{a}x}$. para Campos com filtros em cunha – Fator filtro & Dependência com Campo. Fatores de acessórios (Bandejas, mesas, blocos, etc.)
- Calibração Absoluta – Protocolo TRS 277, TRS381 ou TRS 399

Entidades típicas necessárias – Elétrons

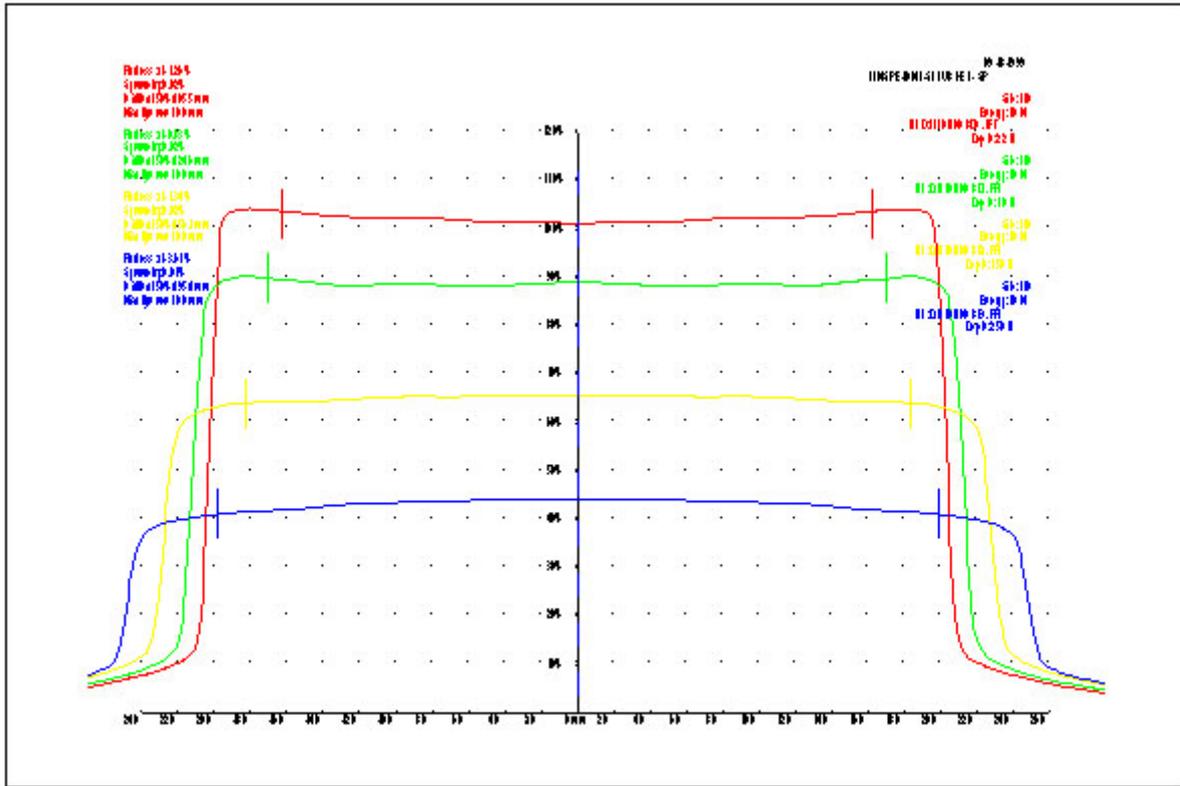
- PDPs para todos os cones (3 x 3 , 5 x 5 ... até 40 x 40) e todas as energias - CAMPOS ABERTOS & CAMPOS BLOQUEADOS
- Fator Rendimento Relativo (FAC, Rel Output,) @ $D_{m\acute{a}x}$. para todos os cones e todas as energias. Fatores "cut-out" para campos bloqueados (D. Rogers, G. Zhang-MP 26(5))
- Perfis de campos (Beam Profiles, OCRs-Off Center Ratios, Cross Plots,) em 3 ou 4 Profundidades – $D_{m\acute{a}x}$, 2 X R80, R50 e R30cm.
- Posição Efetiva da Fonte para todas as energias e cones aplicadores.
- Calibração Absoluta – Protocolo TRS381 ou TRS 399

Sistemas Automáticos de Varredura – "Beam Scanners"



Perfis de Campo - Fótons

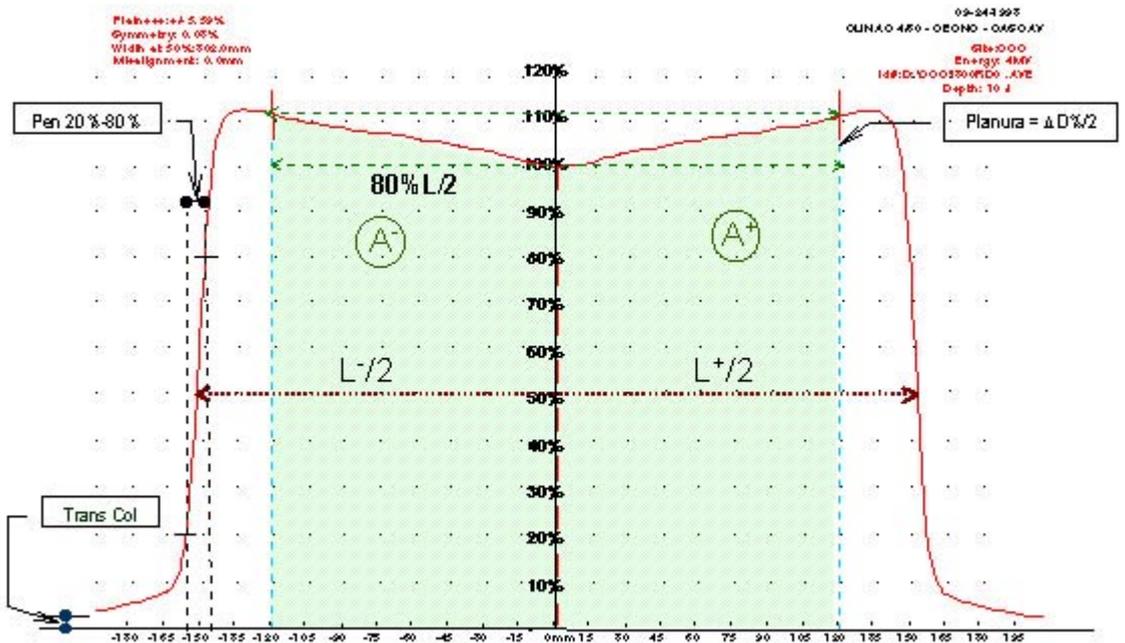
Família de Perfis - 10MV - Campo 40 x 40



Perfis de Campo - Fótons

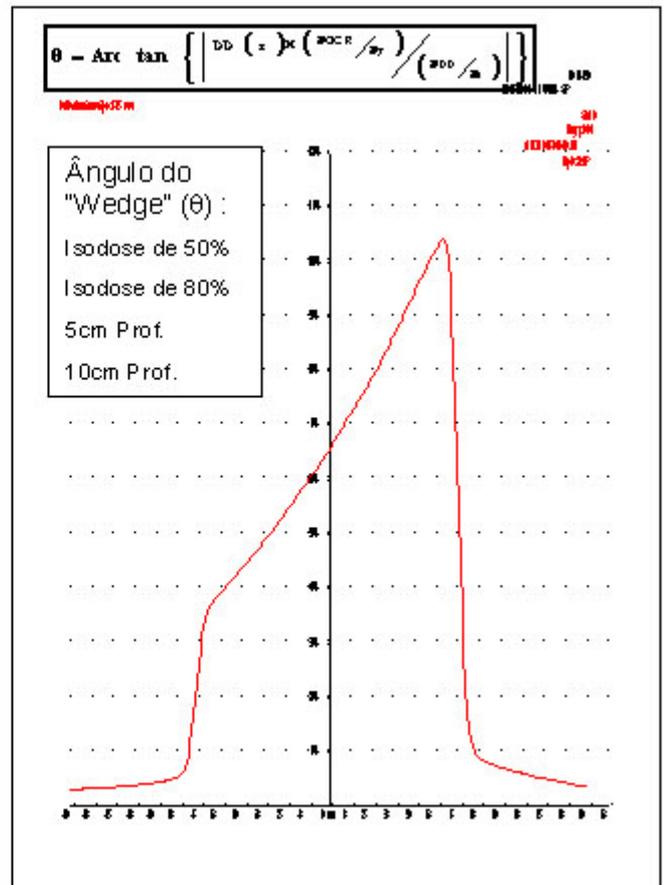
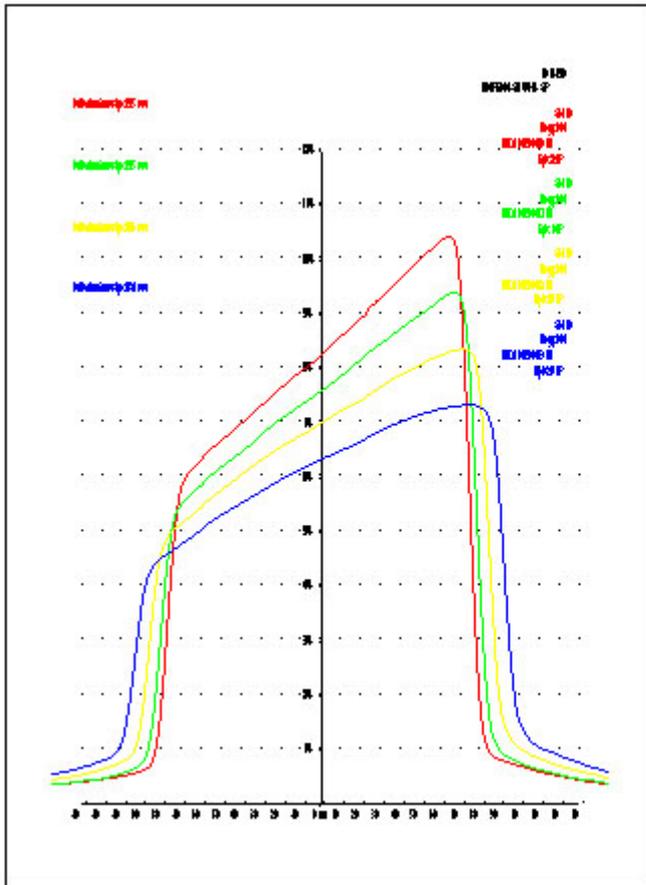
Tamanho de Campo, Simetria, Planura, Alinhamento, Penumbra 20%-80%, Trans. Colimador

- Tamanho de Campo:
L/2
- Simetria de ponto:
D+80%+ / D-80
- Simetria de área:
A+ / A-
- Planura:
 $\pm \Delta D\% / 2$
- Alinhamento:
(L+/2) - (L-/2)
- Pen 20%-80%:
- Trans Col:



Perfis de Campo - Fótons

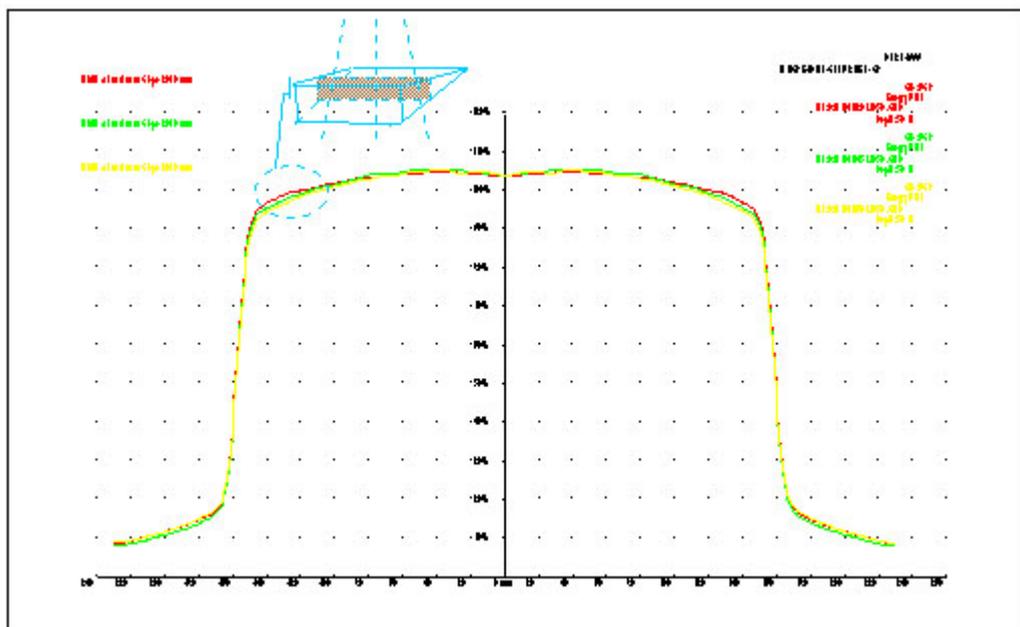
Família de Perfis – 10MV – Campo 15 x 15 - W45°



Perfis de Campo - Fótons

Perfis Longitudinais – 6MV – Campo 15 x 15

W30° W45° W60°



Detectores - Fótons



Diodo 1mm² x 2.5mm



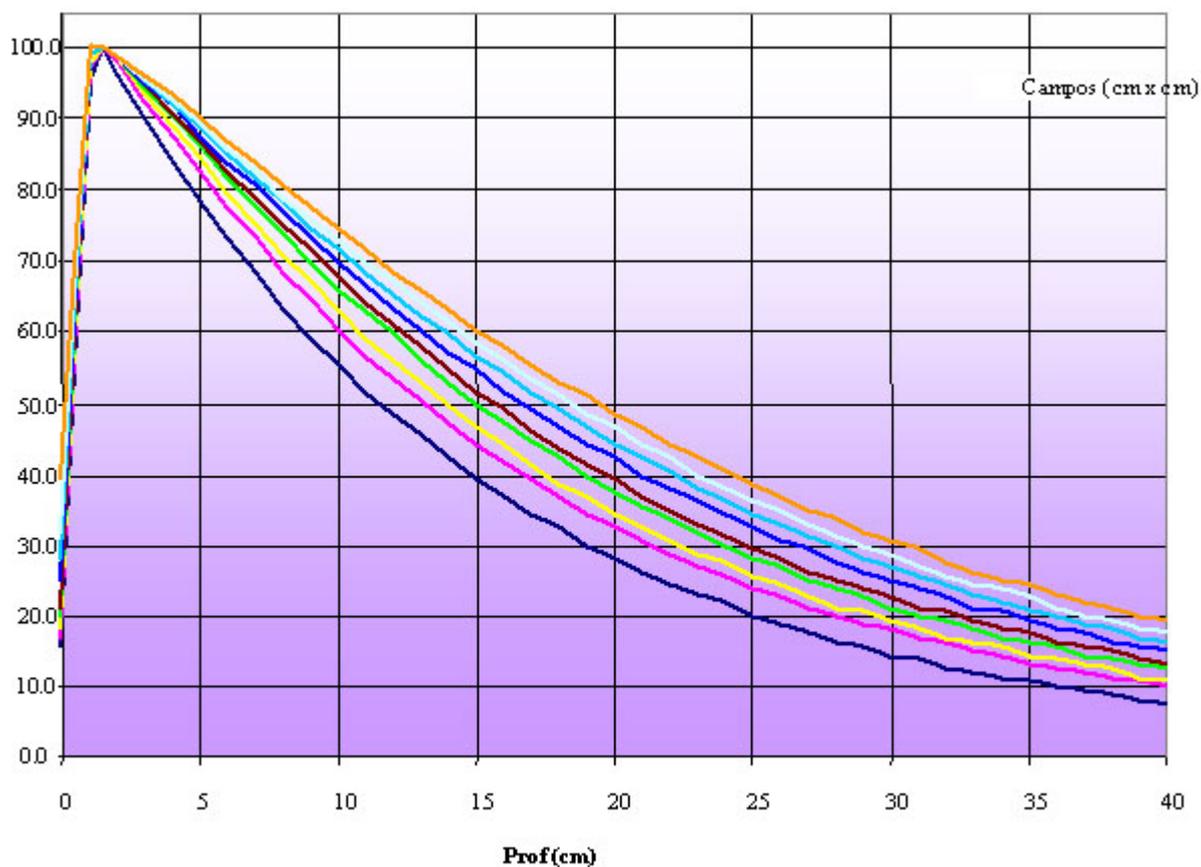
Micro Câmara PTW 0.125cc



Câmara "PinPoint" PTW 0.015cc

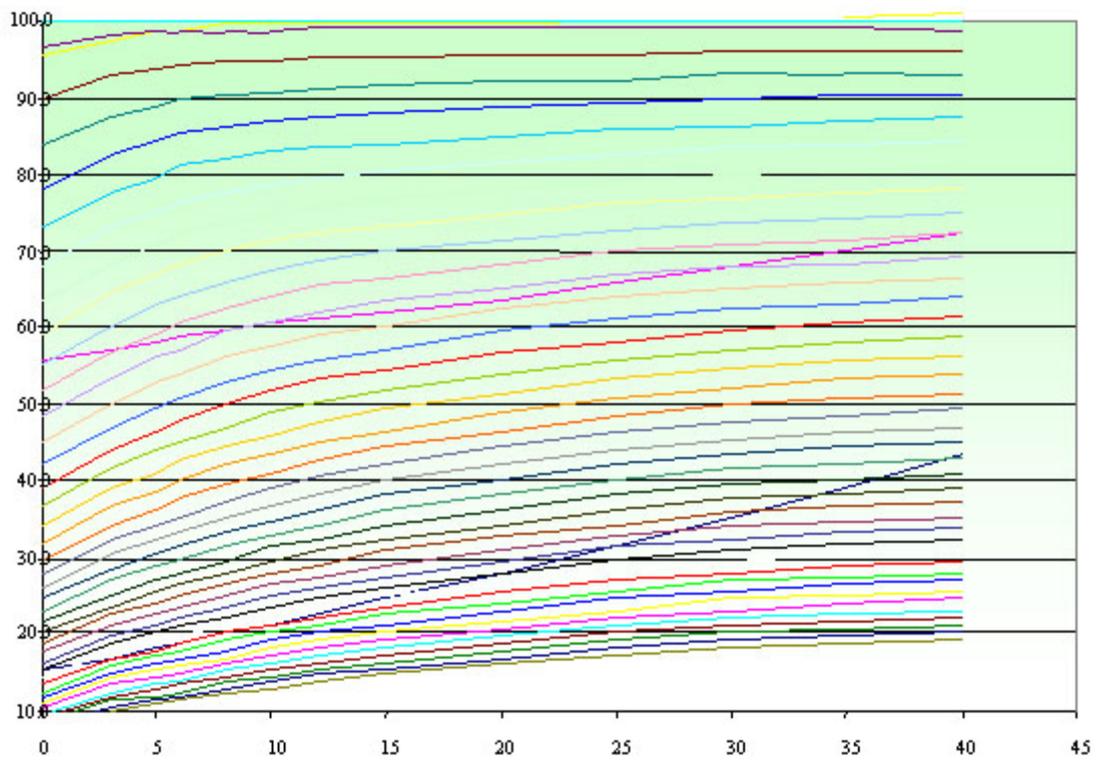
%DP - Fótons

Família de %DD - 10MV - Campos Abertos



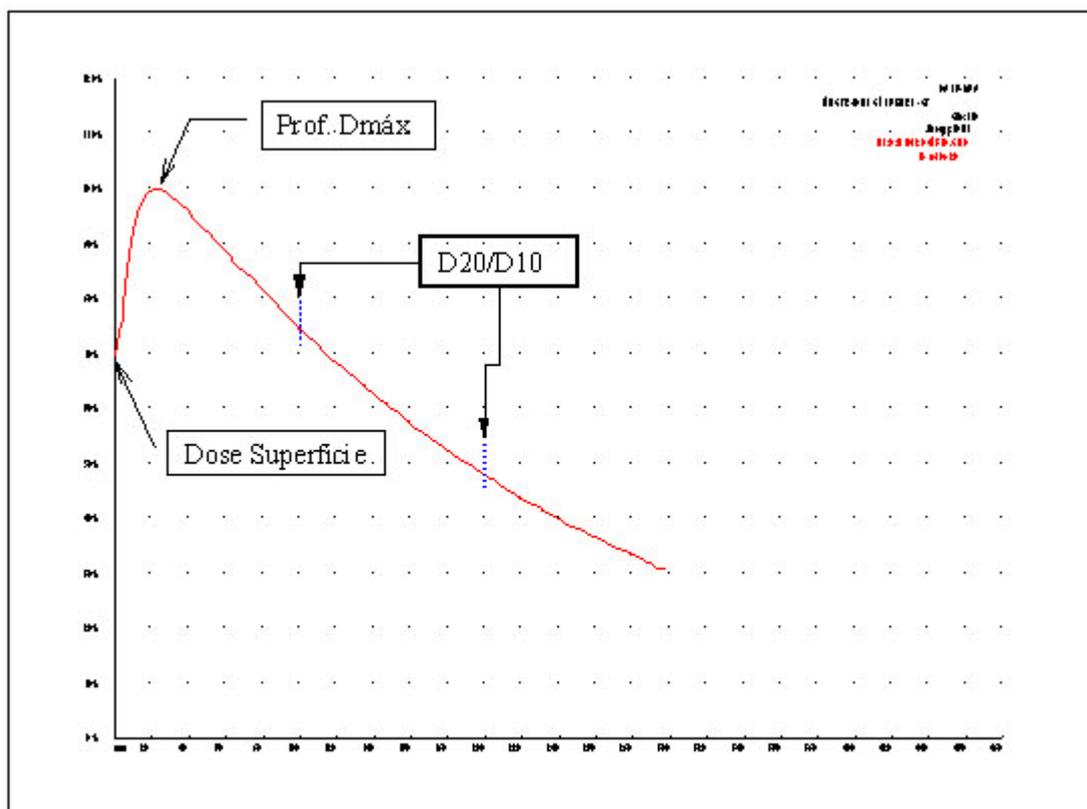
%DP - Fótons

Família de %DD - 10MV - Campos Abertos



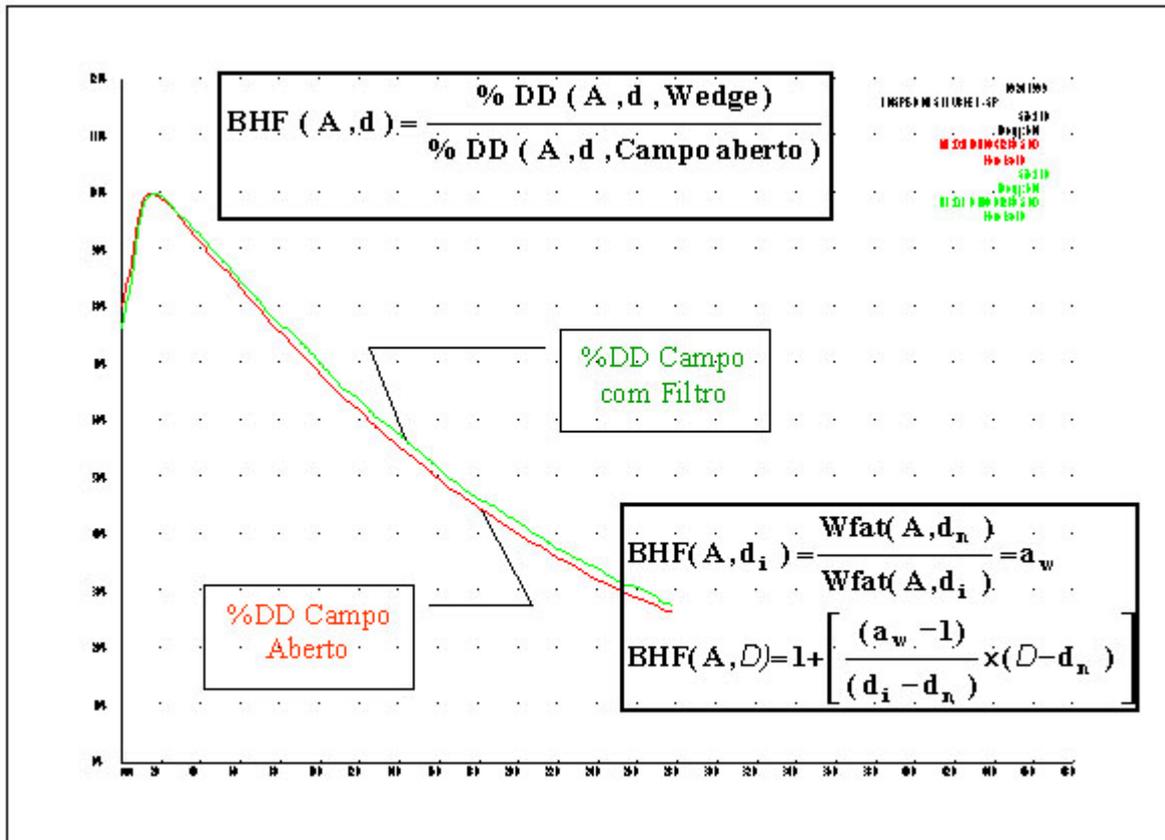
%DP - Fótons

Dmáx, D20/D10, Dsup - 10MV - Campo Aberto



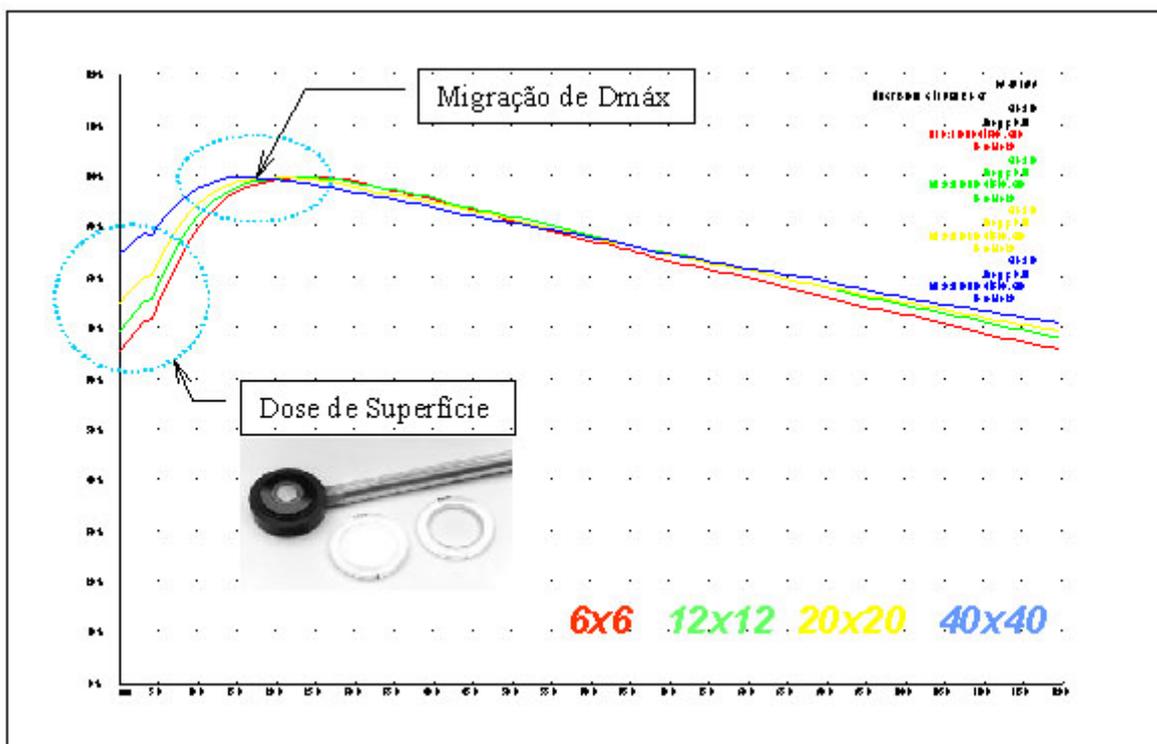
%DP - Fótons

Campos Abertos x Campos Wedge "Beam Hardening Factor"



%DP - Fótons

Região de "Build-UP" - Dose Superfície / Prof. Max x Campo



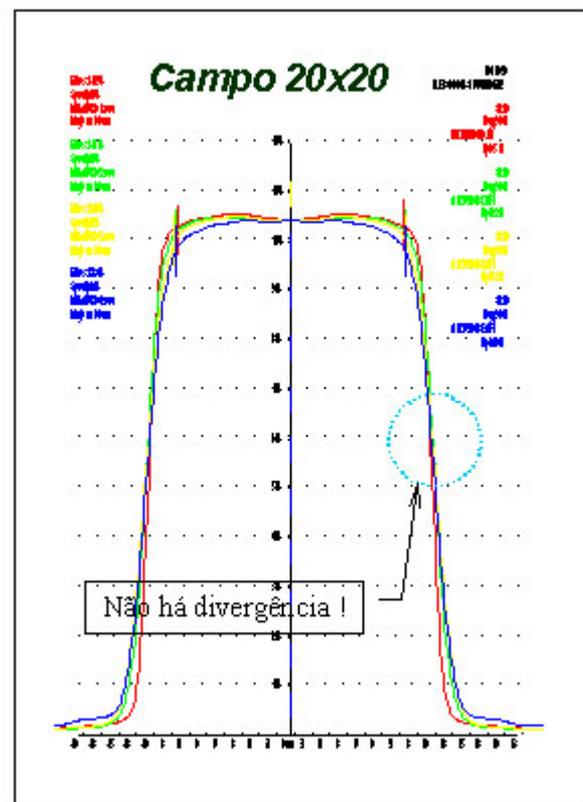
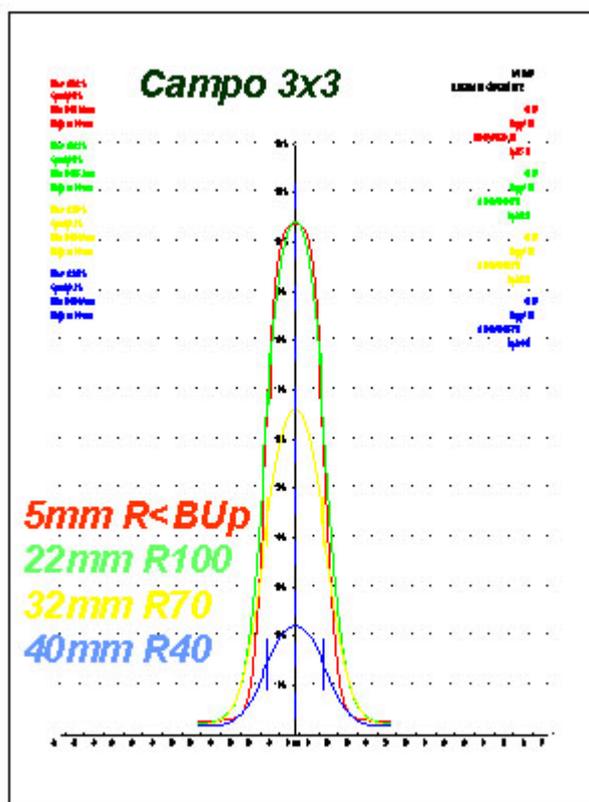
PSF – Fótons (X. Allen Li – MP 26(6), Jun 1999-ESG4)

Campo	Co60	4MV	6MV	10MV	15MV	24MV
3 x 3	1.034	1.045	1.045	1.050	1.044	1.040
5 x 5	1.043	1.058	1.056	1.058	1.051	1.051
8 x 8	1.053	1.068	1.065	1.066	1.060	1.059
10 x 10	1.060	1.072	1.070	1.071	1.065	1.063
15 x 15	1.070	1.087	1.081	1.083	1.072	1.070
20 x 20	1.077	1.094	1.087	1.088	1.076	1.074
30 x 30	1.087	1.098	1.097	1.096	1.083	1.079
40 x 40	1.089	1.099	1.097	1.097	1.085	1.080

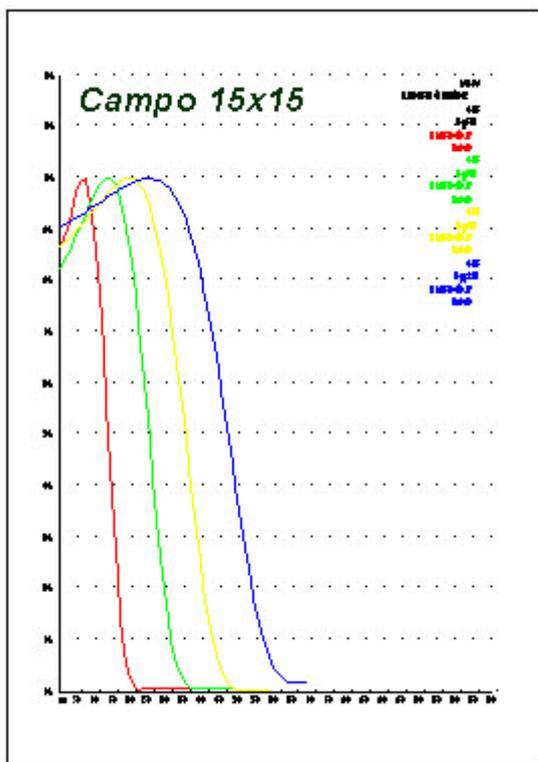
	Co60	4MV	6MV	10MV	15MV	24MV
Dmáx (cm)	0,5	1,1	1,5	2,5	3,1	5,1
TPR ^{20/10}	0,571	0,626	0,670	0,732	0,765	0,805
%DD(10cm)	57,9	62,9	66,7	73,1	78,4	85,5
μ (cm ⁻¹)	0,066	0,057	0,049	0,039	0,034	0,027

Perfis de Campos - Elétrons

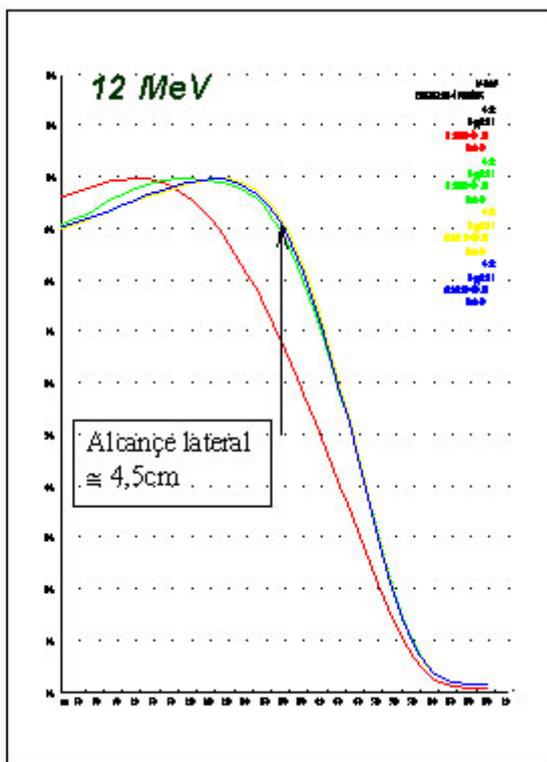
Família de Perfis – 9MeV - Exemplos



%DP – Elétrons (Energia x Tamanho de Campo)



3 MeV 6 MeV 9 MeV 12 MeV



3x3 6x6 10x10 30x30

Detectores – Elétrons (%DD)



Câmara Roos PTW – 0,35cc

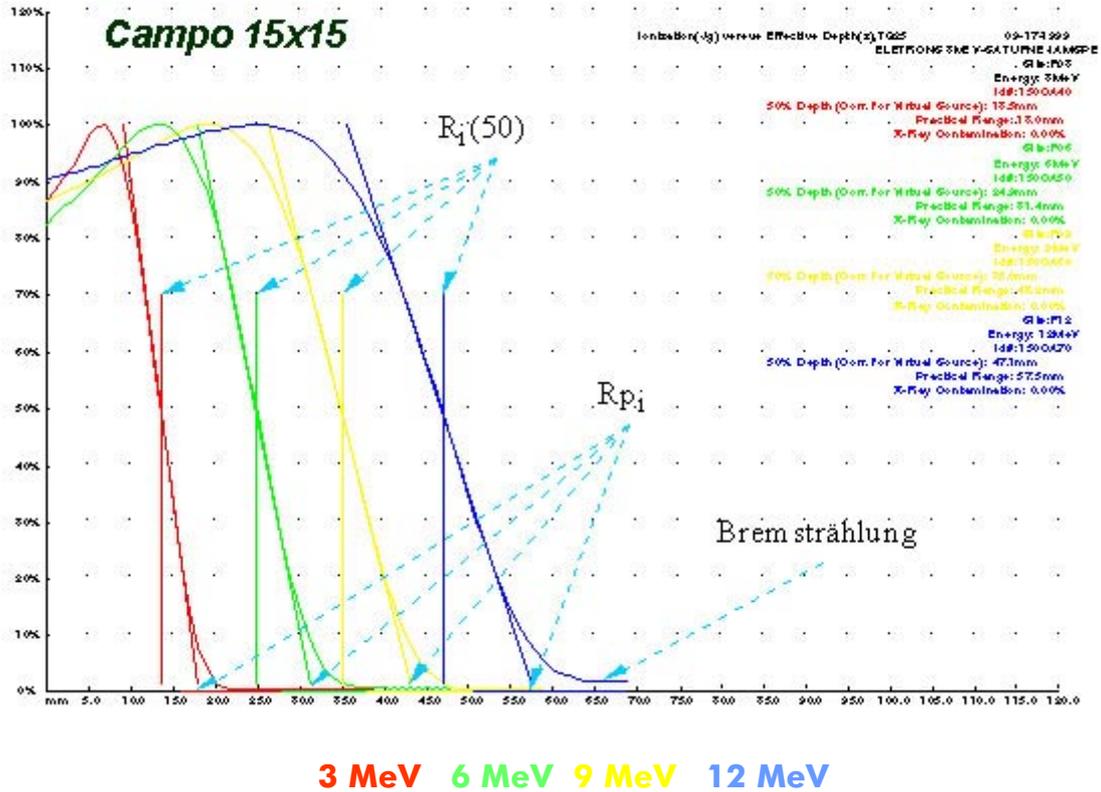


Câmara Markus
PTW – 0,055cc

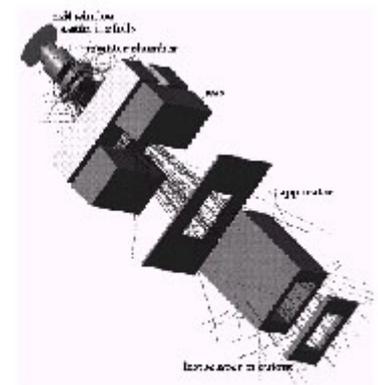
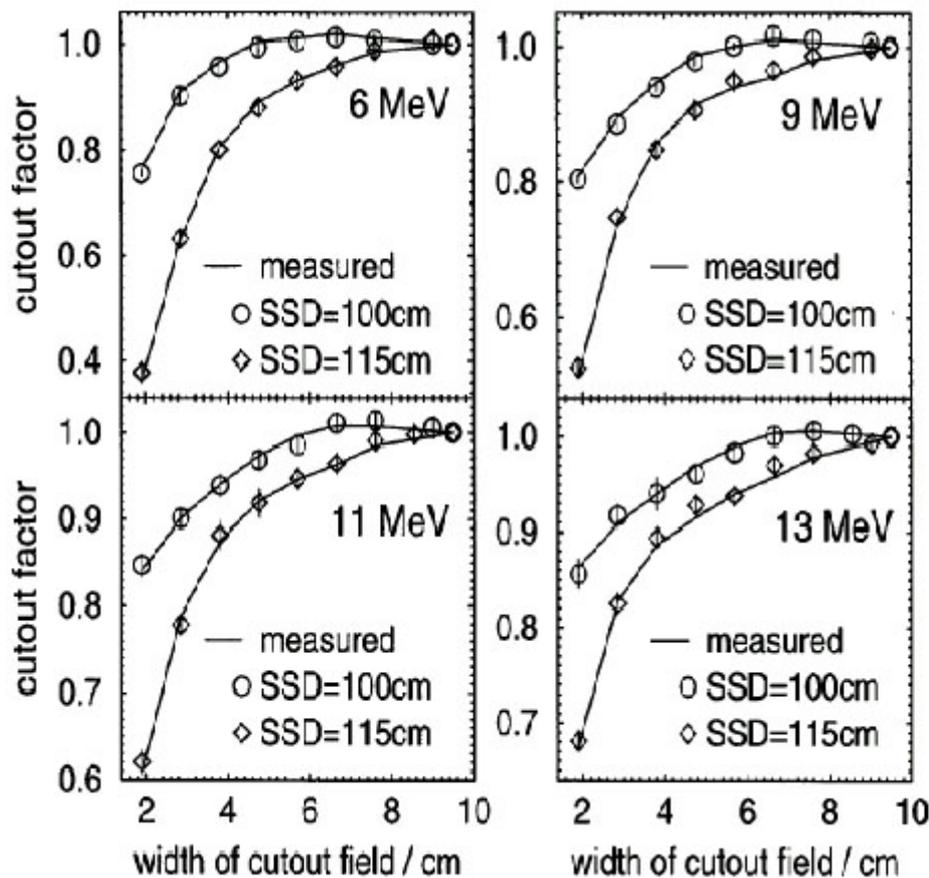


