

*Ministério da Saúde*  
*Instituto Nacional de Câncer*

## *Programa de Qualidade em Radioterapia*



**1<sup>o</sup>** *Seminário em Radioterapia*  
*Angra dos Reis - Rio de Janeiro*

**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

**PROJETO GRÁFICO**

Wilson Domingues de Souza

**COORDENAÇÃO, EDITORAÇÃO, IMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO**

**Instituto Nacional de Câncer - INCA**

Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT

Rua do Rezende 128, 3º andar - Centro

CEP: 20231-092

Tel.: (0XX21) 242-1122 R: 2301

Coordenação de Ensino e Divulgação Científica

Rua do Rezende 128 - Centro

CEP: 20231-092

Tel.: (0XX21) 242-1122 R.: 2400

**TIRAGEM**

100 exemplares

ã 2001, Ministério da Saúde

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

**1<sup>o</sup>** *Seminário em Radioterapia*  
*Angra dos Reis - Rio de Janeiro*

---

**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:**

 **ABIFCO** 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 – Médico**  
*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*



# AUTORES E COORDENADORES

---

**Adelino José Pereira - Físico**  
Hospital A.C. Camargo - SP

**Antônio Celso Lima Costa Pinto - Médico**  
Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte -  
MG

**Carlos Eduardo de Almeida - Físico**  
Instituto Nacional de Câncer  
Laboratório de Ciências Radiológicas - UERJ

**Célia Maria Paes Viégas - Médica**  
Clínica São Vicente - RJ

**Cláudio H. Sibata - Físico**  
Case Western Reserve University – Cleveland -  
EUA

**Eugênio del Vigna Filho - Físico**  
Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte -  
MG

**Fermin Roland Schramm - Médico**  
Instituto Nacional de Câncer - RJ

**Heloisa A. Carvalho - Médica**  
Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina  
da Universidade de São Paulo - SP

**João Victor Salvajoli - Médico**  
Hospital A.C. Camargo - SP

**Joel F. Gonçalves - Físico**  
Instituto Nacional de Câncer - RJ

**José Carlos da Cruz - Físico**  
Hospital Albert Einstein - SP

**Luis Souhami - Médico**  
Departamento de Oncologia, Divisão de  
Radioncologia  
McGill University - Montreal - CAN

**Marcos Davi Lemos de Mello - Médico**  
Santa Casa de Misericórdia de Maceió - AL

**Maria Armanda Pinto Abrantes - Física**  
Hospital Mário Kroeff - RJ

**Maria Izabel Pinel - Médica**  
Instituto Nacional de Câncer - RJ

**Maria Lúcia Ferreira - Física**  
Instituto Nacional de Câncer - RJ

**Miguel A. Mizziara Filho - Médico**  
Instituto Arnaldo Vieira de Carvalho - SP

**Neiro Waechter da Motta - Médico**  
Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre - RS

**Omar M. Salazar - Médico**  
Louisiana State University Medical Center –  
New Orleans – Louisiana - EUA

**Paulo César Ventura Canary- Médico**  
Instituto Nacional de Câncer – RJ

**Paulo Eduardo R. S. Novaes - Médico**  
Hospital A. C. Camargo - SP

**Salim Aisem - Médico**  
Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina  
da Universidade de São Paulo - SP

**Valdir C. Colussi - Físico**  
Case Western Reserve University – Cleveland -EUA



# APRESENTAÇÃO

---

O Programa de Qualidade em Radioterapia-PQRT busca com este documento, disponibilizar o registro do 1º Seminário em Radioterapia que buscou estabelecer, como resultado de uma semana de discussões e estudos, o primeiro nível de uniformidade de conhecimentos entre os médicos, físicos e técnicos em radioterapia.

As contribuições individuais cuidadosamente preparadas pelos autores representaram um esforço no sentido de organizar as bases técnicas-científicas no âmbito do PQRT.

Esperamos também que o seu conteúdo possa servir de referência para aqueles que não participam do PQRT e que poderão ter acesso a este documento.

As bases da discussão sobre as condutas em radioterapia, dosimetria e controle da qualidade ficam lançadas por este documento e pelas decisões amadurecidas que virão para a sua definição.

**Dr. Jacob Kligerman**  
INCA/Ministério da Saúde

**Dr. Marcos Moraes**  
ABIFCC



# CONTEÚDO

---

## **INTRODUÇÃO, 11**

**Bioética e Trabalho em Equipe Multiprofissional: Problemas e Desafios, 13**  
*Fermin Roland Schramm*

**Novas Tendências da Teleterapia e Braquiterapia, 19**  
*João Victor Salvajoli*

**Planejamento de Protocolos Clínicos, 27**  
*Luis Souhami*

## **CAPÍTULO 1 - Câncer do Colo Uterino, 39**

**Epidemiologia, Etiopatogenia, Diagnóstico e Estadiamento Clínico, 41**  
*Paulo Eduardo R. S. Novaes*  
Coordenador: *Salim Aisem*

**Planejamento Computadorizado, 51**  
*Maria Armanda Pinto Abrantes*  
Coordenador: *Carlos E. de Almeida*

**Anatomia topográfica x planos de tratamento, 61**  
*Célia Maria Pais Viégas*  
Coordenador: *Paulo Cesar Ventura Canary*

## **CAPÍTULO 2 - Câncer de Mama, 79**

**Epidemiologia, Etiopatogenia, Diagnóstico e Estadiamento Clínico, 81**  
*Miguel A. Mizziara Filho*  
Coordenador: *Antônio Celso Costa Pinto*

