

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.

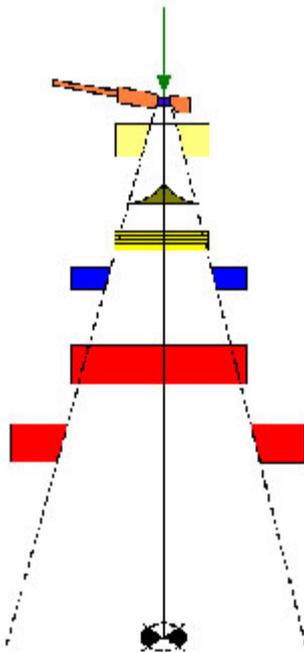


Fig. 11: Desenho esquemático de um acelerador para fotons

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 através 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.

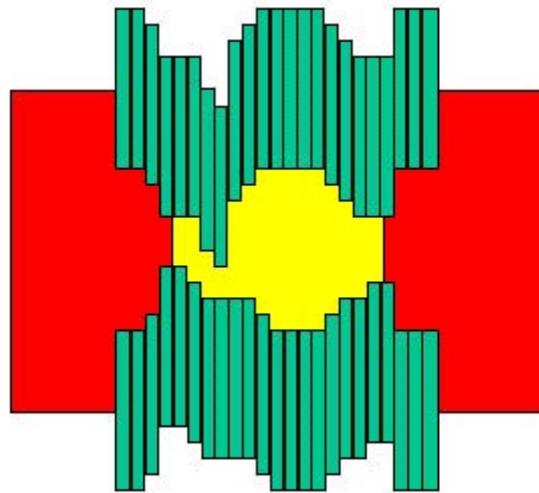


Fig. 12: MLC

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.

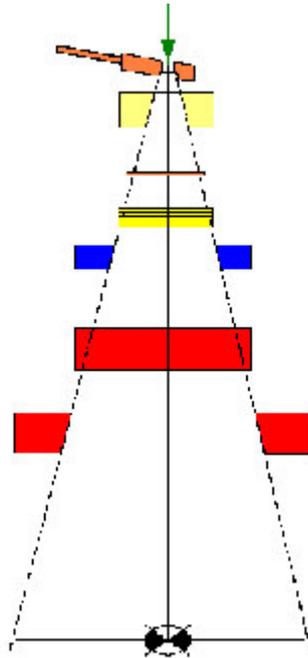


Fig. 13: Desenho esquemático de um acelerador para elétrons

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.

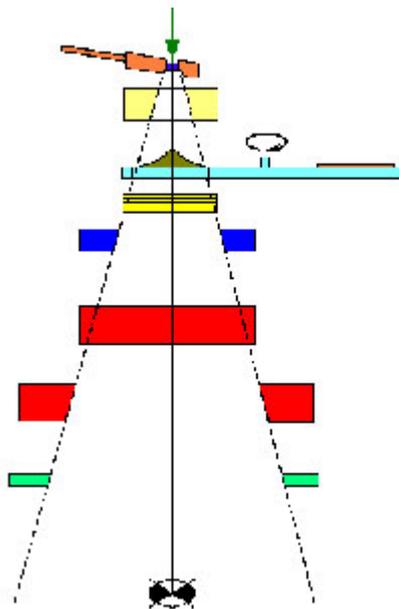


Fig. 14: Acelerador para produção de fótons e elétrons

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.

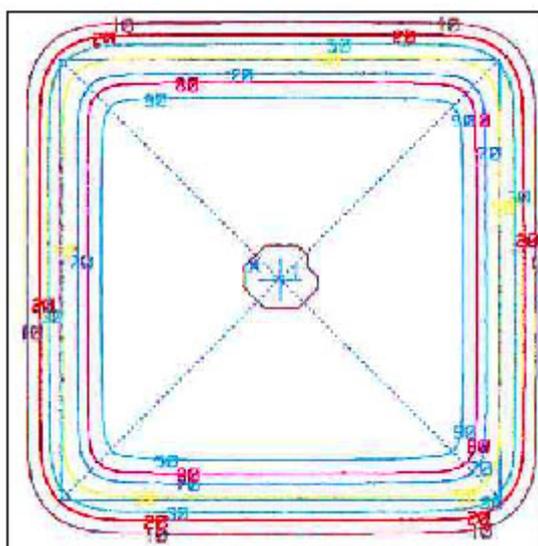
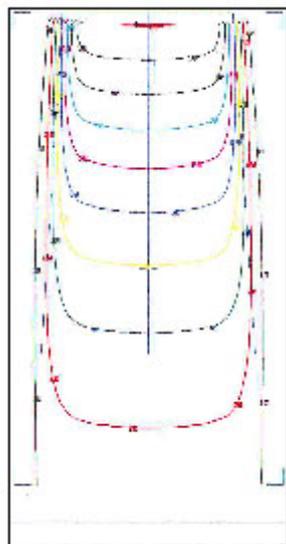