Câmara Roos PTW 0,35cc

%DP - Elétrons



FRR - Elétrons (G. Zhang D. Rogers - MP26(5)May 1999



Fatores Colimação:
Cone 10 x 10 cm²

Pos. Efetiva da Fonte - Elétrons

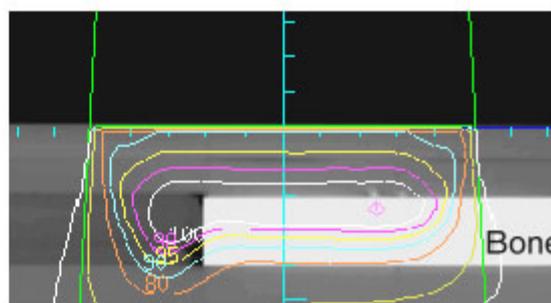
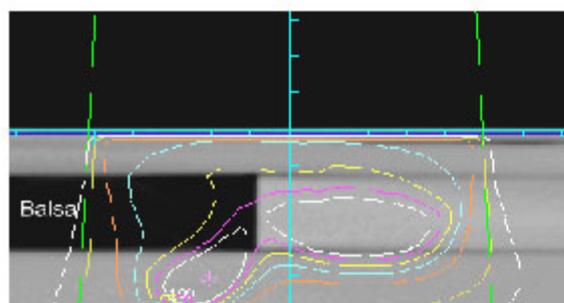
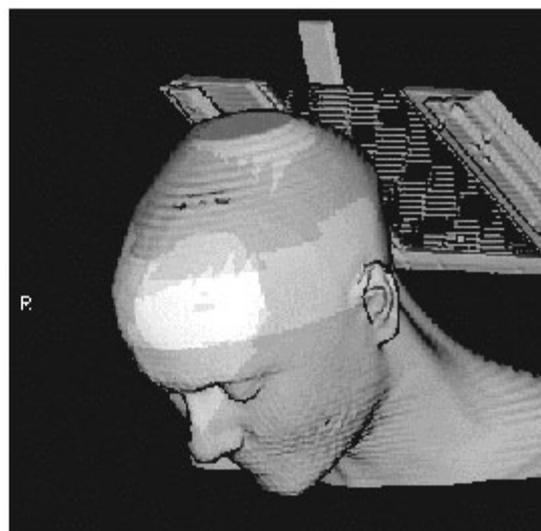
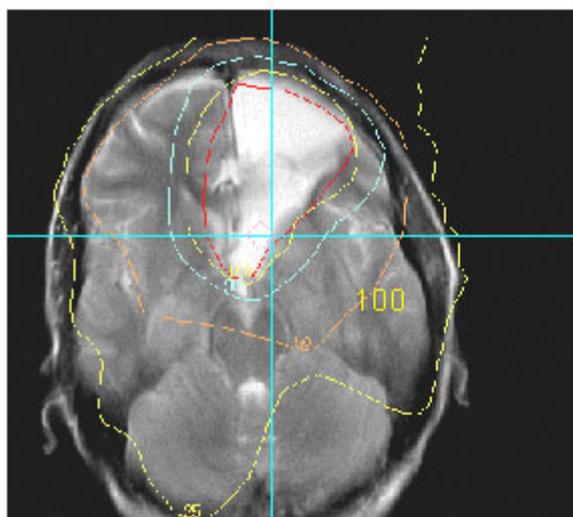
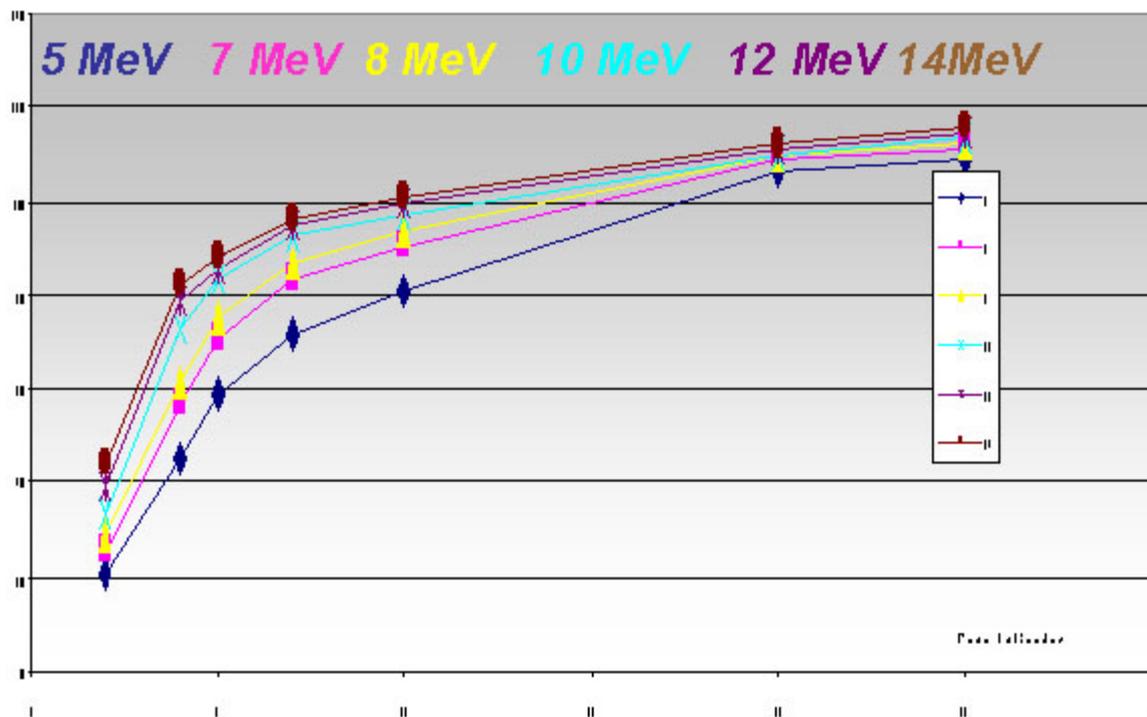
Leituras para 2 ou 3 SSDs: 100cm – 110cm – 115cm

Todos os Cones e Energias

Plotar : $1/\text{Raiz}(\text{Li}) \times \text{SSDi}$

Extrapolar reta até o eixo SSD

O resultado é o SSD efetivo



CÁLCULO DAS UNIDADES MONITORAS

Prof. Adelino José Pereira

Calibração do feixe

- Ponto de Calibração:
 - Raio central
 - Campo padrão
 - Profundidade
 - Distância foco-superfície ou
 - Distância foco-isocentro
- O que é uma Unidade Monitora ?
(UM)
- Distância-foco-superfície = 100
- Distância-foco-câmara=100+dm
- Correção para tratamentos isocêntricos



$$K = \left(\frac{Df_{câmara}}{Df_{superfície}} \right)^2$$

Exemplo: Al 6MeV
dm=1,5cm

$$K = \left(\frac{101,5}{100} \right)^2 \times 0,999 = 1,029$$

Fr (10x10) = 1,000

Fr (9x9) = 0,993

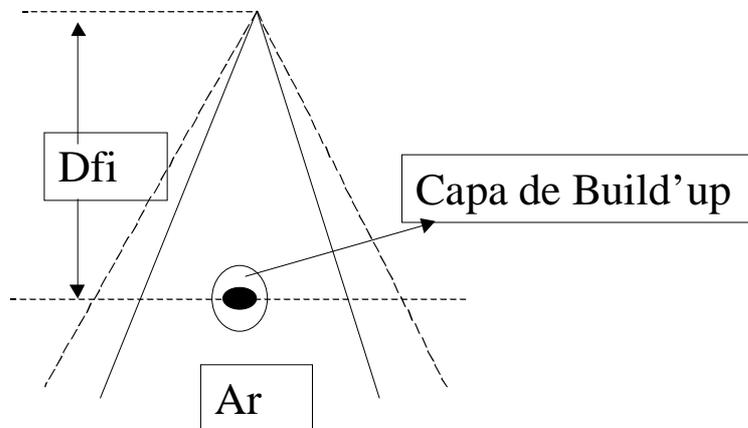
Fr (9,85) = 0,999

Definições:

- Fator abertura do colimador
- Fator espalhamento do meio
- Fator retro-espalhamento / Fator pico-scatter
- Fator rendimento
- Fator off-axis
- Perfil do campo

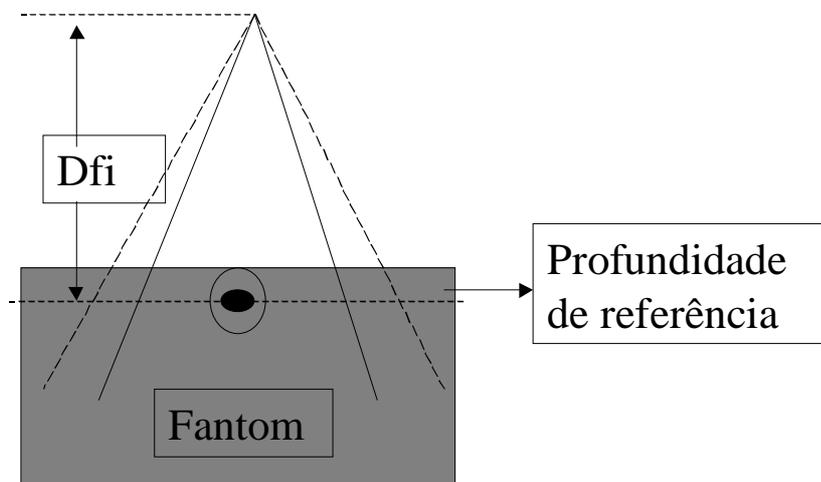
Fator abertura do colimador –Fc

- Taxa de dose no ar, normalizado para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Depende da abertura do colimador
- É medido no ar com capa de Build'up, na distância foco-isocentro (Dfi).



Fator espalhamento do meio - Fs

- Taxa de dose no fantom
- Depende da abertura do colimador
- É o FBS normalizado para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- É medido na profundidade de referência (dm), no fantom



Fator retro-espalhamento / Fator pico-scatter FBS / FPS

- Definido em 1953 por Johns, HE
- TAR no build'up
- Difícil determinação (medida)
- Depende:
 - energia,
 - tamanho de campo.

Fator Rendimento - Fr

- Fator espalhamento total - $F_c \times F_s$
- É definido no D_{max} .
- Medidas são difíceis de ser realizadas no D_{max} , devido contaminação de elétrons.
- Deve ser feita em outras profundidades e converter as leituras para o D_{max} . utilizando a PDP.

Definições:

- PDP - Percentagem de dose profunda
 - Profundidade
 - Tamanho de campo
 - Distância foco-superfície
 - Energia da radiação
- TAR - Razão tecido-ar
 - Profundidade
 - Tamanho de campo
 - Energia da radiação
- TMR - Razão tecido-máximo

Cálculo das unidades monitoras em campos fixos

- Campo padrão
- Campos regulares
- Campos irregulares com ou sem blocos

$$UM = \frac{Dose\ tumor}{TMR.Fc.Fs.Fb.K}$$

Cálculo das unidades monitoras fora do raio central, com ou sem filtro

$$UM = \frac{Dose\ tumor}{TMR.Fc.Fs.Fb.Foa.Ff.K} P$$

- | | |
|------------------------------------|------------------------|
| TMR - Razão tecido-máximo | • Foa - Fator off-axis |
| • Fc - Fator abertura do colimador | • Ff - Fator filtro |
| • Fs - Fator espalhamento do meio | • P - Peso |
| • Fb - Fator bandeja | • K - Calibração |

Fator filtro fora do raio central já inclui o fator off-axis

Acessórios

- Fator bandeja lisa

É a razão da medida feita com e sem bandeja no raio central

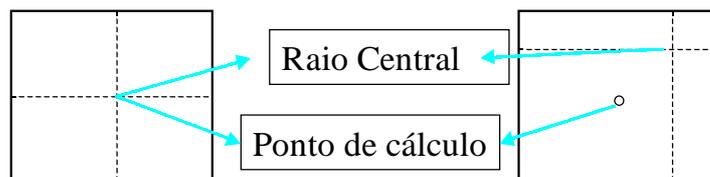
$$Fb = \frac{\text{leitura com bandeja}}{\text{leitura sem bandeja}}$$

- Fator bandeja rasgada

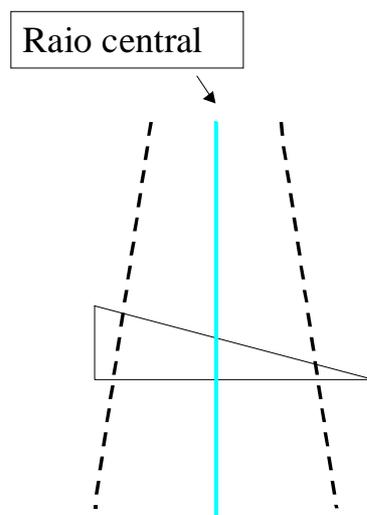
É a ponderação da quantidade de acrílico e quantidade de rasgos

Colimadores Assimétricos

- Centro geométrico do campo não coincide com raio central.
- O efeito dos colimadores assimétricos na curva de isodose é o mesmo causado por blocos.
- Fator espalhamento do colimador (F_c) é aproximadamente o mesmo do campo simétrico.
- Cálculo das UM em um ponto fora do raio central envolve os mesmos parâmetros do campo simétrico, exceto pelo uso do fator off-axis.

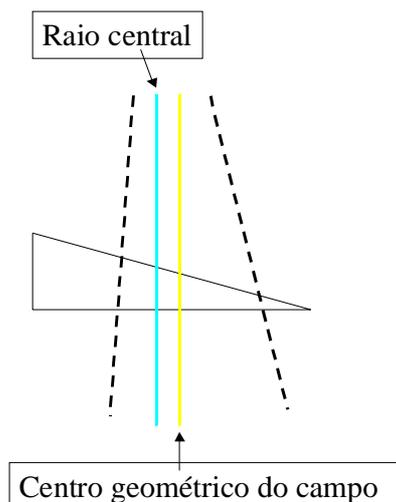


Fatores Filtro



- Diminui o rendimento do aparelho
- Deve-se levar em consideração no cálculo das UM
- Definido como a razão das doses com e sem filtro

Fatores Filtro fora do raio central



- Colimadores independentes
- Fatores filtros fora do raio central
- Cálculo das UM manual requer o fator filtro fora do raio central
- A mudança na qualidade do feixe é inerente no fator filtro

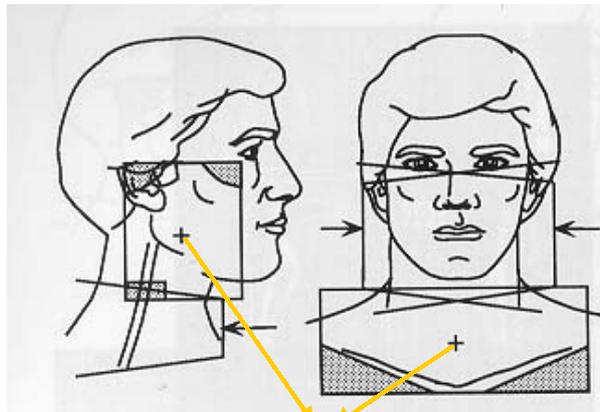
Tabela dos Fatores Filtro - 600 C

Filtro X	15°	30°	45°	60°
+ 3,75	0.773	0.636	0.475	0.308
+ 3,00	0.779	0.648	0.492	0.324
+ 2,00	0.792	0.669	0.518	0.352
+ 1,00	0.802	0.688	0.545	0.380
0,00	0.811	0.709	0.573	0.410
-1,00	0.820	0.729	0.600	0.442
-2,00	0.831	0.750	0.625	0.475
-3,00	0.840	0.773	0.665	0.521
-3,75	0.848	0.794	0.694	0.555

Fator off-axis e Perfil

- É a razão da dose fora do raio central dividida pela dose no raio central
- É medido com o campo totalmente aberto
- Depende:
 - Desenho do “flatenning filter”
 - Distância do raio central
- Fator off-axis: medido no ar
- Perfil: medido no meio

GAP

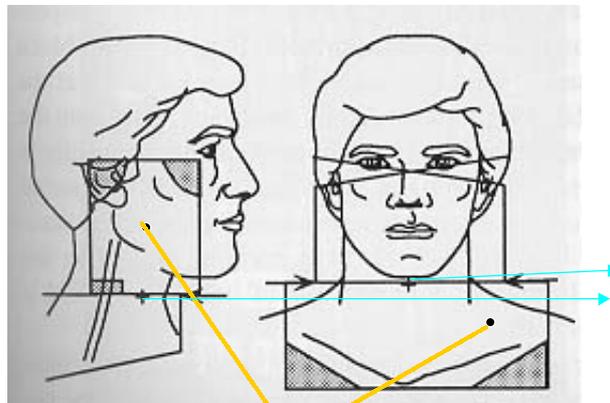


Pontos de Cálculo

Raio Central

$$UM = \frac{Dose_{tumor}}{TMR.Fc.Fs.Fb.K}$$

Match Line

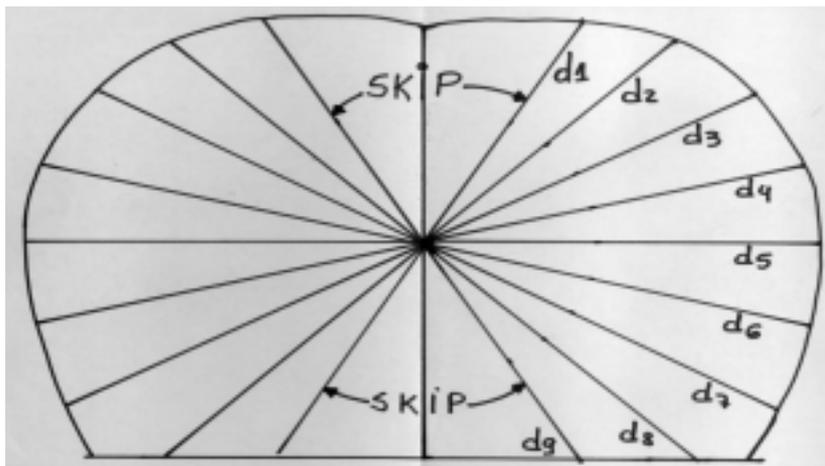


Raio Central

Pontos de Cálculo

$$UM = \frac{Dose_{tumor}}{TMR.Fc.Fs.Fb.K.Foa} \left(\frac{Df_{tumor}}{Df_{isocentro}} \right)^2$$

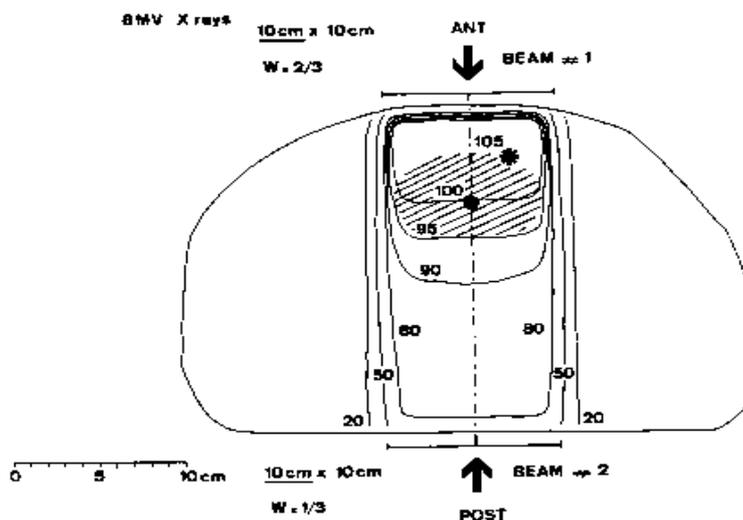
Arco - Terapia

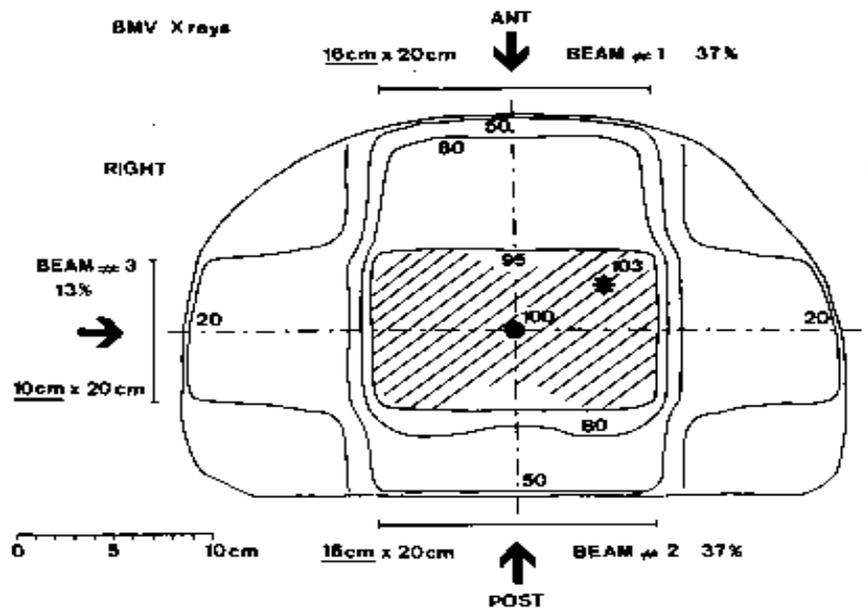


$$UM = \frac{Dose\ tumor}{TMR \cdot Fc \cdot Fs \cdot K}$$

Ponto de Referência do ICRU

- As doses são baseadas em um ponto dentro do PTV (“ponto de referência do ICRU”).
- Deve seguir os seguintes critérios:
 - O ponto deve ser clinicamente importante.
 - O ponto deve ser de fácil definição.
 - O ponto deve ser selecionado onde a dose pode ser bem determinada.
 - O ponto deve estar em uma região onde não haja um grande gradiente de dose.
- O ponto deve se localizar, sempre que possível:
 - No centro do PTV
 - Na intersecção dos eixos do feixe.
- A dose no ponto de referência do ICRU deve ser sempre relatada.





Bibliografia

- Dosimetry of asymmetric x-ray collimators

Faiz M, Khan, et al.

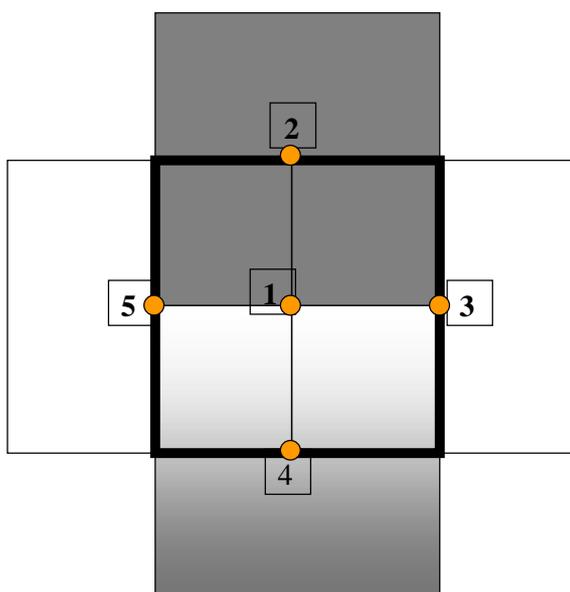
Med. Phys. 13(6), Nov/Dec 1986 pg.936-941

- Dosimetry of wedged fields with asymmetric collimation

Faiz M, Khan.

Med. Phys. 20(5), Sep/Oct 1993 pg.1447-1451

Cálculo das Unidades Monitoras



- Considerar 5 campos 15 x 15:

1) $x = 15 \text{ cm}; y = 15 \text{ cm}$

2) $x = 15 \text{ cm}; y_1 = 0; y_2 = 15 \text{ cm}$

3) $x_1 = 0; x_2 = 15 \text{ cm}; y = 0$

4) $x = 15 \text{ cm}; y_1 = 15 \text{ cm}; y_2 = 0$

5) $x_1 = 15 \text{ cm}; x_2 = 0; y = 15 \text{ cm}$

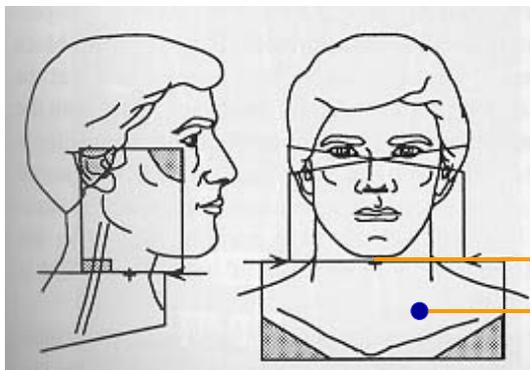
- Calcular as U.M. para 100 cGy, a 10 cm de profundidade no centro dos campos

Ex.: Cálculo de unidades monitoras para um tratamento de cabeça e pescoço com colimadores assimétricos em um acelerador de 6 MV

Fossa Supra Clavicular

Campo: X = 24,5 cm

Y1 = 7,5 Y2 = 0,0



Prof. = 3cm

TMR = 0,972

K = 1,03

Foa = 1,036

CE = 10,9

CEc = 10,0

Fc = 1.003

Fs = 1.000

Fb = 0.986

Dose Tumor = 180 cGy

SSD = 96cm

SSD = 99cm

DRc = 6cm

Fossa Supra Clavicular

$$UM = \frac{\text{Dose tumor}}{TMR.Fc.Fs.Fb.K.Foa.} \left(\frac{Dftumor}{Dfisocentro} \right)^2$$

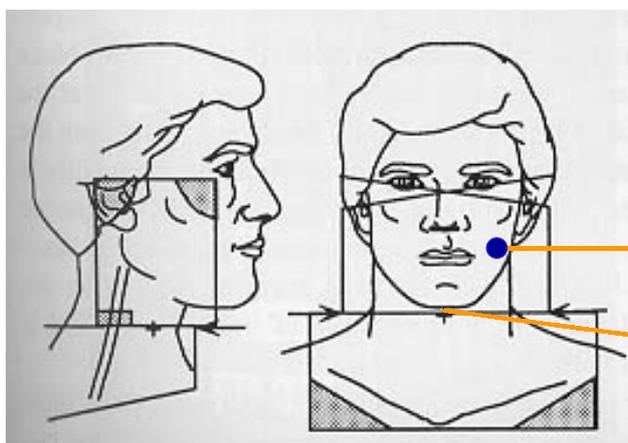
$$UM = \frac{180}{0,972 \cdot 1,003 \cdot 1,000 \cdot 0,968 \cdot 1,03 \cdot 1,036} \left(\frac{102}{100} \right)^2$$

$$UM = 186$$

Campos Cervicais

Campo: X = 13,5 cm

Y1 = 0,0 Y2 = 14,0



Prof. = 6,5cm

TMR = 0,885

K = 1,03

Foa = 1,041

CE = 14,1

CEc = 12,0

Fc = 1.010

Fs = 1.006

Fb = 0.986

Dose Tumor = 180 cGy

SSD = 93,5cm

DRc = 7,0cm

SSD = 93cm

Campos Cervicais

$$UM = \frac{Dose\ tumor}{TMR.Fc.Fs.Fb.K.Foa.} \left(\frac{Dftumor}{Dfisocentro} \right)^2$$

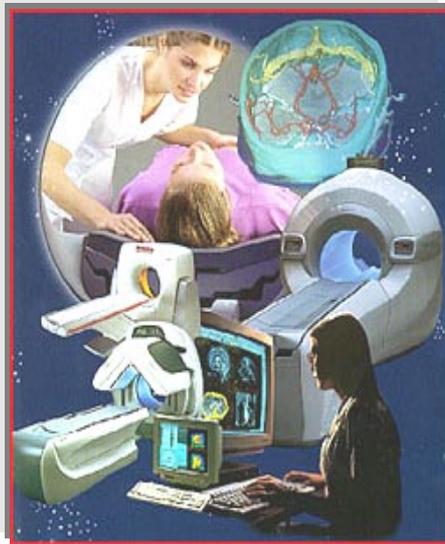
$$UM = \frac{90}{0,885 \cdot 1,010 \cdot 1,006 \cdot 0,968 \cdot 1,03 \cdot 1,041}$$

$$UM = 96$$

CONECTIVIDAD DE EQUIPOS EN RADIOTERAPIA

José Carlos da Cruz

Introducción



ACR - NEMA

Década de 1980:
Desenvolvimiento de la Medicina con Imágenes.
Uso de computadores en aplicaciones clínicas.

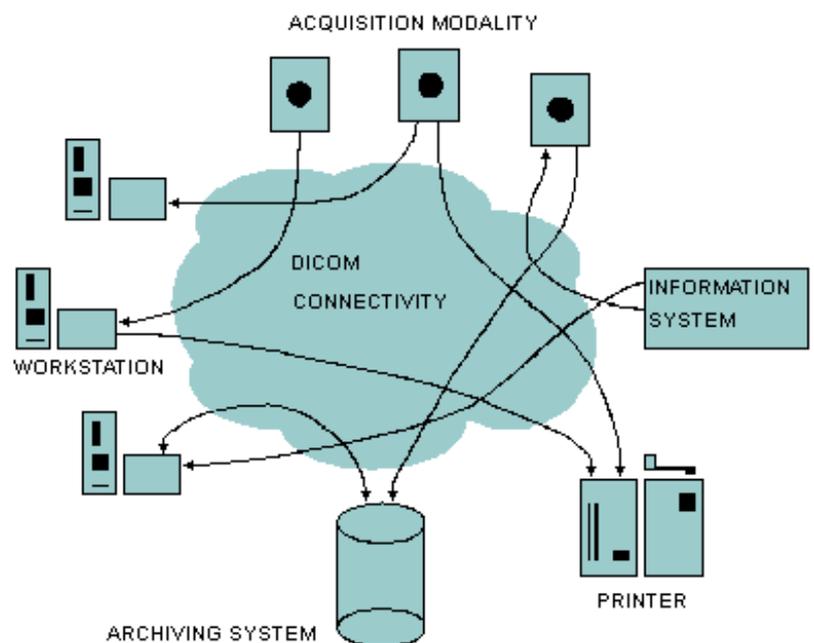


D - DIGITAL

I - IMAGING and

CO - COMMUNICATIONS in

M - MEDICINA



DICOM ha sido desenvuelto para resolver los problemas de Conectividad e Inter-Operacionalidad en la Radiología y es aplicable a toda la esfera de las Imágenes Médicas.

Capacidades del protocolo DICOM:

- **Transferencia de Imágenes via Network:**
 - **comunicación entre dos equipos enviando objetos:**
Imágenes, Planos de RT y recuperación de estos objetos.

- **Intercambio abierto entre los medios:**
 - **el cambio manual de objetos (imágenes u objetos RT)**
 - **informaciones relacionadas (informes, filme)**

- **Integración con el ambiente de la Salud:**
 - **El flujo de trabajo del Hospital y la Integración con otros sistemas del Hospital**

Desenvolvimiento de los Objetos de Información (OI) en Radioterapia – DICOM RT

Padronizar la forma como los datos de la RT son transferidos: (haz externo, planos de braquiterapia, dosis e imágenes)

1994 – Ad-hoc Working Group 7 - NEMA

1997 – Cuatro Objetos:

- 1 - Conjunto de Estructuras**
- 2 - Plano**
- 3 - Dosis**
- 4 – Imágenes de RT**

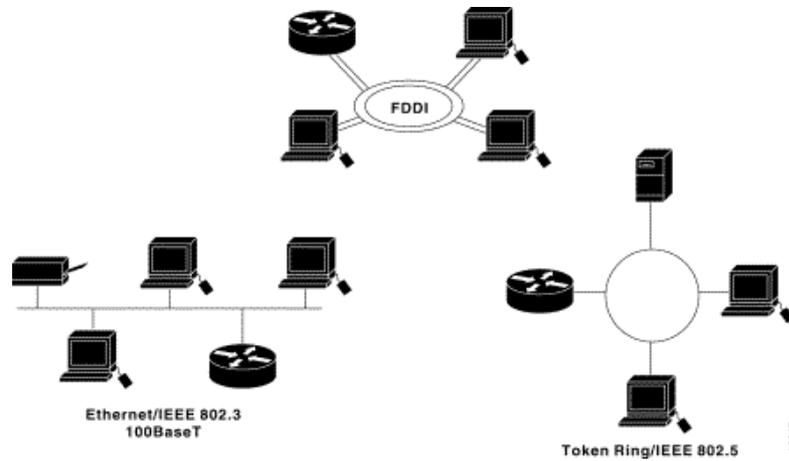
1999 – Incorporados 3 objetos:

- 1 - Archivo de los haz de tratamiento**
- 2 - Archivo de los tratamientos de braquiterapia**
- 3 - Archivo del resumen del tratamiento**

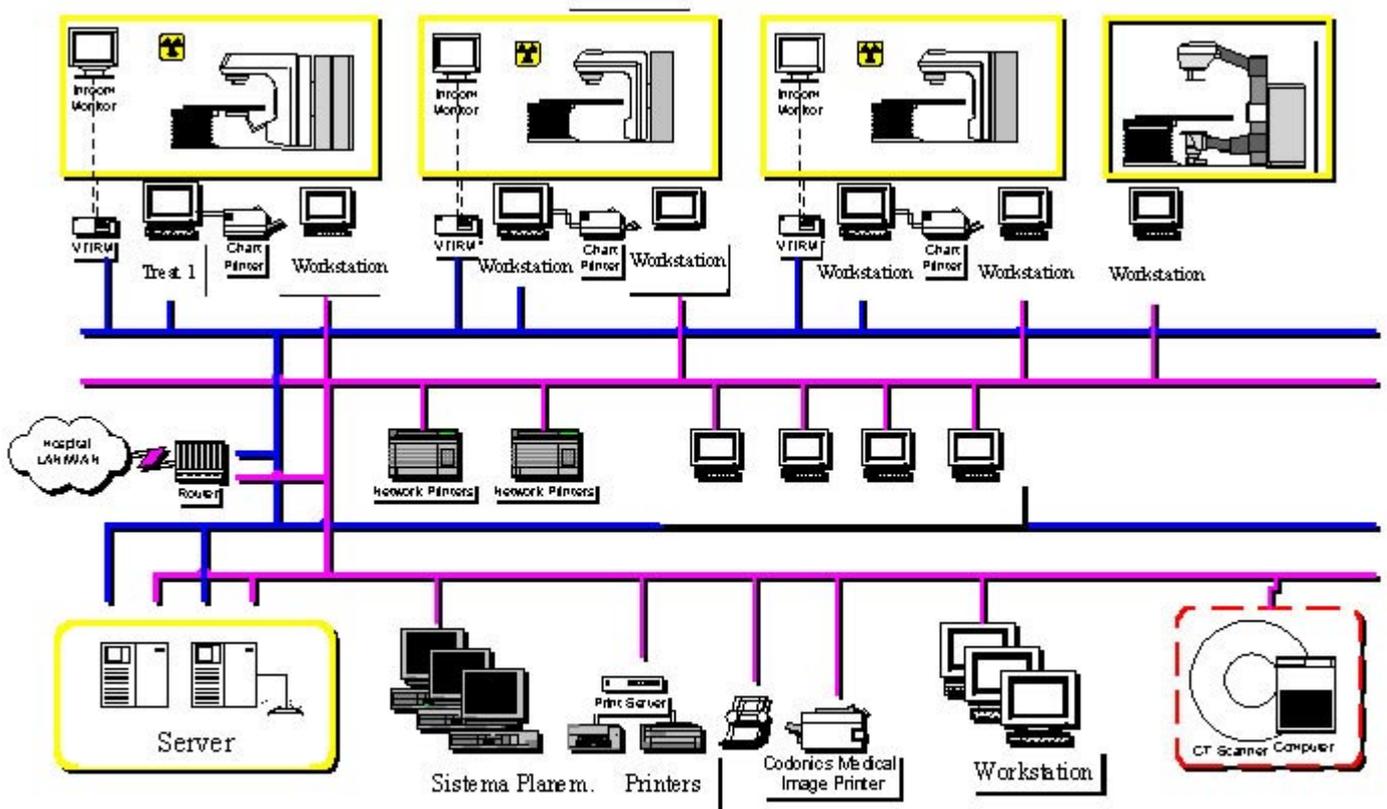
Teoria Basica De La Red

- LAN (Local Area Network)

- es una red que cubre un área geográfica relativamente pequeña. Conecta estaciones de trabajo, computadores personales, impresoras y otros equipos.



Ejemplo - LAN



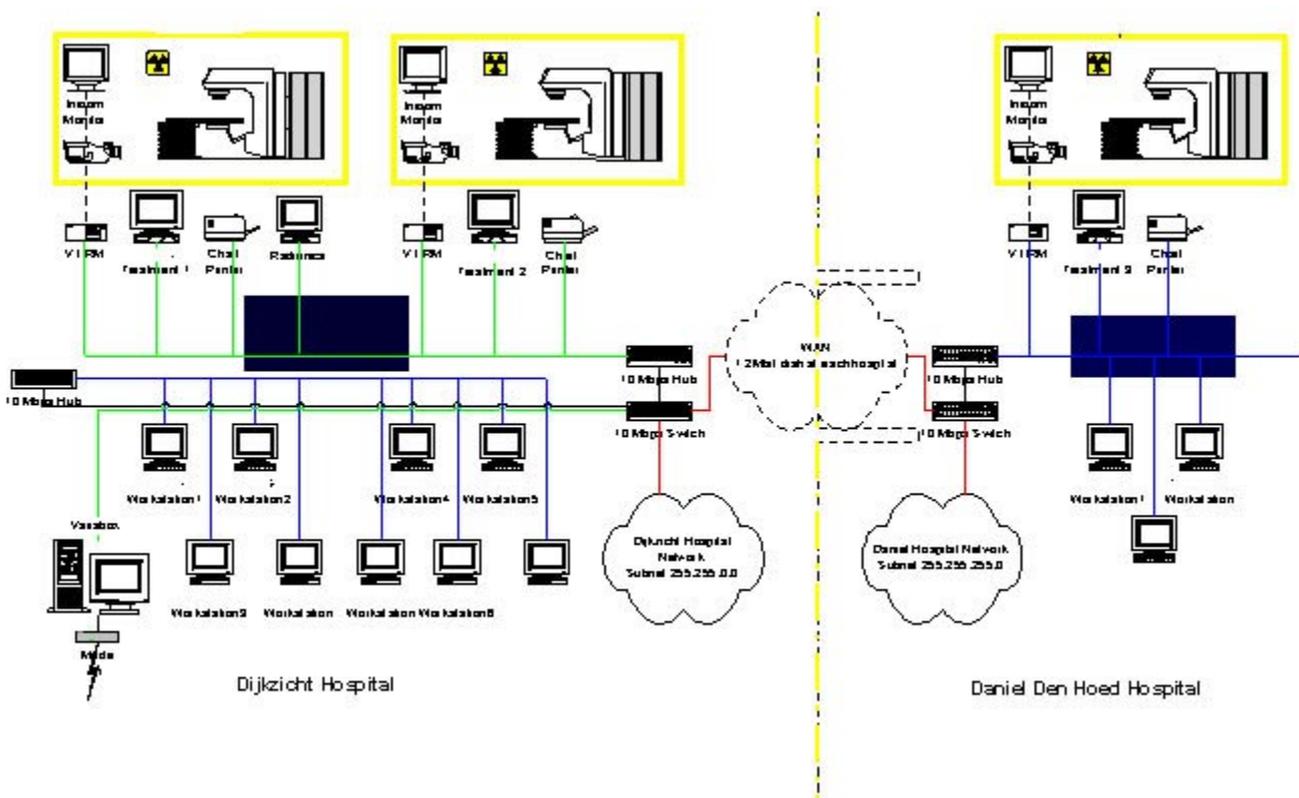
Teoría Básica De La Red

- **WAN (Wide Area Network)**

- Es una red que cubre un área geográfica relativamente grande. Utiliza líneas de transmisión como el teléfono.



Configuración Central (WAN)



El Protocolo Dicom En La Radioterapia

Conectividad – es el éxito de la conexión e intercambio entre dos equipos.



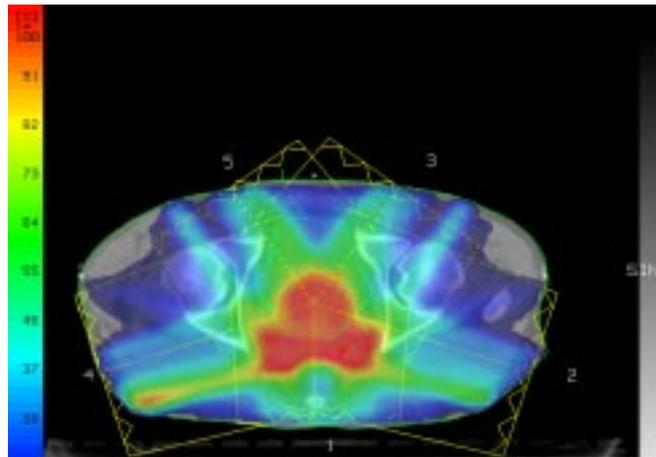
Intra-operabilidad de la aplicación: es la capacidad de procesar objetos de informaciones.