**Planejamento Computadorizado, 91**  
*Cláudio H. Sibata e Valdir C. Colussi*  
Coordenador: *José Carlos da Cruz*

**Anatomia topográfica x planos de tratamento, 101**  
*Célia Maria Paes Viégas*  
Coordenador: *Paulo Cesar Canary*

## **CAPÍTULO 3 – Tumores Avançados, 117**

**Epidemiologia, Etiopatogenia, Diagnóstico e Estadiamento Clínico, 119**  
*Omar M. Salazar*  
Coordenador: *Neiro Waechter da Motta*

**Planejamento Computadorizado, 133**  
*José Carlos Cruz*  
Coordenador: *Adelino J. Pereira*

**Anatomia topográfica x planos de tratamento, 139**  
*Heloisa A. Carvalho*  
Coordenador: *Neiro Watcher da Mota*

## **CAPÍTULO 4 - Câncer de Pulmão, 147**

**Epidemiologia, Etiopatogenia, Diagnóstico e Estadiamento Clínico, 149**  
*Heloisa A. Carvalho*  
Coordenador: *Maria Izabel Pinel*

**Planejamento Computadorizado, 157**  
*Joel F. Gonçalves*  
Coordenador: *Carlos E. de Almeida*

**Anatomia topográfica x planos de tratamento, 167**  
*Marcos Davi Lemos de Mello*  
Coordenador: *Maria Izabel Pinel*

## **CAPÍTULO 5 – Temas Físicos, 177**

**Protocolo de Calibração IAEA TRS #277, 179**  
*Eugenio del Vigna Filho*  
Coordenador: *Adelino J. Pereira*

**Protocolo de Controle da Qualidade, 221**  
*Maria Lúcia Ferreira*  
Coordenador: *Carlos E. de Almeida*



# Introdução

## **Bioética e Trabalho em Equipe Multiprofissional: Problemas e Desafios**

Fermin Roland Schramm

## **Novas Tendências da Teleterapia e Braquiterapia**

João Victor Salvajoli

## **Planejamento de Protocolos Clínicos**

Luis Souhami





# Bioética e Trabalho em Equipe Multiprofissional: Problemas e Desafios

Fermin Roland Schramm

## INTRODUÇÃO

A prática profissional e a filosofia moral contemporânea devem enfrentar, a ambas, um duplo desafio.

A prática profissional, a exigência da especialização, requerida pelos avanços científicos e técnicos - que implicam na crescente incorporação destes em seu universo de referência, por um lado, e o imaginário de uma competência “holística”, consistente na capacidade de não perder de vista o conjunto - exigência requerida a viva voz pela própria sociedade, por outro.

A filosofia moral, a transformação do campo de suas referências axiológicas, tradicionalmente consideradas como referências firmes e absolutas para orientar a conduta e, atualmente, consideradas como conjunto de valores historicamente determinados e só válidos *prima facie*, isto é, não válidos sempre mas tão somente em situações específicas.

É este duplo desafio que pretendo enfrentar em minha apresentação sobre as relações entre bioética e trabalho multiprofissional.

## A ESPECIALIZAÇÃO PROFISSIONAL E SUAS IMPLICAÇÕES SOCIAIS

A prática profissional contemporânea enfrenta um paradoxo: para dar conta de sua dupla função social e transformadora do real, o profissional deve inexoravelmente especializar-se incorporando, cada vez mais, as novas ferramentas, teóricas e práticas, propiciadas pela ciência e a técnica. Mas, assim fazendo, seu campo de competência parece tornar-se, também inexoravelmente, parcial.

Tudo se passaria portanto como se a especialização implicasse a “redução” do campo de aplicação da prática, razão pela qual o especialista, que não quisesse perder a visão do conjunto, precisasse de outras competências, possuídas somente por outros profissionais. É por isso que surge a necessidade do trabalho em equipe, ou multiprofissional.

Talvez exista uma razão para isso, sintetizada pelo lingüista Ferdinand de Saussure, quando afirmara que *é o ponto de vista que cria o objeto*.

Agora, parece haver, nas sociedades tecnocientificamente avançadas, também uma desconfiança crescente do público frente aos “especialistas”, como bem mostra o interesse crescente para os assim chamados enfoques “holístico” e “complexo”, os quais pretendem resgatar – cada um em sua especificidade - a unidade perdida tanto do pensar como do agir, sem, entretanto, perder a necessária competência especializada.

É neste contexto – acredito – que devam ser pensados os desafios que enfrenta o trabalho qualificado das equipes multiprofissionais, inclusive o das equipes oncológicas.

Em outros termos, o trabalho profissional no campo biomédico, apesar da – ou devido à – sua especialização crescente nos âmbitos das práticas preventivas e terapêuticas (no seu duplo aspecto de cura e dos cuidados), vem se configurando cada vez mais como uma rede densa e interligada de pontos de vista parciais.

Assim sendo, os especialistas - para dar conta da complexidade dos problemas enfrentados - devem relacionar-se com outros pontos de vista, igualmente parciais, sem contudo perder de vista o conjunto, ou seja, ao mesmo tempo, dar conta da complexidade dos problemas e das características estudadas pela abordagem da especialização competente, em vista de resolver as novas situações de conflito relativas às modalidades do nascer, viver e morrer. Caso contrário, o profissional encontrar-se-ia na situação do tolo, descrita pelo ditado chinês, segundo o qual “quando o dedo indica a lua, o tolo olha para o dedo”.

Isso é um desafio constante para qualquer profissional em saúde, inclusive para o profissional em oncologia, o qual deve trabalhar em equipe para responder à “totalidade complexa” representada por cada situação enfrentada na prática, mas não pode abrir mão de sua competência específica, sem a qual ficaria “a reboque” do resto da equipe.

O mesmo tipo de problemas é enfrentado pelo especialista em filosofia moral, como o bioeticista.

## A BIOÉTICA É MULTI, INTER OU TRANSDISCIPLINAR?

A bioética, ou “ética da qualidade da vida” (conforme sua definição laica prevalente entre especialistas não confessionais), surge nos anos 70 como um campo interdisciplinar de análises e prescrições morais, aplicadas às práticas da

biomedicina, que vinham se transformando profundamente graças aos avanços científicos e tecnológicos, por um lado, e socioculturais, por outro, desde os anos 40.

