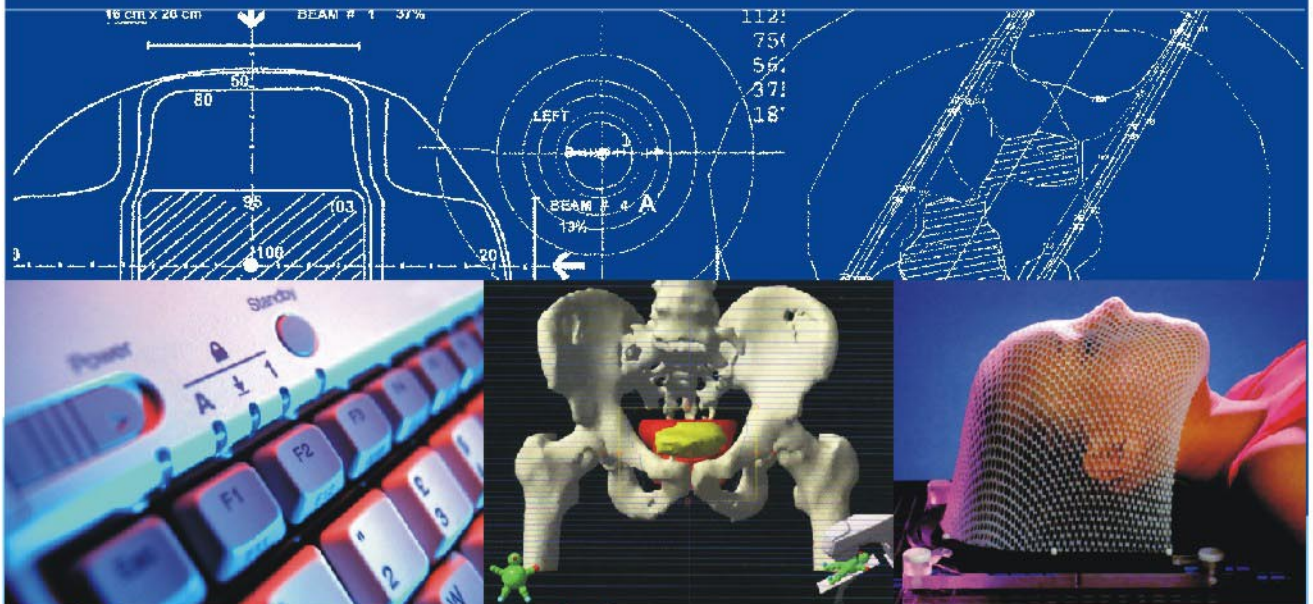


Ministério da Saúde
Instituto Nacional de Câncer

Programa de Qualidade em Radioterapia



Manual para Técnicos em Radioterapia

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

Carlos Eduardo de Almeida

EDITORES

Adelino J. Pereira - *H. A. C. Camargo*

AUTORES

Adelino J. Pereira - *H. A. C. Camargo*

Miguel Daniliauskas - *Varian*

Regina Maria Godoy Lopes - *Hospital das Clínicas - USP*

Gisele Pereira Haddad - *H. A. C. Camargo*

José Carlos da Cruz - *H. A. Einstein*

Homero Lavieri Martins - *Fundação Dr. Amaral Carvalho*

REVISORES

Antônio de Freitas Peregrino - *Universidade do Estado do Rio de Janeiro*

Geraldo Magela - *Instituto Nacional de Câncer*

Carlos E. de Almeida - *Instituto Nacional de Câncer e Universidade do Estado do Rio de Janeiro.*

PROJETO GRÁFICO

Wilson Domingues de Souza

Ficha Catalográfica

B823 Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer.
 Curso para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2000

43 p.: il. (Programa de Qualidade em Radioterapia)

Bibliografia

ISBN 85-7318-09-5

1.Radioterapia. 2.Dosimetria. 3.Cursos. I.Título. II.Série.

CDD 615.842

TIRAGEM

200 exemplares

©2001, Ministério da Saúde

É permitida a reprodução parcial ou total desta obra, desde que citada a fonte.

Manual para Técnicos em Radioterapia

Apoio:

Colégio Brasileiro de Radiologia - CBR

European Society for Therapeutic Radiology and
Oncology - ESTRO

International Atomic Energy Agency - IAEA

Laboratório de Ciências Radiológicas - LCR/UERJ

Co-patrocínio:



Associação Brasileira de Instituições
Filantrópicas de Combate ao Câncer

Programa de Qualidade em Radioterapia

COMISSÃO EXECUTIVA

Aristides Maltez Filho – Médico

Hospital Aristides Maltez - BA
Associação Brasileira de Instituições
Filantrópicas de Combate ao Câncer

Carlos Eduardo de Almeida – Físico - Coordenador

Instituto Nacional de Câncer
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Heloisa A. Carvalho – Médica

Hospital das Clínicas - USP
Colégio Brasileiro de Radiologia

Luiz Henrique J. Pinto – Médico

Instituto Nacional de Câncer

Miguel A. Gonçalves – Médico

Fundação Pio XII - SP
Colégio Brasileiro de Radiologia

Paulo Eduardo P. S. Novaes – Médico

Hospital A. C. Camargo - SP
Colégio Brasileiro de Radiologia

COMISSÃO CIENTÍFICA

Adelino José Pereira - Físico

Hospital A. C. Camargo - SP

Carlos Manoel M. de Araújo - Médico

Instituto Nacional de Câncer

Eugenio Del Vigna Filho - Físico

Santa Casa de Belo Horizonte - MG

Ivaldo Ferreira - Físico

Estro - European Society of Therapeutic Radiology and Oncology - França

João Luis Fernandes da Silva - Médico

Hospital Sírio Libanês - SP

José Carlos da Cruz - Físico

Hospital Albert Einstein - SP

Marcos Davi L. de Mello - Médico

Santa Casa de Maceió

Miguel A. Mizziara Filho - Médico

Instituto Arnaldo Viera de Carvalho - SP

Miguel F. Guizzardi - Médico

Instituto Nacional de Câncer

Sérgio Lannes Vieira - Médico

Hospital São Vicente de Paulo - RJ

APRESENTAÇÃO

O Técnico em Radioterapia é, sem dúvida nenhuma, um profissional chave na realização e no sucesso da Radioterapia.

Cabe a ele o contato diário com o paciente e a execução, de forma precisa e segura, do plano de tratamento.

Por isto, é importante que tenha o entendimento claro dos aspectos técnicos dos equipamentos e dos modificadores de feixe, muitas vezes específicos para cada paciente.

O Programa de Qualidade em Radioterapia logo no seu segundo módulo, percebeu a necessidade de uniformizar os conhecimentos dos técnicos nos aspectos mais importantes relacionados com sua atividade.

Estamos apresentando um manual dedicado especificamente aos técnicos, inicialmente enfocando os aspectos mais urgentes das atividades diárias.

Estamos certos que este documento, fruto da fase de Uniformização de Procedimentos do PQRT, preencherá uma lacuna existente até este momento no processo de formação de um importante membro da equipe de Radioterapia.

Dr. Jacob Kligerman

INCA/Ministério da Saúde

Dr. Marcos Moraes

ABIFCC

CONTEÚDO

Capítulo 1 - Introdução	9
1. O que é câncer?	9
1.1 Câncer	9
1.2 Fatos sobre o câncer	9
2. O papel do técnico em Radioterapia	10
2.1. Qualificação	10
2.2. Deveres e responsabilidades	10
2.3. O Papel do Dosimetrista em Radioterapia	11
Capítulo 2	13
1. Radioterapia	13
1.1. A descoberta dos Raios X	13
1.2. A descoberta da radioatividade	13
1.3. A descoberta do Radium	13
1.4. Tipos de Aparelhos em Teleterapia	14
1.5. Emprego de Mais de Um Campo de Irradiação	15
1.6. Princípios da Braquiterapia e Tipos de Aplicação	15
1.7. Radioproteção em Braquiterapia	15
1.8. Unidades e Medidas da Radiação	16
Capítulo 3	17
1. Introdução	17
1.1. Processo básico na aceleração dos elétrons	17
2. Modulador	17
3. Sistema de Dosimetria	19
3.1. Principais Áreas de um Acelerador Linear	19
3.2. Acelerador para a Produção de Raios X de Alta Energia	20
3.3. Sistema de dimensionamento do feixe	20
3.4. Acelerador para a Produção de Elétrons	21
Capítulo 4	23
1. Recomendações do ICRU 50	23
1.1. Volumes	23
2. ICRU - 62	25
2.1. Volumes e Margens	25
2.2. PTV	27
2.3. ITV (internal target volume - volume interno do alvo)	27
2.4. Conclusão	27
3. Bibliografia	28

CONTEÚDO

Capítulo 5	29
1. Imobilizadores	29
1.1. Imobilizadores de cabeça e pescoço	29
1.2. Imobilizadores pélvicos	31
1.3. Imobilizadores para mama	32
2. Blocos	33
2.1. escolha do material	33
2.2. o cadinho	33
2.3. o molde	34
2.4. o cortador de isopor	34
2.5. Cortador de isopor disponível no mercado	35
2.6. bandejas individuais	35
2.7. Bolus	35
2.8. Compensadores	35
2.9. Moldes para braquiterapia	35
2.10. Material de apoio	36

CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO

Adelino José Pereira

1. O que é câncer?

1.1. Câncer

Câncer é um grupo de doenças que ocorrem quando as células se tornam anormais, dividindo-se e formando mais células, sem controle ou ordem.

O câncer é resultado de uma série de alterações nos genes que controlam o crescimento e o comportamento celular. A ocorrência e a falta de controle dessas alterações gênicas são objeto de intensas pesquisas médicas em todo o mundo.

Alguns desses genes são hereditários e seus portadores podem ter predisposição ao câncer, enquanto outros tipos de câncer são considerados esporádicos.

Richard D. Klausner NCI, 1998

1.2. Fatos sobre o câncer

(O que você sempre quis saber sobre o câncer e, até agora, ninguém lhe contou.)

a. Câncer é uma palavra derivada do grego “**karkinos**”.

b. Câncer não é uma doença única, mas aproximadamente 200 doenças distintas, cada uma delas com suas próprias causas, história natural e tratamento.

c. O câncer compreende um grupo de doenças que aflige a raça humana e a animal.

d. O câncer é caracterizado por um crescimento autônomo, desordenado e incontrolado de células que ao alcançarem uma certa massa, comprimem, invadem e destroem os tecidos normais vizinhos.

e. Não se conhecem a causa ou causas de 85~90% do câncer.

f. Câncer ambiental é aquele em que o meio ambiente tem papel direto ou indireto em sua causa.

g. Os estudos epidemiológicos indicam que os

fatores ambientais são importantes na causa da maioria dos **cânceres**.

h. 80 a 90% dos cânceres resultam de fatores ambientais (Higginson & Doll).

i. A idade é a determinante mais importante para o risco de **câncer**.

j. Na maioria dos carcinomas (ca epiteliais) as taxas de incidência aumentam constantemente com a idade. Isto se explica pelo efeito cumulativo da exposição a diferentes tipos de carcinógenos.

k. Para alguns tipos de tumores (leucemias e tumor de testículo) a maior incidência ocorre nos primeiros 4 anos de vida e entre os 20-24 anos, respectivamente.

l. Fumar causa câncer.

m. Exposição excessiva ao sol aumenta o risco de **câncer** de pele.

n. O câncer ocorre em qualquer idade, porém é mais frequente em pessoas de idade avançada.

o. A cura do câncer é definida como: ausência de tumor após o tratamento, por um período de vida tão longo como o daquele que não teve **câncer**.

p. O câncer NÃO É uma desgraça social, uma punição divina ou um estigma pessoal.

q. Os oncologistas, com as novas tecnologias e tratamentos, hoje oferecem maior índice de cura, respeitando a dignidade do ser humano, sua qualidade de vida e relacionamento familiar e social.

r. A cura do câncer depende de tratamento multidisciplinar.

s. Os fatores ambientais (macro e micro) são responsáveis por 80% dos tumores malignos e os fatores endógenos e genéticos, responsáveis pelos outros 20%.

t. A América Latina tem alta incidência de tumores associados com a **pobreza** (colo do útero e estômago).

u. Os dados de mortalidade mostram que os tumores malignos ocupam os primeiros lugares em todos os países, e a tendência é de aumentar na faixa etária de 45-65 anos.

v. A faixa de mortalidade por **câncer** é maior entre as mulheres do que nos homens em todos os países, numa faixa etária de 30-64 anos. Isto se explica pela alta incidência em colo de útero e mama.

x. Alguns tipos de **câncer**, se diagnosticados em tempo e tratados corretamente, têm cura.

z. As crianças respondem melhor ao tratamento oncológico.

Extraído do “site” do Hospital do Câncer – AC Camargo

2. O papel do técnico em radioterapia

A Radioterapia exige uma equipe multidisciplinar de profissionais composta de médicos, físico hospitalar e técnico em radioterapia, para que o tratamento das neoplasias malignas seja efetivo e correto.

O técnico em radioterapia deve ter, no mínimo, o 2º. Grau escolar, treinamento específico na especialidade e certificado do Conselho Regional dos Técnicos em Radiologia. É desejável um grau universitário médio, similar a um curso de enfermagem, que se complementa com os ensinamentos dos aspectos físicos e técnicos da radioterapia.

Em termos gerais, ele tem por missão ajudar o radioterapeuta e o físico hospitalar na preparação dos tratamentos e, principalmente, efetuar o tratamento dos pacientes e registrar todos os dados importante relativos a esse tratamento. Também prepara moldes e blindagens para o paciente sob a supervisão do físico hospitalar e participa nas simulações de tratamento.

2.1. Qualificação

- Certificado pelo CRTR
- Treinamento em serviço de radioterapia

2.2. Deveres e Responsabilidades

O técnico em radioterapia, sob a direção do médico radioterapeuta e supervisão do físico hospitalar, tem as seguintes tarefas:

2.2.1. Aplicar apropriadamente, com mínima supervisão, o tratamento prescrito pelo radioterapeuta e planejado pelo físico hospitalar.

Nesta tarefa ele deve:

- Identificar o paciente e a ficha técnica respectiva;
- Verificar e conferir o diagnóstico, a clareza da prescrição e os dados da ficha técnica;
- Explicar ao paciente as formas de comunicação e os procedimentos a serem seguidos em casos de emergência, durante o tratamento;
- Reforçar os conselhos médicos aos pacientes quanto a possíveis reações do tratamento e os cuidados gerais às reações;
- Preparar a sala de tratamento e o equipamento para atender à prescrição e ao planejamento, principalmente quanto a:
 - tamanho de campo
 - distância de tratamento
 - orientação dos feixes de radiação
 - tempo ou dose monitor prescritas
 - uso de dispositivos de imobilização (máscaras, etc.)
 - uso de dispositivos de blindagem (chumbos, blocos, etc.)
 - uso de bandejas aparadoras de blindagem
 - uso de filtros modificadores de feixe, etc.
- Colocar correta e seguramente o paciente na maca de tratamento, dando atenção especial ao posicionamento e à imobilização;
- Manter marcas e tatuagens no paciente de forma visível, clara e inequívoca;
- Localizar corretamente o campo de irradiação na região a ser tratada, usando os dispositivos de localização de feixe e as marcas e tatuagens no paciente;
- Verificar diariamente o tempo de tratamento ou a dose monitor prescritos e colocá-los corretamente no painel de controle;
- Aplicar o tratamento prescrito na ficha técnica;
- Manter comunicação visual e audível com o paciente durante o tratamento;
- Assegurar que o tratamento diário prescrito foi realizado;
- Retirar o paciente da maca e da sala de tratamento após o término do tratamento;
- Registrar diariamente tratamento aplicado na ficha técnica do paciente.