Objetos Dicom En Radioterapia



Requieren Especificaciones y Pruebas

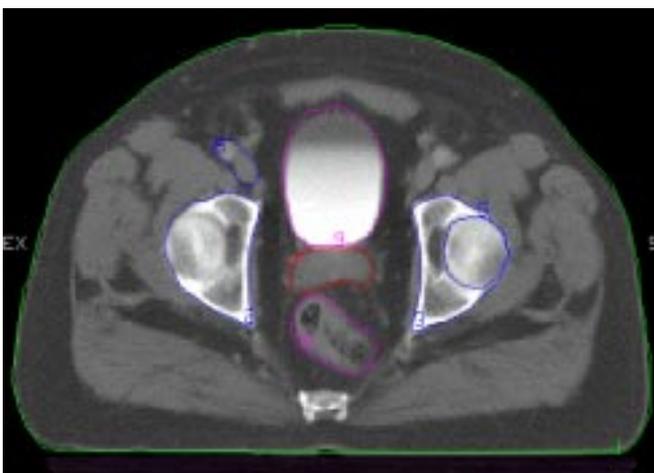
Ejemplo: Transferir los datos de IMRT de un Sistema de Planeamiento



Es necesario: El Sistema de registro y verificación (RV) o sistemas de planeamientos capaces de gerenciar tales tratamientos dinámicos.

Objetos De La Radioterapia

1. Conjunto de las Estructuras - contienen informaciones sobre la anatomía del paciente.



**Ejemplo: estructuras,
marcas e isocentros.**

Los objetos son identificados en estaciones de: CT, RMN, PET, Simulación Virtual, Sistemas de Planeamiento.

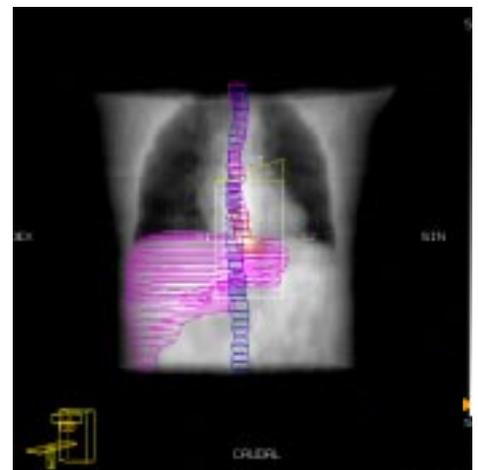
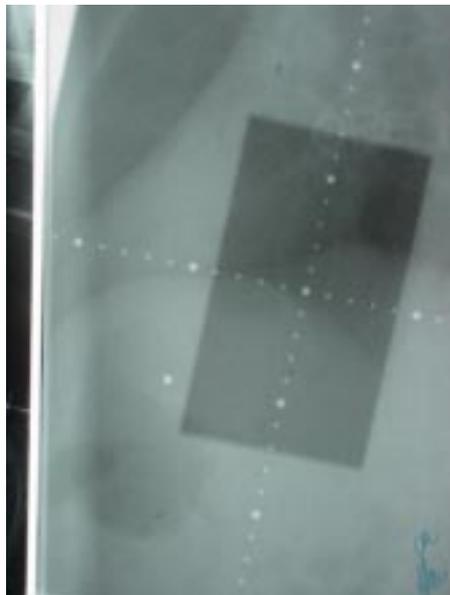
2. Planeamiento en la RT - datos geométricos y dosimétricos

Plan	Dose	Calculation	Field	View	BEV	3D	Volume
Field: 1	<input type="checkbox"/> Group						
Fixed photon field	<input type="checkbox"/> ARC						
Treatment Unit:							
1 B18 Clinac 2100C - 18MV							
Field Weight:	1.00						
SFD [cm]:	100.0						
SSD [cm]:	100.0						
Block Code:							
Transmission Factor:	0.000						
Shadowtray Factor:	1.000						
		Field Angles		Field Size [cm]			
		Collimator:	80.0	X size:	13.0		
		Table:	80.0	X1:	50		
		Gantry:	80.0	X2:	50		
		Gantry (Stop):		Y size:	13.0		
		ARC Segment in BEV:		Y1:	50		
				Y2:	50		
		Entry/Isocentre Position [cm]		<input type="checkbox"/> Asymmetrical Jaws			
		X:	0.00				
		Y:	15.00				
		Z:	0.00				

Ejemplo: Angulos del Gantry, colimadores, mesa, abertura de los colimadores, modificadores del haz, canales en la braquiterapia, especificaciones de la fuente.

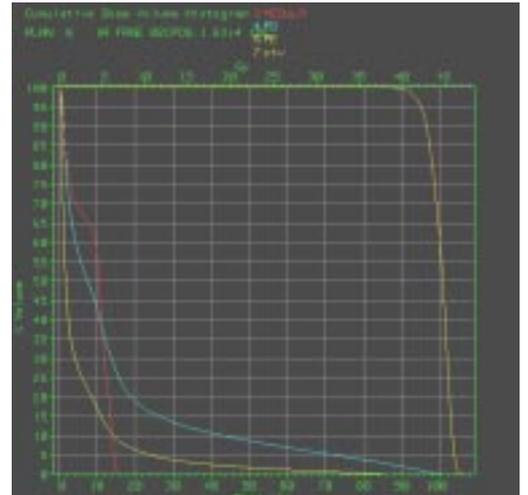
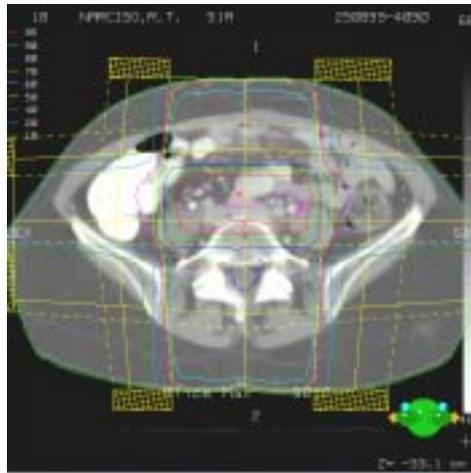
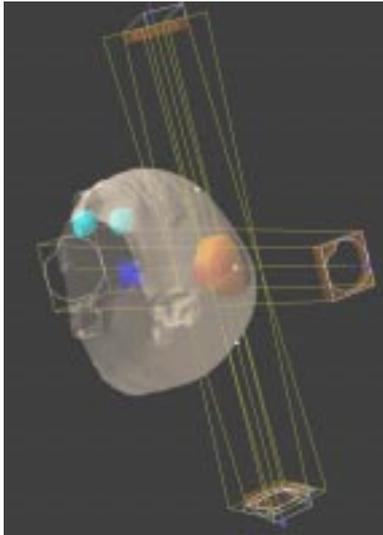
Referencia entre el conjunto de las estructuras del paciente y un sistema de coordenadas.

3. Imágenes Radioterápicas



Obtenidas con geometrias divergentes: simulación convencional, portal imagen y DRR

4. Dosis



Datos de las dosis generadas por el Sistema de Planeamiento en uno o mas formatos: 3D, curvas de isodosis, DVH o dosis en puntos.

5. Sistemas de Registro

Tratamiento, Braquiterapia y Resumen del tratamiento. Contiene datos de los tratamientos realizados (Histórico).

Report - r_chart_check

El valor en Hoopita
Rad Onc

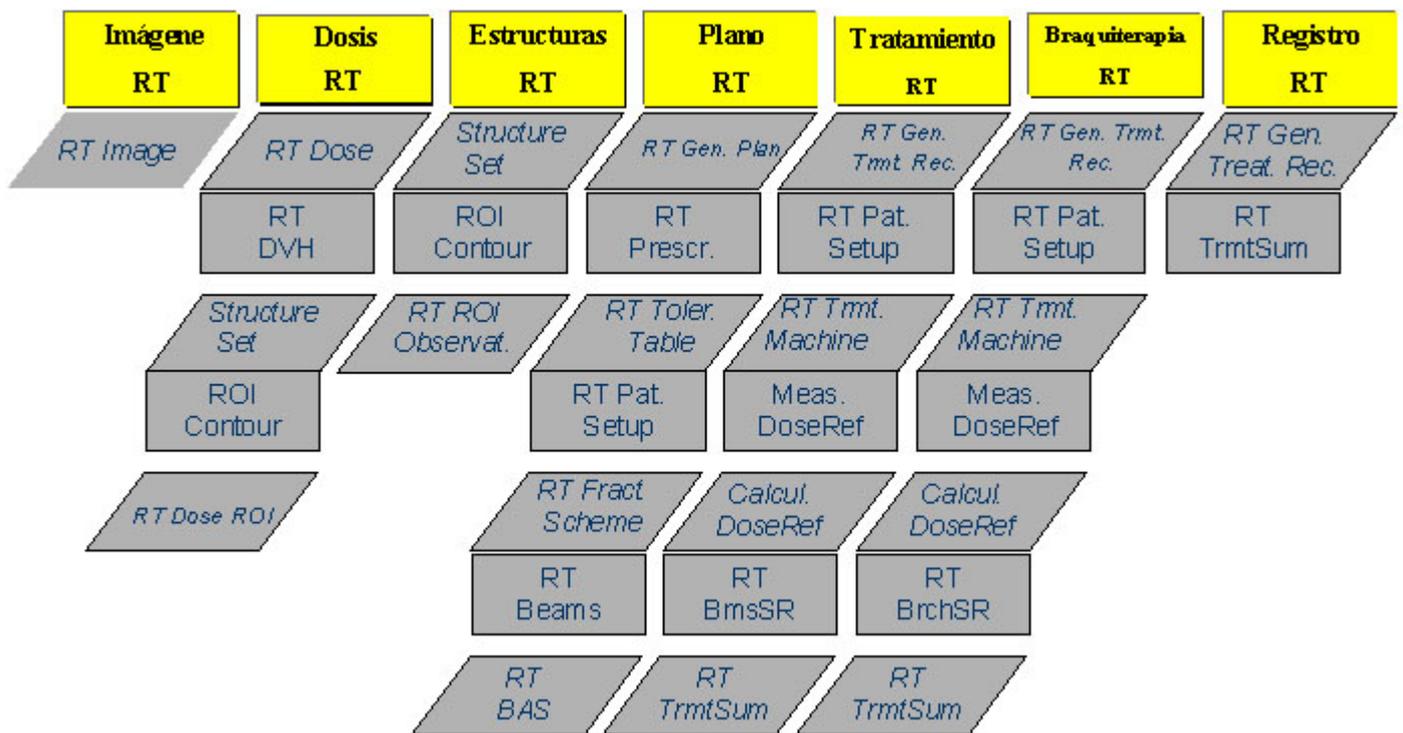
Chart Check Report

Machine: Date Report Report: 10/17/2011 11:01:09 AM

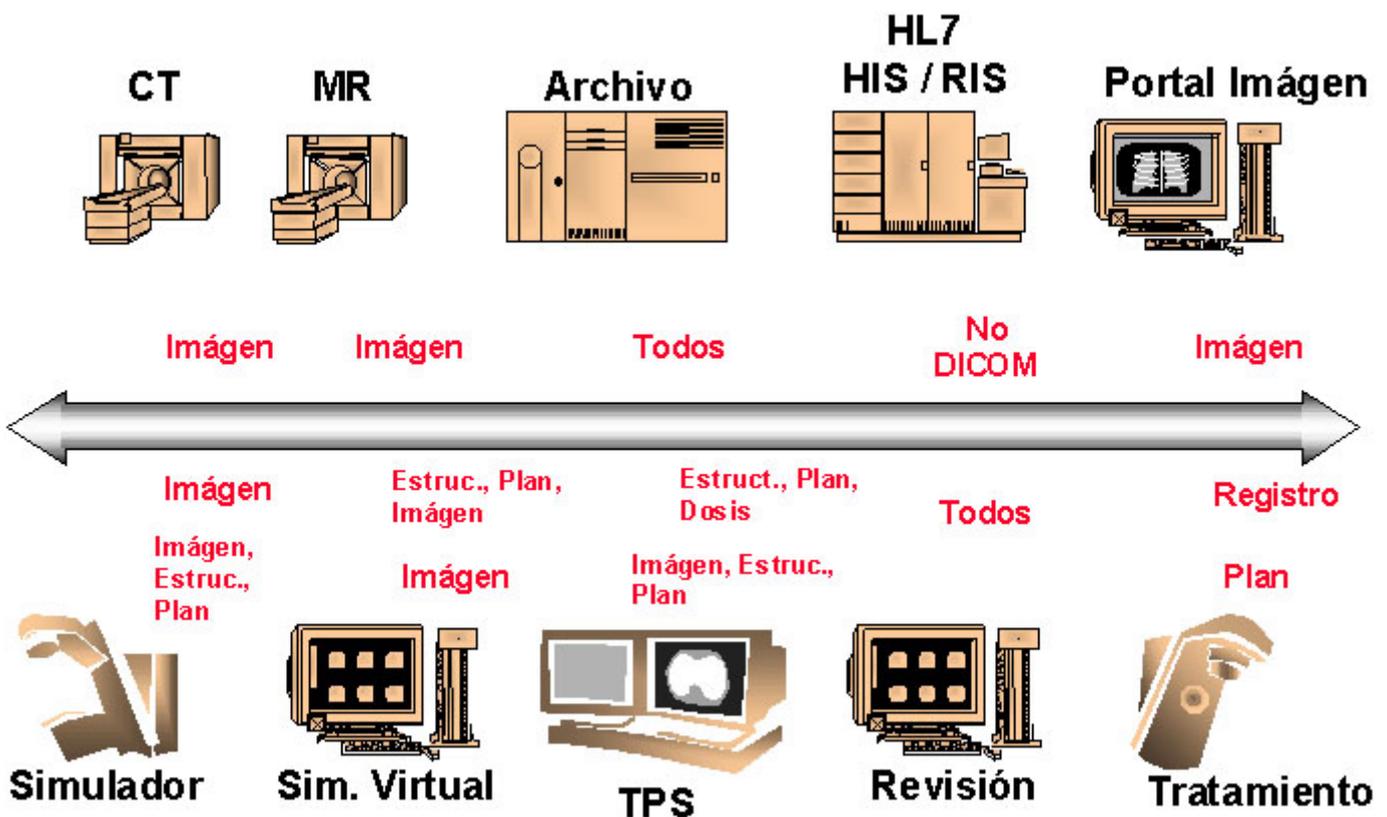
Medical Name IDT, ID2	Rad Onc Oncologist	Course ID Course Status	Date Site Name	Total Dose (Gy)	Current Dose (Gy)	Fraction Number	Chart Status	Chart Date	Chart Time	Chart User
Wright, George 10113111701, 46-011-077	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	380 Gy	12				
Wright, George 10113111701, 1410071477	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	370 Gy	11				
Wright, George 10113111701, 4821920012	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	70 Gy	1				
Wright, George 10113111701, 1410071477	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	380 Gy	8				
Wright, George 10113111701, 4821920012	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	190 Gy	4				
Wright, George 10113111701, 4821920012	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	180 Gy	1				
Wright, George 10113111701, 2401011401	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	1120 Gy	15				
Wright, George 10113111701, 4821920012	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	480 Gy	12				
Wright, George 10113111701, 1410071477	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	400 Gy	11				
Wright, George 10113111701, 1410071477	Lujan, Dennis MD	1 Approved	17 L Lujan 17 L Lujan	480 Gy	480 Gy	12				

Son conectados a otros objetos de planeamiento, formando el conjunto completo de los datos del tratamiento.

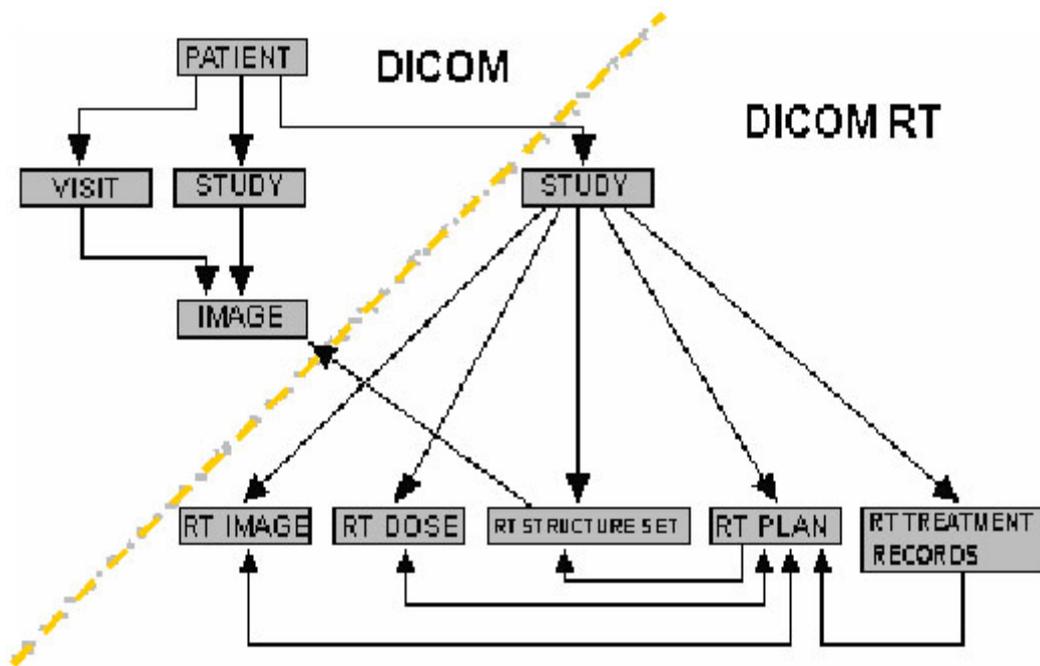
Objetos De Información En Radioterapia



Integración en Radioterapia – Situación Típica

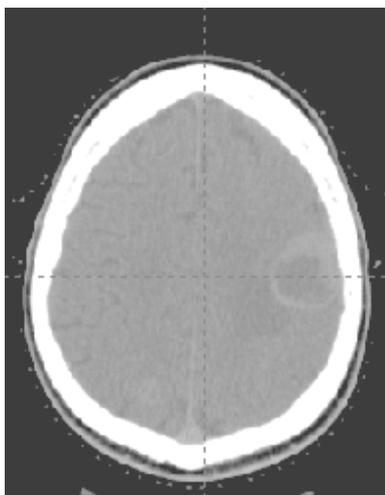


DICOM – Ejemplo En La Radioterapia

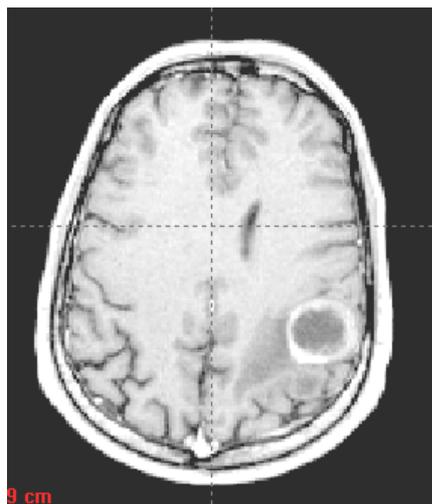


DICOM: Ejemplo En La Radioterapia

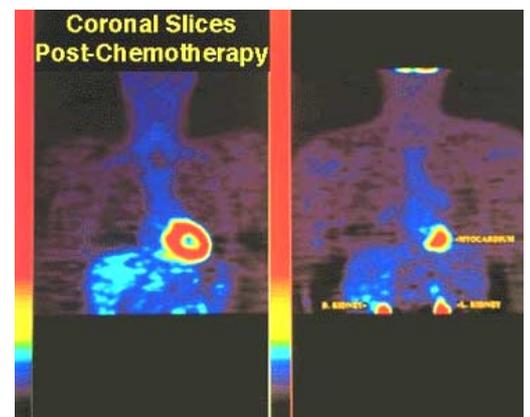
1. Adquisición de Imágenes de Estudio



CT

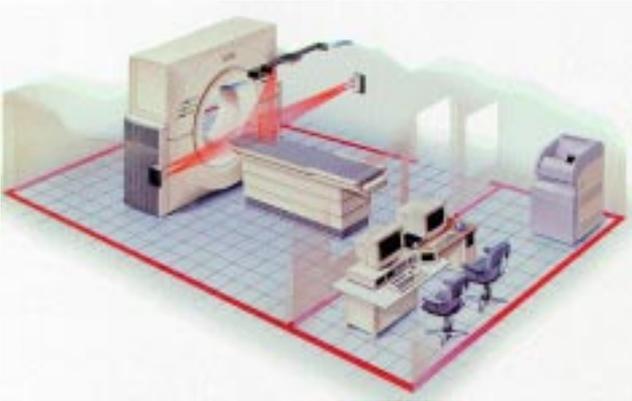


RFI



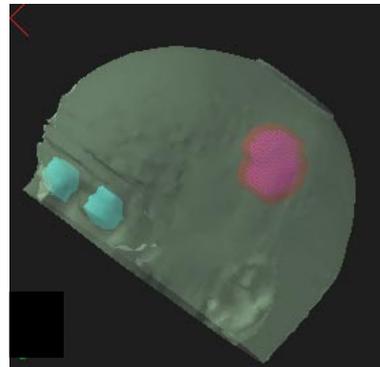
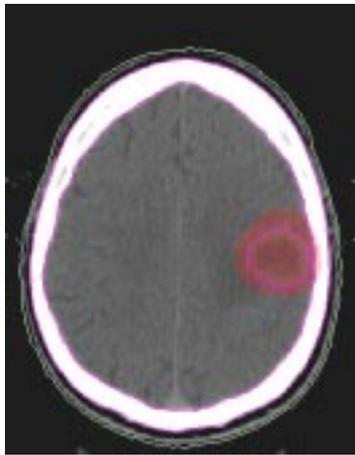
PET

2. Simulación Virtual



Se requiere CT con DICOM

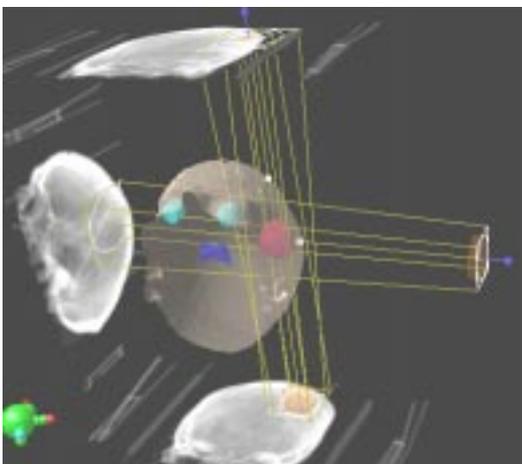
Recibe las imagenes y realiza la Simulación Virtual



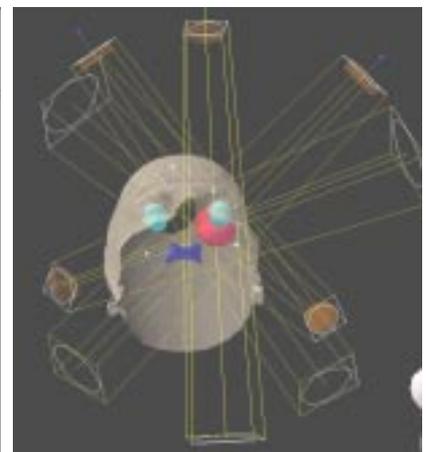
Objeto: conjunto de estructuras

2. Simulación Virtual

Son también creados los objetos:



Objeto: Imagenes de RT (DRR)



Objeto: Plan

3. Sistema De Planeamiento

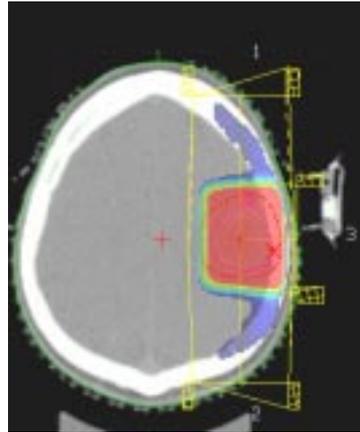
Lee los Objetos: Imágenes del CT, MR, PET

Conjunto de estructuras

Plan de RT

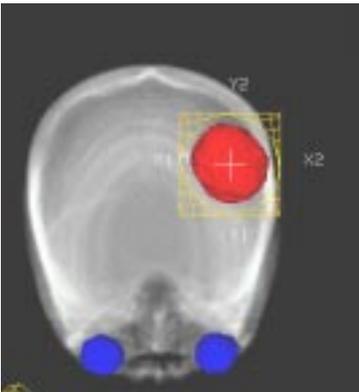
Adiciona: Modificadores del haz

Calcula datos de dosimetría

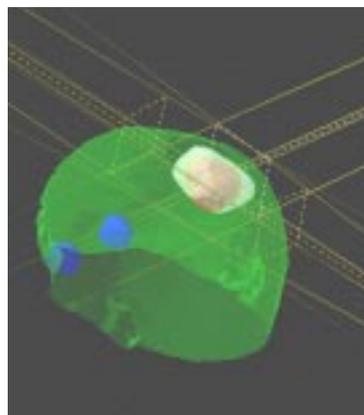


Dosis

Crea nuevos Objetos:



Imágenes de RT (DRR)



Plan de RT

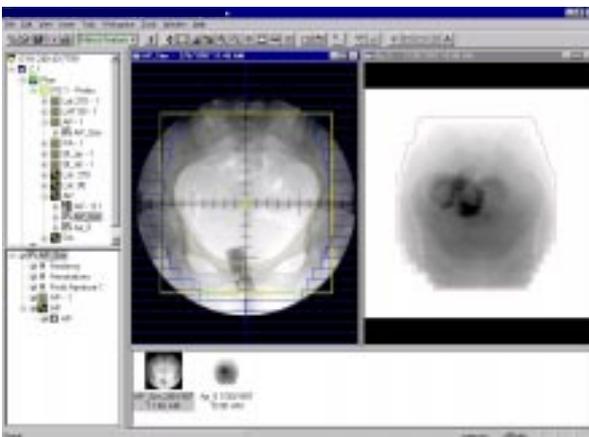
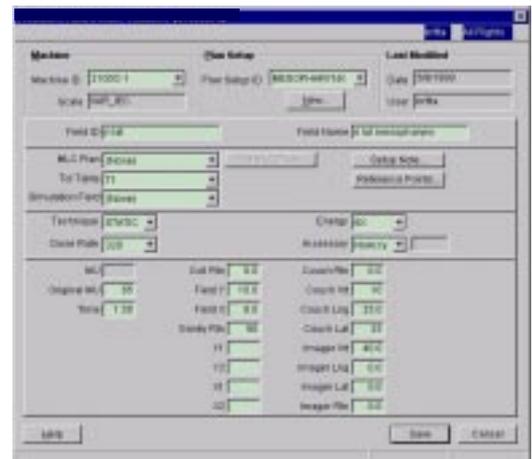
4. Sistema rv

Obtiene el objeto plan RT

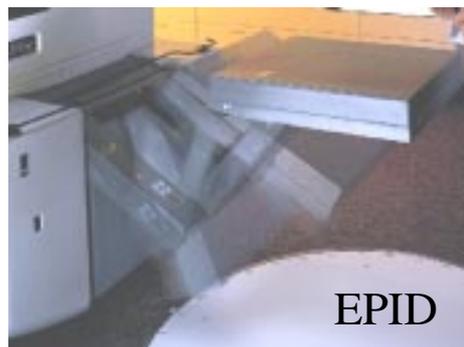
Utiliza datos para iniciar el

tratamiento o el AL utiliza

directamente el Objeto



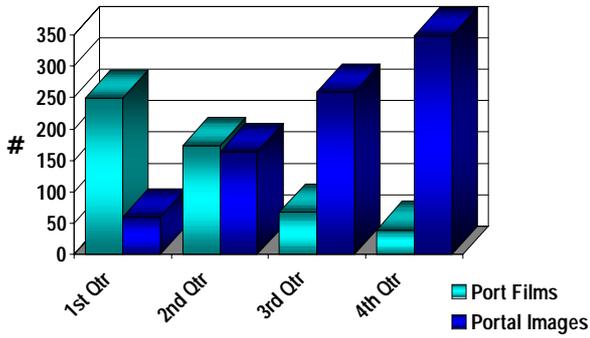
Objetos de Imágenes RT



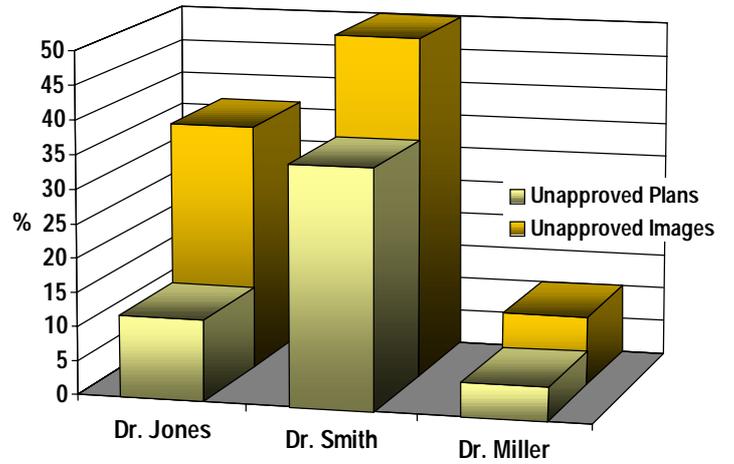
EPID

5. Curso Del Tratamiento

Portfilm versus Portal Images

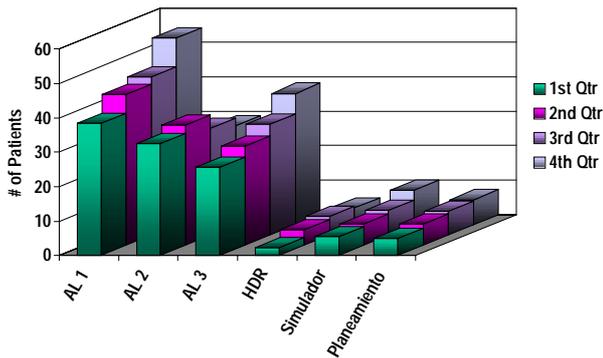


Aprobación Médica

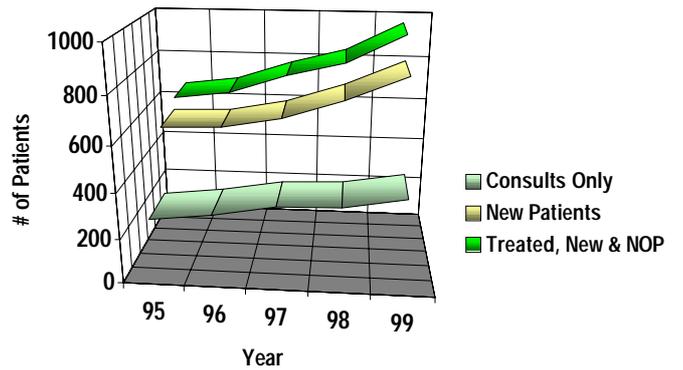


Objetos del registro del tratamiento

Tratamientos por Equipo



Appointment Type



DICOM - RT

- Describen la mayoría de los datos en RT
- Las compañías están adoptando un mismo padrón
- DICOM es apropiado para la comunicación
- DICOM puede ser usado como un modelo de datos

DICOM RT Restricciones

- **DICOM no maneja todos los datos:**
 - **Administrativos**
 - **Agendas (Equipo, grupo)**
 - **Anotaciones, notas médicas**
 - **Quimioterapia, Dietas, Recetas Farmaceuticas**
 - **Cobranza**
 - **Datos relacionados con Control de Calidad (datos dosimétricos)**

COLIMADOR DE MÚLTIPLAS FOLHAS MLC



Cíneo © Aceleradores: Cíneo 23EX Interior

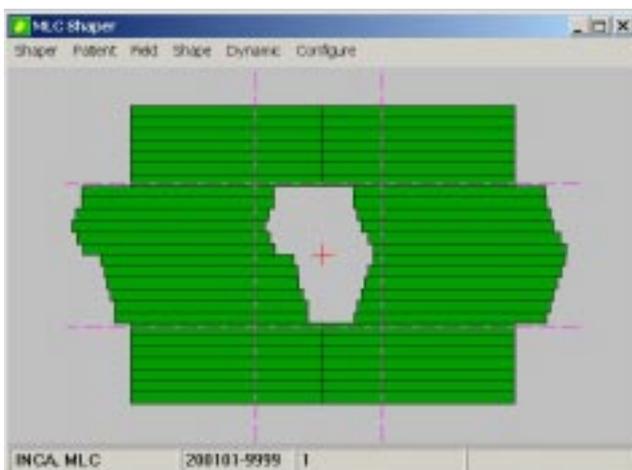
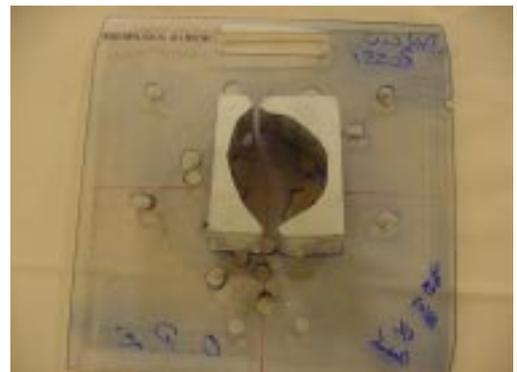


COPYRIGHT ©1999 VARIAN MEDICAL SYSTEMS

Introdução:

BLOCOS:

- fabricação: trabalhosa
- consome tempo
- metais: eliminação de pó e gases
- blocos pesados: manuseio difícil
- reprodutibilidade: possíveis deslocamentos

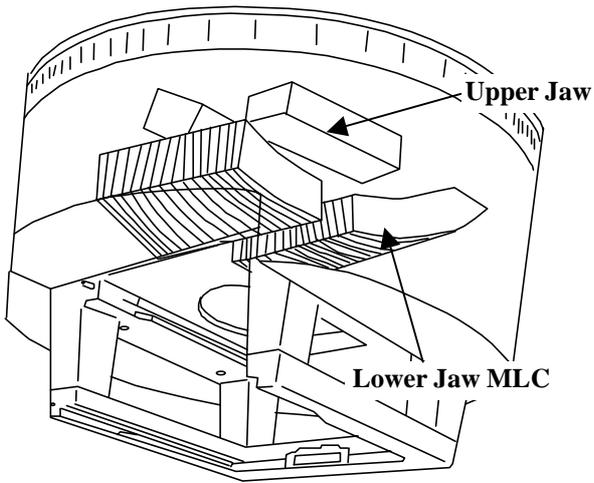


MLC:

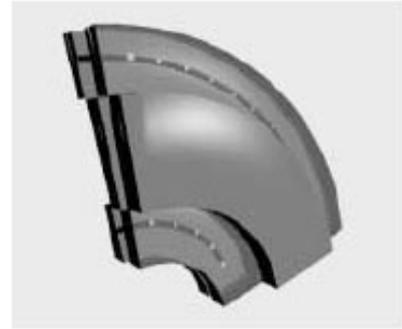
- lâminas controladas por computador
 - substitui o bloco com vantagens
 - possibilita a modulação do feixe:
- Dynamic Conformal Therapy**
IMRT

Tipos de Mlc

SIEMENS



DOUBLE-FOCUSED



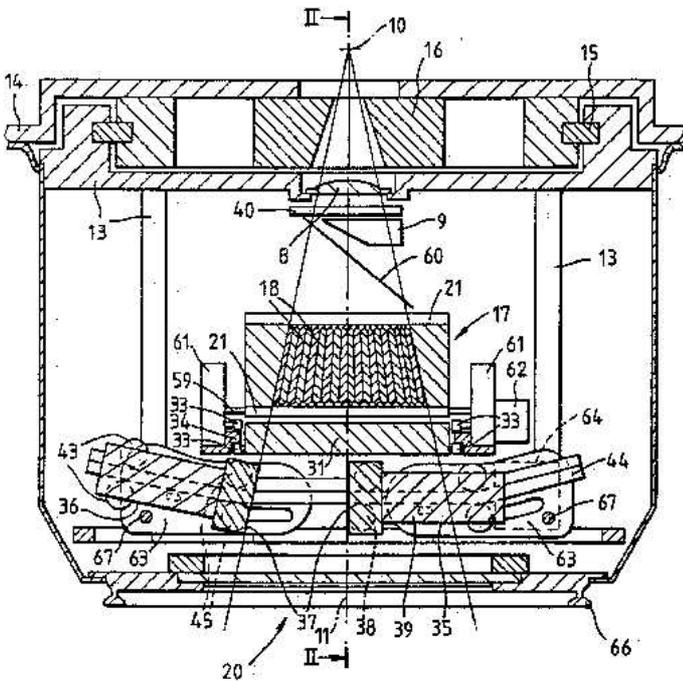
PRIMUS MLC bearing technology



Siemens large MLC field

Tipos de Mlc

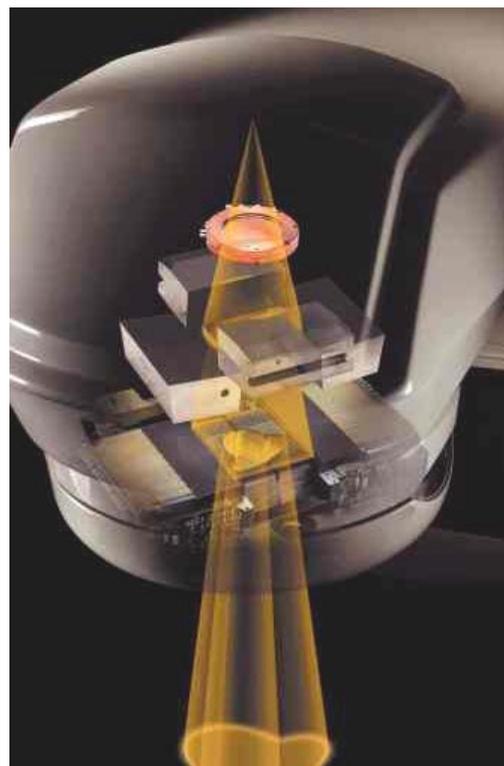
ELEKTA



DOUBLE-FOCUSED

Mlc Millenium - Características

Model	No. Leaves	Field Size	Leaf Widths @ Isocenter
Millennium MLC-120	120	40 x 40 cm ²	Central 20 cm of field: 0.5 cm Outer 20 cm of field: 1.0 cm
Millennium MLC-80*	80	40 x 40 cm ²	1 cm
Millennium MLC-52**	52	26 x 40 cm ²	1 cm
BrainLab m3™	52	10 x 10 cm ²	3.0 mm, 4.5 mm and 5.5 mm
* Upgradeable in field to MLC-120			
** Upgradeable in field to either MLC-80 or MLC-120			

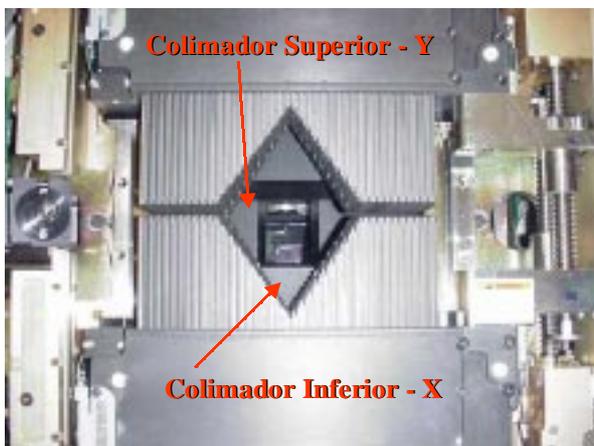
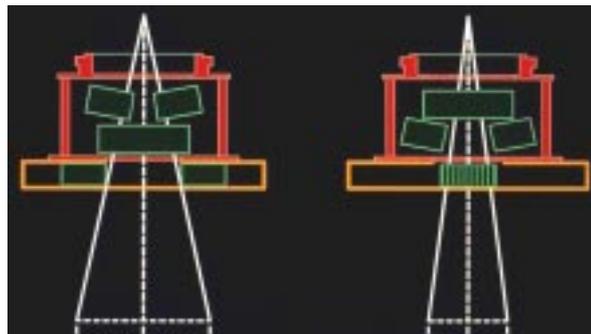
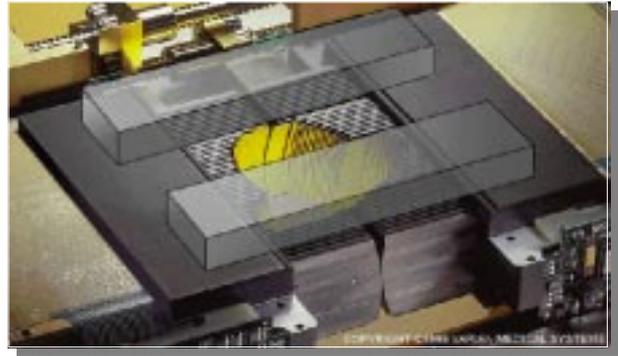


Mlc - Características: Standard E Millennium

Feature	Standard MLC	Millennium MLC
Highest Resolution	1 cm, on 52 & 80	1 cm, 52 & 80; 0.5 cm, 120
Over-center Travel	16 cm past midline	20 cm past midline
Leaf Extension from Bank	14.5 cm	15.0 cm
MLC Head Diameter		Reduced by 10cm

MLC - MILLENNIUM

- Dois pares de colimadores primários (X and Y)
- Todas as lâminas são blindadas por DOIS conjuntos completos de colimadores primários
- MLC/sistema de colimação primário - satisfazem a especificação IEC de $<0.5\%$
- MLC/sistema de colimação primário - suportam cálculo dosimétrico linear



120 LÂMINAS



Posicionamento Das Lâminas

- Movimento linear
- Tolerância da posição da lâmina
- 1.0 mm precisão
- 0.5 mm reprodutibilidade
- Dois sensores de posição, independentes e redundantes
- motor encoders
- linear encoders
- Frequência de verificação da posição da lâmina
- verificação com o planejado: a cada 50 ms