A bioética tem duas dimensões distintas mas, por tratar-se de uma ética aplicada, indissociáveis: uma *descritiva*, a outra *prescritiva*. Historicamente, a bioética, em sua vertente descritiva, veio confrontar-se e “interagir” com as novas disciplinas preocupadas com a conduta humana, tais como a sociologia moral e a psicologia moral.

Entretanto, isso não quer dizer que ela deva, por assim dizer, “dissolver-se” nas outras disciplinas, tornando-se, por exemplo, uma bioética sociológica ou psicológica pois, além de descrever as condutas, a bioética, enquanto parte da filosofia, deve ocupar-se também do porquê, isto é, das razões de um determinado comportamento, no qual caso sai-se dos esquemas da bioética descritiva e entra-se necessariamente no âmbito prescritivo.

Na sua vertente prescritiva, a bioética parte, inicialmente, da análise racional e imparcial dos argumentos morais (dos porquês) em jogo num conflito moral. Isso quer dizer que, após avaliar a força (ou cogência) de tais argumentos, é possível que o especialista em bioética (o bioeticista) chegue à conclusão de que um determinado argumento é mais cogente que o(s) outro(s) e que, portanto, este mereça ser priorizado com relação aos demais. Tal operação implicará portanto na *prescrição* do argumento “vencedor” (o que não passa de ter uma profunda similitude com a atividade médica, a qual não só diagnostica, mas também prescreve).

Agora, é possível também que não se consiga dirimir um conflito pela escolha do “melhor” argumento, no qual caso enfrenta-se um dilema, isto é, uma situação na qual todos podem, a princípio, ter (ou não ter) razão.

Se isso acontecer (o que é muito comum num mundo multicultural), só sobrará a negociação incerta e problemática entre os assim chamados “estranhos morais” (Engelhardt) em vista de se chegar a um consenso e a uma solução pragmática. Mas isso não é sempre possível, pois o consenso, mesmo de tipo pragmático, pressupõe que os participantes a uma disputa moral concordem em admitir que o consenso seja melhor que a briga e a guerra e que existam regras de linguagem aceitáveis *a priori*.

Seja como for, pode-se dizer que a bioética é o mesmo tempo uma disciplina do campo da filosofia moral e um campo multi, inter e transdisciplinar das ciências humanas e sociais. Enquanto disciplina, ela se inscreve nos programas acadêmicos (como qualquer outra disciplina) e formará portanto especialistas em bioética, a

princípio competentes em analisar racionalmente os vários aspectos dos conflitos, afim de chegar, após ponderação dos argumentos em jogo, a alguma solução razoável.

Enquanto campo multi, inter e transdisciplinar a bioética constitui, por exemplo, a ferramenta dos assim chamados Comitês de Ética em Pesquisa (CEPs) ou dos Conselhos de Bioética (ConBios), os quais só funcionam corretamente se formados por especialistas vindos de várias áreas do conhecimento e de representantes da sociedade civil, cada um com seu ponto de vista claramente definido e explicitado, e se terão em vista sua função social, que é a construção do consenso em vista de dirimir questões moralmente problemáticas.

Vejamos com mais detalhes tais características e porque elas são necessárias (embora talvez não suficientes).

1) Um Conselho de Bioética deve ser *multidisciplinar* porque a complexidade dos problemas enfrentados o requer. Com isso quero dizer duas coisas.

Em primeiro lugar que se os problemas não fossem complexos tais Conselhos seriam perfeitamente inúteis, visto que os procedimentos e as instituições tradicionais seriam perfeitamente suficientes. Afinal, a ética hipocrática conseguiu orientar a prática médica durante mais de dois mil anos, sem maiores problemas.

Agora, no mundo contemporâneo secularizado, multicultural, democrático e pluralista veio justamente a faltar o fundamento único e universalmente válido capaz de dirimir *a priori* os conflitos de interesses e de valores. Em outros termos, no mundo contemporâneo tanto a Verdade quanto o Bem são concebidos como produtos de interpretações, as quais dependem das premissas metodológicas, dos pontos de vista, das modalidades interpretativas e dos contextos socioculturais.

Assim sendo, a multidisciplinaridade é justamente uma maneira de contornar tais problemas, visto que se quisermos chegar a algum tipo de consenso sobre o que fazer devemos ao mesmo tempo evitar o relativismo (que impede a princípio a ação) e o universalismo apriorístico (que impõe um certo tipo de ação), afim de construir algum tipo de consenso que respeite simultaneamente as diferenças de crenças e valores sem perder de vista o objetivo principal, que é de dirimir o conflito.

2) Um Conselho de Bioética deve ser também *interdisciplinar*, porque a multidisciplinaridade sozinha é insuficiente. Isto deve-se ao fato de que a multidisciplinaridade, quer dizer, a pluralidade pontos de vista sobre um assunto, não tem *per se* a capacidade de integrar os vários pontos de vista.

Por isso costuma-se dizer que a multidisciplinaridade pode muito bem ser uma mera justaposição de pontos de vista sem algum denominador em comum, no qual caso teríamos a situação dos “estranhos morais” descrita por Engelhardt, a qual não chega a nenhuma solução, ou então, a uma solução arbitrária imposta.

A preocupação interdisciplinar preocupa-se justamente com este denominador comum, e isso de duas maneiras.

Em primeiro lugar, partindo da constatação de que, para iniciar o debate, este deve ser livre de qualquer preconceito e de qualquer posição moral *a priori*. Por isso afirmo que a bioética, em sua vertente descritiva, consiste na análise imparcial dos argumentos em conflito numa disputa moral. Agora, esta “imparcialidade” não é fácil de ser exercida, e isso por duas razões.

