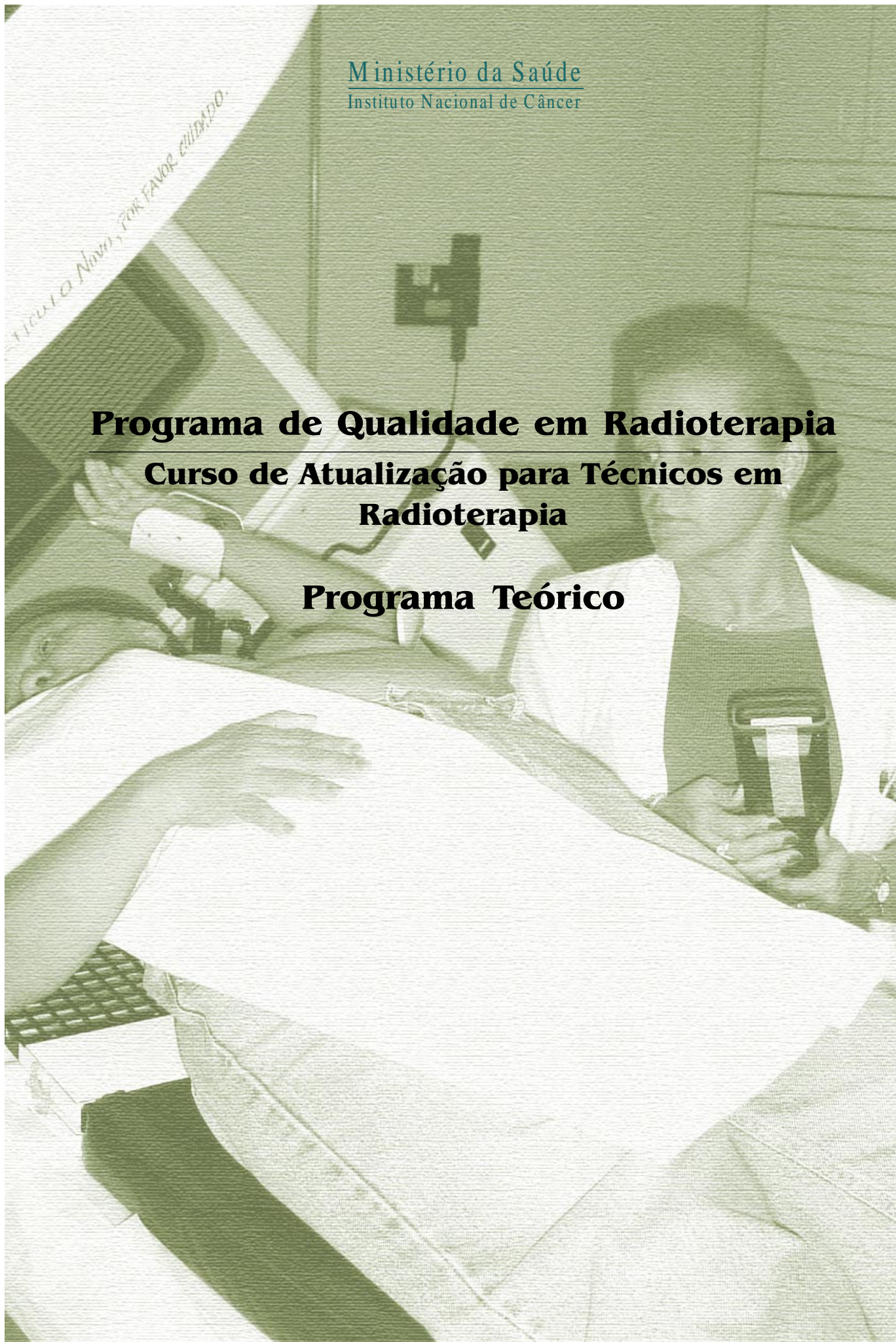


Ministério da Saúde
Instituto Nacional de Câncer

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

Programa Teórico



MINISTÉRIO DA SAÚDE

José Serra

SECRETARIA DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE

Renilson Rehem de Souza

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER

Jacob Kligerman

**ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE INSTITUIÇÕES
FILANTRÓPICAS DE COMBATE AO CÂNCER**

Marcos Moraes

PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

Ana Maria Campos de Araújo

RADIOTERAPIA - HCI - INCA

Miguel Guizzardi

COORDENAÇÃO, EDITORAÇÃO, IMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO

Instituto Nacional de Câncer - INCA

Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT

Rua do Rezende 128, 3º andar - Centro

CEP: 20231-092 - Rio de Janeiro - RJ

Tel.: (0XX21) 2242-1122 R: 2308

Coordenação de Ensino e Divulgação Científica

Seção de Produção de Material Educativo

Rua do Rezende 128 - Centro

CEP: 20231-092 - Rio de Janeiro - RJ

Tel.: (0XX21) 2242-1122 R.: 2400

*1º Curso de Reciclagem para
Técnicos em Radioterapia*

Apoio:

Colégio Brasileiro de Radiologia - CBR

European Society for Therapeutic Radiology and
Oncology - ESTRO

International Atomic Energy Agency - IAEA

Co-patrocínio:



Associação Brasileira de Instituições
Filantrópicas de Combate ao Câncer

ÍNDICE:

• SAD x SSD	P. 7 e 8
• Braquiterapia e Radioproteção	P. 9 a 14
• Controle de Qualidade em Braquiterapia	P. 15 a 19
• Ações de Enfermagem em Radioterapia	P. 21 a 23
• Colimador Multi-lâminas	P. 25 e 26
• Colimadores Assimétricos.....	P. 27 e 28
• Acessórios RxT	P. 29 a 34
• Simulador Convencional e CT-Sim	P. 35 a 39
• Posicionamento	P. 41 e 42
• “Check Film” e “Portal Film”	P. 43 a 47
• Planejamento sem Simulador	P.49 a 58
• Filtro Dinâmico	P. 59 a 61
• Oficina em Radioterapia	P. 63 a 70
• Ortovoltagem e Telecobaltoterapia	P.71 a 81
• Tratamento com Elétrons	P.83 a 91
• Aceleradores Lineares	P.93 a 97
• Curvas de Isodose	P.99 a 109

Distância Fonte-Eixo ("SAD") x ("SSD") Distância Fonte-Pele

Introdução

O planejamento do tratamento por radiação obedece a diversos critérios técnicos. Entre esses critérios, a distância da fonte de radiação até o alvo de tratamento é extremamente importante. Imagine uma situação em que cada paciente fosse tratado a uma distância diferente; as dificuldades que resultariam na confecção de equipamentos de simulação, o trabalho dos físicos para a determinação dos cálculos de tempo do tratamento, as dificuldades para os técnicos executarem com precisão todos os tratamentos, e, principalmente o impacto negativo na obtenção dos resultados desses tratamentos. Talvez por esta razão as máquinas foram dimensionadas para efetuar o tratamento a uma determinada distância entre a fonte e o alvo. Os equipamentos de teleterapia mais comuns são: a) Bomba de cobalto. Embora ainda existam bombas de cobalto operando a uma distância de 60 cm, freqüentemente operam na distância de 80 cm e muito raramente a 100 cm. b) Aceleradores lineares. Independente se de baixa ou alta energia os aceleradores lineares operam à distância de 100 cm. Nos próximos tópicos será discutida a influência da distância no planejamento e execução dos tratamentos.

SAD

Sigla do inglês "Source Axis Distance", representa a distância da fonte de radiação até o eixo de rotação do aparelho, que em português é denominada DFE (Distância Fonte Eixo). Na prática clínica, consiste na determinação de um ponto em uma determinada profundidade no paciente, ao redor do qual o aparelho irá girar (isocentro). Se tomarmos como exemplo uma programação de tratamento com 2 campos (um anterior e um posterior) para irradiação pélvica com acelerador linear (DFE=100 cm) após a obtenção do diâmetro ântero-posterior (DAP) do paciente (Ex:20cm), ajustando a distância da escala em 90cm na superfície do paciente (DFS), obteremos as condições ideais para definir o tamanho do campo necessário à metade do paciente. (Vide capítulo de programação com simulador). Dizemos que nesta técnica o campo foi definido na linha média. Eventualmente, o alvo a ser irradiado está deslocado da linha média, e a DFE vai variar para mais ou para menos, dependendo da profundidade do tumor. Na programação em SAD (DFE), a projeção da pele

no campo definido em profundidade, bem como a DFS serão sempre menores.

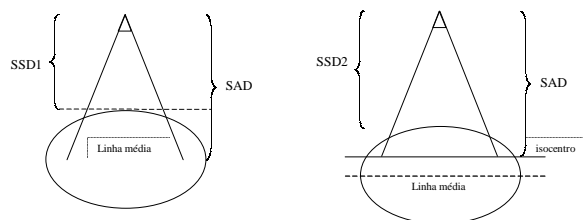


Figura 1. Comparação entre dois planos (isocentro na linha média e fora dela). Observe a mudança no SSD quando se altera o isocentro.

O tratamento em SAD é sempre preferido quando objetivamos utilizar campos opostos de tratamento, por oferecer vantagens técnicas:

- O paciente permanece imóvel durante as aplicações, o que minimiza erros, alteração de contorno e melhora a reprodutibilidade do tratamento.
- Ao tratar o campo oposto, o técnico não precisa conferir distância nem pontos de referências na pele, agilizando desta maneira os tratamentos.

SSD

Sigla do inglês "Source Skin Distance", representa a distância da fonte de radiação até a pele do paciente. Este termo, embora seja representado como DFS, difere do mesmo conceito de DFS utilizado na programação de tratamentos em SAD. Nas programações em SSD o tamanho do campo de tratamento é definido na distância padrão das máquinas de tratamento. (Ex: SSD com Cobalto=80cm, Acelerador Linear = 100 cm). É normalmente utilizada no tratamento de lesões superficiais abordáveis com apenas um campo de tratamento, como por exemplo tumores de pele, irradiação de parede torácica após mastectomias, irradiação de corpo vertebral etc. Embora indicada para lesões superficiais, lesões profundas são também tratadas pela técnica da SSD, mesmo quando são utilizados campos paralelos e opostos e/ou uma combinação de vários campos. Esta programação é baseada na projeção, na superfície (pele), no volume alvo (GTV), nas margens de segurança (CTV) e na penumbra (PTV). A técnica da SSD representa a fase precursora da SAD utilizada antes dos aparelhos girarem ao redor de um

SAD x SSD

centro (isocentro). Os aparelhos antigos eram fixos (estacionários) e o paciente era girado para tratar cada campo.

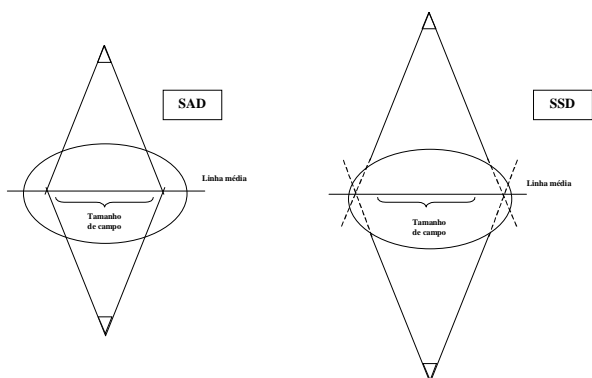


Figura 2 – Comparação entre os tamanhos de campo quando se muda a técnica: SSD x SAD

A figura 2 representa um paciente tratado em SAD com o tamanho de campo definido na profundidade. Quando se modifica a distância para tratamento em SSD o tamanho do campo na profundidade aumenta devido à divergência do feixe. Nesse caso podemos observar a importância da distância da fonte de tratamento para o volume alvo, quando pequenas alterações implicam em mudanças no volume irradiado. O tamanho do campo definido na pele em um tratamento em SAD é sempre menor que seu referencial em profundidade. Por isso o técnico deve ficar bem atento para a técnica de tratamento programada e quais as correções necessárias a serem feitas caso haja alteração na técnica. Com essas informações algumas perguntas são levantadas:

A programação em SSD ainda é útil nos dias de hoje?

De um modo geral, a programação em SSD pode ser substituída pela programação em SAD de maneira eficiente e adequada.

A diferença entre a técnica de SAD e a de SSD se faz mais pronunciada quando o volume alvo em questão encontra-se a uma determinada profundidade em grandes DAP (Diâmetro Antero Posterior) ou DLL (Diâmetro Latero Lateral). À medida que o DAP ou DLL diminuem, as diferenças entre as duas técnicas são, em muito, suavizadas.

Por que utilizamos a técnica de SSD no tratamento dos tumores de cabeça e pescoço no INCA?

A utilização da técnica tem íntima relação com a escolha do equipamento de tratamento. Os pacientes com tumores de cabeça e pescoço no INCA são normalmente tratados com

aparelhos de telecobaltoterapia. As características dos feixes de radiação utilizados são consideradas favoráveis à cobertura do volume alvo, (linfonodos cervicais superficiais e tumores localizados em topografias um pouco mais profundas).

Ao utilizar o cobalto, a técnica de SSD é padronizada para tumores de Cabeça e Pescoço pelos seguintes motivos:

a) O diâmetro latero-lateral (DLL) entre os campos em geral é pequeno (em torno de 12-14 cm), o que resulta em pouca diferença entre SAD e SSD.

b) As bandejas com blocos de colimação, usadas freqüentemente no tratamento de tumores de cabeça e pescoço, ficam próximas da pele do paciente quando se utiliza a técnica de SAD. Esta proximidade favorece a contaminação do feixe de fótons do cobalto com os elétrons gerados pela interação dos fótons com os blocos de colimação, aumentando a toxicidade cutânea do tratamento. O uso da técnica de SSD permite aumentar a distância entre a bandeja e a pele, favorecendo que os elétrons resultantes desta interação sejam em sua maioria absorvidos pelo ar diminuindo a toxicidade do tratamento.

Laser

Os lasers de posicionamento instalados em uma sala de radioterapia correspondem à distância da fonte de radiação até o isocentro. Nos casos de SSD, para se achar a distância de tratamento basta posicionar o centro do campo sobre a interseção dos lasers. A mobilização do isocentro também pode ser feita utilizando o laser como referencial. É importante lembrar que a calibração deste acessório deve ser freqüente e criteriosa. A figura 3 apresenta um pictograma dos lasers de uma sala de radioterapia.

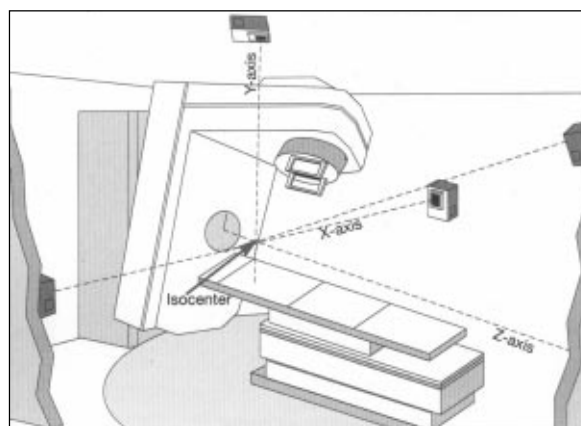


Figura 3 – Posição dos lasers em uma sala de radioterapia e sua correspondência com o isocentro

Braquiterapia e Radioproteção

Braquiterapia

O termo braquiterapia foi primeiramente sugerido por Forsell, em 1931, para irradiação a curta distância.

A braquiterapia constitui uma forma de tratamento que utiliza fontes radioativas, em contato direto com o tumor, sendo indicada em cerca de 10% dos pacientes que se submetem à radioterapia.

Pode ser empregada para qualquer neoplasia acessível a uma fonte radioativa, sendo indicada rotineiramente no tratamento das neoplasias do colo e do corpo uterino, da cabeça e pescoço, da região perineal e dos tecidos moles.

As fontes radioativas podem ser introduzidas em uma cavidade corporal (braquiterapia intracavitária), dispostas sobre uma superfície tumoral (molde superficial) ou implantadas na intimidade do tumor (braquiterapia intersticial ou implantes).

Radioisótopos utilizados em braquiterapia

Isótopos radioativos são caracterizados pela sua meia-vida, tipo de energia da radiação emitida e forma de apresentação. O primeiro isótopo disponível foi o Rádium-226, descoberto no início do século passado pelo casal Curie. Este isótopo radioativo está em desuso, tendo em vista que libera gás radônio, extremamente nocivo à saúde.

Atualmente os radioisótopos mais utilizados são: o Césio-137, o Irídio-192 e o Cobalto-60, para uso temporário, o Ouro-198 e o Iodo-125, para uso permanente.

Este material é manufaturado sob a forma de tubos, agulhas, fios ou sementes.

Propriedades Físicas dos Radionuclídeos Utilizados em Braquiterapia

Elemento	Isótopo	Energia média (MeV)	Constante específica raios gama ($R_{cm^2h^{-1}mCi^{-1}}$)	Meia-vida	CSR (cm de água)	CSR (cm de chumbo)	Uso clínico atual	Forma da fonte
Rádium	^{226}Ra	0,83	8,25	1622 anos	10,8	1,4	Implante temporário intracavitário e intersticial	Tubos e agulhas
Cobalto	^{60}Co	1,25	13,7	5,26 anos	10,8	1,1	Tratamento melanomas e outras neoplasias nos olhos	Placas
Césio	^{137}Cs	0,662	3,228	30 anos	8,2	0,65	Implante temporário intracavitário e intersticial	Tubos e agulhas
Ouro	^{198}Au	0,416	2,327	2,7 dias	7,0	0,33	Implante permanente	Sementes
Tântalo	^{182}Ta	0,67	6,71	115 dias	10,0	1,2	Implante temporário intersticial	Fios
Irídio	^{192}Ir	0,38	4,62	74,2 dias	8,3	0,3	Implante intersticial	Fios e sementes
Iodo	^{125}I	0,028	1,208	60,25 dias	2,0	0,04	Implante permanente	Sementes

Histórico e evolução dos equipamentos de Braquiterapia

Os isótopos para braquiterapia podem ser utilizados em regime de baixa taxa de dose (LDR) ou alta taxa de dose (HDR). Tratamentos de baixa taxa de dose liberam dose de 40 a 200 CGy por hora, e 400 a 2000 CGy por minuto são liberados nos regimes de alta taxa de dose.

No primeiro caso (baixa taxa de dose), o tratamento é realizado em regime de hospitalização, permanecendo o paciente internado em instalação específica para este fim, sob a supervisão de pessoal especialmente treinado, por um período de 2 a 7 dias, a depender das características do isótopo utilizado. O material radioativo é manipulado, manualmente, com ajuda de uma pinça dentro de catéteres, ou através de equipamentos com controle remoto, nos aplicadores que já se encontram na paciente. As fontes utilizadas podem possuir a forma de tubos com 2,0 cm de comprimento ou esferas comumente chamadas de "pellets".

Equipamento de LDR



No segundo caso (alta taxa de dose), a fonte de radiação é miniaturizada, de alta atividade (cerca de 10 Ci para fontes de Ir-192), comandada por controle remoto e operada por computador. O isótopo comumente empregado é o Iridio-192, sob a forma de uma microfonte de 5 mm de comprimento, 1,1 mm de diâmetro e 3,5 mm de comprimento ativo, impulsionada por um cabo cujo deslocamento rápido e tempo de parada determinarão maior ou menor dose na área de interesse. O equipamento possui uma

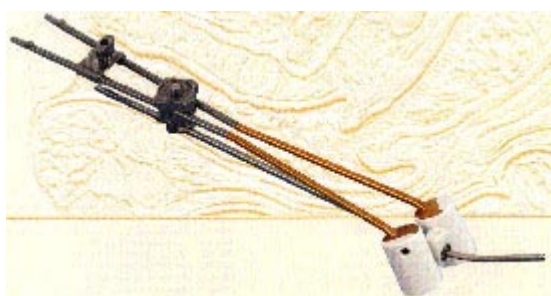
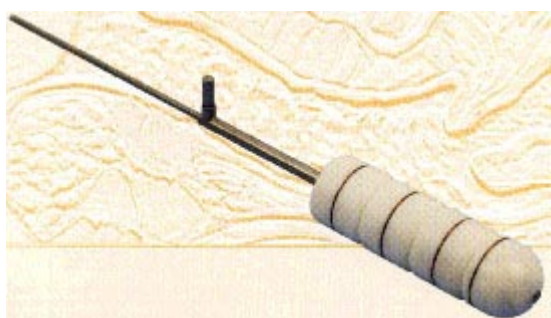
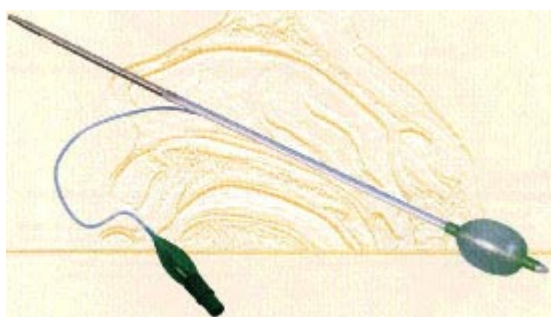
unidade de controle digital com impressora acoplada, fora da sala de tratamento, que é utilizada para programar e armazenar dados do tratamento planejado para cada paciente, como o tempo de parada da fonte em determinada posição dentro do aplicador, simulando um tratamento de braquiterapia convencional.



O microselectron HDR vem acompanhado de um sistema computadorizado de planejamento do tratamento que consiste de um microcomputador, impressora "plotter", mesa digitalizadora, unidade de cartão personalizado do tratamento e um "scanner" para se obter dados radiográficos de tomografia computadorizada. O sistema de planejamento via computador permite fazer o plano de tratamento através de imagens radiográficas dos dados referentes aos aplicadores já inseridos no paciente e dos pontos anatômicos de interesse (órgãos de risco) que são transferidos ao computador através da mesa digitalizadora. A

introdução do material radioativo no paciente também se faz através do emprego de aplicadores, que em função das dimensões da fonte radioativa, são mais finos e delicados permitindo freqüentemente sua utilização sem uso de anestesia.

Existe um tipo de aplicador para os mais diversos usos e um tubo de transferência específico para cada aplicador.



O tubo de transferência é o dispositivo que leva o material radioativo, no caso o Ir-192, do cofre do equipamento até o paciente.

Nos equipamentos de alta taxa de dose (HDR) a fonte de irradiação é única. Como a atividade da fonte de radiação é alta quando comparada aos sistemas de baixa taxa de dose (LDR) cuidados devem ser tomados quanto ao controle de qualidade do equipamento.

Esses equipamentos possibilitam a utilização de 18 a 24 canais para serem conectados aos tubos de transferência (este número pode variar em função do fabricante).

Os sistemas HDR apresentam um dispositivo de teste que faz com que antes da fonte verdadeira ser liberada uma fonte falsa percorra a trajetória da fonte verdadeira, garantindo que não há nenhuma obstrução nos aplicadores. A fonte verdadeira só é liberada se o percurso estiver totalmente livre.

Na braquiterapia de alta taxa de dose, o tempo de aplicação é curto (em torno de 10 minutos) permitindo sua execução a nível ambulatorial.

É freqüente a combinação de radioterapia externa (teleterapia) e braquiterapia, esta servindo como reforço de dose em áreas limites e promovendo o tratamento de áreas de envolvimento microscópico.

Estudos comparativos entre braquiterapia de baixa taxa de dose e alta taxa de dose mostram resultados similares de controle local e complicações; a versatilidade, a praticidade, a baixa morbidade e a ausência de exposição do "staff" à radiação, devem ser sempre levadas em consideração na clínica médica.

Proteção Radiológica

Com o avanço das pesquisas envolvendo a energia nuclear a comunidade científica começou a se preocupar com os profissionais da área. Criou-se um órgão internacional, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) em 1928, por ocasião do 2º Congresso Internacional de Radiologia. Desse encontro saíram as primeiras recomendações e as primeiras normas visando proteger os trabalhadores ocupacionalmente expostos às radiações ionizantes.

A radioproteção visa proteger o homem e o meio ambiente de possíveis efeitos indevidos

causados pela radiação ionizante, de acordo com os princípios básicos estabelecidos pela CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear). Fornece um padrão de proteção apropriado para o homem sem inibir práticas benéficas que aumentam a exposição à radiação.

Os princípios básicos da radioproteção são:

- **Justificação** – Qualquer atividade envolvendo radiação deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade.
- **Otimização** – O projeto, o planejamento do uso e a operação da instalação de fontes de radiação devem ser feitas de modo a garantir que as exposições sejam tão reduzidas quanto possível, levando-se em consideração fatores sociais e econômicos.
- **Limitação de Dose** – Deve haver um limite máximo de dose de radiação ao qual os indivíduos podem ser expostos pela combinação de todas as práticas. Os limites de doses individuais objetivam prevenir o detrimento individual excessivo resultante de uma combinação de práticas.

As principais grandezas utilizadas em radioproteção são:

- Dose absorvida $D = dE/dm$ Gray (Gy) definida como a energia absorvida pelo tecido na interação, por unidade da massa.
- Dose equivalente $H = W_r D$ Sievert (SV) definida como sendo a dose média absorvida (D) no tecido multiplicada pelo fator de peso da radiação (W_r) o qual depende da qualidade da radiação.
- Dose efetiva $E = W_T H$ definida como a dose equivalente (H) multiplicada pelo fator peso do tecido (W_T) que depende do tecido irradiado e sua maior ou menor sensibilidade à radiação.

Fatores de Peso para Radiação	
Tipos e faixas de energia	W_r
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Nêutrons, energia < 10 keV	5
= 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, energia > 2Mev	5
Párticula alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

Fatores de peso para tecidos ou órgãos	
Tecido ou órgão	W_t
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esofago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01

A ICRP define como “prática” todas atividades humanas que aumentam a exposição à radiação. A estrutura de proteção radiológica da ICRP possibilita que procedimentos sejam formalizados e quantificados para que o benefício líquido de uma prática seja avaliado e tornado máximo tanto para o indivíduo como para a sociedade. Intervenção são aquelas atividades humanas que visam diminuir a exposição total, influenciando nas causas existentes de exposição.

A exposição à radiação recebida pelo indivíduo em virtude de sua atividade profissional é chamada de exposição ocupacional. O indivíduo que se expõe, ocupacionalmente, só corre os riscos, enquanto que o benefício pertence somente ao paciente. Em virtude disso as doses ocupacionais devem ser mantidas tão baixas quanto possíveis.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) recomenda um limite de dose efetiva de 50 mSv/ano para o trabalhador ocupacional e 1 mSv/ano para membros do público. Os limites de dose anual para o cristalino e a pele são, respectivamente, 150 mSv e 500 mSv. Esses valores estão sendo revistos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e apontam uma tendência de diminuição do limite anual para dose de corpo inteiro.

As instalações radioativas possuem áreas que são classificadas em:

- 1- Livre: área isenta de regras especiais de segurança onde as doses equivalentes efetivas não ultrapassem o limite primário para os indivíduos do público.
- 2- Restrita: área sujeita a regras especiais de segurança e na qual as condições de exposição

podem ocasionar doses equivalentes efetivas anuais superiores a 1/50 do limite primário para trabalhadores.

3- Supervisionada: área restrita na qual as doses equivalentes efetivas anuais são mantidas a 3/10 do limite primário para os trabalhadores.

4- Controlada: área restrita na qual as doses equivalentes efetivas anuais podem ser iguais ou superiores a 3/10 do limite primário para os trabalhadores.

Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

Radiações ionizantes agem sobre o DNA, levando a célula à morte ou à perda de sua capacidade reprodutiva.

Quanto maior o conteúdo de DNA em uma população celular (atividade mitótica) maior será sua sensibilidade à radiação. Neoplasias são constituídas por células em processo contínuo de multiplicação, que convivem em meio a células normais e que habitualmente, na sua maioria, não se multiplicam.

Existem tumores que são extremamente radiosensíveis e outros que são resistentes. Da mesma forma, no corpo humano existem órgãos que são mais radiosensíveis do que outros, como por exemplo as gônadas, a medula óssea, o cristalino. Esses órgãos, por serem mais radiosensíveis, devem ser protegidos. A radiosensibilidade é um fenômeno complexo que envolve a participação de múltiplos fatores, como morfologia tumoral, histogênese, vascularização, aporte de oxigênio, podendo sofrer a interferência de agentes químicos, físicos e biológicos.

Os efeitos que a radiação causa quando interage com o corpo humano podem ser classificados em:

- **Efeitos determinísticos** - A severidade do dano produzido aumenta com a dose a partir de um limiar; se o tecido atingido é vital e o dano suficientemente grande, pode ocorrer a morte do indivíduo. Quando o dano é menos severo, alguns efeitos determinísticos são de ordem funcional e podem ser reversíveis. Ex. catarata, eritema de pele devido à radiação.

- **Efeitos Estocásticos** - Podem ocorrer a partir do dano produzido em uma única célula. A probabilidade de a radiação provocar câncer aumenta com a dose, provavelmente sem nenhum limiar; outro efeito estocástico que devemos considerar é o dano pela radiação em uma célula germinativa, que pode ser transmitido e

manifestar-se como uma desordem hereditária nos descendentes do indivíduo exposto. Ex. Câncer.

Fatores que Minimizam a Exposição à Radiação: Distância, Tempo e Blindagem

Existem fatores que minimizam a exposição à radiação. Estes fatores são:

Distância – A radiação ionizante decai com o inverso do quadrado da distância ($1/d^2$). Isto significa que quanto mais afastado você estiver de uma fonte de radiação menos irradiado você será.

Tempo – A dose de radiação é diretamente proporcional ao tempo de exposição.

Blindagem – É qualquer anteparo colocado entre o feixe e o indivíduo. A blindagem serve para atenuar o feixe de radiação. Ex.: aventais de chumbo, biombo de chumbo, paredes baritadas das salas dos equipamentos de radioterapia e braquiterapia.

Importância da Utilização dos Monitores Individuais

O corpo humano não possui um sensor próprio para constatar a presença de radiação. Um indivíduo pode entrar em uma sala e ficar em contato com fontes de radiação ionizante sem sentir qualquer desconforto no momento. Dependendo do tempo e da dose a que esse indivíduo for submetido, os efeitos da radiação aparecerão mais tarde em forma de náuseas, vômitos, eritema na pele, etc. É importante toda instalação de material radioativo possuir o símbolo internacional de radiação nas portas, indicando a presença de radiação.

O profissional ocupacionalmente exposto deve possuir um monitor individual que deverá ser utilizado durante todo o período de permanência nas instalações radioativas. A detecção das radiações é baseada na interação química ou física das radiações com a substância sensível do detector:

Os principais monitores individuais são:

- **Filme dosimétrico** – Monitores de radiação que utilizam filmes semelhantes aos utilizados

pelos dentistas para radiografias dentárias. Os filmes dosimétricos são compostos de uma base de acetato recoberta em ambos os lados por uma camada gelatinosa sensível (a emulsão), contendo cristais de brometo de prata (grãos de AgBr) de dimensões microscópicas. Quando sofre a ação da radiação, o filme torna-se enegrecido. Esses filmes são lidos em um densitômetro calibrado. Existe uma correspondência entre o grau de enegrecimento do filme (densidade ótica) e a dose recebida.

• **Dosímetro termoluminescente (TLD)** - São cristais de fluoreto de lítio (LiF) que apresentam o fenômeno da luminescência quando aquecidos após terem sido irradiados. O processo termoluminescente envolve dois estágios. No primeiro estágio o cristal é exposto à radiação em uma dada temperatura e armazena a energia proveniente desta. No segundo estágio, o cristal é aquecido e a energia armazenada é liberada em forma de luz. A intensidade da luminescência em função da temperatura é chamada curva de emissão termoluminescente. Os TLDs, devido às suas reduzidas dimensões, são utilizados em forma de anéis e pulseiras para medir dose nas mãos e dedos. A luz emitida pelos TLDs é proporcional à radiação recebida.

• **Caneta Dosimétrica** - Duas lâminas ou fios de metal são carregados por uma fonte de tensão externa. Esta carga de mesmo sinal faz com que as lâminas se repilam. As lâminas são contidas em uma câmara de detecção de modo que os pares de íons produzidos pela radiação incidente na câmara causarão uma descarga parcial das lâminas. Ao serem descarregadas, gradualmente, as lâminas voltam a se aproximar.

Com a caneta dosimétrica podemos verificar a dose de radiação de forma imediata.

Existem alguns monitores, denominados monitores de área, que quantificam instantaneamente a taxa de dose em qualquer local da instalação. Os monitores de área são instrumentos indispensáveis em instalações de braquiterapia. Em caso de perda do material radioativo ele indica imediatamente a presença do mesmo.

Tipos de monitores de área:

- a) Câmara de Ionização;
- b) Contador Geiger Muller; e
- c) Cintilômetro

Cuidados a serem dispensados aos filmes dosimétricos:

1) O filme dosimétrico deve ser usado na altura do tórax, com a parte que contém o nome voltada para frente. Não deve ser colocado no bolso. Em caso de utilização de avental plumbífero, colocá-lo sobre o avental;

2) Cada profissional, terá o seu filme dosimétrico próprio;

3) O filme dosimétrico deve ser utilizado somente durante o horário de trabalho. Ao término do expediente o filme deverá ser guardado em local determinado pelo supervisor de radioproteção (afastado de fontes de radiação);

4) O funcionário que trabalha em mais de uma instituição não deverá usar o mesmo filme. Deverá ter um filme em cada Instituição;

5) Evitar maus tratos mecânicos como: amassar o filme, abrir o plástico protetor, molhar ou esquecer em lugares não apropriados;

6) Qualquer anormalidade na utilização do filme, deverá ser informada ao responsável pela proteção radiológica;

7) O funcionário é responsável pela correta utilização do filme e deverá zelar pelo mesmo. Comunicar quando o filme for perdido;

8) O filme de controle não pode ser utilizado. Ele se destina a servir de referência para os demais filmes.

9) Não utilizar o dosímetro, sob hipótese alguma, quando for submetido a exame médico ou terapia com radiação.

Controle de Qualidade em Braquiterapia

A Braquiterapia (braqui, do Grego pequena distância) consiste na colocação das fontes radioativas seladas a uma pequena distância do tecido-alvo. Devido ao rápido decaimento da dose proporcionalmente ao afastamento da fonte, altas doses podem ser liberadas ao tumor sem prejuízo das estruturas normais adjacentes.

O procedimento braquiterápico pode ser realizado de quatro diferentes formas: braquiterapia endoluminal, intracavitária, intersticial e molde superficial. Cada uma dessas modalidades é escolhida de acordo com a área a ser tratada. A forma endoluminal é quando se realiza o procedimento em lúmens (cavidades virtuais do organismo) tais como o esôfago, enquanto que a intracavitária é a realizada em cavidades como o traquéia e a cavidade uterina. A forma intersticial é quando se trata de estruturas sólidas (ex. próstata), e a fonte radioativa penetra no tecido tumoral liberando assim a dose na intimidade do tecido. E, finalmente, o molde superficial, modalidade muito utilizada no passado no tratamento dos tumores de pele, e hoje com menor importância devido aos avanços da teleterapia, é a forma na qual a fonte radioativa acoplada ao aplicador próprio (molde) é depositada na superfície da área a ser irradiada.



Figura 1. Exemplo de aplicadores de cavidade uterina e rinofaringe (intracavitários)

Igualmente à Radioterapia Externa, a unidade de dose em Braquiterapia é o Gray (Joule/segundo). De acordo com a ICRU 38, a Braquiterapia também é dividida em Alta, Média e Baixa Taxa de Dose, de acordo com a quantidade de radiação liberada (Gray) por uma fonte radioativa numa mesma unidade de tempo, geralmente medida em horas. Fontes radioativas de Braquiterapia de Baixa Taxa de Dose (BBTD) são fontes capazes de liberar doses entre 0,4 a 2,0 Gy/h, enquanto que fontes de Braquiterapia de Alta Taxa de Dose (BATD) são capazes de liberar doses acima de 12 Gy/h. A região intermediária entre a Baixa e a Alta Taxa

determina a Média Taxa de Dose. Na prática, a taxa de dose possui relação direta com o tempo de tratamento de cada paciente, visto que uma mesma dose pode ser liberada em tempos variados de acordo com a fonte radioativa escolhida. A taxa de dose escolhida também possui algumas implicações radiobiológicas importantes, mas que fogem do escopo desse capítulo.

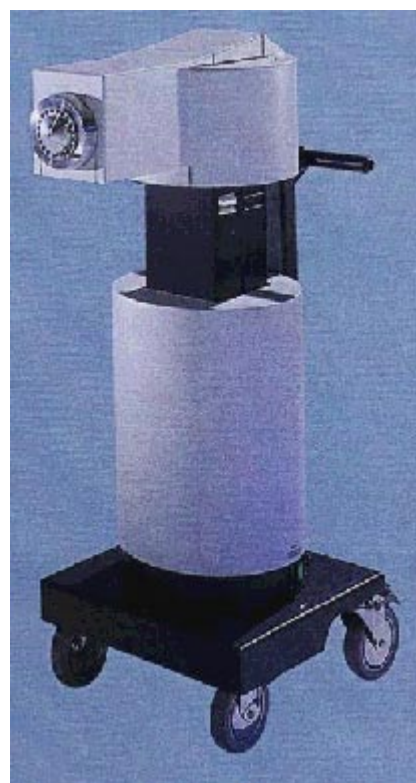


Figura 2. Exemplos de aparelhos de Braquiterapia de Baixa e Alta Taxa de Dose.

A Braquiterapia de Alta Taxa de Dose possui uma série de erros potenciais por duas razões principais: a) o planejamento é relativamente complexo; b) o tratamento é realizado em um intervalo de tempo muito curto, o que não permite que eventuais erros possam ser corrigidos durante o tratamento. A BBTD se estende por vários dias, permitindo que erros sejam descobertos e corrigidos sem grandes prejuízos para o paciente. Entendendo isso, fica fácil observar que o Controle de Qualidade em Braquiterapia é muito mais importante em Braquiterapia de Alta Taxa do que na Baixa Taxa de Dose, por isso vamos nos deter mais nessa modalidade de tratamento.

Inicialmente temos os “checks” de segurança, que deverão ser realizados periodicamente. Com intuito didático vamos dividir os testes em testes que devem ser realizados diariamente pela manhã e em testes que devem ser realizados a cada troca da fonte radioativa, em média a cada três meses, quando a fonte for o Ir¹⁹². Temos também os “checks” do planejamento do tratamento e os “checks” que são realizados durante e após o tratamento. Por último vamos citar os principais procedimentos de segurança em uma unidade de Braquiterapia caso seja necessário.

“CHECKS” de Segurança Diários

São muito importantes porque constatarem diariamente o correto funcionamento do aparelho de Braquiterapia bem como de todos os dispositivos de segurança obrigatórios em um serviço. Devem ser realizados pela manhã, antes do início dos tratamentos.

1. Intercomunicadores e Monitores

Testar o funcionamento desses dois dispositivos de segurança, de presença obrigatória nos serviços de Braquiterapia.



Figura 3. Intercomunicador (seta da esquerda), Monitor (seta superior) e Console de Tratamento (seta da direita)

2. Conexão dos Aplicadores

Programa a unidade de Braquiterapia para liberar a fonte sem acoplar nenhum cabo ao cofre. Se tudo estiver funcionando bem um sinal sonoro será emitido e a fonte não será liberada.

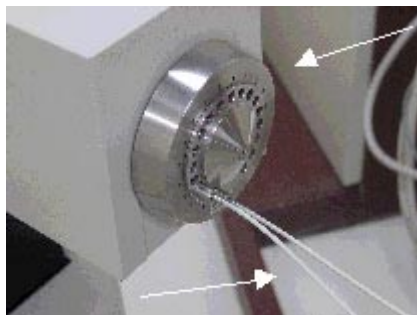


Figura 4. Cabos de conexão entre os aplicadores e o cofre onde está guardada a fonte (seta da esquerda) e os canais, local de conexão dos cabos no cofre (seta da direita)

3. Chave de travamento dos cabos

Todos os aparelhos de Braquiterapia possuem um sistema de travamento dos cabos ao cofre, impossibilitando assim que durante o tratamento os cabos possam ser desconectados. Para realizar este teste devemos programar a unidade para liberar a fonte sem que seja feito o travamento dos cabos. Se tudo estiver funcionando bem um sinal sonoro será emitido e a fonte não será liberada.

4. Inspeção do Fluxo nos Cabos

Conecte um cabo a um dos canais do cofre e dê uma volta nesse canal de forma que a fonte não seja capaz de passar através dele. Antes de liberar a fonte, o cofre obrigatoriamente libera um cabo de segurança, “check cable”, que possui as mesmas dimensões da fonte, com o intuito de verificar o correto acoplamento do aparelho ao cabo, do cabo ao aplicador e a permeabilidade dos mesmos, impedindo assim que a fonte fique presa fora do cofre, expondo assim o paciente e a equipe. Se tudo estiver correndo bem o “check cable” perceberá a volta e o risco da fonte ficar presa neste local. Sendo assim, um sinal sonoro será emitido, o “check cable” será recolhido e a fonte não será liberada.

5. Intertravamento da Porta da Sala

A fonte radioativa nunca deve ser liberada sem que a porta da sala de tratamento esteja devidamente fechada. Caso o tratamento já tenha sido iniciado ele deve ser auto e imediatamente interrompido caso a porta seja aberta. Para realizar esse teste devemos tentar liberar a fonte sem que a porta esteja devidamente fechada e/ou abrirmos a porta após a liberação da fonte. Se tudo estiver funcionando corretamente, um sinal sonoro será emitido e a fonte não será

liberada. Nos casos em que a fonte já está exposta, deverá ser recolhida imediatamente. Após o fechamento da porta o console de tratamento deve estar habilitado a reiniciar o tratamento.



Figura 5. Dispositivo que percebe quando a porta está fechada

6. Lâmpadas de Aviso de Fonte Exposta

Obrigatoriamente na frente da porta da sala de tratamento encontramos um sinal luminoso (verde x vermelho) que mostra pelo lado de fora que a fonte está exposta (vermelho). Este teste, mais simples, consiste em apenas observar o sinal luminoso vermelho na porta da sala quando a fonte está exposta.



Figura 6. Porta da sala de tratamento. No destaque vemos o sinalizador com a luz vermelha ligada evidenciando que a fonte está exposta

7. Monitor de Área

No exterior das salas de tratamento podemos também observar a presença de um monitor de radiação. O mesmo visa conferir, através da mensuração da taxa de exposição do ambiente à radiação, a presença de radioatividade no ambiente. Enquanto a fonte estiver exposta o monitor deverá acusar a

presença de radiação. Antes da equipe entrar na sala após o término de cada tratamento deve-se conferir o monitor para constatar que a fonte foi realmente recolhida.