Fig 1 – Curvas de isodose em um plano paralelo e em um plano perpendicular ao feixe

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 $0,6 \text{ cm}^3$).

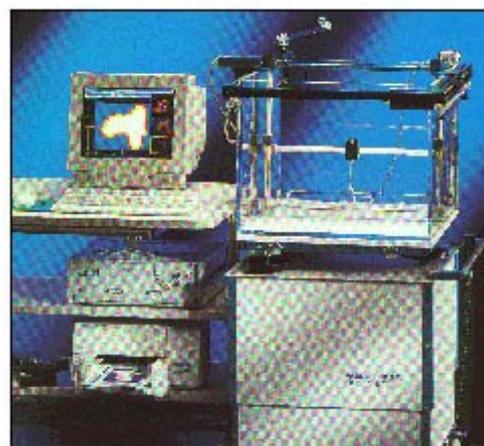


Fig. 2 – Fantoma semi-infinito e detectores de radiação

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.

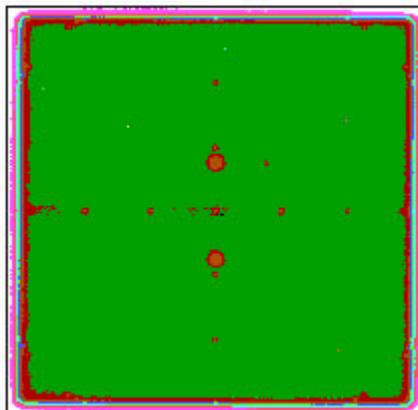
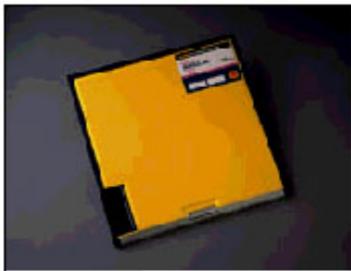


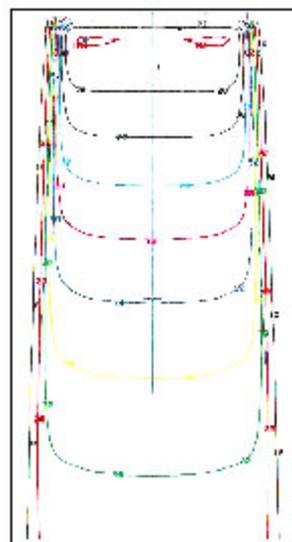
Fig. 3 – Scanner óptico, chassis e isodoses determinadas no filme

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)