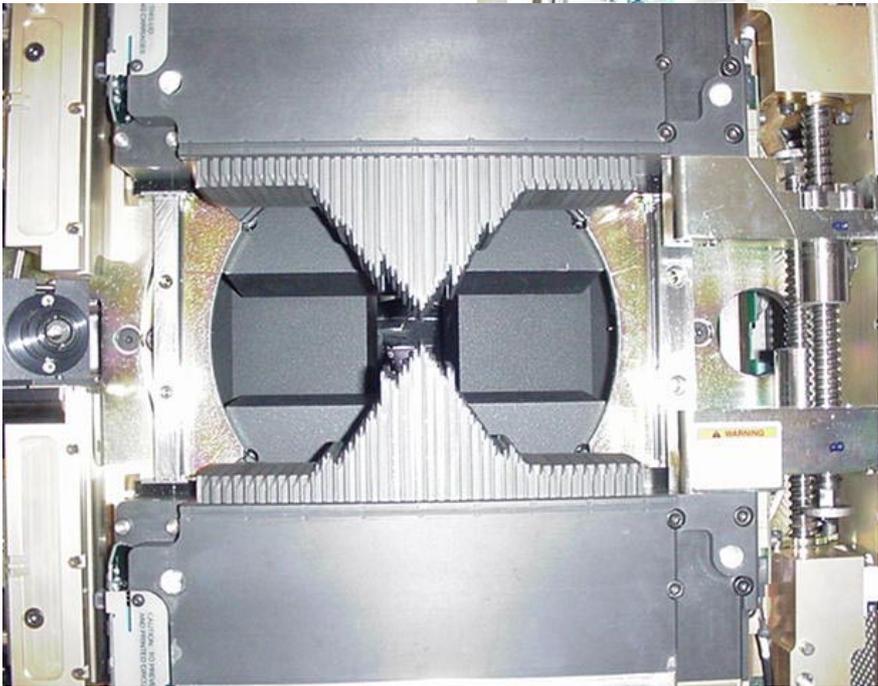
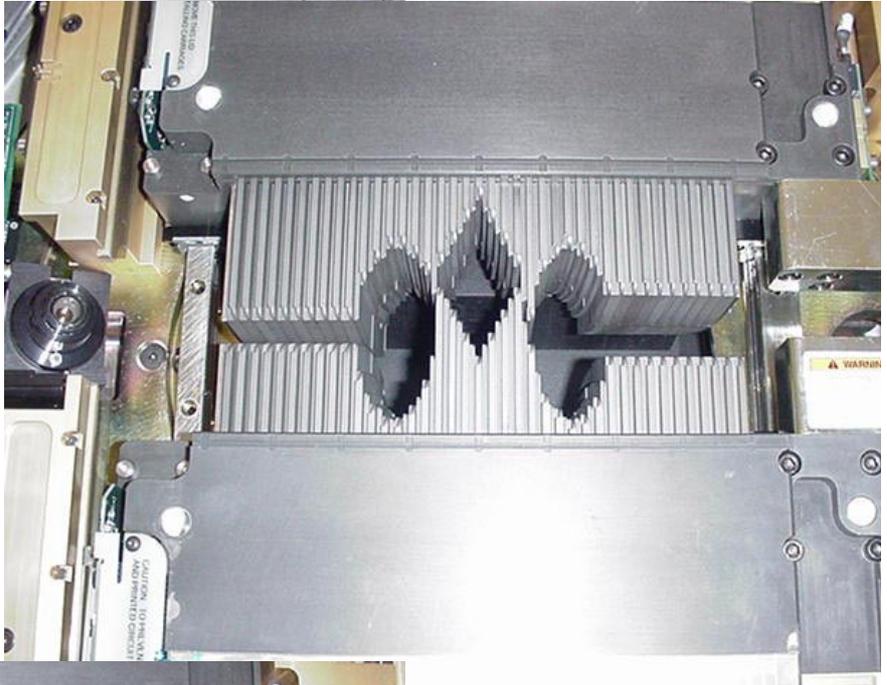
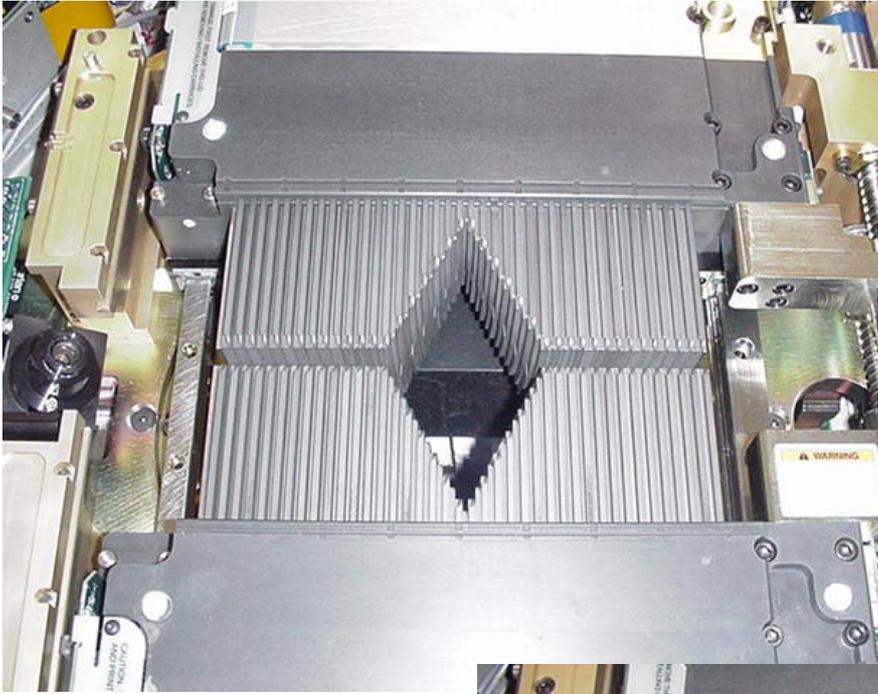
Velocidade máxima da lâmina: 2,5 cm/seg no isocentro

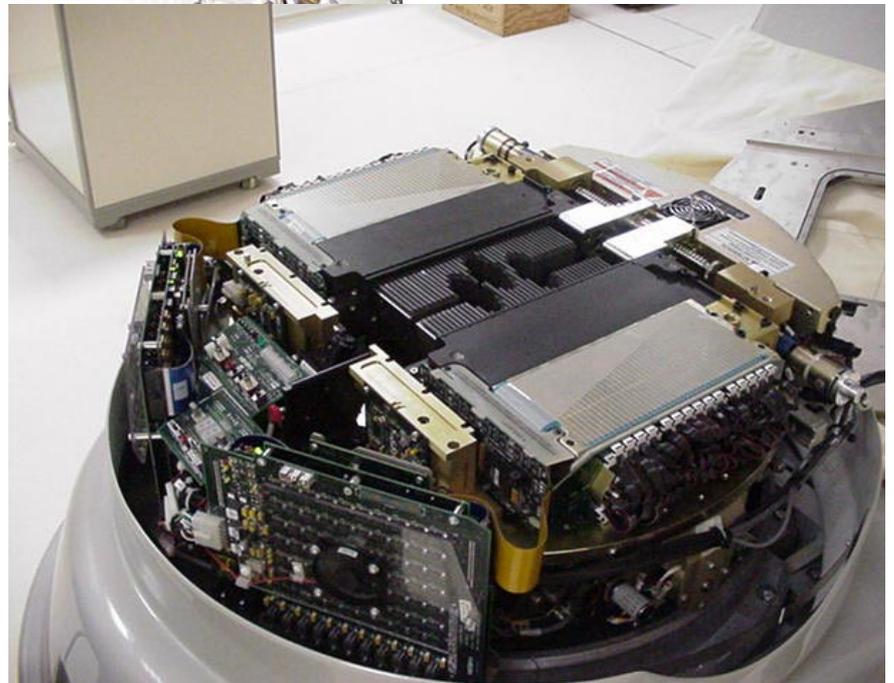
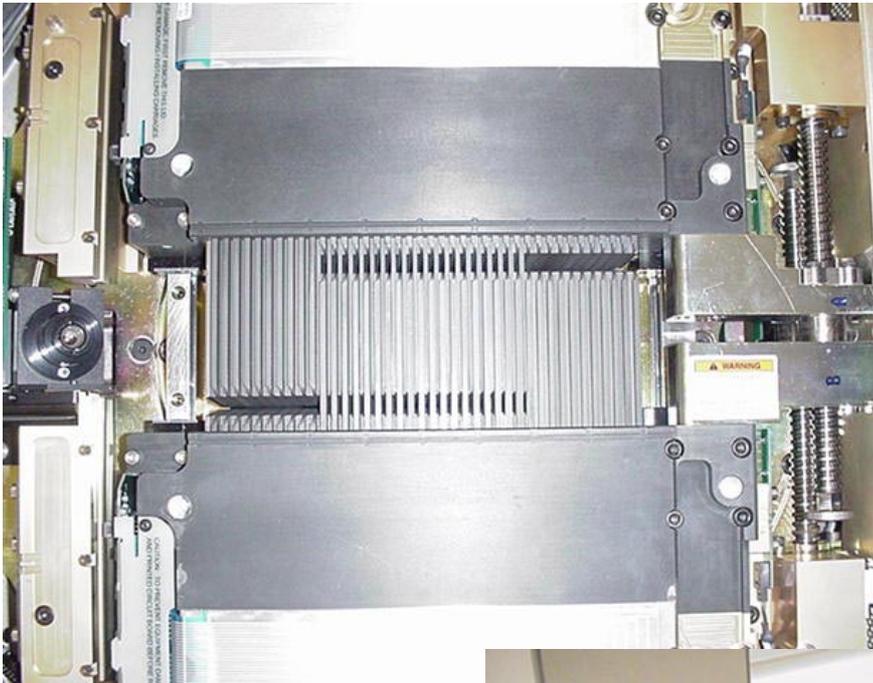
MLC



Espessura da lâmina – 60.0 mm
Material – liga 90% tungstênio

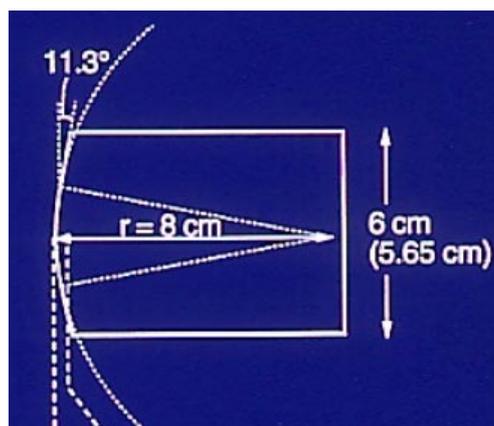


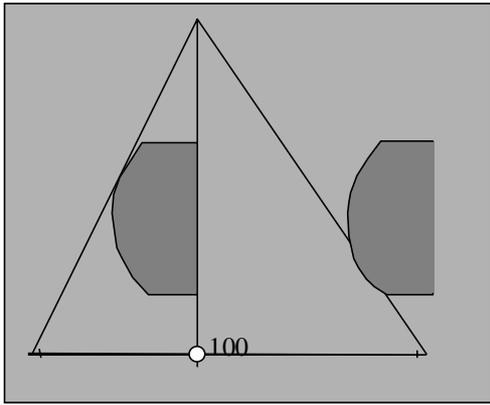




Desenho Da Lâmina

- Penumbra pequena e constante ao longo do campo máximo 40x40cm
- Simples e preciso

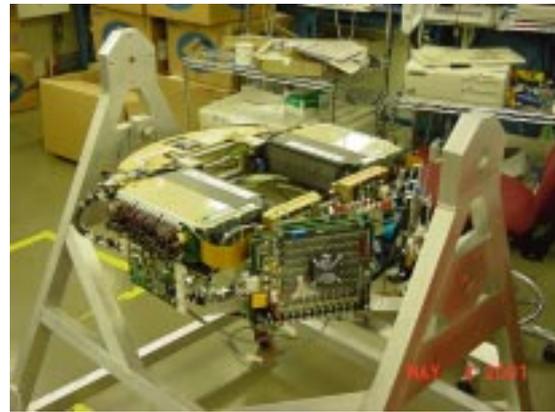
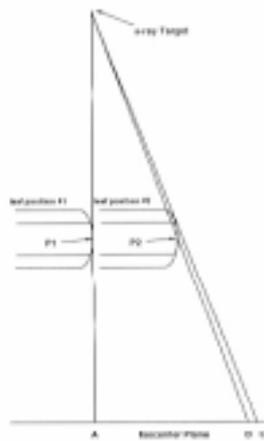




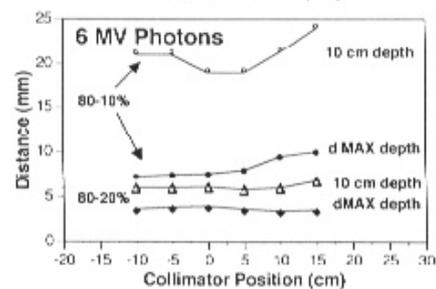
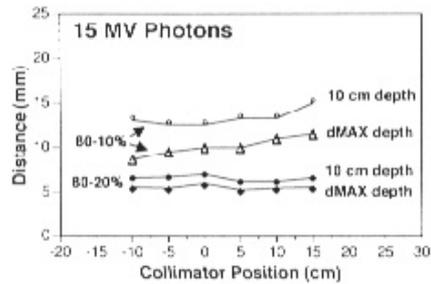
Coincidência com campo luminoso = 1mm

Tamanho campo: controlado por software

Campo Luminoso - Penumbra



Penumbra



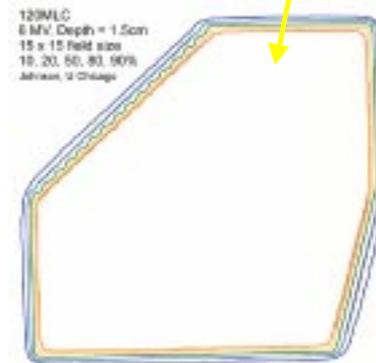
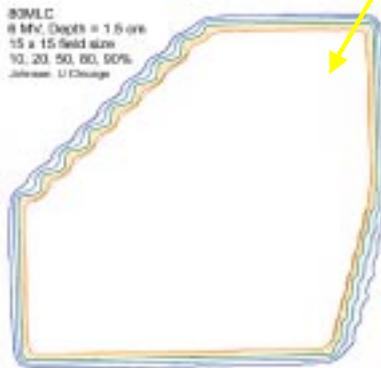
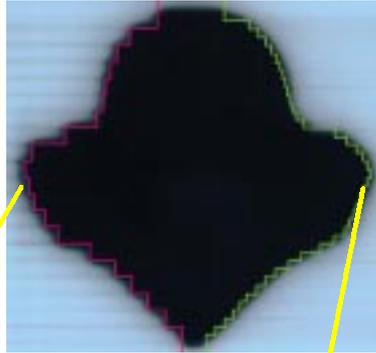
MLC - Penumbra

20-80%

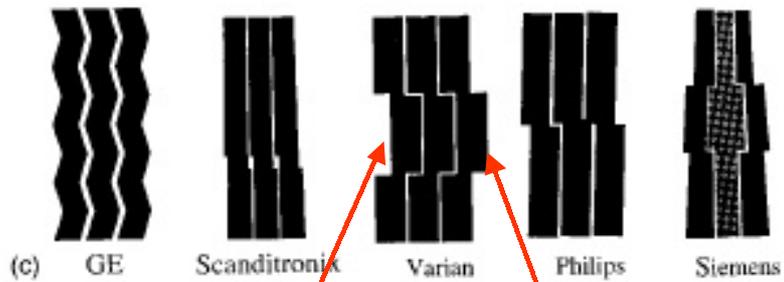
10 x 10 cm - $d_{\text{máx}}$

7 mm ou menos < 10 MV

8.5 mm > 10 MV



Efeito Tongue and Groove

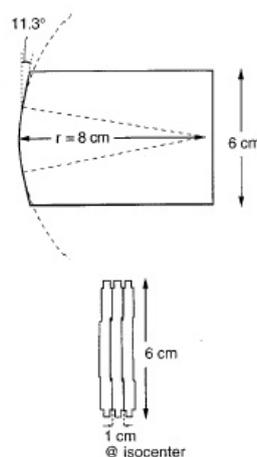


GROOVE

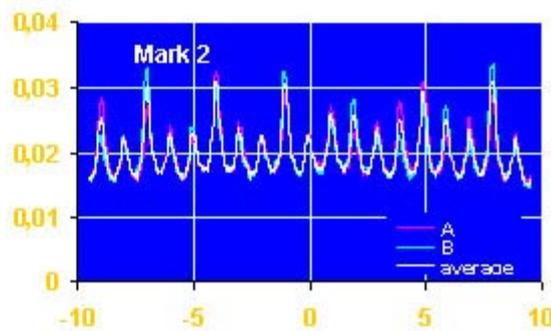
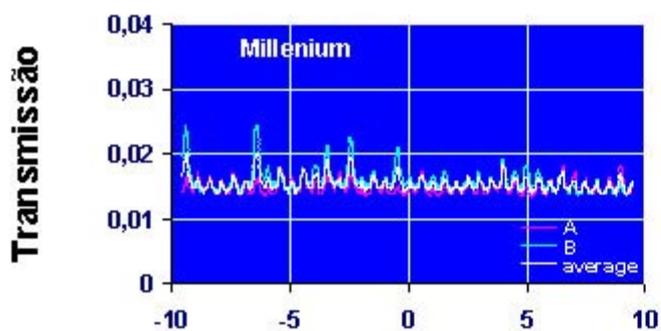
TONGUE

Transmissão:

- sob as lâminas
- entre as lâminas



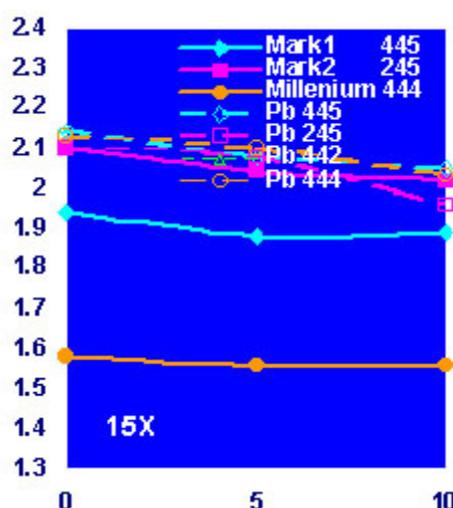
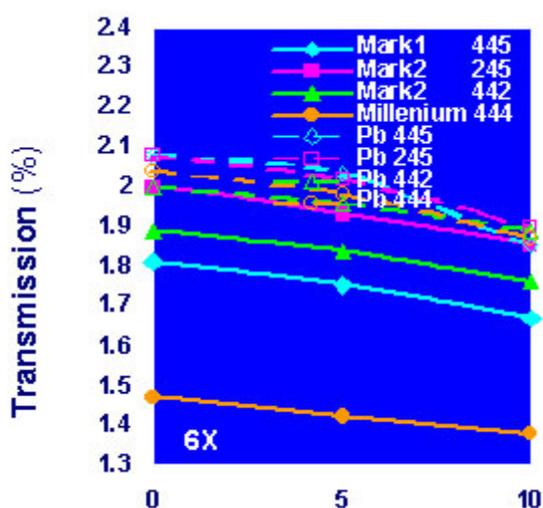
**Tongue
and
Groove
Effect**



Distância do eixo (cm)

LoSasso et. all, Med.Phys. 25(10), 1998

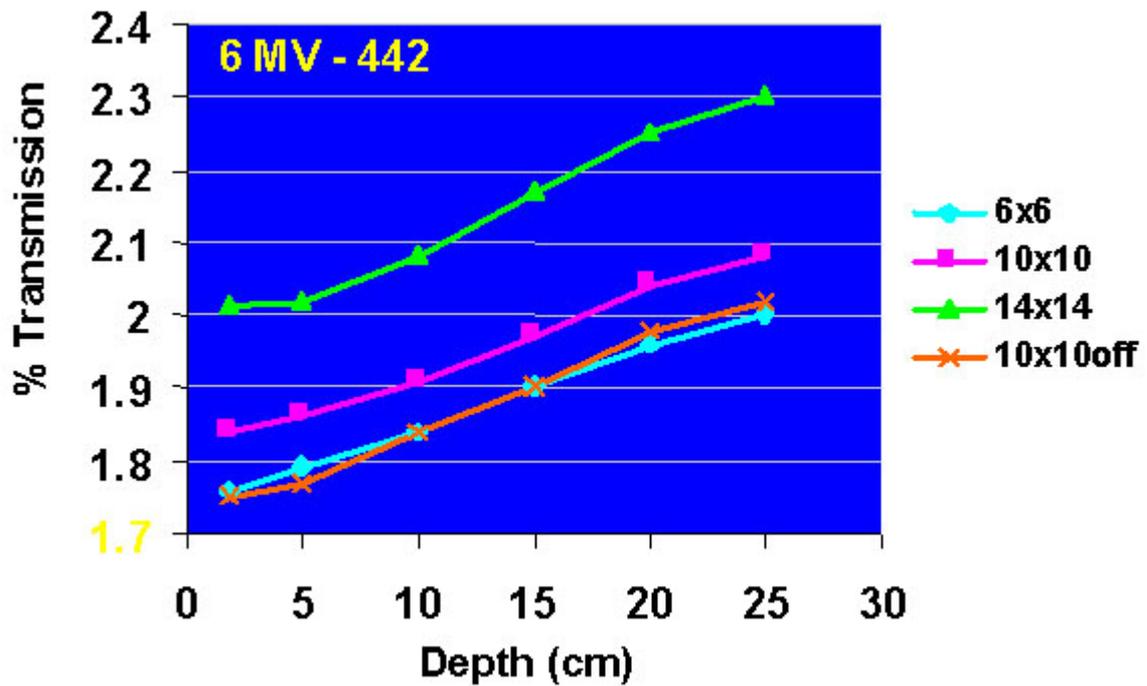
Transmissão MLC - Média*



Distance from axis (cm)

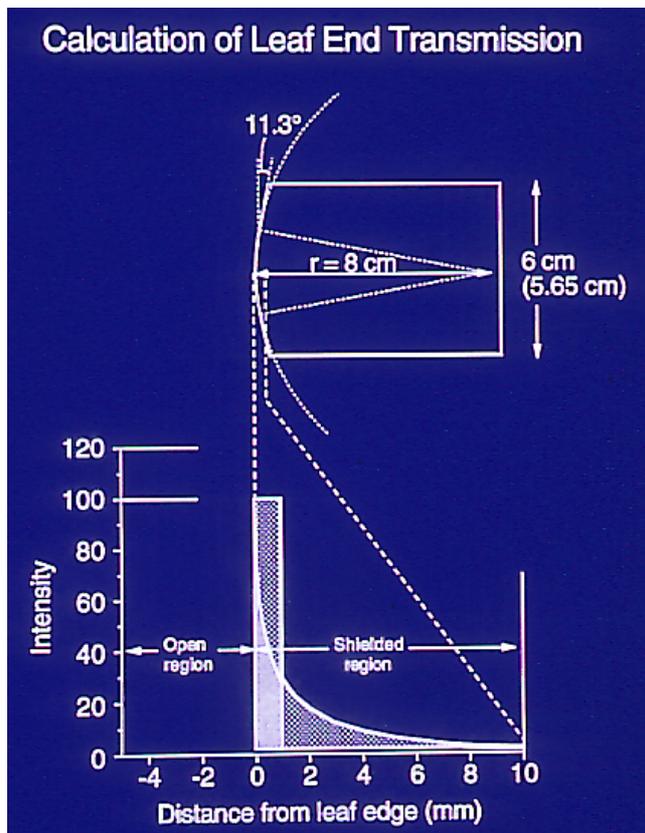
* Averaged over 10x10 cm² area

Transmissão do MLC vs Tamanho de Campo e Prof.



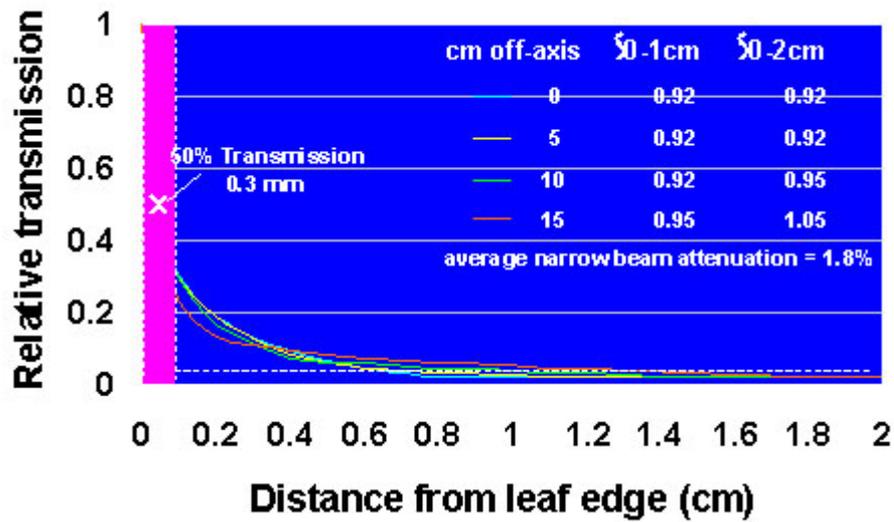
LoSasso et. all, Med.Phys. 25(10), 1998

Rounded Edge Effect



LoSasso et. all, Med.Phys. 25(10), 1998

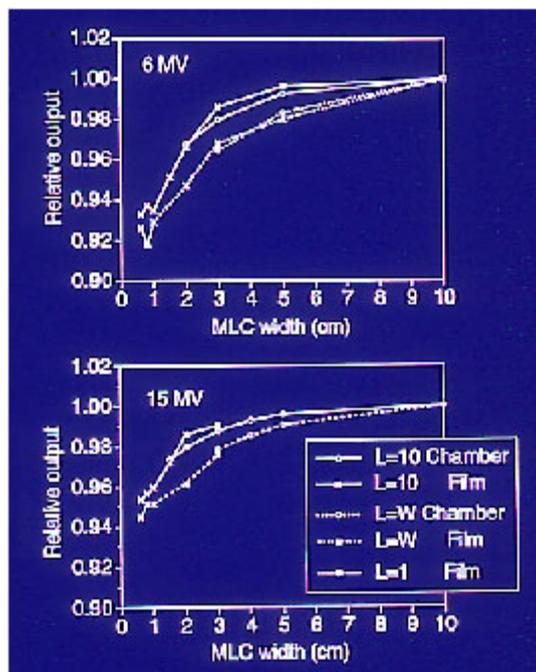
Round edge transmission (calculated)



LoSasso et. all, Med.Phys. 25(10), 1998

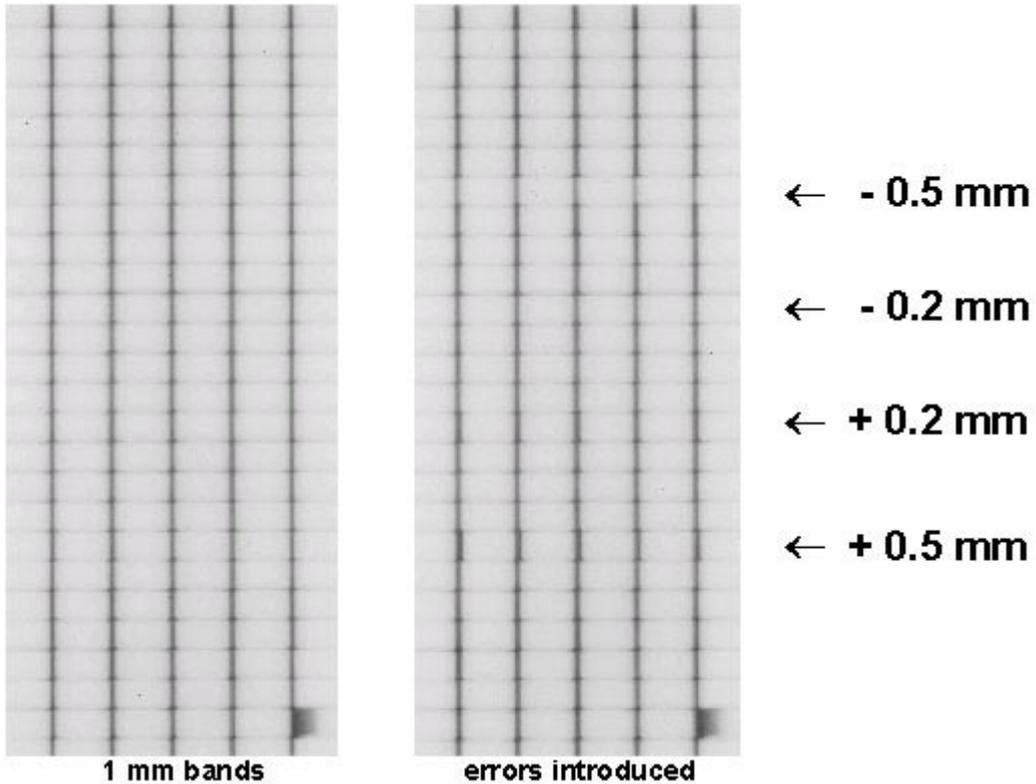
Dados Clínicos

- Fator output: S_p, S_c
- PDP
- Flatness/profile
- Penumbra



LoSasso et. all, Med.Phys. 25(10), 1998

QA - DMLC



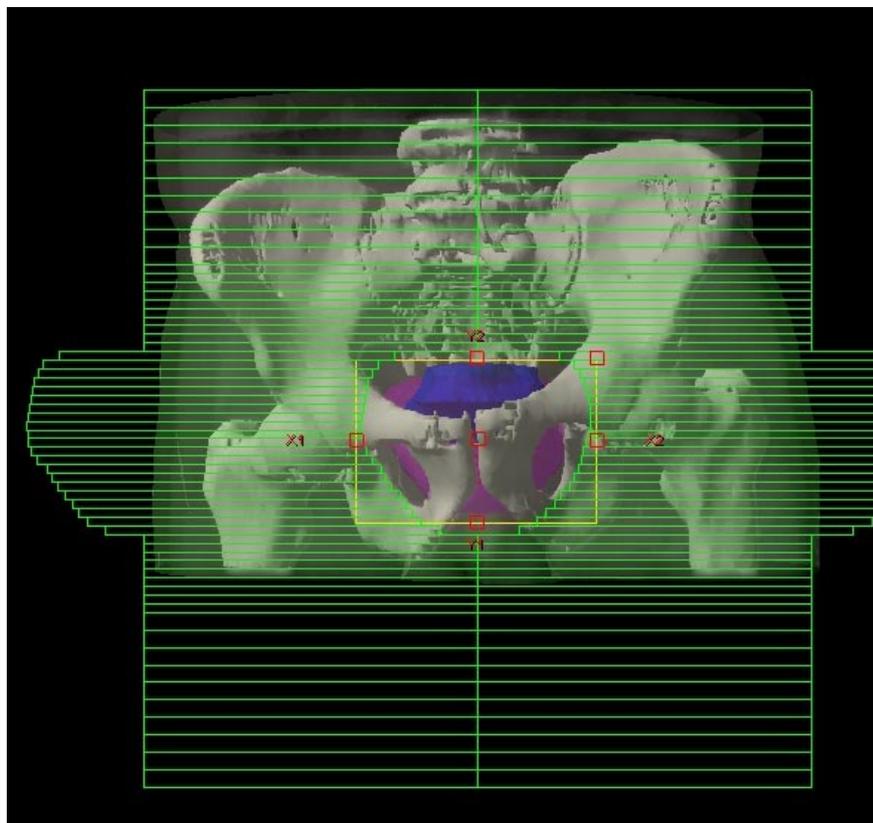
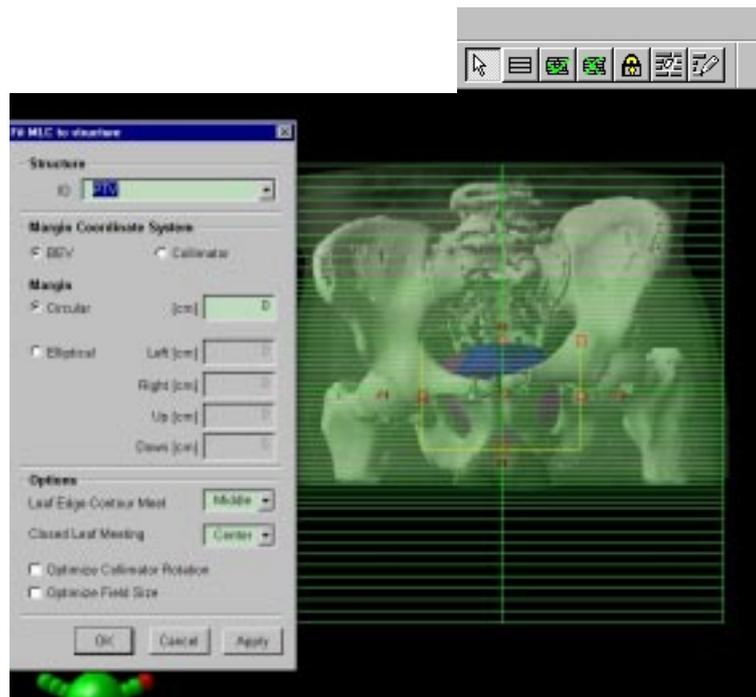
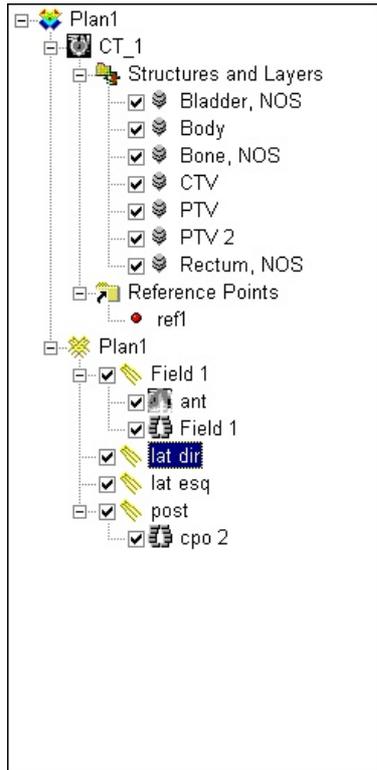
Courtesy of MSKCC New York

Definição do campo com MLC

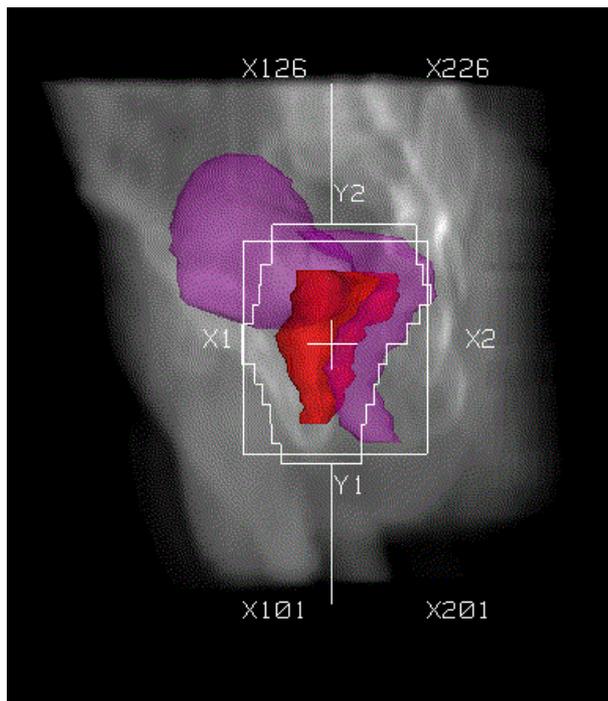
- Possibilidades:
 - Standalone Shaper™
 - Electronic portal imager (PortalVision™)
 - Simulator (Ximatron™)
 - TPS: Accepts files from all current TPS (CadPlan™ and others)
 - Doctor's Prescription Station (SomaVision™)
- Standard ASCII File format



SomaVision



MLC - CadPlan



Formato do Arquivo ASCII

```
MLCPROST.MLC - Notepad
File Edit Format Help
File Rev = G
Treatment = Static
Last Name = INCA
First Name = MLC
Patient ID = 200101-9999
Number of Fields = 6
Number of Leaves = 52
Tolerance = 0.0

Field = 1
Index = 230.0
Carriage Group = 0
Operator = CADPLAN
Collimator = 180.0
Leaf 1A = 0.00
Leaf 2A = 0.00
Leaf 3A = 0.00
Leaf 4A = 0.00
Leaf 5A = 0.00
Leaf 6A = 0.00
Leaf 7A = 0.00
Leaf 8A = 2.70
Leaf 9A = 3.04
Leaf 10A = 3.29
Leaf 11A = 3.62
Leaf 12A = 3.96
Leaf 13A = 4.33
Leaf 14A = 4.36
Leaf 15A = 3.90
Leaf 16A = 3.31
Leaf 17A = 3.05
Leaf 18A = 2.67
Leaf 19A = 2.66
Leaf 20A = 0.00
Leaf 21A = 0.00
Leaf 22A = 0.00
Leaf 23A = 0.00
Leaf 24A = 0.00

MLCPROST.MLC - Notepad
File Edit Format Help
Leaf 21A = 0.00
Leaf 22A = 0.00
Leaf 23A = 0.00
Leaf 24A = 0.00
Leaf 25A = 0.00
Leaf 26A = 0.00
Leaf 27A = 0.00
Leaf 28A = 0.00
Leaf 29A = 0.00
Leaf 30A = 0.00
Leaf 31A = 0.00
Leaf 32A = 0.00
Leaf 33A = 0.00
Leaf 34A = 0.00
Leaf 35A = 0.00
Leaf 36A = 0.00
Leaf 37A = 0.00
Leaf 38A = 0.00
Leaf 39A = 0.00
Leaf 40A = 0.00
Leaf 41A = 0.00
Leaf 42A = 0.00
Leaf 43A = 0.00
Leaf 44A = 0.00
Leaf 45A = 0.00
Leaf 46A = 0.00
Leaf 47A = 0.00
Leaf 48A = 0.00
Leaf 49A = 0.00
Leaf 50A = 0.00
Leaf 51A = 0.00
Leaf 52A = 0.00
Shape = 0
Magnification = 1.00
CRC = BFC9
```

Continuação no arquivo MLC.ppt

PQRT – CONTROLE DE QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA

Edilson Lopes Pelosi

• IAEA: TECDOC-1040 + ARCAL

• AAPM: TG n°59

Introdução:

Na década de 70 apareceram os primeiros equipamentos de braquiterapia que tentavam um similar a teleterapia: pacientes tratados em curtas frações em salas blindadas em esquema ambulatorial: Problemas com radiobiologia.

Nos anos 80 a nova geração de HDR e o desenvolvimento do modelo linear quadrático tornaram a braquiterapia uma realidade.

Características das unidades de HDR: Usam pequenas fontes de ^{192}Ir encapsuladas e soldadas a cabos de aço.

Equipamento:	μ -Selectron	GammaMed	VariSource
Nº Canais	18	24	20
Nº Passos/canal	48	40	20
Passo	2.5,5.0,10.0 mm	1.0 – 10mm	2.0 – 99.0mm
Tempo mínimo	0.1s	1s	0.1s
Tempo máximo	999.9s	999s	360s
Dir. do tratamento	P/ Frente	P/ Trás	P/ Trás
Dist. Fonte	1500mm	1300mm	1500mm
Blindagem	Tungstênio	Urânio	Tungstênio
Comprimento. At.	3.5mm	3.5mm	10.0mm
Diâmetro Ativo	0.6mm	0.6mm	0.34mm
Diâmetro Cápsula	1.1mm	1.1mm	0.59mm

Vantagens e desvantagens do HDR comparado com LDR:

- Otimização
- Tratamento Ambulatorial
- Posicionamento dos Aplicadores
- Aumento da distância ao tecido normal
- Aplicadores menores
- Tempo de tratamento
- Documentação melhor
- Proteção Radiológica
- Radiobiologia
- Riscos em caso de falha

Controle de Qualidade em HDR - Testes diários:

- **Comunicação com equipamento e sala**
- **Ausência de Conectores**
- **Trava dos Conectores**
- **Ausência de tempo**
- **Interruptor de porta**
- **Lâmpadas de sinalização**
- **Interruptor de tratamento**
- **Botão de emergência**
- **Posicionamento da fonte**
- **Data e Horário**
- **Decaimento da fonte**

Controle de Qualidade em HDR:

Troca de Fonte:

Levantamento Radiométrico

Calibração

Posição: autoradiografia

Cronômetro

Integridade dos aplicadores, conectores e tubos de transferência

Anual:

Simular procedimentos de emergência

Algoritmo de cálculo de dose

Controle de Qualidade em Sistemas de Planejamento HDR

Função	Dados de Comparação	Frequência
Verificar a exatidão geométrica dos sistemas de Entrada/Saída	Usando dados de geometria conhecida	Mensal
Verificar parâmetros de entrada para configurações pré-calculadas	Referências publicadas e Dados do Fabricante	Início, Modif., Anual
Verificar dose e cálculo de tempo em pontos representativos	Tabelas publicadas de taxas de dose, cálculos manuais	Início, Modif., Anual
Exatidão das isodoses de uma fonte	Resultados de uma só fonte	Início, Modif.
Exatidão das isodoses de fontes múltiplas	Resultados p/ arranjo múltiplo	Início, Modif.
Exatidão na rotação dos planos	Constância da dose em pontos, das posições das fontes e curvas de isodose ante rotações ortogonais para arranjos simétricos de fontes	Início, Modif.
Figuras de histogramas de dose-volume	Usar fonte pontual ou um caso típico	Início, Modif.
Funções de Otimização	Casos típicos com diferentes geometrias e comparar com carga uniforme	Início, Modif.
Consistência da informação impressa sobre o plano de tratamento	Parâmetros de entrada assumidos	Cada uso Clínico
Exatidão da impressão dos parâmetros do tratamento pelo console do equipamento de carregamento remoto	Comparação da impressão dos parâmetros com a saída do sistema de planejamento	Cada uso Clínico

Prevenção de erros:

- **Protocolos:** Não somente de dose, mas esquemas de fracionamento, pontos de cálculo e padronização de procedimentos minimiza a possibilidade de erros.
- **Formulários:** ajuda a checar todos itens do processo.
- **Segunda pessoa:** Uma pessoa independente ajuda a prevenir erros durante a identificação dos catéteres.
- **Deteção de erros:** esse controle compara o resultado do planejamento com medidas objetivas ou padrões de tratamento.