Figura 7. Monitor de área evidenciando radioatividade na sala de tratamento (fonte exposta)

8. Botão de Interrupção do Tratamento

Durante o tratamento pode haver necessidade de se interrompê-lo por diversos motivos, como por exemplo o paciente não estar se sentindo bem. Nestes casos, no console de tratamento existe um botão de interrupção, "interrupt", que, ao ser pressionado, deverá interromper o tratamento com recolhimento da fonte, sem que o console perca os dados do tratamento. Após as devidas providências o tratamento poderá ser prontamente reiniciado, sem qualquer prejuízo.

9. Botão de Emergência

Conectado ao aparelho de Braquiterapia temos dois botões de emergência que devem ser colocados um do lado de dentro e o outro do lado de fora da sala. Apertando esse botão a fonte deve ser imediatamente recolhida sem que o console perca os dados do tratamento em andamento. Sua presença oferece um recurso a mais de interrupção do tratamento, caso haja necessidade e os outros recursos tenham falhado.



Figura 8. Botão de emergência

10. Troca de canal de tratamento

No cofre onde fica recolhida a fonte radioativa há vários canais onde os cabos podem ser conectados. Esses canais possuem numeração individualizada correspondente à numeração do cabo. O aparelho deve ser capaz de perceber a colocação de um cabo que não esteja em seu respectivo canal, evitando possíveis trocas em caso de tratamento que utilize vários cabos de tratamento. Para realizar esse teste basta colocar um cabo em um canal não correspondente. Se tudo estiver bem um sinal sonoro será emitido e a fonte não será exposta.

11. Verificação da Indexação da Fonte

Na BATD somos capazes de prescrever a dose em um ponto específico do tratamento, determinando o tempo e a localização em que a fonte radioativa irá parar. Para tal é muito importante conferir se a fonte pára no local exato determinado no planejamento. Para realizar esse teste devemos utilizar uma régua própria e conferir se o local em que a fonte parou foi o mesmo determinado pelo sistema de planejamento.

12. Chave de Travamento do Cofre

Na parte superior do cofre existe uma chave de travamento, que ao ser posicionada, impede que a fonte seja exposta. Após o término de um dia de tratamento o cofre deve ser travado e destravado no início do outro dia. Tal dispositivo aumenta a segurança caso alguém sem o devido preparo consiga ter acesso

“CHECKS” de Segurança a Serem Realizados a cada Troca de Fonte

Os testes realizados após a troca da fonte compreendem procedimentos que visam conferir a atividade da fonte que acabou de chegar como também o bom funcionamento do equipamento após a troca. Em sua maioria são procedimentos de dosimetria e são realizados por físicos especializados, por isso serão apenas citados:

1. Dosimetria da fonte (Calibração);
2. Conferência do posicionamento da fonte (Indexação);
3. Conferência do tempo de tratamento do console com um cronômetro (Cronometria);
4. Conferência das baterias do aparelho de Braquiterapia – caso haja uma falta de energia o aparelho de Braquiterapia deve ter força o suficiente para recolher a fonte;
5. Conferência se há compatibilidade entre os

dados da mesa digitalizadora e o que é realizado no sistema de planejamento;

6. Levantamento radiométrico do cofre do equipamento.



Figura 9. Exemplo de Sistema de Planejamento e Mesa Digitalizadora de Braquiterapia

Procedimentos Durante o Tratamento

Durante o tratamento o operador deve permanecer alerta às condições do paciente bem como da fonte. Mesmo que o tratamento dure poucos minutos, alguns cuidados devem ser observados:

1. Através do monitor, verificar o posicionamento do paciente durante o tratamento, bem como ficar atento às suas necessidades. Caso seja necessário, entrar em contato com o mesmo através dos intercomunicadores ou mesmo interromper o tratamento.
2. Conferir se o tempo do sistema de planejamento confere com o lido pelo console.
3. Caso tenha sido realizada a otimização computadorizada com mudança dos tempos de parada da fonte, “source time”, no sistema de planejamento, conferir se houve a referida leitura pelo console.

Procedimentos Após o Tratamento

1. Conferir no console se realmente terminou o tratamento;
2. Conferir pelos monitores de área se houve recolhimento da fonte;
3. Através de um monitor portátil de radiação (Geiger), verificar se há radioatividade no paciente;
4. Medir o nível de radioatividade da sala de tratamento.

Procedimentos de Emergência

Uma folha de procedimentos de emergência, contendo instruções, nome e telefone do físico responsável, deve ser colocada em todas as unidades de Braquiterapia.

Os procedimentos são:

1. Aperte o botão vermelho de emergência.
2. Entre na sala de tratamento:
 - *Pressione o painel de acesso que está localizado na parte superior da unidade de tratamento para ter acesso ao motor de arranque manual dourado. Gire-o na direção indicada pela flecha até que ele trave.*
 - *Se a fonte retrair vá para o passo 7, caso contrário, vá ao 3.*
3. Desconecte o aplicador da máquina. Remova a máquina para bem distante do paciente.
4. Verifique se há presença de radiação no paciente. Se a radiação for detectada, retire o aplicador do paciente, assegurando-se de que a radiação esteja limitada somente ao aplicador.
5. Imediatamente ajude o paciente a sair da sala. Uma pessoa totalmente qualificada deverá assegurar que o aplicador esteja blindado.
6. Deixe a sala. Feche a porta. Marque a sala com um aviso de "NÃO ENTRE".
7. Retenha o registro de tratamento e comunique-se com as seguintes pessoas:
Físico Responsável;
Médico;
Representante do Aparelho.

Bibliografia

1. WILLIAMSON, J.F.; Physics of Brachytherapy. In: PEREZ, C.A. & BRADY, L.W., Principles and Practice of Radiation Oncology. 3ª ed. 1998. Pag: 405.
2. THOMADSEN, B.R., Physics and Quality Assurance for Brachytherapy – Part I: High Dose

Rates. 42nd Annual Scientific Meeting for ASTRO. 2000

3. SILVA, M.P.; Garantia de Qualidade em Radioterapia. In: Curso de Atualização em Proteção Radiológica em Radioterapia. 1997

Ações de Enfermagem em Radioterapia

Introdução

O enfermeiro especialista em radioterapia deve buscar conhecimentos teórico-práticos sobre o tratamento em teleterapia, braquiterapia e radioproteção através de cursos de atualização, reuniões científicas do serviço e participação nos programas de qualidade.

Cabe ao enfermeiro traçar metas que assegurem a qualidade da assistência ao cliente oncológico, atuando na prevenção, tratamento e reabilitação relativamente aos procedimentos radioterápicos, através da sistematização da consulta de enfermagem e de cuidados específicos das necessidades básicas afetadas de cada cliente.

Ações Gerais

- Parcerias com toda equipe da radioterapia;
- Atuação em algumas etapas do planejamento terapêutico do cliente;
- Participação nos protocolos clínicos institucionais;
- Participação na formação e atualização de profissionais através de aulas teóricas/práticas;
- Viabilização do cumprimento de algumas normas de radioproteção;
- Atuação em encontros e congressos para atualização;
- Participação nos programas governamentais em que a radioterapia esteja incluída;
- Planejamento e controle de recursos humanos de enfermagem e materiais inerentes ao serviço de radioterapia;
- Garantia de um cuidado de enfermagem qualificado, seguro, humanizado e individualizado ao cliente submetido a tratamento radioterápico.

Ações de Enfermagem no Tratamento de Teleterapia

A função da equipe de enfermagem (enfermeiros e auxiliares de enfermagem) engloba os objetivos do tratamento, prevenção das complicações e minimização dos efeitos inevitáveis do tratamento.

Para que se tenha segurança para desempenhar e em alguns procedimentos delegar ao aux. de enfermagem essas atividades, o enfermeiro deve conhecer os princípios da

radioterapia, as principais características dos efeitos colaterais mais frequentes e as medidas necessárias para diminuir essas toxicidades.

Deve-se saber as finalidades do tratamento e se ele será exclusivo ou combinado, para cada sessão individual de cada cliente assistido.

Para que tenha condições de orientar o cliente, o enfermeiro, na sua consulta, deve realizar um histórico de enfermagem (em formulário próprio).

Esse histórico inclui :

- Hábitos de vida;
- Histórico social;
- Histórico clínico;
- Histórico patológica progressiva;
- Exame físicos.

As condutas de uma consulta de enfermagem devem estar centradas nesse histórico e nas orientações necessárias sobre o tratamento de radioterapia.

Essa orientação individual deve considerar o nível de percepção e instrução do paciente, seu grau de entendimento, seus hábitos de vida e principalmente suas condições de higiene. Estas condições são primordiais para a minimização dos efeitos tóxicos do tratamento.

As etapas do tratamento são detalhadas e a importância do comparecimento à revisão médica semanal é ressaltada.

Os folhetos informativos são de importância fundamental para que em casa, com maior tranquilidade e junto com a família, o cliente possa sanar algumas dúvidas.

As consultas subseqüentes são importantes para complementar informações que o cliente não tenha captado e para monitorização da pele no tecido irradiado.

Medidas para Minimizar as Reações de Pele

- Inspeccionar diariamente o local irradiado;
- Hidratação oral;
- Alimentação saudável;
- Lavar a área demarcada, sem esfregar a pele preparando uma água de temperatura normal com espuma de um sabonete hidratante;
- Tomar cuidado com a força dos jatos de água (chuveiro ou duchas) em cima da pele que está sendo irradiada;
- Não deixar por muito tempo a pele suada, pois é o suor que faz a tinta da área demarcada clarear;
- Usar roupas leves, claras, de preferência de malha de algodão, evitando tecidos sintéticos;
- Não coçar, depilar ou cobrir a pele com fita adesiva no campo de aplicação;
- Não usar desodorante, talcos ou qualquer outro produto tópico que não seja orientado pelo médico ou enfermeiro;
- Evitar exposição solar;
- Não faltar às revisões médicas e as consultas de enfermagem.

Procedimentos no Posto ou Sala de Enfermagem e Repouso

Ao longo do tratamento radioterápico há procedimentos específicos de acordo com o planejamento terapêutico do cliente assistido.

Numa consulta médica de 1º vez ou numa consulta de mesa redonda, pode haver a necessidade da administração de alguma medicação no paciente, de urgência ou não, o que é feito pela equipe de enfermagem que estiver na sala.

A administração dessas medicações pode ser via oral, intra-muscular ou venosa, ou simplesmente uma reposição hídrica.

Pode haver a necessidade de reposição ou colocação de sonda, enteral ou vesical, que também poderá ser feita pela equipe nessa sala.

Durante o tratamento, dependendo da área tratada, poderá haver a necessidade de realização de curativos, com trocas diárias, que também é feita pela equipe de enfermeiros da sala.

Para os pacientes de cabeça e pescoço é fundamental a troca da cânula de traqueostomia

antes de cada aplicação.

O paciente é orientado a trocar na sala de procedimentos de enfermagem sua cânula metálica.

Nos casos de pacientes traqueostomizados, é importante que toda a equipe (médica, técnicos e enfermagem) esteja atenta.

Pacientes com cânulas deverão ter prioridade no atendimento, pois o paciente não pode ficar muito tempo com a cânula de plástico devido à estenose.

A equipe deve observar sinais de hemorragias e nível de respiração desses pacientes.

As crianças também merecem uma atenção especial. A consulta de enfermagem deve ser feita preferencialmente com a mãe e o pai juntos.

É importante que a equipe técnica de radioterapia e anestesia (se a criança tiver que ser anestesiada) seja sempre a mesma, para que a criança se sinta segura e confiante.

Ações de Enfermagem no Tratamento de Braquiterapia

A consulta de enfermagem também é importante para a realização do tratamento de braquiterapia (alta taxa ou baixa taxa).

Um cliente bem orientado se sente mais seguro e com isso colabora e participa mais para com o tratamento.

A consulta de enfermagem segue os mesmos princípios da consulta de radioterapia, dando ênfase nas etapas do procedimento, duração do tratamento, nº de inserções, observação dos efeitos colaterais possíveis, orientações para internação ou não, dependendo do tipo de procedimento que irá ser realizado, tudo isso em formulário próprio.

É necessária a presença constante de um enfermeiro no setor de braquiterapia, devido às especificidades dos procedimentos.

O risco de hemorragias, paradas cardio-respiratória e outras urgências requer atuação de profissionais qualificados para o atendimento.

O agendamento do paciente tem que ser sistematizado e testado constantemente pelo

enfermeiro. Muitas vezes se faz necessário uma triagem e a avaliação para a condução dessa agenda.

Outro ponto muito importante é o acondicionamento, limpeza, esterilização e manutenção de todo instrumental específico para o tratamento de braquiterapia. E isso é tarefa também da equipe de enfermagem, que tem que estar treinada no manuseio e técnicas de esterilização para cada tipo de material.

Durante o procedimento, o enfermeiro tem que assistir o paciente e estar atento para :

- Posicionar o paciente na mesa de tratamento;
- Preparar material necessário para cada tipo de procedimento (aplicadores, anéis, agulhas, cateteres ,etc...) e, se necessário sondar o paciente (via vesical);
- Auxiliar o médico durante a inserção dos aplicadores;
- Informar o cliente do início e duração da aplicação;
- Observar o paciente pelo circuito interno durante a aplicação.

A participação nas reuniões científicas do serviço para discussão e análise dos casos, a atenção para a história clínica do cliente, exames, programação terapêutica, estudos radiológicos, seleção dos aplicadores, dose no volume-alvo, dificuldades técnicas, resultados e complicações são tarefas do enfermeiro, para cada vez mais aprimorar e sistematizar suas ações.

Enfim, o enfermeiro poderá ser um agente facilitador para a integração da equipe.

Colimador com multi-lâminas

O Colimador com multi-lâminas – “Multileaf Colimator” (MLC) é um sistema de colimação que usa várias lâminas finas com a finalidade de moldar o campo de tratamento na terapia conformal.

O MLC somente está disponível para feixes de fótons.

É constituído por pares opostos, paralelos, de lâminas de tungstênio, que deslizam entre si com uma velocidade de 1,5 cm/s, tendo cada lâmina, um motor independente.

A figura 1 mostra o colimador com MLC, neste caso constituído por 26 pares de lâminas.

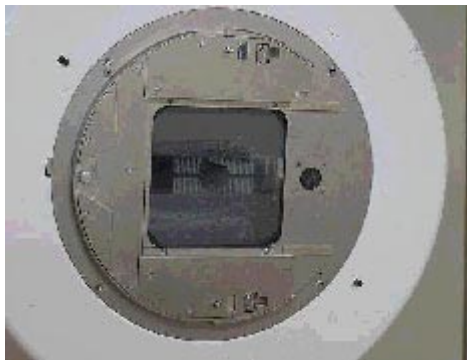
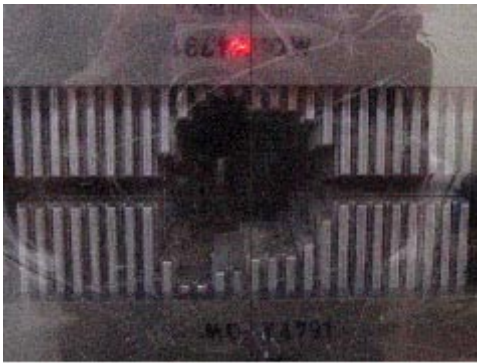


Fig.1 – Vista frontal do colimador com MLC com 26 pares de lâminas.

Na figura 2 temos a demonstração do motor de cada uma das lâminas.

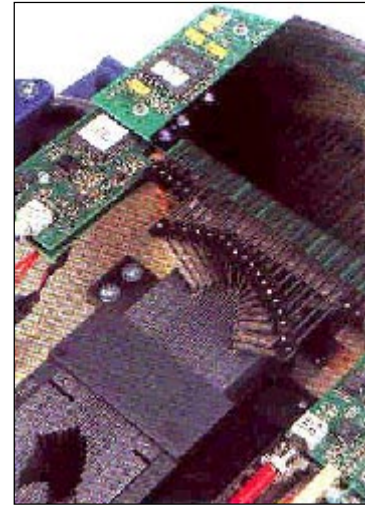


Fig.2 – Demonstração das lâminas

Existem vários fabricante de MLC, dentre eles citamos: Varian, Siemens, GE, Philips. O número de pares de lâminas varia, podendo ser de 26, 48 e 60, dependendo do fabricante.

A seguir abordaremos, nas figuras 3A, 3B e 3C, as características do MLC da Varian, por ser a que dispomos no Serviço de Radioterapia do INCA.

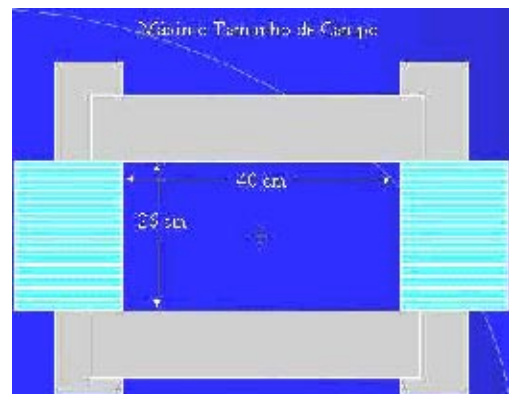


Fig. 3A – Máximo tamanho de Campo

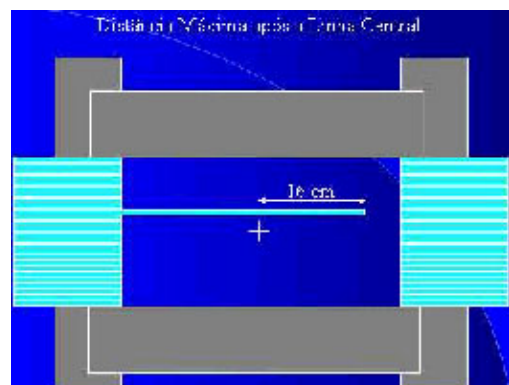


Fig. 3B – Distância máxima após a linha central

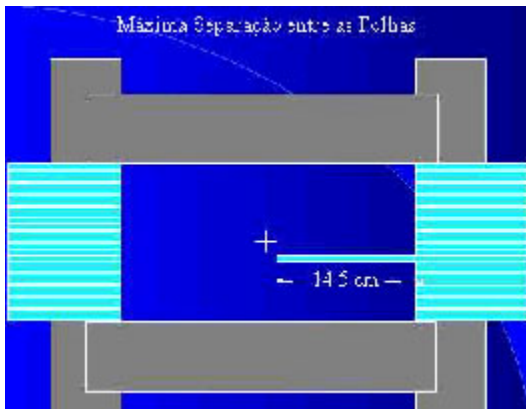


Fig. 3C –Máxima separação entre as lâminas

Geralmente as folhas do MLC tem 10 mm de largura projetada no isocentro, 60 mm de espessura (altura da lâmina) e o comprimento varia de acordo com o número de pares de lâminas, normalmente entre 20 a 40 cm.

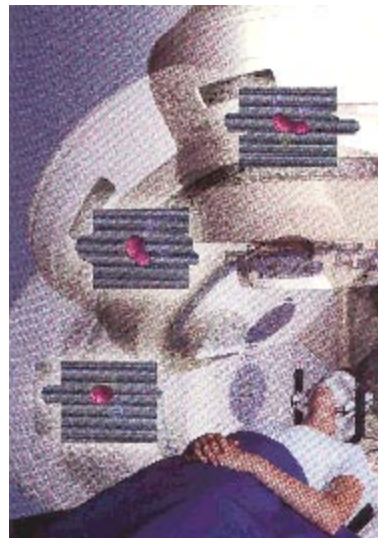
Quanto às vantagens do MLC em relação ao bloco de proteção, podemos relacionar:

- Programação rápida, feita pelo computador;
- Seu formato pode ser gerado ou modificado rapidamente;
- Diminui a dose na pele;
- Pode ser utilizado com compensação eletrônica para programações com feixes de intensidade modulada (IMRT);
- Minimiza o trabalho do técnico, diminuindo o tempo de tratamento do paciente.

Quanto às desvantagens, podemos citar:

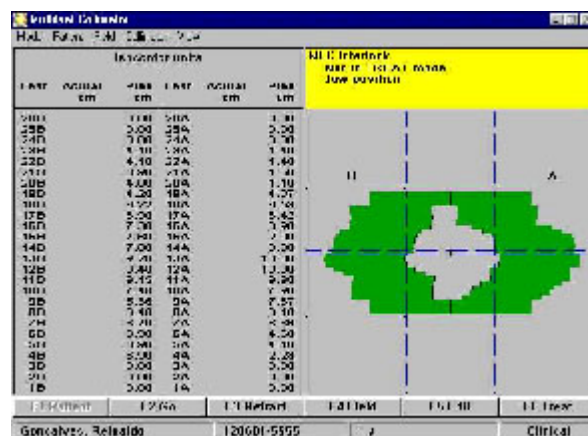
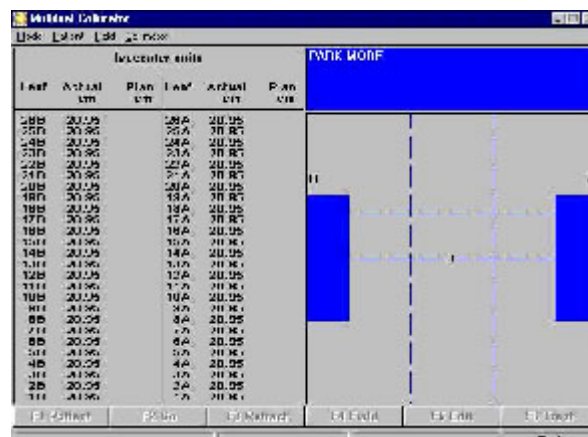
- Transmissão maior que o bloco de **cerrobend**;
- Penumbra ligeiramente maior;
- Restrições para o uso com filtro;
- Não molda todos os formatos de tumores.

Uma demonstração de como se processa o tratamento com MLC para IMTR é mostrada na figura 4. Neste caso, o tratamento é programado e as lâminas se movem automaticamente durante todo o período de tratamento, e, o MLC é dito dinâmico.



Alguns tratamentos também podem ser realizados pela técnica do "step and shoot", o que corresponde em posicionar as lâminas em cada um dos campos conformados e proceder ao tratamento.

O uso do MLC requer certos cuidados e atenção do técnico no posicionamento do paciente e localização da área a ser irradiada. Como o formato das lâminas é montado pelo computador, o técnico deve estar sempre atento à posição do "gantry", ângulo de rotação do colimador e posições dos colimadores recomendados para o campo a ser tratado.



Colimadores Assimétricos

Introdução

Colimadores são estruturas ou dispositivos metálicos, compostos normalmente por chumbo ou tungstênio, existentes em unidades de teleterapia. Por vezes, na forma de aplicadores em unidades de ortovoltagem, podem ser constituídos de material não metálico (acrílico). Têm como objetivo dar forma aos feixes de radiação através de processo de absorção, permitindo a passagem de fótons por abertura fixa (colimadores fixos). Numa segunda etapa absorvem também fótons secundários, e por movimentação simétrica ou assimétrica permitem definição apropriada das áreas de tratamento.

Colimadores fixos ou primários

Normalmente presentes em unidades de kilovoltagem (Kv) e megavoltagem (Mv), estão situados junto à estrutura emissora de fótons (alvo) ou à "janela" de saída de elétrons. São exatamente os colimadores fixos que vão determinar o campo geométrico máximo disponível em determinado equipamento. Se utilizarmos como exemplo a unidade de cobaltoterapia, considerando uma fonte radioativa com emissão em múltiplas direções, o colimador fixo permitirá a "focalização" desses; daí a afirmação de que são capazes de formatá-los.

Quanto à definição máxima de campo, isto pode ser explicado pela queda da taxa de exposição primária em 50% na borda de campo, o que, por exemplo, é atingido na abertura de 20° em aceleradores de 4Mv. (Figura 1)

Colimadores móveis ou secundários

Também presentes em unidades de ortovoltagem e megavoltagem, se apresentam como dispositivos externos (aplicadores - cones) ou dispositivos próprios do equipamento (diafragmas - figura 1). No caso dos aparelhos de megavoltagem, são dispostos em 2 pares, perpendiculares entre si e sobrepostos, em íntimo contato. Nos aceleradores mais modernos, dispomos do deslocamento assimétrico, permitindo movimentação individualizada das

bordas dos campos (figura 2). Em muitas situações, vão substituir os blocos de colimação assim como permitir a composição de campos irregulares na forma de múltiplas lâminas de colimação ("Multi Leaf Collimation" - MLC).

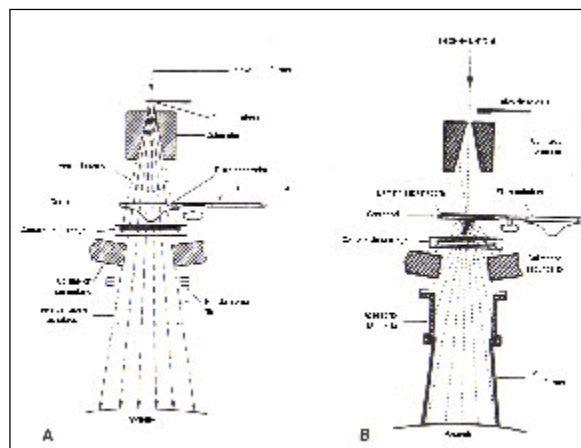


Figura 1 – Pictograma descritivo das estruturas de um acelerador linear envolvidas na emissão dos raios x e elétrons

Colimadores assimétricos – Vantagens técnicas

A utilização destes dispositivos permite maior agilidade no tratamento, com redução do tempo de permanência do paciente na sala. Isto pode ser bem exemplificado nos tratamentos em campos tangentes em mama ou plastrão, quando é exigido o uso de hemi-bloqueador (figura 4). Nesta situação é necessária a inversão da posição do bloco na bandeja no momento da angulação oposta do "gantry". Há que se lembrar, também, que a manipulação deste bloco pode tornar-se perigosa devido ao peso excessivo, pendente muitas vezes sobre esses pacientes. De outra forma, em situações onde é necessária a colimação para definir campos reduzidos sobre estruturas nobres (ex. cristalino, medula espinhal), os colimadores assimétricos asseguram menor risco de erro em localização. Portanto, são mais econômicos, uma vez que seu uso acaba com a necessidade de material e oficina para a confecção de blocos, assim como pessoal especializado para essa atividade.

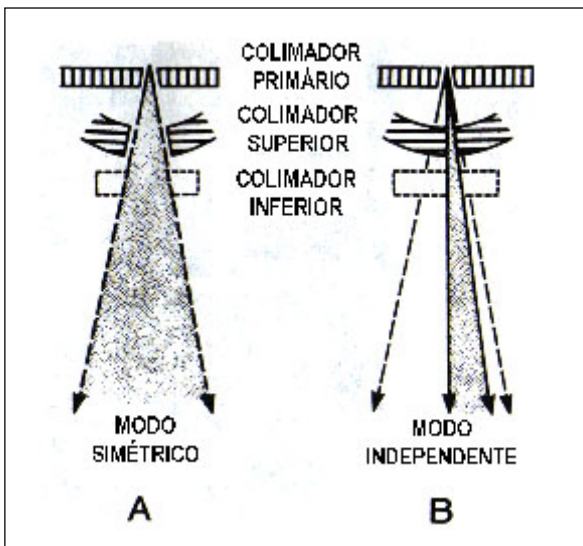


Figura 2 – Colimadores independentes

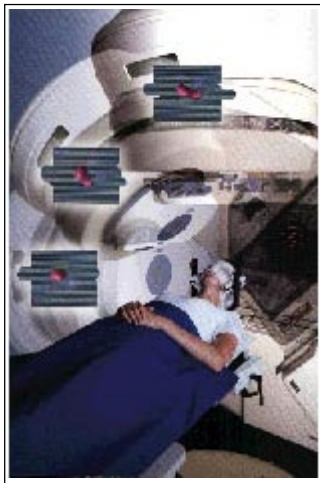


Figura 3 - Acelerador linear equipado com MLC



Figura 4 - Bloquador de meio campo

Colimadores assimétricos – Vantagens clínicas

Algumas vantagens clínicas podem ser sugeridas como um melhor perfil de campo em relação ao uso de blocos, com redução da penumbra, assim como redução do volume

irradiado pela retificação dos feixes, com exemplo do tratamento de mamas em campos tangentes. A figura 5 apresenta um pictograma de paciente em tratamento de mama com campos tangentes, e de fossa supra clavicular com campo anterior direito. A utilização de colimadores independentes em ambos os campos viabiliza uma retificação na divergência dos feixes e uma junção de campos mais adequada. No mesmo raciocínio, permite-se poupar tecidos vizinhos quando for indicado o uso de altas doses de tratamento (reforço) e em junções de campos, implicando em menor risco de variações de dose nessa região.

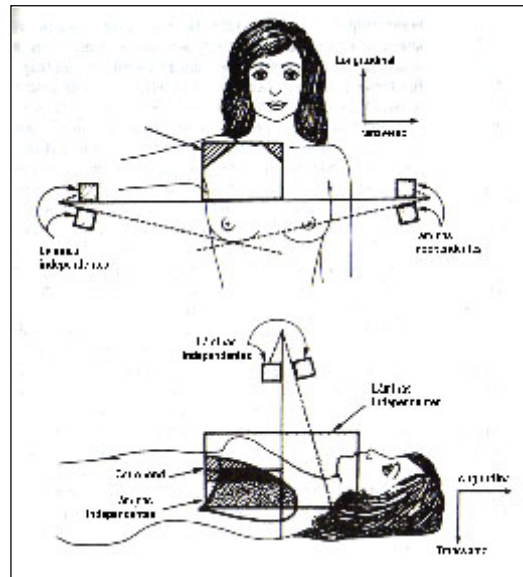


Figura 5 – Exemplo de tratamento de mama

O chamado efeito “contaminação de elétrons” representado pela interação dos blocos de colimação com o feixe de radiação seria também reduzido com a utilização de colimadores independentes. Esse mecanismo é observado devido à divergência do feixe ser menor quanto maior for a proximidade do feixe central, definindo uma trajetória paralela deste feixe com a borda do bloco colimador.

Acessórios R x T

Acessórios de Planejamento ■

O tratamento com as radiações ionizantes normalmente é feito de forma fracionada, com aplicações diárias, o que implica na necessidade de um posicionamento e imobilização adequados para a reprodutibilidade das características do planejamento. Acessórios padronizados permitem segurança no tratamento pela garantia da imobilização, conforto para o paciente e agilidade no posicionamento pelo técnico, imprimindo qualidade à radioterapia no dia-a-dia. Muitos desses acessórios são padronizados, mas permitem configurações personalizadas para cada paciente. A seguir serão analisados alguns desses acessórios:

• Suportes para Cabeça e Pescoço

São bases com conformações variadas que permitem mobilizar a extensão da coluna cervical de acordo com a proposta do tratamento. São identificados usualmente por letras que, ao serem registradas na ficha de tratamento, facilitam sua identificação pelo técnico na hora da aplicação. Por vezes a mobilização desejada não pode ser realizada com esses suportes padrão. Nesses casos, suportes individualizados de gesso, espuma ou isopor são confeccionados na oficina de molde para viabilizar o posicionamento desejado. A figura 1 mostra um jogo padronizado de suportes de cabeça e pescoço.



Figura 1 – Exemplo de suportes de cabeça e pescoço

• Máscaras Termoplásticas

A mobilização em radioterapia evoluiu muito após a criação das máscaras termoplásticas, viabilizando um posicionamento personalizado, rápido e seguro dos pacientes.

Essas máscaras são feitas de material sintético que tem a propriedade de amolecer com o aquecimento. São disponibilizadas em forma de placas sustentadas por moldura plástica que são submersas em um recipiente com água quente e imediatamente aplicadas sobre a superfície a ser mobilizada. Estas máscaras podem ser utilizadas em qualquer tipo de mobilização de tratamento: pelve, membros, mama, cabeça e pescoço, etc...



Figura 2 - Confeção da máscara termoplástica

A figura 2 representa a confecção de uma máscara para um tratamento de cabeça e pescoço. A paciente é posicionada sobre o suporte escolhido de forma confortável. A placa plástica com a máscara é aquecida e imediatamente posicionada sobre a área a ser imobilizada e em minutos, após sua secagem, ela enrijece tornando a estrutura imobilizada. Esse procedimento pode ser realizado diretamente no simulador devido a sua rapidez e sob supervisão direta do médico. Na figura 3 observa-se o "frame" com o material termoplástico e, após o aquecimento, a sua fixação sobre a mama da paciente. Essas máscaras são muito úteis nos casos de mamas pendentes volumosas pois além de fixar a mama e permitir reprodutibilidade de planejamento, viabiliza conforto para a paciente.

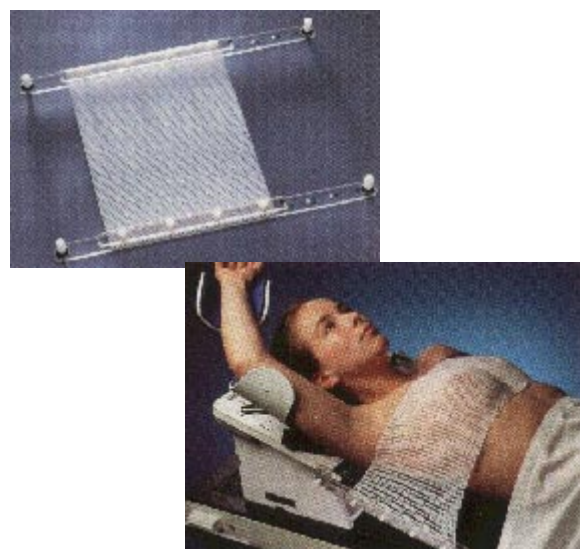


Figura 3 – Exemplo de máscara termoplástica para mama e seu posicionamento

• **“Breast Board”**

É uma mesa de suporte para tratamento radioterápico da mama. Consiste em uma prancha apoiada em base anexa que permite angulação da paciente, além de ser apoio para suportes onde se repousa o braço a ser elevado de acordo com o posicionamento usual para o tratamento. Esses suportes são dispostos de acordo com referências alfanuméricas, que devem ser registradas na ficha de tratamento para guiar o posicionamento diário da paciente.



Figura 4 – Exemplo de “Breast Board”



Figura 5 – Paciente posicionada



Figura 6 – Referências de posição da cabeça



Figura 7 – Referências da angulação do braço

• **Suporte para Abdome**

Nos casos de tratamento em decúbito ventral, os pacientes com abdômen em aortal têm sua mobilização comprometida, pois nessa posição o abdômen funciona como um “mata-borrão”, impedindo a imobilização. Nesses casos, pode-se lançar mão deste acessório que consiste em uma mesa com orifício central para acomodar o abdome do paciente e assim impedir o movimento pendular. Este acessório pode ser confeccionado na oficina de moldes sem maiores dificuldades. A figura 8 mostra um acessório padronizado posicionado sobre a mesa de tratamento.

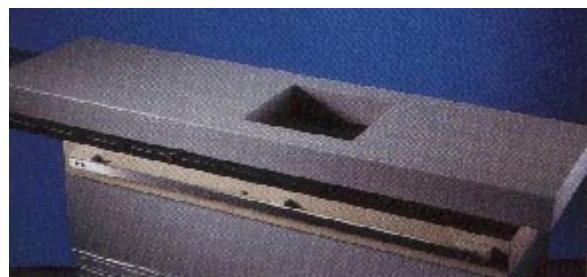


Figura 8 – Suporte para abdome (belly board)

• **Cadeira para Tratamento**

Muitos são os casos de pacientes que não suportam o decúbito e necessitam de radioterapia. O posicionamento desses pacientes é dificultoso pois eles também não conseguem ficar sentados por muito tempo, além de ter sua cifose torácica acentuada na posição sentada. Um recurso para solucionar este problema é a utilização desse acessório que consiste em uma cadeira com o encosto vazado, suporte para cabeça e braços, capaz de sustentar esse tipo de paciente. A figura 9 mostra um exemplo desse acessório. Atenção aos tipos de suportes para cabeça que podem ser utilizados. Como a utilização deste acessório é comum a pacientes

de estado geral comprometido e em cenário paliativo, devido ao custo não é um acessório muito utilizado no Brasil.

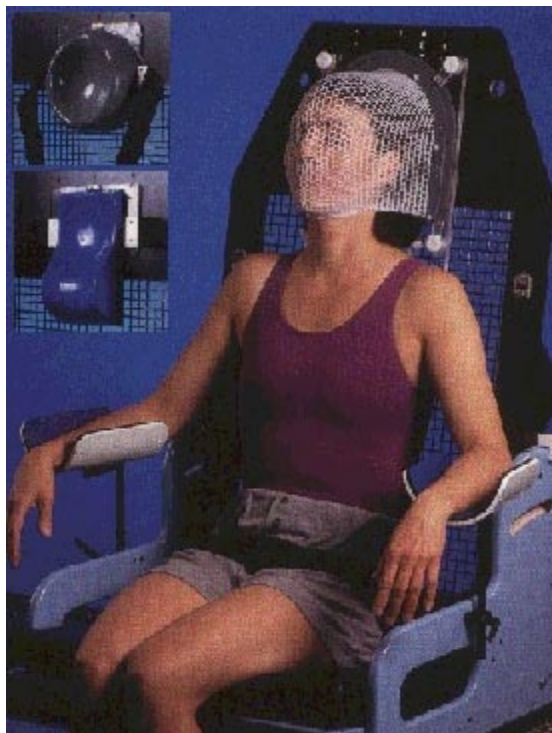
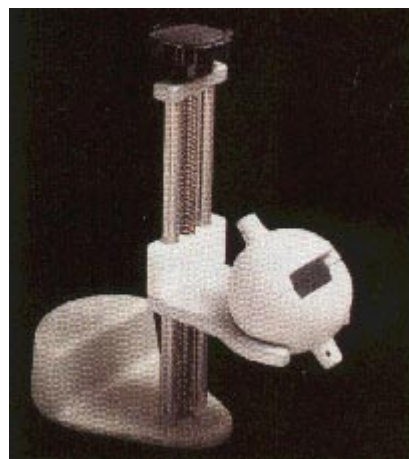


Figura 9 – Cadeira de tratamento

• Protetores Testiculares

A radiação é conhecida por seu efeito de esterilização reprodutiva e em muitos casos a irradiação de áreas próximas aos testículos aumenta os riscos desse efeito colateral. Naqueles casos em que a irradiação dos testículos não é indicada e que a proteção dos mesmos não implica em comprometimento da técnica proposta de tratamento de estruturas adjacentes, pode-se lançar mão deste acessório. Os protetores testiculares são um invólucro de chumbo que envolve e protege essa estrutura anatômica. São apoiados em base especial para dar conforto ao paciente. As figuras 10 e 11 mostram os invólucros em diferentes tamanhos e a base de suporte.



Figuras 10 e 11 – Exemplo de protetores testiculares e suporte de apoio

• Travesseiro para Decúbito Ventral

Para aqueles posicionamentos em decúbito ventral onde a utilização de um travesseiro convencional pode impedir uma posição confortável para o paciente e comprometer a sua imobilização. O travesseiro para decúbito ventral é um suporte com a base vazada onde o paciente acomoda sua face, além de ter inclinada sua porção inferior para acomodar o contorno do tórax. A figura 12 apresenta um acessório do tipo.



Figura 12- Exemplo de travesseiro para decúbito ventral ("Pron pillow")

• Protetores Oculares

Naqueles casos onde lesões perioculares têm indicação de radioterapia, a preservação da visão é um aspecto importante na qualidade do tratamento. Esses acessórios são lentes de chumbo revestidas de cerâmica, que são posicionadas sobre a córnea do paciente para proteção do cristalino e diminuição dos riscos de catarata actínica. O posicionamento das lentes pode ser feito pelo técnico, que necessita instilar

algumas gotas de anestésico no olho antes do procedimento. O médico deve liberar esse posicionamento pois alguns doentes podem apresentar contra-indicações ao uso do colírio.



Figura 13 – Exemplo de protetores oculares

• Retrator de ombros

Acessório para estabelecer o posicionamento em pacientes de cabeça e pescoço onde a abordagem com campos látero-laterais sobre região cervical é otimizada com a retirada dos ombros do campo de tratamento. O paciente é posicionado em decúbito dorsal e segura duas alças apoiadas sobre seus pés, tracionando o ombro e retirando sua superposição da região cervical. Pode ser também utilizado em outros posicionamentos, pois viabiliza um alinhamento melhor do paciente sobre a mesa. As figuras 15 a 17 apresentam o acessório e detalhes do seu posicionamento. A configuração do retractor é registrada em folha de tratamento para reprodutibilidade diária. A utilização de acessórios adaptados, como exemplo uma corda com manetes amarradas em posições diferentes, também confere resultado satisfatório ao posicionamento.

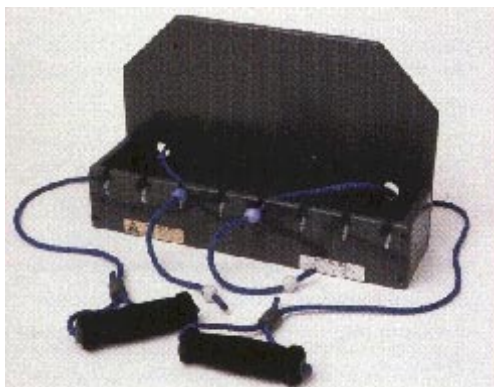


Figura 15 – Exemplo de Retrator de ombros



Figura 16 – Mão segurando alça



Figura 17 – Paciente posicionado com retractor de ombros

• Bolus padronizado

A utilização de feixe de elétrons convive com a necessidade freqüente da utilização de bolus para superficialização das curvas de isodose. Esse acessório consiste em um jogo de placas de polímero, com densidade semelhante à do corpo humano, com diferentes espessuras, ideal para o uso em superfícies planas. Sua utilização otimiza o atendimento diário aos pacientes e diminui o custo com a confecção de bolus personalizados de cera sem prejuízo de qualidade. Para posicioná-lo basta repousar a placa sobre a área a ser tratada obedecendo as margens de segurança.