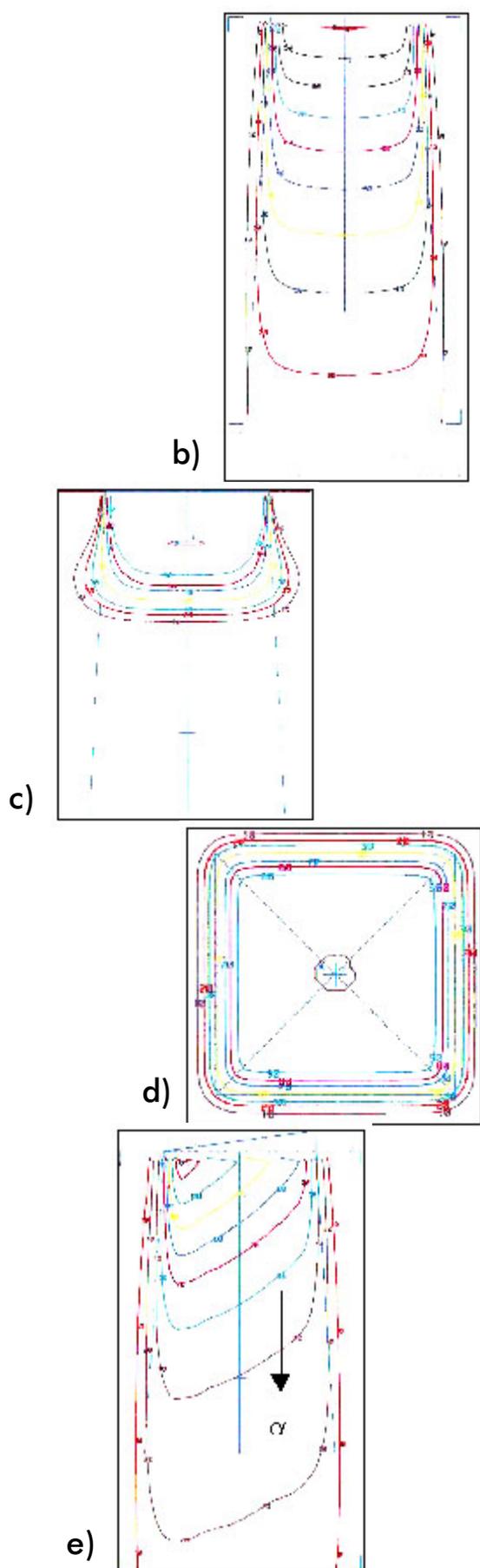


Fig.4 – a) Curvas de isodose no plano paralelo ao feixe aberto de ^{60}Co ; b) Curvas de isodose no plano paralelo ao feixe aberto de fótons de 6MV; c) Curvas

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.



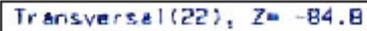
a. Identificação do Paciente

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.



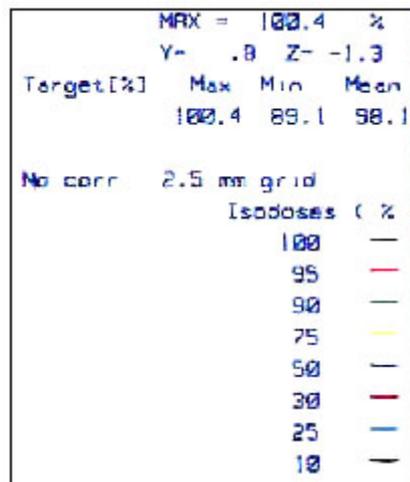
b. Identificação do Plano

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.



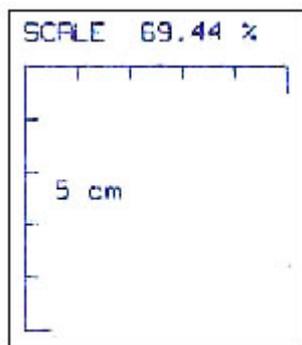
c. Identificação do Corte

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.



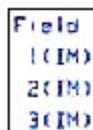
d. Características das Isodoses do Planejamento

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.



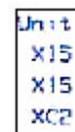
e. Escala do Corte

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.