2.2.2. Colaborar na simulação e planejamento. Nestes procedimentos, o técnico deve:

- Entender os diferentes métodos de tratamento e os protocolos clínicos utilizados na instituição;
- Encarregar-se dos aspectos técnicos da localização e simulação do tratamento;
- Calcular e verificar os tempos de irradiação e as unidades monitoras com a supervisão do dosimetrista ou do físico hospitalar;
- Utilizar e colaborar na construção de acessórios de imobilização dos pacientes;
- Colaborar na simulação, planejamento e preparação das fontes em braquiterapia.

2.2.3. Observar reações ou eventos não usuais no paciente. Qualquer fator não usual deve ser comunicado imediatamente ao radioterapeuta responsável, que tomará as providências necessárias.

2.2.4. Seguir as recomendações de segurança e radioproteção para trabalhadores e pacientes.

2.2.5. Checar os dispositivos direcionais de feixe, as blindagens de chumbo, as máscaras, etc. Verificar a consistência dos dispositivos. Reportar à física médica os erros encontrados.

2.2.6. Manter a sala de tratamento e a máquina limpas e em condições operacionais adequadas.

2.2.7. Cooperar com todo o pessoal para o funcionamento correto do serviço.

2.2.8. Manter registros de todas as operações realizadas, principalmente as relacionadas com os tratamentos dos pacientes.

2.2.9. Comparecer aos cursos, seminários, reuniões ou aulas a que forem convocados.

2.2.10. Conhecimentos gerais necessários:

- Conhecimentos gerais de oncologia que lhe permitam ter uma visão global da patologia e do tratamento;
- Conhecimentos sobre as reações psicológicas dos pacientes frente à patologia oncológica e a importância simbólica do técnico em radioterapia;
- Noções de física radiológica;
- Conhecimento sobre os efeitos da radiação e os procedimentos de proteção radiológica;
- Conhecimento sobre mecanismos de funcionamento dos diversos equipamentos em radioterapia e seu correto manuseio;

- Conhecimentos que permitam seguir rigorosamente a prescrição radioterápica, reproduzindo o tratamento diariamente;
- Conhecimento de técnicas de tratamento e acessórios que permitam detectar eventuais enganos no planejamento técnico, contribuindo assim para o controle de qualidade;
- Conhecimentos de anatomia que permitam posicionar o paciente em correta localização de tratamento;
- Conhecimentos básicos de enfermagem que permitam o manuseio seguro do paciente;
- Conhecimento sobre os efeitos colaterais no paciente durante o tratamento;
- Conhecimentos de radiologia que permitam a obtenção de radiografias de planejamento.
- Conhecimentos de simulação e planejamento para encarregar-se dos aspectos técnicos da localização, uso de acessórios e imobilização dos pacientes.

2.3. O Papel do Dosimetrista em Radioterapia

Em alguns países existe um profissional denominado dosimetrista, cujas funções se encontram compreendidas aproximadamente entre as do físico e as do técnico em radioterapia. O título de dosimetrista corresponde a um grau universitário médio. Na maioria dos casos o dosimetrista se ocupa dos aspectos físicos da radioterapia. Com a supervisão do físico, participa e executa atividades de calibração do feixe, controles de qualidade das unidades de tratamento, de planejamento, incluindo sua participação nos procedimentos de localização, simulação e irradiação. Quando o dosimetrista não existe, esta atividade é realizada por um físico em formação ou por técnico com preparação adequada em planejamento de tratamentos, cálculo de dose (com ou sem computador) e calibração dos feixes das unidades de tratamento.

CAPÍTULO 2 - CONCEITO DE RADIOTERAPIA: TELE E BRAQUITERAPIA

Adelino José Pereira

1. Radioterapia

Radioterapia é uma forma de tratamento que usa radiações ionizantes. Radiações ionizantes são aquelas que têm energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, como, por exemplo, os raios X, raios gama, partículas beta, partículas alfa, etc.

Quando a radiação é proveniente de um aparelho como uma unidade de cobalto ou de um acelerador linear, nos quais a fonte encontra-se a uma distância de 60 a 100 cm do paciente, a forma de tratamento é conhecida como teleterapia.

A quantidade de radiação liberada para destruir o tumor é frequentemente limitada pelos riscos de danos aos tecidos sadios vizinhos. Uma maneira de se elevar esta dose é empregar pequenas fontes de radiação em contato direto com o tumor. Este segundo método é chamado de braquiterapia ou curieterapia.

Na braquiterapia, a aplicação da fonte pode ser intracavitária, intraluminal (colocadas dentro de uma cavidade do corpo) ou intersticial, ou seja, implantadas dentro do tumor.

Radioterapia e Física Radiológica estão associadas desde a descoberta dos raios X e da radioatividade por vários aspectos que integram o médico, o físico, o dosimetrista e o técnico. O físico, como conhecedor dos fenômenos atômicos e nucleares, controla o uso das fontes de radiação, desenvolve programas de controle de qualidade, propicia rápida assimilação e desenvolvimento de novas tecnologias, atualizando planos de tratamento, assegurando aos pacientes maior curabilidade e melhor qualidade de vida.

A maioria dos serviços de radioterapia do Brasil emprega um ou vários físicos e dosimetristas, cuja função é promover o serviço em todos os aspectos referentes ao uso de feixes de radiação ionizante, principalmente na dosimetria, no planejamento do tratamento, na radioproteção, no ensino e na pesquisa.

1.1. A Descoberta dos Raios X

Os raios X foram descobertos por **Wilhelm Conrad Roentgen** em 8 de novembro de 1895, no laboratório do Instituto de Física da Universidade Julius Maximilians, de Würzburg, na Bavária. Roentgen estava investigando o fenômeno causado pela passagem de uma descarga elétrica em tubos de vidro, contendo gases rarefeitos. Observou que um papel "ecran", coberto com material fluorescente de platinocianureto de bário tornava-se iluminado, mesmo quando o tubo era coberto com papel preto e o experimento realizado em um quarto totalmente escuro. A essa radiação desconhecida, que produzia o fenômeno da fluorescência, chamou de raios X.

1.2. A Descoberta da Radioatividade

A radioatividade foi descoberta em Paris e anunciada no dia 1º de março de 1896, quando **Antoine Henri Becquerel**, um professor de Física, revelou chapas fotográficas que foram previamente colocadas sob amostras de um sal duplo de sulfato de urânio e potássio.

Após a descoberta dos raios X por Roentgen, vários cientistas estudaram a possibilidade da emissão de radiação similar aos raios X, junto com a fluorescência e fosforescência das substâncias. Entretanto foi Becquerel quem apresentou a descoberta junto à Academia de Ciências da França e em seguida publicou o artigo no "Comptes Rendus", intitulado "On Visible Radiations Emitted by Phosphorescent Bodies", no qual relata a propriedade que apresentam certos elementos, tais como urânio e tório, de emitir espontaneamente radiações similares aos raios X, porém muito mais penetrantes. Estava descoberta a radioatividade natural. Simultaneamente, experiências semelhantes foram realizadas em Londres por Silvanus Thompson, trabalhando com nitrato de urânio.

1.3. A Descoberta do Rádium

Em 26 de dezembro de 1898, na Academia de Ciências de Paris, o **casal Curie** anunciou a descoberta do rádio. Nesta época, Madame Curie demonstrava também que as radiações descobertas por Becquerel poderiam ser medidas usando técnicas baseadas no efeito de ionização.

O eletrômetro de Curie, baseado no efeito piezoelétrico do cristal de quartzo, fenômeno descoberto por Pierre Curie e seu irmão Jacques, equipado com uma câmara de ionização, detectava as radiações e mostrava que a sua intensidade era proporcional à massa de urânio presente. Das muitas substâncias estudadas, o casal Curie encontrou que apenas compostos do tório tinham propriedades similares ao urânio e que um mineral, a "pitchblende", apresentava uma maior intensidade de radiação. Da "pitchblende", em julho de 1898, descobriu o elemento radioativo polônio, nome dado em homenagem à terra natal de Madame Curie. Apesar do conhecimento da existência de um outro elemento muito mais radioativo, grandes dificuldades envolveram a separação do radium da "pitchblende". Para se ter uma idéia, Madame Curie obteve somente 0,1 gramas de radium de 2 toneladas do mineral, extraído da mina de Joachimsthal, agora Jachymov, na Bohemia.

Madame Curie muito contribuiu para o desenvolvimento da ciência das radiações, juntamente com seu marido Pierre, que morreu tragicamente em um acidente de rua, em 1906, com 47 anos de idade. Madame Curie foi, sem dúvida alguma, a mais brilhante e respeitada cientista feminina do seu tempo e provavelmente de todo o século XX.

1.4. Tipos de Aparelhos de Teleterapia:

1.4.1. Raios X Superficial, Semi-Profundo ou de Ortovoltagem

São equipamentos de raios X que operam com quilovoltagem entre 10 e 100 kVp (RX superficial) e entre 100 e 250 kVp (ortovoltagem). Tratam lesões de pele ou com infiltração até cerca de 3 cm de profundidade, como, por exemplo, a irradiação preventiva dos quelóides operados, dos hemangiomas e dos carcinomas basocelulares. Atualmente este tipo de irradiação vem sendo substituído pela eletroterapia, isto é, por feixes de elétrons com energia entre 4 e 10 MeV, obtidos com aceleradores lineares. Com feixe de elétrons de 16 MeV pode-se tratar lesões com até cerca de 5 cm de profundidade.

1.4.2. Cobalto-60

Fontes de cobalto-60 liberam fótons sob forma de raios γ com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV. Como a fonte é radioativa, a emissão de fótons é contínua, ou seja, a fonte não para de emitir fótons. Quando a máquina está desligada, a fonte permanece guardada numa blindagem

adequada que bloqueia a saída dos raios γ .

Alguns serviços mais antigos ainda usam fontes de césio-137, que não são mais recomendadas devido a baixa penetração de seu feixe.

Como consequência do decaimento radioativo, as fontes de alta atividade (centenas de GBq) dos aparelhos de cobalto-60 diminuem de intensidade na taxa de 1,1% ao mês. Depois de 5,27 anos, que é o valor de uma meia-vida, a exposição do paciente ao feixe demora o dobro do tempo em relação ao inicial para que seja atingida a mesma dose. Isto acarreta uma chance maior do paciente mover-se, principalmente quando sente dores intensas, fazendo com que o tumor fique fora do campo de irradiação e não seja adequadamente tratado e também que partes sadias entrem no campo e sejam lesadas.

Desse modo, uma fonte de cobalto-60 de teleterapia deve ser trocada pelo menos a cada 8 anos. Entretanto, deve ser dito que aparelhos de cobalto-60 necessitam de menos manutenção que os aceleradores lineares.

1.4.3. Aceleradores Lineares

Estes aparelhos usam microondas para acelerar elétrons a grandes velocidades em um tubo com vácuo. Numa extremidade do tubo, os elétrons muito velozes chocam-se com um alvo metálico, de alto número atômico. Na colisão com os núcleos dos átomos do alvo, os elétrons são subitamente desacelerados e liberam a energia relativa a esta perda de velocidade. Parte desta energia é transformada em raios X de freiamento, que tem energia variável na faixa de 1 MeV até a energia máxima do elétron no momento do choque. Por exemplo, um acelerador linear que acelera elétrons até 10 MeV, produz raios X com energias entre 1 e 10 MeV.

Os aceleradores lineares podem gerar fótons de energia muito maior que os do cobalto-60. Fótons de alta energia liberam menor dose na pele e nos tecidos sadios do paciente. Entretanto, os aceleradores lineares requerem potencial elétrico bastante estável, mais manutenção e pessoal mais habilitado para o seu funcionamento.

Alguns aceleradores lineares, como mencionado anteriormente, permitem que os elétrons atinjam diretamente o paciente, retirando-se o alvo de átomos pesados da frente do feixe.

Os elétrons não penetram profundamente no tecido, liberando sua dose num intervalo que vai da pele até uma profundidade em torno de 5 cm, com uma queda acentuada após esta profundidade. Os tratamentos com elétrons são adequados quando o órgão alvo é superficial com estruturas radiosensíveis ao seu redor, como, por exemplo, os linfonodos cervicais que têm a medula espinhal logo atrás e lesões infiltrativas de pele.

1.5. Emprego de Mais de Um Campo de Irradiação

Com o uso de diversos campos de irradiação (ou feixe de fótons) entrando por diferentes locais do corpo, mas todos localizados no volume tumoral, obtém-se uma maior concentração da dose no tumor homogeneamente distribuída e uma diminuição da dose nas regiões adjacentes não tumorais. Desta forma, pode-se aplicar doses tumorílicas elevadas, enquanto se mantém em níveis toleráveis as doses nos tecidos sadios vizinhos ao tumor. No mínimo, são usados dois campos de irradiação, à exceção dos tumores superficiais que podem ser irradiados com feixes diretos. Quanto maior a dose curativa empregada, mais campos devem ser usados. A fim de facilitar o uso de múltiplos feixes, muitos aparelhos giram em torno de um eixo chamado isocentro. Colocando-se o centro do volume tumoral no isocentro, torna-se fácil dirigir todos os campos para o tumor e girar a máquina de uma posição de entrada para a próxima. A escolha da técnica de tratamento deve ser feita conjuntamente pelo radioterapeuta e por um físico radiológico treinado.

1.6. Princípios da Braquiterapia e Tipos de Aplicação

A dose diminui rapidamente com a distância a partir de uma fonte de braquiterapia. Por causa disto, o tumor, que está praticamente em contato com as fontes, recebe altas doses, enquanto os tecidos sadios vizinhos recebem doses baixas. A braquiterapia geralmente é executada num período entre 24 e 72 horas, após o qual são retiradas do paciente. Em alguns casos, como, por exemplo, o uso de sementes de ouro-198, as fontes podem permanecer no paciente porque decaem rapidamente.

Até meados da década de 70, na maioria dos tratamentos de braquiterapia, o radioterapeuta inseria agulhas intratumoralmente ou tubos intracavitariamente. Em qualquer um destes modos, as mãos do radioterapeuta recebiam altas doses de radiação e todas as outras pessoas presentes na sala, uma certa quantidade não

desprezível. Os técnicos da radiologia que ajudavam a posicionar os implantes, a enfermagem que transportava o paciente e as pessoas em trânsito perto do local também recebiam sua cota. A situação melhorou muito com o pós-carregamento. Aplicadores ociosos são colocados no paciente na sala de cirurgia intersticial ou intracavitariamente. Somente após o término do procedimento e com o paciente de volta ao seu quarto é que o operador introduz a fonte radioativa no aplicador. Deste modo, reduz-se a dose do pessoal da sala de cirurgia, radiologia e pessoas do público em geral. Como o tempo para carregar o aplicador é menor que o necessário para a implantação do aplicador, reduz-se também a dose do operador. A dose do pessoal de enfermagem que atende o paciente após a carga do material radioativo continua a ser um problema na braquiterapia manual de baixa taxa de dose; por isso está sendo abandonada.