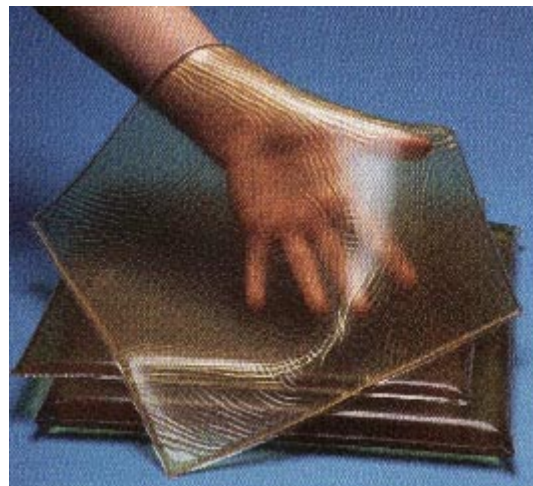


Figura 18 – Bolus padronizado

• Suporte para tratamento com braços elevados

O tratamento da região do tórax e do abdome superior quando necessita de campos laterais ou oblíquos implica na necessidade de elevação dos membros superiores. Essa posição é muito incômoda e compromete a imobilização, pois o paciente fica sem apoio. Esse acessório é um suporte para que o paciente segure e se mantenha na posição de forma mais confortável. Ele tem adaptação aos suportes de cabeça e pescoço, configurando-se como um acessório completo neste posicionamento. As figuras 19 e 20 apresentam este suporte e seu posicionamento.



Figura 19 – Paciente posicionado com o suporte para braços elevados



Figura 20 – Exemplo de suporte para braços elevados

• Suporte pélvico

Com o tratamento conformacional, a imobilização passou a ser fundamental, em vista dos campos e margens pequenas utilizadas. O suporte pélvico tem a mesma proposta das máscaras termoplásticas e é feito de material semelhante, só que mais rígido. Esse acessório tem indicação nos tratamentos pélvicos de maneira geral mas especialmente nos de próstata. As figuras 21 e 22 apresentam o acessório.



Figura 21 – Paciente posicionado com o suporte pélvico em decúbito ventral

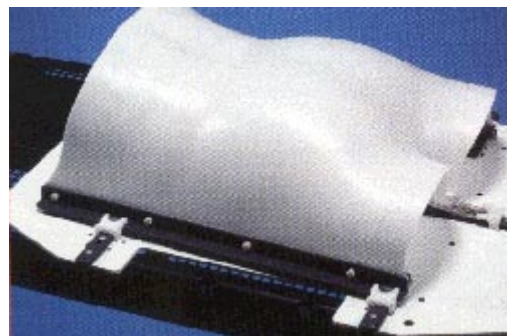


Figura 22 – Exemplo de suporte pélvico

• “Alfa Cradle”

É um acessório de imobilização personalizado para cada paciente. Consiste em um recipiente cheio de partículas de polímero sintético que assume os contornos do paciente ao ser retirado o ar de seu interior. Existe também outro tipo de “alfa cradle” que não utiliza o vácuo para definir os contornos do paciente. Ele já é preenchido por polímero especial que ao secar assume os contornos do paciente. Esse segundo tipo não permite reaproveitamento. Esses acessórios de imobilização conferem segurança e reprodutibilidade ao tratamento, além de propiciar conforto para o paciente e agilização no posicionamento pelo técnico em radioterapia. A figura 23 mostra a utilização de um acessório desse tipo.

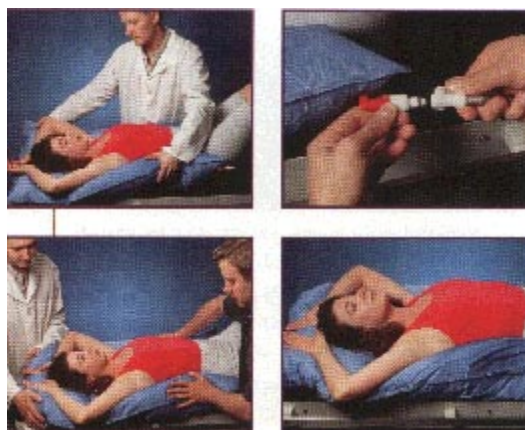


Figura 23 – Confecção de um “alfa-cradle”

• **Suporte para joelho**

Auxilia na imobilização da pelve. São estruturas de espuma encapadas que, posicionadas sob os joelhos, mantêm a posição da pelve, e garantem o posicionamento planejado.

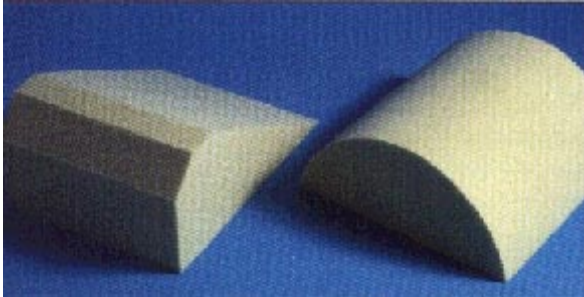


Figura 24 – Exemplo de suportes para joelhos

• **Posicionamento para Crânio e Neuro-eixo**

O posicionamento de pacientes para tratamento radioterápico de crânio e neuro-eixo deve ser personalizado. Pode-se utilizar a combinação de “alfa cradle” com esse suporte padronizado para o posicionamento em questão. Consiste em uma base para apoio do queixo e da testa, anexada a um suporte para fixação da máscara termoplástica. O paciente é posicionado em decúbito ventral com retificação do segmento espinhal como mostra a figura 25 e 26. A figura 27 representa um pictograma do processo de posicionamento para tratamento de crânio e neuro-eixo, e a 28 mostra um berço de gesso confeccionado para tratamento. Observe que consegue-se criar e manter o posicionamento adequado utilizando-se material disponível, sem custo elevado.



Figura 25 – Posicionamento da cabeça no crânio e neuro-eixo

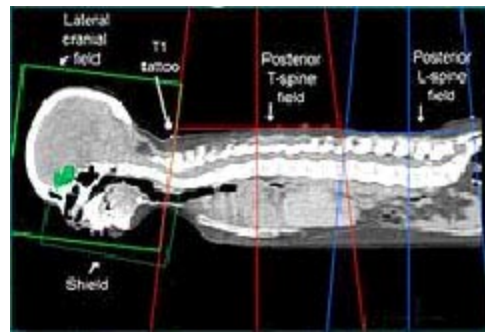


Figura 26 – Corte sagital de tomografia de planejamento apresentando os campos de radiação

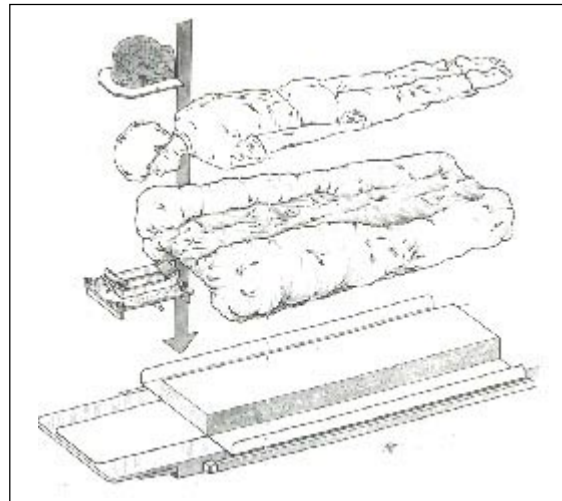


Figura 27 – Representação do posicionamento para crânio e neuro-eixo



Figura 28 – Berço de gesso para tratamento de crânio e neuro-eixo

Simulador Convencional e CT - Sim

Introdução

Os simuladores são equipamentos de radiodiagnóstico que possuem conformação e acessórios que mimetizam as unidades de tratamento de teleterapia. O princípio fundamental de seu funcionamento é a utilização de estruturas radiológicas como referencial para definição dos campos de tratamento. No caso dos simuladores convencionais, as estruturas utilizadas são parâmetros ósseos e de imagem bidimensional: já nos CT-Sim, a imagem volumétrica projetada corte a corte se apresenta como referência mais real na definição dos campos de tratamento. Outro aspecto importante na utilização desses equipamentos, principalmente em grandes serviços de radioterapia, é o fato de que com um aparelho dedicado para programação existe uma otimização no uso das unidades de tratamento, promovendo um melhor fluxo de atendimento e melhorando a qualidade.

Equipamentos

A) Simulador Convencional:

Equipamento de radiodiagnóstico, equipado ou não com radioscopia, no qual parâmetros ósseos são a base na definição de campos de tratamento. Possui características e movimentação de todas as suas estruturas em correspondência com às unidades de teleterapia. Pode ocorrer de alguns equipamentos não possuírem todas as características das unidades de tratamento, o que não inviabiliza a sua utilização, cabendo ao médico definir a aceitação ou não dos recursos disponíveis. Usualmente um simulador convencional é composto pelas seguintes estruturas:

1) Mesa de tratamento: estrutura plana fixada em base especial que possui capacidade de movimentação súpero-inferior, látero-lateral, crâneo-caudal e oblíqua, esta última segundo a rotação de sua base. É nessa estrutura que o paciente é colocado e; uma vez posicionado, só a mesa se movimenta. Eventuais acessórios utilizados são apoiados ou afixados na mesa ou em suas bordas.



Fig. 1 – mesa do simulador

2) “Gantry”: é o braço do aparelho; nele estão fixados o cabeçote, na parte superior, e na parte inferior o intensificador de imagens. Possui movimentação súpero-inferior para definição da distância de tratamento [“Focus Axis Distance” (FAD) ou Distância Foco-Eixo (DFE)], que usualmente é de 80 ou 100 cm para os equipamentos mais utilizados. Possui também capacidade de posicionamento em distâncias não usuais apesar da pouca utilidade na prática diária. Possui movimentação isocêntrica cujo referencial é a projeção do laser de parede. Reforçando o conceito atual, quem se movimenta é a máquina, não o paciente.

3) Cabeçote: localizado na extensão do “gantry”, é onde está localizada a ampola de raios-x e representa a fonte de radiação da unidade de tratamento. Nessa estrutura é fixada a bandeja ou os aplicadores de tratamento. Também abriga os colimadores de feixe.



Fig. 2 – Cabeçote do simulador (visão frontal)

4) Colimadores: São estruturas que atenuam o feixe de radiação e estão antepostas a ele de forma a colimar a radiação emitida. São denominados "blades" nos equipamentos mais novos e permitem, através da diminuição da radiação espalhada, uma otimização na qualidade da imagem radiográfica ou radiscópica. Outra estrutura abrigada pelo cabeçote são os "wires", fios metálicos dispostos paralelamente cuja projeção da sua sombra através do campo luminoso determina a borda do campo de radiação. Dessa forma os campos de radiação são quadriláteros. Os colimadores, quando disponíveis com tecnologia de movimentação assimétrica, podem simular bloqueadores de meio campo

5) Bandeja: estrutura localizada na saída do feixe, anexa ao cabeçote, que serve para suporte de proteções. Estas devem ser padronizadas por unidade de tratamento já que as distâncias podem variar. No caso do uso de proteções padronizadas, as mesmas podem ser simuladas com placas planas de acrílico, com material radiopaco em seu contorno, para tenha sua sombra na projeção da borda da proteção e sua representação no filme.



Fig. 3 - Bandeja do simulador



Fig. 4 - "Led" de segurança da fixação da bandeja

6) Comando: são estações de controle do equipamento. Normalmente estão dispostos em duas estruturas: A primeira é um comando central localizado em área radioprottegida, onde o técnico e o médico, durante a radioscopia, movimentam livremente o equipamento e alteram as referências de tratamento de forma dinâmica; é também de onde se dispara a ampola para

realização de "check films"; O outro comando é portátil e está atrelado à mesa de simulação, onde todos os recursos de mobilização também estão disponíveis. Esse último também é reconhecido como "pendant".



Fig. 5, 6 e 7 - Comando central do simulador

7) Laser: equipamento fundamental para qualidade; determina o isocentro de tratamento. Serve tanto como referência de posicionamento como parâmetro para o tratamento.



Fig. 8 - Laser de parede



Fig. 9 - Intensificador de imagens



Fig. 10 – Intensificador de imagens (visão lateral)

8) Intensificador de imagens: localizado oposto à ampola de raios-x, tem como função captar a radiação emitida e produzir imagens correspondentes, visualizadas em monitor específico. Também é o local onde são posicionados os filmes para documentação nos equipamentos mais modernos. Possui mecanismo de mobilização súpero-inferior para referência de magnificação segundo a divergência do feixe.



Fig. 11 – Sala de comando

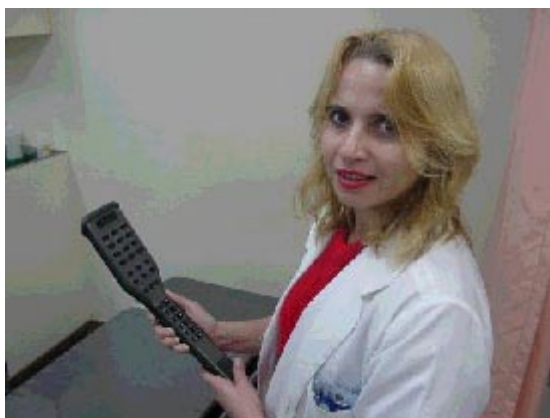


Fig. 12 – “Pendant” de comando da mesa

B) CT- Simulador

Equipamento de radiodiagnóstico utilizado para planejamento de radioterapia. Conceitualmente qualquer tomógrafo computadorizado pode ser utilizado com este fim desde que seja compatível com um software de planejamento de radioterapia. Recomenda-se contudo que equipamentos do tipo helicoidal sejam preferencialmente utilizados, já que o tempo de aquisição de imagens é muito menor e problemas de mobilização e posicionamento são minimizados. A mobilização é realmente essencial nesse tipo de planejamento onde a técnica conformacional é muitas vezes utilizada, implicando em campos e margens precisas que seriam comprometidas caso a posição no momento do exame não seja repetida. O equipamento é composto pelas seguintes estruturas:

1) Tomógrafo Computadorizado: mesmo equipamento utilizado para radiodiagnóstico, desde que compatível com o software de planejamento. Necessita de mesa especial plana, de preferência semelhante à utilizada nas unidades de tratamento. A abertura do tomógrafo pode ser limitante quando há necessidade de utilização de acessórios de posicionamento, como por exemplo o “breast-board”. A sua dimensão impede sua passagem pelo tubo inviabilizando a aquisição das imagens. Alguns novos equipamentos estão sendo criados para resolver esse problema.

2) “Workstation” (estação de trabalho): unidade de trabalho com software de planejamento instalado, preferencialmente disposta em rede com o tomógrafo. Nesse computador são definidos os contornos das estruturas envolvidas e dispostos os aspectos técnicos do tratamento.

3) Lasers: são utilizados para determinação da referência de mobilização do isocentro. Todas as mudanças no isocentro serão feitas a partir desse “ZERO”. Existem equipamentos que ainda permitem a mobilização lateral desse referencial, posição esta impossibilitada pelo movimento limitado da mesa do tomógrafo.



Fig. 12 – Aparelho de tomografia computadorizada



Fig. 13 – Estação de trabalho ("Workstation")

Processo de Funcionamento ■

1. Simulador Convencional com Radioscopia

- a) O paciente é posicionado sobre a mesa do simulador, de forma confortável e de acordo com a técnica de tratamento escolhida. Atenção aos acessórios de posicionamento e mobilização a serem utilizados.
- b) Definição da técnica SSD x SAD e posicionamento segundo as distâncias escolhidas.

- c) Radioscopia para definição dos campos segundo as referências ósseas, com movimentação remota através do comando central.
- d) Definição das proteções padronizadas, caso a opção seja por essa alternativa.
- e) Posicionamento do filme radiográfico para documentação. Atenção à distância fonte-filme (DFF) como fator de magnificação das proteções personalizadas que serão desenhadas, caso a opção seja por esta alternativa. Registrar em filme os pontos de prescrição e medição de dose.
- f) Realização de marcações no paciente para referência de tratamento. Essas marcações podem ser feitas diretamente sobre a pele do doente através de tatuagem ou tinta alcoólica, ou sobre acessórios de fixação, a exemplo das máscaras. Considerar a opção de utilização apenas dos laser para tratamento isocêntrico, e nesse caso, fazer uma bandeja personalizada com proteções, individualizada para cada paciente.
- g) O "check film" realizado na unidade de tratamento será analisado segundo os parâmetros do filme de planejamento.

2. Simulador Convencional sem Radioscopia

- a) O paciente é posicionado sobre a mesa do simulador, de forma confortável e de acordo com a técnica de tratamento escolhida. Atenção aos acessórios de posicionamento e mobilização a serem utilizados.
- b) Definição da técnica SSD x SAD e posicionamento segundo as distâncias escolhidas.
- c) Localização da área a ser tratada segundo referências e determinação do campo.
- d) Radiografia para análise dos campos determinados.
- e) Alteração do campo segundo informações observadas no "portal film".
- f) Nova radiografia para documentação e teste das alterações. Atenção ao DFF para magnificação.
- g) Desenho de proteções individualizadas pelo médico assistente.
- h) Realização de marcações no paciente para referência do tratamento. Essas marcações podem ser feitas diretamente sobre a pele do doente através de tatuagem ou tinta alcoólica, ou sobre acessórios de fixação como exemplo das máscaras. Considerar a opção de utilização apenas dos lasers para tratamento isocêntrico, e nesse caso, fazer uma bandeja personalizada com proteções, individualizada para cada paciente.
- i) O "check film" realizado na unidade de tratamento será analisado segundo parâmetros de filme de planejamento.

3. CT-Simulador (2 etapas)

1ª Etapa (no tomógrafo)

- a) O paciente é posicionado sobre a mesa do simulador, de forma confortável e de acordo com a técnica de tratamento escolhida. Atenção aos acessórios de posicionamento e mobilização a serem utilizados.
- b) Colocação dos BBs (estruturas puntiformes radiopacas que não produzem artefatos na imagem do TC), que são posicionados de acordo com o isocentro presumido, definido através da localização sobre as referências dos laser.
- c) Medição das coordenadas da mesa de tratamento e da extensão do "PILOT" (scanograma).
- d) Alimentação dos parâmetros da tomografia.
- e) Realização dos "PILOT"s horizontais.
- f) Reposicionamento da mesa para "PILOT's" verticais. (São necessários dois "PILOT"s em planos perpendiculares para que o sistema reconheça o volume espacial do estudo)
- g) Realização do "PILOT" vertical
- h) Definição do plano de estudo e alimentação dos novos parâmetros no TC.
- i) Realização do exame e aquisição de imagens axiais.
- j) Marcações do isocentro para referência de mobilização. Essas marcações podem ser feitas diretamente sobre a pele do doente através de tatuagem ou tinta alcoólica, ou sobre acessórios de fixação, a exemplo das máscaras.
- k) Envio das imagens para o "workstation".

2ª Etapa (no "workstation")

- l) Marcação do isocentro de referência segundo os BBs posicionados. Definição do ZERO (realizado sob supervisão do médico). É a partir dessa referência ZERO que todas as coordenadas para mobilização no isocentro estarão baseadas.
- m) Criação do contorno externo do corpo ("EXTERNAL"). Ele é necessário para que o computador reconheça os limites do corpo onde as distâncias de SSD serão determinadas.
- n) Criação dos contornos de estruturas sadias e volumes de tratamento do caso, além da definição dos campos de tratamento e proteções bem como da mobilização do isocentro (feito pelo médico).
- o) Documentação por filme radiográfico e envio das imagens e planos de tratamento para o sistema de cálculo e planejamento. Nessa etapa, realizada pelo Físico Médico, é realizada uma análise do plano segundo isodoses e ele dá sugestões para otimização do tratamento.
- p) Liberação do tratamento pelo médico.
- q) Mobilização do isocentro segundo as coordenadas cartesianas fornecidas pelo software. Pode ser realizada no TC, simulador ou

na própria unidade de tratamento. Marcação do isocentro definitivo com tatuagem ou tinta alcoólica. (sob supervisão do médico).
r) Check film e liberação do tratamento.

Posicionamento

Tão importante quanto o início precoce do tratamento é que ele só seja iniciado após um processo criterioso e que todos os acessórios necessários sejam confeccionados e estejam disponíveis antes da simulação do tratamento. Um planejamento deficiente pode resultar em mais dano do que benefícios ao paciente. Por exemplo, um tratamento para seios da face, administrado através de técnica que não poupa o cristalino, resulta na formação de catarata actínica. A irradiação do pâncreas com altas doses de radioterapia, se administrada com técnica que não poupe os rins, fatalmente resultará em lesão renal irreversível. O posicionamento se torna crucial quando estruturas sensíveis estão perto do volume-alvo. Todo o cuidado deve ser tomado para evitar a exposição dos órgãos sensíveis. Abaixo estão listados o limiar de tolerância de alguns órgãos. Quanto menor seu limiar maior a necessidade de cuidados.

	TD 5/5	TD 50/5
Testículo	1 Gy	2 Gy
Pulmão	20 Gy	30 Gy
Cristalino	6 Gy	12 Gy
TGI	50 Gy	60 Gy
Medula	40 Gy	50 Gy
Cérebro	60 Gy	70 Gy

A qualidade do posicionamento não deve em hipótese alguma ser comprometida com o objetivo de se agilizar o tratamento. O técnico deve iniciar o tratamento apenas após pleno conhecimento dos fatores envolvidos (acessórios, uso de filtros, proteções, etc). A definição do volume a ser irradiado, a distribuição dos campos, a escolha da energia, são atribuições do radioterapeuta. Cabe ao técnico, portanto, procurar se inteirar das manobras de posicionamento de acordo com a deliberação do médico, e se pronunciar caso qualquer dificuldade de posicionamento possa comprometer a qualidade do tratamento por ele administrado.

As primeiras manobras de posicionamento são iniciadas no simulador, onde o paciente deve ser colocado em decúbito dorsal ou ventral. O

corpo deve ser alinhado com laser vertical, tendo como referência todas as estruturas de linha média (nariz, centro do mento, fúrcula esternal, cicatriz umbilical, sínfise púbica). A projeção lateral dos laser normalmente não obedece a referências anatômicas, e deve apresentar semelhança no seu aspecto contralateral.

O posicionamento cervical deve obedecer à recomendação médica, estando o pescoço em hiper-norma ou hipoextensão. O contorno da região occipital deve repousar em sua integridade sobre a concavidade do suporte. Mesmo estando o laser anterior na linha média, é imprescindível, no caso de posicionamentos da cabeça e pescoço, avaliar, através do laser lateral, o posicionamento do tragus, para que pequenas distorções de rotação lateral da cabeça possam ser corrigidas. Em se tratando de programação de cabeça e pescoço, o técnico pode auxiliar o radioterapeuta com colocação dos campos estimados na posição. Frequentemente, é necessária a retirada de contornos, sendo no mínimo uma tomada no centro dos campos. Eventualmente se obtém o contorno a 1 cm do limite superior e inferior. O posicionamento na hora de retirada do contorno é de extrema importância, pois estes são normalmente obtidos após o término da programação, quando já estão definidos os campos com suas referências. Possíveis variações no contorno poderiam alterar a distribuição de dose, ocasionando sub-dosagem em ponto de interesse.

Assim como na região da cabeça e pescoço, o posicionamento do torax segue os mesmos princípios de alinhamento. O paciente tem que estar em posição confortável e ter condição de reproduzir o posicionamento durante o curso do tratamento antes que a simulação seja levada a cabo. O ideal é que todos os campos sejam tratados com o paciente na mesma posição. Deve-se ter especial atenção para a mobilidade da pele. Quando a projeção dos campos de tratamentos se localizar em tecidos móveis, outros pontos de referência devem ser buscados na superfície do paciente. Este fato se torna mais crítico quando o objetivo de tratamento é abordar o tumor em partes moles ou vísceras móveis; a mobilidade da pele poderá desviar o alvo, ainda que de forma parcial, ocasionando sub-dosagem em área de interesse.

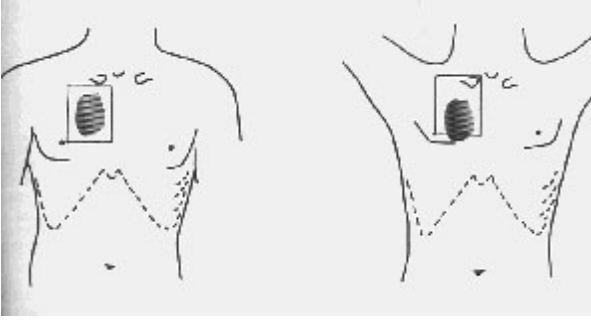


Figura 1 – Variação na localização do campo com mobilização da pele

Os princípios de conforto, reprodutibilidade e linearidade se aplicam, assim como no posicionamento do torax, às programações de abdome e pelve. Considerando que as estruturas de interesse possam estar localizadas em profundidade, o risco de pontos de referência em superfície móvel pode resultar em erros de localização. Sempre que o posicionamento esteja ameaçado por limitações desta ordem, deve-se optar, caso o tratamento seja através de campos paralelos e opostos, por programação em decúbito ventral. Neste caso, as referências na pele com tinta devem ser substituídas por tatuagem em no mínimo 3 pontos cardeais.

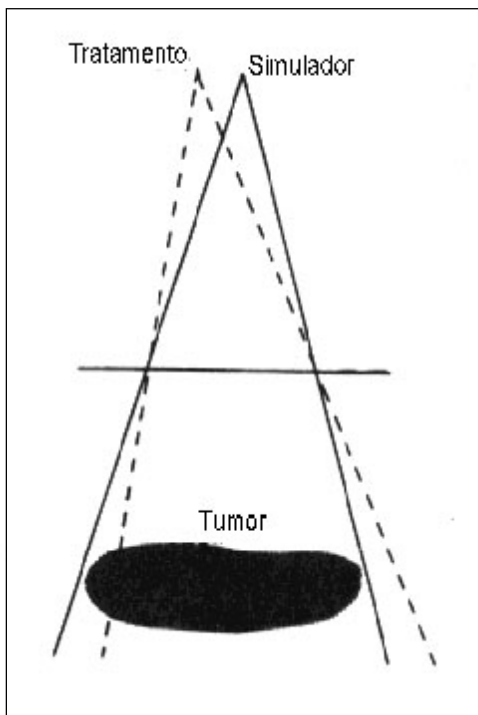


Figura 2 – Variação no campo com a rotação do gantry

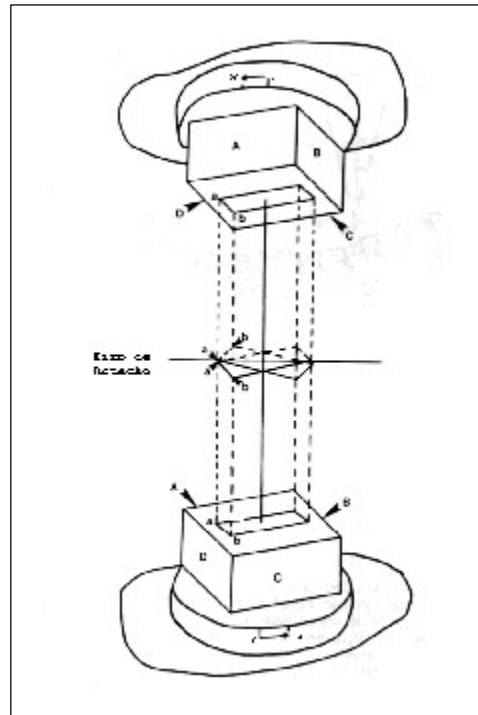


Figura 3 – Rotação do “gantry” sem correção do colimador causando efeito espelho no campo

Além da mobilidade da pele, um fator crítico no posicionamento é a atenção da rotação do “gantry” e do colimador, obedecendo à angulação programada. Pequenas distorções neste posicionamento podem ocasionar grandes alterações no tratamento. Conforme observado na figura 2, o campo simulado a 0° para abranger um alvo tumoral com margem de segurança pode ser distorcido com pequena variação do “gantry”. Da mesma forma, a figura 3 mostra o resultado de uma rotação em 180° sem que a rotação inversa do colimador tenha sido realizada. Desta forma o campo oposto não assume correspondência em espelho ocasionando sub dosagem em parte do volume de interesse.

"Check Film" e "Portal Film"

Introdução

Devido aos recentes avanços na Teleterapia (Radioterapia Externa), torna-se obrigatória uma precisa localização do volume a ser irradiado, para que os níveis preestabelecidos de dose sejam quantificados bem homoganeamente dentro deste volume. Para tanto, devemos dispor de uma série de procedimentos técnicos com objetivo de garantir a reprodutibilidade diária do nosso tratamento, quais sejam: simulação do tratamento, imobilização, posicionamento, proteções ao campo, "check film" e "portal film". Nos deteremos especificamente no uso dos "check e portal films".

"Check film" e "Portal film"

Para verificarmos se o campo de irradiação será bem reproduzido durante o tratamento, devemos radiografá-lo durante a simulação do tratamento ("portal film"), para que depois possamos compará-lo à radiografia realizada diretamente no aparelho ("check film"). Os "check films" devem ser realizados periodicamente, a depender da complexidade da área a ser tratada, bem como do protocolo individual de cada instituição. Aconselhamos que seja realizado ao menos um "check film" de cada campo a ser tratado como meio de confirmar o campo de tratamento e documentação do procedimento realizado. Campos muito complexos, como a irradiação de "mantle", poderão exigir um novo "portal film" por semana até o final do tratamento. A realização destes procedimentos aumenta a precisão e permite uma certa confiabilidade em que sejam tratadas as áreas de interesse, poupando eventuais áreas nobres. O avanço tecnológico trouxe novas fronteiras também para a verificação do tratamento com a criação dos "check films" digitais. Os portais digitais são uma alternativa onde as imagens são captadas digitalmente durante o tratamento e ficam disponíveis para verificação digital com o portal de planejamento. O uso do portal digital requer material técnico próprio muito dispendioso, de forma que apenas poucos instituições no Brasil dispõem desta tecnologia.

a) Vantagens e Desvantagens das Técnicas Disponíveis:

Quando se dispõe de alternativas diferentes para execução de uma mesma atividade, deve-

se considerar vantagens e desvantagens de cada opção, para se definir a mais adequada a ser utilizada.

Para o "check film" radiográfico convencional:

Vantagens

- Facilidade de obtenção
- Custo baixo
- Durável

Desvantagens

- Aquisição tardia de imagem
- Dependência de revelação
- Difícil análise quantitativa (subjetiva)

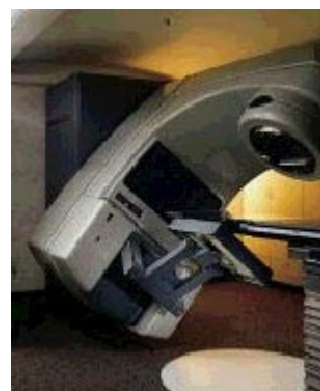


Figura 1 – Acelerador linear com portal digital

O principal argumento a favor do "check film" radiográfico é o seu custo de obtenção quando comparado à opção digital, bem como a duração dos filmes. A lei brasileira determina o arquivamento da documentação de tratamento radioterápico por 20 anos. A principal desvantagem é a aquisição tardia da imagem. O "check film" radiográfico nunca é realizado durante a aplicação do tratamento e sim antes ou depois do mesmo, podendo não corresponder à realidade. Outro aspecto negativo importante é a dependência da revelação e a possível perda de qualidade que esse procedimento pode proporcionar. Ainda devemos ressaltar que a análise desses filmes é feita de modo subjetivo, sem parâmetros de imobilização consistentes.

Para o “check film” digital:

Vantagens

- Imagem em tempo real
- Aquisição de múltiplas imagens
- Capacidade de processamento digital para otimização da imagem
- Comparação numérica entre o filme de planejamento e filme de tratamento
- Fácil integração em rede com os dados do tratamento de cada paciente

Desvantagens

- Custo do equipamento
- Deterioração do arquivo magnético de imagem com o tempo
- Fragilidade do equipamento
- Dependência eletrônica
- Inconveniente de interpretar as imagens em um monitor
- Contínuas atualizações de software (mais custo)

- Necessidade de manutenção especializada

O “check film” digital encontra a sua maior resistência no custo de aquisição e de manutenção dos equipamentos. Funcionalmente possui recursos superiores à alternativa radiográfica pela capacidade de comparação parametrizada com filmes de planejamento, pelos recursos digitais para otimização da imagem, além da capacidade de aquisição da imagem em tempo real durante o tratamento.

Como fazer um “Portal film?”

- a) O paciente é colocado na posição de tratamento com os campos e proteções definidos pelo médico, com todas as alterações possíveis já realizadas (posição final para tratamento).
- b) Colocação do chassi contendo filme convencional (se simulador) ou oncológico (quando sem simulador) em posição oposta à fonte de radiação.
- c) Medição da distância fonte filme para determinação da magnificação da imagem radiográfica.
- d) Medição da espessura do paciente no centro do campo.
- e) Determinação do regime de exposição de acordo com o equipamento disponível e dos parâmetros da imagem a ser obtida. (ex.: visualização óssea x partes moles)
- f) Disparar feixe.
- g) Revelação do filme.
- h) Interpretação da imagem pelo médico.
- i) Liberação do paciente para tratamento.

Como fazer um “check film” radiográfico?

- a) O paciente é colocado na posição de tratamento de acordo com o planejamento liberado pelo médico.
- b) Colocação do chassi contendo filme oncológico em posição oposta à fonte de radiação. Em alguns aparelhos isso deve ser feito através da utilização de suporte especial se não dispuserem de suporte colocação do filme (fig 2).
- c) Colocação da bandeja de referência para comparação de resultados.
- d) Medição da distância fonte filme para determinação da magnificação da imagem radiográfica.
- e) Determinação do regime de exposição de acordo com o equipamento. O filme será obtido em duas fases, uma com campo aberto e outra somente com o campo de tratamento.
- f) Disparar feixe.
- g) Revelação do filme.
- h) Interpretação da imagem pelo médico.
- i) Continuidade do tratamento



Figura 2 – Suporte para “check film”

Como fazer um “check film” digital?

- a) O paciente é colocado na posição de tratamento de acordo com o planejamento liberado pelo médico.
- b) Determinação do esquema de portal pelo software segundo a técnica pré-determinada, considerando a separação no centro do campo.

- c) Aquisição da imagem.
- d) Otimização digital da imagem conforme a necessidade.
- e) Interpretação da imagem pelo médico baseada nas referências do portal de planejamento.
- f) Alterações conforme resultados.
- g) Continuidade do tratamento.

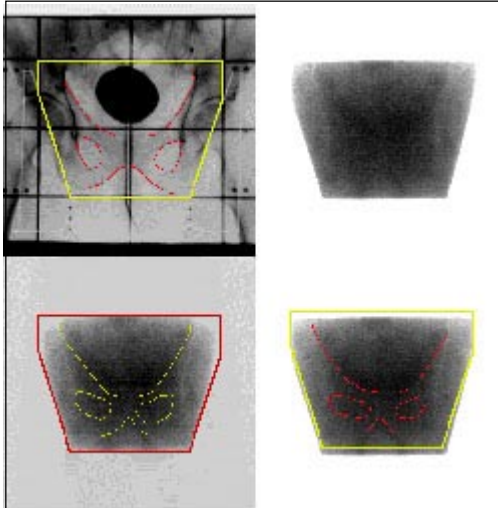


Figura 3 – “Check film” digital com comparação de posicionamento segundo referências ósseas

Exemplos de “Check Film” Radiográfico

a) Pulmão

Neste tratamento de pulmão, a figura 4 apresenta o filme de planejamento do simulador com a proteção posicionada de acordo com o médico. Na figura 5 apresentamos o “check film” radiográfico realizado na 1ª semana de tratamento. Observe a congruência no posicionamento dos campos e da proteção. Nesse caso foi utilizada exposição de 1 UM em campo fechado e 2 UM em campo aberto, em acelerador linear de 6 MeV e separação de 18 cm.



Figura 4 – Portal film de caso de pulmão

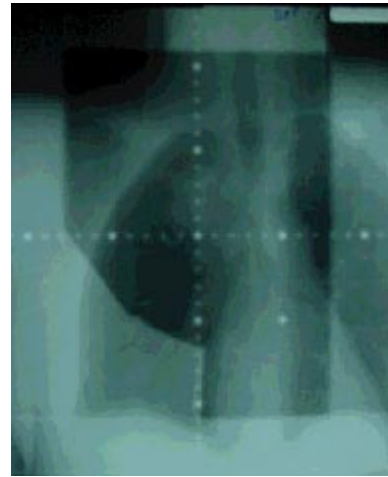


Figura 5 – “Check film” de caso de pulmão

b) Colo uterino

Neste tratamento, a figura 6 apresenta o filme de planejamento do simulador com o limite inferior mais baixo que o usual devido à extensão de doença para o terço inferior de vagina. Na figura 7 apresentamos o “check film” radiográfico realizado na 1ª semana de tratamento. Observe a congruência no posicionamento dos campos de acordo com as referências ósseas. Nesse caso foi utilizada exposição de 2 UM em campo fechado e 2 UM em campo aberto, em acelerador linear de 6 MeV e separação de 22 cm.

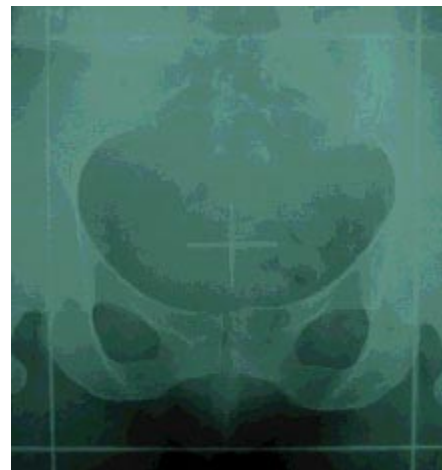


Figura 6 – “Portal film” de caso de colo uterino

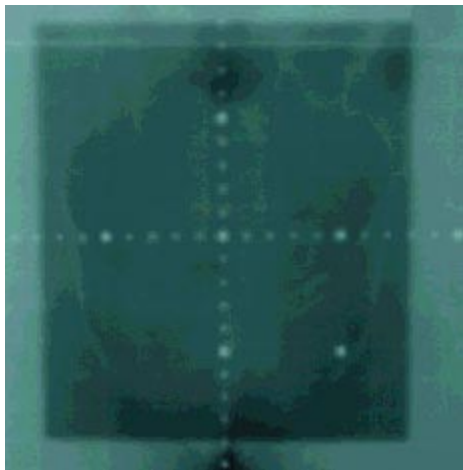


Figura 7 – "Check film" de caso de colo uterino

c) Cabeça e Pescoço:

- Paciente portador de neoplasia de laringe com envolvimento grosseiro de linfonodo cervical planejado para receber tratamento em unidade de cobaltoterapia, com campos paralelos opostos: na figura 8 mostramos o portal radiográfico realizado na simulação de tratamento onde pode-se observar referências radiopacas da doença cervical. Já a figura 9 apresenta o "check film" realizado na 1ª semana de tratamento, cuja qualidade é inferior à observada no "check film" do acelerador linear, devido à penumbra própria do feixe. Nesse caso foi utilizada exposição de 0,01 min em campo fechado e 0,01 min em campo aberto, com energia de cobalto e separação de 11 cm. Foi colocada proteção no cristalino para evitar radiação espalhada em campo aberto.



Figura 8 – "Portal film" de caso de cabeça e pescoço

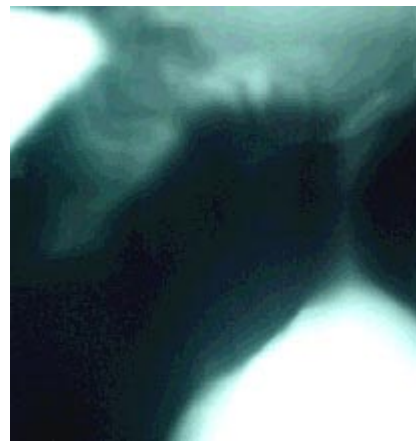


Figura 9 – "Check film" de caso de cabeça e pescoço

d) Mama (Fossa supra-clavicular e axila posterior):

- Tratamento de paciente portadora de neoplasia de mama com indicação de irradiação de cadeias ganglionares loco-regionais: na figura 10 apresenta-se o "portal film" do campo da fossa supra-clavicular e na figura 11 o campo do "boost" axilar posterior. Na figura 12 observa-se o "check film" realizado na 1ª semana de tratamento com referência dos dois campos de tratamento. Nesse caso foi utilizada exposição de 1 UM para ambos os campos fechados e 2 UM para o campo aberto, com energia de fótons de 6 MeV e separação de 14 cm no DAP da axila.



Figura 10 – "Portal film" de caso de cabeça e pescoço



Figura 11 – "Check film" de caso de cabeça e pescoço

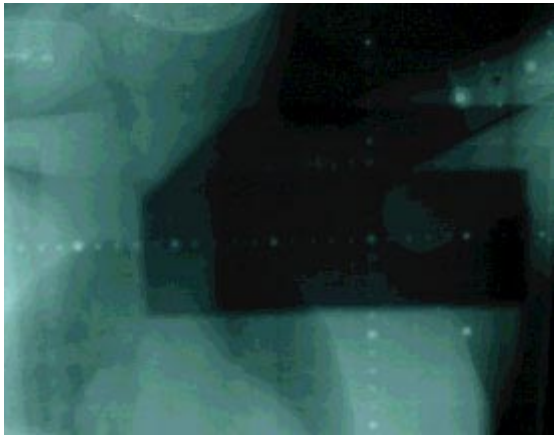


Figura 12 – “Check film” dos dois campos acima descritos

e) Pelve com MLC:

Paciente com tumoração pélvica abordada com quatro campos (box) e colimadores de lâminas múltiplas (MLC). A figura 13 representa um “portal film” de reconstrução digital (DRR) de tomografia com o GTV definido e a representação do MLC. Na figura 14 observa-se o “check film” do campo anterior representado. Atenção aos degraus da proteção correspondentes às lâminas do MLC.

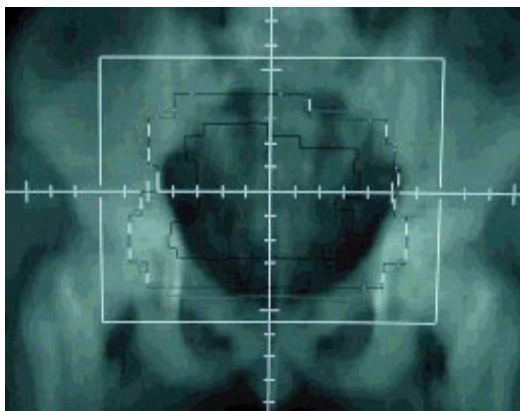


Figura 13 – “Portal film” de tratamento de pelve



Figura 14 – “Check film” de caso de tratamento de pelve

Planejamento Sem Simulador

Introdução

A radioterapia moderna oferece uma série de acessórios e equipamentos que auxiliam na programação dos tratamentos. Estes equipamentos porém não estão disponíveis em grande escala, e, quando disponíveis, são melhor utilizados se aplicados os conhecimentos de anatomia topográfica. Estes conhecimentos são fundamentais no planejamento sem simulador, pois além de reduzirem o tempo de simulação implicam em menor uso de filmes radiográficos. No decorrer desse capítulo você vai conhecer as etapas da programação sem simulador.