Recomendações para relatar o tratamento

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • Descrição dos Volumes: – GTV, CTV, PTV • Descrição da fonte: – Radionuclídeo – Taxa de Kerma ar • Descrição da técnica • Kerma ar total | <ul style="list-style-type: none"> • Descrição da distribuição de dose: – Dose Prescrita – Dose Periférica Mínima – Dose Central Média – Volume de regiões de doses altas – Dados de uniformidade de dose |
|---|--|

Procedimentos em Situações de Emergência (HDR)

- **Acionar botão de emergência junto ao console;**
- **Entrar na sala e acionar botão de emergência junto a unidade de tratamento;**
- **Girar a alavanca de recolhimento manual;**
- **Retirar o aplicador do paciente e isolar a fonte radioativa num container;**
- **Isolar a sala.**

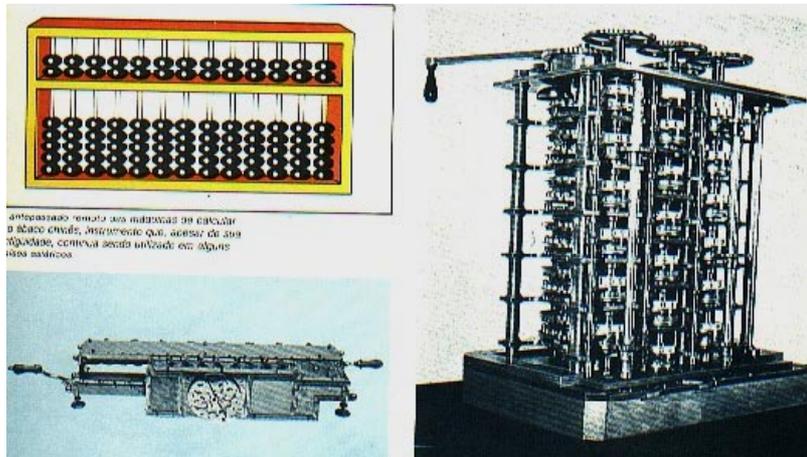
Materiais necessários:

- **Monitor portátil, sinalizadores, pinças, alicate de corte, chaves de montagem dos aplicadores e "templates".**

SISTEMAS DE PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO EM TELETERAPIA

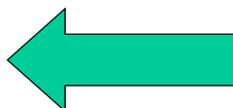
José Carlos da Cruz

Evolução

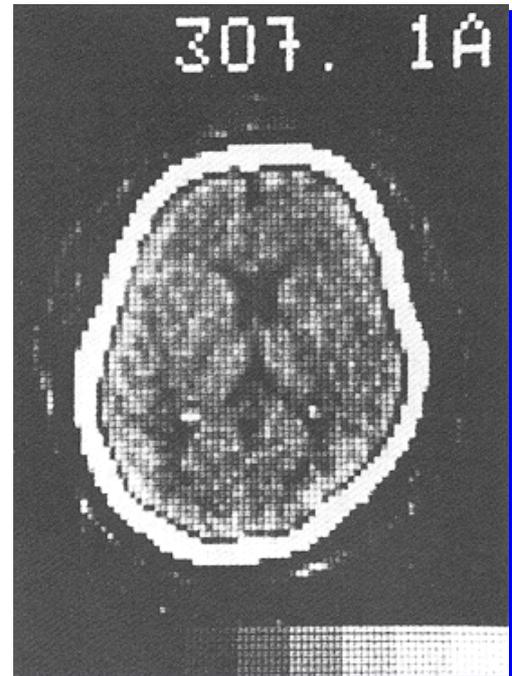
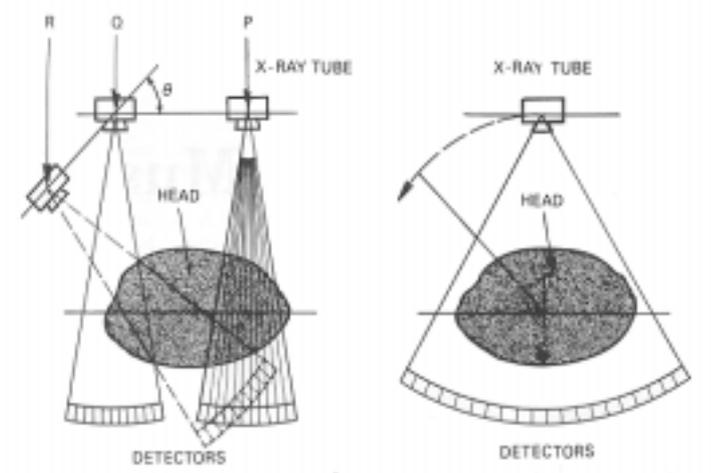


- 1955 - Tsien: primeiro trabalho
 - Distribuição quantitativa da dose
 - Falta de dados anatômicos e exibição em 2D
- 1965 - Shinji Takahashi: fundamentos centrais e uso do planejamento 3D
- 1986: Uso clínico do 3D

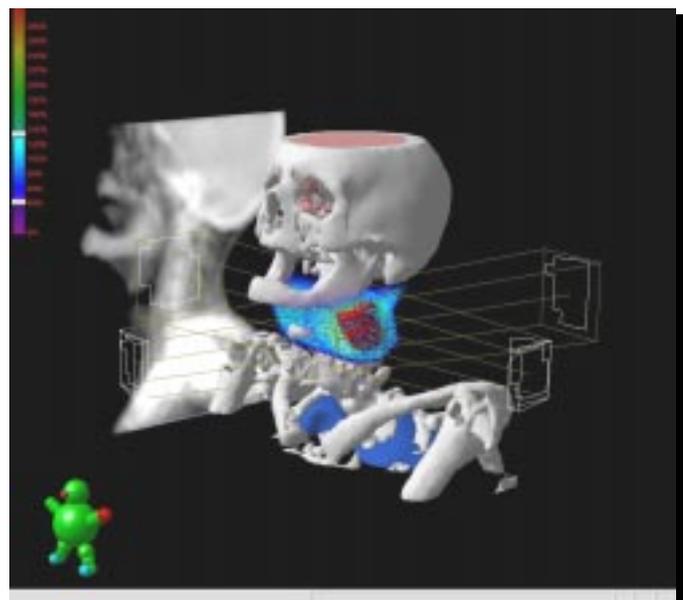
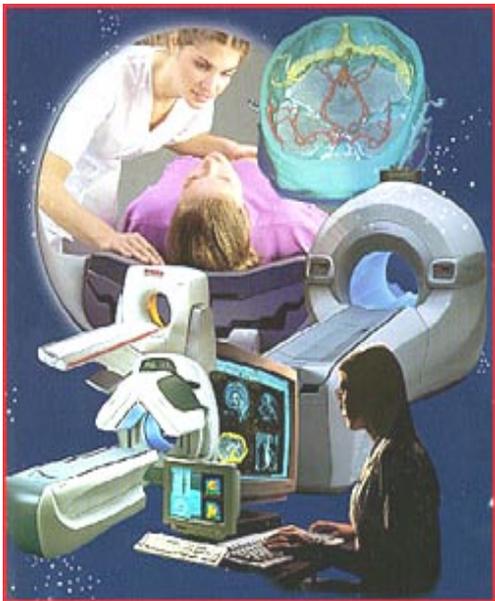
Progresso
Sist.Planej.
RxT



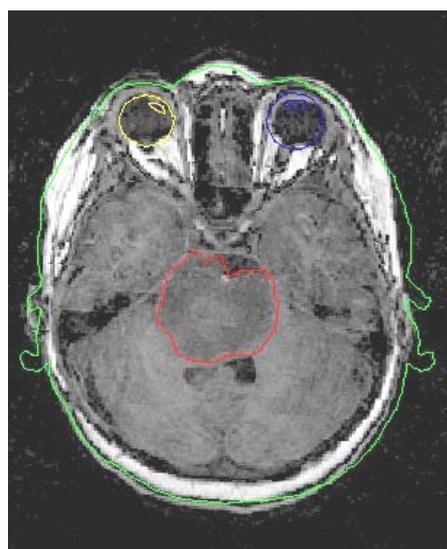
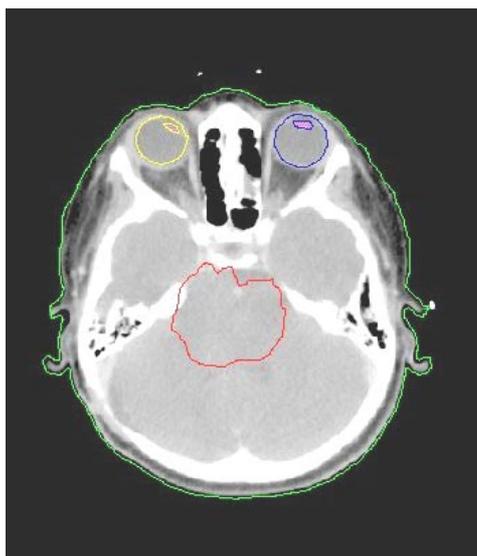
A Importância das Imagens Diagnósticas na Radioterapia



A Importância das Imagens



Fusão de imagens



Considerações na Escolha de um Sistema de Planejamento?

QUAL A
FINALIDADE ?

RECURSOS:
HARDWARE
SOFTWARE

CONECTIVIDADE

DESENVOLVIMENTO

TREINAMENTO E
SUPORTE TÉCNICO

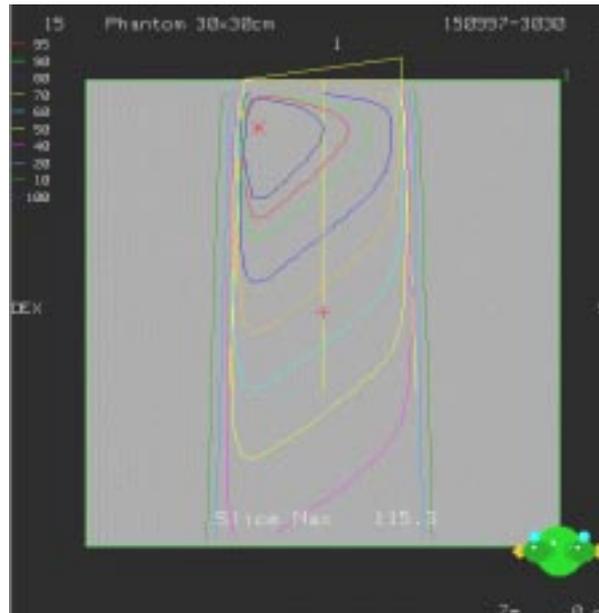
Controle de Qualidade para Sistemas de Planejamento em Radioterapia

- AAPM – TG - 53
- TECDOC – 1151 IAEA

Testes de Aceitação

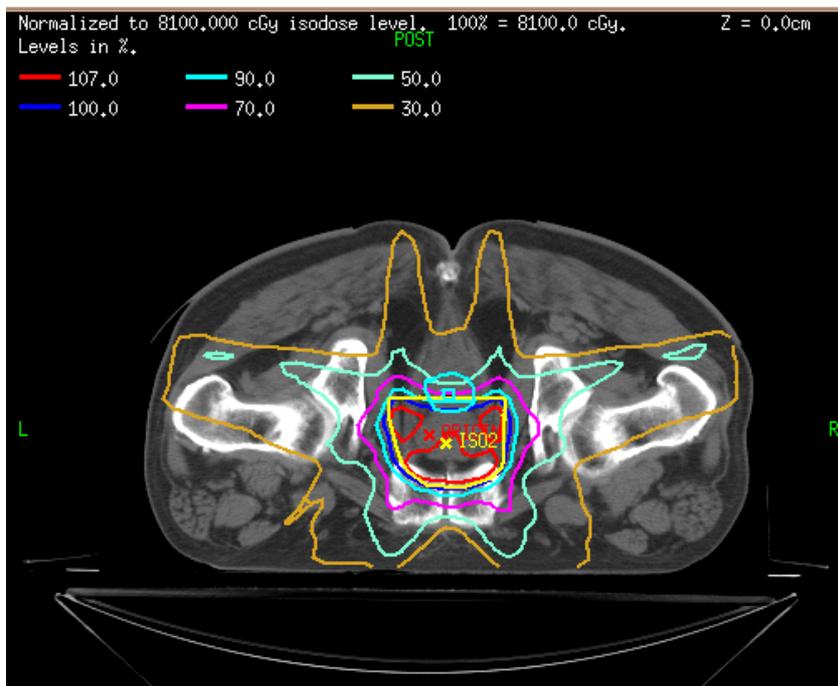
Especificações do sistema:

- Hardware
- Software
- Testes de performance
- Periféricos e Interfaces
- Documentação



“COMISSIONAMENTO” AQUISIÇÃO DE DADOS CLÍNICOS

Processo de colocar o sistema em atividade clínica

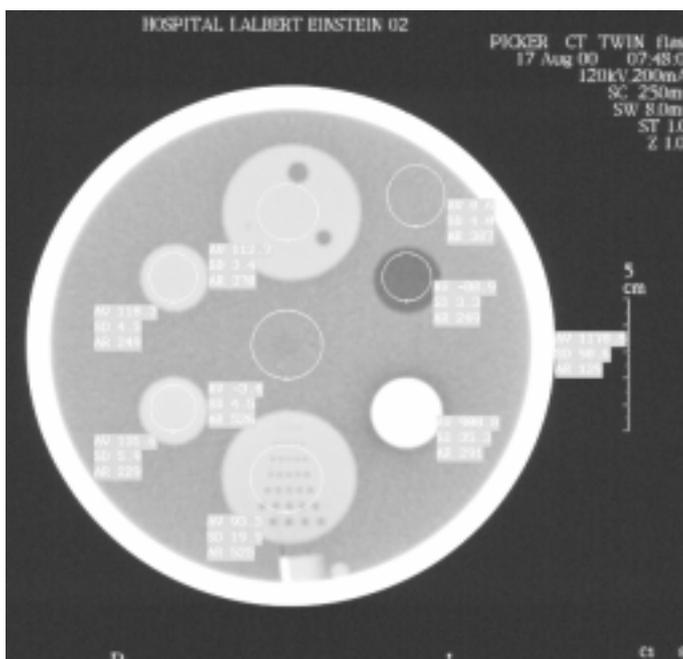


Imobilização

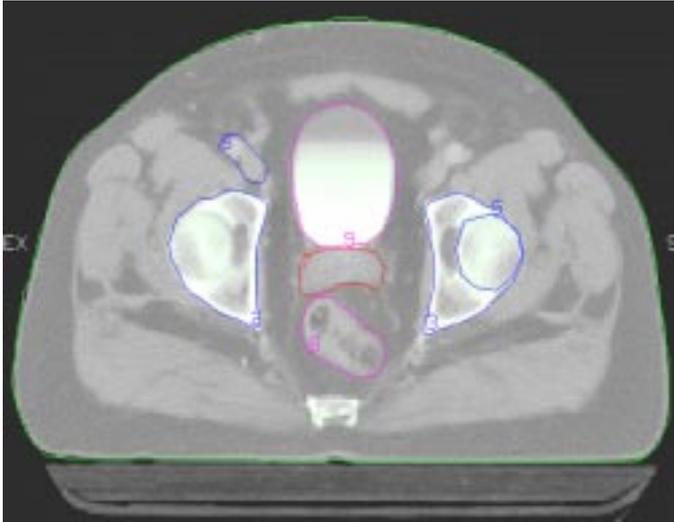


Aspectos Não Dosimétricos

Dens. Eletrônica
Versus
No. de CT



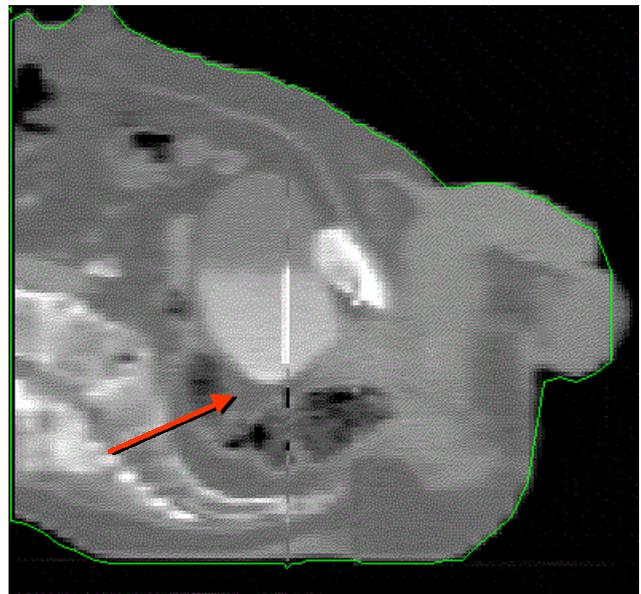
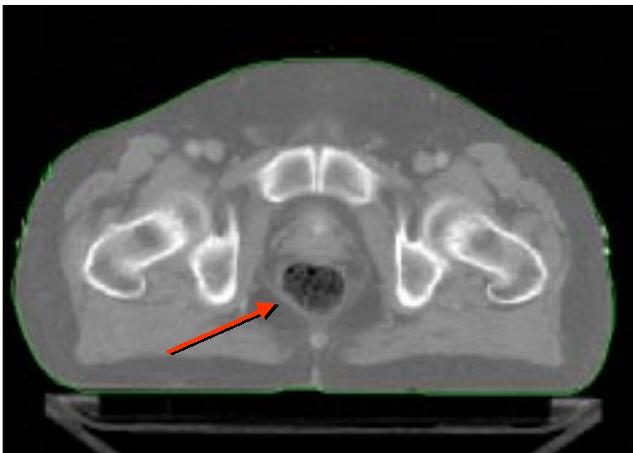
Aquisição de Imagens



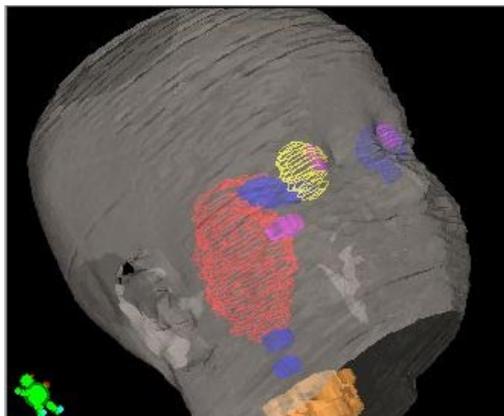
- **Posicionamento;**
- **Contrastes;**
- **Técnica de aquisição**

- **Transferência para o sist. planejamento**

Artefatos



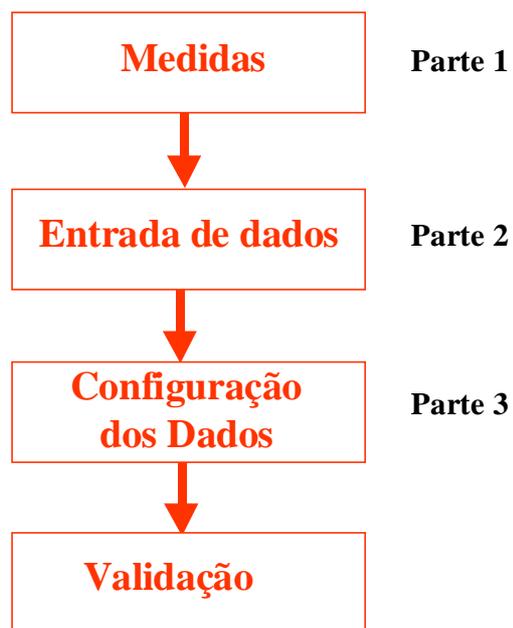
Reconstrução de imagens



Aquisição de Dados Dosimétricos da Unidade de Tratamento



Procedimento de Aquisição e Configuração



Medidas para o Modelo Regular

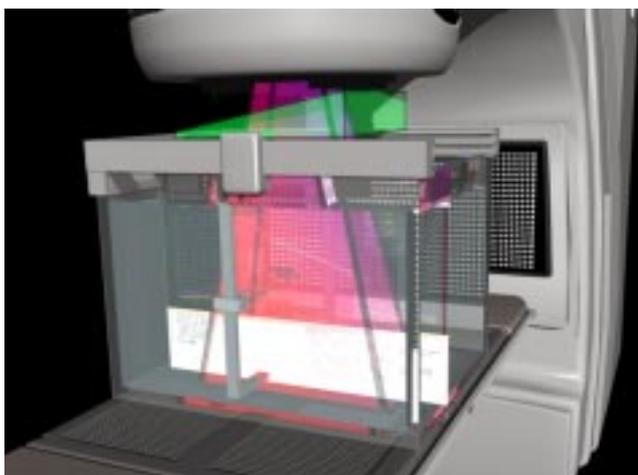
Campos Abertos:

- PDP's dos campos abertos (0-30cm)
- Perfis dos campos abertos: 5 profundidades
- Perfil diagonal do campo aberto: 5 prof.

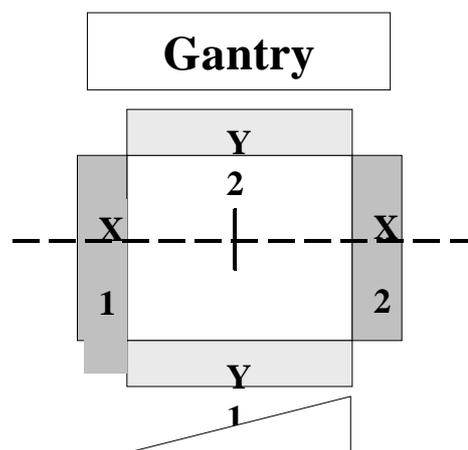
Campos com Filtro:

- PDP's dos campos com filtro (0-30cm)
- Perfis dos campos com filtro: 5 prof.
- Perfil Longitudinal do filtro: cpo. 15x15cm / prof. = 5 cm

Posicionamento para Medidas



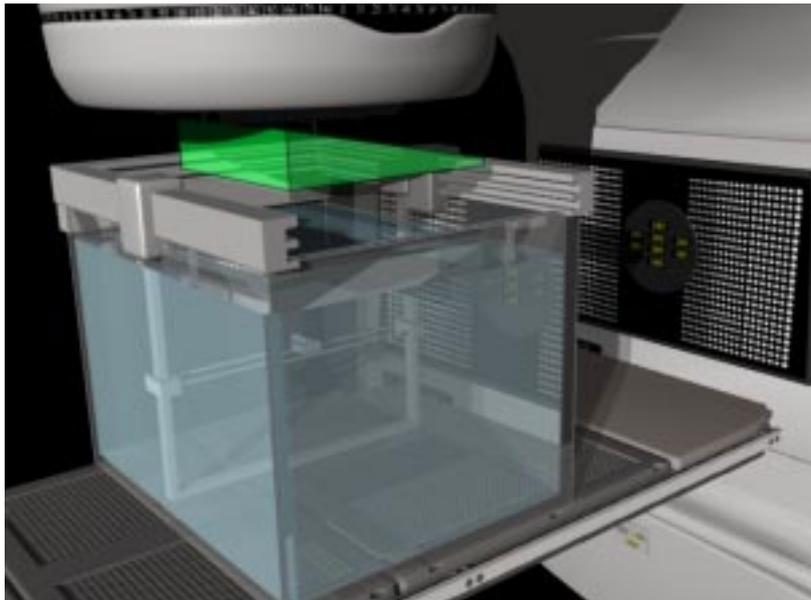
Campo Aberto e Com Filtro



- PDP - sentido da medida: de baixo para cima**
- considerar o pto. efetivo de medida da câmara

Largura do Perfil = $[C * ((SSD+d)/SSD)] + 10$ (cm)
Para todas as prof.

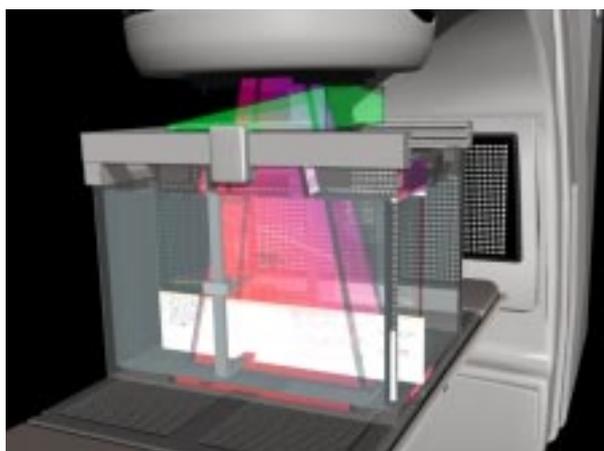
Posicionamento para Medidas



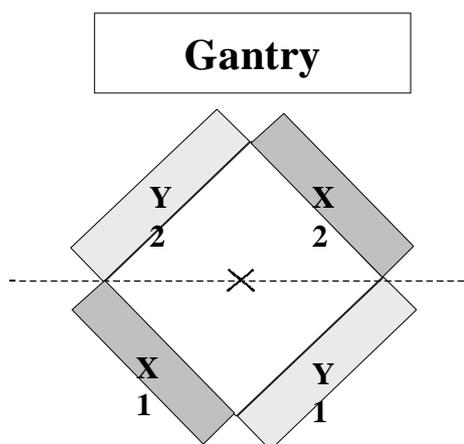
Perfil Longitudinal:

- cpo. 15 x 15 cm
- girar o colimador: medida no eixo X
- única prof. = 5 cm

Posicionamento para Medidas



Campo Diagonal



Obs:

- campo máximo (40 x 40 cm)
- usualmente: deslocar o fantom (mesa)
- medir meio perfil

Aquisição de Dados da Unidade de Tratamento

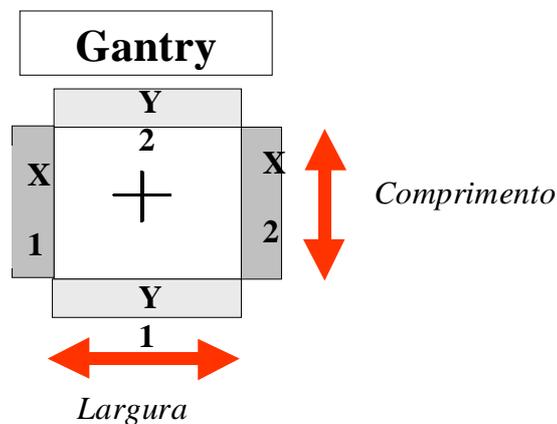
FÓTONS

Medidas para o modelo Pencil Beam:

Campos Abertos:

- Fatores de transmissão de blocos
- Fatores de absorção de bandejas
- Coeficiente de atenuação linear para compensadores
- Enhanced Dynamic Wedges (*)

(*): Nenhuma medida adicional é necessária para a configuração do Filtro Dinâmico

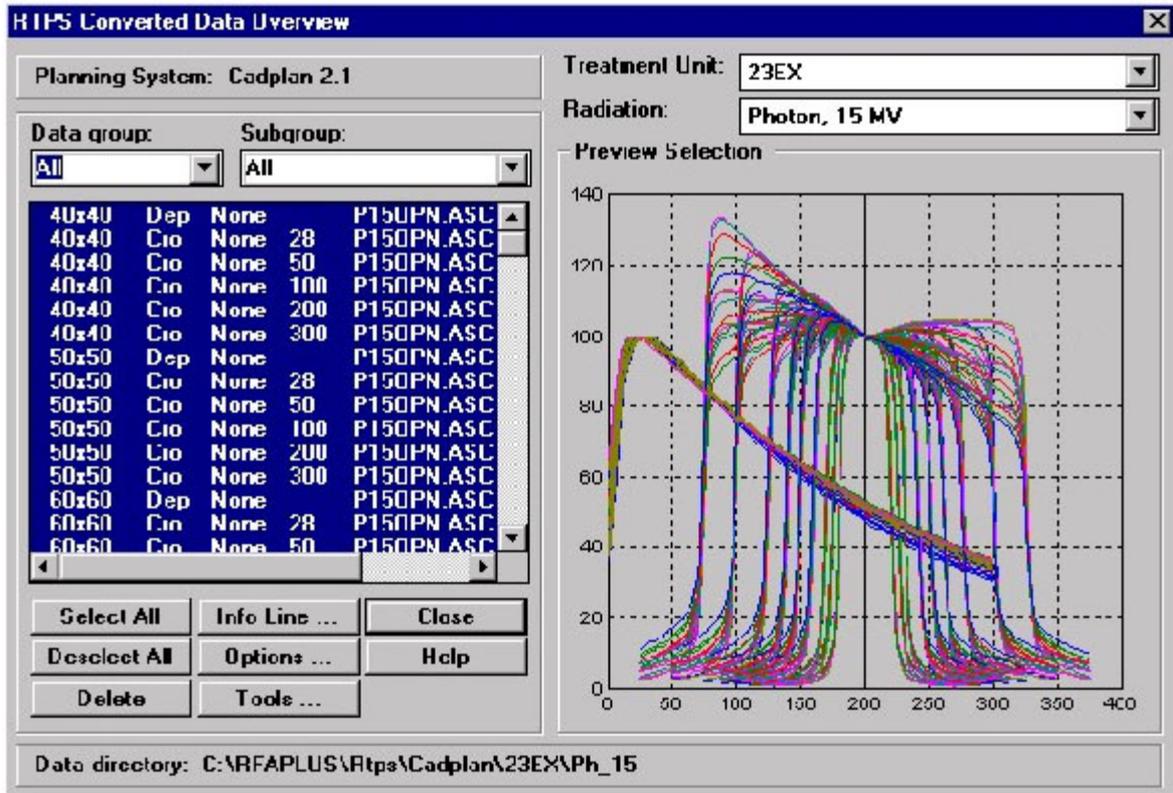


Cálculo da Unidade Monitor

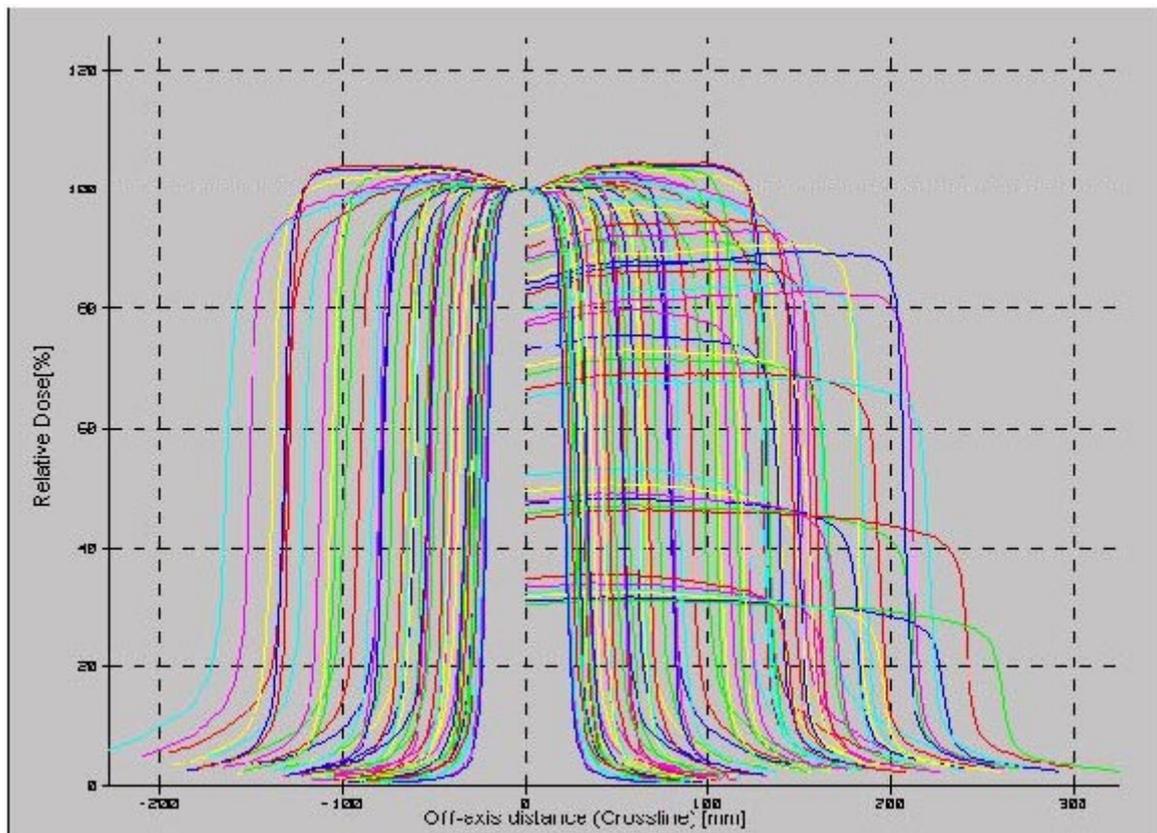
- Fatores Output para campos abertos
- Fatores Output para campos com filtro ou fator único para filtro

Medidas do Fator Output

	PDD normalization	Monitor unit calibration	Measurement position
1	d_{\max}	Fixed SSD	d_{\max}
2	single reference depth	Fixed SSD	d_{\max} of the reference field size
3	d_{\max}	Isocentric	Isocentre
4	single reference depth	Isocentric	Isocentre



PERFIL DO FEIXE - Medidas



Transferência de Dados: Sistemas de Aquisição e Planejamento



- Manual
- FTP
- RS 232
- DAT, floppy, CD

Configuração da Máquina



- 1 - Treatment unit parameters
- 2 - Treatment unit limits
- 3 - Print unit parameters and limits
- 4 - Depth dose configuration
- 5 - Profile configuration
- 6 - Material configuration
- 7 - TAR/TMR, SAR/SPR and PSF table
- 8 - Scatter factors for EqTAR
- 9 - Configuration regular beam model
- 10 - Configuration pencil beams
- 11 - Monitor unit table
- 12 - Dynamic wedges
- 13 - Configure VARiS equivalents
- 14 - Select treatment unit
- 0 - Return █

```

POSITION LIMITS :                               1/0

Fixed therapy : B.F
Name of the treatment unit : C:\mas 21200 - 1849
Treatment unit rotation scale : TRG : TR : TRG
Gantry rotation scale : 0.0 : 180.0 004 00K :
Collimator rotation scale : 90.0 : 90.0 04 00K :
Table rotation scale : 90.0 : 90.0 04 00K :
Gantry rotation limits : 0k :

Collimator rotation limits (K): IUS  J0.0  -> 273.0
                               (JLC  J0.0  -> 273.0)
Table rotation limits (K): TUS  33.3  -> 273.0
                               (TFC  33.3  -> 273.0)

Table height - at isocentre : 10.0 cm
Table height - minimum : 10.0 cm
Table height - maximum : 15.0 cm
Flattener jaws axes : (X1) : (Y1)
                   (X2) : (Y2)

Field opening : 0 -> 40  J -> 40

Isocentre X - max overtravel : 1.0 cm  1.0 cm
Isocentre Y - max overtravel : 10.0 cm 10.0 cm
Flattener direction names : (5) : (3)
                          TN (1) (UP) (D)

```

```

POSITION LIMITS :                               2/0

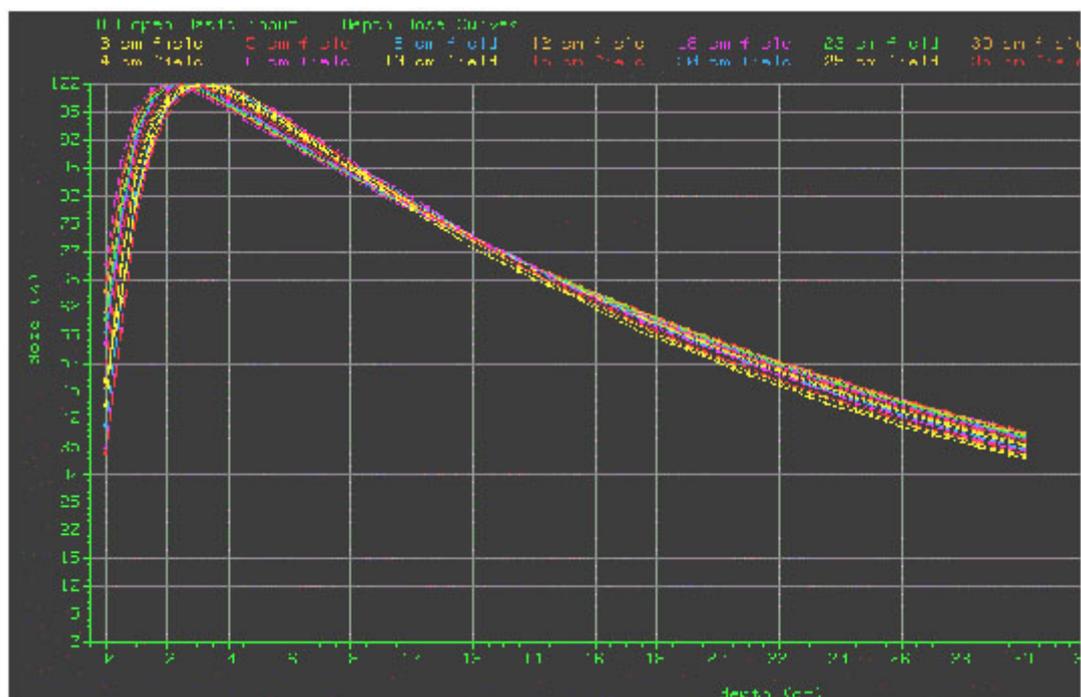
Fixed therapy : B.F
Name of the treatment unit : C:\mas 21200 - 1849
Flattener direction names : (R) : (L)
                          (N) : (U) : (D) : (L)

Flattener wedge front row
- wedge 15 : R L J D
- wedge 30 : R L L R
- wedge 45 : R L J D
- wedge 60 : R L J D
- wedge Lk : R L J D

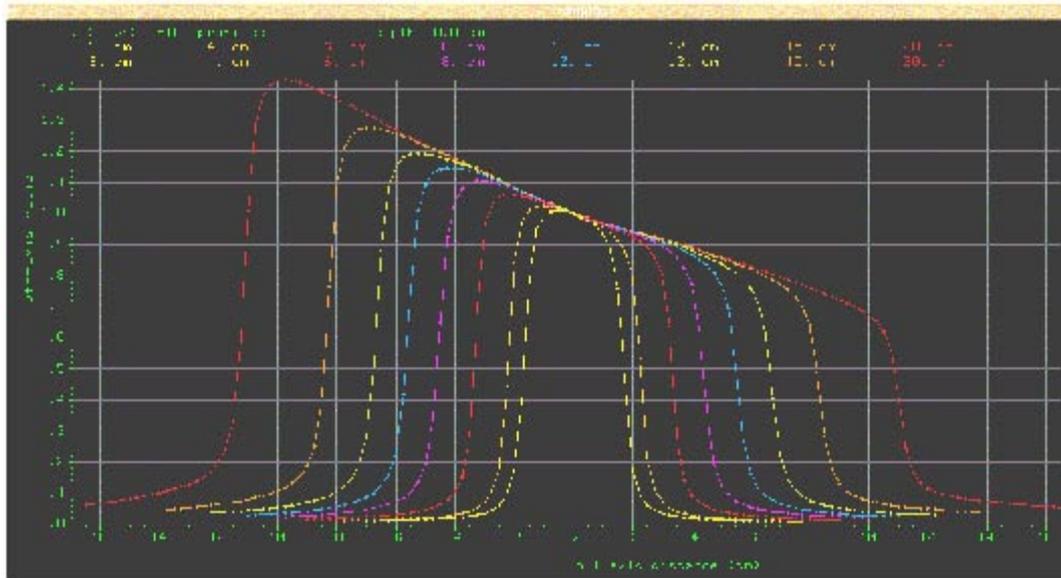
Wedges fields with : lateral : depth (cm)
- wedge 15 : 0 -> 10  J -> 40
- wedge 30 : 0 -> 20  3 -> 40
- wedge 45 : 0 -> 10  J -> 40
- wedge 60 : 0 -> 5   3 -> 40
- wedge Lk : J L : tables