Primeiro, porque não existe olhar que não seja dependente de um ponto de vista e nenhuma avaliação moral independente de algum sistema de referência de tipo axiológico. Neste caso, torna-se necessária a operação consistente na análise crítica do próprio ponto de vista defendido, submetendo-o a toda uma série de provas, em particular considerando que todo ponto de vista, embora seja o meu, é um dos pontos de vista possíveis e que, após ter passado ao crivo da crítica e da discussão, meu ponto de vista pode mudar. Segundo, porque o principal instrumento da crítica – que é a razão - vem sendo submetido ao fogo cruzado da suspeita e desconfiança há mais de meio século, quer dizer, ao próprio método da crítica, e com isso viria a faltar o principal instrumento necessário para dirimir os conflitos, os quais se tornariam praticamente insolúveis. Esta é a posição defendida principalmente pelos assim chamados filósofos pós-modernos.

Sem entrar muito em detalhes, pode-se dizer que o principal argumento contra a razão seria sua pretensão à *universalidade*, supostamente capaz de criar uma instância de segunda ordem, ou metadiscursiva com poder de dirimir conflitos. De fato – afirmam os críticos – esta pretensão à universalidade não seria mais compartilhada nem ao interior da própria cultura ocidental (não podemos esquecer que a crítica pós-moderna nasce ao interior da própria cultura ocidental), na qual existiria de fato, na melhor das hipóteses, uma pluralidade de razões concorrentes, todas igualmente legítimas, e, na pior, a “desrazão”, como indicariam todas as situações aparentemente absurdas vivenciadas em nosso cotidiano.

Assim sendo, a crítica se viria desprovida tanto da racionalidade quanto da imparcialidade que permitiriam a princípio à bioética desenvolver seu papel.

Agora, graças aos avanços da lógica contemporânea, pode-se dizer que a crítica pós-moderna à razão atinge uma concepção de razão que não é aquela principalmente utilizada pela bioética e a ética aplicada. Com efeito, enquanto ética aplicada, a bioética utiliza principalmente não a razão teórica dos lógicos (embora não a dispense em determinados casos de análise metaética), mas sim a *razão prática*, cuja característica principal, desde Aristóteles, é justamente a procura de se atingir uma conclusão razoável sobre o que fazer. Em outros termos, a razão prática preocupa-se preferencialmente com a relação entre objetivos e meios para atingi-los, os quais devem ser razoáveis mas não necessários, visto que o objetivo não é a Verdade mas o Bem. Assim sendo, o esforço interdisciplinar de um Conselho pode muito bem respeitar diferentes concepções de racionalidade, como as várias “racionalidades médicas” pressupostas nas várias abordagens sobre um problema específico e, no entanto, ter um objetivo comum que vise resolver tal problema específico. De fato, a experiência mostra que pessoas com opiniões diferentes sobre um assunto conseguem entender-se, apesar das filosofias ou crenças diferentes, e isso porque quanto mais uma questão é específica tanto mais se reduz o número de respostas possíveis, e portanto a fonte do conflito.

3) Por fim, um Conselho de Bioética deve ainda ser *transdisciplinar*, visto que a multi e a interdisciplinaridade, sozinhas, são ainda insuficientes quando se trata de dar um parecer que permita tomar uma solução.

Com efeito, a multidisciplinaridade, partindo da constatação da parcialidade de cada ponto de vista, permite evitar parcialmente esta parcialidade pelo “somatório” de vários pontos de vista. Por sua vez, a interdisciplinaridade, ao tentar contornar o perigo da mera justaposição implicada pela multidisciplinaridade, e que pode redundar num “diálogo entre surdos”, propõe uma visão integrada entre os vários aspectos do problema, já detectados pela abordagem multidisciplinar.

Mas isso é ainda insuficiente, pois o consenso resultante de um acordo em vista de resolver um conflito implica, muitas vezes, em saber se colocar no lugar do outro, para entender plenamente suas razões. É isso que a transdisciplinaridade torna a princípio possível.

## **APLICABILIDADE DA BIOÉTICA AO PROBLEMA DA DOR.**

As ferramentas da bioética, como a acabamos de descrever falando do Conselho de

Bioética, podem servir para dirimir conflitos entre as próprias equipes oncológicas?

Não estou em boa posição para responder a esta pergunta, que deverá ser respondida pelos próprios profissionais.

Entretanto, retomando a discussão anterior sobre a composição e os métodos de trabalho dos Conselhos de Bioética, pode-se dizer que existe pelo menos uma profunda analogia entre tais Conselhos e as equipes multiprofissionais em oncologia, sobretudo quando se tenha em conta a questão da dor e do sofrimento dos pacientes oncológicos.

Com efeito, dor e sofrimento no paciente oncológico se manifestam de várias maneiras, o que induziu Cecily Saunders a criar nos anos 80 a expressão “dor total”. Este aspecto da doença neoplásica tem implicações práticas na gestão da terapia contra a dor, visto que esta se torna necessariamente multidisciplinar. De fato, envolve o oncologista médico, o anestesista, o cirurgião, o radioterapeuta, o quimioterapeuta, o fisiatra, o psicólogo, o gestor em saúde, dentre outros, cada um com um papel específico na estratégia complexiva do tratamento. Isso é necessário porque somente a integração dessas especialidades permite avaliar as reais exigências terapêuticas e estabelecer o melhor tratamento para um paciente específico. Sem entrar na polêmica da hierarquização entre os vários especialistas que trabalham em equipe, necessariamente ligada a questões equívocas de exercício do poder (que considero pouco produtiva para o assunto que pretende expor), pode-se dizer que os problemas pertinentes para a bioética são também *mutatis mutandis* os mesmos daqueles das equipes oncológicas.