Tópicos

1. Noções de anatomia topográfica.
2. Programação baseada apenas na anatomia topográfica.
3. Programação com Raio X.
4. Programação com Raio X adaptado.
5. Programação baseada em imagens de Raio X
6. Programação baseada em imagens de tomografia computadorizada.

1. Noções de Anatomia Topográfica.

O conhecimento da anatomia topográfica é muito importante em todos os ramos da medicina. A anatomia topográfica ou superficial, trata da projeção das principais estruturas anatômicas sobre a superfície do corpo humano, independente de estarem localizadas superficial ou profundamente. A intensidade do conhecimento varia de acordo com a necessidade do profissional. Sob o ponto de vista do técnico de radioterapia, não é necessário o conhecimento de detalhes das estruturas, tais como sua origem, inervação, vascularização, etc. Porém, é de extrema importância o conhecimento da localização e das relações entre as estruturas. O desconhecimento da anatomia topográfica pode representar um obstáculo para a integração da equipe de radioterapia na agilização das programações e na detecção de erros de programação e/ou localização.

Nível Anatômico dos Corpos Vertebrais

Entre todos os órgãos do corpo humano, os ossos, devido a sua consistência, imobilização e localização superficial são os melhores referenciais para a aplicação da anatomia

topográfica. Na prática clínica, embora pouco recomendado, é ainda comum a localização de corpos vertebrais de forma manual objetivando tratamento radioterápico. Nesses casos, a apófise espinhosa é o principal ponto de palpação e identificação dessas estruturas. Com a identificação das vértebras, é possível estabelecer diversos planos e sua correlação com estruturas internas. Desta maneira é importante conhecer as variações encontradas nas vértebras, como pode ser observado na figura 1 (A e D), onde as apófises espinhosas das vértebras cervicais de C1 a D3 e todas as vértebras equivalem à parte inferior do corpo vertebral correspondente. As vértebras dorsais de D4 a D7, no entanto, têm sua apófise espinhosa palpável na metade do corpo vertebral subsequente. Da vértebra D8 até a D12, a apófise espinhosa correspondente equivale ao término do corpo vertebral subsequente (Figura 1- B e C). Estas variáveis anatômicas têm implicação na definição do GTV (volume tumoral grosseiro). No planejamento de um campo na coluna torácica por exemplo, a margem mínima aceitável seria de um corpo vertebral superior e outro inferior.

A correlação dos corpos vertebrais favorece a localização de estruturas superficiais e vice-versa. Observando a figura 2, vemos por exemplo que um plano traçado na altura do palato equivale à altura do forame magno, ponto que separa o conteúdo cerebral da medula espinhal. Vemos ainda que traçando um plano na altura do osso hióide, encontraremos a metade do corpo vertebral de C3. Se nós desejarmos fazer uma localização da fossa posterior por exemplo, cujo limite superior é o tentório cerebelar e o inferior inclui o corpo de C1, estas noções já auxiliariam bastante. O nível superior da cartilagem tireóide, pela palpação, corresponde a um plano que identifica a transição das vértebras C3-C4; inferiormente, esse plano define a transição das vértebras C5-C6. A cartilagem cricóide que também é palpável encontra-se ao nível de C6.

A identificação da 6ª vértebra cervical é muito importante porque neste nível passam diversas estruturas, e é um ponto divisor para diversos órgãos a saber(figura 3):

1. Termina a faringe e inicia o esôfago;
2. Termina a laringe e inicia a traquéia;
3. O músculo omohioideo cruza a artéria carótida primitiva;

4. A artéria tireoidea inferior cruza por trás a artéria carótida primitiva;
5. O gânglio simpático cervical se encontra atrás da artéria tireoidea inferior;
6. O nervo laringeo inferior entra na laringe;
7. A artéria vertebral entra no forame transverso da sétima vértebra.

Logo abaixo da cartilagem cricóide, encontramos a sétima vértebra cervical. Este é o ponto mais alto do ducto torácico (figura 4). Este fato tem importância na programação de irradiação da supra-clavicular esquerda, onde o limite superior mínimo tem que estar no nível da transição de C6-C7. Neste nível também se encontra o istmo da glândula tireóide (figura 5).

Um pouco abaixo do istmo da glândula tireóide fica a primeira vértebra dorsal (D1). Na altura da primeira vértebra dorsal estão localizados os ápices pulmonares. A fúrcula esternal, estrutura da borda superior do osso manúbrio esternal, se localiza ao nível de D2. A quarta vértebra dorsal representa, assim como a sexta vértebra cervical, um ponto importante pelas estruturas ali relacionadas (figura 6).

1. Ângulo do esterno (ângulo esternal, ângulo de Louis);
2. Segunda cartilagem costal;
3. Uma linha arbitrária separa o mediastino superior do mediastino inferior;
4. Ponto de encontro das pleuras direita e esquerda;
5. Término da aorta ascendente e início do arco aórtico e também a aorta descendente;
6. Termina a traquéia;
7. Inicia os brônquios principais.

Nas figuras 7 e 8, identifica-se a relação do esterno e das vértebras torácicas com a traquéia e os andares mediastinais. A vértebra D4 corresponde à carina em um plano transversal com o ângulo esternal. No tórax, da quinta até a sétima vértebra, identifica-se o ducto torácico cruzando o esôfago da direita para a esquerda. O ângulo inferior da escápula se encontra ao nível de D7 (figura 12). A oitava vértebra torácica também marca o ponto em que a veia cava passa através do diafragma (figura 16). A nona vértebra torácica corresponde ao nível da articulação xifo-esternal. A vértebra D10 está ao nível do hiato esofágico e D12 se encontra ao nível do orifício aórtico do diafragma, através do qual passam a aorta, o conduto torácico e veia ázigos (figura 11).

Ao nível da primeira vértebra lombar se encontra o plano transpilórico, que pode ser definido como a metade da distância entre o

ângulo de Louis e a sínfise púbica (figura 9). Nesta topografia, conforme pode ser observado na figura 10, encontramos as seguintes estruturas:

1. O piloro do estômago se encontra imediatamente acima e à direita da linha média.
2. A curvatura duodeno-jejunal se encontra à esquerda e imediatamente abaixo da linha média.
3. O pâncreas se encontra na mesma altura.
4. A artéria mesentérica se desprende da aorta.
5. Hilos renais.
6. As artérias ilíacas se originam da aorta imediatamente acima
7. As artérias renais se originam da aorta imediatamente abaixo.

O conhecimento destas relações juntamente com o conhecimento dos quadrantes abdominais (figura 15) é de extrema importância na determinação das áreas a serem irradiadas. Ao nível da segunda vértebra lombar, termina a medula espinhal, e iniciam-se o ducto torácico e a veia ázigos (figura 13). A terceira vértebra lombar se encontra ao nível do plano subcostal. Ao nível da quarta vértebra lombar, termina a aorta à esquerda da linha média, iniciam-se as artérias ilíacas primitivas no correspondente do ponto mais alto da crista ilíaca. Este é um ponto excelente para se localizar a quarta vértebra, permitindo calcular a altura das outras vértebras (figura 17). Na altura da cicatriz umbilical também passa o plano transumbilical (figura 14). Ao nível da quinta vértebra lombar se encontram as cristas ilíacas, terminam as veias ilíacas primitivas, a veia cava inferior à direita da linha média. Ao nível da segunda vértebra sacra, se encontram as espinhas ilíacas pósterosuperiores, termina o espaço subaracnoideo e inicia-se o filum terminale. As espinhas ilíacas pósteros inferiores estão localizadas na altura da terceira vértebra sacra, onde também termina o cólon descendente e se inicia o reto (figura 18).

Na prática clínica, são comuns referências aos planos tóraco-abdominais. O conhecimento destes planos favorece a correlação com as estruturas importantes.

Planos Verticais Torácicos

- Anteriores:

Linha Média: Se refere à linha média verdadeira, tanto no seu aspecto anterior (da fúrcula esternal até a sínfise púbica) como posterior, seguindo o trajeto das apófises espinhosas.

Linha esternal lateral: Se refere a uma linha que se estende paralelamente ao osso esterno em sua borda lateral.

Linha para esternal: É uma linha vertical, situada na metade exata entre as linhas esternal e clavicular média.

Linha clavicular média: É uma linha que se traça perpendicularmente desde o ponto médio da clavícula até a cartilagem costo-esternal anterior.

- Laterais e posteriores:

De todos estes planos, sem dúvida, as linhas referentes à região axilar têm maior importância prática (figura 19).

Linha axilar anterior: É uma linha vertical que se inicia na prega anterior da axila e se situa na borda lateral do músculo peitoral maior.

Linha axilar media: É uma linha vertical traçada ao longo da região média da axila.

Linha axilar posterior: É uma linha vertical que se inicia na prega posterior da axila e se situa na borda lateral do músculo grande dorsal.

Linha escapular: É uma linha vertical que vai pelo ângulo inferior da escápula, estando o indivíduo de braços fletidos.

Planos Horizontais Torácicos

- Anteriores:

Plano do ângulo esternal: É uma linha horizontal na parte anterior do ângulo esternal. Equivale ao nível da 4ª vértebra torácica e tem portanto relação com todas as estruturas listadas previamente.

Plano do xifoesternal: É uma linha horizontal que passa no ponto da articulação xifoesternal. Equivale ao nível da 9ª vértebra torácica.

- Posteriores:

Plano da espinha da escápula: Equivale a uma linha horizontal traçada ao nível da raiz da escápula. Equivale ao nível da 3ª vértebra torácica.

Plano do ângulo inferior da escápula: Equivale a uma linha horizontal traçada ao nível do ângulo inferior da escápula. Equivale ao nível da 7ª vértebra torácica .

Planos Verticais Abdominais

- Anteriores.

Linha média: Linha vertical se estendendo do

processo xifóide até a sínfise púbica.

Linha semilunar: Plano vertical curvo que corresponde à borda lateral da bainha do reto abdominal.

Plano paracentral: É um plano vertical situado na metade da distância entre a linha média e a espinha ilíaca antero-superior.

Planos Horizontais Abdominais

Plano transpilórico: Plano horizontal que se localiza na metade da distância entre o bordo superior da sínfise púbica e a fúrcula esternal. Se encontra ao nível de L1 e se relaciona com todas as estruturas citadas previamente (figura 9).

Plano Subcostal: Plano horizontal que se localiza na borda superior das costelas flutuantes. Se encontra ao nível de L3 (figura 14).

Plano Umbilical: Plano horizontal que se encontra à altura do umbigo e normalmente da 4ª vértebra lombar (figura 14).

O abdome é dividido em 9 áreas a saber pela interseção dos planos verticais paracentrais esquerdo e direito com os planos transpilórico e transtuberular. Na parte superior, iniciando da direita para esquerda, encontramos o hipocôndrio direito, epigástrico, hipocôndrio esquerdo. Na parte média, flanco direito, umbilical e flanco esquerdo. Na parte inferior, fossa ilíaca direita, hipogástrico e fossa ilíaca esquerda (figura 15).

Como correlacionar estruturas internas com a superfície abdominal ?

Fígado: O contorno do fígado pode projetar-se na parede abdominal com a ligação dos seguintes pontos:

- 1) 1-2 cm abaixo do mamilo direito e esquerdo;
- 2) No ponto de articulação da oitava cartilagem costal com a sétima cartilagem costal à esquerda;
- 3) No ponto paracentral ou de articulação da oitava cartilagem costal com a nona cartilagem costal à direita;
- 4) Uma linha seguindo a margem costal direita.

Estômago: O contorno do estômago pode projetar-se na parede abdominal com a ligação dos seguintes pontos:

- 1) Ponto ao nível da 12 vértebra torácica a 2-3 cm de distância à esquerda da linha média (cárdia)
- 2) Um ponto ligeiramente acima do plano transpilórico a dois dedos a direita da linha média

(piloro).

3) A grande curvatura segue paralela a margem costal direita.

4) A pequena curvatura é desenhada na conexão dos pontos 1 e 2 com angulação estimada.

Rins: O contorno dos rins pode ser projetado na parede abdominal, traçando o espaço quadrangular de Morris da seguinte maneira:

1) Traçando linha horizontal ao nível da 11ª vértebra torácica;

2) Traçando linha horizontal ao nível da 3ª vértebra lombar;

3) Traçando uma linha vertical a um dedo de distancia da linha media direita e esquerda;

4) Traçando uma linha vertical 5 cm partindo da linha média para os lados da mesma.

Assim, fica formado um espaço em quadrilátero e os rins podem ser desenhados dentro destes espaços atendendo ao formato original.

Baço: O baço fica normalmente situado na parte posterior da 10ª costela.

RECOMENDAÇÃO IMPORTANTE:

Os conhecimentos de anatomia topográfica em radioterapia têm por finalidade otimizar os procedimentos de localização e planejamento, com redução de tempo e de custo de programação. Devem ser utilizados de forma exclusiva somente na total ausência de recursos de confirmação das impressões, por representar método susceptível de variações anatômicas em decorrência de idade, doenças associadas ou distorções individuais.

2. Programação baseada apenas na anatomia topográfica

Esta modalidade de programação é plenamente aceitável quando o volume de tratamento é superficial e visível, como exemplo no planejamento dos tumores de pele, irradiação de parede torácica após mastectomias, situações tratáveis com campo direto ou tangenciais.

Quando o volume de tratamento não é superficial, na maioria das vezes se requer mais de um campo de tratamento e dependendo da profundidade do tumor, a programação de um lado pode não corresponder a do outro lado. Veja o exemplo da divergência de um feixe e analise as intercessões nele inseridas. Como podemos observar, o tamanho do campo de irradiação vai variar com a distância, e, nas

programações baseadas em anatomia topográfica, são levados em consideração os órgãos de referência externos.

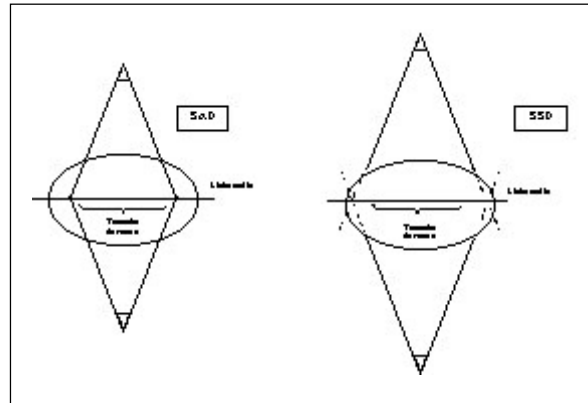


Figura 20 – Comparação entre tamanhos de campos com SSD diferentes

Embora esta modalidade de programação tenha sido amplamente utilizada, ela representa um método ultrapassado e todos os esforços devem ser dispensados na tentativa de melhorar o sistema de planejamento. Durante este curso, você terá a oportunidade de conhecer todos os métodos de programação.

São medidas para assegurar melhor resultado com a utilização de programação baseada em anatomia topográfica:

- Conhecimento de acessórios: ex. espessômetro
- Mensuração e definição de contornos
- Check film

3. Programação com Aparelho de Raio X

As programações com Raio X significam um passo a frente quando comparadas às programações baseadas em anatomia topográfica. O conhecimento de anatomia topográfica é indispensável sob o ponto de vista técnico e econômico. A vantagem deste método é que ele favorece a projeção na pele da estrutura de interesse, podendo utilizar qualquer aparelho de raios-x e, em se utilizado filme de verificação do planejamento no aparelho, podemos alcançar alto nível de precisão.

Acessórios

- Fita de esparadrapo com material radiopaco flexível, dispostos de centímetro em centímetro;
- Caneta dermatográfica;
- Bandeja gradeada;
- Fita adesiva ou esparadrapo;
- Suporte de sustentação (quando necessário).

Etapas (Programação com Fita Referência)

- 1) O médico decide tratar, define volume de tratamento, distribuição de campos, aparelho de tratamento.
- 2) O técnico providencia acessórios.
- 3) O técnico posiciona o paciente na posição de tratamento, de forma contida porém confortável, com o laser do Raio X coincidindo com linha média.
- 4) Estando o paciente alinhado, o técnico desvia o laser do Raio X para a área a ser irradiada, tentando projetar o indicador luminoso do Raio X o mais próximo do futuro campo de tratamento.
- 5) A fita centimetrada deverá ser colocada na pele do paciente, seguindo o centro do campo do raio-x, normalmente uma cruz.
- 6) O ponto de intercessão da fita deverá ser delineado na pele do paciente, assim como um ponto de referência obtido pelas graduações verticais.
- 7) O paciente deve receber uma exposição mantendo respiração normal.
- 8) A distância fonte-filme deve ser conhecida e registrada.
- 9) O médico marcará no filme o campo necessário
- 10) O técnico correlaciona as marcas do filme com as da fita, transfere para a pele do paciente o campo marcado.
- 11) O técnico copia campo da pele do paciente em transparência.
- 12) O técnico tatua o centro do campo e pelo menos um limite, horizontal ou vertical.
- 13) O técnico ajusta distância seguindo a técnica para tratamento em SSD ou SAD.
- 14) O médico preenche ficha de tratamento
- 15) O físico calcula a ficha.
- 16) O técnico faz "check" filme no aparelho.
- 17) O médico libera tratamento.

A programação com bandeja gradeada segue passos semelhantes aos da programação com fita. A bandeja pode ser colocada no cabeçote do aparelho ou diretamente na pele do paciente.

Etapas (Programação com Bandeja Gradeada):

- 1) O médico decide tratar, define volume do tratamento, distribuição de campos, aparelho de tratamento.

- 2) O técnico providencia acessórios.
- 3) O técnico posiciona o paciente na posição de tratamento, de forma contida porém confortável, com o laser do Raio X coincidindo com linha média.
- 4) Estando o paciente alinhado, o técnico desvia o laser do Raio X para a área a ser irradiada, tentando projetar o indicador luminoso do Raio X o mais próximo do futuro campo de tratamento.
- 5) A bandeja gradeada fenestrada é inserida no aparelho ou aderida na pele do paciente.
- 6) O Paciente deve receber uma exposição mantendo respiração normal.
- 7) A distância fonte-filme deve ser conhecida e registrada.
- 8) O médico marcará no filme o campo necessário
- 9) O técnico correlaciona as marcas do filme com as da bandeja, transfere para a pele do paciente o campo marcado.
- 10) O técnico copia o campo da pele do paciente em transparência.
- 11) O técnico ajusta distância seguindo a técnica para tratamento em SSD ou SAD.
- 12) O técnico atua centro do campo e pelo menos um limite, horizontal ou vertical.
- 13) O médico preenche a ficha de tratamento.
- 14) O físico calcula a ficha.
- 15) O técnico faz check filme no aparelho.
- 16) O médico libera o tratamento.

4. Programação com Aparelho de Raio X Adaptado.

A programação com aparelho raio X adaptado segue os mesmos passos da programação com Raio X. A diferença e vantagem é que o cabeçote do Raio X pode ser mobilizado para cima e para baixo, se adequando à distância da fonte até a pele do paciente e também da fonte até o alvo desejado.

Passo a passo.

1. O radioterapeuta define a área a ser irradiada.
2. O radioterapeuta informa como será a distribuição de campo. Ex: campos paralelos e opostos.
3. O técnico posiciona paciente na mesa do aparelho.
4. O técnico seleciona acessórios necessários.
5. O técnico busca referências anatômicas.
6. O técnico mede os diâmetros ântero-posterior e látero-lateral.
7. Para o caso de tratamento SAD, o técnico define a distância da fonte até a pele de acordo com o aparelho a ser utilizado para tratamento dos pacientes. Cobalto: 80 – metade do DAP; Acelerador: 100 – metade do DAP.
8. O técnico usa escala desde a fonte até a pele do paciente.
9. O técnico coloca a fita milimetrada ou bandeja gradeada (fita coincidindo com o X do aparelho),

e ou bandeja gradeada coincidindo com centro.
10. O técnico faz exposição, registra distância fonte filme.

11. O radioterapeuta marca no filme o PTV.

12. O técnico transfere para pele do paciente o campo a ser irradiado.

13. Para o caso de lesões em áreas visíveis (ex. face ou situações em que exijam muitas proteções), o centro do campo deve ser marcado de forma discreta, com tatuagem ou um X.

14. O filme de programação deve ser colocado no aparelho, na mesma distância.

15. Uma transparência deve ser inserida na bandeja do aparelho, e o filme deve ser copiado para esta transparência.

16. Para efetuar o tratamento, o técnico posiciona o paciente, identifica referência na pele, testa a distância, insere transparência de forma a coincidir com o centro do filme, posiciona as proteções e trata o paciente.

4. Programação baseada em imagens de Raio X

Uma forma bem popular de programação sem simulador é a baseada em imagens de raio X, que é uma programação baseada no empirismo e requer maior participação do radioterapeuta do que do técnico. O técnico poderá auxiliar o radioterapeuta no posicionamento do paciente. Esta forma de tratamento é utilizada principalmente em casos de emergência, tais como insuficiência respiratória ao decúbito secundária a tumor de pulmão. O radioterapeuta deverá marcar no filme do raio X a região a ser irradiada, e ele pessoalmente buscará referências anatômicas externas para delimitação desta área.

Os passos seguidos neste tipo de programação são muito próximos aos das programações baseadas em anatomia topográfica. Atualmente, a existência de filmes para megavoltagem permite uma programação feita no aparelho, sentado e com qualidade muito próxima da programação com simulador. Neste caso, o uso de bandeja reticulada confere maior precisão ao planejamento.

5. Programação baseada em imagens de tomografia computadorizada

A utilização de imagens de tomografia computadorizada tem sido cada vez mais freqüente no planejamento de teleterapia. Quando existe a reconstituição digital coronal, o médico pode ter uma noção muito favorável do volume a irradiar e proceder assim com o planejamento do tratamento com ou sem simulador. A dificuldade na programação está na dificuldade de se ter um bom referencial

externo registrado no contorno dos cortes tomográficos. Quando o filme da tomografia mostra os planos em conjunto numa visão similar ao Raio X, podemos tentar fazer correlação com estruturas ósseas e por analogia determinar a localização do volume tumoral. As estruturas registradas apenas nos cortes tomográficos não são confiáveis. Se tomamos por exemplo o umbigo como referência, o erro pode ser superior a 2 cm pela dificuldade em se determinar em que ponto do umbigo foi feito o corte tomográfico. A utilização de "check" filme se faz mandatória nestes casos.

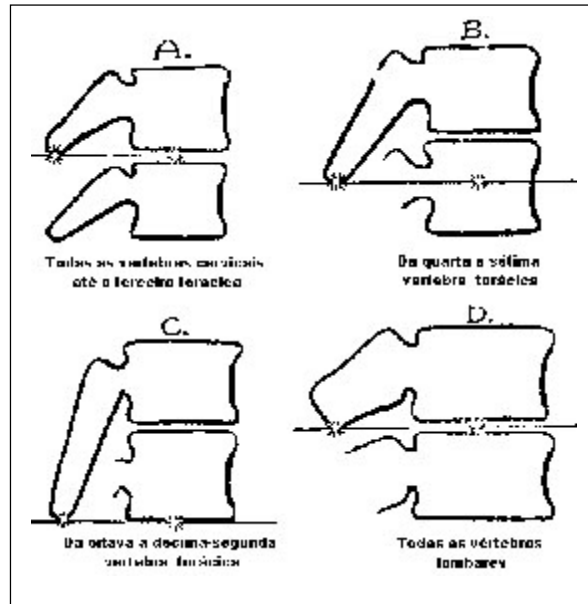


Figura 1 – Relação apófise espinhosa com o corpo vertebral

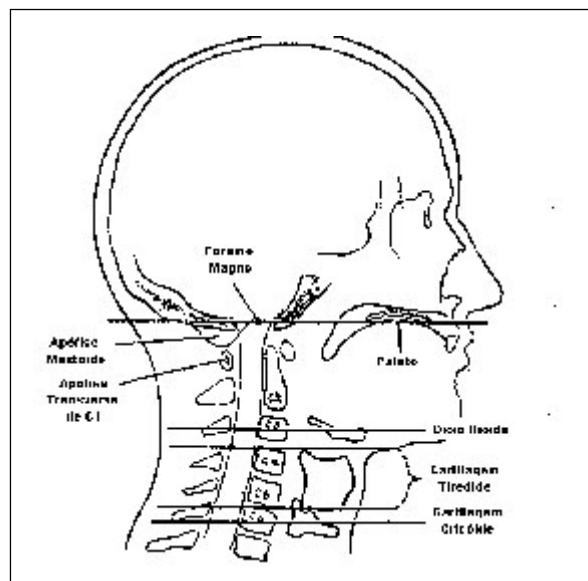


Figura 2 – Relação vértebras cervicais x estruturas anatômicas

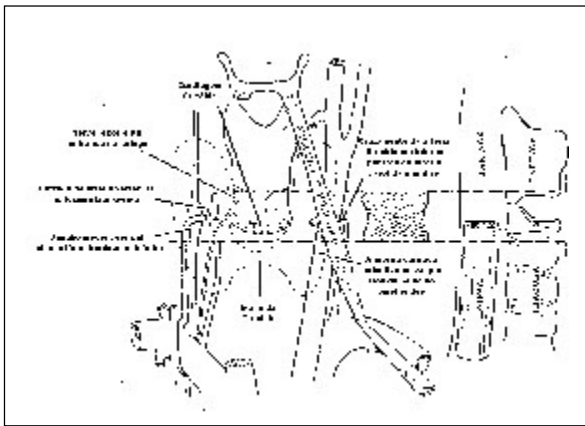


Figura 3 – Relações anatômicas cervicais

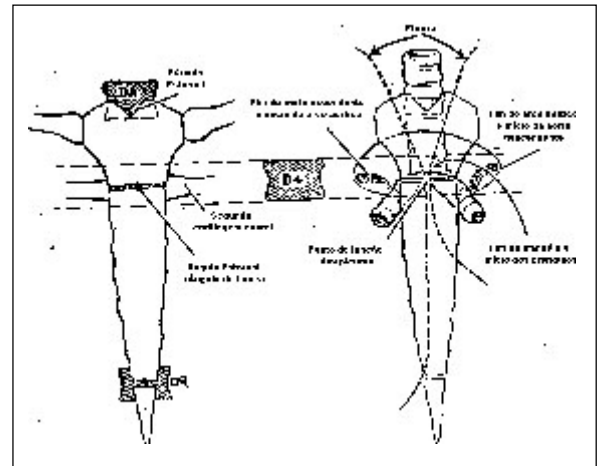


Figura 6 - Relação esterno x vértebras x estruturas do mediastino

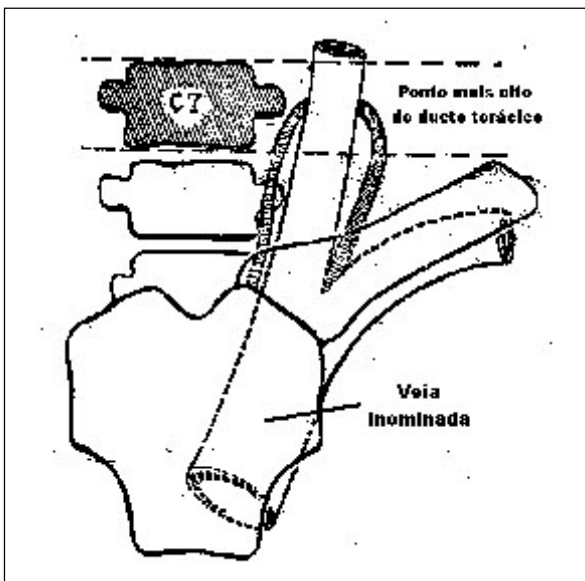


Figura 4 – Relação anatômica do ducto torácico

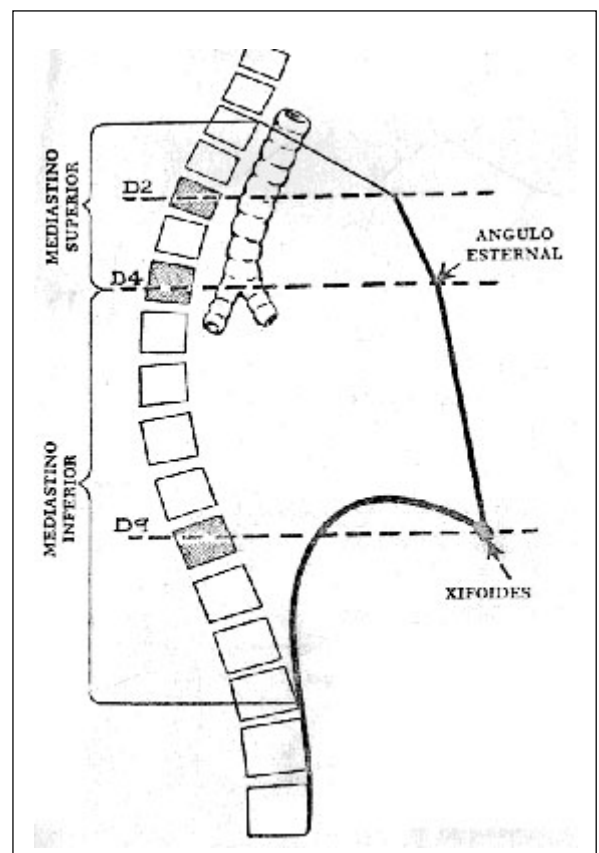


Figura 7 – Relação mediastino x vértebras

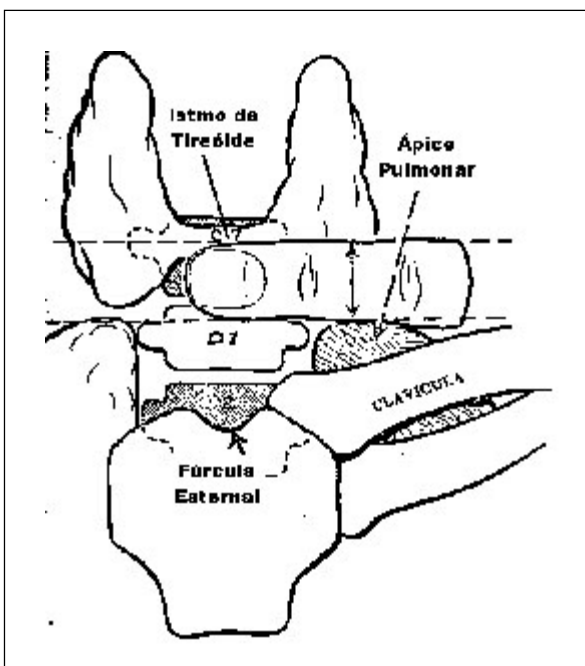


Figura 5 – Relação anatômica da tireóide

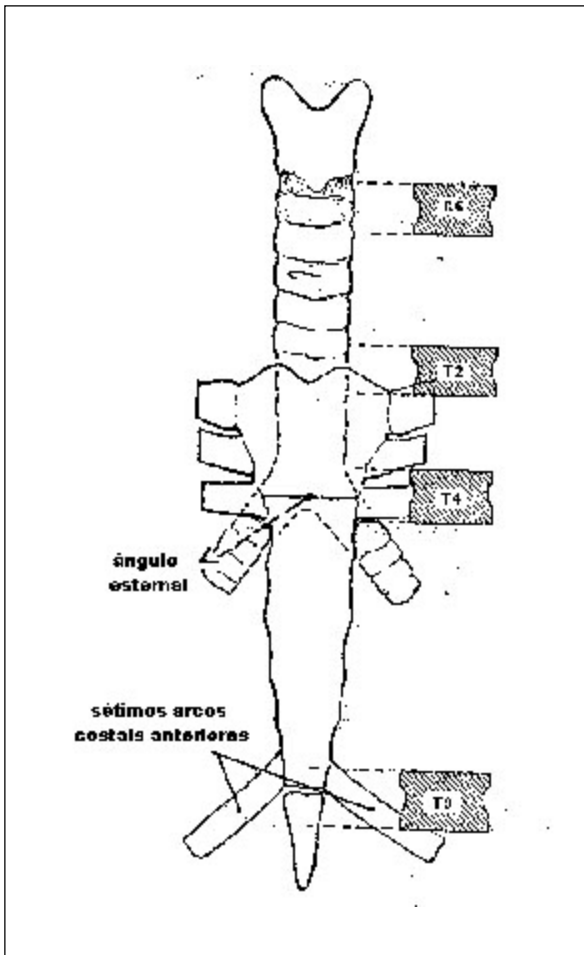


Figura 8 – Relação esterno x vértebras

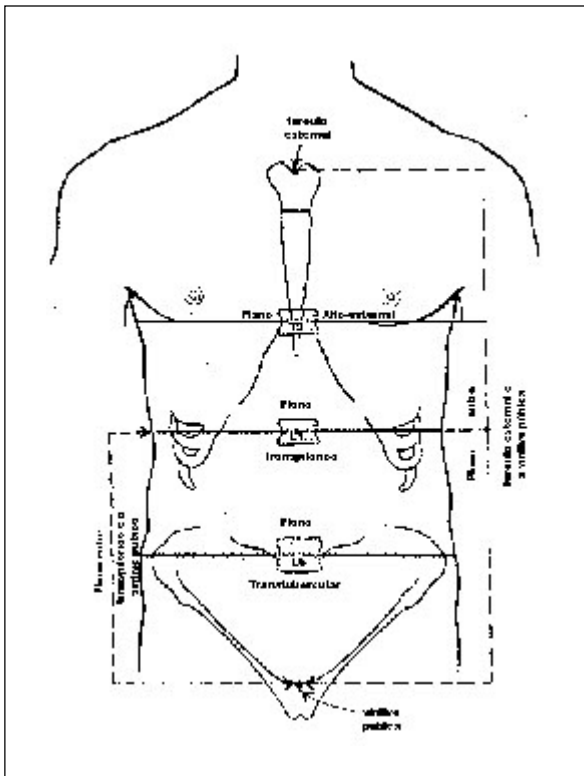


Figura 9 – Planos anatômicos

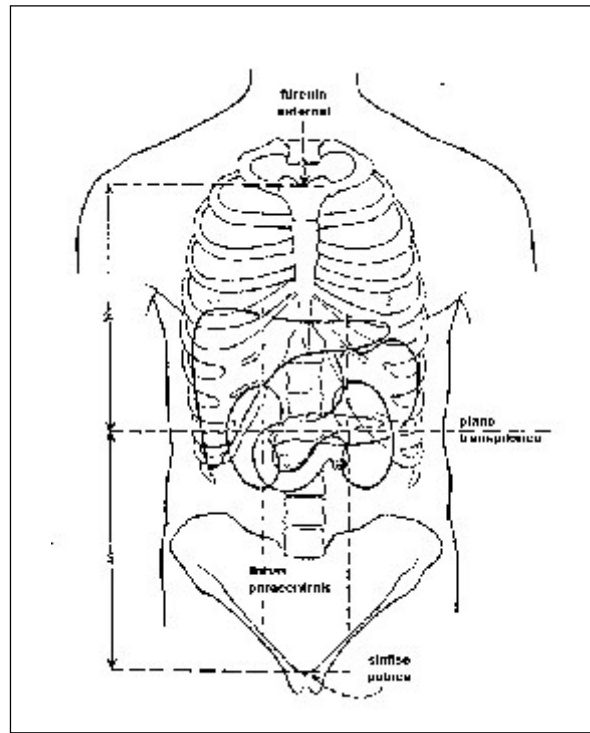


Figura 10 – Relação plano transpilorico x vísceras

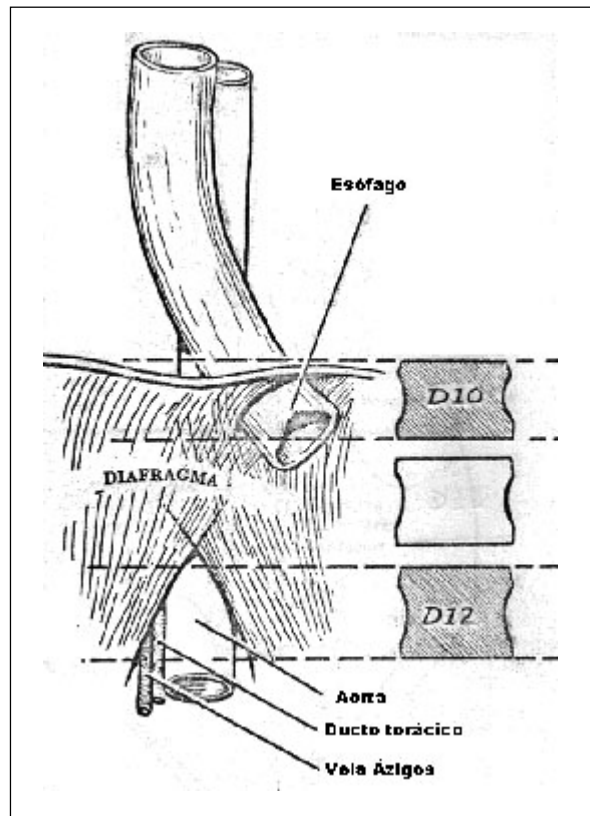


Figura 11 – Relação vascular ao nível do diafragma

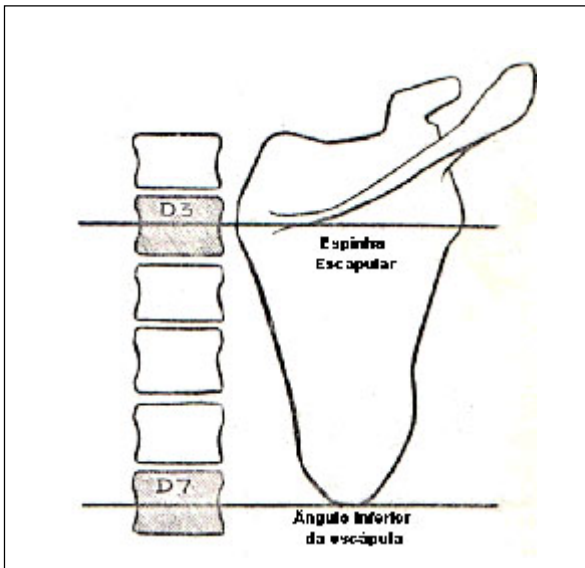


Figura 12 – Relação escápula x vértebras torácicas

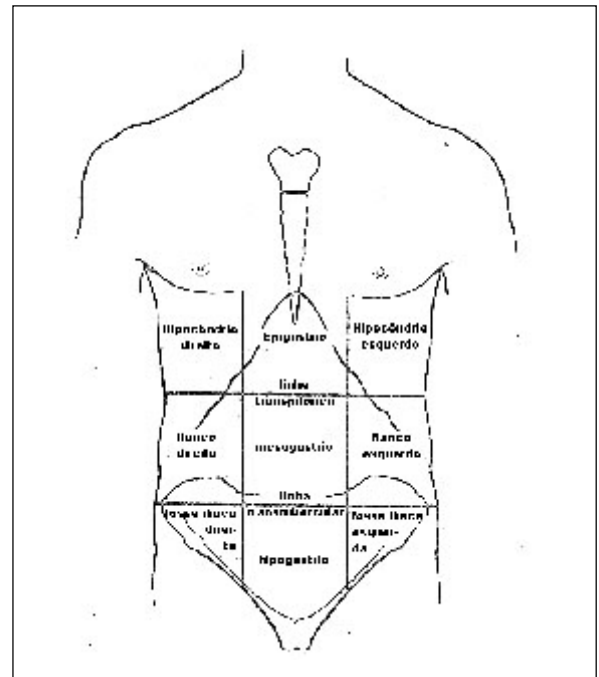


Figura 15 – Quadrantes abdominais

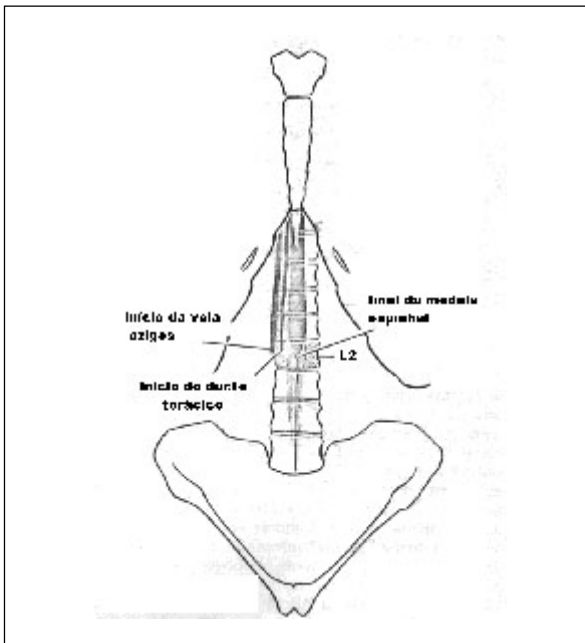


Figura 13 – Relações anômicas de L2

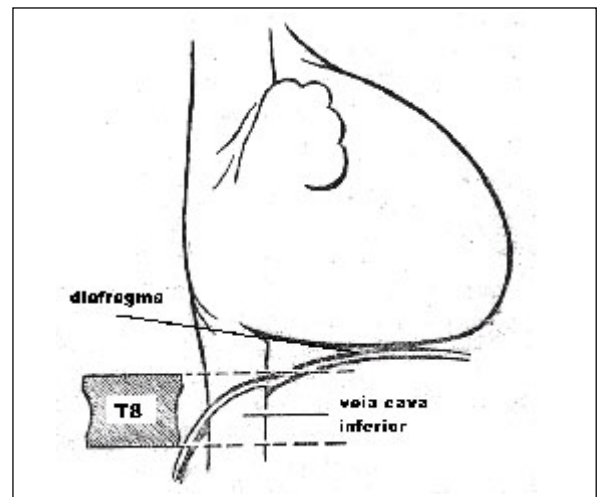


Figura 16 – Relação anômica de T8

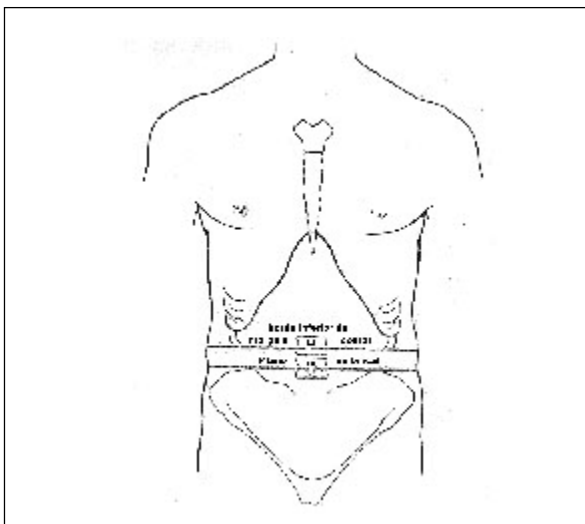


Figura 14 – Relação anômica de L3 e L4

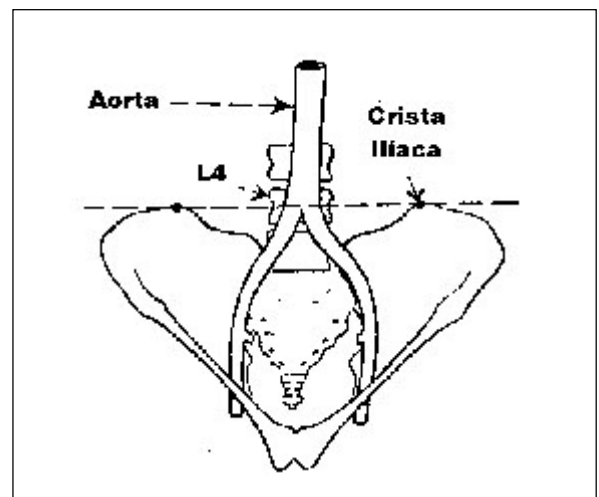


Figura 17 – Relação anômica da aorta abdominal

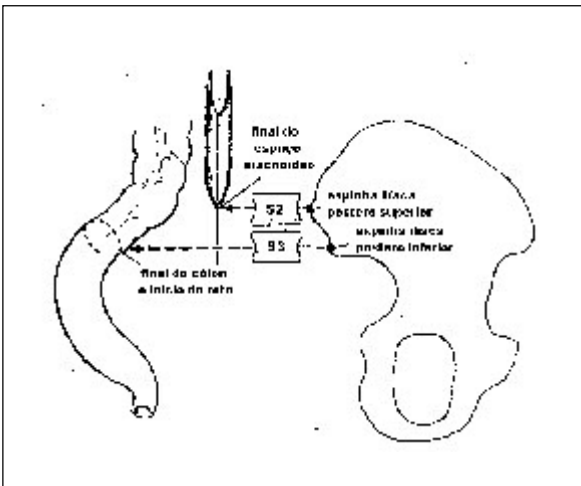


Figura 18 – Relação anatômica da aorta abdominal

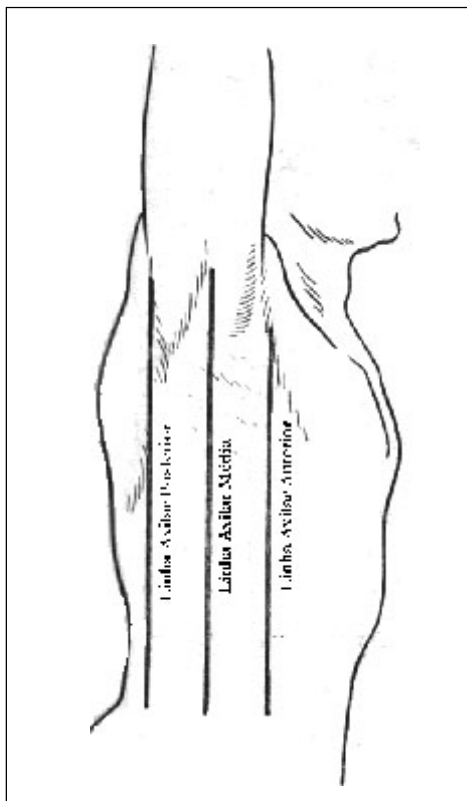


Figura 19 – Relação anatômica das linhas axilares

Filtro Dinâmico em Varredura

O filtro dinâmico em varredura (EDW) é uma modalidade clínica usada para liberar a distribuição de dose na forma de filtro, sendo a dose liberada controlada por computador com a movimentação dos colimadores.