O pós-carregamento remoto elimina a alta dose do pessoal de enfermagem, do radioterapeuta, do físico e dos técnicos. Usa-se uma máquina especial que contém as fontes radioativas. Quando o paciente retorna à enfermagem, ao invés de haver a introdução manual, o aparelho se encarrega de fazer a introdução da fonte no aplicador. Somente após todo o pessoal ter deixado o quarto, o aparelho carrega a fonte e dispara um cronômetro. Se a enfermagem precisar entrar no quarto, a fonte é recolhida e o cronômetro é parado, minimizando a exposição. Ao deixar o quarto, o técnico aciona outro botão para que o aparelho recolha a fonte, continuando o tratamento.

A maioria dos carregamentos remotos usam fontes de césio-137 e o tratamento dura alguns dias, similarmente à braquiterapia manual. O pós-carregamento remoto de alta taxa de dose é feito com fontes de irídio-192 com alta atividade, reduzindo o tempo necessário a alguns minutos para se atingir a dose prescrita. Porque muitos pacientes são ambulatoriais, o pós-carregamento remoto de alta taxa de dose é muito útil quando se tem um grande fluxo de pacientes e poucos leitos disponíveis para radioterapia. Entretanto, este procedimento requer um quarto com blindagem especial para a instalação do equipamento.

1.7. Radioproteção em Braquiterapia

Existem três fatores a serem considerados na radioproteção:

a. Tempo: o pós-carregamento reduz a dose do pessoal envolvido.

O planejamento do tratamento e do manuseio das fontes radioativas é essencial para minimizar o tempo de exposição e otimizar o processo. A enfermagem e os visitantes devem ser informados do tempo que podem ficar perto do paciente.

b. Distância: as fontes não devem nunca ser preparadas com as mãos, mas sim seguras com pinças longas ou instrumentos semelhantes. Ficar o mais longe possível e realizar as tarefas rapidamente. Não olhar diretamente para as fontes, mas sim através de espelhos e manusear atrás de blindagens.

c. Blindagem: as fontes devem ficar sempre atrás da blindagem, seja de tijolos de chumbo ou dentro de recipientes de transporte; as únicas exceções, são no momento da introdução e quando estiverem dentro do paciente. Mesmo quando no paciente, deve-se dispor de algum tipo de blindagem para a proteção da enfermagem e dos visitantes. À exceção do iodo-125, que só precisa de alguns milímetros, a espessura para baixar a dose a níveis aceitáveis para os demais radioisótopos é de vários centímetros de chumbo. Para a segurança dos pacientes e do público em geral, a taxa de dose fora do quarto do paciente de braquiterapia deve estar em níveis aceitáveis nas áreas onde o público tem acesso. A fim de se alcançar estes níveis, será necessário, na maioria das vezes, a blindagem das paredes do quarto de tratamento ou deixar os quartos adjacentes vazios (ou somente com outros pacientes de braquiterapia).

Nos serviços de radioterapia onde encontram-se instalados equipamentos de baixa ou alta taxa de dose, mas de controle remoto informatizado, as exposições de toda a equipe envolvida nos procedimentos braquiterápicos ficam reduzidas a níveis insignificantes, proporcionando proteção idêntica à obtida na teleterapia, isto é, proteção praticamente total.

1.8. Unidades e Medidas da Radiação

- A **dose absorvida, D**, é a energia transferida pela radiação ionizante por unidade de massa de material irradiado. A unidade do sistema internacional de dose absorvida é o **Gray (Gy)**. Anteriormente, a unidade especial de dose absorvida era $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ ($1 \text{ rad} = 100 \text{ erg} \cdot \text{g}^{-1}$). Consequentemente: $1 \text{ cGy} = 1 \text{ rad}$.

- Doses iguais de radiações absorvidas de diferentes qualidades, podem produzir efeitos diferentes em severidade ou em probabilidade de que o efeito ocorra. Essa desigualdade é considerada na **dose equivalente, H**, que é a

dose absorvida modificada por fatores de ponderação. A dose equivalente em um ponto do tecido é expressa pela equação: $H = D \cdot Q \cdot N$, onde **D** é a dose absorvida em um ponto, **Q** é o fator de qualidade que depende do tipo de radiação e **N** é um fator modificante que permite introduzir eventualmente outros fatores, como, por exemplo, distribuição da dose, taxa de dose, fracionamento, etc., mas que na radioterapia é geralmente tomado como valor unitário. Como os fatores **Q** e **N** não têm dimensão, a unidade de dose equivalente é a mesma da dose absorvida, isto é, joule por quilograma, mas para evitar confusões é dado o nome especial de **sievert (Sv)**. Anteriormente a unidade especial era $1 \text{ rem} = 0,01 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$. Os raios X, raios gama e elétrons têm valores de **Q** aproximadamente igual a 1, nêutrons térmicos (lentos), igual a 2,3, nêutrons rápidos e prótons até 10 e partículas de cargas múltiplas de energia desconhecida até 20. Na radioterapia, onde usualmente os pacientes são tratados com raios X, raios gama e elétrons com energia maior do que 1 MeV, o valor de **Q** é igual a 1. Desta forma: **D** (dose absorvida) = **H** (dose equivalente), ou seja, a dose absorvida em gray é numericamente e dimensionalmente igual à dose equivalente em sievert.

- A unidade usada para descrever a energia das radiações é o elétron-volt (eV). 1 eV é a energia que um elétron adquire quando acelerado por uma diferença de potencial de 1 volt. Elétrons acelerados até 100.000 eV criarão raios X de até 100 keV, pois $1.000 \text{ eV} = 1 \text{ keV}$ e $1.000.000 \text{ eV} = 1 \text{ MeV}$. A energia de um acelerador de 6.000.000 eV pode ser escrita como 6 MeV ou 6.000 keV.

- A atividade de uma fonte é medida em becquerel (Bq) e indica o número de átomos que se desintegram em um segundo (dps ou s^{-1}). 1 Bq é equivalente a 1 átomo desintegrado por segundo. As fontes seladas utilizadas em radioterapia geralmente necessitam de atividades de milhões de becqueréis, sendo conveniente a utilização de múltiplos, tais como:

$1.000 \text{ Bq} = 10^3 \text{ Bq} = 1 \text{ kBq}$ (quilobecquerel)

$1.000.000 \text{ Bq} = 10^6 \text{ Bq} = 1 \text{ MBq}$ (megabecquerel)

$10^9 \text{ Bq} = 1 \text{ GBq}$ (gigabecquerel)

$10^{12} \text{ Bq} = 1 \text{ TBq}$ (terabecquerel)

A unidade de atividade antiga, já em desuso, é o curie (Ci), definido originalmente em termos da atividade de 1 grama de rádio-226. A relação é a seguinte: $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$.

CAPÍTULO 3 - ACELERADORES LINEARES

Miguel Daniliauskas

1. Introdução

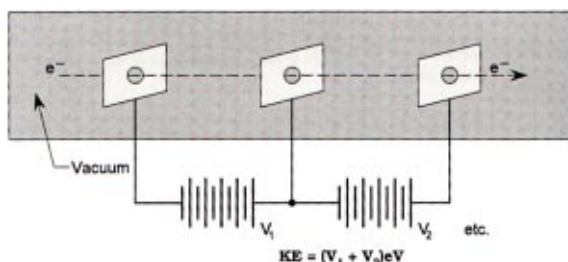
Este capítulo tem como objetivo fornecer informações básicas sobre o funcionamento dos aceleradores lineares para que as pessoas envolvidas no controle da qualidade destes equipamentos possam preparar os programas de controle mais adequados e fazerem uma avaliação melhor das eventuais falhas que este 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 isolação desta tensão. Para energia maiores uma das tecnologias disponível é o acelerador linear.

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

Electrostatic (DC):

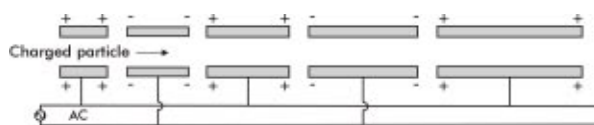
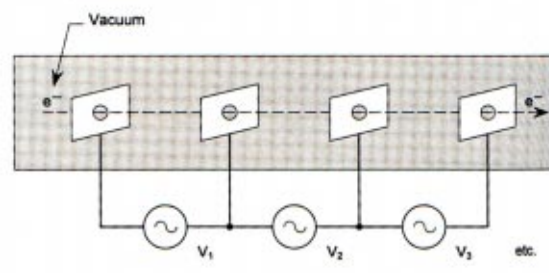


Na figura substituímos o gerador de tensão continua por um gerador de corrente alternada que se devidamente sincronizado com a velocidade dos elétrons vai proporcionar uma aceleração entre as diversas placas do acelerador.

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, neste momento em que o elétron se encontra dentro do tubo a tensão tem que ser invertida para que quando o elétron estiver novamente na borda entre o segundo e o terceiro tubo ele encontre novamente tensões favoráveis para a aceleração, como o elétron esta cada vez mais veloz o comprimento das placas tem que ser maior para que não se perca o sincronismo e este é o principio básico de aceleração num tubo de ondas progressivas. Também existem os aceleradores com ondas estacionarias porem o principio básico de aceleração é semelhante.

Alternating Current (AC):



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

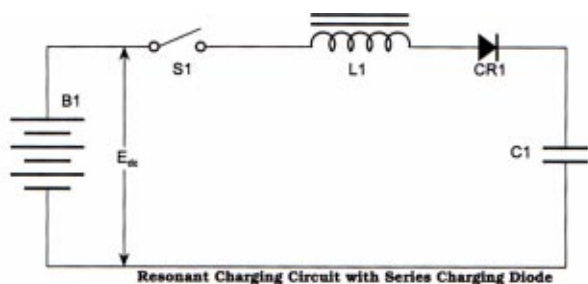


Fig.1: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga.

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

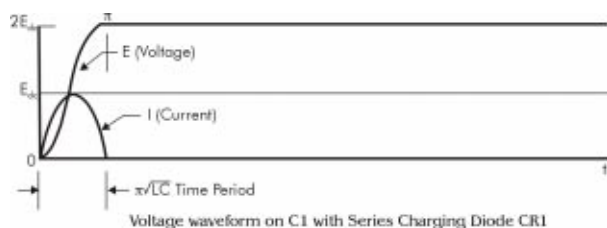


Fig.2: Forma de onda no capacitor C1.

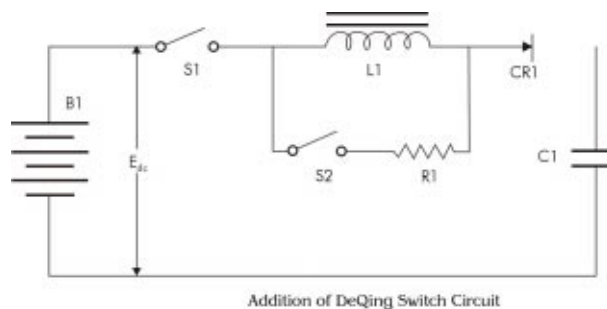


Fig.3: Circuito de carga ressonante com diodo para manter a carga o circuito DeQing.

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

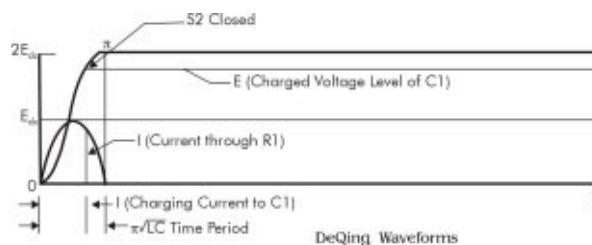


Fig.4 : Forma de onda no capacitor C1 com uso do circuito DeQing.

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

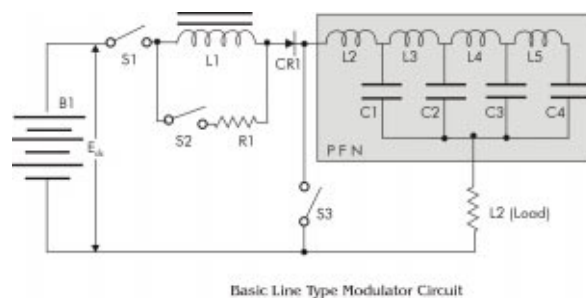


Fig.5: Típico circuito de modulador

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

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

- A bateria foi substituída por uma fonte de alimentação trifásica de alta tensão.
- As chaves S2 e S3 foram substituídas por válvulas de alta corrente e tensão do tipo thyatrons.
- 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 escolher o momento certo de fazer conduzir V1 (chave S2 fecha) e assim armazena sempre o mesmo valor na PFN (capacitor C1).

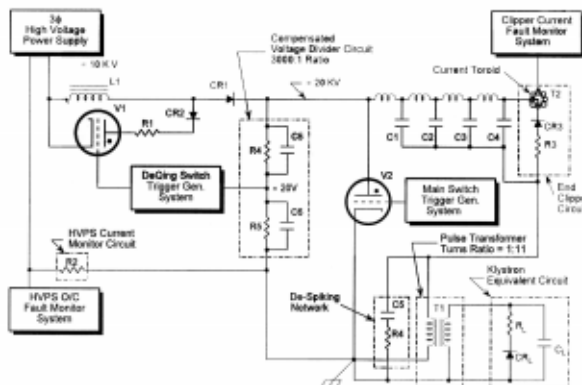
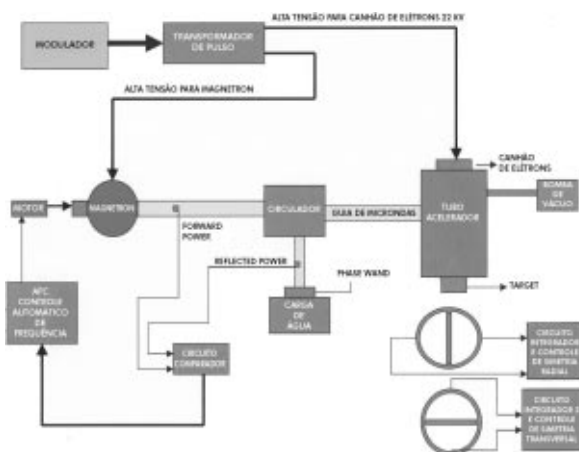


Fig. 6: Modelo simplificado de um típico modulador para acelerador.

Foi acrescentando também uma resistência R2 que 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 thyratons funcionam como chave o que ocorre nelas é a possibilidade delas não conduzirem (não fecharem), conduzirem sempre (não abrirem), ou não conduzirem corretamente (mau contato).

As outras falhas mais constantes é a possibilidade de algum componente perder a isolamento o que ocasionaria erros que podem ser vistos diretamente ou através do aumento de corrente no resistor R2.



Típico acelerador de baixa energia

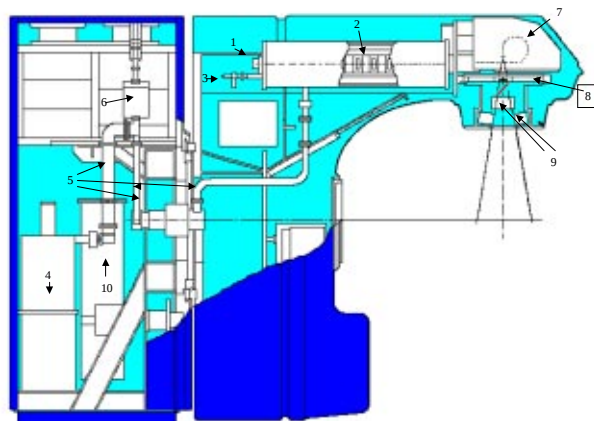
3. Sistema de Dosimetria

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

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



(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 ionica de vácuo- Área responsável por manter o vácuo em toda a estrutura aceleradora.