Com efeito, a equipe oncológica, para funcionar, embora deva respeitar a especificidade de cada um de seus profissionais afim de poder enfrentar as várias facetas da dor e do sofrimento de seus pacientes (nisto ela é multiprofissional), deve ainda saber integrar as atividades específicas de seus profissionais, em vista de atingir seus objetivos pela otimização entre meios e fins (nisto ela é interdisciplinar). Por fim, deve fazer com que, cada profissional entenda o sentido (não os detalhes técnicos) do que os outros membros da equipe fazem, seus acertos e erros, afim que não surjam conflitos ao interior da equipe que prejudiquem seu trabalho (nisto ela é transdisciplinar).

Agora, existem dois problemas, relevantes do ponto de vista moral, que toda equipe oncológica deve necessariamente enfrentar e para as quais a bioética pode ajudar os membros da equipe.

O primeiro é o problema – detectado inicialmente pelos teólogos morais – da relação adequada entre meios e fins, ou seja, a questão dos meios ordinários e extraordinários utilizados

na estratégia de combate ao câncer (de fato esta discussão vale para qualquer atividade terapêutica não só para a oncologia), sobretudo tendo em conta as conseqüências de tal estratégia. Este problema torna-se cada vez mais importante quando se considere a finitude/escassez dos recursos disponíveis.

O segundo problema, diretamente relacionado ao primeiro, é o problema da assim chamada obstinação terapêutica (e de suas motivações e justificações), frente ao desejo e vontade do paciente, quer dizer, à sua autonomia decisória no que lhe diz respeito.

Do ponto de vista da bioética, o primeiro problema diz respeito sobretudo à moralidade do ato, o segundo à moralidade do agente, quer dizer, às conseqüências do agir, no primeiro caso, e às motivações pessoais, no segundo. Acredito que sem uma sábia integração entre ambos os aspectos e sem a preocupação de explicitar, para o paciente e a sociedade, o sentido dos procedimentos oncológicos (os porquês, não os detalhes), a desconfiança da sociedade contra os assim chamados abusos da medicina só poderá aumentar, com prejuízos incalculáveis tanto para os profissionais como para a sociedade. O bioeticista pode talvez ser um parceiro para evitar que isso aconteça, mas aqui já entramos no campo da futurologia que, francamente, não me interessa nem me compete.



# Novas Tendências da Radioterapia

João Victor Salvajoli

A radioterapia tem progredido extraordinariamente desde a descoberta dos raios-x em Novembro de 1895 por Conrad Roentgen, e da radioatividade por Curie e Becquerel. A Radioterapia pode ser definida como o uso terapêutico das radiações ionizantes e ocupa um lugar de destaque na Oncologia moderna, uma vez que cerca de 60% de todos os pacientes portadores de neoplasias irão utilizá-la em uma das suas diferentes modalidades durante a evolução da sua doença.

Câncer representa a segunda causa mortis em estatísticas americanas e a terceira em estatísticas brasileiras, onde é responsável por 13,30% dos óbitos, superados em nosso meio apenas por doenças do aparelho circulatório (34,10%), e por causas externas (14,60%) (BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1997). Não há célula tumoral ou normal que sobreviva indefinidamente à radiação. Portanto, a dificuldade da cura do câncer não está na resistência da célula tumoral à radiação, mas na sensibilidade das células normais ao redor do câncer à radiação.

Devido ao desenvolvimento dos aparelhos nas décadas de 60 e 70, a radioterapia tornou-se capaz de aplicar doses maiores em profundidade, surgindo a radioterapia de megavoltagem produzida por equipamentos que emitem raios X de super e megavoltagem (600 kV a 50 MeV) gerados pelas unidades de Cobalto 60 e pelos aceleradores lineares de partículas.

A radioterapia isolada, ou combinada com cirurgia, ou com quimioterapia, ou com ambas, é uma modalidade curativa efetiva para muitas neoplasias malignas e apresenta taxas de sobrevida altas nos estádios I e II. Porém, ainda compete à radioterapia aperfeiçoar seus resultados nos estádios mais avançados. Muitos ensaios clínicos documentam melhora do controle tumoral loco-regional e maior sobrevida livre de doença e, em

alguns casos, maior sobrevida global com terapia multimodal do que com uma ou duas modalidades terapêuticas (quando duas modalidades são mais efetivas).

A radioterapia interna, de contato ou Braquiterapia surgiu dos experimentos iniciais do casal Curie com as fontes de Radium no final do século passado. Na braquiterapia os elementos radioativos são acondicionados, ou melhor selados, em tubos, agulhas, fios e sementes e são aplicados em contato direto com o tumor. Mais recentemente, com o desenvolvimento dos sistemas robotizados de braquiterapia, as fontes radioativas seladas, inseridas em aplicadores especiais, são empregadas no paciente através de um sistema que carrega previamente o material radioativo e o aplica posteriormente por controle remoto, via computador, com taxas de dose variadas (alta taxa de dose e baixa taxa de dose). O avanço da informática e o estudo das imagens ocorrido na década de 80 permitiram que os tratamentos com radiações ionizantes, tanto na radioterapia externa como na braquiterapia, ganhassem em precisão e exatidão. Hoje, a partir dos dados obtidos por tomografia computadorizada (TC) ou ressonância nuclear magnética (RNM) pode-se identificar o tumor (volume-alvo) com mais precisão e tratar com exatidão. Surgiram técnicas avançadas no campo da radioterapia externa como a Radioterapia Conformacional e a Radiocirurgia Estereotáxica. A primeira identifica, determina o tumor e aplica um tratamento fracionado preciso, poupando ao máximo os tecidos normais ao redor do tumor. A radiocirurgia estereotáxica aplica uma dose de radiação única a um pequeno tumor intracraniano (de até 5 cm) e evita a aplicação de doses altas de radiação nos tecidos normais vizinhos ao tumor. É utilizada no tratamento das malformações arteriovenosas e nos tumores intracranianos.