A técnica para o uso deste filtro difere da técnica para o uso do filtro físico, na qual não há modificadores na saída do feixe externo, que é usado para modificar o perfil de dose. Entretanto, os perfis de dose com filtro são criados pela movimentação de uma face do colimador, da posição aberta até encontrar a outra face do colimador, que está estacionária.

A formação da distribuição de dose é mostrado na figura 1 abaixo.

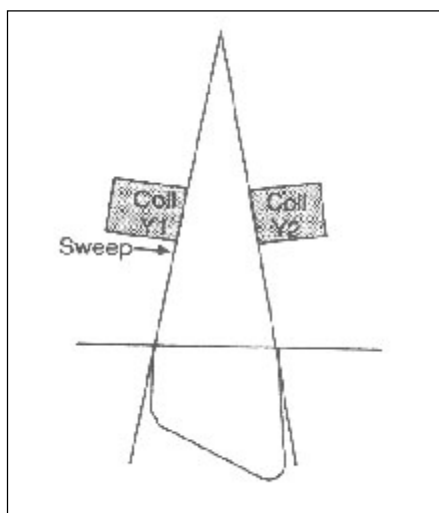


Fig.1 – Demonstração da ação do movimento do colimador.

Como funciona o EDW

O perfil de dose com filtro é criado pela integração da dose depositada à medida que o colimador se movimenta, a partir do campo aberto até a posição fechada. Devido à movimentação do colimador, diferentes partes do campo são expostas ao feixe primário em tempos diferentes. Isto cria o gradiente de dose com filtro no campo.

Durante o tratamento, a dose é liberada e o colimador se move através do controle de um computador. O computador assegura a dose liberada e a posição do colimador na posição exata, garantindo a distribuição de dose requerida.

Em geral, todos os tratamentos com EDW se iniciam com uma parte da dose liberada com o campo de tratamento previamente definido como aberto. Sendo assim, uma parte da dose total é liberada antes do colimador entrar em movimento. Após esta etapa, o colimador inicia o movimento, até fechar. A fração de dose que é liberada com o campo aberto é uma função da energia selecionada, do tamanho de campo e do ângulo do filtro selecionado. Da mesma forma, a relação entre a posição do colimador durante o movimento também é definida em função da energia selecionada, do tamanho de campo e do ângulo do filtro selecionado.

O número de unidades monitor liberadas bem como o movimento do colimador são continuamente ajustados para que se obtenha a distribuição adequada da dose.

A taxa de dose e a velocidade do colimador também sofrem variações durante o tratamento. Isto permite que o tratamento ocorra no menor tempo possível.

Capacidades do EDW

- Usado em campos simétricos e assimétricos.
- Ângulos dos filtros: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.
- Tamanhos do campo: até 30 cm de largura.
- Mostra em tempo real o movimento do colimador durante o tratamento.

Vantagens do EDW em relação ao filtro físico

- Não tem peso;
- É programado por computador;
- Diminui o tempo de irradiação;
- Permite maiores tamanhos de campo;
- Diminui a dose na pele;
- Maior número de ângulos;
- O campo luminoso não é bloqueado, podendo ser vista a área a ser tratada durante o posicionamento.

Desvantagens do EDW em relação ao filtro físico

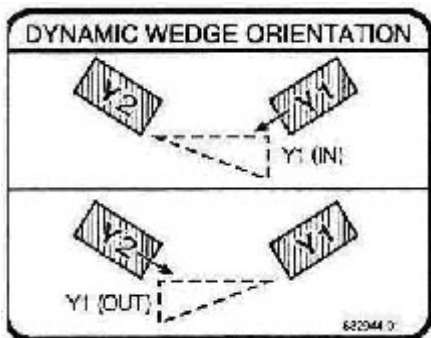
- Não pode ser usado em tratamento rotatório;
- Dosimetria mais complexa;
- A orientação não é tão simples como a do filtro físico.

Sistema de operação

A seleção da orientação da posição do EDW é dada pela escolha da "Y1- IN" e "Y2- OUT", pois somente a face do colimador Y (Y1 e Y2) é que se movimenta para a formação do grau do filtro. Esta seleção determina qual das faces irá se fechar. Entretanto, com a finalidade de se criar o filtro com a orientação "Y1- IN", a face Y2, permanecerá imóvel e vice-versa.

A Figura 2 mostra a direção da posição do filtro para as posições das faces do colimador Y, estando o colimador girado respectivamente em 90° e 270°.

a) 90°



b) 270°

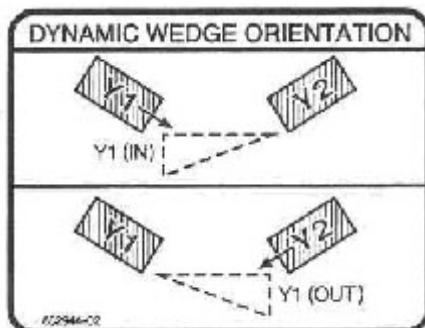


Fig. 2 – Indicação da orientação do EDW em cada lado do colimador

Taxa de dose e movimento do colimador

Após o início do tratamento, que ocorre com o campo aberto, o colimador começa a se fechar, geralmente à uma velocidade máxima, enquanto a taxa de dose é reduzida. À medida que o colimador vai se fechando, a velocidade vai diminuindo e a taxa de dose vai gradativamente aumentando, mas sem exceder a taxa de dose selecionada para o tratamento.

As figuras 3 e 4 mostram uma progressão da taxa de dose e do movimento do colimador durante o tratamento.

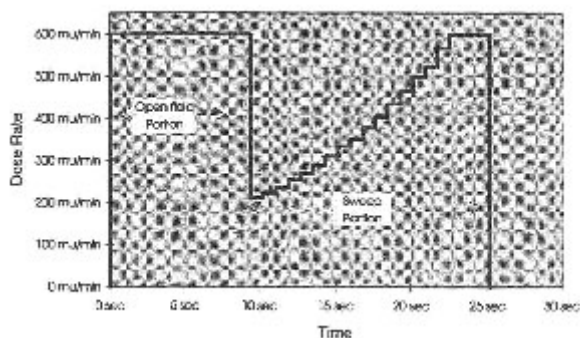


Fig. 3 – Progressão da taxa de dose

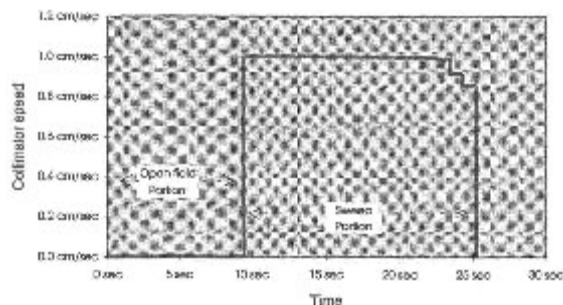


Fig. 4 – Progressão da velocidade do colimador

Na figura 5 temos uma comparação da distribuição das curvas de isodose mostrando as diferenças entre o filtro físico de 30° (lado esquerdo) e o EDW de 30° (lado direito), para um tamanho de campo 15cm x 15 cm.

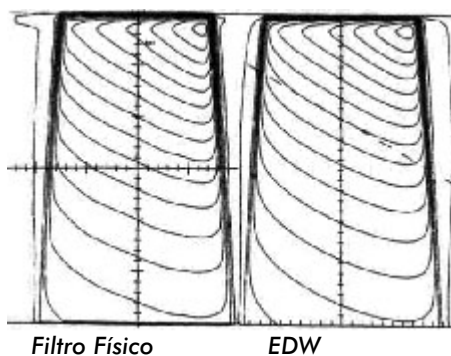


Fig. 5 – Comparação da distribuição de dose para entre filtro físico e EDW

As maiores diferenças são apresentadas para tamanhos de campos e filtros grandes. Para campos menores, as diferenças são bem insignificantes.

A seguir serão apresentadas nas figuras 6, 7, 8, 9, 10 e 11 as janelas para a seleção na tela do computador de comando do equipamento, desde a seleção do EDW até o final do tratamento.

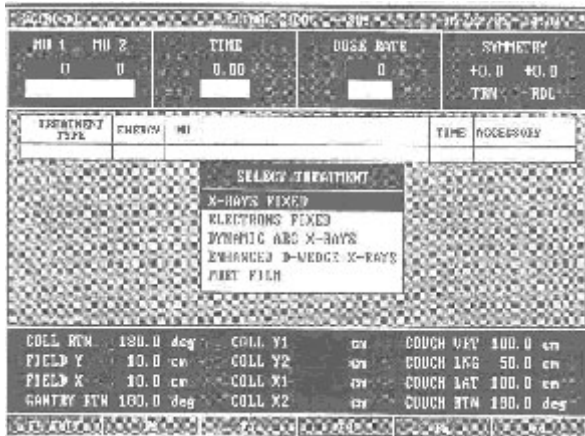


Fig.6 – Seleção da janela de tratamento

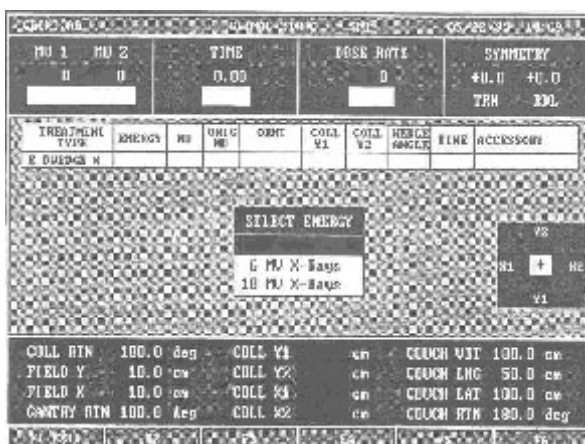


Fig.7 – Seleção da energia a ser utilizada

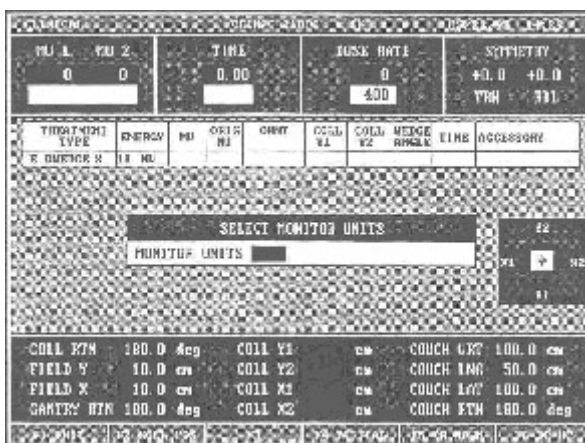


Fig.8 – Seleção da unidade monitor

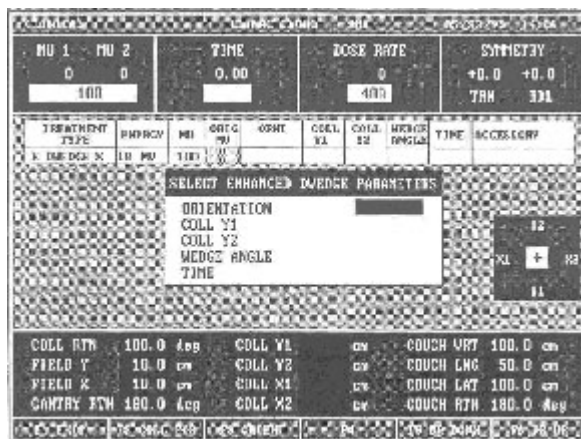


Fig.9 – Seleção da orientação do EDW

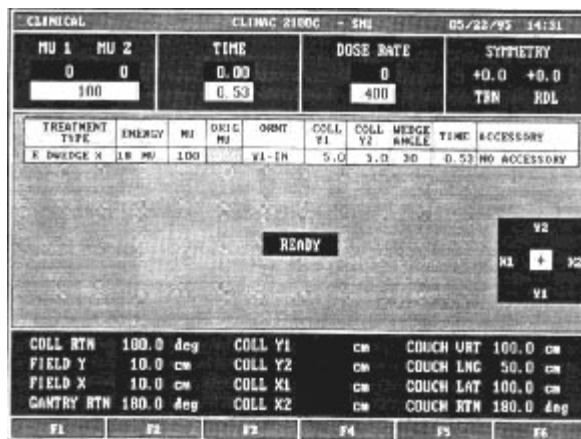


Fig.10 - Tratamento liberado

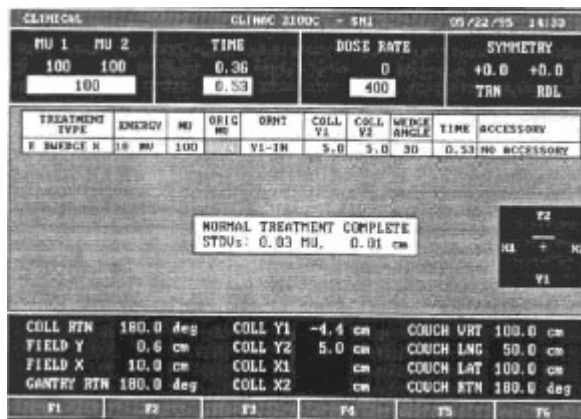


Fig.11 – Tratamento completado, mostrando a dose e a posição do colimador

Oficina em Radioterapia

Introdução

A oficina para confecção de moldes e acessórios de um serviço de radioterapia é essencial para a garantia de qualidade do tratamento radioterápico. Nesse setor é realizada a confecção dos blocos, suportes, máscaras e quaisquer outros acessórios que venham a ser necessários ao tratamento. O técnico de radioterapia responsável por esse setor deve ter conhecimento profundo das técnicas de planejamento, dos acessórios padronizados, dos materiais mais utilizados no dia-a-dia, além da capacidade de interação com o médico assistente. A seguir serão abordados o funcionamento, os equipamentos e as principais atividades da oficina de radioterapia.



Materiais de Uso Frequente

a) Parafina

A densidade do corpo humano é semelhante à da parafina, e suas propriedades de atenuação são também equivalentes. Dessa forma, a parafina é adequada para simular tecido biológico, funcionando como bolus homogeneizador ou mesmo compensador de tecidos. Sua manipulação é fácil, sendo bem liquefeita em banho-maria, com capacidade de moldagem simples quando ainda quente, endurecendo e assumindo a forma esculpida tão logo esfria. A figura 1 mostra a parafina em estado pastoso, ideal para a moldagem dos bolus. Nas figuras 2 a 4 mostramos um bolus para tratamento de neoplasia de pele com elétrons, como homogeneizador da isodose. Atenção à espessura, que deve ser padronizada com a energia escolhida.



Figura 1 - Parafina

Figuras 2, 3 e 4 – Bolus de parafina, homogeneizador de isodose

b) "Alloy"

Liga metálica composta por bismuto (50%), chumbo (26,7%), estanho (13,3%) e cádmio (10%), de baixo ponto de fusão (70° C), utilizado como atenuador do feixe de radiação. Sua espessura está condicionada à energia do feixe, e para fótons de 6 MV seu HVL corresponde a 1,4 cm. Para uma proteção de 5 HVL necessitamos portanto de um bloco de "alloy" de 7 cm de espessura. A figura 5 apresenta "alloy" sendo derretido em equipamento específico.



Figura 5 – "Alloy" sendo derretido em equipamento específico

c) Chumbo

Metal de alta densidade utilizado para atenuação do feixe de radiação. Seu ponto de fusão elevado (327° C), torna sua utilização mais complicada no dia-a-dia de um serviço de radioterapia. Devido à alta densidade, a espessura de 5 HVL de uma proteção de chumbo é de 5 cm, e portanto menor do que a necessária quando da utilização do "alloy". Lâminas mais finas, devido a sua maleabilidade, são mais fáceis de ser utilizadas como proteções para feixe de elétrons, pois não precisam ser derretidas. As figuras 6 e 7 mostram proteções de chumbo confeccionadas para tratamento com elétrons de um tumor de lábio inferior.



Figura 6 – Chumbo sendo cortado



Figura 7 – Chumbo para proteção de corpos alveolares

d) Isopor

Material polímero utilizado para confecção das proteções com "alloy". Funciona como moldura para a liga metálica liquefeita. Este material é depositado em recipiente de isopor até que, com o resfriamento, se solidifique. A

facilidade no corte do isopor através de um fio metálico aquecido implica em agilidade na confecção das proteções. Existem equipamentos específicos para a confecção desse bloco, mostrado na figura 8.



Figura 8 – Bloco de isopor

e) Gesso

Material para fazer moldes negativos para confecção de acessórios padronizados como máscaras, suporte de bolus, etc... Para sua utilização basta misturar o material disponibilizado comercialmente em forma de pó ou ataduras com água, moldá-lo e esperar secar. Pode ser utilizado também como matéria prima básica do acessório a ser construído. A figura 9 mostra um recipiente com gesso em pó e a figura 10 um suporte para tratamento de crânio neuroeixo confeccionado com gesso e isopor.



Figura 9 – Gesso em pó



Figura 10 – Suporte para tratamento de crânio neuroeixo em gesso e isopor

f) Acrílico

Material utilizado para fazer máscaras de imobilização que vem sendo substituído pelas telas termoplásticas. A confecção de máscaras com acrílico é um processo demorado, relativamente complexo e trabalhoso.

g) Telas Termoplásticas

Material polímero que possui a propriedade de amolecimento quando aquecido e assume novamente a rigidez tão logo resfriado. É disponibilizado comercialmente em forma de placas com moldura plástica de suporte. Tem seu uso crescente em radioterapia na confecção de máscaras e suportes de imobilização. Seu processo de confecção será abordado mais adiante no capítulo.

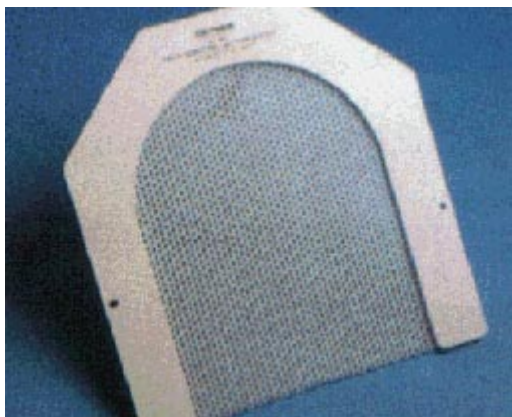


Figura 11 – Frame termoplástico para cabeça e pescoço

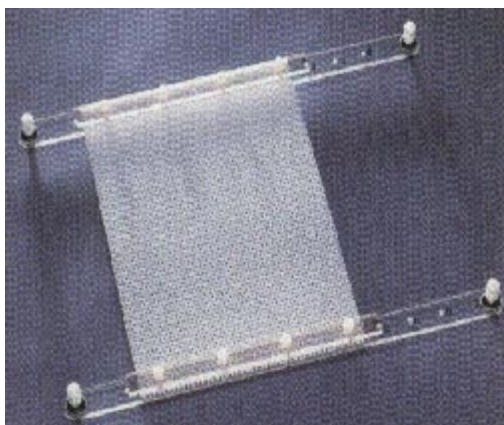


Figura 12 – Frame termoplástico para mama

Equipamentos

Existem equipamentos essenciais para o funcionamento de uma oficina de radioterapia e outros que agilizam sua rotina e imprimem qualidade aos acessórios confeccionados. São alguns desses equipamentos:

a) Cortador de Isopor

O equipamento consiste em uma base luminosa onde é posicionado o portal de planejamento com as proteções desenhadas. Em uma estrutura superior fica um suporte para colocação de uma placa de isopor com a espessura correspondente ao HVL do material da proteção a ser utilizado (ex.: 7 cm para "alloy"). Uma haste metálica fixa a um eixo central possui um fio fino, também metálico, ligado a um sistema elétrico para aquecimento. Esse fio vai cortar o isopor conforme a divergência do feixe de radiação. Nesse equipamento é fundamental o conhecimento da distância da bandeja e da fonte de radiação, pois disso depende a divergência. No final desse capítulo serão abordados aspectos de divergência e magnificação. A figura 13 apresenta um cortador de isopor com filme posicionado, (observe o padrão de divergência da haste metálica).



Figura 13 – Cortador de isopor

b) Máquina para derreter "alloy"

Este equipamento é uma sofisticação do processo metalúrgico de derreter a liga de "alloy" em cadinhos ou panelas. Consiste em um recipiente equipado com resistência elétrica que derrete e mantém o "alloy" em seu estado líquido. Anexada a este recipiente está uma torneira, também equipada com resistência elétrica, por onde sai o "alloy" para preencher as molduras de isopor confeccionadas para proteções. A base desta mesa é refrigerada para promover um resfriamento mais rápido do bloco. As figuras 14 a 16 apresentam o "alloy" sólido sendo derretido e depois depositado em moldura de isopor previamente cortada no equipamento anteriormente descrito. Já na figura 17 visualizamos uma máquina para "alloy" também preenchendo uma moldura de isopor.



Figura 17 – Máquina de "alloy"

c) Bandeja para aquecimento de máscaras

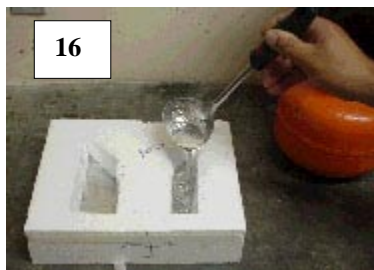
Consiste em um equipamento com resistência elétrica que mantém a água aquecida para confecção das máscaras termoplásticas. Alternativas podem ser utilizadas sem prejuízo da qualidade e sem maiores custos de aquisição do equipamento. Uma bacia metálica com água quente ou mesmo uma pia fechada e cheia de água quente podem funcionar da mesma maneira. A figura 18 mostra uma bandeja elétrica para aquecimento de máscaras, e as figuras 19 e 20 apresentam alternativas ao seu uso.



14



15



16

Figuras 14, 15 e 16 – Processo de derretimento do "alloy" e confecção do bloco de proteção



Figura 18 – Bandeja elétrica para aquecimento de máscaras



Figura 19 – Bacia sendo preenchida por água quente



Figura 20 – Pia com água quente



Figura 22- Máquina de vácuo

d) Cortador de blocos para elétrons

É um equipamento para cortar o isopor que servirá de moldura para confecção do bloco de "alloy" específico para elétrons, que não necessita de grande espessura devido às propriedades específicas dessa energia. O princípio é o mesmo do cortador de isopor convencional onde um fio metálico aquecido corta o isopor. A figura 21 apresenta um técnico utilizando equipamento do tipo para cortar uma proteção.



Figura 21- Cortador de elétrons

e) Máquina de vácuo para máscaras acrílicas

É uma máquina que funciona fazendo vácuo sobre molde de gesso em negativo e moldando contornos em placa acrílica devidamente aquecida. Seu uso vem caindo devido ao processo rápido e confiável das máscaras termoplásticas. A figura 22 apresenta um equipamento deste tipo, onde o orifício central é o local onde se coloca o molde negativo de gesso, sobre o qual é posicionada a placa acrílica.

Exemplos de Atividades na Oficina

Esta seção abordará algumas das atividades do técnico em uma oficina de radioterapia, utilizando os materiais e os equipamentos descritos anteriormente.

a) Confeção de máscara termoplástica

1. O paciente é posicionado ou na oficina ou no simulador de forma confortável e de acordo com as necessidades do tratamento, utilizando ou não outros acessórios específicos.

2. A água deve estar aquecida no caso da utilização de alternativas à bandeja de aquecimento elétrico.

3. Escolher a máscara de acordo com a área a ser imobilizada (ex.: cabeça e pescoço, mama, pelve, etc...).

4. Colocar a moldura da máscara na água até observar amolecimento da mesma. Não há tempo ideal, mesmo porque este depende da temperatura da água. Apesar disto o processo é bem rápido.

5. Retirar a máscara da bandeja (tomar cuidado para não se queimar).

6. Escorrer o excesso de água e esperar que a temperatura da máscara torne-se tolerável pelo paciente (cuidado para não queimar o paciente).

7. Repousar a máscara na área a ser imobilizada moldando os contornos do paciente, e fixá-la ao suporte anexo.

8. Esperar a secagem e o endurecimento da mesma.

As figuras 23 a 26 exemplificam a confecção de uma máscara em paciente para tratamento de cabeça e pescoço.



Figura 23 – Máscara termoplástica rígida



Figura 24 – Máscara termoplástica em água quente



Figura 25 – Máscara termoplástica amolecida



Figura 26 – Posicionamento da máscara sobre o paciente

b) Confeção de bloco de proteção

Para o entendimento integral deste processo são necessários conhecimentos de magnificação e divergência abordados a seguir:

• Divergência / Magnificação

As dimensões das imagens registradas em uma radiografia variam com a distância em que o filme é colocado da fonte de radiação. As dimensões no filme vão ser sempre maiores que as do paciente pelo simples fato de que a distância entre a fonte e o chassi vai ser sempre superior à distância da fonte ao paciente. Esta magnificação depende de diversos fatores, como a geometria do feixe, distância do paciente, e distância do filme que registra a imagem. Para melhor compreensão, devemos comparar o feixe de radiação com um feixe de luz. A divergência do feixe é diretamente proporcional à distância do foco luminoso. Por exemplo, considere um foco luminoso que a 50 cm da lâmpada possui 20 cm de diâmetro. Se a distância da lâmpada for aumentada para 100 cm, este diâmetro será magnificado para 40 cm. O cálculo é baseado em regra de três simples.

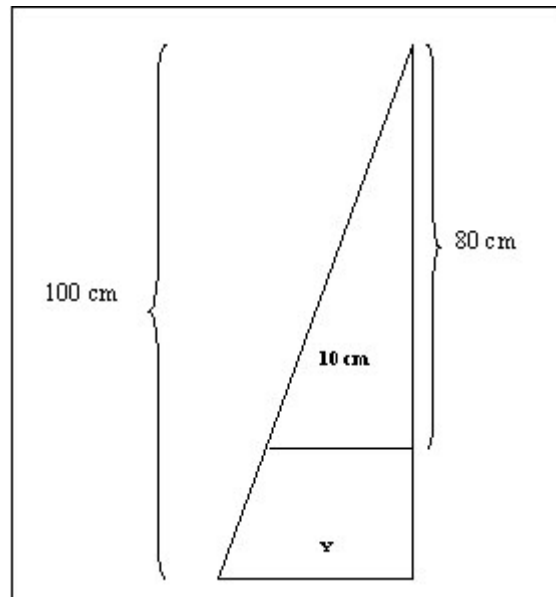


Figura 27 – Representação gráfica de um problema de magnificação

Como em radioterapia raciocinamos sempre em função de campo de tratamento, fazemos uma comparação. Qual seria o tamanho de um campo de irradiação 10 x 10 na distância (SSD) 80 cm, quando esta distância passou a ser 100 cm? (figura 27)

$$\begin{array}{l} \text{Tamanho do campo no SSD1} = \text{SSD1} \\ \text{Tamanho do campo no SSD 2} = \text{SSD2} \end{array} \quad \frac{10}{x} = \frac{80}{100} \quad x = \frac{10 \times 100}{80}$$

Resposta : $x = 12,5$ logo o campo vai ser $12,5 \times 12,5$ cm

São etapas da confecção dos blocos de proteção.

1. O médico encaminha o filme para oficina com proteções desenhadas e informações da distância fonte filme e do aparelho de tratamento.
2. O técnico consulta a distância da bandeja do aparelho escolhido e posiciona um bloco de isopor com a espessura compatível à necessária pelo material a ser utilizado como atenuador no suporte de isopor do seu cortador.
3. O filme é posicionado e fixado na base luminosa, com o centro do campo alinhado ao centro da mesa.
4. O técnico acompanha a borda da proteção com o braço metálico, acionando a corrente elétrica para aquecer o fio e cortar o isopor.
5. É retirado o "miolo" do isopor cortado para que este assumira a forma de uma moldura. Eventualmente é necessária a fixação das bordas dessa moldura com fita adesiva para maior segurança para o preenchimento com "alloy".
6. Aquecimento do "alloy" em cadinho, panela ou máquina de "alloy".
7. Preenchimento da moldura com "alloy". No caso de proteções para campos oblíquos ou laterais, na ausência de fita adesiva especial (para fixação destas proteções à bandeja) pode-se colocar parafusos metálicos para fixação antes do resfriamento total do "alloy".
8. Secagem e endurecimento do bloco.
9. Retirada da moldura de isopor.
10. Limagem das bordas da proteção.

Encaminhamento da proteção ao aparelho para realização de "check film".

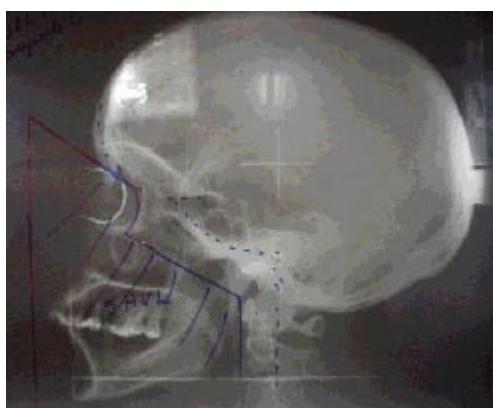


Figura 28 – "Portal film"



Figura 29 – Técnico cortando isopor conforme desenho no filme



Figura 30 – Isopor no suporte sendo cortado pelo fio metálico aquecido

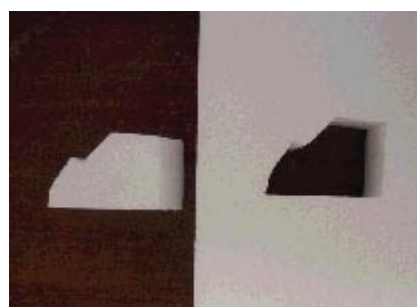


Figura 31 – "Miolo" do isopor retirado com correspondente na moldura



Figura 32 – Moldura preenchida com "alloy"



Figura 33 – Proteção sendo retirada da moldura



Figura 34 – Proteção sendo limada



Figura 35 – Proteção pronta



Figura 36 – “Check film” no aparelho

Ortovoltagem e Telecobaltoterapia

1- EQUIPAMENTOS DE ORTOVOLTAGEM E TERAPIA SUPERFICIAL

1.1 Histórico e evolução dos aparelhos

O papel da ortovoltagem nos primórdios da radioterapia externa

Os equipamentos de ortovoltagem, também conhecidos como equipamentos de terapia profunda, foram as primeiras máquinas utilizadas em larga escala para tratamentos de radioterapia externa. Todos os padrões básicos de doses terapêuticas, fracionamentos, doses de tolerância, dosimetria clínica e física e técnicas de localização foram obtidos a partir da experiência acumulada com a utilização desses equipamentos. Por isso podemos afirmar que a ortovoltagem e a terapia superficial constituíram a base primária sobre a qual foram estabelecidos todos os princípios da radioterapia moderna.

Principais modelos e fabricantes de equipamentos de ortovoltagem

Durante a era da ortovoltagem, assim como hoje em dia, algumas companhias de renome primaram pela construção e comercialização do que houve de mais avançado e mais popular nesses equipamentos. Nas décadas 40-60 os fabricantes e modelos de grande popularidade foram:

SIEMENS

- Stabilipan I - Ortovoltagem até 200/250KV
- Stabilipan II - Ortovoltagem até 300 KV - Isocêntrico (pendular)
- Dermopan I e II - Terapia Superficial de 20KV até 60KV

PHILIPS

- RT250 - Ortovoltagem até 250KV
- RT100 - Terapia Superficial até 100KV
- RT50 - Terapia Superficial até 50KV
- Metalix - Terapia Superficial até 50KV (Chaoul)

WESTINGHOUSE

- Quadrocondex 200 KV e Quadrocondex 250KV - Ortovoltagem até 200KV e 250KV

GENERAL ELECTRIC

- Maximar 400KV - Ortovoltagem unitanque até 400KV
- KX 10 - Terapia Superficial até 100KV

A crise da ortovoltagem com o aparecimento do Cobalto 60 e dos Aceleradores Lineares

Com o aparecimento dos aparelhos de Cobalto 60 na década de 60 e posteriormente com o lançamento dos Aceleradores Lineares para uso médico, que se popularizaram a partir do final da década de 60, os equipamentos de ortovoltagem não conseguiram manter seu "lugar ao sol" devido às características físicas, desses novos equipamentos revolucionários para a época, tais como um maior poder de penetração (%DP).

Os equipamentos de ortovoltagem nos dias de hoje - perspectivas

Recentemente (há cerca de 5 anos) algumas companhias resolveram relançar equipamentos de ortovoltagem, incorporando aos mesmos algumas novidades e dispositivos tecnológicos que não eram disponíveis então. Isso não quer dizer de modo algum que esses equipamentos foram relançados no mercado a fim de competir com os aparelhos existentes. Acontece que devido ao baixo poder de penetração, simplicidade de funcionamento e durabilidade do tubo de raios X, às vezes ainda existem aplicações e utilidades para tais máquinas, principalmente em locais onde a instalação de um acelerador linear de media ou alta energia com feixes de elétrons não é recomendada.

1.2 Princípios práticos de funcionamento e construção

O Gerador de Raios-X e a Estativa Fixa - marcos fundamentais em teleterapia

Os equipamentos de ortovoltagem e

terapia superficial funcionam segundo os mesmos princípios eletrônicos dos aparelhos de raios X de diagnóstico, com:

- Gerador e retificador de alta tensão variável.
- Tubo de raios X de anodo fixo embutido em um cabeçote refrigerado a óleo.
- Controles da corrente de tubo (mA), kilovoltagem (KV) e tempo de tratamento.

KV, mA, filtração e HVL em Ortovoltagem e Terapia Superficial

Os principais parâmetros utilizados em ortovoltagem e terapia superficial são:

- KV - Kilovoltagem: Determina a energia (penetração) do feixe
- mA - Miliamperagem: Determina a corrente (rendimento) do feixe
- Filtração adicional: Determina o grau de qualidade do feixe
- HVL - camada semi-redutora: Valor utilizado pelo físico para cálculos e dosimetria

Funcionamento básico dos equipamentos de Ortovoltagem e Terapia Superficial

Desenho e construção dos tubos de raios-x de ortovoltagem e de terapia superficial

Os equipamentos de ortovoltagem e terapia superficial funcionam exatamente como um aparelho de raios x. Primeiro aplica-se uma alta tensão em um transformador de alto ganho e potência. Com isso conseguimos gerar alta-voltagem de até 400KV, em alguns casos. Como essa alta voltagem é alternada, ela precisa ser retificada antes de ser aplicado ao tubo de raios X. Depois de retificada, a alta voltagem é aplicada ao tubo causando a aceleração dos elétrons com a decorrente produção de raios X. Um dispositivo eletrônico (transformador de filamento) permite o controle da corrente do tubo (mA) e com isso pode-se escolher o rendimento adequado para o tratamento. O cronômetro serve para se determinar com exatidão o tempo de tratamento ao qual o paciente deve ser submetido.

Colimação em Ortovoltagem e Terapia Superficial

É muito comum a utilização de cones localizadores nos equipamentos de ortovoltagem e terapia superficial. Nesse particular eles se parecem um pouco com os feixes de elétrons dos Ac. Lineares. Existem também equipamentos que utilizam colimadores ajustáveis, embora isto não seja muito comum.

A utilização desses cones é principalmente devido à:

- maior precisão da determinação da distância fonte-pele;
- obtenção de uma penumbra bastante reduzida;
- simplificação da construção do cabeçote do equipamento;
- possibilidade de delimitação da área irradiada com máscaras de chumbo.

1.3 Aplicações clínicas no passado e no presente

O papel da ortovoltagem na evolução da teleterapia

Como já foi mencionado anteriormente, esses equipamentos foram as únicas armas que durante muitos anos os radioterapeutas dispuseram para tratamentos de radioterapia externa. Muitas técnicas e procedimentos hoje utilizados, em megavoltagem, exigiam um esforço considerável quando utilizados em ortovoltagem, principalmente devido às limitações de penetração do feixe, limitação do tamanho de campo e da taxa de dose.

Por que a ortovoltagem cedeu lugar a megavoltagem?

O poder de penetração dos equipamentos de megavoltagem é bem superior aos da ortovoltagem. Por isso, os esquemas de tratamento e composições de campo utilizadas com aparelhos de cobalto e Aceleradores Lineares produzem uma homogeneidade de dose e menor irradiação dos tecidos sadios em níveis incomparáveis aos da ortovoltagem. Veja abaixo uma tabela comparativa do poder de penetração a 10 cm de profundidade para feixes de ortovoltagem, cobalto e aceleradores lineares.

100 KV 40 cm SSD	140 KV 40 cm SSD	250 KV 40 cm SSD	Co 60 80 cm SSD	6 MV 100 cm SSD	10 MV 100 cm SSD
11,9 %	21,4 %	29,5 %	56,4 %	66,8 %	74,8%

Além de tudo isso, os equipamentos de megavoltagem apresentaram uma característica do ponto de vista físico que foi fundamental para a evolução da radioterapia moderna - o efeito de poupamento da pele. Enquanto que na terapia convencional o ponto máximo de dose era na pele, no caso da megavoltagem este ponto se aprofundava até 5mm para o cobalto e até mesmo 30mm para os feixes de aceleradores lineares de alta energia. A importância disso se

deve ao fato prático que as reações na pele diminuíram inacreditavelmente com o uso da megavoltagem.

Tratamentos com indicação específica para ortovoltagem e terapia superficial que resistem ao tempo

Por outro lado, existem lesões e tipos de tratamento nos quais se necessita de um alcance superficial e em muitos casos de uma irradiação propositada da pele. São nestes casos que os equipamentos de ortovoltagem ainda possuem uma indicação específica. Sendo assim, tratamentos de câncer de pele, profilaxia da formação de cicatriz quelóideana, tratamento de lesões superficiais, bem como algumas outras patologias benignas ou não, ainda encontram tratamento com equipamentos de ortovoltagem e terapia superficial.

A ortovoltagem e terapia superficial x feixes de elétrons

Pode-se argumentar que os efeitos e características da ortovoltagem são também encontrados em feixes clínicos de elétrons produzidos por aceleradores lineares, na faixa de digamos 4 a 8 MeV. Isso em parte é verdade, entretanto tais feixes de elétrons apresentam efeito de poupamento da pele similar ao da megavoltagem. Por outro lado, esses feixes só podem ser obtidos em aceleradores lineares de média e alta energia, normalmente de custo elevado e manutenção especializada, nem sempre apropriados para funcionamento em cidades de menor porte e população.