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

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

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

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

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

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

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

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, causando a eles um acréscimo de energia. Por ser a energia dos elétrons incidentes tão elevada, ela é liberada em forma de Raios X, os quais são emitidos do lado oposto da incidência dos elétrons no alvo. Este tipo de radiação é chamada BREMSSTRAHLUNG, com um spectrum de energia contínua e um valor de pico em função da energia dos elétrons que colidiram no alvo.

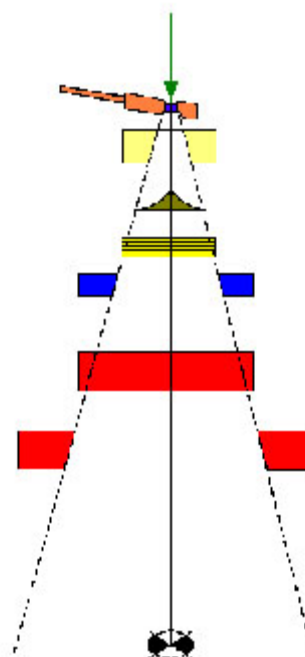


Fig. 1 Desenho esquemático de um acelerador para fótons

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

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

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

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

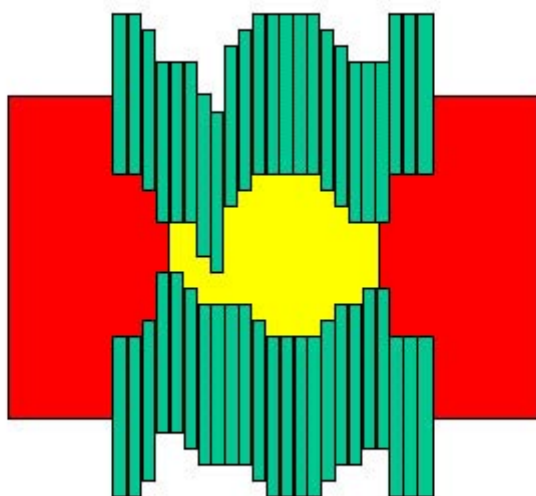


Fig 2. MLC

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.

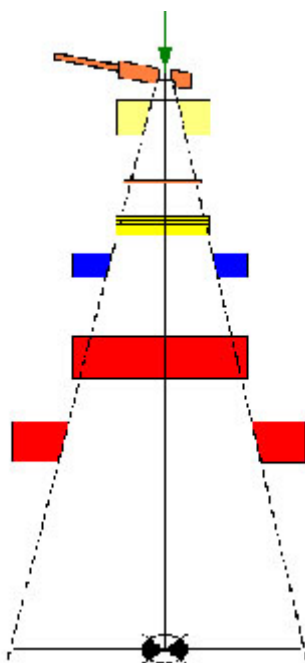


Fig 3. Desenho esquemático de um acelerador para elétrons

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

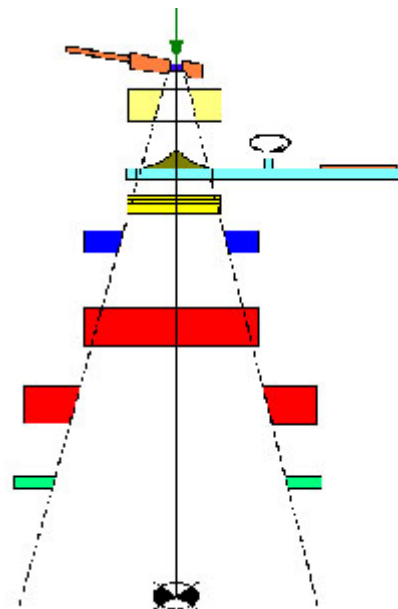


Fig 4. Acelerador para produção de fótons e elétrons

CAPÍTULO 4 - DEFINIÇÃO DOS VOLUMES DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA

Gisele Pereira Haddad e José Carlos da Cruz

Para descrever um tratamento com radiações ionizantes, são necessários, no mínimo, 3 parâmetros: volume tratado, dose de radiação e técnica utilizada. Esses parâmetros devem ser aplicados de maneira uniforme nas diferentes Instituições, para que os tratamentos possam ser analisados e comparados. Para este fim, foi desenvolvida a norma ICRU-50 (Internacional Commission on Radiation Units and Measurements), publicada em 1993. Em 1999 foi acrescentado o adendo ICRU-62, onde são descritas as normas para prescrição, registro e relato dos tratamentos com feixe de fótons.

Uma completa descrição do tratamento é necessária para que o raditerapeuta possa fazer o planejamento adequado do tratamento e comparar resultados com outras Instituições e que tenha ainda, condições de estudar e relatar a experiência do departamento em que trabalha.

Nesse relatório é necessário descrever:

- tipo de doença e sua extensão;
- volume irradiado;
- parâmetros físicos;
- técnica de irradiação;
- tempo total de tratamento; e
- fracionamento.

1. Recomendações do ICRU 50

1.1. Volumes

O processo de determinação do volume de tratamento consiste de várias etapas. Dois volumes devem ser definidos antes de se começar o planejamento. Esses volumes são:

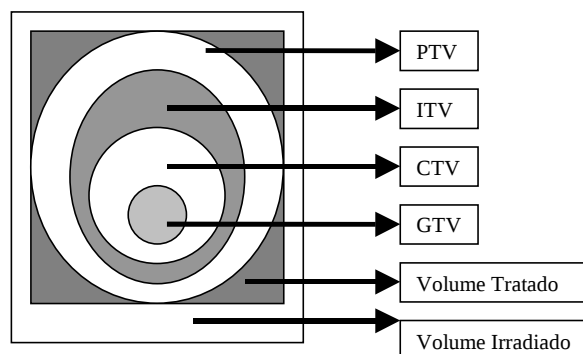
- GTV ("gross tumor volume" / volume tumoral).
- CTV ("clinical target volume" / volume alvo)

Durante o processo de planejamento, mais dois volumes são definidos:

- PTV ("planning target volume" / volume de planejamento).
- Órgãos de Risco

Com os resultados do planejamento, passam a existir mais dois volumes:

- Volume tratado.
- Volume irradiado

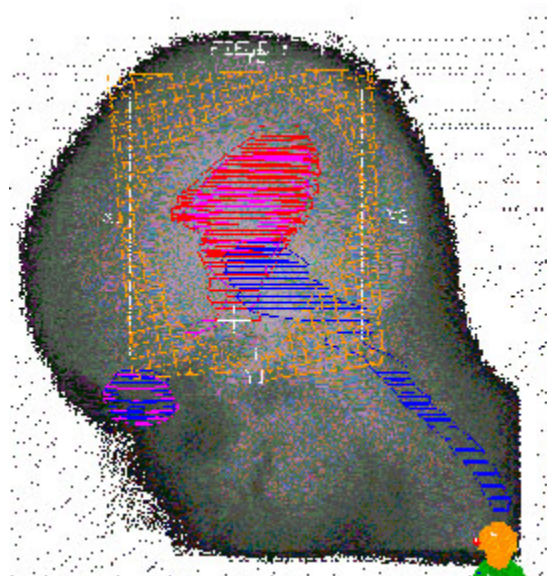


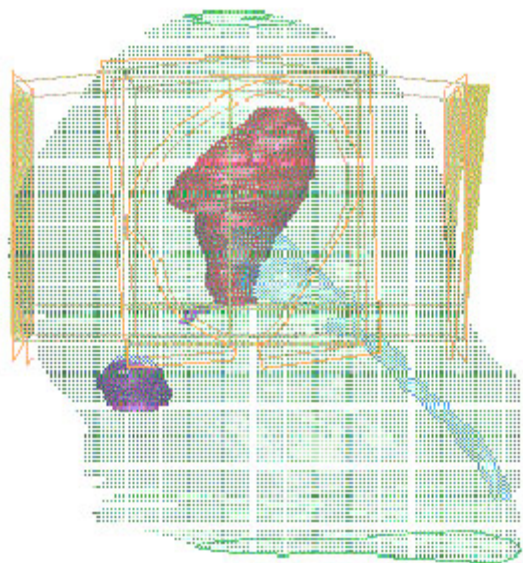
Esquemas dos Volumes de Tratamento

Esses volumes serão detalhados abaixo.

1.1.1. GTV – Gross Tumor Volume (Volume Tumoral Visível ou Palpável)

O GTV é o volume palpável ou visível do tumor. Esse volume corresponde à parte da doença onde existe a maior concentração de células malignas. Se o tumor foi removido cirurgicamente, o GTV não pode ser definido. A delimitação do GTV é baseada na anatomia topográfica e em considerações biológicas, sem levar em conta os fatores técnicos do tratamento.





Exemplo de um GTV delimitado (figura vermelha) para um tumor de glioblastoma, os órgãos de risco também foram delimitados (medula, olhos).

1.1.2. CTV - Clinical Tumor Volume – (Volume Tumoral Clínico)

O CTV corresponde ao volume de tecido que contém um GTV visível e/ou doença maligna microscópica subclínica. O desenho do CTV é baseado em considerações anatômicas e topográficas, desconsiderando-se o movimento do paciente e dos órgãos, ou fatores técnicos (localização).

A doença subclínica pode ser considerada como a disseminação presumida da doença, como por exemplo os linfonodos regionais. Na prática o delineamento do CTV, consiste em vários fatores, nos quais podemos destacar:- a história natural da doença; a capacidade de invasão do tumor, e seu potencial de disseminação para as regiões linfonodais.

É importante salientar que todo o CTV deve receber a dose prescrita, no fracionamento especificado. Se diferentes doses são prescritas, isso implica na definição de diferentes CTVs para diferentes níveis de doses. Um exemplo é um tumor de pulmão que necessita receber 60Gy e nos

linfonodos mediastinais apenas 45Gy.

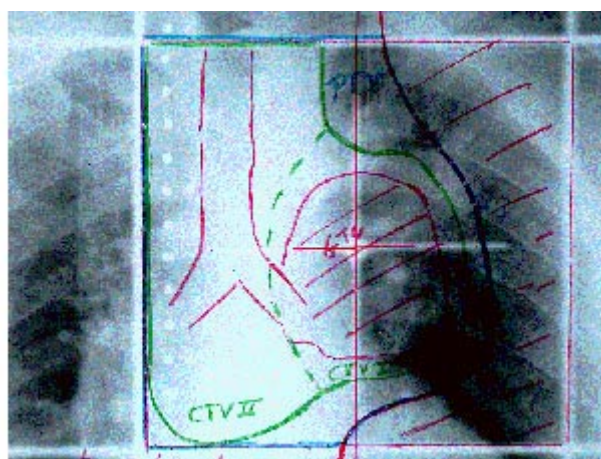
1.1.3. PTV - Planning Target Volume

Para assegurar que todos os tecidos inclusos no CTV recebem a dose prescrita, é necessário, em princípio, planejar irradiar um volume geometricamente maior que o CTV. O PTV é o CTV mais as margens de erros, no qual podem estar inclusos, portanto:

- o movimento do tecido que contém o CTV (ex.: respiração) e também o movimento do paciente;
- a variação no formato do tecido que contém o CTV (ex.: diferentes níveis de repleção, enchimento, da bexiga); e
- as variações das características geométricas do feixe (tamanho do feixe, angulações, etc.).

O PTV tem o formato geométrico parecido com o do CTV, só que maior em escala para assegurar que todos os tecidos inclusos no CTV estão recebendo a dose prescrita. O PTV está relacionado com os campos de radiação através do seu sistema de coordenadas, isto é, tatuagens, plano dos lasers, distância foco pele, etc.

Abaixo um exemplo dos GTV, CTVI, CTVII e PTV para um câncer de pulmão, onde foram delimitados em uma radiografia Ant./ Post.

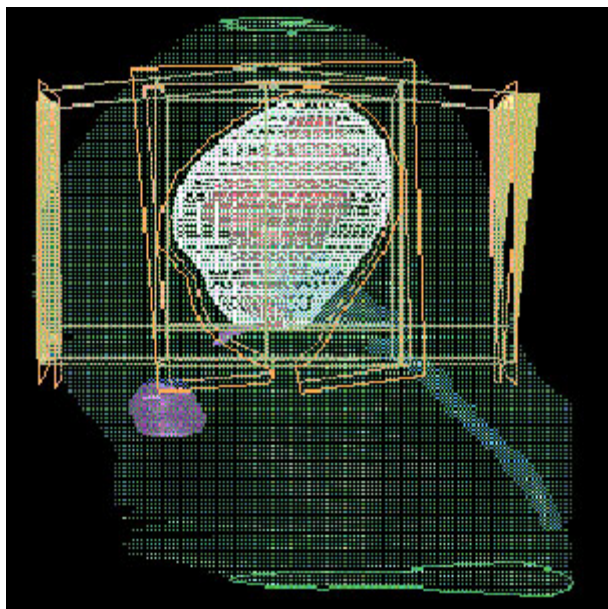


1.1.4. Volume Tratado

Idealmente a dose deveria ser liberada somente no PTV, mas devido às limitações das técni-

cas de tratamento isso não é alcançado e permite a definição do volume tratado.

Volume tratado, é o volume englobado por uma isodose escolhida pelo raditerapeuta como sendo apropriada para se alcançar a proposta do tratamento.



Exemplo de um tumor glioblastoma com os arranjos de campos e blocos, onde o volume com a curva de isodose branca representa o volume tratado.

1.1.5. Volume Irradiado

Volume irradiado é o volume de tecido que recebe uma dose considerada significativa em relação a tolerância dos tecidos normais. Esse volume depende da técnica de tratamento utilizada.

1.1.6. Orgãos de Risco

Orgãos de riscos são tecidos normais no qual a sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planejamento e/ou a dose prescrita.

Pode ser dividido em 3 diferentes classes:

- Classe I: Lesões radioterápicas são fatais ou resultam em grande morbidade.

- Classe II: Lesões radioterápicas resultam em moderada morbidade.

- Classe III: Lesões radioterápicas são passageiras, reversíveis ou não resultam em uma morbidade significativa.

1.1.7. Variação de Dose no PTV

Quando a dose em um volume é prescrita, essa dose deve ser liberada o mais homogêneo possível. Devido à curva de efeito de dose relacionado com o controle tumoral, o tratamento não pode ser realizado se a dose tiver uma grande variação no PTV. Além do mais, qualquer comparação entre diferentes pacientes seria difícil, ou mesmo impossível. Entretanto, mesmo com uma distribuição de dose perfeitamente homogênea, a princípio desejável, alguma heterogeneidade é aceitável devido as razões técnicas. Então em uma prescrição de dose, presume-se uma heterogeneidade de +7% e -5%.

Se esse grau de homogeneidade não for obtido, é de responsabilidade do radioterapeuta de decidir se é aceitável ou não. Para tratamentos paliativos uma maior heterogeneidade na distribuição de dose pode ser aceita.

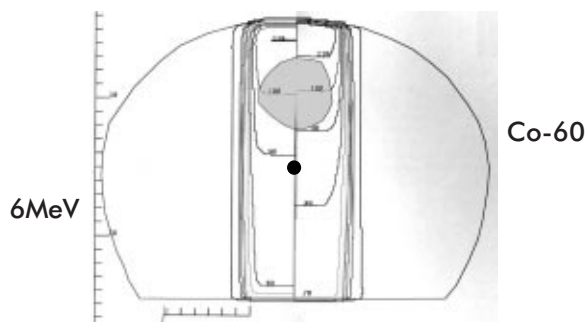
1.1.8. Ponto de referência do ICRU

O presente sistema de recomendações para relatório está baseado na seleção de um ponto dentro do PTV, que é referido como sendo o ponto de Referência do ICRU. O ponto de referência do ICRU deve ser selecionado de acordo com os seguintes critérios:

- a dose no ponto deve ser clinicamente relevante e representativa do PTV;
- o ponto deve ser de fácil definição, de maneira clara e sem ambiguidade;
- o ponto deve ser selecionado onde a dose pode ser determinada com precisão (fisicamente).
- o ponto deve ser selecionado onde não existe um grande gradiente de dose.