O objetivo da radioterapia é aplicar a maior dose possível de radiação para obter o controle tumoral enquanto minimiza os danos aos tecidos normais circunvizinhos. O fenômeno biológico, as interações com vários agentes, e a precisão no planejamento do tratamento e aplicação, influenciam na razão terapêutica. A combinação da radiação com agentes quimioterápicos modifica a razão terapêutica sendo necessário maior precisão no planejamento terapêutico e aplicação.

## PLANEJAMENTO TERAPÊUTICO TRIDIMENSIONAL E RADIAÇÃO CONFORMADA 3D

As novas tecnologias melhoraram significativamente a acurácia com a qual a radioterapia é planejada e aplicada. Novas

ferramentas estão sendo desenvolvidas para aplicar doses maiores mais precisamente tais como, o tomógrafo computadorizado simulador (TCS), uma unidade integrada que tem como funções: 1) definição do volume tumoral e da anatomia das estruturas normais críticas; 2) simulação virtual para planejar os feixes de irradiação a fim de aplicar doses de irradiação ideais; 3) planejamento terapêutico 3-D (PRT-3D) para otimizar a distribuição de dose; 4) sistema de laser para delinear portais no paciente, e 5) verificação radiográfica do volume tratado, como é feito com simuladores convencionais.

Os avanços na tecnologia da computação aumentaram a precisão e a rapidez no cálculo e na exibição das distribuições de dose de irradiação 3-D, fornecendo, ainda, histogramas dose-volume. A avaliação do planejamento do tratamento quantitativo é crucial na seleção dos melhores portais e feixes de radiação para aplicar uma dose ótima no tumor de forma a poupar substancialmente os tecidos normais (Figura 1a e 1b).

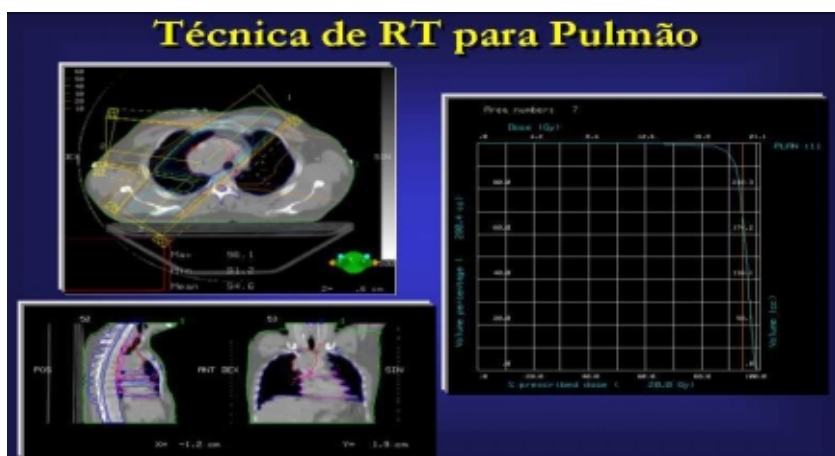


Fig. 1a



Fig. 1b

**Figura 1a, 1b** : Imagens de planejamento 3D para pulmão com cortes tomográficos mostrando a composição de campos e distribuição de isodoses, dose volume histograma (DVH) e imagens de reconstrução digital (DRR).



A integração auxiliada por computador dos dados gerados pelo PRT-3D com parâmetros usados na máquina de tratamento, incluindo a posição do gantry e da mesa, pode reduzir erros de localização e aumentar a precisão e a eficiência com a qual a irradiação é administrada. Novas abordagens para a aplicação da irradiação, com portais múltiplos e modificadores de feixe dinâmicos (colimador tipo multileaf, filtros e etc.) e modulação da intensidade do feixe se beneficiarão do PRT-3D preciso e da técnica de irradiação conformada.

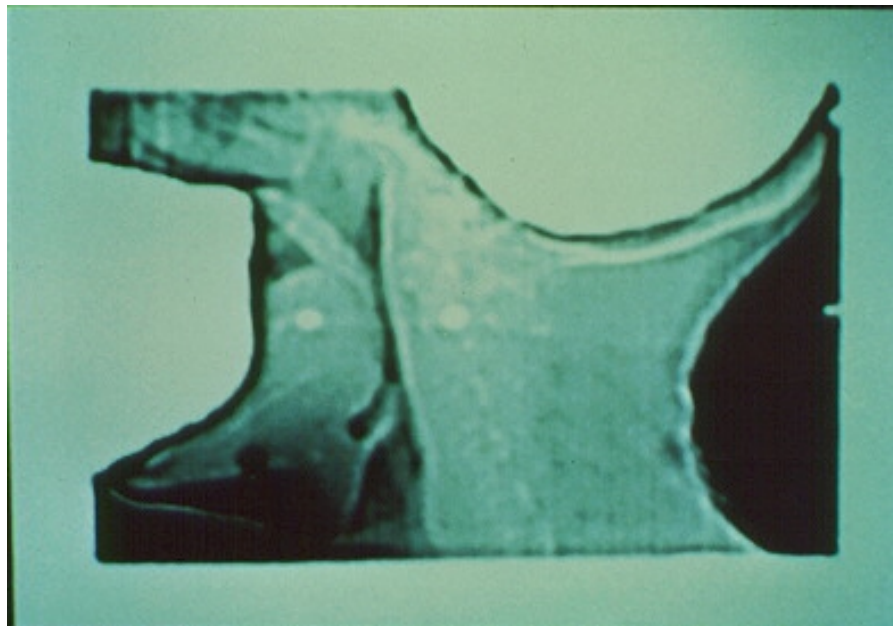
Uma melhora na capacidade de definição do alvo (3D), resulta em menor perda geográfica e dosimétrica, e a possibilidade de aumentar a taxa de controle loco-regional, além de facilitar a visualização e proteção dos tecidos saudáveis. Este aumento na taxa de controle tumoral pode resultar em incremento na possibilidade de cura do paciente.