1.4 Técnicas de utilização e localização em radioterapia com ortovoltagem

- O tratamento em SSD e a utilização de cones aplicadores;
- A estativa fixa;
- Cones abertos, cones fechados, colimadores, máscaras de chumbo e todo o universo de dispositivos da ortovoltagem e terapia superficial;
- Kilovoltagem e filtração - os parâmetros básicos em ortovoltagem.

Basicamente, os tratamentos em ortovoltagem e terapia superficial são do tipo distância fonte-pele, com a utilização quase que sistemática de cones aplicadores. Esses cones estão disponíveis, normalmente, em duas ou três faixas de DFP:

- 30 cm - 40 cm - 50 cm de DFP para ortovoltagem;
- 10 cm - 15 cm - 25 cm de DFP para terapia superficial.

Esses equipamentos, normalmente, possuem uma mesa móvel com roldanas, tipo maca.

Os principais movimentos da estativa são o movimento vertical, o movimento longitudinal e o movimento de angulação do cabeçote.

É lógico que esses movimentos são muito mais restritos do que os dos equipamentos de ortovoltagem.

É muito comum em ortovoltagem a utilização de máscaras de chumbo de 1 mm até 3 mm de chumbo, recortadas com o formato do campo a ser irradiado e construídas de modo a se encaixar no paciente, principalmente nos tratamentos da face.

Antes de se iniciar um tratamento de ortovoltagem, o técnico deve programar o equipamento e localizar o paciente de modo adequado, em função de:

- A KILOVOLTAGEM do Aparelho
- O MILIAMPERE a ser utilizado
- A FILTRAÇÃO ADICIONAL a ser inserida
- O TEMPO DE TRATAMENTO a ser aplicado
- A DISTÂNCIA FONTE-PELE e o CONE APLICADOR escolhido
- AS MÁSCARAS ou ACESSÓRIOS adicionais

1.5 Procedimentos de emergência e cuidados com o equipamento

- Principais situações de emergência e como proceder;
- Cuidados básicos e focos de atenção nos equipamentos;
- Como o técnico pode efetuar procedimentos básicos de controle de qualidade em ortovoltagem e afins;
- O técnico como linha de frente no alerta contra problemas presentes e futuros.

Os equipamentos de ortovoltagem são equipamentos bastante seguros em todos os aspectos. Entretanto, podemos mencionar algumas situações emergenciais e como proceder.

• O EQUIPAMENTO NÃO DESLIGA O FEIXE APÓS TERMINADO O TRATAMENTO

Muito embora os equipamentos a partir da década de 60 fossem equipados com cronômetros duplos, no caso de não desligamento do feixe pressione imediatamente o botão de interrupção de feixe e, caso o problema persista, o botão geral de emergência.

• O PACIENTE SE QUEIXA DE CHOQUES ELÉTRICOS DURANTE A LOCALIZAÇÃO OU TRATAMENTO.

A quase totalidade dos equipamentos de ortovoltagem possui a carcaça conectada à terra. Entretanto, no caso de qualquer sinal de choque elétrico ou centelhamento desligue imediatamente o equipamento no botão de emergência ou na chave geral alimentadora.

• VAZAMENTO OU DERRAMAMENTO, EM LARGA ESCALA, DO ÓLEO DE REFRIGERAÇÃO.

Como os cabeçotes destes equipamentos são refrigerados a óleo, existe a possibilidade do rompimento de tubos, juntas ou janelas de selagem durante a localização ou aplicação. Nesse caso, desligue imediatamente o equipamento no botão de emergência e remova o mais rápido possível o paciente do contato com o óleo. Muito embora o óleo em si não ofereça um perigo imediato, nem esteja a uma temperatura muito quente, ele é extremamente desconfortável e pode causar irritação em peles mais sensíveis, principalmente as de paciente irradiados. Neste caso procure imediatamente o radioterapeuta para que os procedimentos apropriados sejam efetuados.

O técnico em radioterapia é certamente o profissional que por estar em contato direto e diário com o equipamento pode melhor avaliar seu desempenho, bem como prever e prevenir com o auxílio de outros profissionais o mau funcionamento de seu equipamento. Alguns pontos importantes, dignos de relato para equipamentos de ortovoltagem são:

- Estabilidade do indicador de miliampere;
- Ausência de vazamentos de óleo nos tubos e cabeçotes;
- Temperatura da carcaça ao longo da utilização do equipamento;
- Ausência de ruídos estranhos, tais como centelhamentos ou arcos elétricos;
- Suavidade de movimentação da estativa e cabeçote;
- Integridade e rotulagem dos cones localizadores, filtros e acessórios.

1.6 Normas nacionais aplicáveis a equipamentos de ortovoltagem

• Seu equipamento satisfaz os critérios básicos de segurança para você e seus pacientes?

• O que dizem as normas nacionais e internacionais sobre o funcionamento de equipamentos de ortovoltagem e afins?

• Como proceder no sentido de implementar a qualidade da segurança de sua instalação

A legislação nacional no que se refere a equipamentos de ortovoltagem consiste basicamente da norma NE 3.06 e NE 6.02 da CNEN?

Alguns itens básicos de segurança radiológica de sua instalação são:

• DISPOSITIVO DE INTERTRAVAMENTO DA PORTA

• DUPLA CRONOMETRAGEM DO FEIXE

• DOSIMETRIA SISTEMÁTICA E RECENTE DOS FEIXES

• POSSIBILIDADE DE ABERTURA DA PORTA PELO LADO INTERNO DA SALA

• SISTEMA DE MONITORAÇÃO ÁUDIO-VISUAL DO PACIENTE

• RÓTULO INDICATIVO DE ÁREA CONTROLADA, AFIXADO NA PORTA COM NOMES E TELEFONES DE CONTATO DO RADIOTERAPEUTA E FÍSICO RESPONSÁVEIS

• SINALIZADOR LUMINOSO DE FEIXE AFIXADO ACIMA DA PORTA E NO COMANDO

Desse modo, por conhecer melhor as características e exigências básicas para funcionamento de equipamentos de ortovoltagem, o técnico em radioterapia pode e deve desempenhar um papel importante no sentido de alertar seus superiores quando algo não funcionar adequadamente.

2 - Equipamentos de Telecobaltoterapia

2.1 Histórico e evolução dos equipamentos - 50 anos de Telecobaltoterapia

O papel da telecobaltoterapia na evolução da radioterapia externa

Os equipamentos de cobaltoterapia

desempenharam um papel fundamental no processo de evolução técnica da radiação externa. O surgimento do cobalto 60 veio solucionar limitações e viabilizar técnicas de tratamento que consagraram a eficácia da teleterapia por mais de três décadas.

Principais modelos e fabricantes de equipamentos de telecobaltoterapia

Após o aparecimento das primeiras unidades experimentais, várias empresas desenvolveram equipamentos que se tornaram famosos e foram amplamente comercializados pelo mundo:

- Theratronics - AECL - desde 1955 - até a presente data:

- Eldorado A - Eldorado 8 - Eldorado 78 - Theratron 60 - Theratron 80 - Theratron 780 - Theratron 780C - Phoenix - Theratron 780C Elite

- Siemens - desde 1960 até 1990:

- Gammatron I - Gammatron II - Gammatron III - Gammatron S180

- CGR-MEV:

- Alcyon I e Alcyon II

Entre outros fabricantes podemos também citar a Picker e a recém-criada INVAP que vem comercializando equipamentos de telecobalto fabricados na Argentina.

Os equipamentos de telecobaltoterapia

Os equipamentos de telecobaltoterapia nos dias de hoje - perspectivas

Os equipamentos de Cobalto 60 continuam desempenhando um papel de extrema importância nos dias atuais. Devido a sua simplicidade de funcionamento e baixo custo de manutenção, esses equipamentos continuam sendo amplamente utilizados no mundo inteiro. Com a incorporação de alguns avanços tecnológicos recentes, tais como a utilização de computadores para controle do equipamento, os equipamentos de cobalto continuarão a serem utilizados, principalmente em cidades do interior ou regiões mais afastadas dos grandes centros urbanos.

2.2 Arquitetura e funcionamento dos equipamentos de Telecobalto

A fonte selada de Cobalto 60

Num equipamento de cobaltoterapia, o radioisótopo Co 60 encontra-se confinado em um cilindro metálico de aproximadamente 2cm de diâmetro x 2cm de altura constituindo assim a fonte de cobalto 60. Dentro dessa fonte, duplamente encapsulada, foram depositados os pequenos "pellets" provenientes do reator nuclear que os produziu por um processo de ativação por nêutrons.

Mecanismos de atuação da fonte

Diversos mecanismos de movimentação da fonte de cobalto 60 foram utilizados. Os mais difundidos foram o de movimentação da gaveta porta-fontes através de um pistão de atuação pneumática (Theratronics) e rotação mecânica da gaveta através de um motor ou dispositivo magnético (Siemens).

"Gantry", cabeçote e colimador

- "Gantry" ou estativa - base de fixação com dispositivo de movimentação isocêntrica ou de traslação vertical do cabeçote.

- Cabeçote ou braço - peça construída em chumbo fundido, pesando aproximadamente 1.500 kg, onde estão localizadas o dispositivo de movimentação da fonte e o colimador.

- Colimador - sistema composto de blocos móveis confeccionados em chumbo, urânio ou tungstênio, responsáveis pela delimitação do campo divergente de radiações.

Movimentos da mesa

- Movimento de traslação vertical
- Movimento de traslação longitudinal e lateral

- Movimento de rotação do tampo da mesa ("stretch rotation")

- Movimento de rotação do pé da mesa ("couch rotation")

2.3 O equipamento isocêntrico e seu papel na evolução das técnicas de localização

O que é um equipamento isocêntrico

Um equipamento isocêntrico é um aparelho construído de tal forma que o braço gira em torno de um eixo central denominado eixo isocêntrico. Isto significa que ao ser girado o aparelho aponta para um mesmo ponto, qualquer que seja a

angulação utilizada. Este ponto é denominado isocentro e os tratamentos que utilizam esta característica são denominados tratamentos isocêntricos (SAD).

Técnicas de localização e posicionamento de tratamentos isocêntricos

Numa localização isocêntrica, o ponto central de interesse é o centro da lesão. Com o auxílio dos movimentos da mesa, o paciente é posicionado de forma que o ponto central de todos os campos coincida com o isocentro. Desse modo será necessária apenas a movimentação da rotação do "gantry" uma vez que todos os campos angulados convergirão para um mesmo ponto.

Tratamentos em arco e múltiplos isocentros

Equipamentos isocêntricos permitem a realização de tratamentos dinâmicos, tais como campos rotatórios em arcos completos, arcos parciais ou mesmo arcos com múltiplos isocentros.

2.4 Movimentos do cabeçote ■

Principais movimentos do braço e do colimador.

- Rotação do braço
- Rotação do cabeçote
- Rotação do colimador
- Definição do tamanho de campo

Como utilizar os movimentos na otimização do processo de localização

2.5 Procedimentos de emergência ■

Principais situações de emergência para equipamentos de cobaltoterapia

Os equipamentos de cobaltoterapia são equipamentos bastante seguros em todos os aspectos. Entretanto, podemos mencionar algumas situações emergenciais e como proceder.

- **O EQUIPAMENTO NÃO DESLIGA O FEIXE DEPOIS DE TERMINADO O TRATAMENTO**
- **A FONTE DE COBALTO 60 NÃO RECOLHE DEPOIS DE TERMINADO O TRATAMENTO.**

Em ambos os casos, por algum motivo emergencial, o cronômetro não desligou o feixe

ou a fonte ficou presa na posição ligada, o que pode ser verificado ou pelos indicadores luminosos ou pela constatação visual de um pino vermelho no cabeçote indicador de feixe atuado.

O procedimento básico será:

- 1 - pressione o botão de emergência e verifique se a fonte foi recolhida.
- 2 - caso contrário, entre na sala de tratamento e retire imediatamente o paciente do feixe, usando os movimentos da mesa, e tomando cuidado para não se expor ao feixe primário.
- 3 - instrua o paciente para deixar a sala.
- 4 - utilize a barra de recolhimento de emergência para proceder ao recolhimento mecânico da fonte na posição de segurança.
- 5 - caso este procedimento não seja bem sucedido, saia da sala, feche a porta e comunique o fato imediatamente ao setor de Física Médica ou ao seu superior. Não deixe o comando até que o problema seja relatado a outros membros da equipe.

IMINÊNCIA DE COLISÃO DO APARELHO COM O PACIENTE OU OUTROS DISPOSITIVOS

No caso de algum movimento indesejado e perigoso do braço, do colimador ou da mesa de tratamento, o procedimento será:

- 1 - pressione imediatamente o botão de emergência a fim de interromper a ameaça do movimento descontrolado.
- 2 - caso o paciente seja atingido ou fique imobilizado, procure ajuda imediatamente no sentido de liberar o paciente da imobilização produzida.

INCÊNDIO NAS INSTALAÇÕES DO SERVIÇO

No caso de um alarme de incêndio nas instalações, o procedimento será:

- 1 - encerre imediatamente a aplicação em curso e retire o paciente da sala de tratamento.
- 2 - desligue o equipamento na chave ou no botão de emergência, feche a porta da sala e abandone o local de acordo com os procedimentos de emergência estabelecidos por sua brigada de incêndio.

2.6 O papel do técnico no controle de qualidade em telecobaltoterapia ■

- **Como o técnico pode efetuar procedimentos básicos de controle de**

qualidade em telecobaltoterapia:

- O técnico como linha de frente no alerta contra problemas presentes e futuros;
- Cuidados básicos e focos de atenção.

O técnico em radioterapia é certamente o profissional que por estar em contato direto e diário com o equipamento pode melhor avaliar e prevenir com o auxílio de outros profissionais o mau funcionamento de seu equipamento. Alguns pontos importantes, dignos de relato para equipamentos de cobaltoterapia são:

- Integridade e funcionamento contínuo do cronômetro mecânico;
- Consistência de funcionamento do cronômetro digital;
- Ausência de ruídos indicadores de vazamentos de ar no sistema pneumático;
- Ausência de ruídos estranhos de natureza mecânica;
- Suavidade de movimentação da estativa e cabeçote;
- Integridade e rotulagem dos filtros e acessórios.

2.7 Normas nacionais aplicáveis a equipamentos de telecobaltoterapia

- Seu equipamento satisfaz os critérios básicos de segurança para você e seus pacientes?
- O que dizem as normas nacionais e internacionais sobre o funcionamento de equipamentos de telecobaltoterapia?
- Como proceder no sentido de implementar a qualidade da segurança de sua instalação?

A legislação nacional no que se refere a equipamentos de telecobaltoterapia consiste basicamente da norma NE 3.06 e NE 6.02 da CNEN.

Alguns itens básicos de segurança radiológica de sua instalação são:

- DISPOSITIVO DE INTERTRAVAMENTO DA PORTA
- INDICAÇÃO MECÂNICA DE FEIXE ATIVADO
- EXISTÊNCIA DE DISPOSITIVO PARA RECOLHIMENTO MECÂNICO EMERGENCIAL DA FONTE
- DOSIMETRIA SISTEMÁTICA E RECENTE DOS FEIXES

- POSSIBILIDADE DE ABERTURA DA PORTA PELO LADO INTERNO DA SALA
- SISTEMA DE MONITORAÇÃO ÁUDIO VISUAL DO PACIENTE
- RÓTULO INDICATIVO DE ÁREA CONTROLADA, AFIXADO NA PORTA COM NOMES E TELEFONES DE CONTATO DO RADIOTERAPEUTA E FÍSICO RESPONSÁVEIS
- SINALIZADOR LUMINOSO DE FEIXE AFIXADO ACIMA DA PORTA E NO COMANDO

Desse modo, por conhecer melhor as características e exigências básicas para funcionamento de equipamentos de telecobalto, o técnico em radioterapia pode e deve desempenhar um papel importante no sentido de alertar seus superiores quando algo não funcionar adequadamente.

FIGURAS

- **Ortovoltagem**

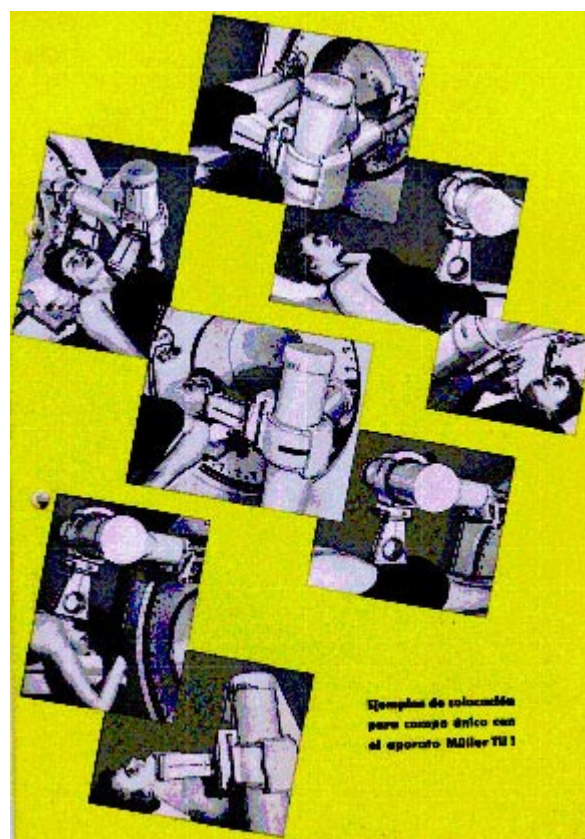


Fig. 1. A História da ortovoltagem



Fig. 2. Tubo de RX de ortovoltagem

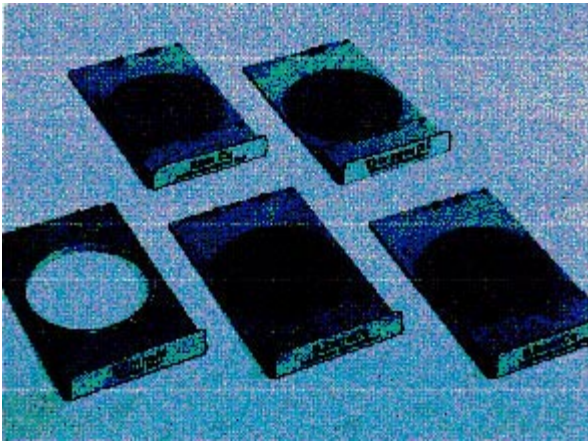


Fig. 3. Filtros adicionais



Fig. 4. Cones aplicadores



Fig. 5. Máscaras customizadas



Fig. 6. Equipamento de ortovoltagem moderno



Fig. 7. Comando ortovoltagem

• Telecobalto



Fig. 10. Primeiros equipamentos isocêntricos



Fig. 8. Equipamento superficial moderno

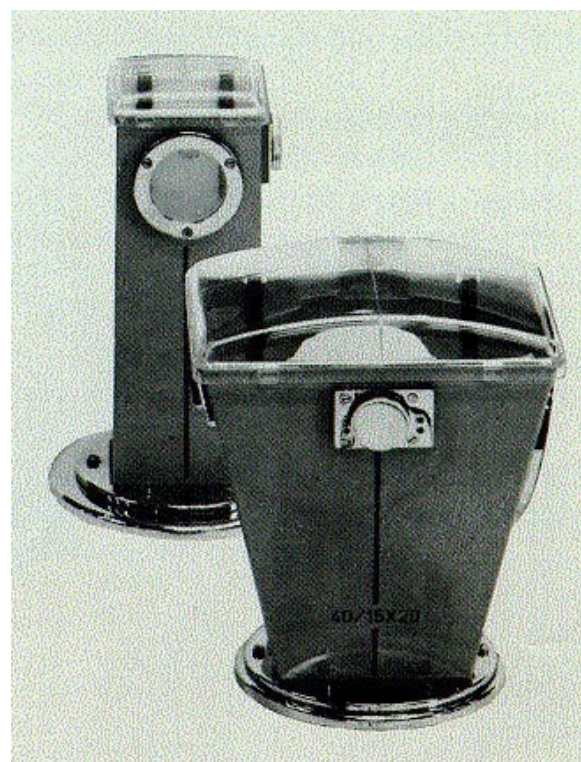


Fig. 11. Equipamento de estativa fixa



Fig. 9. Comando ortovoltagem

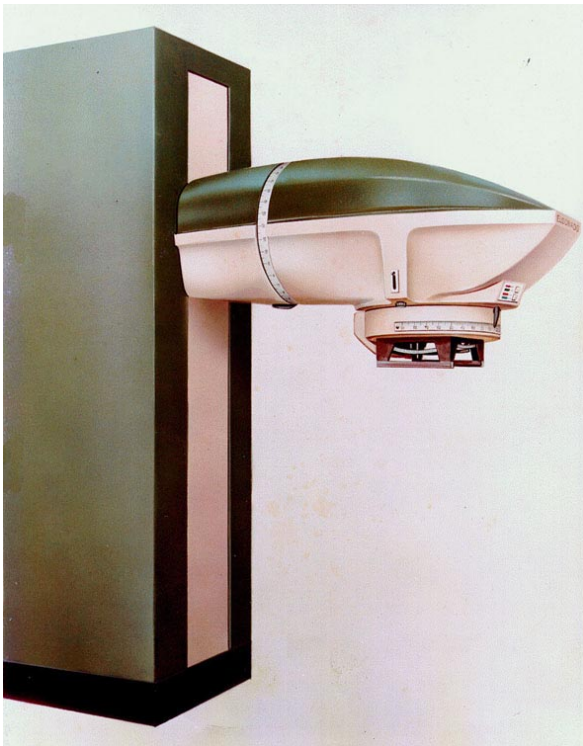


Fig. 12. Equipamento Co^{60} atual

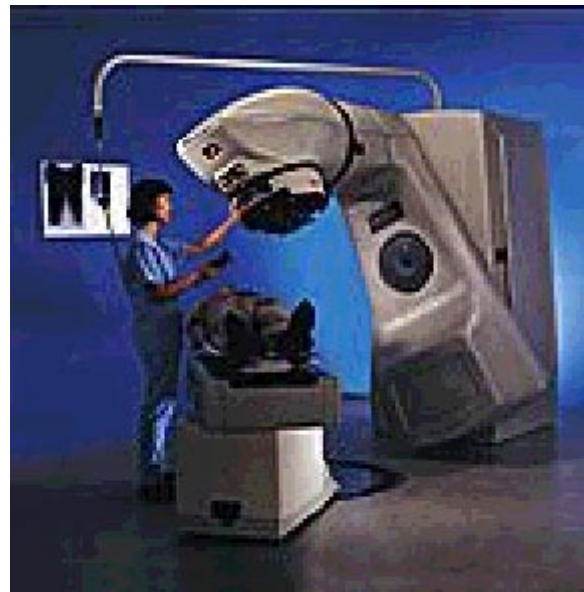


Fig. 13. Equipamento Co^{60} atual

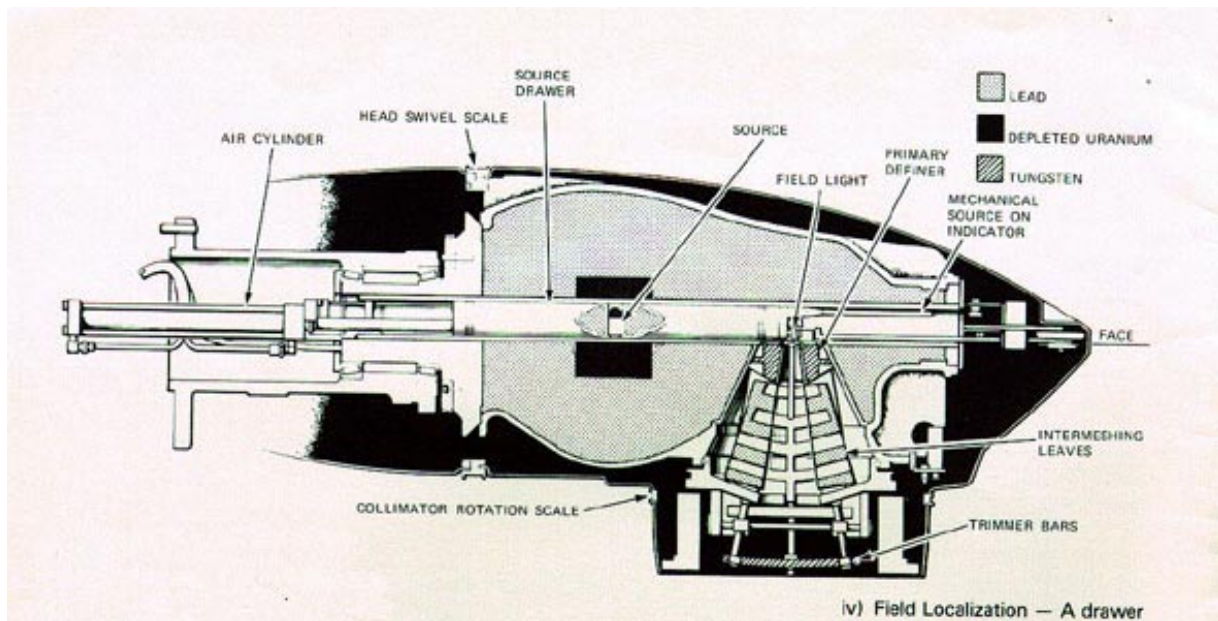


Fig. 14. Cabeçote Co^{60}

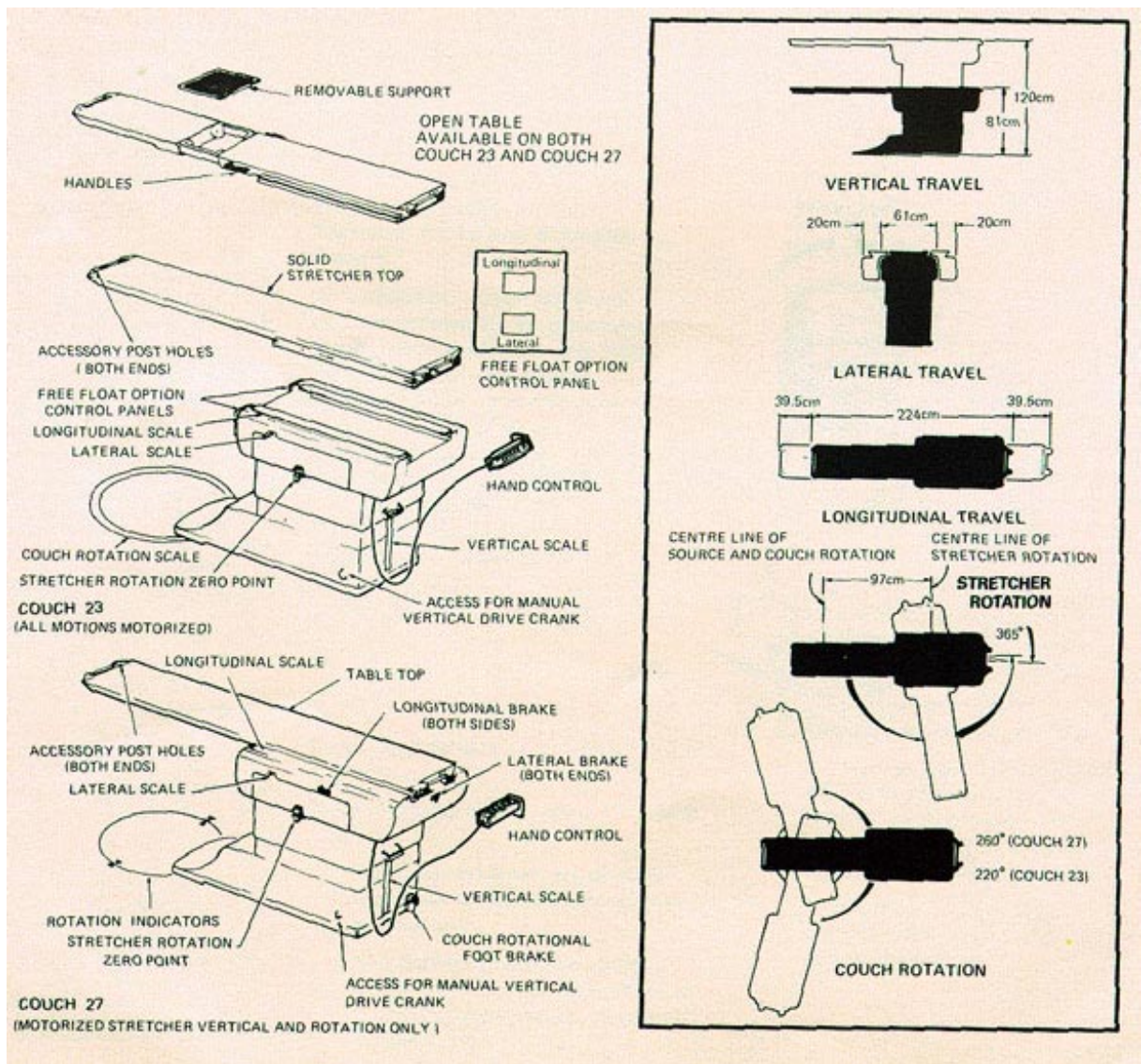


Fig. 15. Mesa de tratamento



Fig. 16. Troca de fonte Co⁶⁰



Fig. 17. Troca de fonte Co⁶⁰

Tratamento com elétrons

Em 1940, o professor Donald W. Kerst da Universidade de Illinois construiu o primeiro modelo de um acelerador de elétrons baseado em indução magnética para acelerar elétrons em uma órbita circular. O acelerador foi chamado de betatron. Este desenvolvimento pode ser considerado historicamente o ponto inicial da possibilidade da radioterapia com fótons e elétrons de alta energia.

Após desenvolvimento de parâmetros físicos, teóricos e experimentais, um programa clínico padrão para tratamento com fótons de alta energia foi iniciado em 1950, no Departamento de Radiologia do Colégio de Medicina de Illinois em Chicago, e a terapia com feixes de elétrons de alta energia foi iniciado em 1951.

Em 1970, o betatron perdeu a popularidade para os aceleradores lineares, que foram completamente repostos durante esta década.

O primeiro acelerador linear para aplicação clínica de fótons foi instalado em 1953. A primeira aplicação com feixe de elétrons a partir de um acelerador linear teve início por volta de 1957.

A confiança com a qual fazemos uso de elétrons na radioterapia é devido ao progresso ocorrido na computação bem como na tecnologia dos aceleradores. Avanços têm ocorrido em todas as áreas, desde os parâmetros físicos do feixe de elétrons, aspectos teóricos, modo do feixe, método computacional, dosimetria e entendimento da interação elétron- tecido.

O maior interesse na dosimetria é o mecanismo de deposição de energia na matéria pelo campo de radiação. O feixe de partícula carregada perde energia de maneira distintamente para o feixe de fótons. Os fótons sofrem uma interação intermediária pela transferência de energia, primeiramente do elétron, antes de qualquer transferência de energia do feixe para o meio. O feixe de elétrons se inicia pela perda de energia para o meio imediatamente.

Um elétron, circundado pelo seu campo elétrico coulombiano, começará interagir com o átomo imediatamente depois de interagir com o meio, com um número de diferentes tipos de colisões. A interação é aplicada para o processo no qual a energia e/ou a direção do elétron é alterado.

Na maioria das interações uma pequena fração da energia do elétron será transferida para o meio. A partícula andará, entretanto, através de muitas colisões antes de dissipar toda a sua energia.

Os tipos mais importantes de interações que podem ocorrer entre um elétron e um átomo são ilustrados na figura 1, usando o modelo esquemático do átomo de Bohr.

Em todos os átomos, os elétrons tendem a ocupar o estado de mais baixa energia, começando pela camada K. Os elétrons mais internos são os mais fortemente ligados, requerendo uma energia maior para removê- los.

Inicialmente, o elétron encontra- se em uma situação de estado estável, de não radiação, com valores de energia caracterizados e momentos orbitais discretos.

Como os elétrons se movem através da matéria, eles interagem com os átomos do meio. Estes processos de interação são:

1. Colisão inelástica com elétrons orbitais, resultando na perda de energia cinética, causando ionização e excitação.
2. Interação inelástica com o núcleo, resultando na conversão da energia cinética radiação, causando "bremstrahlung".

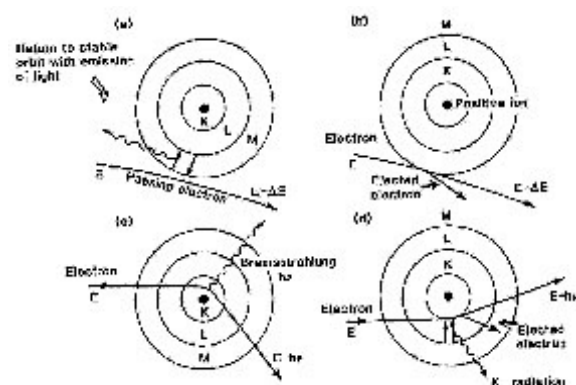


Fig. 1: Interação entre o elétron e o átomo

3. Espalhamento elástico com elétrons orbitais e o núcleo, o qual resulta na mudança do caminho dos elétrons e sua perda de energia.

Estes processos, especialmente o espalhamento elástico, causam o espalhamento no feixe.

Considerações Técnicas durante o Tratamento

A colimação do feixe é obtida usando-se aplicadores, os quais dependem do tamanho do campo a ser tratado, sendo de 6 x 6, 6 x 15, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25, para as máquinas da Varian. A figura 2 mostra um aplicador em posição do tratamento. Se o campo necessita ser bloqueado, blocos individualizados são confeccionados e acoplados ao aplicador, como mostra a figura 3.

Alguns aceleradores, como no caso do Saturne I, apresentam-se com hastes ("trimers") para elétrons e não com aplicadores.

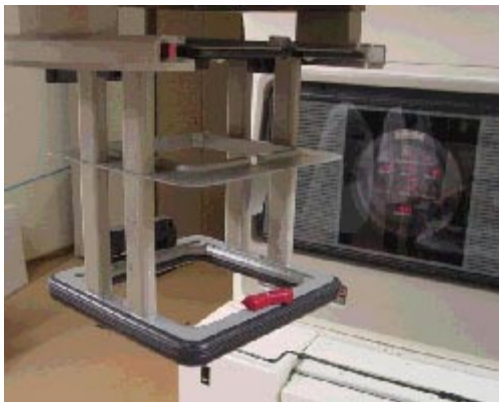


Fig.2 – Demonstração do aplicador de elétrons.



Fig.3 – Demonstração de um bloco de proteção para elétrons.

Na figura 4, temos a apresentação do aplicador com a proteção. Caso o tratamento não tenha proteção, para as máquinas da Varian deve-se colocar a moldura vazia dentro do aplicador para que o tratamento seja liberado.

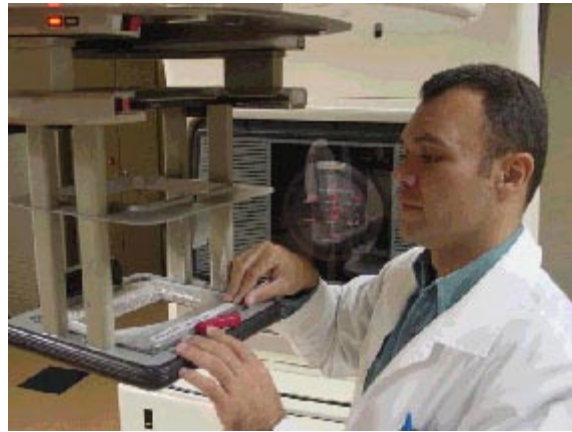


Fig. 4 – Visualização do aplicador com bloco de proteção.

A distância da borda do aplicador ao paciente deve ser pequena para que o espalhamento seja o menor possível na pele do paciente. Portanto, é imprescindível manter o equipamento calibrado e conhecer as características do feixe, observando sempre a reação secundária na pele do paciente.

A diferença entre o tratamento realizado com feixes de fótons e elétrons é que o elétron interage diretamente no meio, enquanto que o fóton pode passar pelo paciente sem que ocorra qualquer ionização.

A figura 5 mostra uma seção transversal de um acelerador típico para uso clínico com elétrons. Elétrons partindo do tubo do acelerador são direcionados por quadrupolos e então passam pelo magneto que curva o feixe em 90 graus. O feixe de elétron passa pela janela de vácuo, a primeira folha espalhadora, o primeiro colimador, a segunda folha espalhadora, os monitores de transmissão, o espelho, o ar, o colimador de fótons, e finalmente, o colimador de elétrons. As características do feixe de elétrons bem como a contaminação de fótons são afetadas por todas estas componentes.

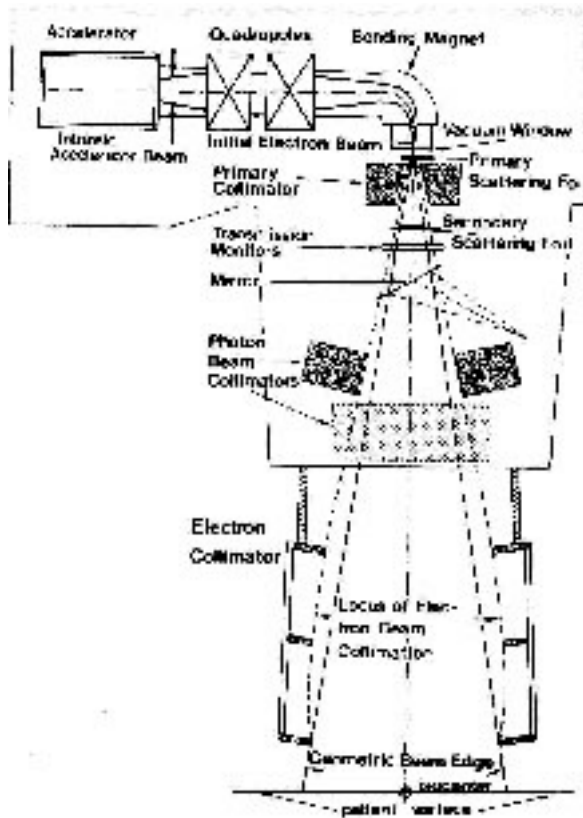


Fig. 5 – Seção transversal de um acelerador para tratamento com feixes de elétrons

Achatamento do Feixe

O feixe de elétrons é essencialmente monoenergético e dirigido a um pincel fino antes de passar pela janela de vácuo. O propósito das folhas espalhadoras é espalhar o feixe em um tamanho clinicamente usual. A escolha do material para os espalhamentos e sua localização afeta o achatamento e a energia do feixe. Um método alternativo usado para produzir o feixe clinicamente implica em variar campos magnéticos para escanear o feixe sobre a área considerada.

Colimação do Feixe

A finalidade do colimador de elétron é limitar o tamanho de campo do feixe de elétron. O desenho do colimador deve ser do tipo de um cone, contendo um diafragma definido, ou pode conter várias placas de limitação do feixe (Fig.6).

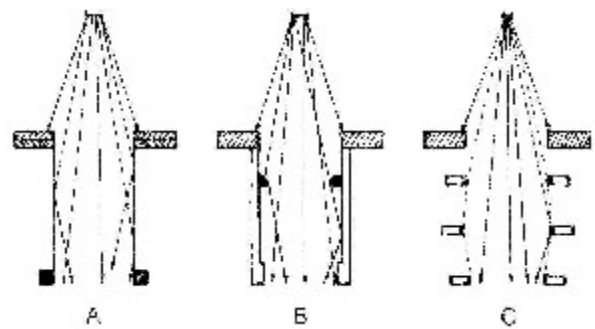


Fig. 6: Os elétrons podem ser espalhados a partir destes diafragmas ou placas; entretanto a forma e o ajuste do colimador influenciam a forma do feixe. A) Colimador em cone ou tubo. B) Colimador em tubo modificado. C) Diafragma usando discretas placas limitadoras com material de alto Z colimando o feixe.

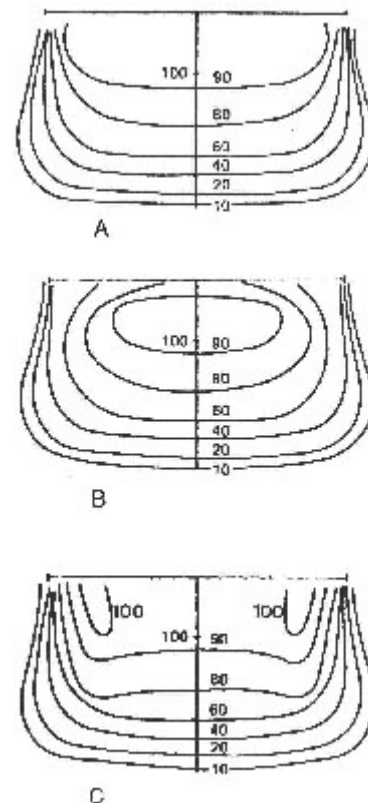


Fig. 7: Efeito do ajuste do colimador na forma da distribuição da isodose nas três condições da figura anterior.

Energia do Feixe

Antes do elétron passar pela janela de vácuo, ele é essencialmente monoenergético. A energia do feixe é igual à energia acelerada. Como a energia passa por vários materiais, folhas espalhadoras, monitores, espelhos, ela é degradada, e o espectro de energia é formado na superfície, tornando-se mais abrangente em profundidade, como mostrado na figura 8.

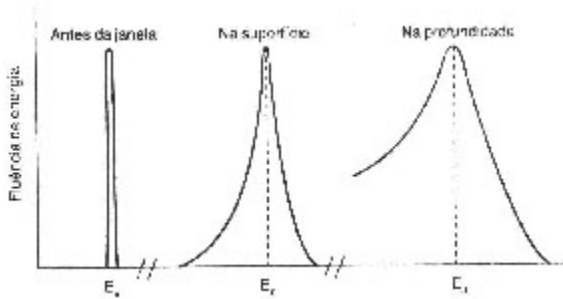


Fig. 8: Distribuição da fluência de energia dos elétrons.

Para suposições clínicas, a energia de interesse do feixe é a energia mais provável na superfície do paciente ou do fantoma ($E_{p,0}$). Para um dado feixe de elétron, pode-se determinar o alcance prático a partir da curva de dose profunda medida para o feixe.

Dose Profunda

Uma das vantagens de se usar feixe de elétrons é a configuração da curva de porcentagem de dose profunda. Ela permanece mais ou menos uniforme e cai rapidamente com a profundidade.