```

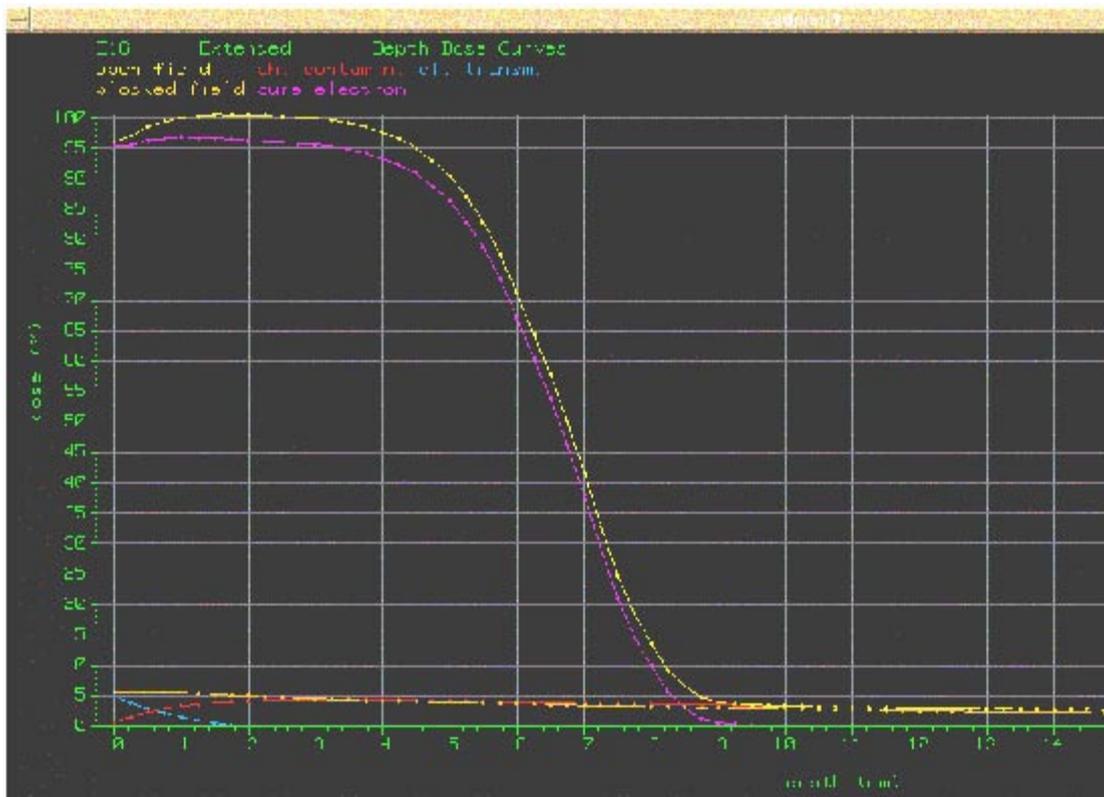
PDP's Medidas



Profile – Filtro 45°



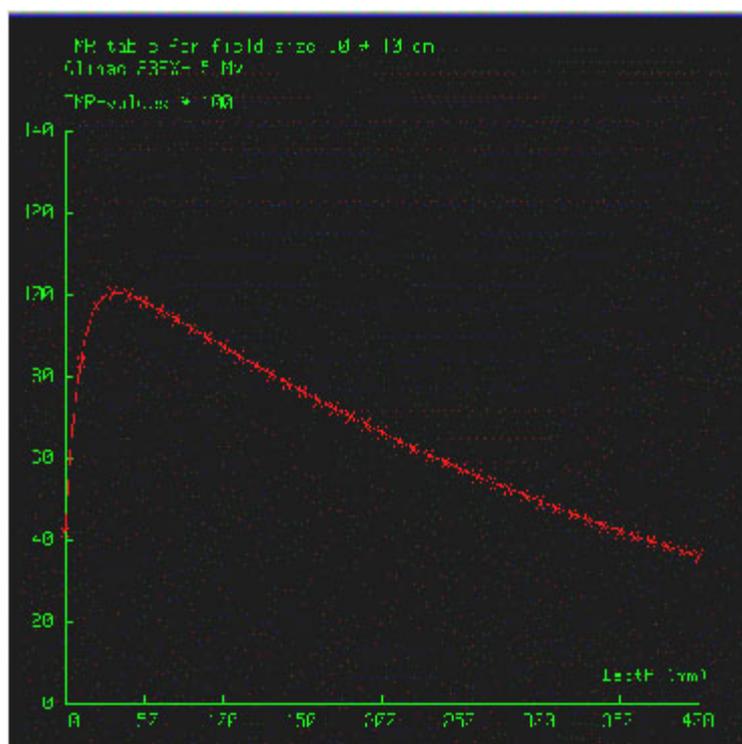
Élétrons



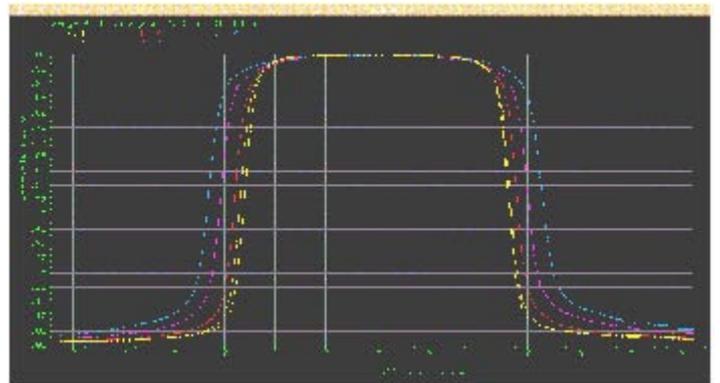
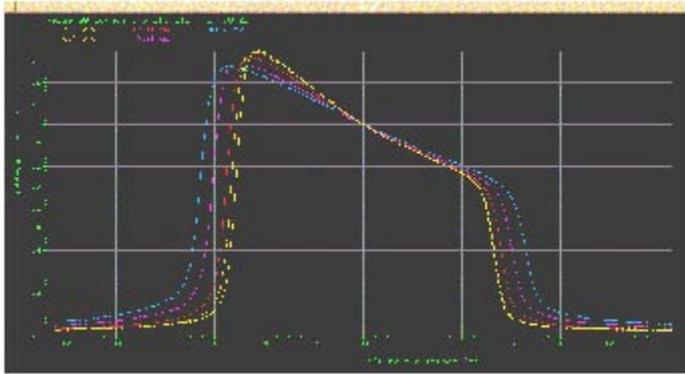
Material Configuration

Control 1						
Block configuration C15						
Nr.	Code	Type	Transm	Tray	SBD	Dir
1	CER	CERROBEND-4%	.039	1.017	65.4	RLUD
2	MLC	MLC 120	.018	1.000	.0	RL

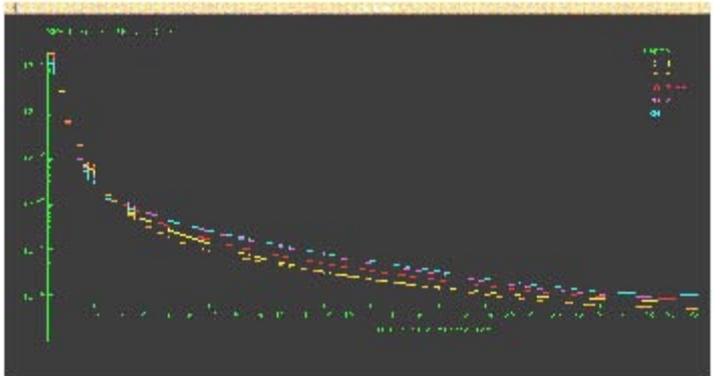
TMR Table



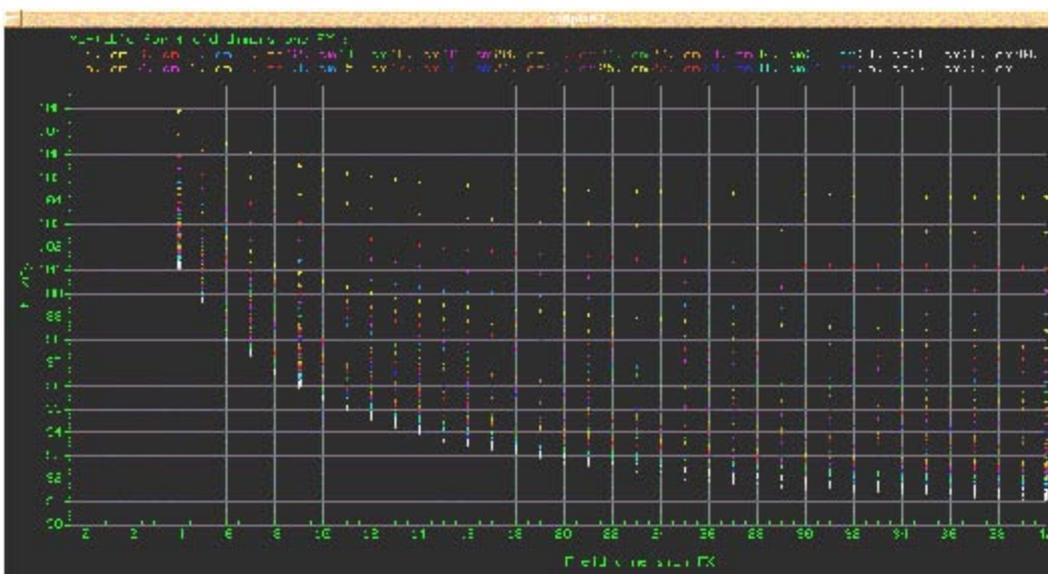
Configuration Regular Beam Model



Configuration Pencil Beams



Monitor Unit Table



Testes de Qualidade Periódicos

Confirmar:

- **Integridade e segurança dos arquivos**
- **Funcionamento dos periféricos (entrada/saída de dados)**
- **Integridade do software do RTPS**

Diário:

Livro de registro de ocorrências

Backup

Semanal:

Periféricos

Arquivos – Checksum

Mensal:

Entrada de dados – CT

Revisão do RTPS

Anual:

Cálculos da dose

Periféricos – I/O

Ferramentas Críticas – BEV; DRR; DVH

Variável:

Alterações do Software

Gerenciamento do Sistema e Segurança

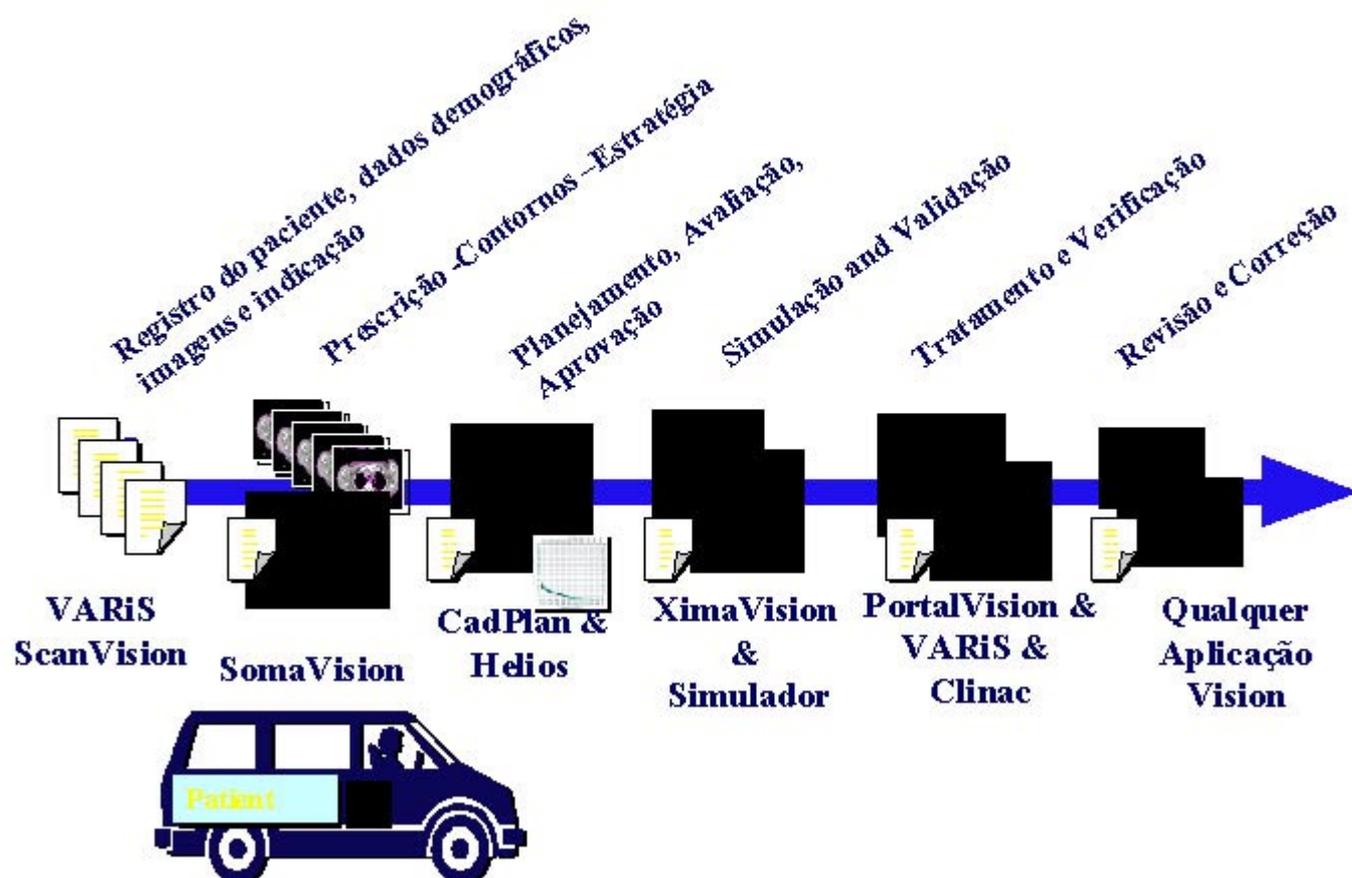
- **Responsabilidades pessoais**
- **Manutenção de hardware e software**
- **Gerenciamento dos dados: arquivos/backup**
- **Manutenção de redes**
- **Segurança**

VARIAN

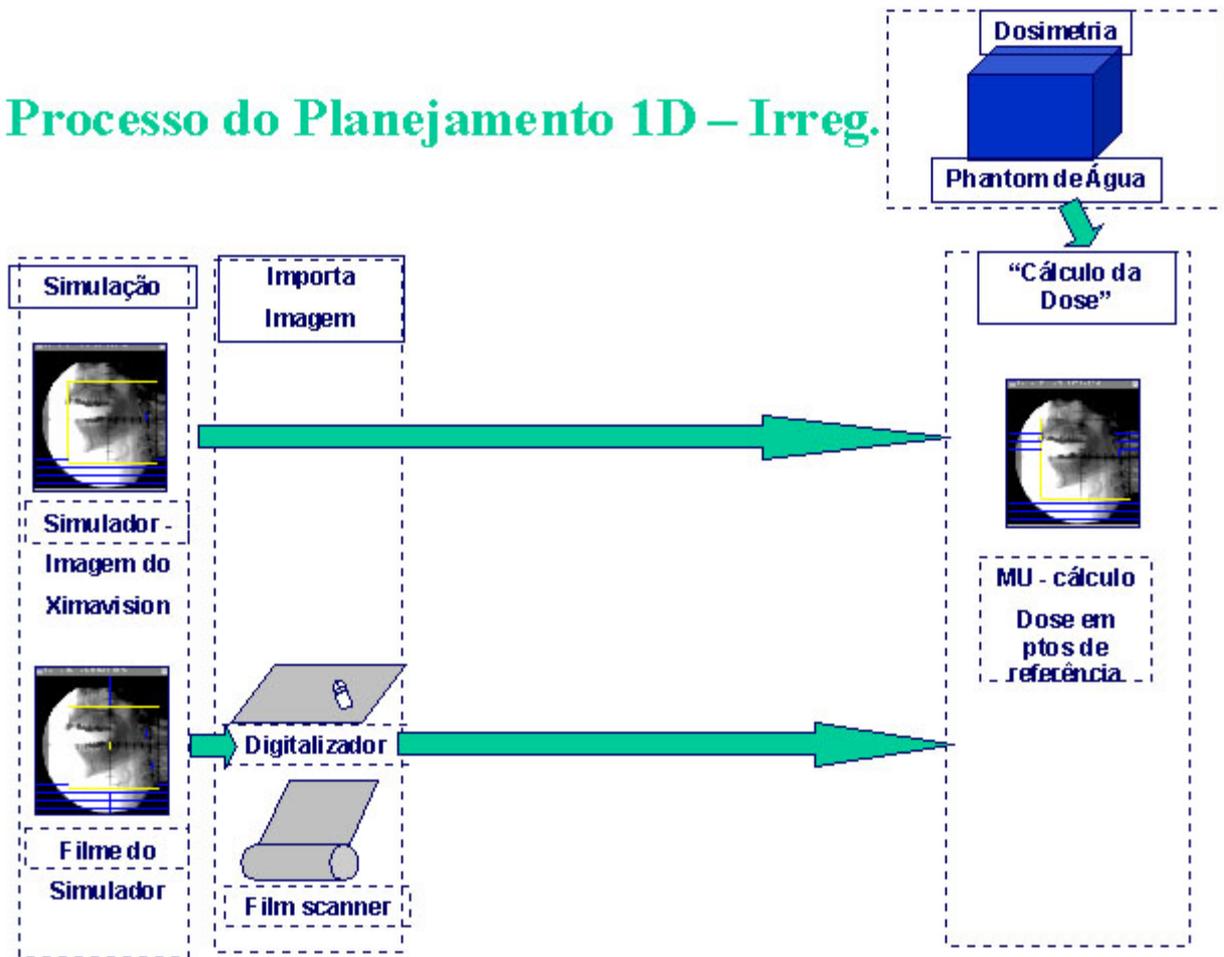
SIMULAÇÃO VIRTUAL

SOMAVISION

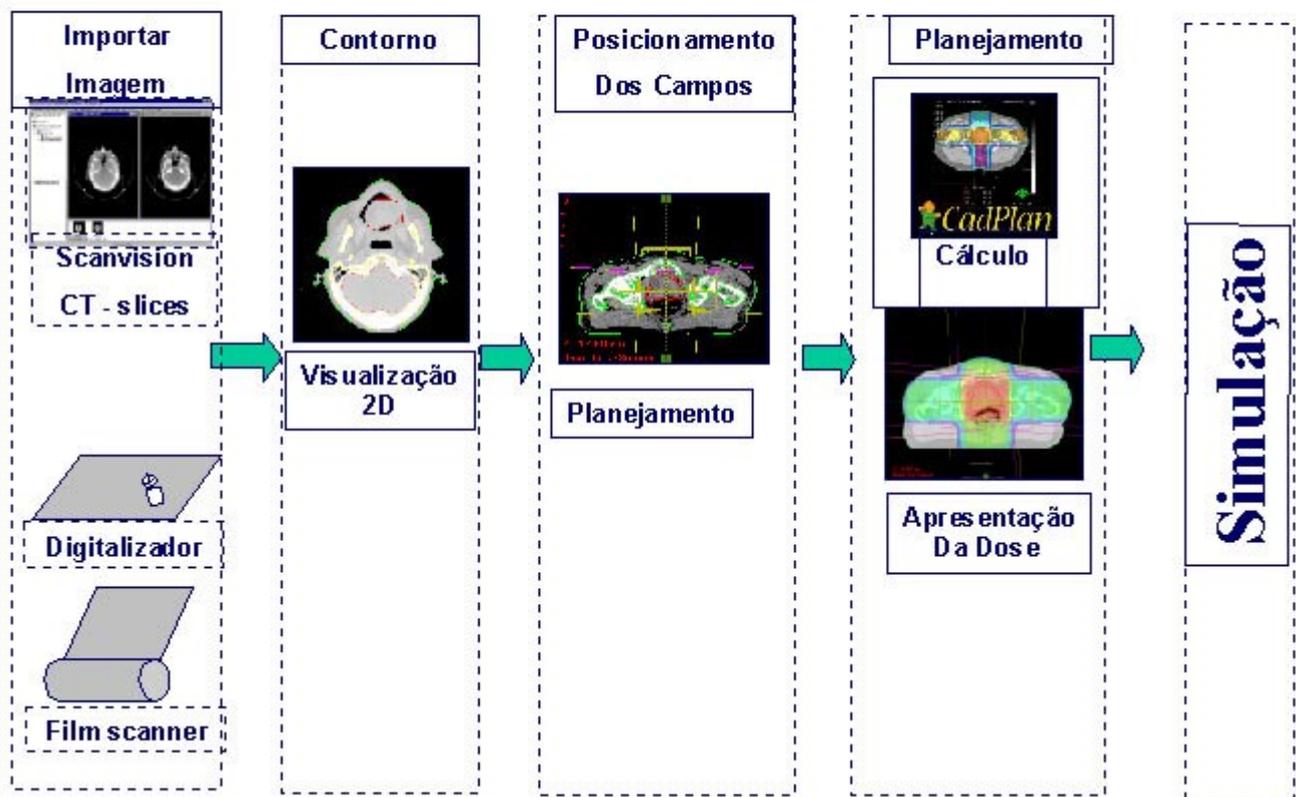
Usando SomaVision e CadPlan no Processo Clínico



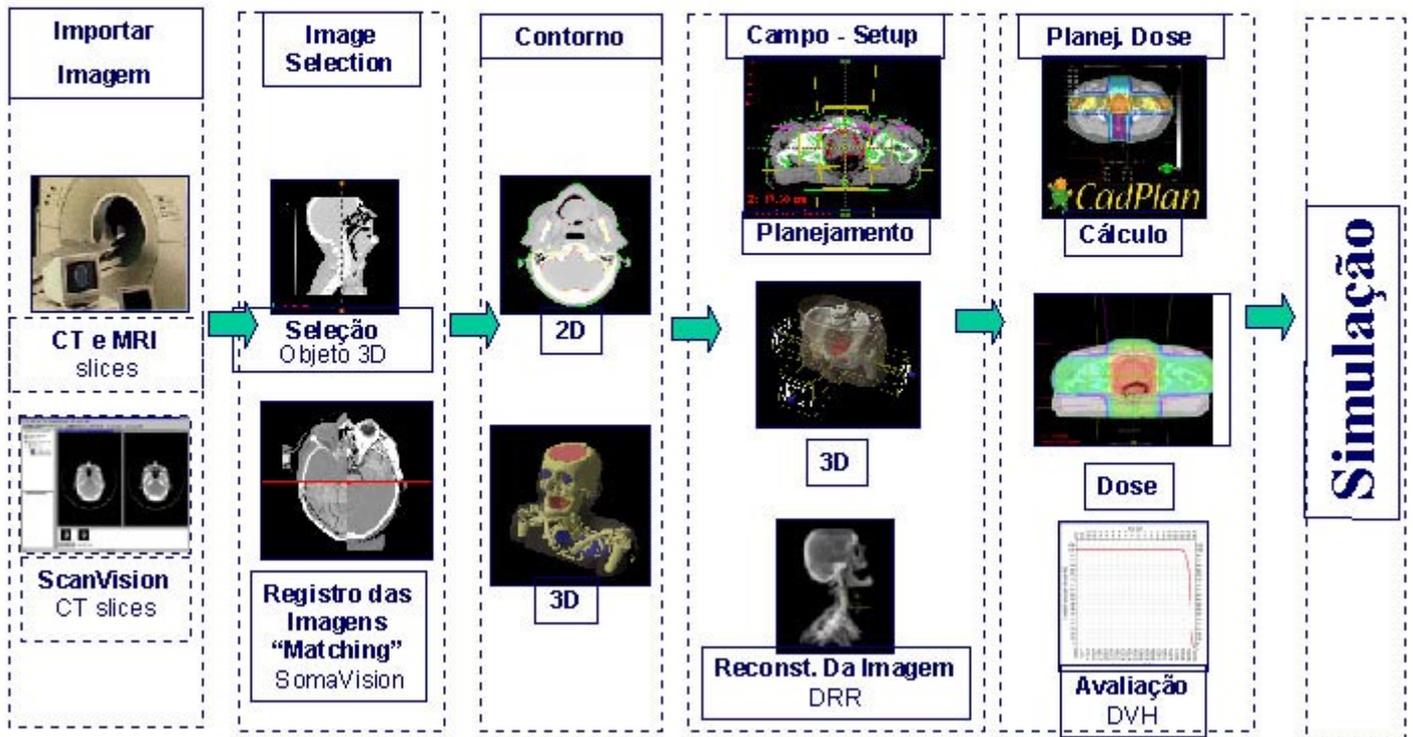
Processo do Planejamento 1D – Irreg.



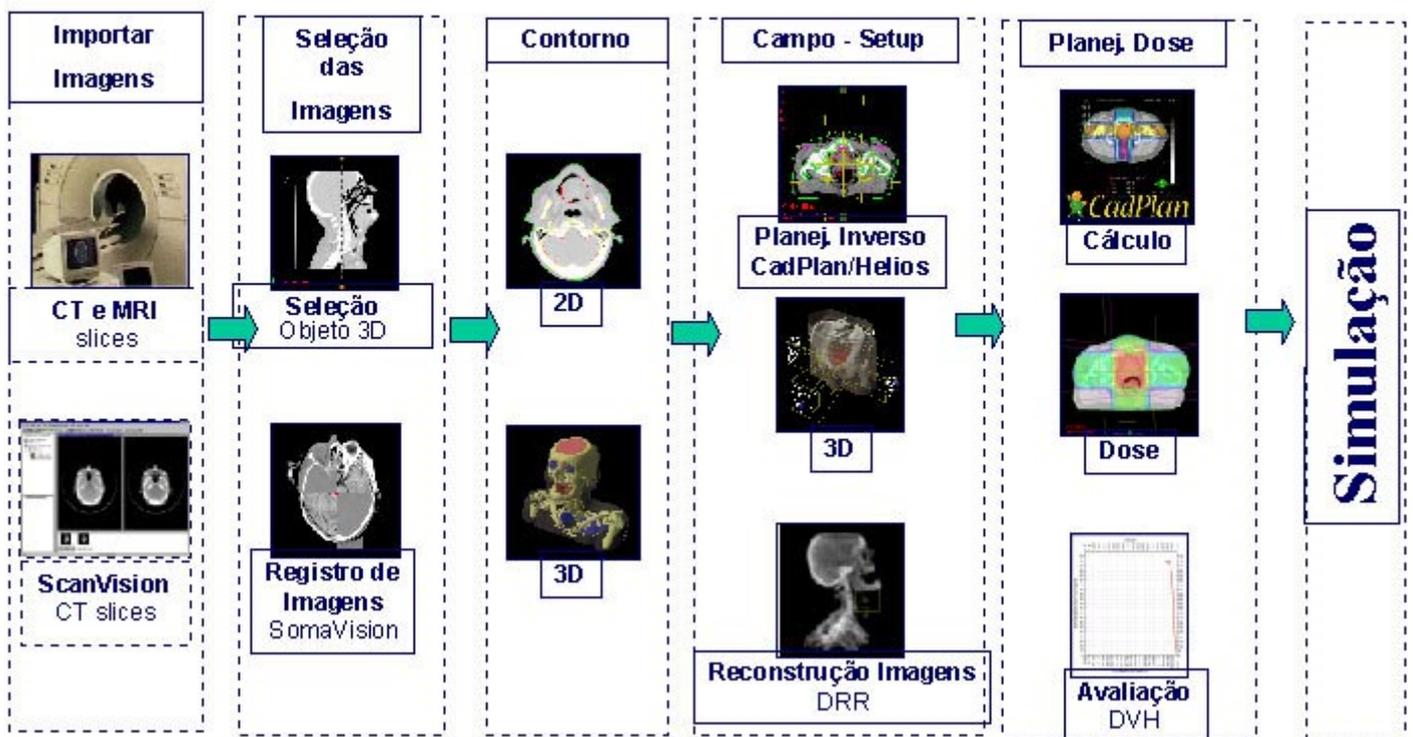
Processo do Planejamento 2D



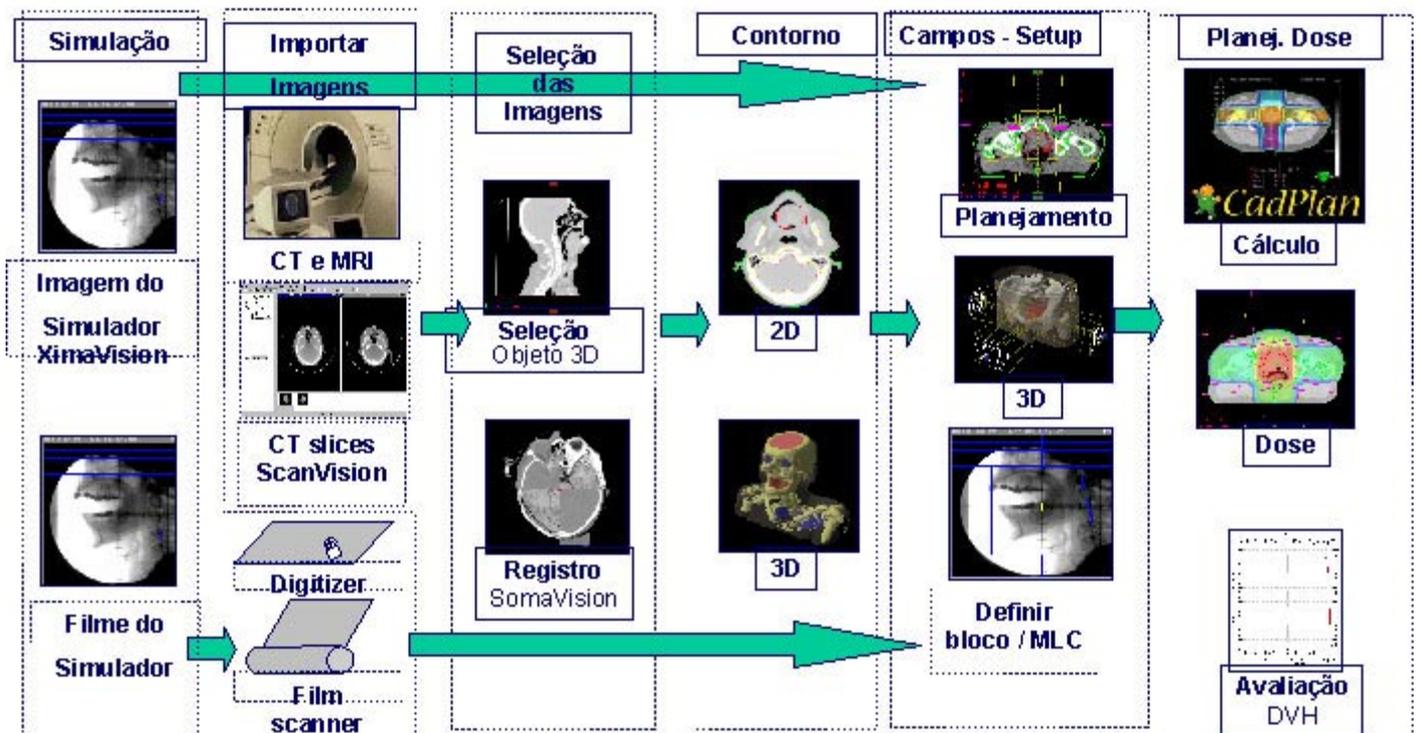
Processo do Planejamento 3D



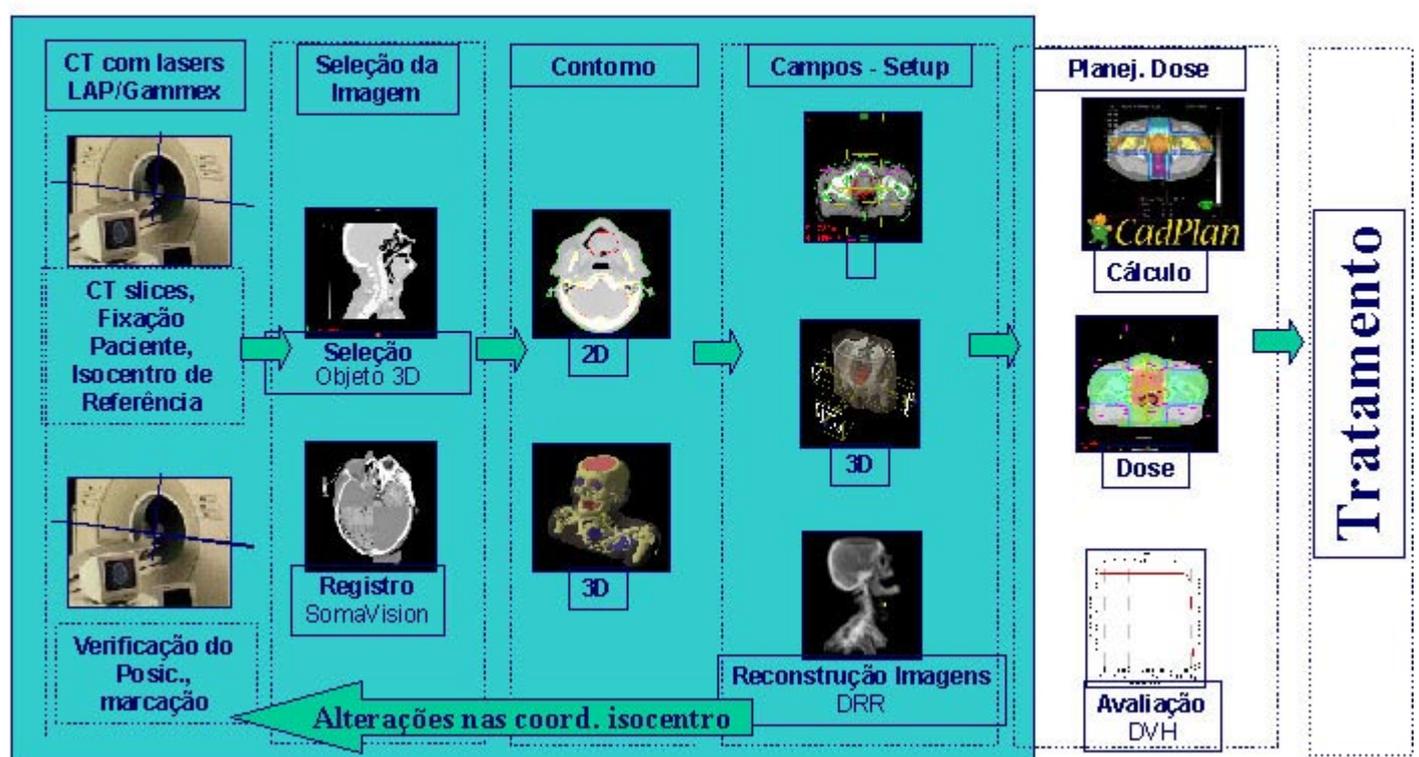
Processo do Planejamento Inverso



Processo Planejamento Baseado na Simulação



Processo da Simulação Virtual



Planejamento do Tratamento Varian

Visualização Total

WS do médico



WS do Físico



SomaVision

- Registro de Imagens ("Fusão")
- Contorno
- Simulação Virtual (CT-Sim)
- Campos - setup
- Avaliação do Plano
- Aprovação do Plano
- Integra TPS ao Vision

CadPlan

- Configuração Dados do Feixe
- Campos - Setup
 - Cálculo da Dose
 - Avaliação do Plano
 - Helios

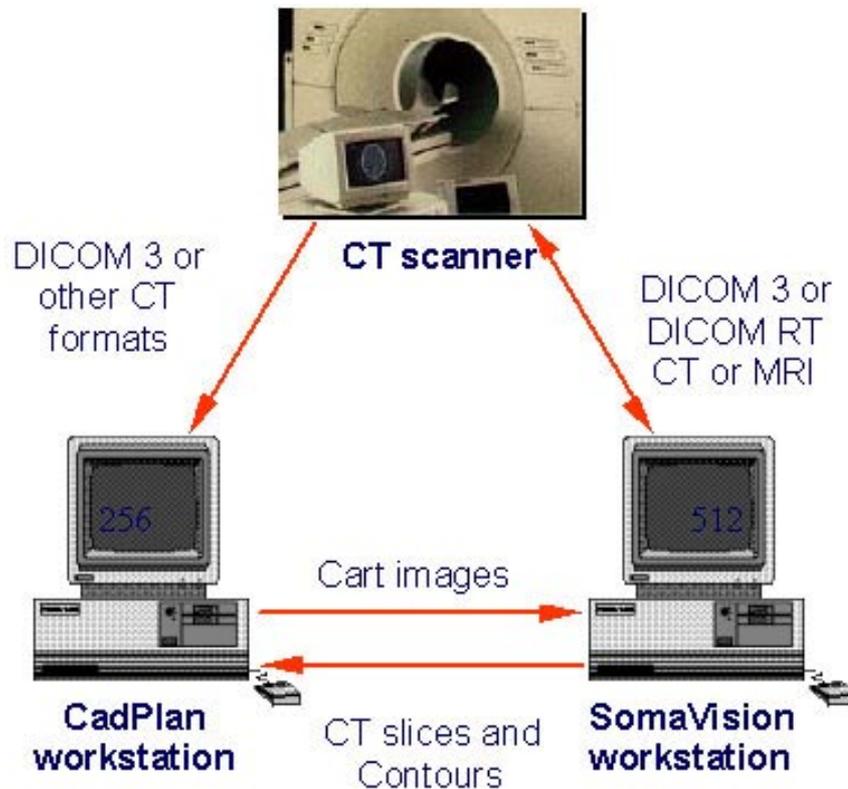
SomaVision: Conceitos Gerais

- Sistema Operacional: Windows NT
 - PC's Pentium - > 300 MHz
- Interface com o usuário
 - Padrão Windows
 - Padrão Vision
- Curva de Aprendizado Rápida (usuário Windows)
- Minimiza o treinamento entre diferentes aplicações (ex. Ximavision, Portal-vision)
- Visualização
 - Última tecnologia (OpenGL)
 - Gráficos 3D em tempo real
 - Contornos, Superfícies translúcidas
- Ajuda a adotar o planejamento 3D
- Melhora o diagnóstico e as capacidades de Planejamento

SomaVision: Importação de Imagens

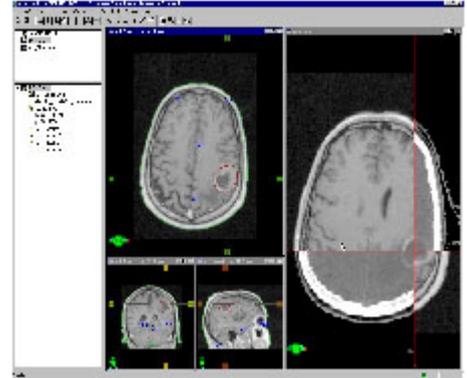
- **Importar Imagens**
 - **Dicom 3.0 – compatibilidade padrão**
- **Conexão via Network; disquete; DAT**
- **Todos os fabricantes de CT suportam Dicom 3.0**
 - **Formatos Proprietários suportados pelo CadPlan**
 - **Imagem volumétrica em 3D**
- **Conexão padrão, não necessita interfaces especiais**

Transferência de imagens de CT/RM, DRR e contornos entre CadPlan e SomaVision



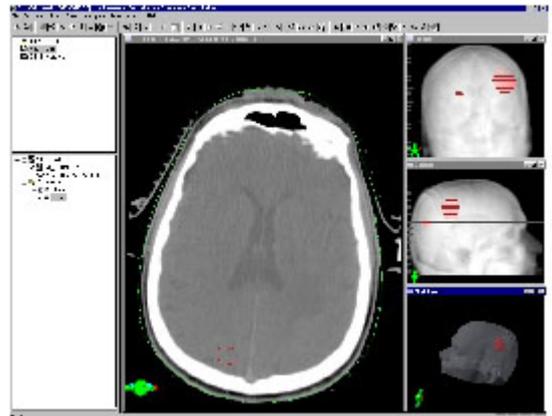
SomaVision: Registro de Imagens (Fusão)

- **Fusão (matching)**
 - CT – imagem para planejamento
 - MRI, PET, etc. - diagnóstico
 - Match points – baseados em estruturas anatômicas
- **Processo**
 - Importar imagens do CT
 - Importar imagens de diagnóstico (ex. RM)
- **Localização do tumor**