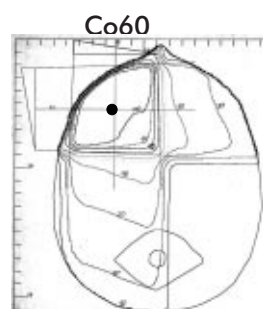
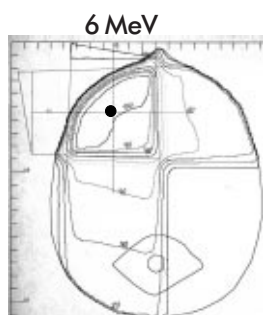
Alguns pontos de ICRU para diferentes planejamentos estão demonstrados a seguir:

Ex.1) Esse é um caso com dois campos Ant/Post, com peso maior pelo anterior (2:1), o ponto de dose não se situa na metade da distância antero/posterior, mas no centro do PTV. Essa curva está comparando duas energias: 1,25MeV (Co60) e 6MeV(AL).

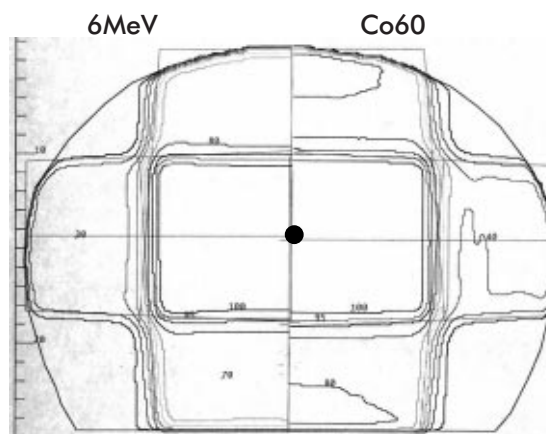


Ponto de Referência do ICRU

Ex.2) Dois campos ortogonais, onde o centro do PTV é o cruzamento dos eixos centrais dos campos. Comparação das curvas de isodose para o Cobalto e Acelerador linear de 6MeV, nota-se que a distribuição no PTV, não há uma grande variação, mas pontos fora do volume alvo, como por exemplo a medula espinhal, há uma variação de dose significativa.



Ex.3) Técnica de box (4 campos), onde os feixes convergem para um único ponto, onde é o cruzamento dos raios centrais, centro do PTV. Nota-se que o volume irradiado com as curvas de isodose de 30 e 40% são menores para aparelhos com energia maior.



2. ICRU - 62

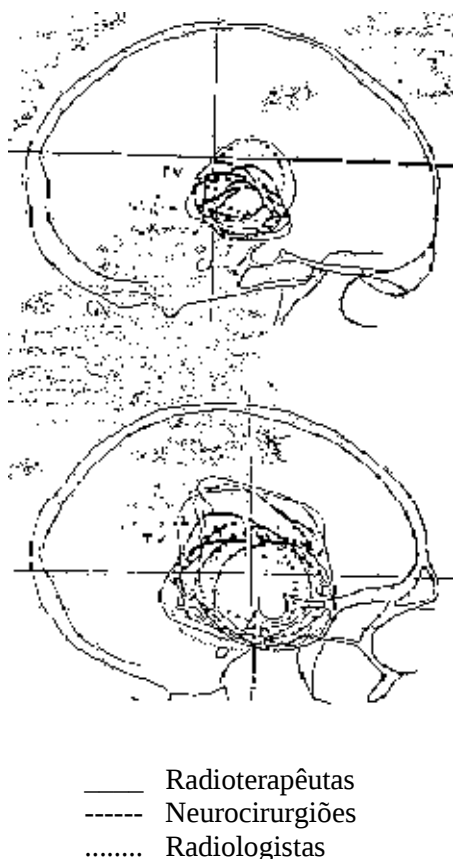
A publicação do ICRU-50 e suas aplicações em situações clínicas foi de grande interesse na radioterapia, o que ocasionou algumas dúvidas e discussões. O ICRU-62 foi publicado como um documento suplementar ao ICRU-50.

2.1. Volumes e Margens

GTV e CTV

Na definição desses dois volumes não houve mudança. São de conceitos apenas oncológicos e não consideram as técnicas de tratamento utilizadas.

Nesse suplemento foi publicada as dificuldades dos médicos (radioterapeutas, radiologistas e neurocirurgiões) em desenhar o tumor. Foram dadas 2 radiografias cerebrais para os médicos desenharem o tumor cerebral. A figura abaixo mostra a discrepância entre os desenhos.



2.2.PTV

O conceito global e a definição do PTV foram mantidas, mas foram definidas 2 margens:

1) IM - Margem Interna - a IM é definida para levar em consideração as variações do tamanho, forma e posição do CTV em relação a pontos de referência anatômica (isto é, movimentação devido ao enchimento do estômago, bexiga, movimentos devido à respiração e etc).

Como o IM é devido à variações fisiológicas do paciente, esse erro é difícil ou quase impossível de se controlar.

A tabela a seguir mostra o movimento do CTV (mm) em relação a um ponto fixo (coluna vertebral) em 20 pacientes com câncer de pulmão.

Tabela 1. Movimentação do CTV em relação a um ponto interno fixo (corpo vertebral) em 20 pacientes com tumor de pulmão

	Antero-lateral	Cranio-caudal	Dorso-ventral
Movimento máximo	5.00	12.00	5.00
Média de movimento	2.04	3.90	2.40
Desvio padrão	1.40	2.60	1.30

Tabela derivada de Ekberg et al, 1998.

2) SM - Margem de Set-up (posicionamento) - a margem de posicionamento é adicionada para levar em consideração as incertezas devidas ao posicionamento do paciente. A SM está relacionada principalmente com o posicionamento e imobilização do paciente; bem como com a estabilidade mecânica da máquina.

Para minimizar ou reduzir esse erro deve-se melhorar as técnicas de imobilização do paciente com máscaras, fixadores, etc..

2.3. ITV (internal target volume - volume interno do alvo)

Essa é uma nova definição desse ICRU, onde o volume é a soma do CTV com IM, isto é o CTV com as margens devido a sua variação da posição e formato.

Podemos concluir então que: $PTV = CTV + IM + SM$

2.4. Conclusão:

Probabilidade de Benefício versus o risco de complicações

O ICRU reconhece que se houver uma soma linear dessas duas margens (IM + SM) ao CTV irá gerar um PTV excessivamente grande, o qual é incompatível com a tolerância dos tecidos normais adjacentes.

Em alguns casos, é necessário otimizar essas margens para reduzir o tecido normal incluso, em outros casos, a presença de órgãos de risco (medula espinhal, nervo óptico e outros) nas proximidades do tumor reduz drasticamente as margens de segurança.

Na verdade, o desenho da margem e borda do CTV envolve a experiência e o julgamento do radioterapeuta.

3. Bibliografia:

- 1) ICRU-50 "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy" - 1993
- 2) ICRU-62 "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU-50)" - 1999
- 3) Bentel, GC "Radiation Therapy Planning - International Edition" - 1997
- 4) Khan; Potish "Treatment Planning in Radiation Oncology" - 1998

CAPÍTULO 5 - OFICINA DE MOLDES

Homero Lavieri Martins

Embora esteja passando por transformações muito profundas e rápidas, a Radioterapia de hoje conserva procedimentos desenvolvidos há mais de 30 anos. Esses procedimentos passaram por algumas mudanças, principalmente com o objetivo de melhorar a qualidade dos tratamentos.

Em particular, os procedimentos que envolvem moldes e imobilizadores conservam muitas das características de 30 anos atrás, mas é um engano pensar que as técnicas empregadas naquela época são ainda suficientemente boas para as exigências dos tratamentos de hoje.

Por isso, é indispensável muito cuidado ao se montar ou reequipar a oficina de moldes de um Serviço de Radioterapia. Atualmente existem dezenas de equipamentos e opções diferentes disponíveis no mercado, inclusive as chamadas opções "home-made" como gostamos de chamar as improvisações conhecidas como o vantajoso "jeitinho brasileiro". Os custos e características desses equipamentos são muito variados e é preciso ponderar muito bem cada item a ser adquirido para que não se tenha um equipamento obsoleto, muito menos um equipamento sub-utilizado.

Destacaremos alguns dos itens disponíveis para uma oficina de moldes, lembrando que cabe a cada usuário a definição do perfil que deseja dar ao seu Serviço de Radioterapia.

1. Imobilizadores

1.1. Imobilizadores de cabeça e pescoço

São os mais populares, geralmente conhecidos como "máscaras".

As máscaras têm uma função extra. Além de ajudar a posicionar e manter o paciente corretamente posicionado, as máscaras também servem

para evitar que o paciente tenha que ser tatuado numa região visível do corpo, o que certamente evita uma série de constrangimentos aos pacientes, fazendo com que a aceitabilidade do tratamento seja maior e a intervenção médica seja menos agressiva.

O uso correto da máscara depende da qualidade com que é confeccionada. O paciente deve ser posicionado do modo mais confortável possível, dentro dos limites aceitáveis para as finalidades do tratamento. Por mais rígida que possa ser uma máscara, é difícil fazer com que o paciente mantenha-se imóvel se o posicionamento for doloroso ou muito incômodo. Aliás, a máscara não é feita para amarrar o paciente e impossibilitá-lo de fazer qualquer tipo de movimento. A máscara não é uma "camisa de força".

O posicionamento diário do paciente deve obedecer a algumas regras. Se o paciente estiver mal posicionado é perfeitamente possível conseguir colocar-lhe a máscara. É claro que nesse caso o operador do equipamento terá que forçar a colocação da máscara, fazendo pressão excessiva no nariz ou nos olhos, ou fazendo com que haja folgas entre a máscara e o paciente. O melhor é colocar a máscara no paciente sem prendê-la à base e movimentar o paciente até que a máscara encaixe perfeitamente no guia da base. Assim, estaremos mais perto da posição estipulada para o tratamento.

Atualmente são utilizadas as máscaras de acrílico e as termoplásticas. Embora já estejam em desuso, também podem ser usadas máscaras feitas apenas com gesso.

Algumas vezes é feita a opção de imobilizar o paciente com fita adesiva colocada na testa e presa à mesa de tratamento. Salvo alguma rara exceção, esse método deve ser evitado.

No momento, as máscaras termoplásticas são as mais usadas, tanto no Brasil, como em todo o mundo. As máscaras de acrílico estão sendo paulatinamente abandonadas porque são mais difíceis de preparar, mais demoradas para serem feitas, mais desconfortáveis para os pacientes, não são reaproveitáveis e não são tão precisas.

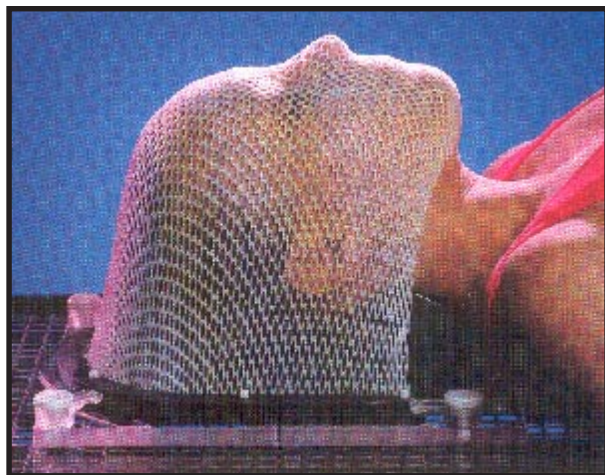
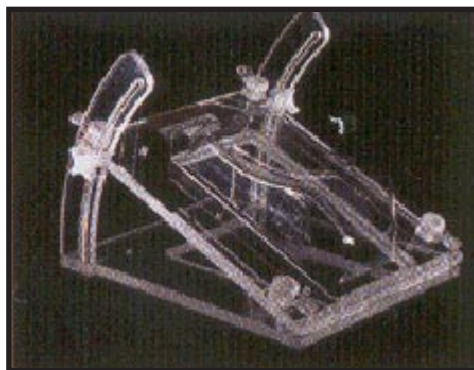
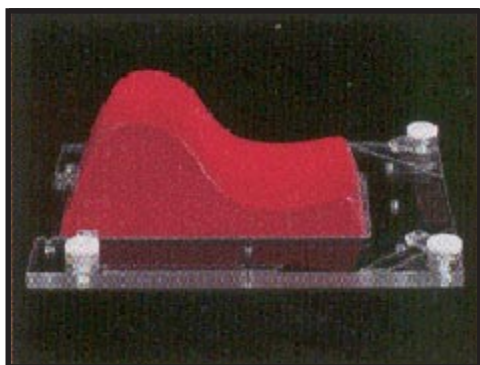


Fig 1. Paciente posicionada com a máscara termoplástica

Junto com a máscara, o paciente utiliza um suporte sob a cabeça. É importante observar que esse suporte seja sempre o mesmo todos os dias. Os que usam suportes feitos de isopor devem verificar periodicamente se o material não está deformado, o que pode prejudicar o posicionamento do paciente.

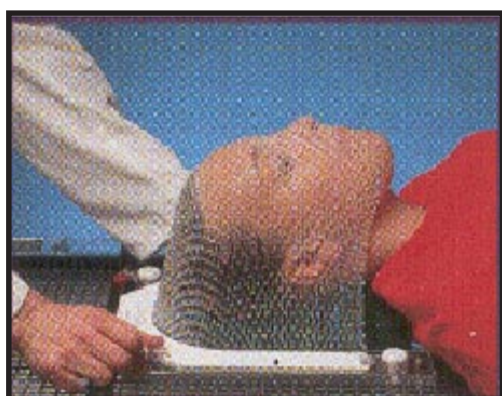
Além do suporte existem diferentes bases de fixação. Algumas são boas para pacientes que devem ficar em decúbito dorsal, outras para decúbito ventral, outras ainda para posições nas quais a cabeça deva estar inclinada.



Figuras 2, 3 e 4. Algumas das bases disponíveis para fixação de máscaras

As máscaras, especialmente as de acrílico, podem fazer com que a distribuição da dose seja modificada, gerando reações na pele maiores do que as previstas. Essas reações podem forçar a uma interrupção no tratamento, o que não é desejável. Por isso, algumas vezes as máscaras de acrílico devem ser perfuradas ou mesmo recortadas, abrindo uma espécie de janela na região de tratamento e prevenindo a reação de pele. Devemos tomar cuidado com esse procedimento para não comprometermos a rigidez da máscara nem a qualidade da fixação.

Para a confecção da máscara termoplásticas devemos deixá-la na água a cerca de 70 °C até que fique mole em toda a sua extensão. Em seguida, ela deve ser retirada da água e agitada para retirar a água retida nos furos do termoplástico. Essa água pode criar desconforto ao paciente, ou mesmo queimar sua pele, porque está muito quente. Quando o termoplástico já está livre desse excesso de água, pode ser imediatamente colocado no paciente e moldado com as mãos até que endureça. Esse processo demora de 2 a 3 minutos. Uma vez endurecida a máscara pode ser utilizada imediatamente.



Figuras 5, 6 e 7. Seqüência de confecção da máscara termoplástica

Quando se deseja maior precisão, pode-se fazer uso de guias colocados na boca ou na testa do paciente, juntamente com a máscara termoplástica. Existem muitas dessas variações disponíveis no mercado, cada uma destinada a uma necessidade em particular.