Devido às margens muito próximas requeridas pelas técnicas conformadas a fim de aumentar as doses de irradiação, a verificação da

imagem on-line é necessária para assegurar que o tratamento seja aplicado corretamente durante todo o tempo da exposição (Fig. 2).

Estudos cooperativos utilizando regimes de escalonamento de dose encontram-se em andamento em instituições dos Estados Unidos e Europa.

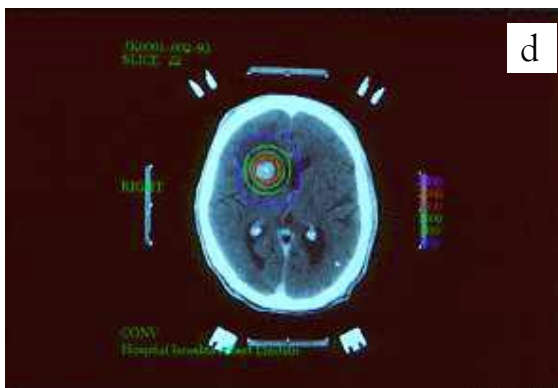
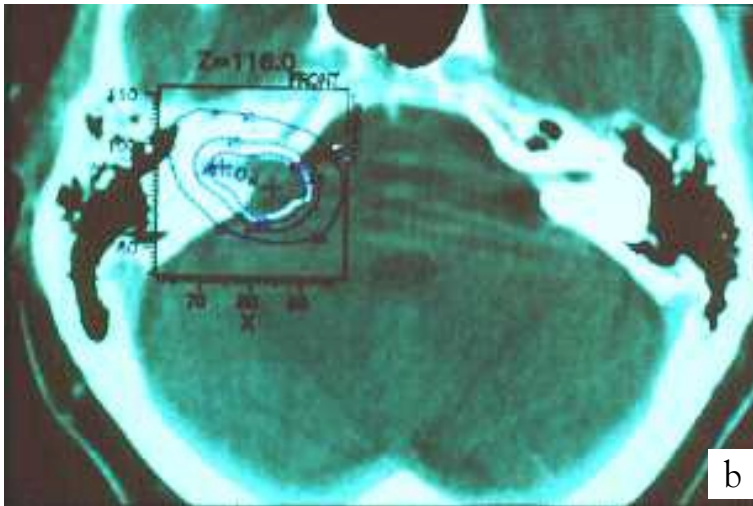
Estudos de custo benefício devem ser promovidos, nos quais o custo real de tratar um paciente que é curado seja computado de acordo com a probabilidade, a longo termo, de controle tumoral, sobrevida e qualidade de vida. Isto deve ser comparado com o custo de um paciente tratado similarmente que desenvolve recorrência loco-regional do tumor ou metástases a distância. O custo de tratar seqüelas clinicamente significativas deve ser incluído. Se o controle tumoral é aumentado e a morbidade diminuída com a terapia 3-D, a análise prospectiva de custo-benefício deve documentar que isto é um investimento que vale a pena em comparação com as técnicas standard correntes.



**Figura 2 :** Exemplo de verificação on line (portal vision) de um campo de irradiação para cabeça e pescoço.

## Radioterapia Estereotáxica

A radioterapia estereotáxica objetiva aplicar uma dose de radiação clinicamente significativa dentro do volume-alvo estereotaxicamente definido, e evitar a irradiação em doses altas nos tecidos normais circunvizinhos. Pode ser aplicada com raios gama de Co 60 (*gamma knife*), raios X de alta energia de aceleradores lineares (*x-knife*), e prótons ou outros íons produzidos por ciclotrons ou síncrotrons (fig. 3).



**Figura 3:** Fotos de uma unidade gamma-knife (a) e de um planejamento para um neurinoma de acústico (b). Arcos rotacionais empregados com ALs (c) e uma isodose de planejamento para um metástase cerebral com x-knife (d).

Este procedimento é realizado através da integração de uma equipe formada por médicos radiologistas, neurocirurgiões, radio-oncologistas, físicos, enfermeiras e técnicos em radiação. Após a imobilização do paciente com um anel estereotáxico realiza-se o delineamento cuidadoso do volume-alvo com o auxílio da TC e da ressonância magnética (RNM) com contraste. Em seguida procede-se à escolha dos colimadores e ao planejamento 3-D, com o cálculo da distribuição de dose e a sua apresentação (*beam's eye view*), e à análise de dose volume-histograma (DVH). Pode ser realizada em uma única seção (dose única), ou em múltiplas frações utilizando para a imobilização um sistema não invasivo de fácil reprodução diária. Com os aceleradores lineares, a mesa e o gantry movem-se simultaneamente, para se atingir a distribuição de dose desejada (Fig. 3).