Contorno

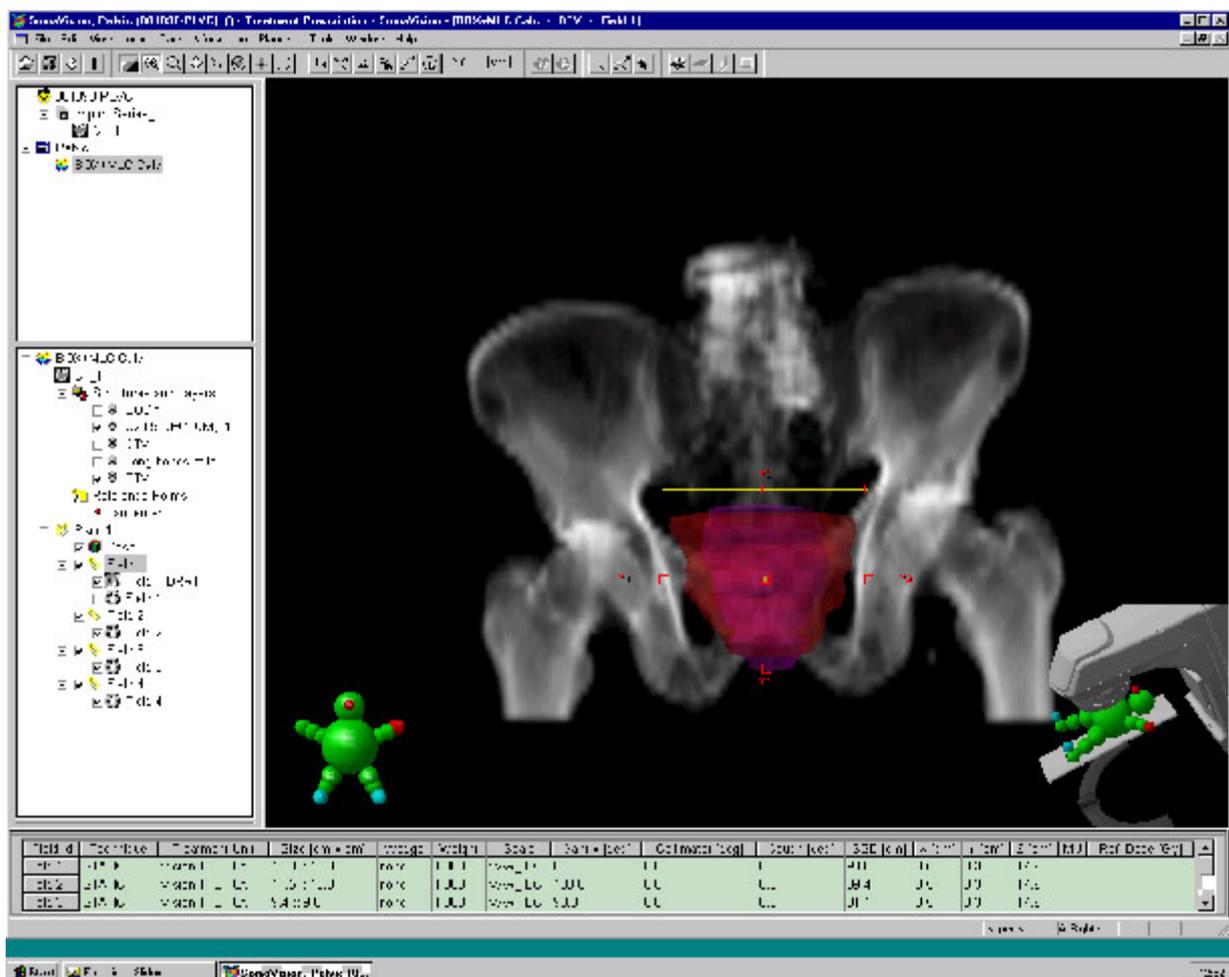
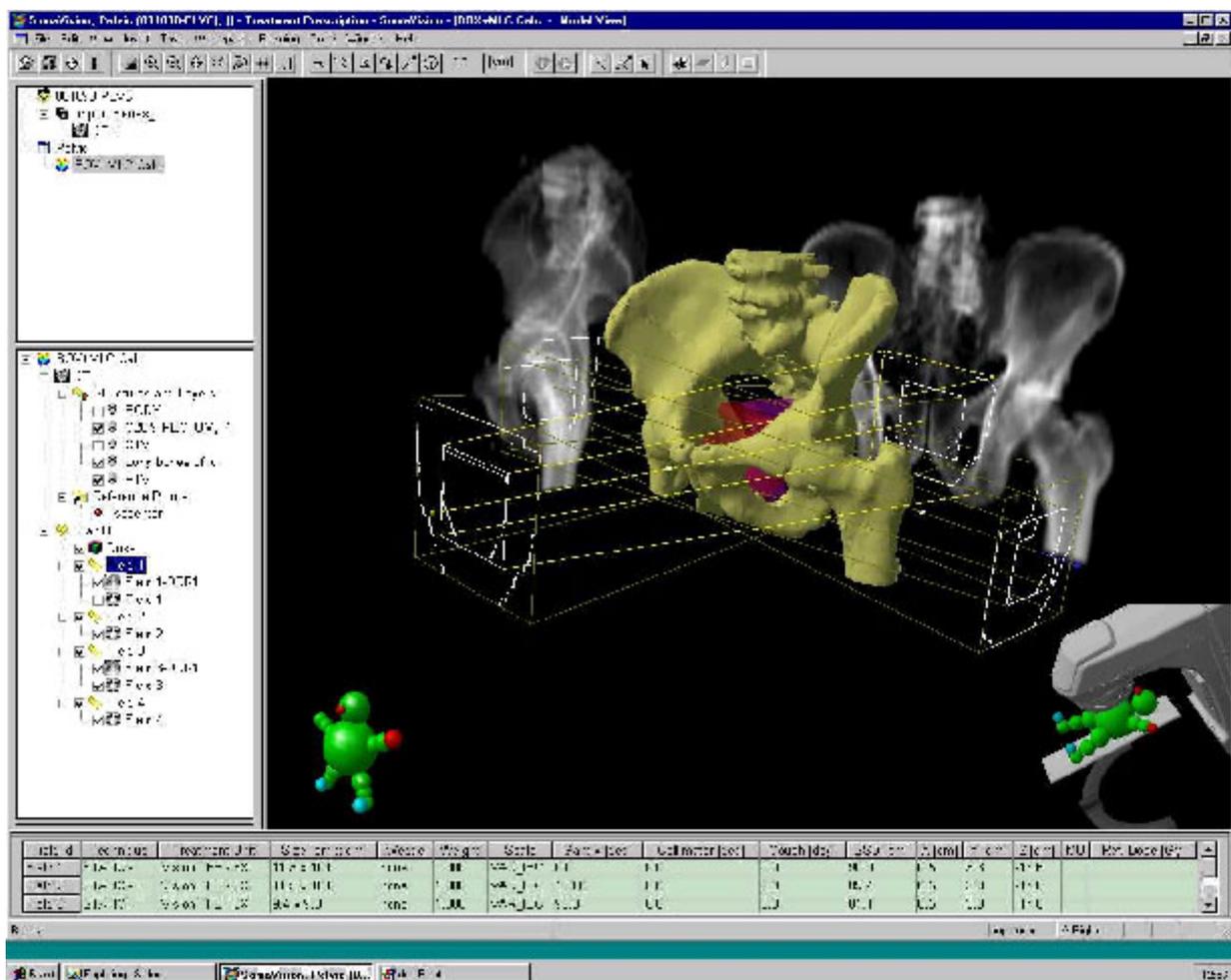
- **Estrutura: template**
- **Auto segmentação dos órgãos:**
 - Volume de Interesse
 - CT-ranger
 - Post-processing
- **Definir o volume tumoral:**
 - Ferramentas eficientes de contorno manual
 - Margem 3D
 - Interpolação

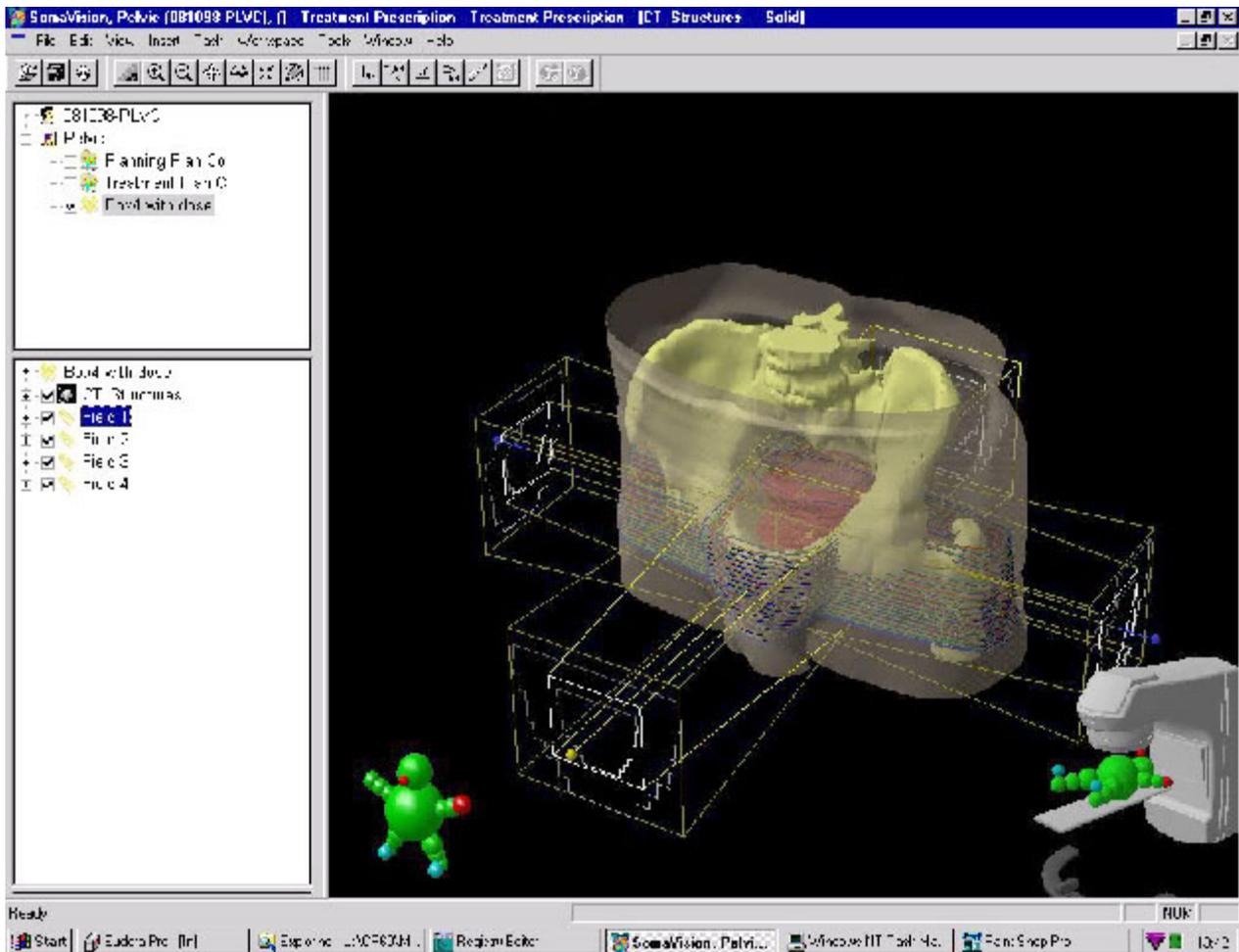
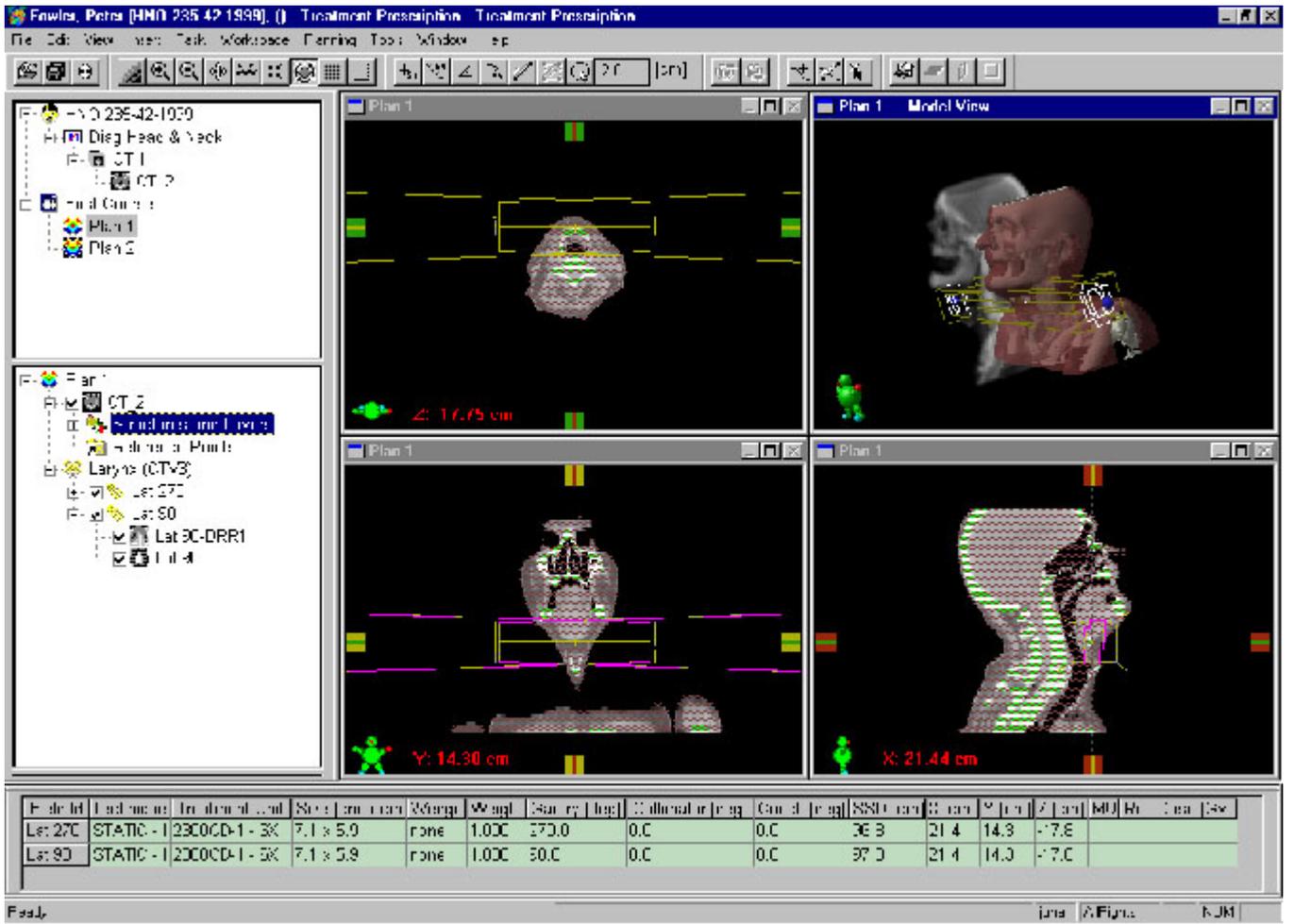


Setup de Campos

- **Interativo em 3D:**
 - Planos ortogonais (reconstrução tempo real)
 - room's eye-view
 - beam's eye-view (BEV)
 - **Ferramentas de Posicionamento Automático**
 - Isocentro no centro do alvo (estrutura)
 - MLC e blocos
- **Precisão e Eficiência no Posicionamento de Campos**



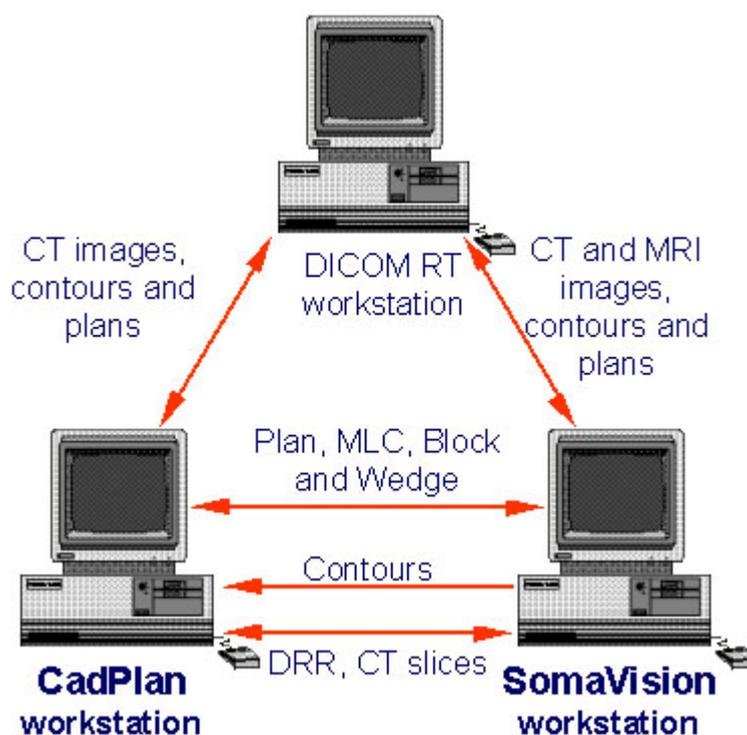




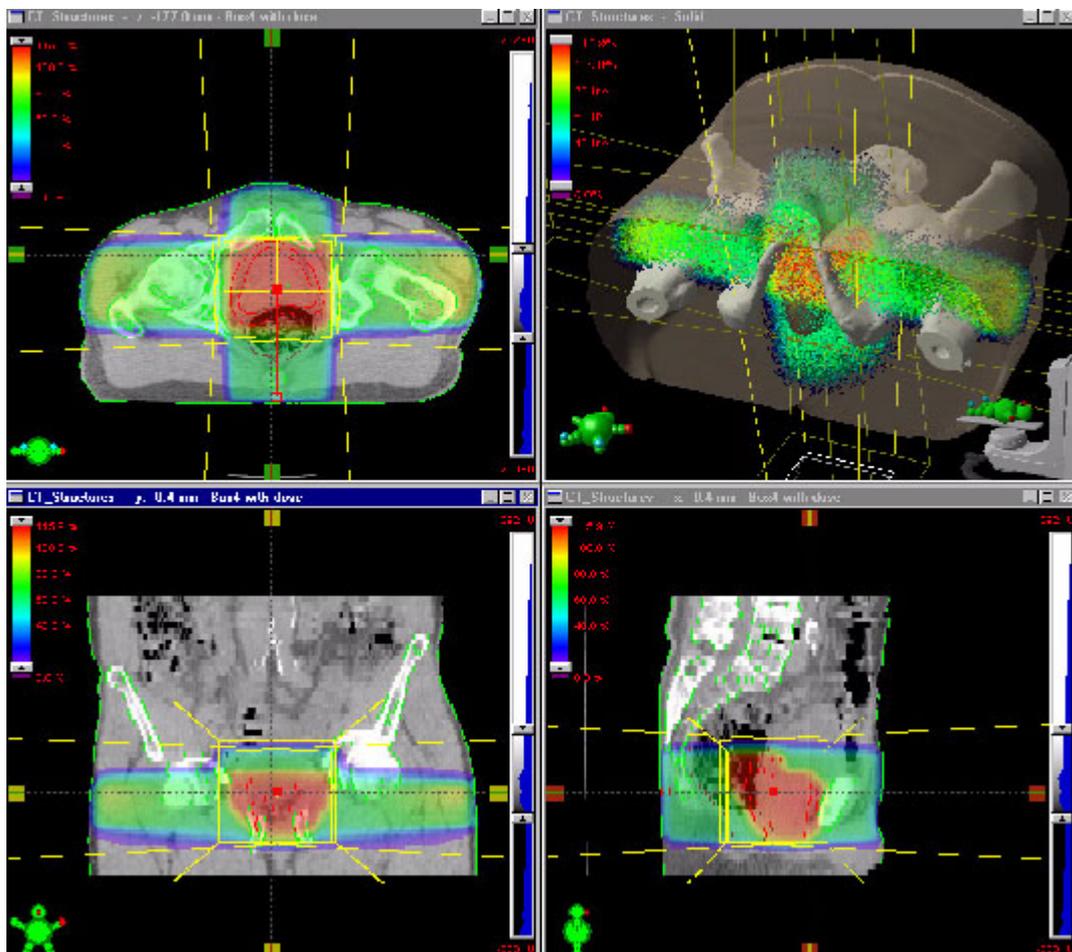
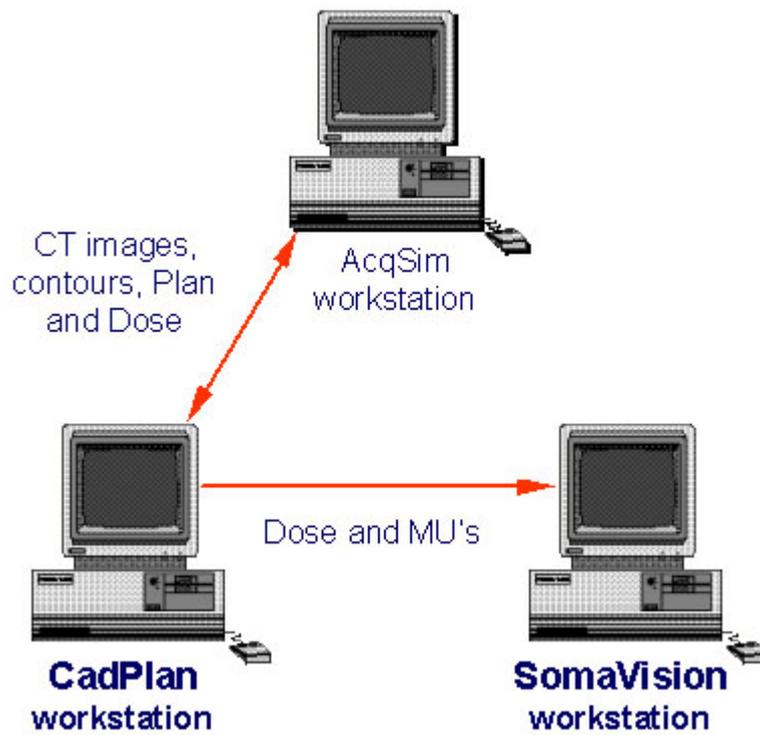
SomaVision: Avaliação do Plan

- Dose calculada e importada do CadPlan
- Visualização da Dose
 - Linhas, color wash
 - Superfícies, 3D nuvem de pontos
 - Dose na superfície do órgão
- Dose Volume Histogram (DVH)
 - Múltiplos órgãos ao mesmo tempo
 - Comparação de Planos usando DVH
- Soma de Planos
 - N°. ilimitado de planos de tele e braqui

Transferência do Plano



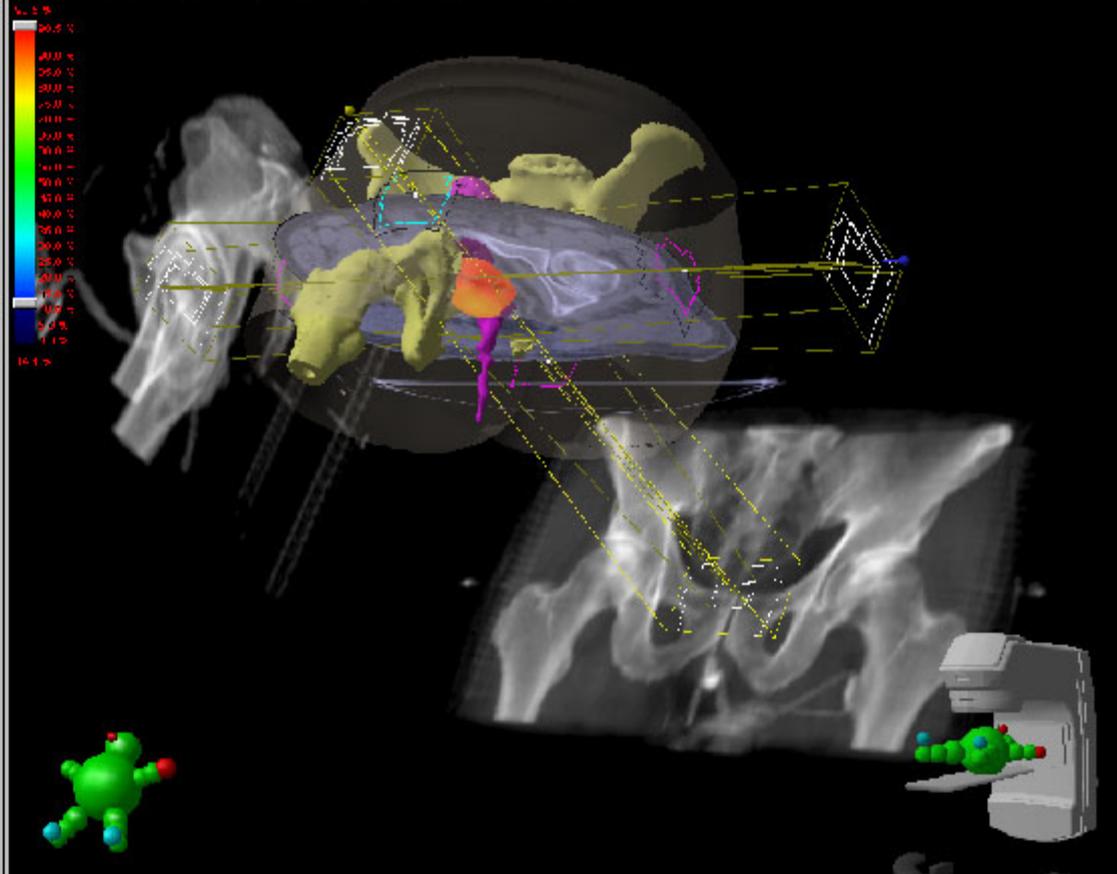
Transferência da Matriz de Dose Calculada



8060324
 Plan1
 CT_1

Structure and Layers

- Body
- Head
- Neck
- Thorax
- Rectum (R.022)
- Pelvic Plane
- Plan1
- Field 1
- Field 2
- Field 3
- Field 4
- Field 5
- Field 6
- Field 7
- Field 8
- Field 9
- Field 10
- Field 11
- Field 12
- Field 13
- Field 14
- Field 15
- Field 16
- Field 17
- Field 18
- Field 19
- Field 20
- Field 21
- Field 22
- Field 23
- Field 24
- Field 25
- Field 26
- Field 27
- Field 28
- Field 29
- Field 30
- Field 31
- Field 32
- Field 33
- Field 34
- Field 35
- Field 36
- Field 37
- Field 38
- Field 39
- Field 40
- Field 41
- Field 42
- Field 43
- Field 44
- Field 45
- Field 46
- Field 47
- Field 48
- Field 49
- Field 50
- Field 51
- Field 52
- Field 53
- Field 54
- Field 55
- Field 56
- Field 57
- Field 58
- Field 59
- Field 60
- Field 61
- Field 62
- Field 63
- Field 64
- Field 65
- Field 66
- Field 67
- Field 68
- Field 69
- Field 70
- Field 71
- Field 72
- Field 73
- Field 74
- Field 75
- Field 76
- Field 77
- Field 78
- Field 79
- Field 80
- Field 81
- Field 82
- Field 83
- Field 84
- Field 85
- Field 86
- Field 87
- Field 88
- Field 89
- Field 90
- Field 91
- Field 92
- Field 93
- Field 94
- Field 95
- Field 96
- Field 97
- Field 98
- Field 99
- Field 100

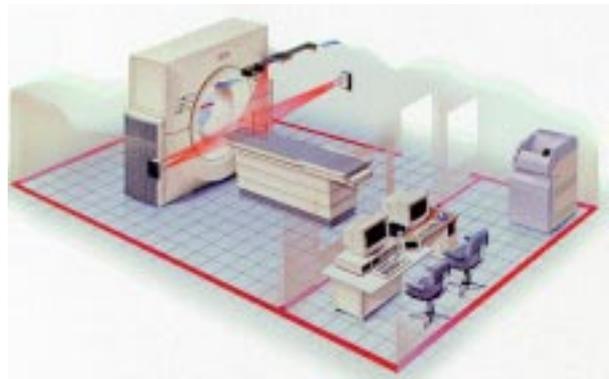
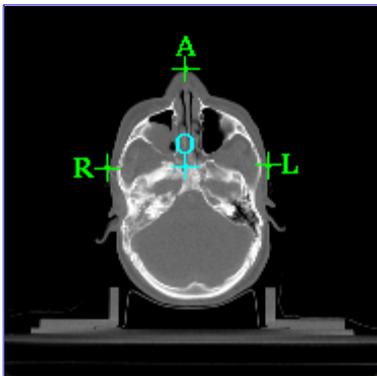


Field	Technique	Treatment Unit	Size (cm x cm)	Wedge	Weight	Scale	Gain (cG)	Collimator (deg)	Source (deg)	SSD (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	M	Ref. Dose (cG)
Field 1	SPARC-1	C-23000	8x	none	1.000	VAR IEC	0.0	C.C	0.0	99.6	24.2	23.5	138.9		20.55
Field 2	SPARC-1	C-23000	8x	none	1.000	VAR IEC	0.0	C.C	0.0	117	24.2	2	138.9		20.55
Field 3	SPARC-1	C-23000	8x	none	1.000	VAR IEC	89.3	C.C	0.0	31.3	24.2	23.5	-138.9		20.55

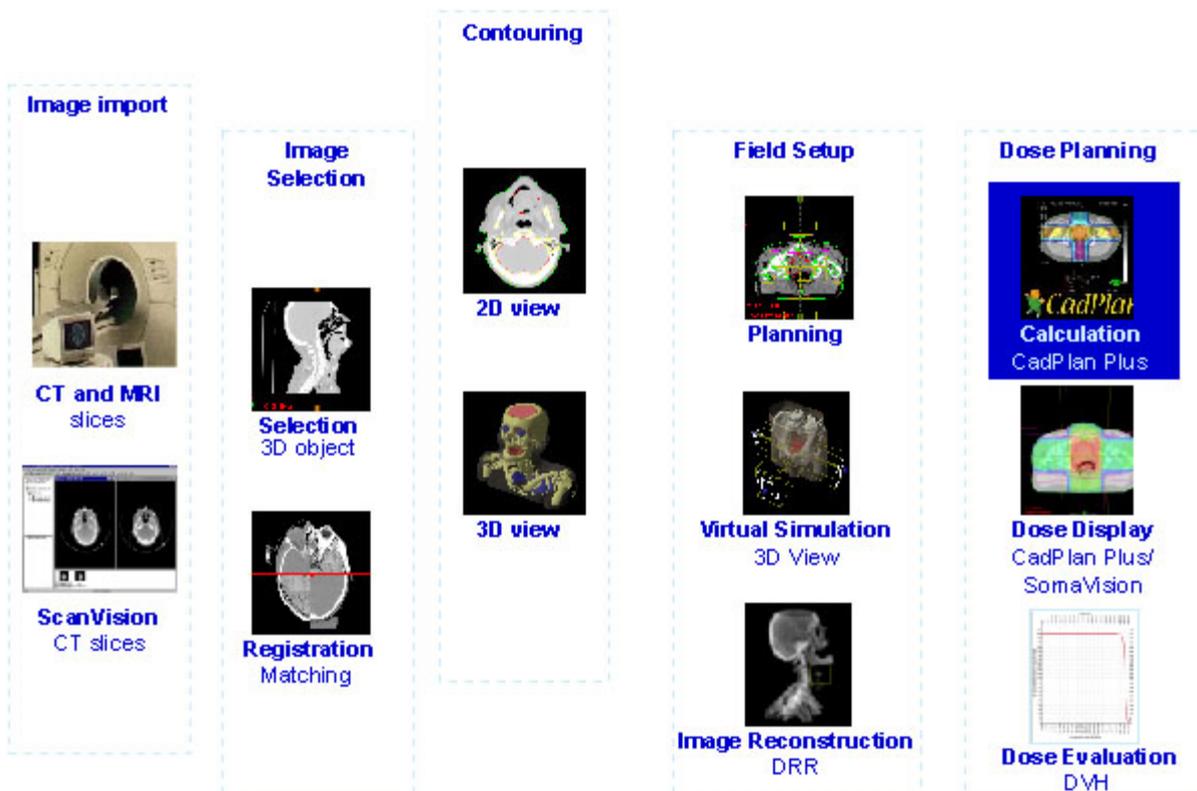
Diagnostic Imaging

A spiral CT or MR scan of the region of interest is acquired.

- Max. 3 mm slice thickness
- Large number of CT/MR slices
- Patient fixed in Immobilisation device



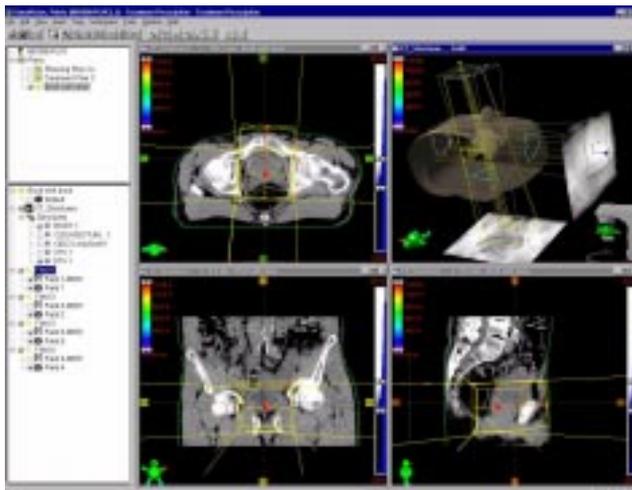
3D Planning Process - SomaVision & CadPlan Plus



Exceptional Plan Definition

SomaVision: toolset of choice

- Import/Export
- Dicom RT
- Fast outlining
- Beam setting
- Auto MLC
- Supports ICRU 50



VARIAN CadPlan

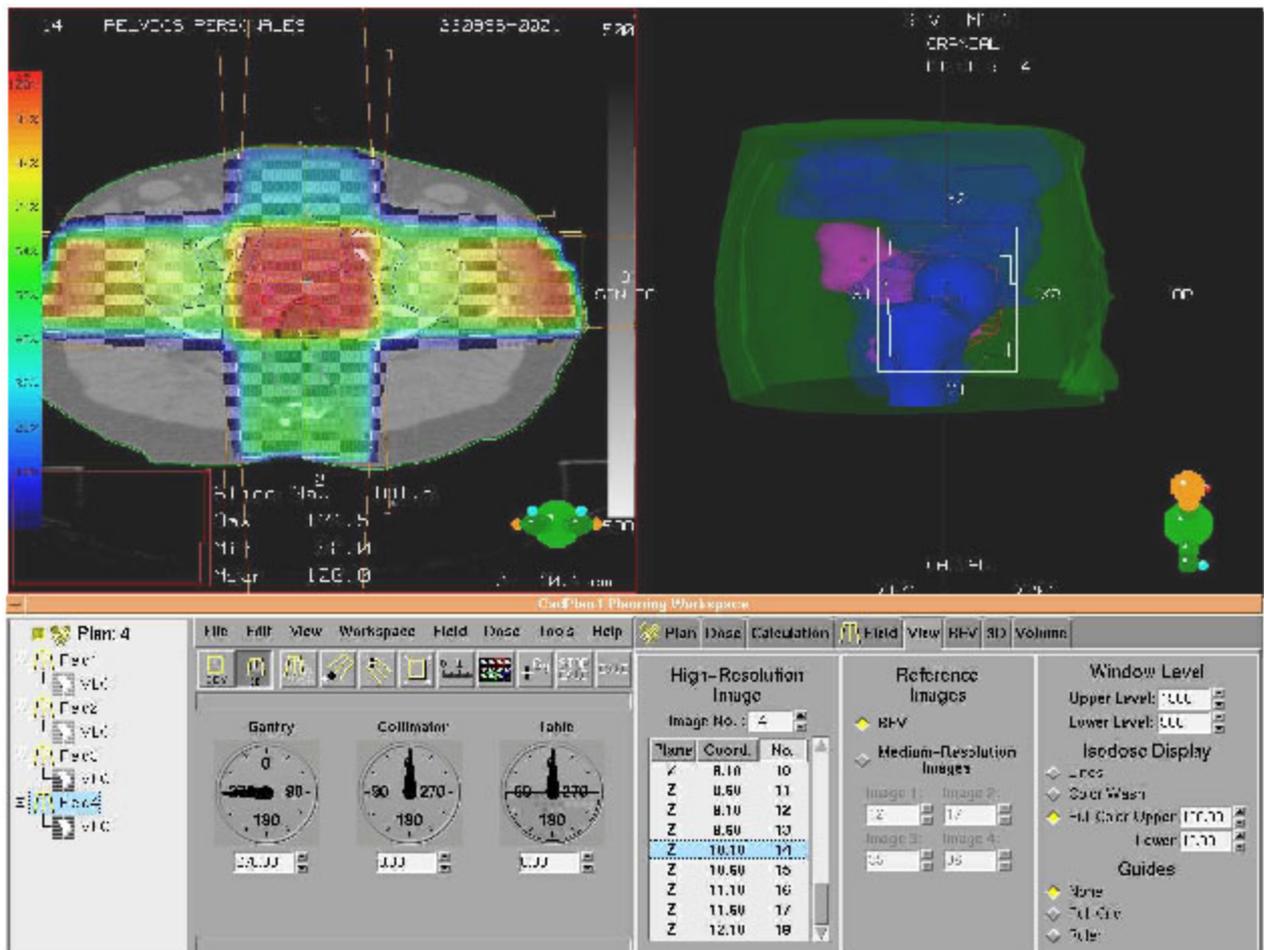


CadPlan: Características Gerais

- HP-UX 10.20 operating system
- Instalado em mais de 1000 Hospitais no mundo
- Software provado clinicamente
- Inclue módulo de braquiterapia:
 - sementes, fios e sistemas de controle remoto
- Interface com o usuário:
 - Gráfica
 - Fácil de usar
 - Grupamento lógico dos dados

- **Gráfico:**
 - Gráficos de alta qualidade
 - Linhas, superfície e translúcido – 3D
 - BEV, REV

CadPlan - Visualização Gráfica

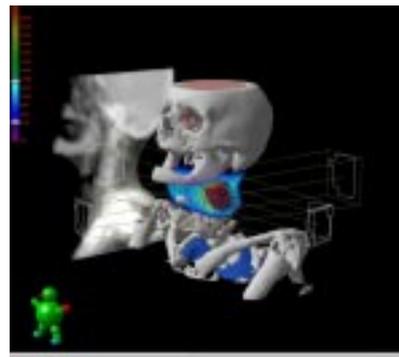


CadPlan: Configuração da Unidade de Tratamento

- **Parâmetros Geométricos**
 - Escalas (IEC, Varian IEC definida pelo usuário)
 - Limites da Máquina
 - Dados dosimétricos: colocação e configuração
 - Curvas de PDP
 - Profile (5 diferentes profundidades)
 - Tabelas de Fator Output
- ⇒ pencil beam kernels

CadPlan: Gerenciamento do Paciente

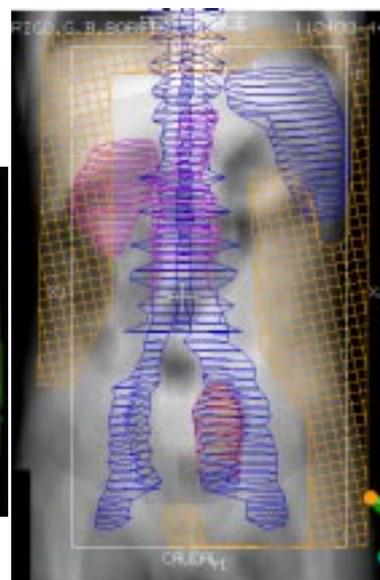
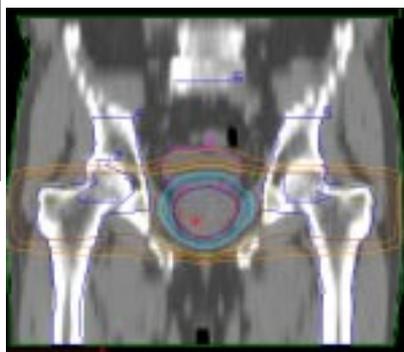
- **Imagens de CT**
 - Network
 - Dicom 3.0
- **Backups**
 - DAT-tapes
 - MO-disks (using NFS mount)
 - Recuperação Individualizada do Paciente Gravado



CadPlan: Contorno

- **Ferramentas de Contorno:**
 - Contorno automático para corpo, pulmão e outros
 - Contorno manual
 - Margem 3D
 - Interpolação
- **Digitalizador para entrada de contornos do paciente**
 - Numonics
 - Digikon
 - Scanner Vidar
- **Opção de utilizar o SomaVision**

BEV

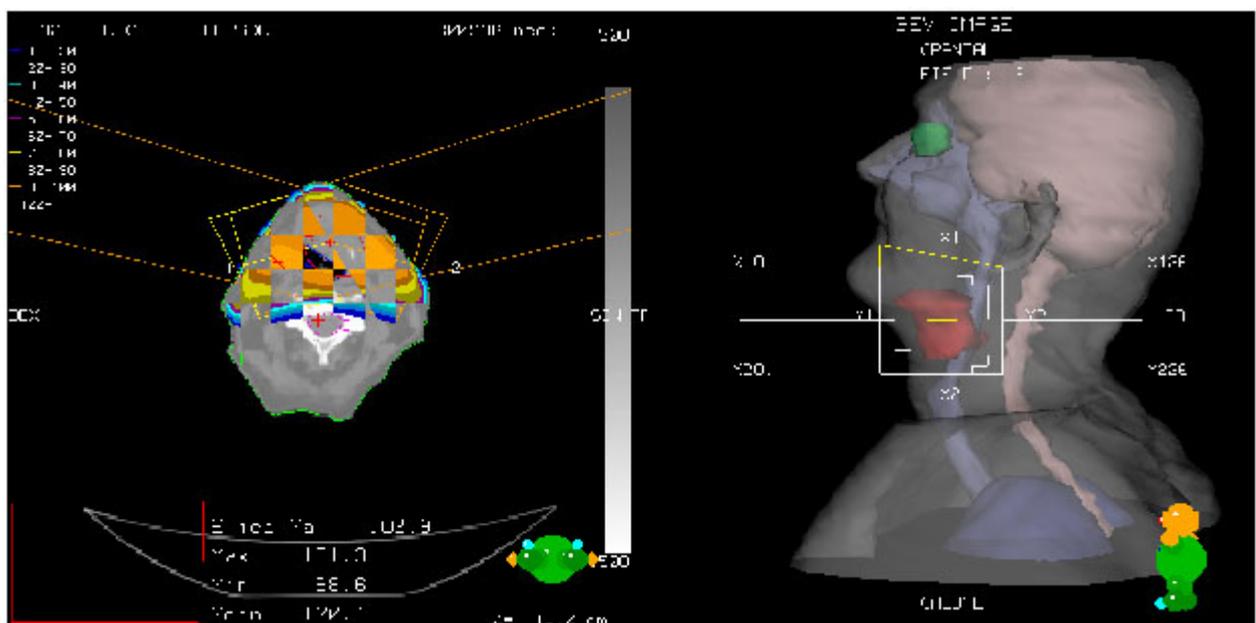
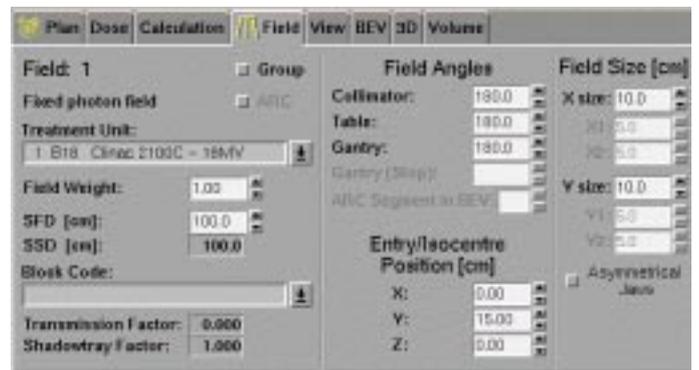


CadPlan: Field Set-up

- **Interface Gráfica com o Usuário**
 - **Browser Intuitivo**
 - **Posicionamento do campo interativamente**
 - ♦ **Visualização transversal, coronal**
 - ♦ **beam's eye-view (BEV)**
 - **Ferramentas de Posicionamento Automático**
 - ♦ **Isocentro posicionado no centro do alvo**
 - ♦ **MLC e blocos (margens assimétricas)**
- **Biblioteca de Planos**
 - **Planos clássicos (4 cps pelve, 6 cps próstata, etc)**
- **Posicionamento do Campo Preciso e Eficiente**

- **Técnicas:**

- **Estática, Arcos**
- **Combinação de Fótons e Elétrons**
- **Filtro padrão e Dinâmico (EDW)**
- **Blocos**
- **MLC**
 - ♦ **Varian 52, 80 and 120**
 - ▷ **static, ARC dMLC, dose dMLC**
 - ♦ **BrainLab mMLC**
- **Compensators (physical and dMLC) - IMRT**
- **Bolus**
- **DRR – completo e volume parcial**

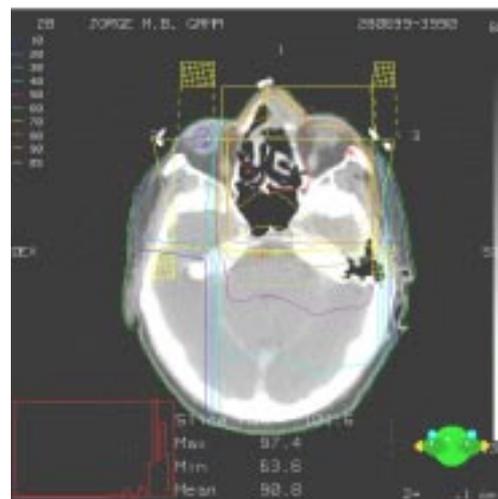
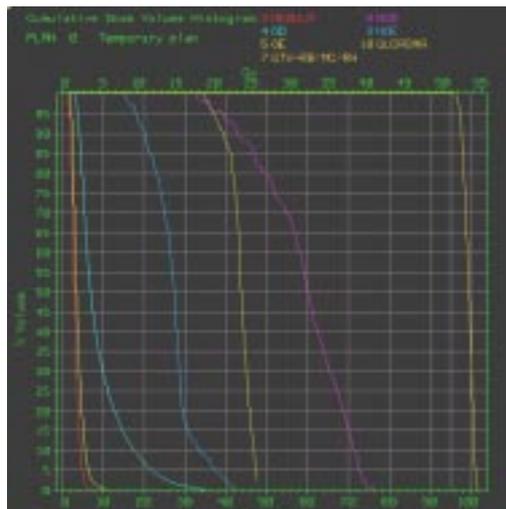


CadPlan: Cálculo da Dose

- Modelo para Fótons: Single pencil beam convolution
- Modelo para Elétrons: Generalized pencil beam
- Cálculo da Dose em Background

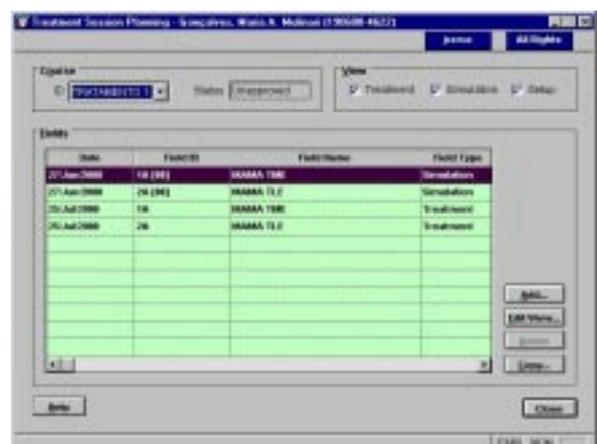
CadPlan: Avaliação do Plano

- Visualização da Dose:
 - Linhas de Isodose
 - Isodose Color wash
 - Isodose em 3D
- Histogramas de Dose Volume
 - Lógica Booleana para calcular DVH para combinação de estruturas
- Comparação Visual “lado a lado” – DVH e imagens
- Diferença entre Planos



CadPlan: Conectividade

- Integração com SomaVision
 - Imagens, Estruturas e Planos
 - Exporta Planos e Doses
- Interface completa para CT
- Dicom RT
 - Imagens, estruturas e planos
 - Exporta Planos
- VARiS Link
 - Dados dos Campos (inclusive MLC, dMLC)
 - Pontos de Referência de Doses



Infraestrutura para Instalação:

Sala para planejamento 15 metros quadrados (3x 5 m)

Bancada de 3x1 m (pg. 6.23.0 IDP)

4 tomadas para computador

Nobreak 2kva saída 120V (min. 15 min.)