Os elétrons perdem energia quando interagem com o meio, antes da sua energia cinética ser essencialmente reduzida a zero. Isto significa que eles têm um alcance específico, uma profundidade de penetração máxima, a qual é função da energia e do meio.

A figura 9 mostra uma curva típica de dose absorvida x profundidade, expressa em porcentagem de dose máxima $D_{máx}$. A curva sólida representa a dose absorvida total a partir de elétrons e fótons versus profundidade. Existe um aumento de dose a partir da superfície para o máximo, uma região de plato, e um caimento rápido até a componente de "bremstrahlung", $D_{x,tot}$. A curva pontilhada mostra a dose absorvida devido à contaminação de fótons do feixe $D_{x,c}$ versus profundidade. A dose $D_{x,tot}$ é a soma das doses a partir da contaminação dos fótons pelas folhas espalhadas, transmissão do monitor e a dose a partir dos fótons que chegam do fantoma ou do paciente.

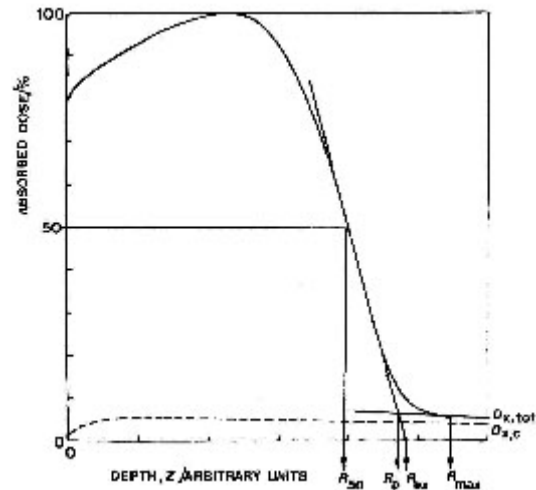


Fig. 9: Definição de vários parâmetros. A dose $D_{x,tot}$ é a radiação de fundo bremstrahlung por 1-fótons gerados no absorvedor e 2-contaminação de fótons no feixe de elétrons incidentes no absorvedor. A dose $D_{x,c}$ é a dose absorvida a partir somente da contaminação de fótons. R_{50} é a profundidade na qual a dose é 50 % da dose máxima; R_p é o alcance prático do feixe de elétrons. R_{EX} é o alcance extrapolado da linha linear descendente e $R_{máx}$ é o alcance máximo, profundidade na qual a curva de dose profunda no eixo central encontra a radiação de fundo "bremstrahlung".

A profundidade, em cm, na qual os elétrons têm de 80% a 90 % da dose máxima, é de cerca de 1/3 a 1/4 da energia dos elétrons.

Para ossos, pulmões, etc, a penetração é também função da densidade.

A poupação da pele com feixes de elétrons é muito pequena. A porcentagem de dose na superfície para feixes de elétrons aumenta com a energia, ao contrário do feixe de fótons.

Profundidade de Dose no Eixo Central e Curvas de Isodose

A figura 10 mostra a dose em profundidade para várias energias. Essas doses são expressas como o percentual de dose máxima ocorrendo no eixo central. As formas das curvas de dose em profundidade e a distribuição depende da máquina, bem como o tamanho de campo e da energia e devem ser medidas sob as condições usadas clinicamente.

Clinicamente, a dose no tecido será prescrita para especificar o nível de dose, por exemplo entre 80% e 90 %. O percentual de dose

profunda selecionado depende da variação da dose sobre o volume de tratamento que é aceitável e sobre a dose que é tolerável para os tecidos normais que circundam o alcance terapêutico. O alcance terapêutico é a profundidade onde ocorre a dose terapêutica.

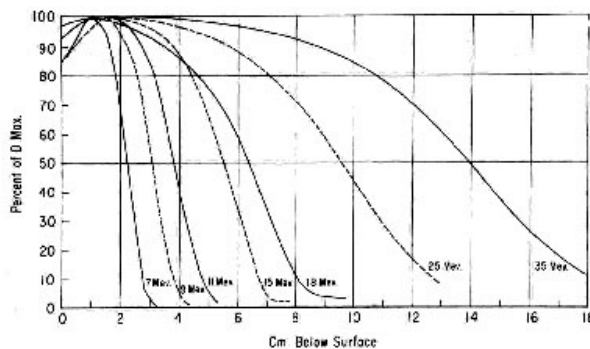


Fig. 10 - Comparação no eixo central da distribuição de dose em profundidade.

Contaminação de RX

A produção de RX por "bremstrahlung" é o resultado de interações inelásticas de elétrons com o núcleo dos átomos no meio. A contaminação de RX aumenta com o aumento da energia do feixe e com o aumento da massa e Z de vários absorvedores no feixe. No uso clínico de elétrons, deve-se manter um mínimo desta contaminação. O alcance é geralmente em torno de 0,5 a 5 % de $D_{máx}$ dependendo da energia do feixe e da forma do acelerador. Sob condições clínicas, a dose devido a esta contaminação é pouco significativa. Entretanto, sob condições de irradiação de corpo inteiro (pele total) e usando técnicas isocêntricas, o RX por "bremstrahlung" a dose é cumulativa e até inaceitável para níveis altos.

Deve ser notado que o RX por "bremstrahlung" é também produzido pelo paciente em ordem de grandeza bem menor do que chega pelo acelerador.

Tamanho de Campo e Forma

É essencial para uso clínico que o feixe de elétrons seja simétrico e plano. Distribuições de isodose devem ser determinadas para cada energia, e SSD e para cada cone. As formas dos colimadores, os espalhamentos e a energia do feixe têm influência na forma da distribuição de isodose.

O índice de uniformidade $U_{90/50}$ é definido pelo ICRU como a razão da área englobada pela curva de 80% ou 90 % pela curva de 50 % da

isodose medida no plano perpendicular ao eixo do feixe na profundidade. Em geral, o nível da isodose de 90 % está dentro da borda geométrica do feixe próximo à superfície e na profundidade de interesse.

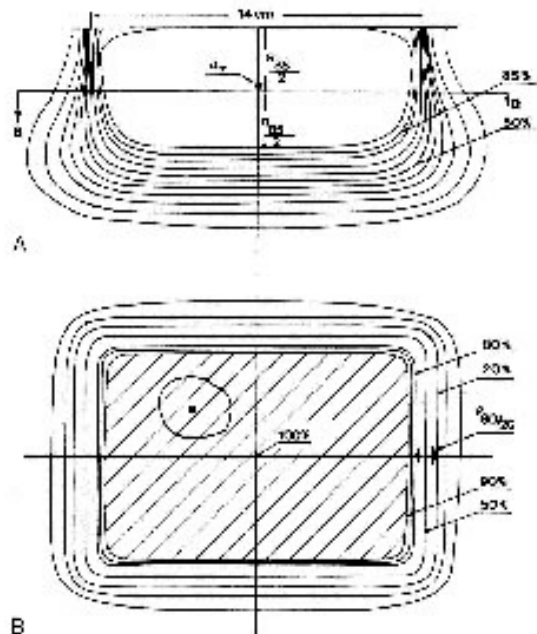


Figura 11: Mostra a distribuição de dose em 2 planos.

Pode-se ver, na figura 12 que a curva de percentual de dose profunda para 8 MeV permanece essencialmente a mesma, para campos maiores de 3 cm de diâmetro; para 32 MeV existem mudanças significativas para campos com diâmetros menores que 10 cm.

O fator de calibração também deve ser avaliado para os vários tamanhos de campo e também para campos bloqueados.

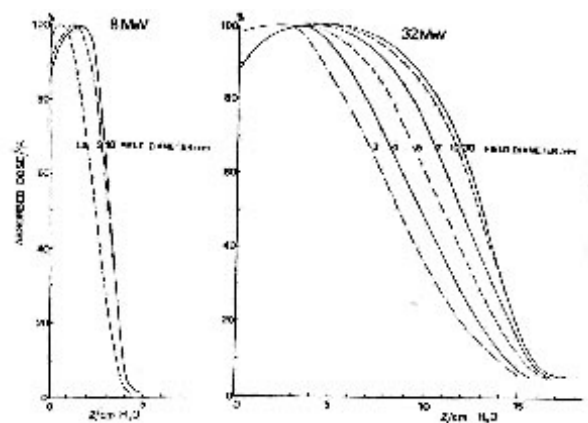


Fig.12 - Variação da curva de percentual de dose profunda com o tamanho de campo

Aspectos físicos e dosimétricos para o planejamento de tratamento

• Escolha de energia e tamanho de campo

Os feixes de elétrons usados em radioterapia tem energia de maior uso prático entre 4 e 20 MeV.

A energia e o tamanho de campo são escolhidos de tal forma que o volume alvo esteja incluído na isodose, na qual a dose terapêutica será liberada, usualmente entre 80%-90%. Cuidado deve ser tomado ao visualizar o volume-alvo para que a superfície proximal, distal, e lateral do alvo estejam dentro do valor da isodose selecionada. Estruturas críticas próximas ao alcance terapêutico R_t devem ser consideradas para evitar doses altas em tecidos normais.

Blocos de "cerrobend" ou chumbo devem ser utilizados para campos com formas especiais.

• Correção para "gaps" de ar e obliquidade

O padrão das isodoses é obtido usando um fantoma plano com o eixo do feixe normal à superfície. Sob condições clínicas, a superfície do paciente é freqüentemente curvada, resultando um gap de ar entre o cone e a pele. Para ângulos incidentes menores que 30 graus, o efeito é que as curvas de isodoses ficam paralelas à superfície e à distribuição de dose no eixo central. A primeira aproximação de correção para a obliquidade é a aplicação da lei do inverso do quadrado da distância a partir da posição virtual da fonte de elétrons. A figura 13 compara o resultado de tais correções para a medida da distribuição de dose. Nota-se que a diferença na região de penumbra onde existe o "gap" é mais larga. Esta diminuição na dose a partir do número de elétrons espalhados poder atingir a pele do paciente causando distribuição de dose complicada próxima à superfície. Porém, estas irregularidades podem ser corrigidas com bolus.

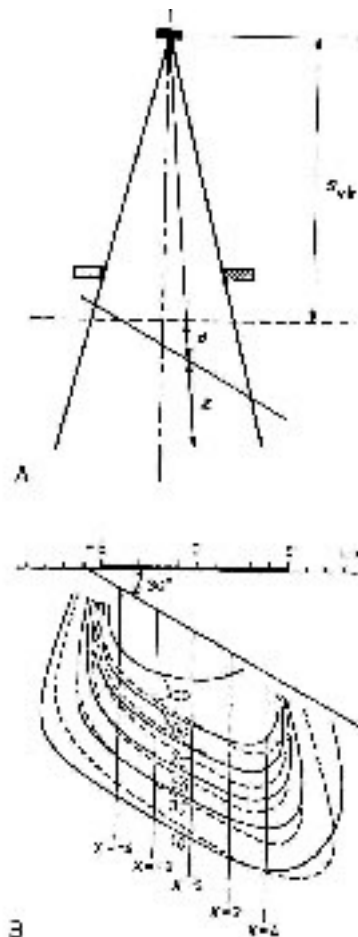


Fig.13 – A) Definição da geometria do feixe de elétrons para incidência obliqua. B) Curvas de isodoses para o ângulo de incidência de 30°, para um tamanho de campo 10 cm x 10 cm, energia de 22 MeV, medido no plano normal. As curvas sólidas são medidas e as pontilhadas são curvas padrão modificadas pela lei do inverso do quadrado da distância.

• Bolus

Bolus são materiais tais como parafina, poliestireno, ou compostos equivalente ao tecido. O bolus é usado para corrigir a falta ou excesso de dose na superfície quando lesões superficiais devem ser tratadas. Dependendo da energia, tamanho de campo e colimação, a dose na superfície (profundidade = 0,5 mm) pode estar a 10% ou 30% abaixo de $D_{máx}$.

Quando o bolus é usado para aumentar a dose na superfície, a profundidade da dose terapêutica é também modificada. Torna-se então necessário aumentar a energia do feixe para compensar este desvio na dose em profundidade. O gradiente de dose do feixe de energia mais alta não é tão rápido, resultando em uma maior dose para os tecidos próximos ao volume de tratamento.

A figura. 14 mostra a forma de uma descontinuidade na superfície de um paciente, bem como a produzida por bolus em uma parte do corpo resultando uma dose mais alta na região.

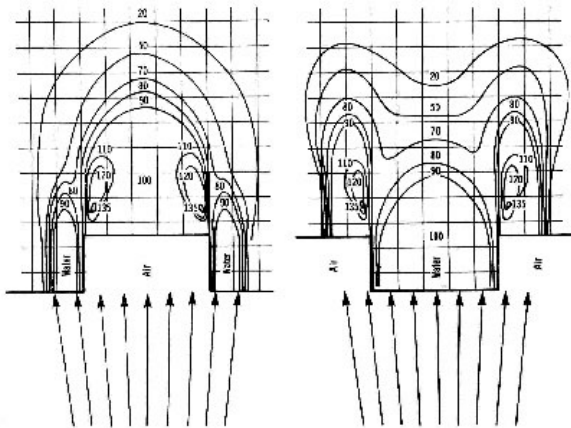


Fig.14 – Efeito da forma de superfícies irregulares na distribuição de isodose em feixes de elétrons.

• **Inomogeneidade no tecido**

A distribuição de dose dos feixes de elétrons pode ser alterada devido à presença de inomogeneidades, tais como ossos, cavidades de ar, pulmão, etc. A correção da dose pela inomogeneidade pode ser feita usando-se o coeficiente de tecido equivalente. A dose aproximada é calculada pela determinação de uma profundidade efetiva do ponto de interesse. O fator de correção, o qual é uma função da densidade eletrônica para a homogeneidade, é aplicada para esta espessura.

• **Campos Adjacentes**

Às vezes, nos tratamentos radioterapêuticos, necessitamos acoplar dois ou mais campos para irradiar uma área. Quando os campos são colocados adjacentes, existem regiões de alta e baixa dose. A figura 15 mostra o efeito de se usar diferentes "gaps" entre os campos. Dependendo do alvo a ser tratado, o "gap" deve ser ajustado tal que a variação na dose seja aceitável. Um "gap" apropriado pode ser escolhido somente se as distribuições de dose sejam conhecidas para as condições clínicas. Embora elétrons sejam utilizados para tratar lesões superficiais, é também prática usar campos sem separação para prover uma dose mais uniforme e aceitar os pontos quentes na profundidade. Uma não uniformidade de dose também ocorre quando feixe de elétrons é adicionado a campos com fótons. Um ponto quente ocorre no campo de fótons e um ponto frio no campo de elétrons.

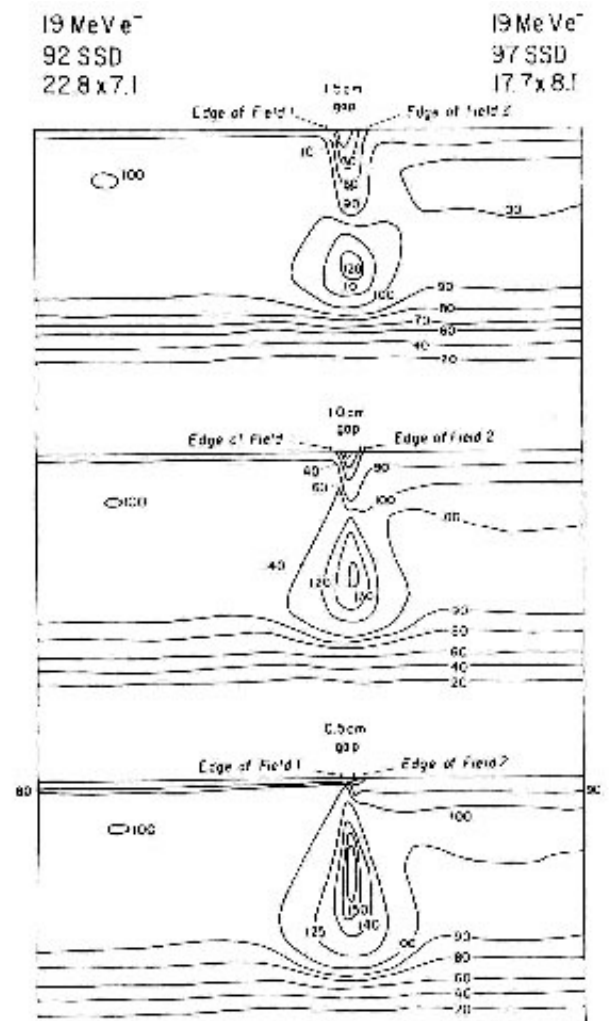


Fig. 15 - Distribuição de isodose para campos de elétrons adjacentes com diferentes larguras de "gaps".

• **Reação ao Tecido Normal**

Quando comparada à reação ao tecido normal (bem como a resposta ao tumor) por elétrons versus fótons, deve-se considerar o efeito biológico relativo (RBE) destas modalidades, bem como a definição de dose. O RBE para fótons de megavoltagem e elétrons é 1,0 quando comparado a raios de ⁶⁰Co e 0,85 para feixes de ortovoltagem.

• **Reações Agudas**

Os primeiros pesquisadores observaram que a reação aguda da pele era muito similar à associada às energias de ortovoltagem se o campo de elétrons fosse utilizado com bolus. A reação da mucosa através da transmissão da pele foi também similar à provocada pela irradiação de ortovoltagem. Um estudo relacionando a tolerância da pele com a área, fracionamento, dose e energia de elétrons

realizado por Tapley concluiu que a tolerância para altas energias (15-18 MeV) é maior que para energias entre 7 e 11 MeV. Esta diferença poderia ser explicada pelo fracionamento aplicado para baixas e altas energias. O tempo de reparação do tecido, tais como epidermites e mucosites, é muito menor com a irradiação de elétrons.

• Reações Crônicas

Dependendo do fracionamento, a relação entre tempo-dose, o volume irradiado, as reações tardias da pele e mucosa são menos severas que aquelas provocadas pela irradiação de meia voltagem e mais severas que as de super e megavoltagem. Com o fracionamento da dose total, reações da dose na pele e na mucosa pela irradiação com elétrons são toleradas sem necroses. Em particular, a preocupação médica é o desenvolvimento de reações severas agudas e tardias do pulmão irradiado e as reações tardias do osso.

Pulmão: Pneumonias agudas intensas e fibroses pulmonares subsequentes são encontradas por causa de dosimetria e de planejamento de tratamento incorretos.

Ossos: Por causa da densidade compacta do osso, existe uma atenuação da dose devido à auto blindagem do osso. Existe também um aumento na dose de entrada do feixe dentro do osso e um pequeno aumento na dose dentro do próprio osso. Estes aumentos são em muitos casos toleráveis, permanecendo o osso intacto, mas necroses podem ser seguidas de trauma e infecção.

Indicações Clínicas Mais Comuns de Feixes de Elétrons ■

O uso de elétrons e a técnica de tratamento inclui frações, dose, energia, tamanho de campo.

Embora em muitos casos ambos feixes mistos de fótons e elétrons, sejam usados para irradiar o tumor, existem situações nas quais o tratamento é feito exclusivamente por feixe de elétrons.

• Micose Fungóide

Irradiação total com elétrons. Para micose fungóide, o volume-alvo é essencialmente toda a pele do paciente a ser tratada na profundidade de 1 cm. Embora técnicas de se movimentar sejam usadas, variações da técnica de Stanford, na qual múltiplos campos grandes são usados, são mais comuns. O paciente é posicionado e tratado com

6 campos, de modo que toda a pele seja exposta. Proteção para os olhos, couro cabeludo (se não envolvido), e unhas devem ser utilizadas.

• Câncer de Pele

A maioria dos tumores de pele, como por exemplo, o de célula básica e o de célula escamosa, são mais facilmente tratados cirurgicamente. A radioterapia é uma escolha de tratamento em lesões com áreas cosmeticamente críticas de cirurgia, usando feixes de elétrons, braquiterapia ou raios X de ortovoltagem.

Deve-se primeiro estabelecer o volume a ser tratado (alvo), a espessura e a extensão do tumor, garantindo uma margem de segurança visível ou palpável. A escolha da energia do feixe é escolhida tal que a isodose específica envolva o volume-alvo. Geralmente é escolhido o nível entre 80% a 90% da D_{máx}. Lesões com menos de 2 cm de espessura devem ser irradiadas com elétrons de 6 MeV. Lesões mais profundas requerem energias mais altas.

Cuidado deve ser tomado ao considerar o tumor próximo à superfície. Bolus são requeridos para aumentar a dose na superfície. Entretanto quando os bolus são adicionados, a dose liberada na profundidade é reduzida, requerendo o uso de um feixe de maior energia.

Na seleção do tamanho de campo deve-se considerar a extensão lateral da isodose escolhida para liberar a dose terapêutica.

• Câncer da Mucosa do Lábio

São melhores tratados cirurgicamente. Lesões extensas são curáveis com radiação. A evolução do volume da lesão e o cuidado na escolha da energia do feixe de elétrons, tamanho de campo e posicionamento são essenciais para o tratamento. Proteções para gengiva, dentes e estruturas da cavidade oral são importantes.

• Linfoma Orbital

Lesões conjuntivas são melhor tratadas com elétrons de 12 MeV, usando um campo anterior com cristalino bloqueado com aproximadamente 12mm de espessura, e posicionado a 1 cm da córnea.

No tratamento de doença retrobulbar e paraocular, elétrons de alta energia, entre 16 e 20 MeV devem ser utilizados. Para doença unilateral, um campo lateral ou oblíquo lateral é suficiente. Para doença bilateral, necessita-se do uso de campos opostos laterais. Uma mistura de

fótons e elétrons pode também ser usada para lesões que precisam de um planejamento mais elaborado.

A diminuição lacrimal é esperada para a maioria dos pacientes.

• Carcinoma de cavidade oral

Feixes de elétrons são também utilizados no tratamento intraoral de muitos carcinomas de base da boca, região de mobilidade da língua e lesões superficiais do pálate mole, pilar anterior e posterior da amígdala, mucosa bucal e gengiva. A escolha da energia é em torno de 6 a 12 MeV. A imobilização do paciente é essencial.

Doença de *Bulky* é melhor tratada com a combinação de fótons e elétrons .

• Linfomas cervicais

Irradiação dos linfomas cervicais com doença subclínica ou microscópica pode efetivamente reduzir a ocorrência de metástases em linfonodos.

A irradiação unilateral do pescoço que é livre de doença (por palpação ou TC) é indicada se o câncer primário da cabeça e pescoço é bem diferenciado e está limitado em um alcance lateral até a linha média. Lesões orais com drenagem linfática extensa podem ser irradiadas pelos dois lados do pescoço.

A energia do feixe de elétrons a ser usado depende da avaliação feita pela TC . Na ausência de doença nodal, pode-se usar 12 MeV em campos unilaterais.

• Irradiação após dissecação do pescoço

Após a dissecação do pescoço, pode-se irradiá-lo se existe qualquer dúvida de dissecação, particularmente se o tumor for pouco diferenciado ou estava fora da cápsula nodal.

O volume de tratamento e a energia são determinados pela TC e pela avaliação clínica após a cirurgia.

• Tumor de mama

Mulheres que tenham removido cirurgicamente a mama e feito dissecação da axila são candidatas a tratamento com elétrons após a cirurgia, dependendo do tamanho e da localização da lesão primária e da posição da axila após dissecação. Se a dissecação da axila não apresentar nódulos positivos ou se for menor que 4, dependendo da localização e do tamanho da

lesão primária (quadrante interno ou acima de 2 cm de diâmetro), é indicada irradiação pós cirurgia para a axila e regiões da mama interna.

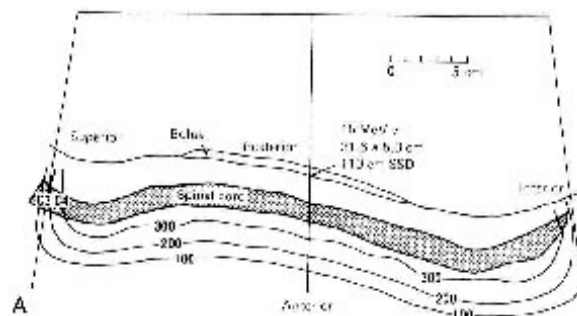
A energia do feixe de elétrons depende da profundidade que se quer irradiar.

Câncer de mama masculino é a única doença na qual a irradiação com feixes de elétrons é indicada para a parede do tórax e linfonodos periféricos. A energia utilizada depende da espessura a ser irradiada.

• Meduloblastoma

Por causa da extensão da coluna vertebral ou metástases, a irradiação cranial e da coluna é um procedimento pós operatório para o meduloblastoma. Tradicionalmente a irradiação do eixo cranioespinal é feita com fótons. Irradiação da coluna espinal com fótons em crianças é afetada por um problema de transmissão de dose para estruturas normais, como por exemplo, tireóide, visceras, coração e pelvis. A irradiação com elétrons minimiza este problema. A figura 16 mostra a distribuição de dose em uma irradiação da coluna. Um bolus na região torácica é colocado para minizar a penetração do feixe de elétrons.

A energia utilizada é de 15 a 20 MeV.



Outros tumores podem também ser tratados como uma combinação de fótons e elétrons. Dentre eles destacamos os tumores de cabeça e pescoço (tumores de glândulas salivares, cavidade oral, trato digestivo, metástases envolvendo linfonodos cervicais), tumores de mama, tumores de colo do útero, tumores de próstata e sarcomas de partes moles.

Aceleradores Lineares

1. 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.

1.1. 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 isolamento desta tensão.

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

Na figura 1 temos o exemplo de um acelerador simples usando-se corrente continua para a aceleração; basicamente os elétrons serão acelerados entre as placas pela diferença de potencial.

Electrostatic (DC):

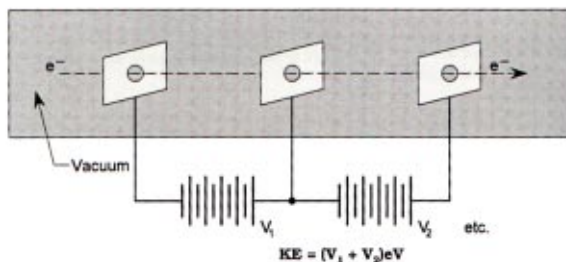


Fig. 1

Na figura 2 substituímos o gerador de tensão continua 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. No 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. Também existem os aceleradores com ondas estacionárias, porém o principio básico de aceleração é semelhante.

Alternating Current (AC):

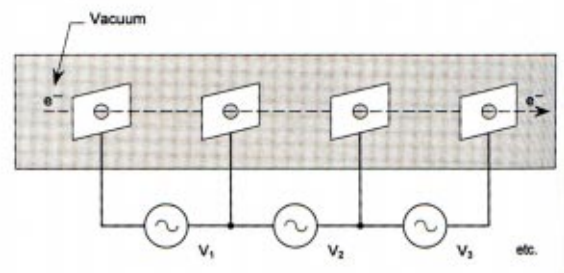
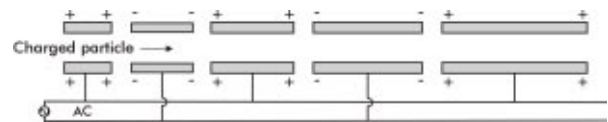


Fig. 2



2. 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 um magnetron (ou Klystron), e na maioria dos aceleradores este pulso também é aplicado no gun do tubo acelerador para dar a primeira acelerada nos elétrons .

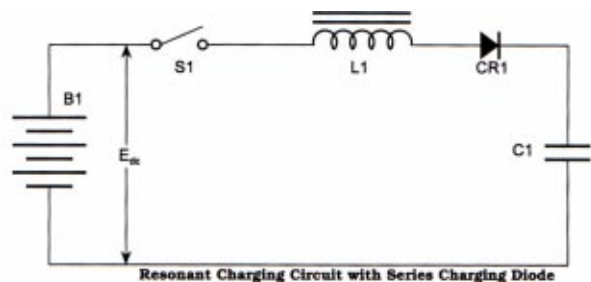


Fig.3: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga.

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 que então começa a se carregar com um valor maior que a tensão da bateria (normalmente este valor é duas vezes E_d) 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.

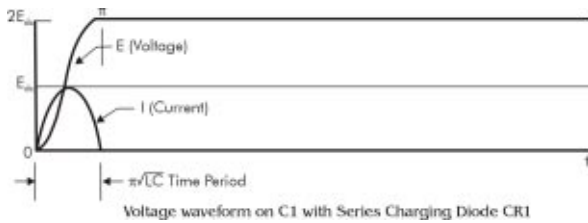


Fig.4: Forma de onda no capacitor C1.

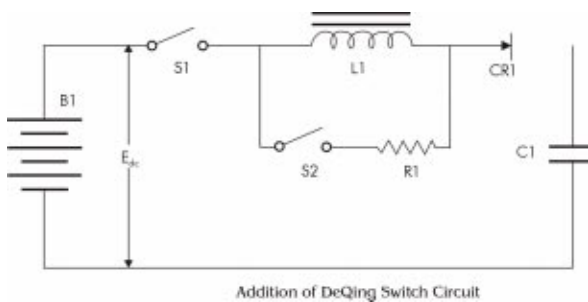


Fig.5: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga o circuito DeQing.

Referente à fig. 5, 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 fechada, conseguiremos controlar o nível de carga em C1.

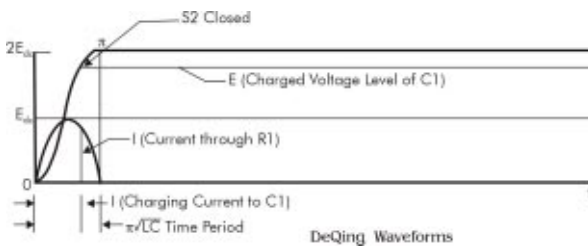


Fig.6 : Forma de onda no capacitor C1 com uso do circuito DeQing.

Na figura 7 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.

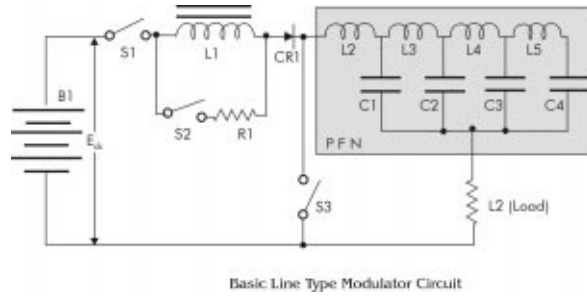


Fig.7: Típico circuito de modulador

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

Na fig.8 temos um típico modulador usado para aceleradores, no qual foram substituídos alguns itens pelo qual é encontrado na pratica conforme explicações abaixo:

- a. A bateria foi substituída por uma fonte de alimentação trifásica de alta tensão.
- b. As chaves S2 e S3 foram substituídas por válvulas de alta corrente e tensão do tipo thyratrons.
- c. 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.
- d. Foi acrescentado um divisor de tensão que fornece uma amostra de alta tensão que está sendo armazenado na PFN, possibilitando assim a oportunidade de se escolher o momento certo de fazer conduzir V1 (chave S2 fecha) e assim armazenar sempre o mesmo valor na PFN (capacitor C1).

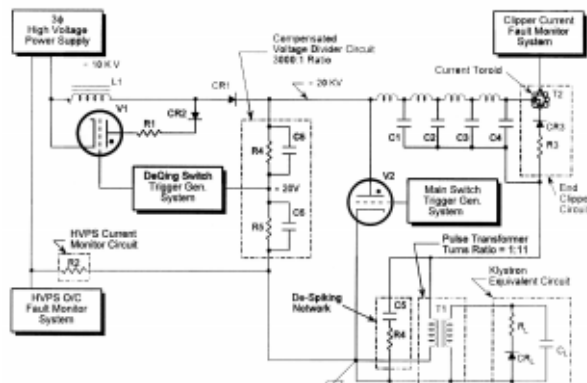


Fig. 8: Modelo simplificado de um típico modulador para acelerador.

Foi acrescentando também uma resistência R2 que dá 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 thyratrons 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).

A outra falha mais constante é a possibilidade de algum componente perder a isolamento, o que ocasionaria erros que podem ser vistos diretamente ou através do aumento de corrente na resistor R2.

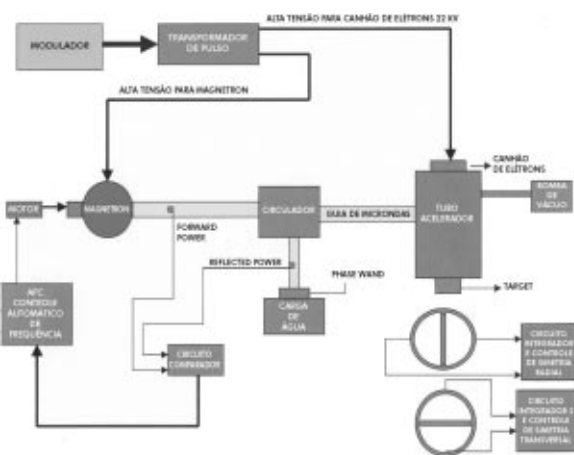


Fig. 9: Típico acelerador de baixa energia

3. Sistema de Dosimetria

Os aceleradores lineares usam em geral um sistema com duas câmaras de ionização divididas ao meio, conforme figura 9 acima, que possuem duas funções principais: medir a quantidade de radiação fornecida pelo acelerador e controle da simetria do feixe.

Para contagem da dose somamos os sinais das duas metades da camera 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.

3.1. Principais Áreas de um Acelerador Linear (Fig.10)

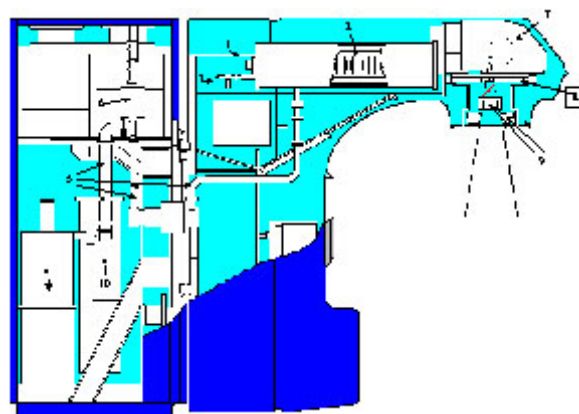


Fig. 10

(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 rádio-freqüência**- Neste exemplo podemos ver uma klystron, porém poderíamos usar uma magnetron, dependendo da energia desejada.

(5) **Guia de onda**- Estrutura usada para transportar a rádio-freqüência até o tubo acelerador.

(6) **Circulador e carga de água**- Componentes responsáveis pela absorção da onda de rádio-freqüência 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.

3.2. 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, provocando neles 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.

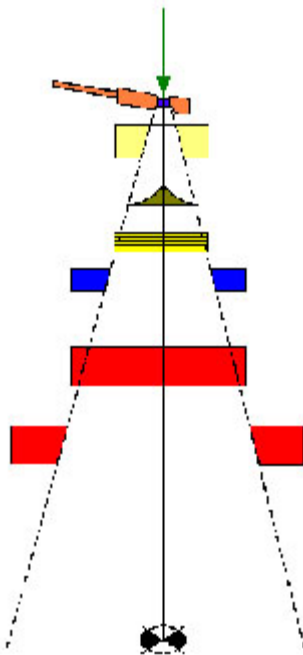


Fig. 11: Desenho esquemático de um acelerador para fotons

3.3. 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 11, 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.

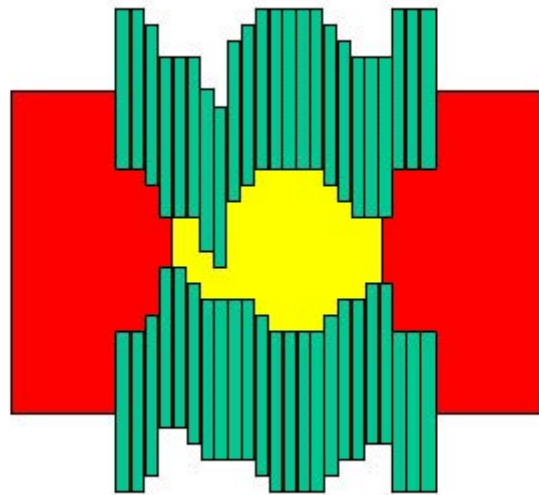


Fig. 12: MLC

3.4. 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.

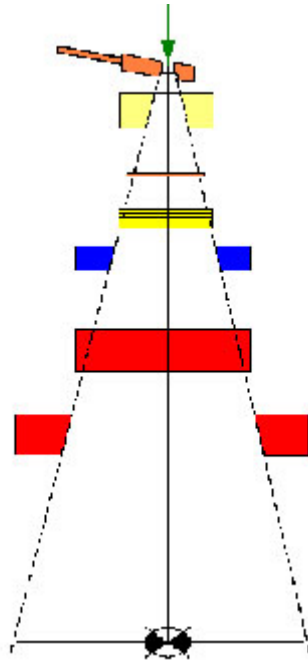


Fig. 13: Desenho esquemático de um acelerador para elétrons

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.

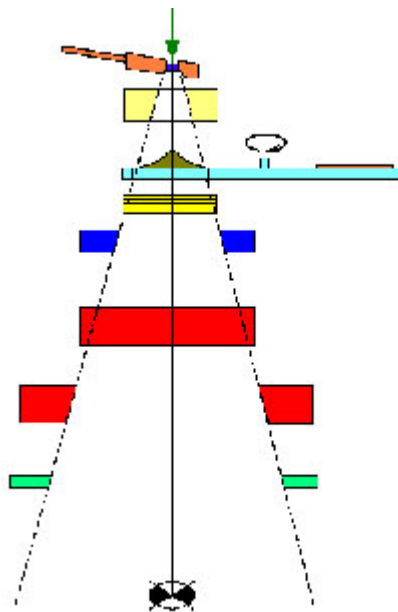


Fig. 14: Acelerador para produção de fótons e elétrons

Curvas de Isodose

As curvas de isodose constituem uma poderosa ferramenta de trabalho em radioterapia. Elas representam um conjunto de pontos de algum plano num determinado meio (água, acrílico, músculo, etc) que têm o mesmo valor de dose absorvida para um determinado feixe de tratamento.

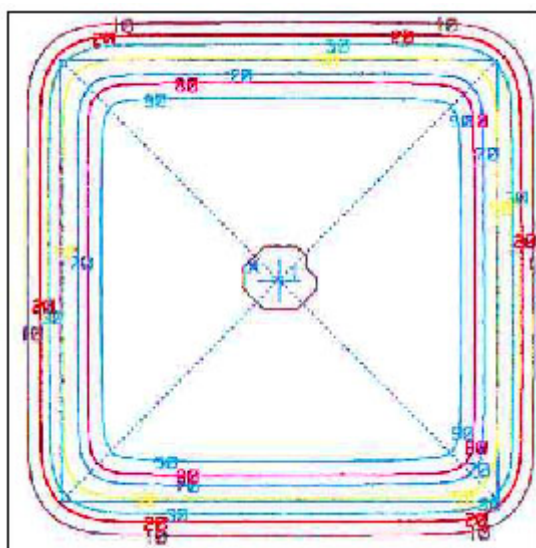
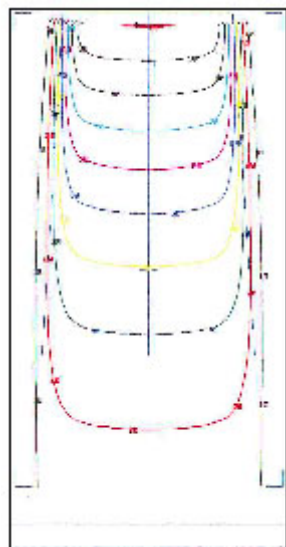


Fig 1 – Curvas de isodose em um plano paralelo e em um plano perpendicular ao feixe

1. Medição

Tradicionalmente as curvas de isodose são determinadas num fantoma dito *semi-infinito* (Fig. 2). Ele é constituído por um recipiente (acrílico na maioria das vezes) que comporta um volume de

água da ordem de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$. Neste recipiente está afixado um posicionador que permite movimentar (manualmente ou com o auxílio de um computador) um detetor pelo menos em duas direções (profundidade e numa direção perpendicular). O detetor deve apresentar um sinal com baixo ruído e ser pequeno (tipicamente são usadas câmaras de ionização ou diodos com volumes menores que $0,6 \text{ cm}^3$).



Fig. 2 – Fantoma semi-infinito e detectores de radiação

As medidas das curvas de isodose são responsabilidade do físico médico da instalação. Elas são feitas normalmente num setup de SSD. Após o fantoma ser nivelado e alinhado com o gantry, a sua altura é ajustada até que a superfície da água esteja no isocentro do aparelho de tratamento. O detetor é então alinhado com o campo luminoso e inicia-se um processo de varredura na vertical e horizontal. A quantidade de dados a serem medidos depende se os cálculos serão todos manuais ou se será utilizado algum sistema de planejamento. Como estas medidas

são demoradas e feitas normalmente após a instalação do aparelho de tratamento, recomenda-se um planejamento dos tipos de tratamento que serão realizados para que as medidas adequadas sejam realizadas. Por exemplo, quais filtros serão usados, hemibloqueadores, cones de mama, aplicadores de elétrons, etc. No processo de varredura, a posição do detetor é variada com a profundidade e também horizontalmente para vários tamanhos de campo e com os modificadores de feixe (filtros, cones, etc) que serão usados. Como resultado da varredura temos as curvas de percentual de dose profunda e os perfis de campo, os quais são utilizados para a construção das curvas de isodose.

Outro tipo de detetor bastante utilizado para determinação das isodoses é o filme radiográfico (Fig. 3). Atualmente alguns fabricantes desenvolveram filmes para esta finalidade envelopados, submersíveis e com dose de saturação de acima de 80 cGy.