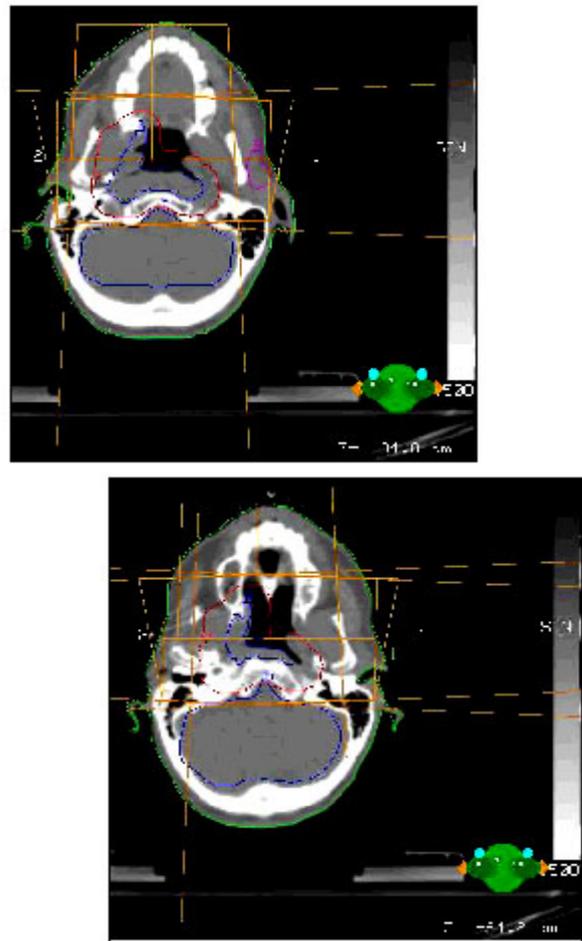


Fig. 5 - Imagem do corte do isocentro e do corte do "bib"

| 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

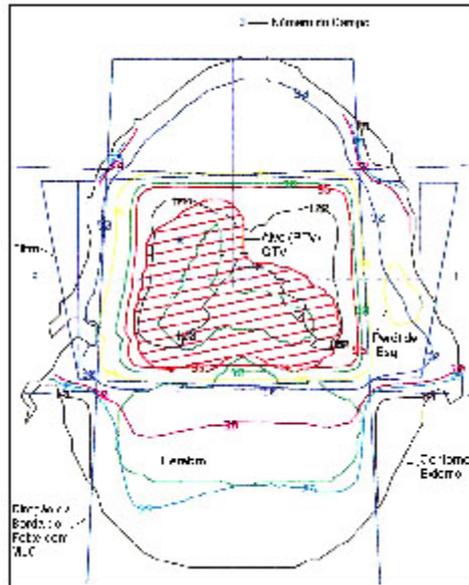
Os sistemas de planejamento atuais, além da capacidade de determinar as isodoses, podem calcular também os tempos de tratamento dos aparelhos de cobalto ou unidade de monitoração (MU) dos aceleradores lineares. É responsabilidade do físico médico autorizar ou não o tratamento com estes valores calculados 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.