Ar condicionado conforto (22 +/- 2 80% umid. max.)

Linha Telefônica Direta (modem)

Ponto de Rede do Hospital

INFORMAÇÕES NECESSÁRIAS PARA CONFIGURAÇÃO DO SOFTWARE

Caso possua CT/ MR - Modelo e Versão do Software

Indicar se possuem rede interna/Dicom para transferência

Informar maquinas de tratamento

Configuração do Equipamento a ser Fornecido pela Varian

Acelerador Clinac 2100 C

- **Energias**

 - **6 e 10 MV Photons**

 - **4,6,9,12,15 MeV Eletrons**

- **Colimador Multi Folhas 52 lâminas**

- **Sistema Varis -LE**

 - **Interligação/Interface entre o 2100C e o Sistema de Planejamento**

- **Acompanha Estabilizador**

- **Sistema de visualização e comunicação com o paciente**

- **Eletrometro de 4 1/2 dígitos mod. Excalibur CDX 2000 A**

- **Cabo coaxial 20 m**

- **Duas câmaras placas paralelas PTW**

- **Duas Câmaras tipo Dedal PTW**

- **Sistema de controle de qualidade dosimétrica diária, modelo Tracker Therapy Beam Evaluation System**

 - **Suporte para tratamento de mama marca Med-Tec**

 - **Porta Chassis marca Huestis com 36" de extensão**

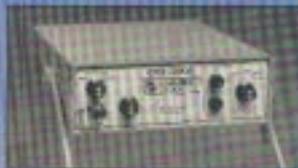
 - **Dois cassetes para Radiografia Portal- Radiation Products**

 - **Sistema de verificação de alinhamento marca Med-Tec, mod.Iso-Align**

EXCALIBUR CDX 2000A Charge Digitizing Electrometer

All Digital Operation

The EXCALIBUR CDX 2000A electrometer takes the charge signal from the Ion Chamber and converts it to a digital signal at the input terminals. Every 10 pC becomes one digital count. The conventional method of analog capture and analog to digital conversion is completely eliminated. Digital operation provides excellent stability, 0.02% repeatability and low leakage, $<10^{-14}$ Amps. Digital operation also contributes to these important benefits: 1. unique, user controlled timing capabilities, 2. an extensive coulomb range, 3. five decade Amp range, 4. an attractive price.



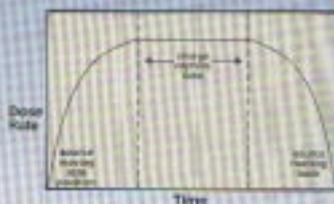
EXCALIBUR CDX 2000A. The lowest priced general purpose electrometer to include an Amp scale, a Gauss scale and a unique timing feature.

Unique Timing Capabilities

Unique timing capability, ideally suited to brachytherapy calibration. The CDX 2000A can capture charge during specific times of an exposure. Using this timing feature, the signal can be captured for a selected amount of time, at 20, 40, 120 sec. etc. thereby eliminating end effects or other variable portions of an exposure. This application is very useful during the measurement of high and low dose rate brachytherapy sources allowing you to measure charge only during the linear portion of the exposure and the rate is constant.

The time selected in field and repeated until changed by the operator. The two line display shows the time counting down on one line while the charge being collected is simultaneously displayed on the other line.

Designed in collaboration with Paul M. DeLuca, Jr., Ph.D. University of Wisconsin - Madison



The CDX timing data captures charge capture during the constant part of an exposure.

(ITEM 2)

TRACKER™ THERAPY BEAM EVALUATION SYSTEM MODEL 90100

TECHNICAL SPECIFICATIONS

- Dose acquisition and continuous display from five detectors
- Measures dose or dose rate
- Constancy, flux, and asymmetry in one measurement
- Absolute and percent-off-center display modes
- Allow by 20-character Vacuum Fluorescent Display (VFD) for excellent readability in all lighting conditions
- Temperature and pressure corrections

DESCRIPTION

The TRACKER Therapy Beam Evaluation System, Model 9000, is a quality assurance system that monitors therapy radiation sources, including dose and dose rate, enabling user calculation of beam constancy, flux, and symmetry. The system consists of the Model 25300A Detector and Model 25300A Display.

The Model 25300A TRACKER detector array incorporates four independently-placed ion chambers on a 10cm x 10cm field from a 100% screened lead ion chamber, allowing ratio-to-center dose response. Each ion chamber, which is electrical and vented to the atmosphere, is a circular, parallel plate configuration and is fully guarded for low leakage. A crosshair indicates for chamber location for alignment with a therapy beam light field system. The Model 25300A TRACKER Display contains five electrometers and is characterized by a microprocessor controlled, 4-line



TRACKER Therapy Beam Evaluation System, Model 90100

by 20-character Vacuum Fluorescent Display (VFD) that enables excellent readability of dose and dose rate measurements in virtually any lighting conditions. TRACKER Customization Software enables user modification of acquisition or program mode, reaction time-out duration, detector serial number, and optional text. See the Tool Detector Screen to meet any preference. The Customization Software may also be used to print a report to indicate all of the customization settings.

APPLICATION

The TRACKER Therapy Beam Evaluation System provides quality assurance tests for linear accelerators, Cobalt 60, and therapeutic x-ray equipment. The price is quick setup and continuous of use while it tests the daily effects of beam constancy, asymmetry, rate, flux, and

A five-channel electrometer enables measurement of dose or dose rate in either constant or pulsometric mode. Dose measurement values may be displayed in units of R and Sv, or Gy. Dose rate measurement values may be displayed in units of R/hr, rad/hr, or Sv/hr or Gy/hr.

The TRACKER system may be operated from either AC line power or from a high capacity internal battery. The battery is charged automatically when the unit is connected to AC line power, either during use or when idle.

Consulting physicians will appreciate the TRACKER system's portability. An optional carrying case makes two-pod and single pod use. Other optional accessories include hold up plates of various thicknesses and materials, and a built-in reading backlight kit.

(Items 6, 7, 8, 9, 10)

Breastboards

MT-250 SERIES

This advanced breastboard is designed for ultimate setup flexibility and patient comfort.

It features eight, self-storing casters. The gel treatment pads for a full range of treatment angles with additional accessories.

4.2" thick, vinyl-covered top pad offers comfort and prevents patient slippage.

Optional arm positioning systems include:

• **Wristed Arm Support System.** This exclusive system allows for the natural movement of the upper arm and comfortable, relaxed positioning of the lower arm. It also includes a full range of arm positions — including



The MED-TEC Wristed Arm Support System is available for the MT-250 breastboard for an additional \$1000.00. See page 29 for details on the Wristed Arm Support System.

positioning that allows the breastboard to fit under a CT

scanner — make this the most accurate and versatile arm positioning system available.

• **Deluxe hand grips.** An economical alternative that offers overhead positioning of one or both arms.

The elevation system are available in two gear models:

• **The Pivotal system** includes one each of 0° - 30° - 60° - 90°

lightweight but sturdy PVC wedges. Casters wedges are also available.

• **The stainless steel system** consists of a graduated aluminum rod

mounted in 1/2" increments up to 25" maximum.

The standard steel head supports to any of 11 lateral holes on the board. Optional head positioning systems include three head end cast supports or a 1/2" hole head positioner.

Optional breast support systems offer enhanced reproducibility to patient setup, and are available in a wide variety and a lock-release method. But feature excellent maneuverability and sturdy, readable handles.

(See page 28 for details on the options available for the MT-250 breastboard.)



MT-250 breastboard with accessories and optional arm support system.



MT-250 PVC wedge wedge.

800.842.8688

U.S. fax: 712.737.8654

int'l fax: 712.737.6422

MED-TEC

PO Box 320 • Orange City, IA 51341, USA

phone: 712.737.8688

TRAY ADAPTERS cassette holders

Cassette holders



MT-300

hi-mobility cassette holder

This popular affordable cassette holder is lightweight and easy to maneuver. Constructed of durable, anodized aluminum and stainless steel for years of trouble-free service.

Positive-locking for any cassette size. Quick, universal adjustment for any position. (Use extension arm for posterior port film.) Precision-engraved angulation. Ballast holder included. Casters.

26" diameter base; 75" overall height; 27" arm length.

62



MT-450/26 or 36

standard cassette holder

(ITEM 13)

Rugged, heavy-duty construction. Counterbalanced cassette arm for easy vertical adjustment. Tilts the cassette 180°. Rotates cassette 360°. Locking casters.

Two arm-telescoping models available: 25" or 36".

accessory rail cassette holder clips

For quick attachment of film cassettes to treatment table rails. Precision-machined, anodized aluminum. Contact your MED-TEC account representative for details.

FDA reg. #K047000 Hi-mobility cassette holder

800.842.8688

U.S. fax: 712.737.8654

int'l fax: 712.737.6422

MED-TEC

PO Box 320 • Orange City, IA 51341 • USA

phone: 712.737.8688

© MED-TEC, Inc.

(Item 45)

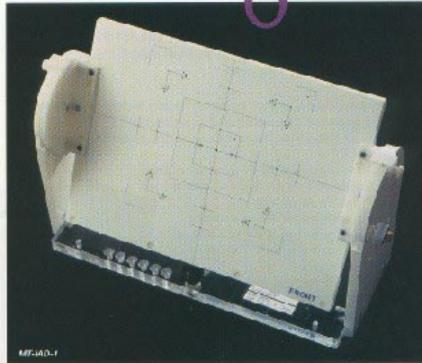
Iso-align™

**radiation therapy
quality control device**

The Iso-align is a multi-purpose, precision alignment device for routine quality control of linear accelerators, Co-60 teletherapy machines, and simulators.

The Iso-align accurately and easily performs a multitude of precision alignment procedures without repositioning the device, including:

- Alignment of all lasers
- Mechanical isocenter
- Gantry, collimator, table
- Radiation and light field coincidence
- Light field alignment and protractor accuracy
- Collimator angle readout accuracy
- ODI accuracy at various distances
- Post film grid alignment



Sturdy, precision-machined acrylic base plate has three individual adjustment feet and built-in bubble level. Two vertical supports with rotation plates and locking pins on the top plate. Angle indicator windows for quick and accurate confirmation of detector tilt. Full 360° tilt adjustment with positive locking stops every 10°. Film pack slot for 10" x 12" easy-pack film. Features 63 1.5mm diameter tungsten pins for accurate checking of radiation field coincidence of a 15cm x 15cm field. Precision-engraved lines for quick and convenient checking of the light field at various collimator settings. Quick assembly for travel or storage. Optional storage/travel case for maximum protection.

79

800.842.8688

U.S. fax: 712.737.8654

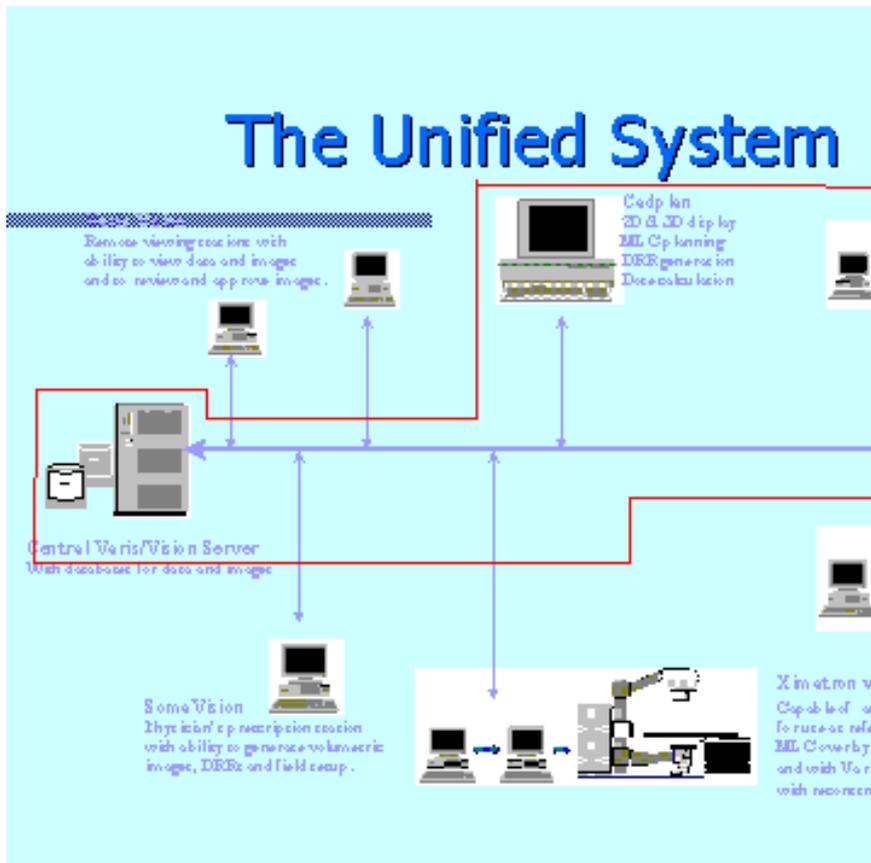
Int'l fax: 712.737.6422

MED-TEC 

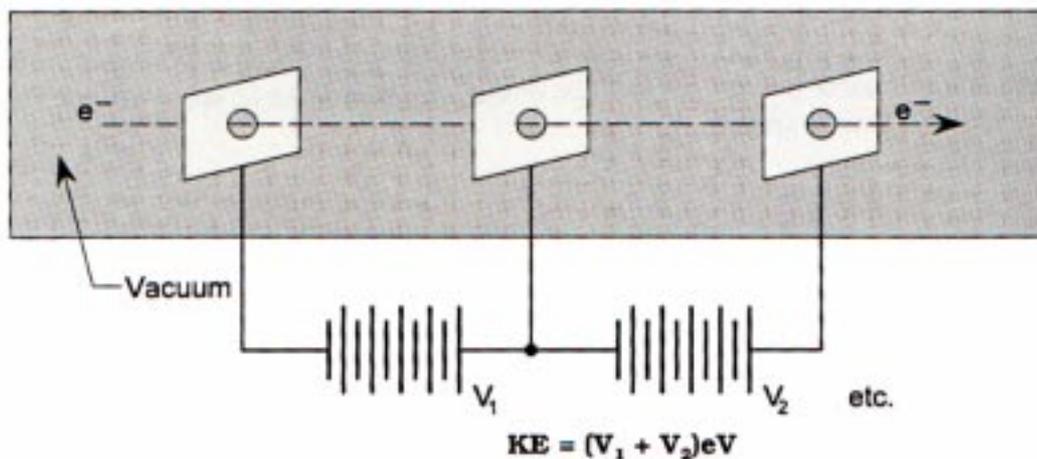
PO Box 320 • Orange City, IA 51041 • USA

phone: 712.737.8688

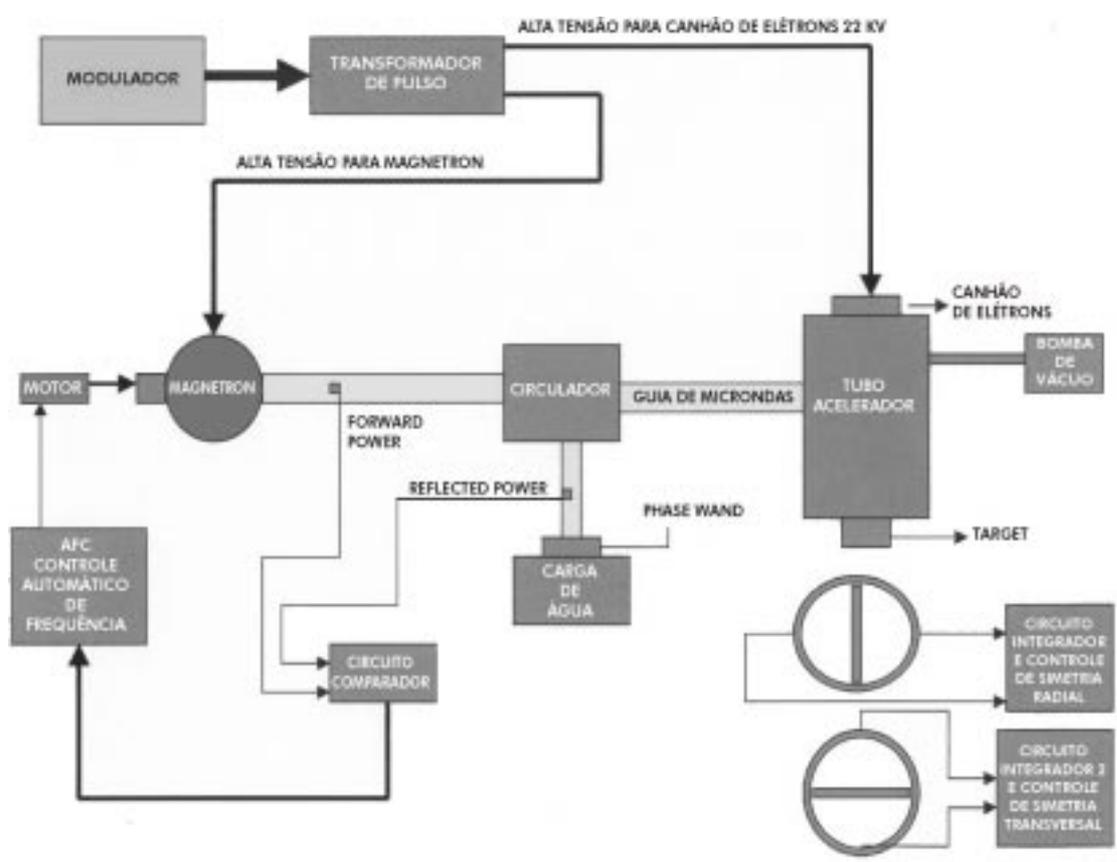
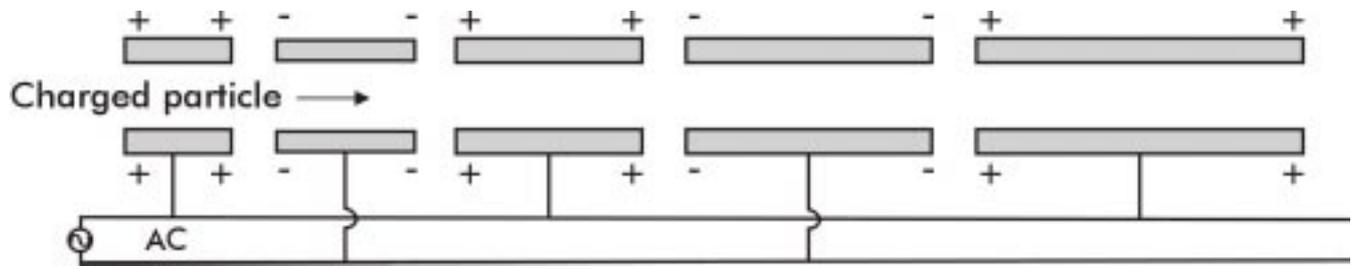
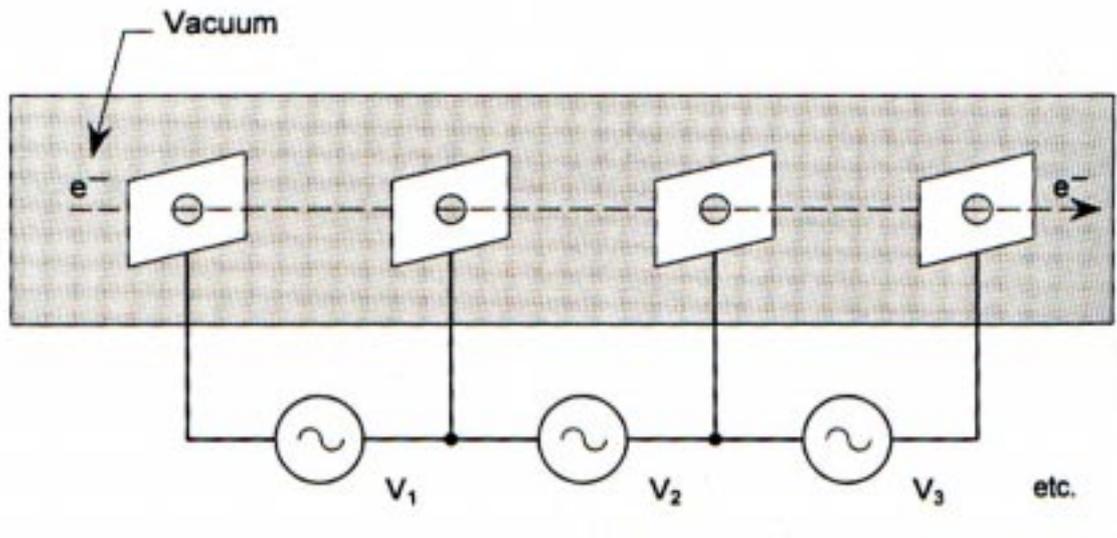
© MED-TEC, Inc.

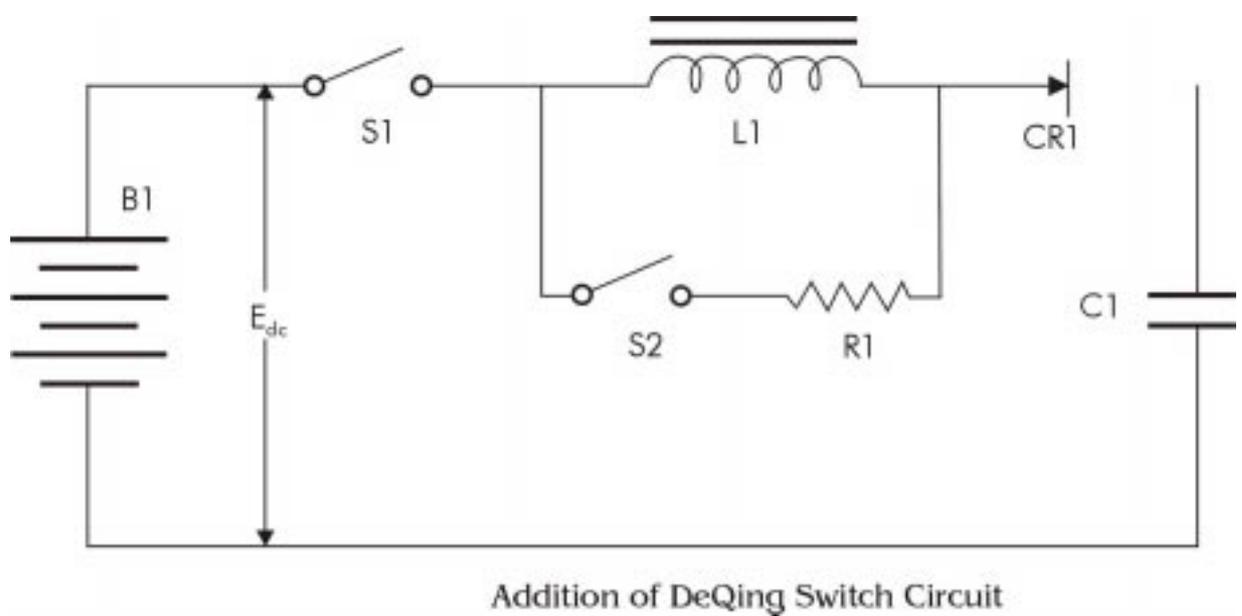
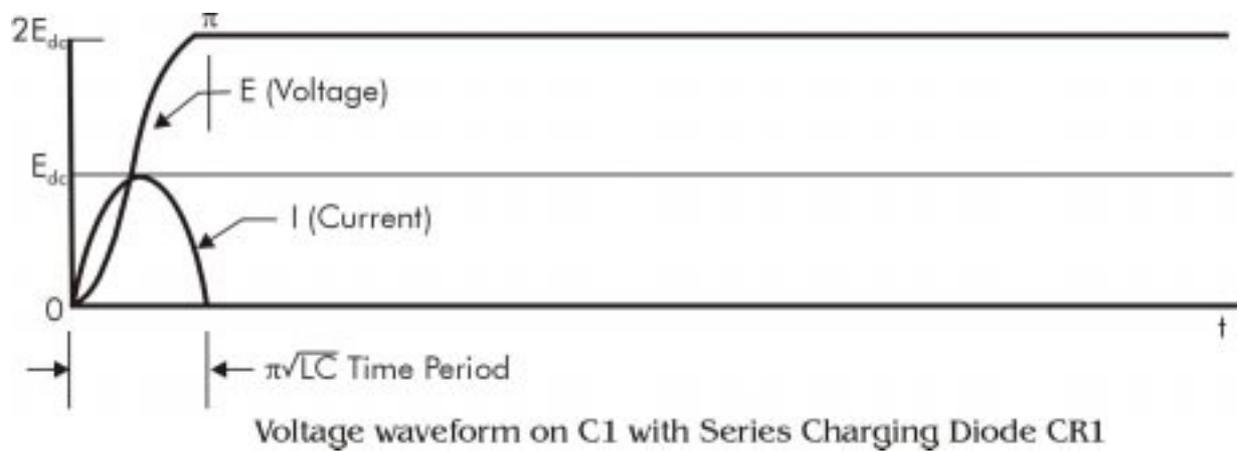
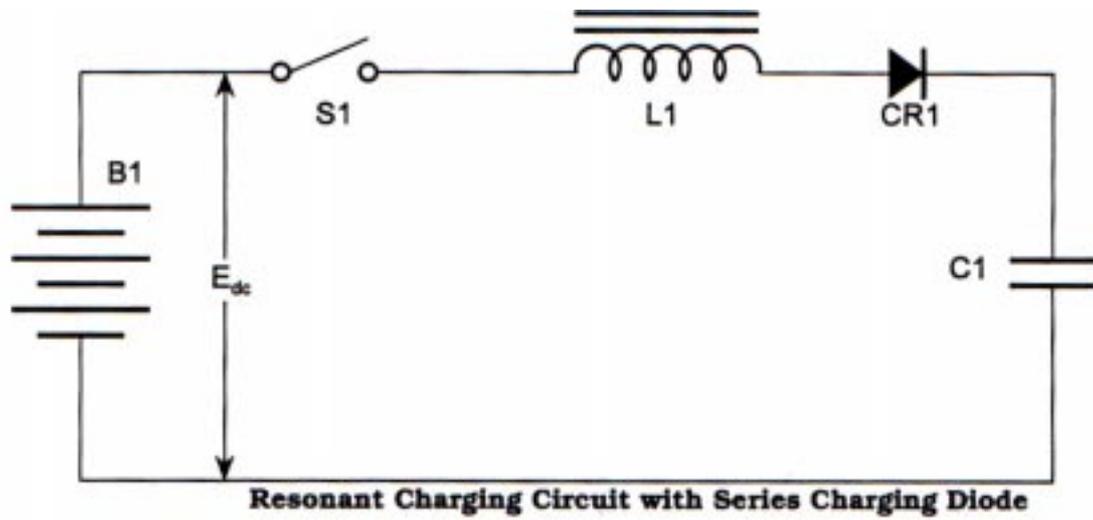


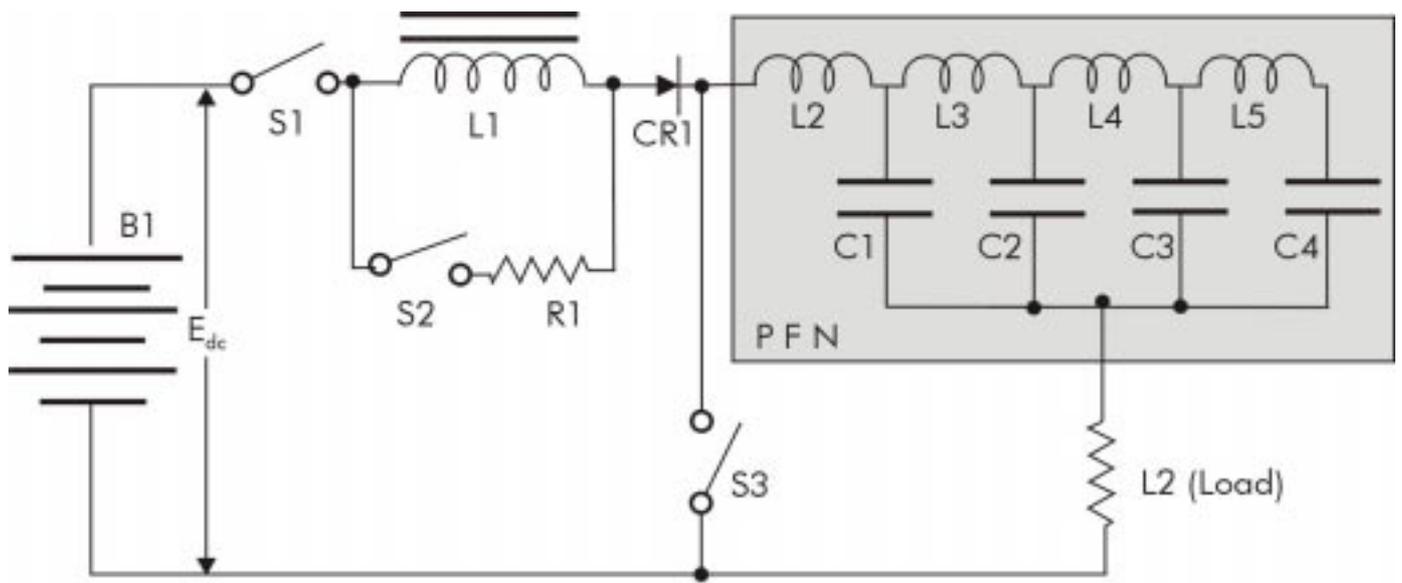
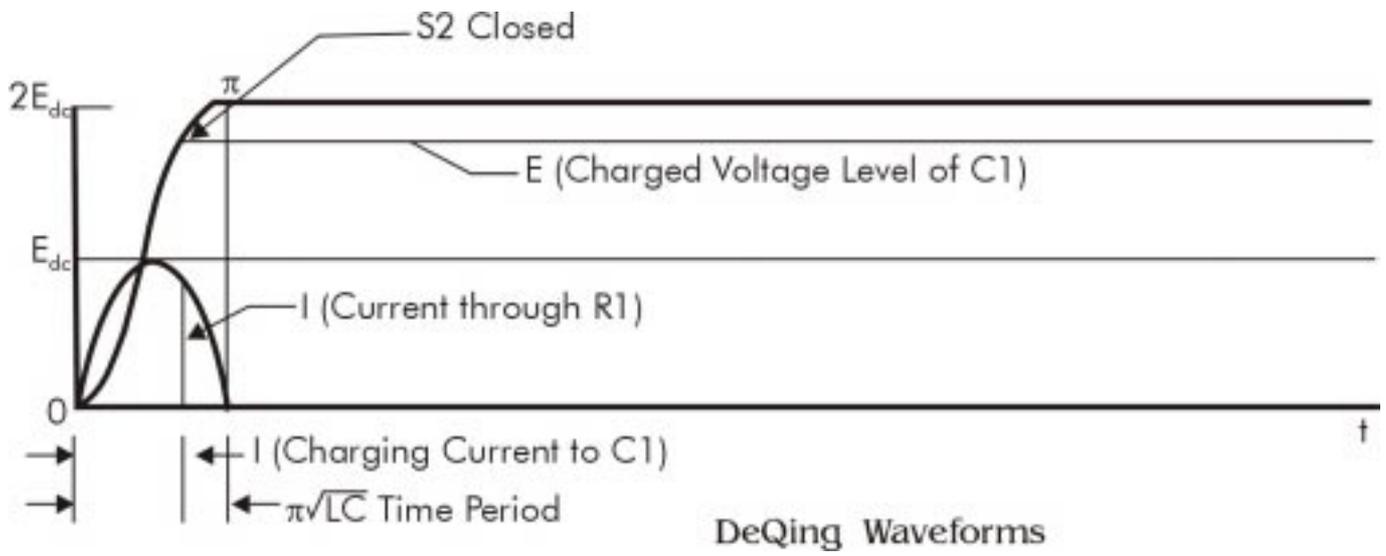
Electrostatic (DC):

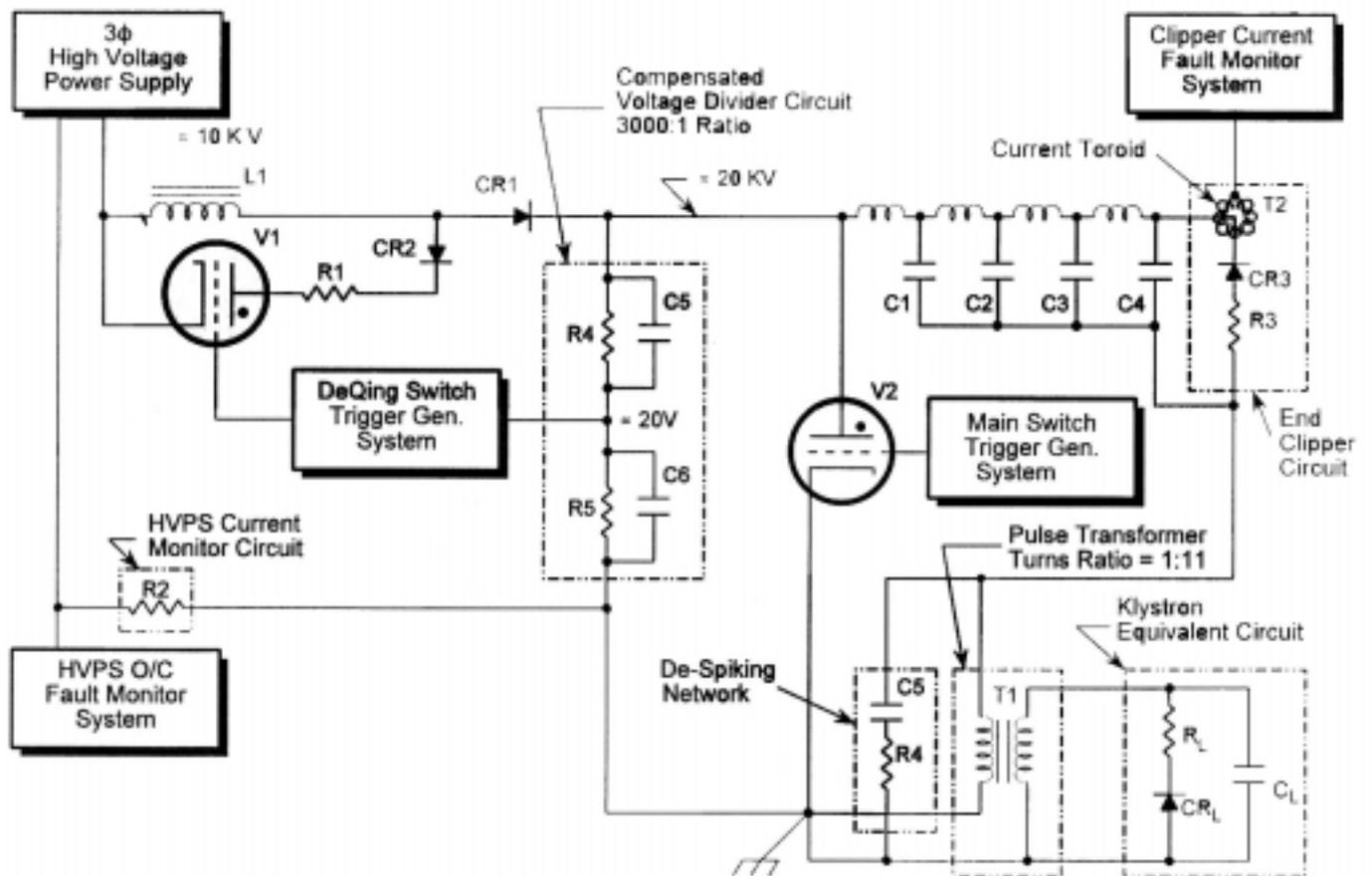


Alternating Current (AC):









Continuação no arquivo aceleradores.ppt