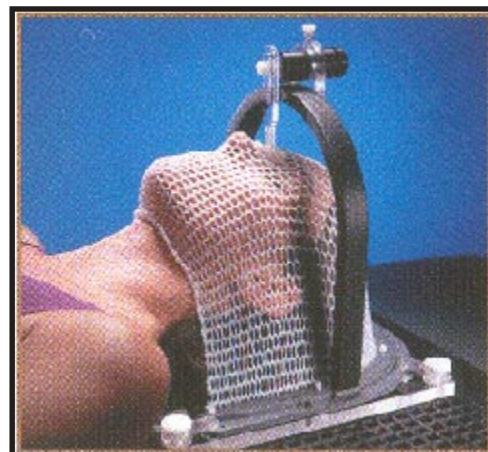


Figura 8. Máscara termoplástica com arco de fixação

1.2. Imobilizadores pélvicos

São muito parecidos com as máscaras para cabeça e pescoço. Trata-se de acessório extremamente útil para pacientes obesos ou para tratamentos que exijam melhor precisão do que a radioterapia convencional. É o caso da radioterapia conformacional.

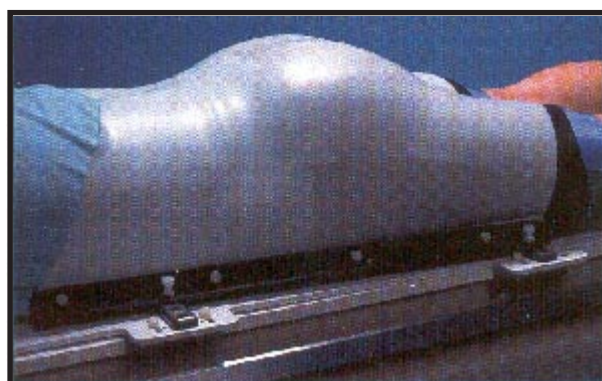


Fig. 9. Imobilizador pélvico termoplástico

Esses imobilizadores constituem-se por uma base adaptada à mesa de tratamento e por um termoplástico moldado diretamente sobre o paciente. Para o correto posicionamento do paciente podem ser usados junto com outros acessórios de imobilização como os colchões a vácuo ou os colchões preenchidos com um líquido que endurece após alguns minutos. Esses colchões são colocados sob o paciente e modelam seu corpo, fazendo com que o paciente tenha mais uma referência para que fique deitado corretamente.

O colchão deve ser estendido sobre a mesa e o paciente deita sobre ele. Uma bomba de vácuo conectada ao colchão faz com que as bolinhas fiquem comprimidas umas sobre as outras, endurecendo o colchão. Terminado o uso da bomba de vácuo, ela pode ser removida porque uma válvula garante que não entre ar no colchão endurecido. O molde formado pode ser utilizado durante todo o tratamento do paciente, facilitando muito a reprodutibilidade da localização.

Concluídas todas as sessões de tratamento, basta abrir a válvula para que entre ar no colchão para que ele possa ser reutilizado em outro paciente.



Fig. 10. Colchão à vácuo com abertura para irradiação de campos anterior e posterior

Quando se usa o líquido modelador, faz-se uma mistura de dois líquidos que formam uma solução viscosa. Essa solução é colocada dentro de um saco plástico cuja boca deve ser fechada. O paciente posiciona-se sobre esse saco plástico e aguarda alguns minutos. A combinação correta dos líquidos faz com que a solução viscosa aumente de volume, como um bolo com muito fermento cresce numa forma. Ao se expandir, o líquido vai endurecendo e tomando a forma do paciente. Ao final do processo, fica formado um molde do paciente a ser utilizado em todas as localizações dos campos.

Esse último imobilizador tem alguns inconvenientes: não é reutilizável; não pode ser modificado após endurecer, portanto, se for feito de maneira insatisfatória deverá ser desprezado; é mais difícil de ser confeccionado e demora mais para ficar pronto. Além disso, a solução formada não é biodegradável e será um problema em futuro breve do ponto de vista ecológico.

1.3. Imobilizadores para mama

São as conhecidas rampas de mama. Permitem que haja reprodutibilidade e conforto durante o tratamento. Podem estar acompanhadas de termoplásticos que modelam a mama, caso estejamos tratando pacientes com mama muito volumosa. Esse termoplástico irá manter a mama diariamente no mesmo posicionamento.

As rampas mais modernas permitem marcar a posição do tronco, da cabeça, do braço e do antebraço da paciente, facilitando a reprodutibilidade do tratamento.



Fig. 11. Rampa de mama em madeira e fibra de carbono

Embora parece simples, a localização dos campos de tratamento da mama é extremamente delicada. A abertura do braço, por exemplo, movimenta a pele do tórax. As marcas feitas na pele se movimentam, embora as estruturas internas não mudem muito de lugar. Se o campo for marcado com o braço numa posição que não é reproduzida no tratamento, as estruturas internas irradiadas serão outras.

Muitas vezes, usam-se suportes cuja reprodutibilidade é muito improvável. Devemos evitar o uso de lençóis dobrados, calços de isopor sob o tronco, travesseiros ou a simples orientação para que a paciente coloque a mão sob a cabeça. Essas medidas não são eficientes.

2. Blocos

Mesmo com o advento dos colimadores multifolhas, ainda recorremos muito aos blocos individuais para colimação de campos, produzindo campos irregulares de formatos variados. A confecção desses blocos passa pelas seguintes etapas:

2.1. escolha do material

As opções mais comuns são o chumbo e a liga conhecida como Cerrobend. O chumbo tem um custo aproximado de US\$ 1,00/kg e funde a aproximadamente 350°C. Esse processo de fundição deve ser obrigatoriamente conduzido em ambiente bem ventilado, preferencialmente com ventilação forçada, em virtude da formação de vapor de chumbo, muito perigoso se inalado. Há certa dificuldade de manuseio desse material, já que estaremos trabalhando a temperaturas muito altas.

Se a escolha for o Cerrobend, o custo é bem maior. Mesmo com a fórmula em mãos, 50% de bismuto, 26,7% de chumbo, 13,3% de estanho e 10% de cádmio, não é fácil conseguir uma mistura bem feita. Muitas vezes, a liga apresenta uma quantidade muito grande de impurezas, prejudicando o ponto de fusão e a homogeneidade da liga, além de favorecer o aparecimento de cavidades e de termos que desprezar boa parte do material adquirido. O Cerrobend funde a 70°C, facilitando enormemente o trabalho. Existem ainda variações dessa liga, por exemplo, retirando o cádmio, que também pode trazer problemas para a saúde do trabalhador, ou acrescentando mercúrio ou outros metais. Embora menos populares, essas variações estão disponíveis no mercado.

Um Serviço que pretenda utilizar blocos apenas para campos muito irregulares pode iniciar um sistema com cerca de 50kg de material. Já aqueles que queiram utilizar blocos individuais para quaisquer campos colimados, em particular para a terapia conformacional, o mínimo recomendado é a aquisição de 100kg de material, nesse caso, sempre o Cerrobend, descartando-se qualquer possibilidade de se usar blocos apenas de chumbo.

2.2. o cadinho

Para o uso de chumbo, devemos ter um cadinho com capacidade mínima de 2 litros e controle de temperatura eficiente que mantenha o chumbo 5 ou 10°C mais quente que a temperatura de fusão. Se essa temperatura for ultrapassada, os blocos poderão demorar muito para atingirem a temperatura ambiente e poderão aparecer cavidades no interior do bloco.

Se estivermos utilizando o Cerrobend podemos optar por um "banho Maria", por exemplo, a imersão de um jarro de aço num reservatório de água aquecida entre 70 e 75°C. Esse processo, apesar de ser capaz de fundir a liga, é extremamente rudimentar e não permite o controle rigoroso da qualidade do bloco. O Cerrobend pode estar numa temperatura muito elevada e produzir blocos que "afundem" na parte central ou tenham uma certa porosidade, já que o resfriamento será inadequado. Além disso, parte do material pode estar mais quente e a diferença de temperatura pode levar a irregularidades na densidade do bloco. A melhor opção é o cadinho eletrônico, com rigoroso controle da temperatura, permitindo utilizar a liga com um diferença de 1 ou 2° em relação à temperatura ideal. O uso desses cadinhos permite ter toda a liga na temperatura correta. Assim, serão produzidos blocos com pouquíssima deformação. Não é preciso dizer que a opção caseira é muito mais barata, já que um cadinho eletrônico pode custar cerca de US\$ 1.000,00.

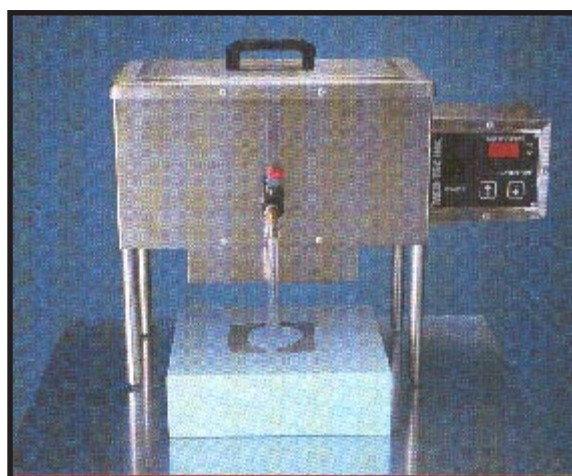


Fig. 12. Cadinho eletrônico, isopor de densidade alta e Cerrobend

Alguns modelos mais sofisticados podem incluir placas refrigeradas para a colocação do molde, resultando em resfriamento mais rápido. Nesse caso, um bloco pode estar pronto em cerca de 30 minutos. Também como acessório, pode-se incluir um sistema de vibração dessa placa refrigerada, prevenindo a formação de cavidades ou qualquer outra deformação dos blocos. Modelos como esse podem custar até US\$ 4.000,00.

2.3. o molde

O polipropileno expandido (isopor) é a opção usual, permitindo corte e modelagem a custo baixo. A opção mais barata é a compra de isopor de densidade baixa, geralmente conhecido como P1 e produzido no Brasil. Esse material tem "granulação" maior e densidade menor. É facilmente deformado quando pressionamos sua superfície. Não resiste a temperatura acima de 50 ou 60°C. Conseqüentemente, não pode ser usado diretamente com o Cerrobend, muito menos com o chumbo. Para o chumbo recorre-se ao contra-molde feito com terra socada. Esse método deve ser evitado: é trabalhoso, impreciso e demorado. Para o Cerrobend, o isopor deve ser revestido internamente com fita adesiva para que a liga não infiltre no molde ao derreter os grânulos do isopor. Se isso ocorrer será necessário um trabalho extra para o acabamento do bloco, com conseqüente perda de material e de tempo. Outras densidades, P2 a P6, podem apresentar alguma melhora na qualidade do molde, com pequeno aumento de custo.

Existe também a opção de usarmos o isopor de densidade alta, conhecido como isopor azul. Sendo importado, tem custo maior, mas precisão e praticidade inigualáveis. Sua espessura é rigorosamente constante, a granulação finíssima e é praticamente indeformável se usarmos apenas as mãos. Com essas características é possível verter o Cerrobend diretamente na cavidade do molde. O resultado é um molde mais preciso e indeformável se usarmos apenas as mãos. Com essas características é possível verter o Cerrobend diretamente na cavidade do molde. O resultado é um molde mais preciso e que praticamente dispensa acabamento. Com esse isopor também é mais fácil con-

trolar a perda de material ainda líquido que pode escorrer por baixo do molde.

2.4. o cortador de isopor

Novamente temos uma variação de preços e qualidade muito grande. Os modelos importados mais simples custam em torno de US\$ 9.000,00. Todos têm grande versatilidade, variação precisa de posição da bandeja ou de distância foco-filme, e permitem cortes precisos. Alguns modelos mais sofisticados incluem sensor de tensão no fio de corte, o que permite variar automaticamente a temperatura do fio dependendo da velocidade com que se movimenta o cursor. Essa capacidade evita erros e facilita muito a operação. O custo de um equipamento com essa sofisticação pode passar os US\$ 15.000,00.

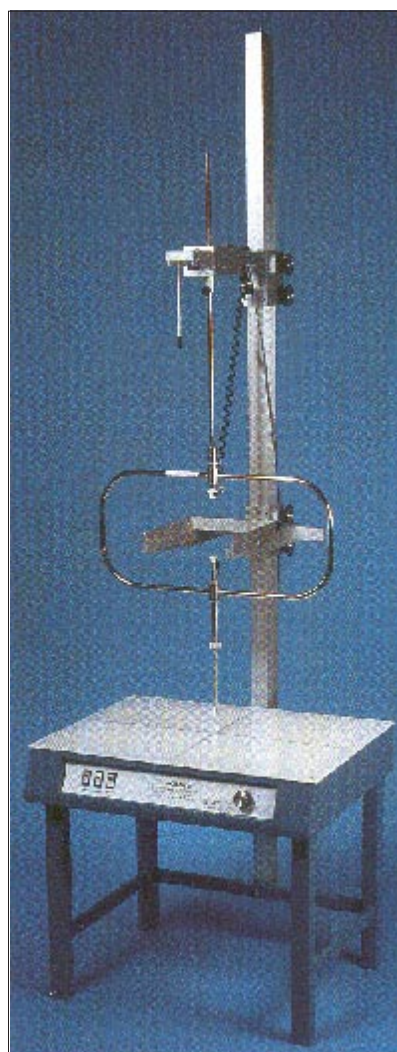


Fig. 13. Cortador de isopor disponível no mercado

2.5. Cortador de isopor disponível no mercado

As opções caseiras têm custo de aproximadamente US\$ 1.000 a US\$ 2.000,00 e exigem mais atenção do operador, gerando mais erros e a necessidade de se cortar novo bloco.

2.6. bandejas individuais

Optando-se pelos blocos personalizados, é imprescindível se contar com um número grande de bandejas para se prender os blocos. A diferença entre os diversos fornecedores desse item é a precisão no corte e a adaptação ao trilho de cada equipamento. Os preços variam pouco, algo em torno de US\$ 50,00 a US\$ 70,00 cada bandeja. O número de bandejas a ser adquirido deve levar em consideração o número de pacientes, a técnica de tratamento a ser empregada e as perdas de bandejas, que com o tempo, quebram ou ficam muito amareladas ou riscadas, inviabilizando seu uso correto.

2.7. Bolus

Muitos dos pacientes submetidos à radioterapia necessitam de uma distribuição de dose não disponível com campos únicos de tratamento. Nesses casos pode-se optar pela colocação de materiais sobre a pele do paciente para alterar essa distribuição. Esses materiais devem ser maleáveis e ter um excelente contato com a pele. Muitas vezes se usam opções não reprodutíveis, com chumaço de gaze molhada. Outras, materiais não maleáveis e com inadequado contato com a pele. Outra preocupação é a constância da espessura do material, em geral muito precária nas soluções caseiras. Existem algumas opções disponíveis no mercado, todos a custo baixo.