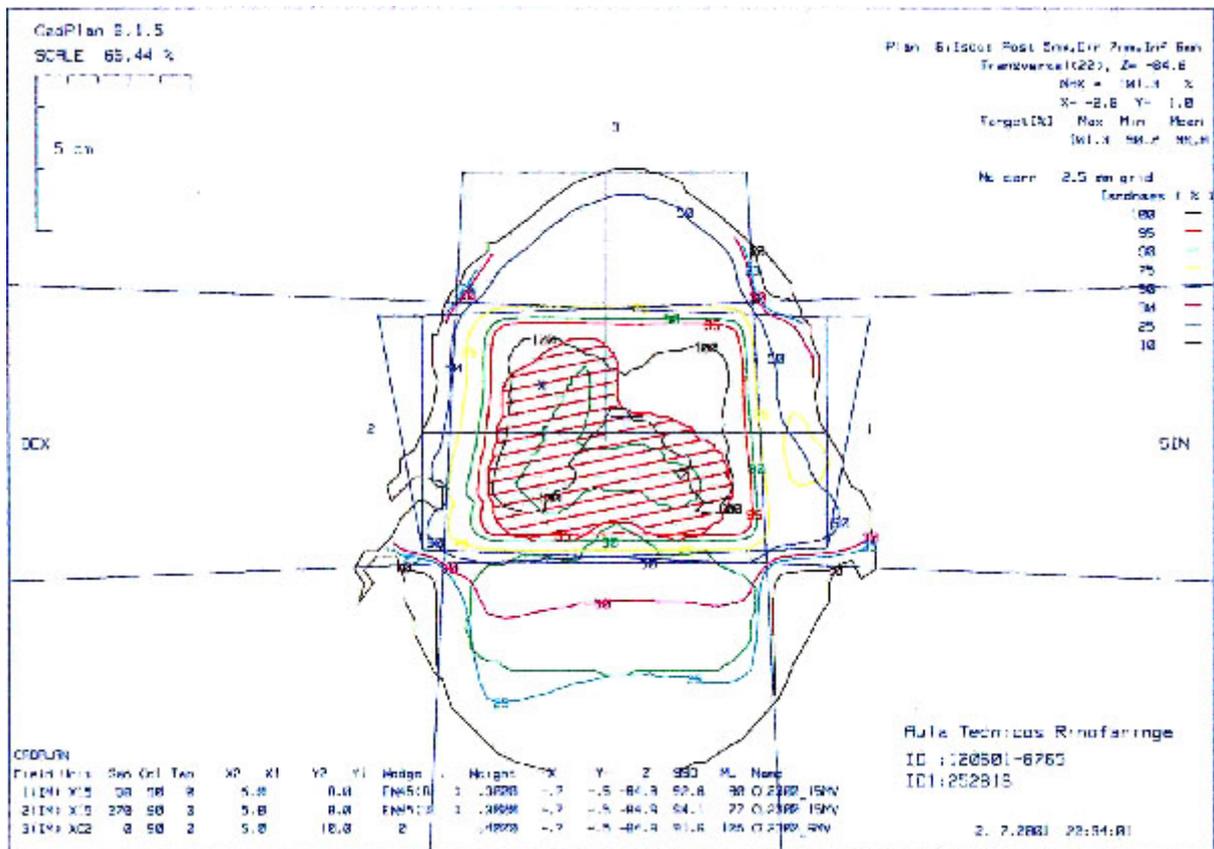
Apêndice

Impressão de um Plano de Tratamento para um Tumor de Rinofaringe

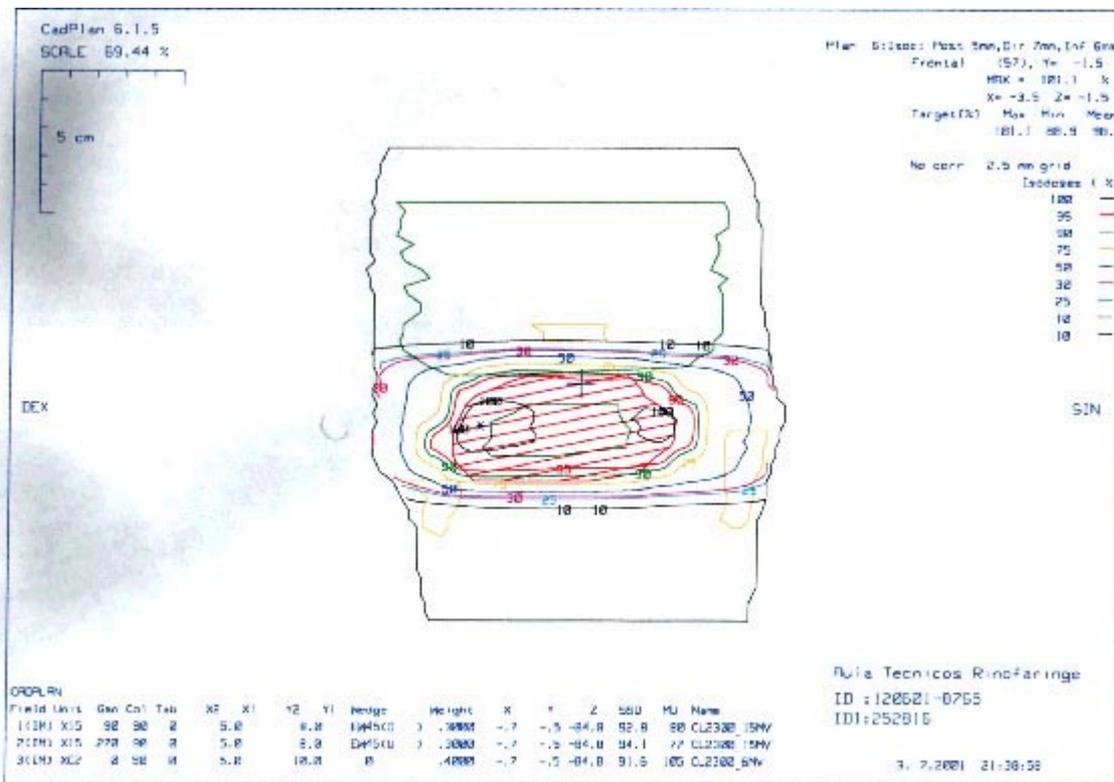
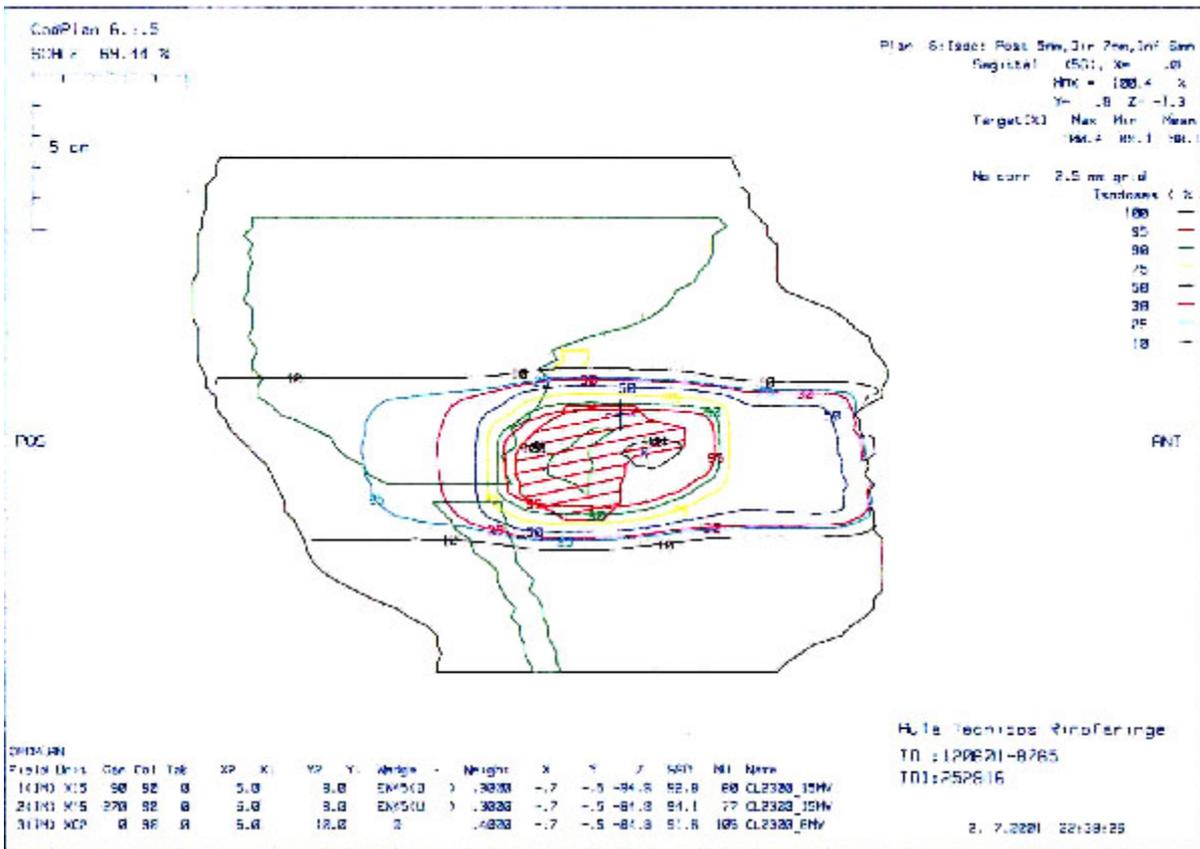
• Cortes:

- 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 : 21. 7.2001 22:42:05

Plan : Isod: 0x01 Smm,Dir: 0x01,Dir: 0x01 Smm
 Fraction dose : 200 cGy
 Treatment : 0x01

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 : 0 (0)
 Multileaf collimator : yes
 No blocks
 No compensators
 Isocentric field
 TPR at Dmax (c.a.) : 1.000
 TPR at isocenter (c.a.) : 0.987
 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 : 21. 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.) : 0.907
 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 : 21. 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 (0)
 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