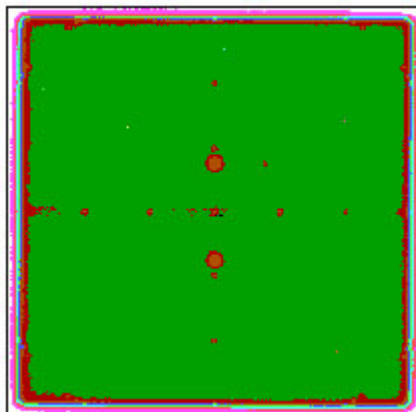
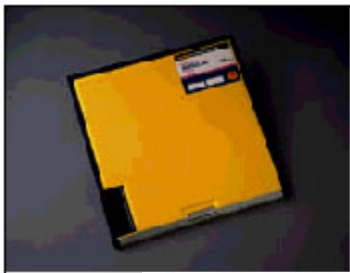


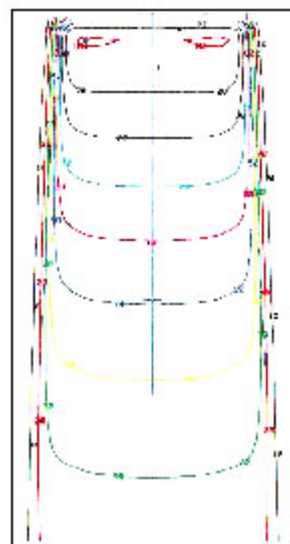
Fig. 3 – Scanner óptico, chassis e isodoses determinadas no filme

2. Aspectos Físicos

Numa curva de isodose podem ser visualizadas inúmeras propriedades físicas do feixe de radiação. Na Fig. 4 observamos cartas de isodoses para diversos tipos de feixes de radiação. Com base nelas, analisaremos alguns parâmetros referentes aos feixes:

Profundidade de Máximo: As cartas de isodose foram elaboradas para um tratamento em SSD e apresentam-se normalizadas na profundidade de máximo, onde consta o valor de 100%. Vemos que esta profundidade de máximo depende da energia, sendo aproximadamente 5 mm para a carta de isodose para um feixe de cobalto, 15 mm para o feixe de fótons de um acelerador linear de 6 MV e 29 mm para um feixe de elétrons de 16 MeV.

Penumbra: Nas cartas de isodoses visualizam-se bem as diferentes penumbras dos feixes. Uma caracterização possível da penumbra é a distância entre as isodoses de 10% e 90%. Na profundidade de máximo, para o feixe de cobalto este valor é de 17 mm, para o feixe de 6 MV este valor é 11 mm e para o feixe de 16 MeV de elétrons este valor é de 15 mm. Estes tamanhos refletem o fato de que o foco de radiação do acelerador linear é bem menor que uma fonte de cobalto e no caso do feixe de elétrons o espalhamento coulombiano destas partículas incrementa a dimensão da penumbra.



a)

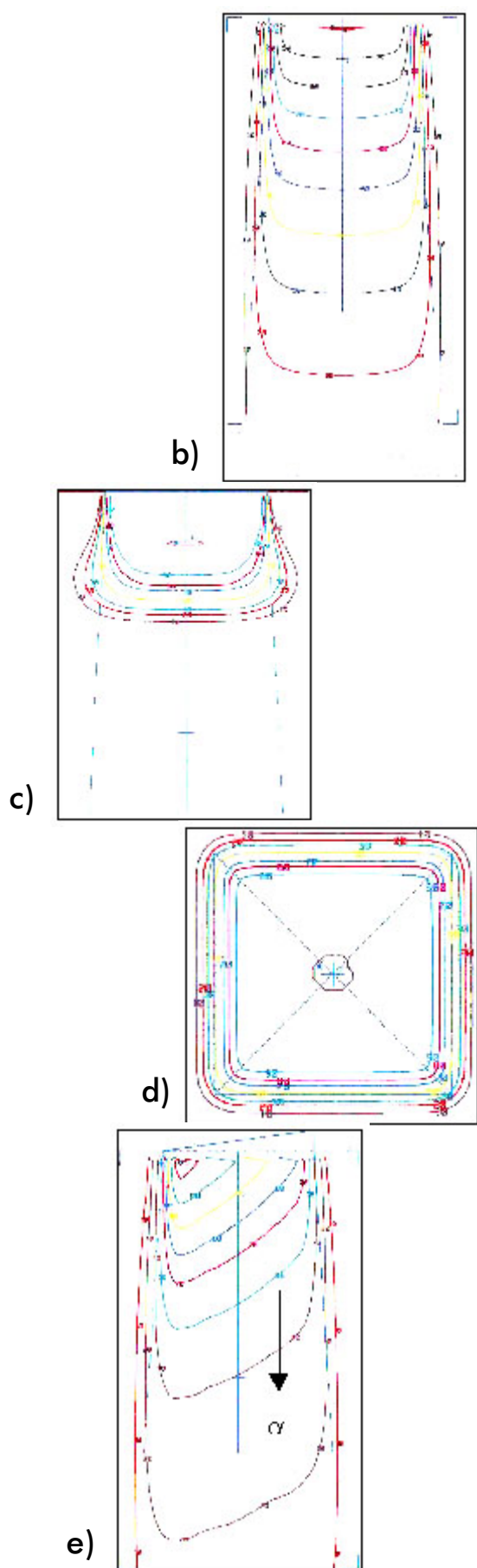


Fig.4 – a) Curvas de isodose no plano paralelo ao feixe aberto de ^{60}Co ; b) Curvas de isodose no plano paralelo ao feixe aberto de fótons de 6MV; c) Curvas

de isodose no plano paralelo ao feixe aberto de elétrons de 16 MeV; d) Curvas de isodose no plano transversal ao feixe aberto de ^{60}Co ; e) Curvas de isodose no plano paralelo ao feixe com filtro de 30° de ^{60}Co .

Qualidade da Radiação: A qualidade da radiação está relacionada com o tipo e energia da partícula do feixe e influencia no seu poder de penetração num determinado meio. Comparando o cobalto e o acelerador linear de 6 MV, vemos que para uma mesma profundidade (maior que a de máximo) o feixe do acelerador é mais “penetrante”, ou seja, apresenta um valor mais alto para isodose. Por exemplo, em 15 cm de profundidade, a isodose para o cobalto é de aproximadamente 39% e do acelerador é de 51%. Vemos também que o feixe de elétrons tem um baixo poder de penetração, pois para uma profundidade de 8,5 cm o valor da isodose está abaixo de 10%, sendo que a profundidade útil de tratamento se estende até 5,8 cm aproximadamente.

Planura e simetria do feixe: A planura de um feixe é caracterizada pela máxima diferença de dose absorvida na região de 80% de feixe útil e a simetria como sendo a máxima diferença de dose entre pontos simétricos na mesma região. Apesar destes parâmetros serem definidos na mesma profundidade, uma simples observação da horizontalidade da região central da isodose nos permite estabelecer se há um grau de assimetria ou de ausência de planura.

Ângulo do filtro: As curvas de isodose para feixe com filtro apresentam-se inclinadas conforme Fig. 4e. O ângulo do filtro atualmente é estabelecido pelo ângulo de inclinação a que a isodose faz com a horizontal numa profundidade de 10 cm. Portanto, um filtro com ângulo nominal de 15°, 30°, 45° ou 60° pode ter na verdade um ângulo diferente estabelecido pela inclinação de sua isodose.

1. Interpretação de um Planejamento Físico com Isodoses

Em tratamentos radioterápicos mais complexos nos quais há uma obliquidade do tecido, vários campos de radiação, feixes com filtro ou possibilidade de uma dose elevada num órgão de risco, muitas vezes se faz necessária a utilização de um planejamento físico com isodoses. Este planejamento físico pode ser manual, mas atualmente se faz cada vez mais uso de um sistema de planejamento computadorizado. A correta interpretação de um

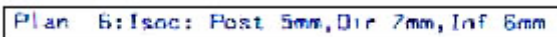
planejamento está intimamente ligada com o conhecimento de toda a equipe das etapas de simulação dos vários tipos de tratamento, das características do sistema de planejamento e das características das máquinas de tratamento.

No apêndice observamos a impressão das isodoses para um tratamento de um tumor de hipófise feitas no sistema de planejamento CadPlan. A apresentação das isodoses varia de um sistema para outro, mas de uma maneira geral, todos apresentam os dados relevantes para um tratamento. Vamos a seguir analisar todos os itens deste planejamento relacionando-os com aspectos da máquina e do tratamento.



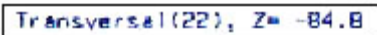
a. Identificação do Paciente

A identificação do paciente constitui um dos itens mais importantes de um planejamento físico. Muitas unidades de radioterapias do Brasil trabalham com um número elevado de pacientes, chegando até ao valor de 500 pacientes/dia e a troca de planejamento não é um fato impossível. Por isso, a identificação deve ser de fácil visualização e apresentar nome, sobrenome e matrícula do paciente. É desejável ainda que a data do planejamento conste no plano. No exemplo ao lado, o nome do paciente é "Aula Técnicos Rinofaringe", a matrícula no sistema de planejamento é 120601-8765 e no prontuário do hospital é 252816 e a data do planejamento é 02 de julho de 2001, às 22 h e 38 minutos.



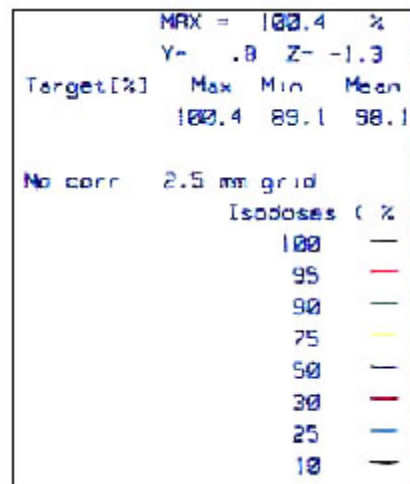
b. Identificação do Plano

Na tentativa de otimizar o plano de tratamento, o físico médico pode realizar vários planejamentos para um mesmo paciente. Cada plano deve ser identificado com um título apropriado de forma que possa ser diferenciado dos outros posteriormente. No exemplo ao lado o plano escolhido foi o plano 6 com o nome Isoc: Post 5mm, Dir 7mm, Inf 6mm, se referindo a uma alteração na posição do isocentro 5 mm para o posterior, 7 mm para a direita e 6 mm para a direção inferior do paciente.



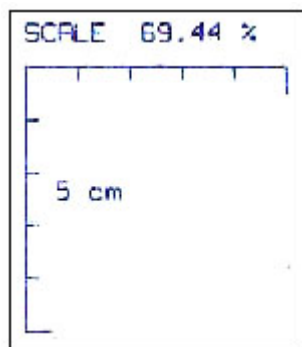
c. Identificação do Corte

Na impressão do planejamento, normalmente a imagem tomográfica com todos os tons de cinza não é impressa e sim apenas os contornos marcados pelo radioterapeuta ou físico médico. Assim a identificação visual do corte fica complicada e o sistema de planejamento deve rotulá-lo de forma que ele possa ser facilmente identificado depois. Geralmente neste rótulo constam o tipo de corte (transversal, sagital ou coronal/frontal), o número do corte (referência de ordem do sistema de planejamento) e a coordenada tomográfica. Neste sistema de planejamento para os cortes transversais temos uma coordenada tomográfica Z, para os cortes sagitais temos uma coordenada X e para os cortes frontais ou coronais temos uma coordenada Y. No exemplo ao lado temos as isodoses feitas num corte transversal cujo número de ordem é 22 e com coordenada Z igual a -84,8 cm.



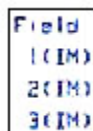
d. Características das Isodoses do Planejamento

A maioria dos sistemas de planejamento, para ajudar na escolha do melhor plano pelo radioterapeuta, imprime informações sobre o ponto de máxima dose e a sua localização; a máxima, a mínima e a dose média no volume-alvo (PTV); o algoritmo de cálculo de dose (com ou sem correção de heterogeneidades); o espaçamento da matriz de cálculo e a legenda de cores das isodoses.



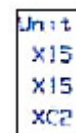
e. Escala do Corte

O planejamento pode ser impresso em diversos tamanhos segundo o critério de arquivamento da instituição. Assim uma escala deve ser plotada para que medidas possam ser feitas diretamente no papel. A escala pode ser mostrada tanto como uma régua devidamente magnificada ou como um fator numérico. Este último pode ser a divisão do tamanho real pelo tamanho no papel ou vice-versa, dependendo do fabricante do sistema. No exemplo temos uma escala com um fator de 69,44% que significa que cada 6,944 mm no papel correspondem a 10 mm na realidade e portanto a régua impressa mostrando 5 cm reais no paciente terá no papel 3,47 cm.



f. Identificação do Campo

Os campos de tratamento são usualmente identificados por números e algumas vezes podem ser nomeados dependendo do sistema de planejamento. Através desta identificação o campo pode ser determinado na figura impressa. Em alguns planejamentos os campos podem estar muito próximos, ou mesmo, superpostos e então a identificação do campo na figura pode ficar imprecisa. Neste caso então deve-se verificar outros parâmetros como ângulo do gantry, uso de filtro, etc. No exemplo ao lado temos 3 campos de tratamento. A primeira letra dentro do parênteses se refere ao tipo de campo: I para campos isocêntricos, F para campos com distância fonte-superfície fixa e A para campos em arco.



g. Código do Feixe de Tratamento

Os feixes de tratamento podem além do nome ter, redundantemente, um código identificador para diferenciação um dos outros. No exemplo ao lado os dois primeiros campos são feitos com o mesmo tipo de feixe (X15) e o último com um outro tipo (XC2).

Gen	Col	Tab
90	90	0
270	90	0
0	90	0

h. Ângulos do Gantry, Colimador e Mesa

Quando o tratamento é fixo, ou seja, nenhum tipo de arco é executado, cada feixe de tratamento pode ter sua localização espacial em relação ao paciente exatamente determinada pelos ângulos do gantry, colimador e mesa. Para um paciente bem localizado e com um bom sistema de fixação, estes ângulos não devem se alterar durante o tratamento a não ser que uma nova programação seja desejada pela equipe clínica. Todo o grupo de radioterapia deve ter conhecimento sobre a capacidade do sistema de planejamento de gerar (ou não) os parâmetros de localização iguais aos da máquina de tratamento. Em algumas máquinas o gantry a zero grau significa irradiar para o teto e a 270° irradiar da esquerda para a direita de um paciente em decúbito dorsal, o que é o contrário da convenção internacional moderna IEC (Fig. 6). Assim antes de utilizar um ângulo listado deve-se ter certeza sobre o que ele corresponde na máquina de tratamento. No exemplo ao lado temos uma máquina com a convenção moderna com o campo 1 com gantry a 90° irradiando a face esquerda de um paciente em decúbito dorsal, o campo 2 com o gantry a 270° e o campo 3 a 0° (irradiando a face do paciente). Os três campos estão com o colimador a 90° e a mesa a 0° (paralela ao laser sagital).

X2	X1	Y2	Y1
5.0		0.0	
5.0		8.0	
5.0		10.0	

i. Tamanho de Campo

Para o tamanho de campo ocorre um fato similar aos ângulos do gantry. Cada fabricante tem a maneira de especificar os colimadores. A convenção IEC estabelece que com o ângulo do colimador a 0°, o colimador X abre o campo na direção transversal da mesa e o Y na direção longitudinal. Se o aparelho apresentar colimadores assimétricos é interessante que o sistema de planejamento especifique os quatro colimadores X1, X2, Y1 e Y2. Se os colimadores do aparelho tiverem nomes diferentes e o físico tiver modificado no sistema de planejamento, esta modificação sai impressa no lugar dos nomes tradicionais. No exemplo ao lado, temos um aparelho que permite um colimador assimétrico, pois aparecem escritos os nomes dos quatro colimadores (X1, X2, Y1 e Y2), mas que está sendo usado no modo simétrico no qual os colimadores X abrem um campo 5 (X1=X2= 2,5 cm) e os colimadores Y abrem um campo 8 (Y1=Y2= 4 cm) nos dois primeiros feixes e um campo 10 (Y1=Y2= 5 cm) no terceiro feixe.

Wedge	-
EW45UD)
EW45UD)
Ø	

j. Filtro

O filtro em cunha é um importante instrumento na otimização de um tratamento em radioterapia. Ele pode ser usado para compensar ausência de tecidos, gradientes de dose, modificar o feixe conforme o formato do tumor, etc. Os filtros possuem espessuras consideráveis e o seu uso acarreta um grande aumento no tempo de tratamento, por isso o técnico deve usá-los com bastante atenção, verificando cuidadosamente qual filtro foi colocado na máquina e em qual direção ele foi posicionado. O sistema de planejamento informa sempre que filtro está sendo usado em cada campo e o seu posicionamento, caso o aparelho tenha esta opção e o físico a tenha programado no sistema. Usualmente o filtro possui até quatro posições de entrada, normalmente designadas por right (R), left (L), up (U) e down (D). Elas correspondem às direções de um paciente em decúbito dorsal que a parte fina da cunha aponta quando o gantry e a mesa estão com todos os seus ângulos zerados. Assim, no plano impresso o sistema

registra o filtro utilizado (designado pelo seu ângulo) e a sua posição de entrada (com a possibilidade de um nome alternativo que o físico tenha dado). A direção do filtro em relação ao paciente também pode ser visualizada no desenho que o sistema de planejamento faz, com a ressalva de que o desenho leva em consideração a posição de entrada do filtro e os ângulos do gantry, colimador e mesa. Alguns sistemas de planejamento suportam a simulação dos novos tipos de filtro introduzidos nos últimos anos, como por exemplo o filtro dinâmico, o filtro dinâmico por varredura e o filtro motorizado. Cada um deles deve ter um código especial que evite uma possível troca. No CadPlan, os códigos são os seguintes: para o filtro em cunha físico é impresso apenas o ângulo do filtro, para o filtro dinâmico é impresso a sigla DW seguida do ângulo, para o filtro dinâmico por varredura é impresso a sigla EW seguida do ângulo e para o filtro motorizado é impresso MW seguido do ângulo. No exemplo ao lado, temos os campos 1 e 2 utilizando um filtro dinâmico por varredura de 45 graus nas direções down e up respectivamente e o campo 3 sem filtro.

Weight
.3000
.3000
.4000

k. Peso do Campo

O peso do campo é resultado do planejamento físico e reflete a maior ou menor contribuição daquele campo para o tratamento. Para facilitar os cálculos colocam-se usualmente os pesos com a soma resultando num número inteiro. No exemplo ao lado do tratamento isocêntrico analisado, os campos 1 e 2 possuem peso 0,3 e o campo 3 possui peso 0,4, ou seja, os campos 1 e 2 contribuem cada um com 30% da dose no isocentro e o campo 3 com 40%.

X	Y	Z
-1.7	-1.5	-34.8
-1.7	-1.5	-34.8
-1.7	-1.5	-34.8

l. Coordenadas do Isocentro

Um sistema de planejamento necessita de um sistema de coordenadas para referenciar as distâncias envolvidas nos diversos casos. A maioria dos sistemas de planejamento usa 3 eixos coordenados X, Y e Z "fixos" ao paciente, ou seja, cada estrutura do paciente tem uma posição fixa em relação a uma origem e o que se movimenta é o feixe de radiação da máquina de tratamento. Isto é o contrário do que acontece na vida real,

quando a máquina é que possui um isocentro fixo no espaço e o paciente é que é movimentado com a mesa em relação a este isocentro. Esta diferença é uma questão de ponto de vista e não acarreta nenhuma diferença entre a dose calculada e a dose recebida pelo paciente. Todavia, as coordenadas do isocentro que o sistema imprime precisam ser bem interpretadas. Quando um paciente é programado em um tomógrafo, 3 marcadores rádio-opacos (bib) são colocados na sua máscara ou pele alinhados com o laser. O ponto de intersecção da linha que une os marcadores laterais com a linha vertical que passa pelo marcador sagital é escolhido como origem do sistema de coordenadas ($X=0$, $Y=0$, $Z=Z$ do corte dos bibs). Assim, quando o físico simula no computador um feixe de tratamento, ele deve posicionar o isocentro deste feixe virtual em algum ponto do paciente. Ao fazer isto automaticamente o computador associa coordenadas X, Y e Z ao isocentro sempre tendo como referência a origem marcada pelos bibs. Portanto, num tratamento isocêntrico, se as coordenadas X e Y do isocentro forem diferentes de zero ou a Z diferente da coordenada Z do bib, então o isocentro de tratamento não coincidirá com o isocentro marcado no tomógrafo. Quando isto acontece, estes valores de X, Y e Z devem ser usados para marcar o isocentro correto de tratamento podendo-se ainda usar como auxílio de localização uma radiografia digital feita pelo sistema de planejamento. Para um tratamento em SSD, os feixes terão coordenadas dos isocentros diferentes entre si e algumas diferentes de zero, refletindo o fato que neste modo de tratamento o isocentro de cada campo é colocado num ponto diferente da pele do paciente. Num campo lateral em SSD, uma coordenada Y diferente de zero indica que o centro de tratamento será localizado subindo ou descendo a mesa em relação à marca do bib. Num campo anterior ou posterior, uma coordenada X diferente de zero indica que o campo será localizado movendo-se o paciente para esquerda ou direita em relação ao bib. No exemplo mostrado, as coordenadas do isocentro para os três feixes se encontram deslocadas em relação aos marcadores do tomógrafo. A coordenada X no valor de -0,7 cm indica que o isocentro está deslocado 7 mm na direção do lado direito do paciente. A coordenada Y no valor de -0,5 cm indica que o isocentro está deslocado na direção posterior de 5 mm. A coordenada Z = -84,8 cm deve ser comparada com a coordenada Z da imagem na qual aparece o bib. Observando-se as tomografias no computador identificou-se a imagem com $Z = -84,2$ cm (Fig. 5) como sendo o corte com os bibs, logo o isocentro está deslocado na direção caudal de 6 mm.

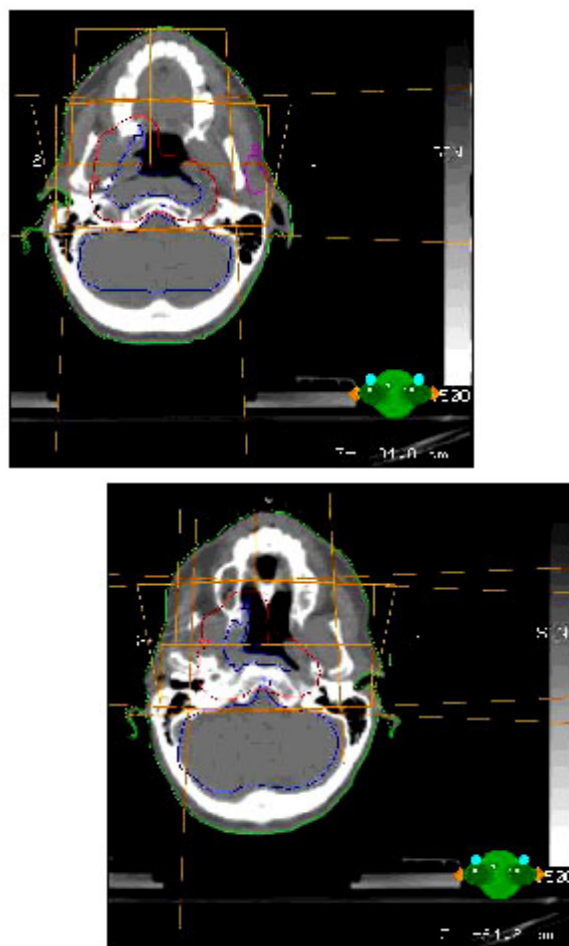


Fig. 5 - Imagem do corte do isocentro e do corte do "bib"

SSD
82.8
84.1
81.6

m. Distância Fonte-Superfície

A distância fonte-superfície constitui um dos principais parâmetros de localização. Numa programação isocêntrica, o sistema de planejamento calcula a distância fonte-superfície subtraindo a profundidade do isocentro no corte tomográfico da distância fonte-isocentro do equipamento em questão. A profundidade do isocentro depende de como o físico marcou a pele na imagem, sendo que alguns complicadores podem atrapalhar o cálculo do computador como a rugosidade da máscara, irregularidades da pele, cavidades, etc. Portanto a SSD fornecida pelo sistema de planejamento pode variar ligeiramente da que será verificada no tratamento principalmente em regiões complicadas como as listadas acima ou em pontos nos quais há folga na máscara. De qualquer forma, qualquer dúvida pode ser sempre esclarecida com um check-film e deve-se ficar sempre bastante atento às variações de contorno no transcorrer do tratamento. No

exemplo mostrado as distâncias fonte-superfície para os campos 1, 2 e 3 são respectivamente 92.8, 94.1 e 91.6 cm. Como os indicadores ópticos dos aparelhos de tratamento costumam ter precisão de 0.5 cm, o técnico pode arredondar estes valores de SSD para localização no aparelho, o que forneceria então as distâncias fonte-superfície de 93, 94 e 91.5 cm para os campos 1, 2 e 3 respectivamente.

MU
80
77
105

n. Unidade de Monitoração ou Tempo de Tratamento

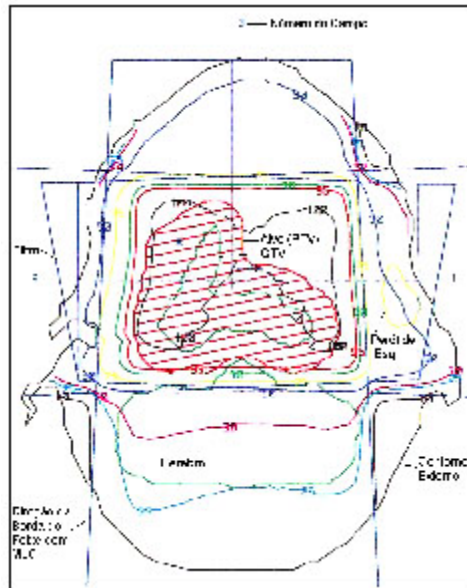
Os sistemas de planejamento atuais, além da capacidade de determinar as isodoses, podem calcular também os tempos de tratamento dos aparelhos de cobalto ou unidade de monitoração (MU) dos aceleradores lineares. É responsabilidade do físico médico autorizar ou não o tratamento com estes valores calculados pelo computador. Em algumas situações estes valores são exatos mas em outras eles podem necessitar que o físico corrija um ou outro parâmetro. Portanto o tempo de tratamento ou as MU que serão usadas para o tratamento dos pacientes devem sempre constar na ficha de tratamento também e assinada pelo físico responsável pelo cálculo. As recomendações internacionais pedem que o cálculo seja revisto até a segunda ou terceira aplicação nos tratamentos mais longos. No exemplo ao lado temos que as unidades de monitoração para os campos 1, 2 e 3 calculadas pelo sistema de planejamento são respectivamente 80, 77 e 105 UM. Observe que os campos 1 e 2 apesar de terem o mesmo tamanho de campo, usarem o mesmo filtro e terem o mesmo peso apresentaram MU diferentes pois possuem diferentes distâncias fonte-superfície.

Name
CL2300_15MV
CL2300_15MV
CL2300_6MV

o. Nome de Feixe de Tratamento

O sistema de planejamento lista o código do feixe e também um nome que pode ser personalizado. Observe que como uma mesma máquina pode ter vários feixes é sugerido que o seu nome venha acompanhado pela energia do feixe. No exemplo ao lado temos os campos 1 e

2 tratados com o feixe de fótons de 15 MV do Clinac 2300 C/D e o campo 3 tratado com o feixe de 6 MV da mesma máquina.



p. Imagem com os Campos e as Isodoses

A imagem apresentada na impressão normalmente possui apenas os contornos, as isodoses e linhas que simulam a divergência do feixe. Deve ser demonstrado para toda a equipe o significado das linhas para que não haja confusão entre o que é uma isodose ou o que é o contorno de uma estrutura. No exemplo apresentado temos a seguinte convenção para os contornos: contorno externo - linha preta, volume alvo (PTV) - linha vermelha hachurada, outras estruturas - linhas verdes e amarelas não numeradas. Neste caso temos o GTV dentro do PTV delineado pela linha verde, o cérebro também por uma linha verde e a parótida esquerda por uma linha amarela. As isodoses possuem várias cores e aparecem numeradas, os campos são mostrados por linhas azuis representando o eixo central e os limites de campo. Os filtros também são mostrados indicando a direção de sua parte fina. Observa-se também uma cruz azul no interior do PTV representando a projeção do isocentro marcado pelos bibs naquele corte. Vemos que este ponto não coincide com a intersecção dos três feixes onde temos o isocentro de tratamento. Anexado ao corte transversal temos também um corte sagital pela linha média e um corte coronal em Y = -1,5 cm. No corte sagital visualiza-se também o contorno externo, o PTV, o GTV e o cérebro como no transversal e além deles temos a medula (verde) e o quiasma óptico (amarelo). No corte coronal temos o contorno externo, o PTV, o GTV, o cérebro, o quiasma óptico e as duas glândulas parótidas. Este paciente também está sendo tratado com o

colimador multi-folhas (MLC), que não é mostrado no corte. Sua presença no entanto pode ser confirmada na folha de parâmetros em anexo, onde temos listados a fração de dose diária, a isodose escolhida para o tratamento, o tipo de filtro e sua direção, a presença do MLC, ausência de blocos de proteção entre outras informações.

Por último vale ressaltar que o tratamento só deve ser executado após a autorização por escrito do radioterapeuta e do físico responsáveis pelo planejamento, o que não deve inibir uma análise crítica do plano pelo técnico no sentido de eliminar dúvidas, otimizar o tratamento e minimizar os erros.

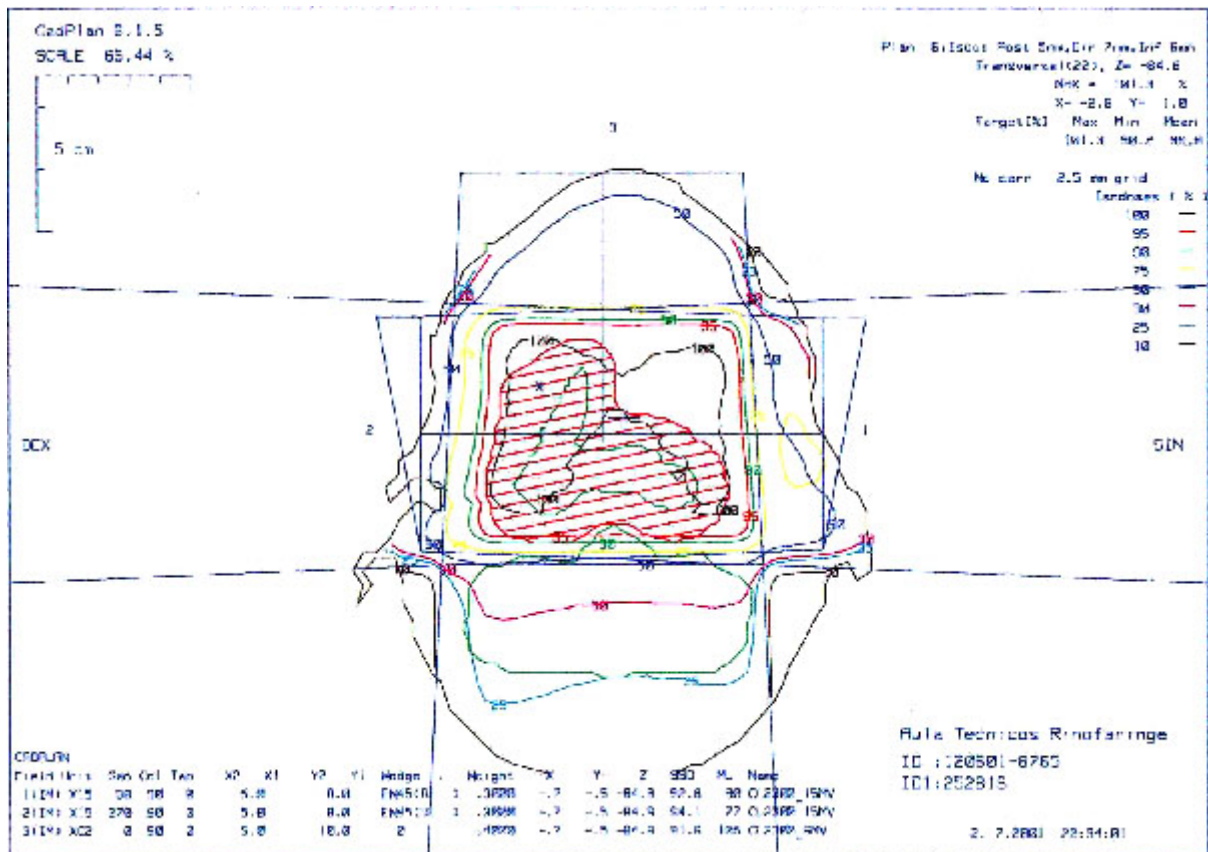
Apêndice

Impressão de um Plano de Tratamento para um Tumor de Rinofaringe

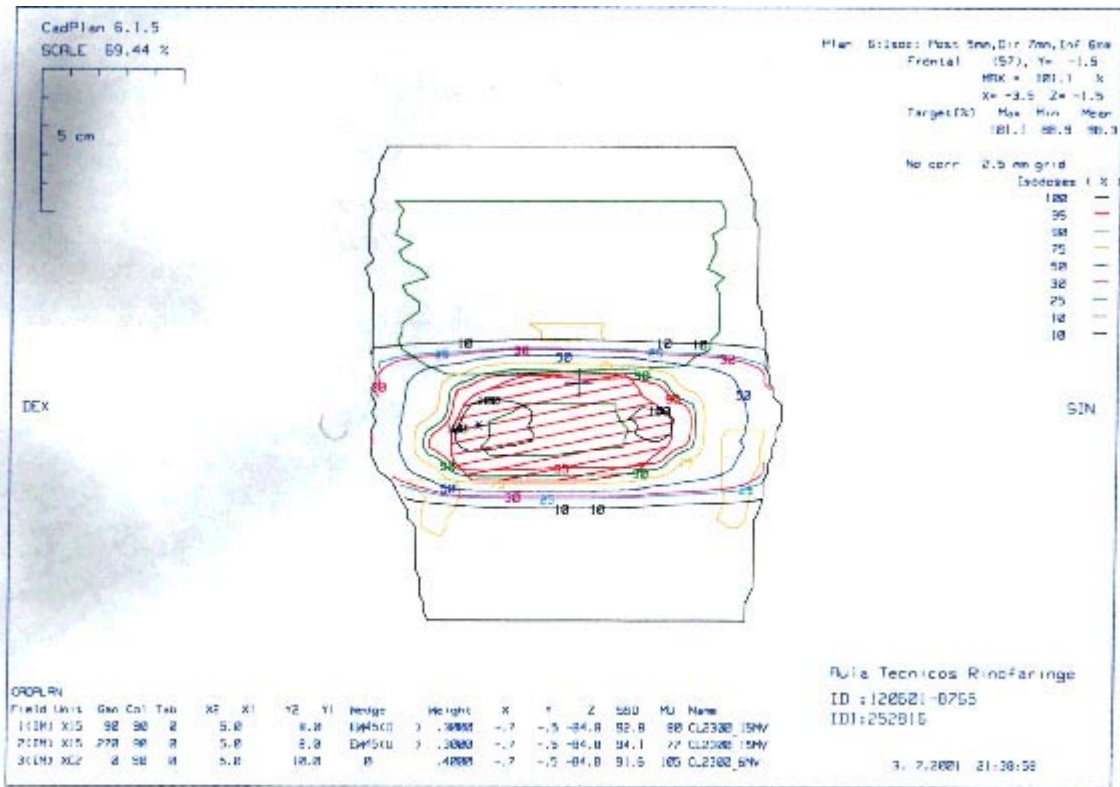
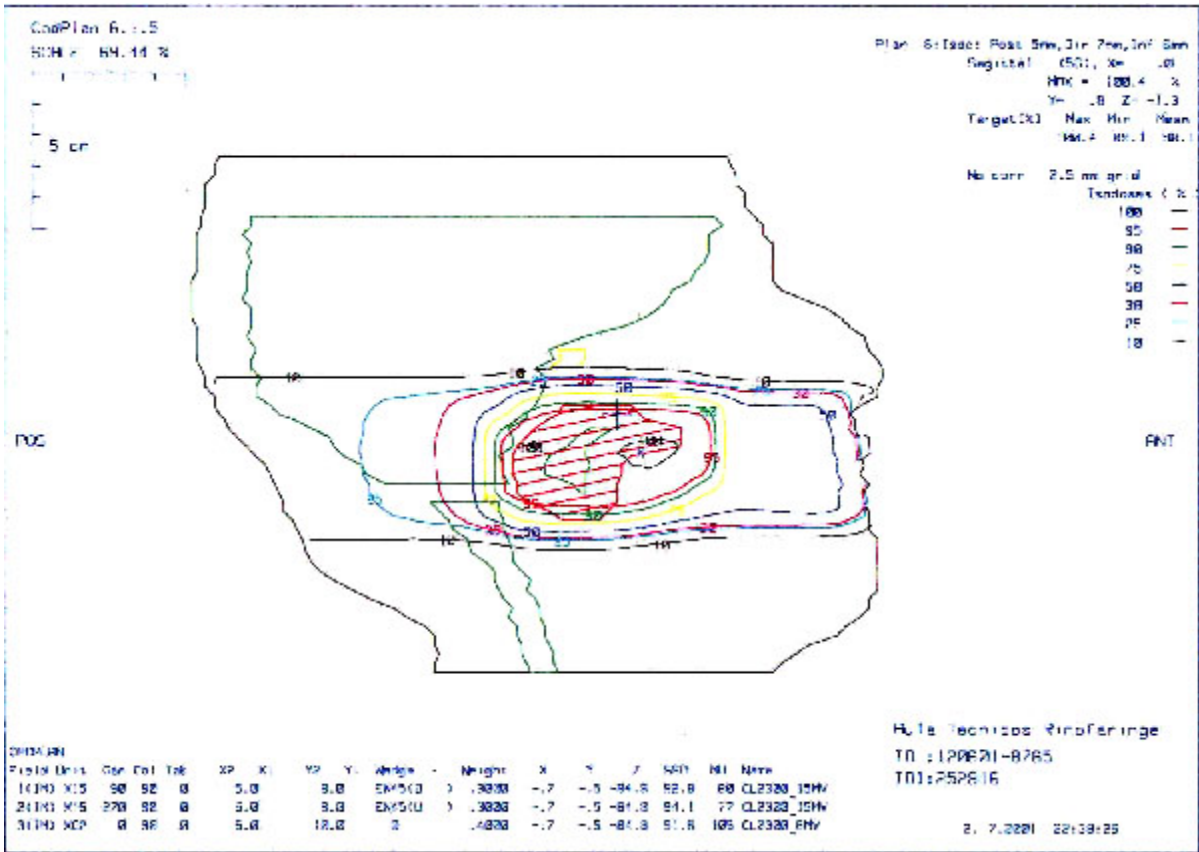
• Cortes:

- Transversal pelo isocentro
- Sagital pela linha média
- Coronal pelas Glândulas Parótidas

• Folha de Parâmetros



Curvas de Isodose



Page 1

Patient Name : AULA TEUCINO RINOFARINGE
 Patient ID : 120601-8765
 Patient ID1 : 252876

Comment :
 Date : 2. 7.2001 22:42:05

Plan : Isodose 5x5 5mm, Div 4mm, Div 5mm
 Fraction dose : 200 cGy
 Treatment : 95.0 %

Field : 1 Lat Esquerda

Treatment unit : CL2300 15MV
 Field size (symm) :
 FX * FY : 5.0 * 8.0 cm
 Equivalent field size : 5.3 cm
 Gantry rotation : 90.0 deg
 Collimator rotation : 90.0 deg
 Table rotation : 0.0 deg
 Weight factor : 13000
 Dynamic wedge BW: angle : 45
 Wedge direction : GT (D)
 Multileaf collimator : yes
 No blocks
 No compensators
 Isocentric field
 TPR at Dmax (c.a.) : 1.000
 TPR at isocenter (c.a.) : 0.807
 SAD : 100.0 cm
 Axis dose : 100.0 %
 SSD on field axis : 92.0 cm
 Reference dose : 12 cGy
 Monitor Units : 99 MU

Page 2

Patient Name : AULA TEUCINO RINOFARINGE
 Patient ID : 120601-8765
 Patient ID1 : 252876

Comment :
 Date : 2. 7.2001 22:42:05

Field : 3 Anterior

Treatment unit : CL2300 15MV
 Field size (symm) :
 FX * FY : 5.0 * 10.0 cm
 Equivalent field size : 5.4 cm
 Gantry rotation : 0.0 deg
 Collimator rotation : 90.0 deg
 Table rotation : 0.0 deg
 Weight factor : 14000
 No wedge
 Multileaf collimator : yes
 No blocks
 No compensators
 Isocentric field
 TPR at Dmax (c.a.) : 1.000
 TPR at isocenter (c.a.) : 0.807
 SAD : 100.0 cm
 Axis dose : 83.3 %
 SSD on field axis : 91.5 cm
 Reference dose : 120 cGy
 Monitor Units : 105 MU

Page 2

Patient Name : AULA TEUCINO RINOFARINGE
 Patient ID : 120601-8765
 Patient ID1 : 252876

Comment :
 Date : 2. 7.2001 22:42:05

Field : 2 Lat Direto

Treatment unit : CL2300 15MV
 Field size (symm) :
 FX * FY : 5.0 * 8.0 cm
 Equivalent field size : 5.1 cm
 Gantry rotation : 270.0 deg
 Collimator rotation : 90.0 deg
 Table rotation : 0.0 deg
 Weight factor : 13000
 Dynamic wedge BW: angle : 45
 Wedge direction : IN (U)
 Multileaf collimator : yes
 No blocks
 No compensators
 Isocentric field
 TPR at Dmax (c.a.) : 1.000
 TPR at isocenter (c.a.) : 0.981
 SAD : 100.0 cm
 Axis dose : 101.2 %
 SSD on field axis : 94.0 cm
 Reference dose : 64 cGy
 Monitor Units : 77 MU

AUTORES DO DOCUMENTO

- Afranio Akreman Macedo - Físico / HCI / INCA
- André Cavalcante Gentil - Médico / HCI / INCA
- Angela Coe - Enfermeira / HCI / INCA
- Arthur Accioly Rosa - Médico / HCI / INCA
- Delano Valdivino Batista - Físico / HCI / INCA
- Guilherme José Pereira Rodrigues - Médico / HCI / INCA
- Laura Marai de Araújo Guedes - Física / HCI / INCA
- Lucia Bardella - Física / HCI / INCA
- Miguel Daniliauskas - Engenheiro Varian
- Miguel Fernando Guizzardi - Médico / HCI / INCA
- Paulo Abrahão - Físico / HCI / INCA
- Pedro Paulo Pereira - Físico / HCI / INCA
- Rafael Daher Carvalho - Médico / HCI / INCA

APOIO / INCA

- **Radioterapia - HC1**
 - Arthur Accioly Rosa - Médico
 - Zulma Casquilha - Técnica
- **PQRT**
 - Tatiana Ribeiro – Secretária
- **CEDC**
 - Cecilia Pachá – Programadora Visual