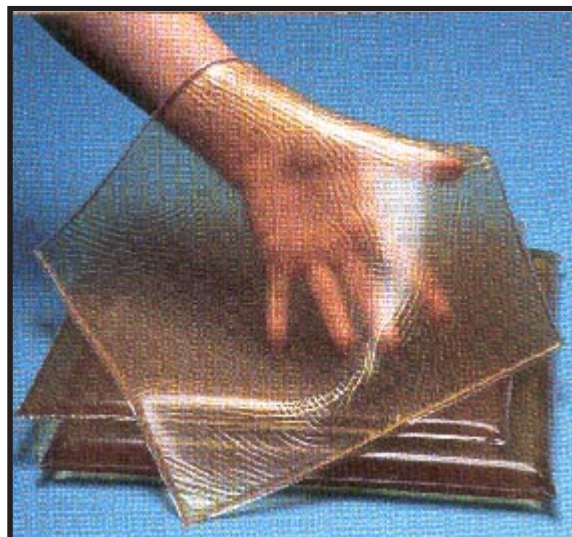


Fig.13. Bolus de 30cm x 30cm que pode ser recortado em pedaços menores

A quantidade de bolus a ser adquirida depende muito da disponibilidade, ou não, de feixes de elétrons no Serviço. Tratamentos com elétrons freqüentemente exigem a colocação de bolus no paciente.

2.8. Compensadores

Nas situações de tratamentos de pacientes com contornos irregulares, pode ser requerida a confecção de moldes para compensar essas diferenças de contorno. Em geral, os blocos compensadores têm formato bastante irregular e a confecção desses blocos só será de boa qualidade quando utilizado um sistema microprocessado. Esses sistemas incluem a captura de imagens do paciente e o corte automático do bloco de isopor, para posterior preparo do bloco compensador. Um sistema computadorizado tem custo bastante elevado, cerca de US\$ 100.000,00 e está praticamente fora de possibilidade de implantação no Brasil.

2.9. Moldes para braquiterapia

A braquiterapia pode exigir moldes para sustentação das fontes ou cateteres, ou para a alteração da distribuição de dose. O procedimento mais comum é utilizar material odontológico. O auxílio de um especialista na área é muito interessante, ajudando na escolha do material e na bus-

ca de um fornecedor. Também foram desenvolvidos materiais específicos para radioterapia, com características mais apropriadas para a área. Um desses materiais é composto de um termoplástico com metal não tóxico e podem ser modelados diretamente no paciente, inclusive dentro da boca. A maior vantagem desse material é a absorção equivalente a 1/3 da absorção do chumbo.

2.10. Material de apoio

Além de todos os materiais específicos, existe uma grande variedade de material básico para uma oficina de moldes. Toda oficina de moldes deve ter uma furadeira, se possível uma furadeira de bancada, esmeril, morsa, ferramentas menores como chaves, martelo comum, martelo de borracha, lixa, etc.. A variedade de preços e modelos é bastante grande e cabe a cada Instituição escolher seu conjunto de material de apoio conforme as necessidades e disponibilidade financeira.

CAPÍTULO 6 - DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

Regina Maria Godoy Lopes

O tratamento radioterápico é feito através da deposição da energia vinda do equipamento gerador do feixe de radiação para o meio a ser irradiado, ou seja, transferência de energia vinda da máquina através do feixe de radiação, para o campo de tratamento marcado pelo médico. Para que a quantidade de radiação calculada, seja igual a dose prescrita pelo médico é necessária uma dosimetria nos equipamentos de Radioterapia.

Dosimetria é a medida da dose de radiação, ou quantidade de radiação depositada no tecido. Para nos assegurarmos da medida da radiação, ou seja, para fazermos uma dosimetria confiável, devemos:

a) Em primeiro lugar, associar um meio que possa reproduzir, da forma mais próxima o tecido humano. A esses meios damos o nome de fantasmas.

b) Em segundo, conhecer os dosímetros clínicos que associam quantidades medidas às grandezas físicas, para determinar a dose absorvida pelo tecido ou pelo fantoma.

c) Terceiro, determinarmos a maneira de efetuar a medida da radiação e associá-la com a dose absorvida pelo tecido.

Fantomas

Os fantasmas consistem de um meio onde existe uma distribuição de dose que se aproxima ao máximo do que ocorre no paciente, com relação à absorção da radiação e espalhamento produzidos pelo músculo e outros tecidos moles. Pela dificuldade existente em medir diretamente a distribuição de dose no paciente, eles o substituem com muita propriedade.

Sabemos que o tecido humano é composto na sua maior parte por água. Como o fantoma deve simular o tecido vivo, a procura de materiais que o substitua, recai sobre a densidade, e

para isto procuramos materiais similares ao tecido humano com a densidade próxima a um. Os fantasmas podem ser feitos de materiais líquidos ou sólidos.

A tabela abaixo mostra os materiais utilizados como fantoma. Os materiais tabelados, permitem a dosimetria de forma direta, substituindo o paciente. A água, largamente utilizada, oferece alguns inconvenientes quando não se tem câmaras à prova d'água. A solução é utilizar os fantasmas sólidos, como o lucite e o "solid water" (constituídos de blocos de espessuras variadas).

Material	Densidade g/cm ³
Água	1.00
Poliestireno	1.03-1.05
Plexiglas	1.16 - 1.20
Polietileno	0.92
Parafina	0.87 - 0.91
Mis D	0.99
M3	1.06
Solid Water	1.00

Tabela 1 - Materiais utilizados como fantasmas

Além destes materiais, existe um fantoma antropomórfico, que simula exatamente um corpo humano e que auxilia na determinação de doses em pontos específicos. Este fantoma representa o corpo de um homem de estatura média; no seu interior existe a presença de todas as formações ósseas e vísceras.

Distribuição da Dose Absorvida

Ao iniciar o tratamento, o radioterapeuta delimita, no paciente, a área a ser tratada e prescreve a dose. Através desse planejamento são definidos todos os parâmetros do tratamento tais como: entradas dos campos, energia, equipamento, técnica, fracionamento e doses diária e total.

No planejamento, o físico pode se utilizar de várias ferramentas para calcular a unidade monitora ou o tempo correspondente à entrega da dose prescrita pelo radioterapeuta.

Finalmente, quando o paciente submetido ao tratamento, é desenvolvido todo um trabalho, envolvendo conceitos importantes, bem como uma nomenclatura extremamente particular ao processo, descritas a seguir:

Dose: A dose comumente chamada, representa a dose absorvida, medida num ponto específico no meio, e se refere à energia depositada naquele ponto. A unidade para a dose é o Gray (Gy), que é igual a 1Joule/kg .

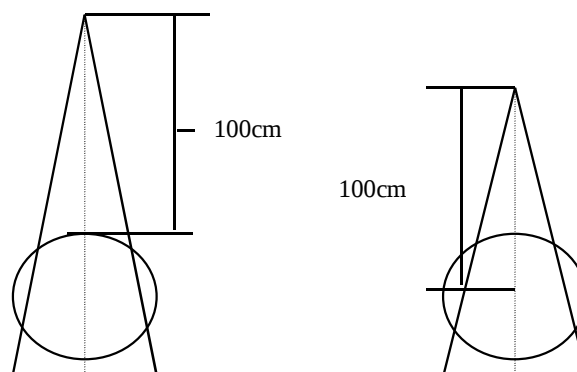
Profundidade: A profundidade é a distância abaixo da superfície da pele onde a dose deve ser liberada. Algumas vezes, quando o tratamento é prescrito para campo único, a profundidade representa o ponto de cálculo para aquele tratamento específico. Para campos paralelos e opostos a profundidade geralmente é a do meio plano. Para tratamentos com múltiplos campos a profundidade é determinada através do resultado da intercessão destes campos.

Diâmetro antero-posterior (DAP): É a medida feita no paciente, da separação entre a entrada do feixe e sua saída. Esta medida se refere ao paciente deitado em decúbito ventral. Caso o feixe de radiação entre lateralmente, esta separação é chamada de Diâmetro latero-lateral (DLL). Estas medidas servem para o cálculo das doses em tratamentos feitos com campos paralelos e opostos.

Distância foco pele (SSD - source-skin distance): SSD é a distância entre a fonte (foco) e a pele do paciente, ou do fantoma. Esta distância é verificada com o auxílio da escala luminosa existente no equipamento. Podemos trabalhar com distâncias de 80cm (no caso de equipamentos de telecobalto e alguns aceleradores lineares) e 100cm (como é o caso da maioria dos aceleradores lineares de construção mais recente).

Isocentro: O isocentro é a intersecção do eixo de

rotação do gantry e o eixo de rotação do colimador da unidade de tratamento. Isto é, um ponto no espaço, que depende do equipamento envolvido. Para as unidades de Cobalto 60 esta distância é de 80 cm e para os Aceleradores Lineares mais modernos é de 100cm.



A: 100 cm SSD

B: 100 cm SAD

Figura 1 - Diagrama mostrando a definição gráfica de SSD e SAD

Distância foco eixo (SAD - source-axis distance): SAD é a distância entre o foco, ou a fonte de raios X (gama) e o isocentro do equipamento de tratamento. Atualmente, os equipamentos de tratamento são desenhados de maneira que o gantry rode em torno deste ponto de referência. Nos tratamentos isocêtricos, o gantry gira ao redor do ponto que se situa no interior do paciente, modificando assim a SSD a cada ângulo posicionado.

Tamanho de campo: O tamanho de campo se refere as dimensões físicas colocadas no colimador correspondente ao campo de tratamento na distância de referência. Este tamanho de campo representa o tamanho da abertura do colimador na condição de isocentro. Ele muda com a distância da fonte, devido à divergência. Por exemplo, um campo de tamanho 10X10 cm no isocentro, tem uma medida menor se a distância for menor que a de isocentro e maior se a distância for maior que a distância do isocentro. Num tratamento isocêntrico o tamanho de campo se relaciona com a profundidade de tratamento, projetando, na pele do paciente, um tamanho de campo menor. Para tratamentos com distância foco pele fixa, o

tamanho de campo na pele do paciente é o mesmo que o colocado no colimador.

Espalhamento: O feixe de radiação utilizado para tratamento é composto de radiação primária e espalhada. A interação da radiação primária pode resultar num espalhamento. Isto pode ocorrer tanto nos colimadores como no interior do paciente, provocando um aumento de radiação. A radiação que é espalhada para trás em relação à superfície do paciente é chamada de radiação retroespalhada. A dose absorvida pelo paciente, resulta da radiação secundária, causada pelas interações onde o fóton cede energia para um elétron. Este elétron sofre várias colisões, perdendo energia em cada uma delas. A maior parte da dose absorvida recebida pelo paciente, resulta da colisão de elétrons espalhados.

Dmax: A profundidade de equilíbrio máximo é a profundidade onde ocorre o equilíbrio eletrônico para o feixe de fótons. Dmax é o ponto onde ocorre a dose absorvida máxima para um campo único de um feixe de fótons e principalmente depende da energia deste feixe. Normalmente a profundidade de ionização máxima aumenta com o aumento da energia do fóton. Dmax ocorre na superfície para feixe de fótons de baixa energia e abaixo da superfície para feixes de fótons de megavoltagem. A tabela 2 ilustra a variação da profundidade de máximo com relação à energia do feixe.

ENERGIA (MV)	Dmáx (cm)
0,20	0
1,25	0,5
4	1,0
6	1,5
10	2,5
18	3,5
24	4,0

Tabela 2 - Profundidade aproximada de Dmáx

Output: O "output" é definido como a taxa de dose do equipamento e sua medida na ausência de meio espalhador e no material equivalente ao tecido. Ele está relacionado com o tamanho de campo, a distância de tratamento e o meio. Mudando o tamanho de campo, distância, ou meio, a taxa de dose também irá mudar. A taxa de dose aumenta

com o aumento do tamanho de campo. O feixe terapêutico de radiação é a adição da radiação primária e espalhada, medida num ponto de referência. Se o tamanho de campo aumenta num equipamento de tratamento, o componente primário de radiação continua sendo o mesmo. Entretanto o aumento da área causa um aumento do espalhamento, que é somado ao "output". Se a distância da fonte de radiação para o ponto de medida aumenta, a taxa de dose deve diminuir devido a lei do inverso do quadrado da distância

Fator Output: O fator output é a relação entre o "output" de um campo qualquer e o "output" do campo definido como padrão para dosimetria que é o campo 10cmX10cm. Ele expressa a mudança do espalhamento com relação ao tamanho de campo. Ele geralmente é normalizado para o campo 10cmX10 cm.

Lei do Inverso do Quadrado da Distância: A lei do inverso do quadrado da distância é uma relação matemática que descreve a mudança na intensidade do feixe causada pela sua divergência.

Como o feixe de radiação se espalha ou diverge ao aumentarmos a distância, sua intensidade diminui. Entretanto como a distância da fonte de radiação aumenta, a intensidade diminui. Por exemplo, um feixe de fótons com aproximadamente 400 fótons é administrado num tamanho de campo 10X10 cm a uma distância de 100 cm. A área do feixe é de 100cm². Se a distribuição dos fótons é homogênea a sua intensidade é de 4 fótons/cm². Para uma distância de 200 cm, o tamanho de campo terá o dobro da dimensão de 20X20 cm. A área deste campo será de 400cm². Existem ainda 400 fótons para cobrir esta nova área maior. Se os fótons cobrirem uniformemente esta área, haverá agora 1 fóton/cm². Notamos que quando dobramos a distância, a intensidade ou o número de fótons por centímetro quadrado diminui para um quarto do valor inicial.

$$I_1 = \frac{1}{(d_1)^2}$$

$$I_2 = \frac{1}{(d_2)^2}$$

A equação acima pode ser utilizada para encontrar a mudança na taxa de dose com a mudança na distância.

$$\frac{\text{Taxa de dose à distância 1}}{\text{Taxa de dose à distância 2}} = \frac{(\text{Distância 2})^2}{(\text{Distância 1})^2}$$

Campo equivalente: O tamanho do campo interfere na maioria das relações dosimétricas. As medidas tabeladas se referem, em geral, a campos quadrados. Para associarmos o campo retangular ao campo quadrado fazemos uso de uma tabela de campos equivalentes, construída de forma empírica e verificada experimentalmente.

O campo quadrado é o campo que tem as mesmas dimensões na largura e no comprimento. Um campo retangular tem as dimensões, largura e comprimento, diferentes. A maioria dos campos de tratamento são campos retangulares. Para o cálculo de dose poderíamos montar tabelas com uma infinidade enorme de campos retangulares, porém por motivos didáticos e de facilidade, comparamos os campos retangulares com campos quadrados que demonstram a mesma característica de espalhamento. A este campo quadrado damos o nome de quadrado equivalente. O método utilizado para se determinar o quadrado equivalente, utiliza a relação 4 vezes a Área dividida pelo Perímetro. O valor encontrado dá o valor do lado do quadrado equivalente. Quando são utilizados blocos de colimação, são criadas duas condições para o mesmo campo; uma área sendo blindada e outra sendo tratada. O campo equivalente agora apresenta características distintas que recebem influência da colimação. O quadrado equivalente pode ser determinado pela exclusão da área colimada ou através da SAR - Relação espalhamento ar.

Absorção da Radiação pelo Tecido

O feixe de radiação, ao atravessar um meio, é absorvido. No corpo humano isto também ocorre. Um feixe que atravessa uma região com pouco tecido, a absorção é pequena. Se, no entanto,

atravessa uma região com maior quantidade de tecido, a absorção será proporcional a esta espessura. Existem vários métodos para medir a atenuação do feixe através do tecido. São eles a porcentagem de dose profunda - PDP, a razão tecido-ar - TAR, a relação tecido-fantoma - TPR, e a relação tecido-máximo - TMR.

O primeiro método utilizado para o cálculo de tratamento foi o da PDP. Este método se aplica para tratamentos que utilizam a distância foco superfície. Na maioria dos serviços de radioterapia do Brasil este ainda é o método mais utilizado. O tratamento é sempre feito posicionando-se o paciente com a distância usual da máquina na pele. Se o tratamento é feito por exemplo no Cobalto, ou num Acelerador Linear que trabalhe a 80cm de distância, a localização é feita dando-se 80 cm de distância foco pele. Se o tratamento é feito em equipamentos que utilizam a escala calibrada a 100cm, esta então será a distância localizada na pele do paciente. A PDP traduz melhor os tratamentos que são feitos com SSD, embora, com correções apropriadas, possa ser utilizada para calcular tratamentos isocêntricos.

Os outros métodos TAR, TPR e TMR trabalham melhor nos tratamentos isocêntricos. Os tratamentos isocêntricos que começam a aparecer com mais constância no nosso meio, é um tratamento onde o cálculo é feito na profundidade de tratamento. A localização para o tratamento é feita colocando-se o isocentro no ponto de cálculo ou seja a distância de tratamento na pele é menor que a distância usual, pois o 80 ou 100 cm da escala estarão dentro do paciente, na região de interesse de tratamento.

Definições dos parâmetros utilizados nos cálculos da dose absorvida:

PDP: Porcentagem de dose profunda - PDP é a razão entre a dose absorvida numa dada profundidade e a dose absorvida numa profundidade de referência, geralmente D_{máx}. A expressão que traduz esta relação é

$$PDP = \frac{\text{Dose absorvida na profundidade } d \times 100\%}{\text{Dose absorvida na profundidade } D_{\text{máx}}}$$

A PDP depende de cinco fatores: a energia, a profundidade, o tamanho de campo, o espalhamento e a SSD.

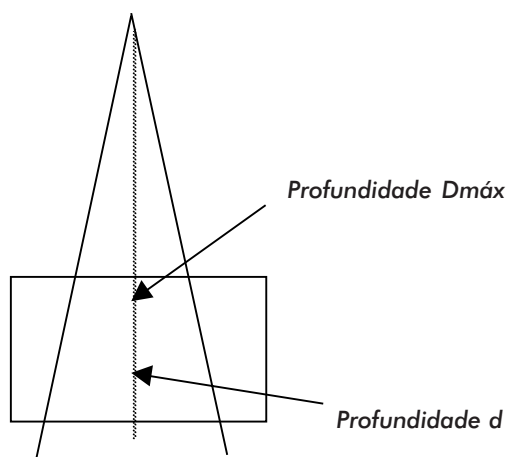


Figura 2 - Diagrama de medida da PDP

Relação Tecido-Ar: A Relação Tecido-Ar (TAR) é a razão da dose absorvida num fantoma numa dada profundidade e a dose absorvida no mesmo ponto no espaço livre.

$$TAR = \frac{\text{Dose no tecido}}{\text{Dose no ar}}$$

O termo espaço livre é utilizado quando fazemos a dosimetria no ar com o auxílio apenas da capa de build-up.

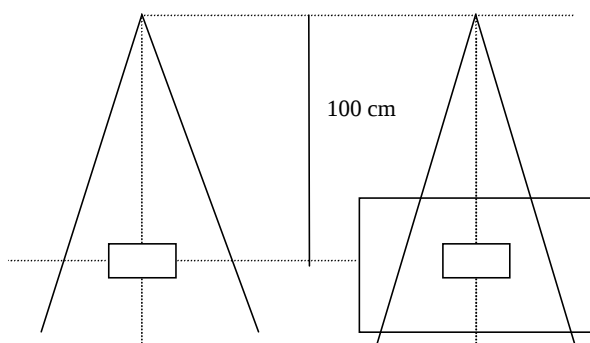


Figura 3 - Diagrama de medida do TAR

Fator de Retroespalhamento: O Fator de Retroespalhamento (FR) dá a razão da taxa de dose com um meio espalhador (fantoma ou água)

INSTITUIÇÕES PARTICIPANTES

Ass. de Comb. ao Câncer do Brasil Central - Hospital Hélio Angotti

Cidade: Uberaba – MG
Presidente: Dr. Odo Adão
Diretor Clínico: Dr. Delcio Scandiuizzi
Luiz Fernando Angotti – médico
Lucilene de Souza Peres – física
Luiz Eugênio de Oliveira – técnico

Ass. de Comb. ao Câncer em Goiás Hospital Araújo Jorge

Cidade: Goiânia – GO
Presidente: Dra. Criseide Castro Dourado
Diretor Geral: Dr. Amaurillo Monteiro de Oliveira
Criseide de C. Dourado – médica
Flamarion B. Goulart – físico
Rosane B. Ferraz – técnica

Ass. Feminina de Educação e Combate ao Câncer Hospital Santa Rita de Cássia

Cidade: Vitória – ES
Presidente: Dra. Telma Dias Ayres
Diretor: Dr. Sérgio Pinheiro Ottoni
Pérsio P. de Freitas – médico
Menelau Yacovenco – físico
Vanderlice Nunes Soares – técnica

Ass. Fem. de Prev. e Comb. ao Câncer de Juiz de Fora – ASCONCER

Cidade: Juiz de Fora – MG
Presidente: Sra. Alair de Carvalho Villar
Diretor Clínico: Dr. João Paulo Vieira
Milton João Ramin – médico
José Galdino Ulisses – físico
Juarez de Jesus Ferreira – técnico

Assoc. Brasileira de Assist. aos Cancerosos Hospital Mário Kroeft

Cidade: Rio de Janeiro – RJ
Presidente: Dr. Hiram Silveira
Superintendente Médico: Dr. Edson Joaquim Santana
Antônio José Nunes Lopes – médico
Maria Armanda P. Abrantes – física
Jorge Martins T. Sobrinho – técnico

Fundação Antônio Jorge Dino Hospital Aldenora Bello

Cidade: São Luiz – MA
Presidente: Dra. Célia Jorge Dino
Diretor Médico: Dr. Antônio do Espírito Santo Monteiro Neto
Elionora Jansen de Mello – médica
Jorge Moisés L da Costa – físico
Saturnino Augusto S. Neto – técnico

Fundação Antônio Prudente Hospital A. C. Camargo

Cidade: São Paulo – SP
Presidente: Dr. Ricardo Renzo Brentani
Diretor Clínico: Dr. Daniel Deheinzelin
Antônio Cassio Pellizon – médico
Gisele de Castro Pereira – física
Maria de Fatima de A Lage – técnica

Fundação Centro de Controle de Oncologia – FCECON

Cidade: Manaus – AM
Presidente: Dr. Manoel Jesus Pinheiro Coelho
Diretor Técnico: Dr. João Batista Baldino
João Bastista Baldino – médico
Aldemir Coelho Maciel – físico
Isair da Silva Lopes – técnico

Fundação de Beneficência Hospital de Cirurgia

Cidade: Aracaju – SE
Presidente : Dr. Edgard Simeão da Motta Neto
Diretor Clínico: Dr. Carlos Vieira Santos
Reges Almeida Vieira – médico
Gilson Francisco M. Freire – físico
Francisco Asciole dos Santos – técnico

Fundação Doutor Amaral de Carvalho

Cidade: Jaú – SP
Superintendente: Dr. Antônio Luis Cesarino de M. Navarro
Diretor Clínico: Dr. Jaime Oliveira de Souza Junior
Batista Oliveira Júnior – médico
Antônio César Pernomian – físico
Maria Izildinha Martins – técnica

Fundação Pio XII

Cidade: Barretos – SP
Presidente e Diretor Técnico: Dr. Edmundo Carvalho Mauad
José Carlos Zapparoli – médica
Francisco S. Marcelino – físico
Fátima Aparecida Duarte – técnica

**Hospital do Câncer
Instituto Nacional de Câncer**
Cidade: Rio de Janeiro – RJ
Diretor Geral: Dr. Jacob Kligerman
Diretor do Hospital : Dr. Paulo de Biasi
Guilherme José Rodrigues – médico
Lúcia Helena Bardella – física
Zulma dos Santos – técnica

**Hospital das Clínicas Faculdade
de Medicina da USP**
Cidade: São Paulo – SP
Superintendente: Dr. José D’elia Filho
Diretor Clínico: Dr. Giovani Guido Cerri
Presidente do Conselho Diretor do Instituto de
Radiologia
Dr. Ricardo Renzo Brentani
Herbeni Cardoso Gomes – médica
Regina Maria Godoy Lopes – física
Maria Izilda Salum Toscano – técnica

Hospital Napoleão Laureano
Cidade: João Pessoa – PB
Presidente: Dr. Antônio Carneiro Arnaud
Diretor Geral: Dr. João Batista Simões
Saulo de Almeida Ataíde – médico
Kelly Cristina Henn – física
Ana Maria Abath Luna Cananea – técnica

Hospital São José do Avaí
Cidade: Itaperuna – RJ
Presidente: Dr. Renan Catharina Tinoco
Tulio Tinoco dos Santos – médico
Regina Célia dos Santos Souza – física
Átila Fernando Benedito – técnico

Hospital São Lucas da PUC – RS
Cidade: Porto Alegre – RS
Diretor Geral: Dr. Leomar Bammann
Diretor Técnico e Clínico: Dr. Marco Antônio
Goldani
Aroldo Braga Filho – médico
Ana Luiza Lopes – física
Ana Luiza Waldert de Araújo – técnica

**Instituto do Câncer Arnaldo
Vieira de Carvalho**
Cidade: São Paulo – SP
Presidente: Dr. Roberto Amparo Pastana Câmara
Diretor Clínico: Dr. Fausto Farah Baraoat
Antônio Cássio Pellizon – médico
Edilson Lopes Pelosi – físico
Alba Valéria G. da Silva – técnica

**Instituto Brasileiro de
Controle do Câncer - IBCC**
Cidade: São Paulo – SP
Diretora Administrativa: Sra. Maria José Menta
Ferreira da Silva
Diretor Técnico Científico: Dr. João Carlos
Sampaio Goés
Leontina Caobianco – médica
Adelmo José Giordani – físico
Márcia Katsume Asanome – técnica

Instituto do Câncer do Ceará
Cidade: Fortaleza – CE
Presidente: Dr. Haroldo Godim Juaçaba
Diretor Clínico: Dr. Victor Hugo Medeiros Alencar
José Fernando Bastos de Moura – médico
Rebecca B. Albuquerque Mourão – física
Ana Lucia Cunha – técnica

Instituto Ofir Loyola
Cidade: Belém – PA
Diretor Geral: Dr. Nilo Alves de Almeida
Diretor Clínico: Dr. Fernando Jordão de Souza
Isabel F. Campos – médica
Aurélio Leal Alves – físico
Raimundo Antônio Pereira – técnico

**Irmandade de Misericórdia de Taubaté
Hospital Santa Izabel das Clínicas**
Cidade: Taubaté – SP
Provedor: Dr. José Roberto dos Santos
Diretora Técnica: Dra. Gilzélia Fernandes Batista
Carlos de Oliveira Lopes – médico
Deise Juliana da Silva Dietrich – física
Francisca Rodrigues Raimundo – técnica

**Irmandade Senhor Jesus dos Passos
Hospital da Caridade**
Cidade: Florianópolis – SC
Provedor: Dr. Laudaris Capella
Diretor Médico: Dr. Wilmar Athayde
Ivanir Luiz Perin – médico
Vitor Diógenes Tramintin – físico
Rosana I. Fraga A Cardoso – técnica

**Irmandade Santa Casa de Misericórdia
Porto Alegre - Hospital Santa Rita**
Cidade: Porto Alegre – RS
Provedor: Sr. José Sterb Sanseverino
Diretor Médico: Dr. Jaques Bacaltchuk
Rosemarie F. Stahlschmidt – médica
Ana Luiza Lopes – física
Leila Regina Gezatt – técnica

**Liga Bahiana Contra o Câncer
Hospital Aristides Maltez**

Cidade : Salvador – BA
Presidente: Dr. Aristides P. Maltez Filho
Diretor Técnico: Dr. Marcos Nolasco Hora das Neves
Alberto Bonfim – médico
Wilson Otto Batista – físico
Cleber Santos de Andrade – técnico

Liga Catarinense de Combate ao Câncer

Cidade: Florianópolis – SC
Presidente e Diretor Técnico: Dr. Ernani San Thiago
Ernani Lange S. Thiago – médico
Nicanor Cardoso – físico
Viviane da Silva Cardoso – técnica

**Liga Norte-Riograndense Contra ao Câncer
Hospital Dr. Luiz Antônio**

Cidade: Natal – RN
Superintendente: Dr. Ricardo José Curioso da Silva
Gerente Técnico: Dr. Ivo Barreto de Medeiros
Maria Carlota R. Mendes – médica
Solange Fátima Pincella – física
Antônio Augusto Araújo – técnico

**Liga Paranaense de Combate ao Câncer
Hospital Erasto Gaertner**

Cidade: Curitiba – PR
Superintendente: Dr. Luiz Pedro Pizzato
Diretor Técnico : Dr. José Clemente Linhares
Paula Régia M. Soares – médica
Antônio Della Verde Mendonça – físico
Margareth W. Fagundes – técnica

Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte

Cidade: Belo Horizonte – MG
Provedor: Dr. Saulo Levindo Coelho
Diretor Técnico: Dr. Alberto Veiga
José Eduardo F. Moura – médico
Iara Silva Marques – física
Vera Luci Nunes Alvares Mendes – técnica

**Sociedade Pernambucana
de Comb. ao Câncer**

Cidade: Recife – PE
Superintendente: Dr. Eriberto de Queiroz Marques
Diretor Clínico: Dr. Luiz Mário Campos
Ernesto Henrique Roesler – médico
Homero Cavalcante Melo – físico
Jodielson Correia da Silva – técnico

**Sociedade Piauiense de Comb.
ao Câncer - Hospital São Marcos**

Cidade: Teresina – PI
Presidente e Diretor Médico: Dr. Alcenor Barbosa de Almeida
José Andrade C. Melo – médico
Fernando José S. Ferreira – físico
Lenice Maria Almeida Nunes – técnica

Santa Casa de Misericórdia de Maceió

Cidade: Maceió – AL
Provedor: Dr. Lourival Nunes da Costa
Diretor Administrativo: Dr. Paulo de Lyra
José Cavalcante Nunes – médico
José Joaquim F. Costa – físico
Juarez de Jesus Ferreira – técnico

**Sociedade Paulista para o Desenvolvimento
da Medicina – UFSP**

Hospital São Paulo
Cidade: São Paulo – SP
Superintendente: Dr. Jose Roberto Ferraro
Diretor Clínico: Dr. Antônio Carlos Campos Pignatário
Roberto Segreto – médico
Adelmo Giordani – físico
Maria Ruty Della Torre Conti – técnico

Santa Casa de Misericórdia de Itabuna

Cidade: Itabuna – BA
Provedor: Dr. Edmar Luiz Margoto
Diretor Clínico: Dr. Ruy Souza
Francisco Rego Vieira – médico
Milton Maciel – físico
Antônio Nolasco Dantas neto – técnico

Programa de Qualidade em Radioterapia

EQUIPE OPERACIONAL

Antonio Augusto de Freitas Peregrino – Enfermeiro
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

André Novaes de Almeida – Físico
Instituto Nacional de Câncer

Alessandro de Almeida Silva – Técnico em Eletrônica
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Mariella Santos de Affonseca – Física
Instituto Nacional de Câncer

Ricardo Villa-Forte – Administrador
Instituto Nacional de Câncer

Tatiana Ribeiro – Secretária
Instituto Nacional de Câncer

Cecilia Pachá – Programadora Visual
Seção de Produção de Material Educativo - CEDC/INCA