A radioterapia estereotáxica em dose única (radiocirurgia) foi originalmente empregada para produzir a obliteração das malformações arteriovenosas (MAV) cirurgicamente inabordáveis. Taxas de obliteração angiográfica ao redor de 80- 92% em 2 anos podem ser obtidas, com uma relação inversamente proporcional ao diâmetro da lesão e, com um risco de dano neurológico permanente de 3% a 4%. A irradiação estereotáxica tem sido também utilizada no tratamento dos neurinomas de acústico, meningiomas irrissecáveis ou recidivados, e nos adenomas pituitários com taxas de controle de aproximadamente 85-90%. Recentemente tem sido crescente o interesse pela sua aplicação na abordagem das lesões metastáticas, preferencialmente para as lesões únicas ou em número menor do que 3, pacientes com KS > 70. Estes pacientes selecionados podem obter melhora nas taxas de sobrevida quando comparados à irradiação de cérebro total (RTCT) apenas e resultados similares aos obtidos com a neurocirurgia + RTCT. É crescente o número de pacientes tratados com lesões metastáticas < 3-4 cm de diâmetro, com controle tumoral local de 73% a 98%. Alguns pacientes com pequenos glioblastomas são tratados com irradiação estereotáxica como reforço após uma irradiação externa nas doses convencionais de 60 Gy/6 1/2 semanas. Esta combinação tem sido usada para lesões primárias e recorrentes. Há pesquisas em andamento para aumentar as indicações da radiocirurgia, e grande interesse no grupo pediátrico devido às óbvias vantagens de poder poupar tecidos saudáveis. As figuras 3B e 3D mostram exemplos de planejamentos de radiocirurgia para algumas situações clínicas.

## PARTÍCULAS ESPECIAIS

Uma contribuição importante para as técnicas de tratamento é o uso de partículas especiais tais como, prótons e íons pesados, que fornecem distribuições de dose melhores e algumas vantagens biológicas. Distribuições de isodoses mais adequadas permitem a liberação de doses mais elevadas de radiação ao tumor, enquanto promove maior proteção aos tecidos normais circunvizinhos. Radiação com partículas pesadas devido às características da sua penetração de dose, com *stop* abrupto, configura uma distribuição de isodoses superior à obtida com raios-x. Estudos preliminares têm descrito resultados como alta probabilidade de controle tumoral, poupando-se relativamente os tecidos normais.

Até 1996, o MGH em Boston havia tratado cerca de 2330 pacientes com melanoma uveal com prótons. A dose usual é de 70 cGy em 5 frações em um período de 7-9 dias. A sobrevida atuarial em 5 anos é de 80% e o controle local de 96%. A probabilidade de preservação ocular em 5 anos foi de 90% (97% para lesões pequenas; 92,7% para as médias; e 78,3% para as grandes). Catterall et al reportou resultados de tumores de cabeça e pescoço avançado tratados tanto com nêutrons na dose de 15.6 Gy ou com fótons na dose de 48 Gy aplicados em 12 frações até 26 dias. Em 80% dos pacientes houve regressão tumoral rápida, independentemente do tipo histológico. Os efeitos tardios estavam intimamente relacionados com a intensidade e duração de reações agudas e foram frequentes em pacientes tratados com áreas maiores do que 100 cm<sup>2</sup> e doses maiores do que 15.6 Gy (dose de nêutrons).

Griffin et al. e Laramore et al. reportaram em 32 pacientes com tumor maligno irrissecável da glândula salivar, tratados em um estudo randomizado com nêutrons ou com fótons; 15 pacientes receberam fótons e 17 nêutrons. Em 10 anos, o grupo dos nêutrons apresentou 56% de controle tumoral loco-regional comparado com 17% para os pacientes tratados com fótons ( $p=0.009$ ). Não houve diferença significativa na sobrevida global (15% versus 25%). Embora os pacientes tratados com nêutrons tenham apresentado, de alguma forma, uma maior incidência de morbidade severa, a incidência de complicações importantes (qualidade de vida limitantes) foi similar em ambos os grupos.

Shipley et al, reportaram um estudo fase I/ II para câncer de próstata T3-T4 no qual, após a aplicação de 50.5 Gy na pelve através de quatro campos, 103 pacientes foram randomizados para

receber um *reforço* perineal através de um campo de prótons conformado de 25.2 Gray cobalto-equivalente ou em 99 pacientes um *boost* de 16.8 Gy com fótons<sup>41</sup>. Seguimento médio foi de 60 meses. A sobrevida livre de falha local em 7 anos foi de 80% para o grupo de prótons e 66% para o grupo de fóton ( $p=0.14$ ). Entretanto, a sobrevida livre de falha local em 7 anos para 58 pacientes com tumores pouco diferenciados foi de 85% com prótons e 37% com fótons ( $p=0.001$ ). Sangramento retal graus 1 e 2 foi maior (32% versus 12%) bem como estreitamento uretral (19% versus 8%) nos pacientes tratados com prótons.

Refinamentos na engenharia devem tornar essas modalidades mais práticas para o uso clínico e menos caras, conseqüentemente aumentando a sua disponibilidade para um maior número de instituições.

## FRACIONAMENTO MODIFICADO E POTENCIAL PARA ESCALONAMENTO DE DOSE

A maioria dos tratamentos com radiação em oncologia são fracionados, sem existir entretanto uma uniformidade de opiniões na definição do regime ideal para cada tumor. Conceitualmente, existem infinitas variações no fracionamento. Muitos modelos foram criados para tentar estabelecer relações de isoefeitos entre os diferentes regimes de fracionamento como as curvas de Strandqvist, o NSD (*Nominal Standard Dose*) de Ellis, o TDF (*Time-Dose Factor*) de Orton e Ellis e seu derivativo o CRE (*Cumulative Radiation Effect*), e mais recentemente a razão *alpha/beta*.

Sem base biológica sólida, e com empirismo e conveniência, o fracionamento standard para a radioterapia evoluiu para 5 frações semanais. Vários outros esquemas de fracionamentos foram propostos, com muitas frações diárias ou em regime de split-course, para melhorar o controle tumoral e a sobrevida, enquanto diminuem a morbidade tardia e melhoram a qualidade de vida.

No fracionamento acelerado, são aplicadas muitas frações de radiação diariamente em um período total de tratamento menor. Deve ser introduzida alguma redução na dose total administrada. No hiperfracionamento, um número maior de frações com doses menores que as convencionais são administrados diariamente; a dose total diária é usualmente de 10% a 15% maior do que no fracionamento convencional; o período total para o tratamento não é modificado, e a dose total final administrada é mais elevada. Seu objetivo é

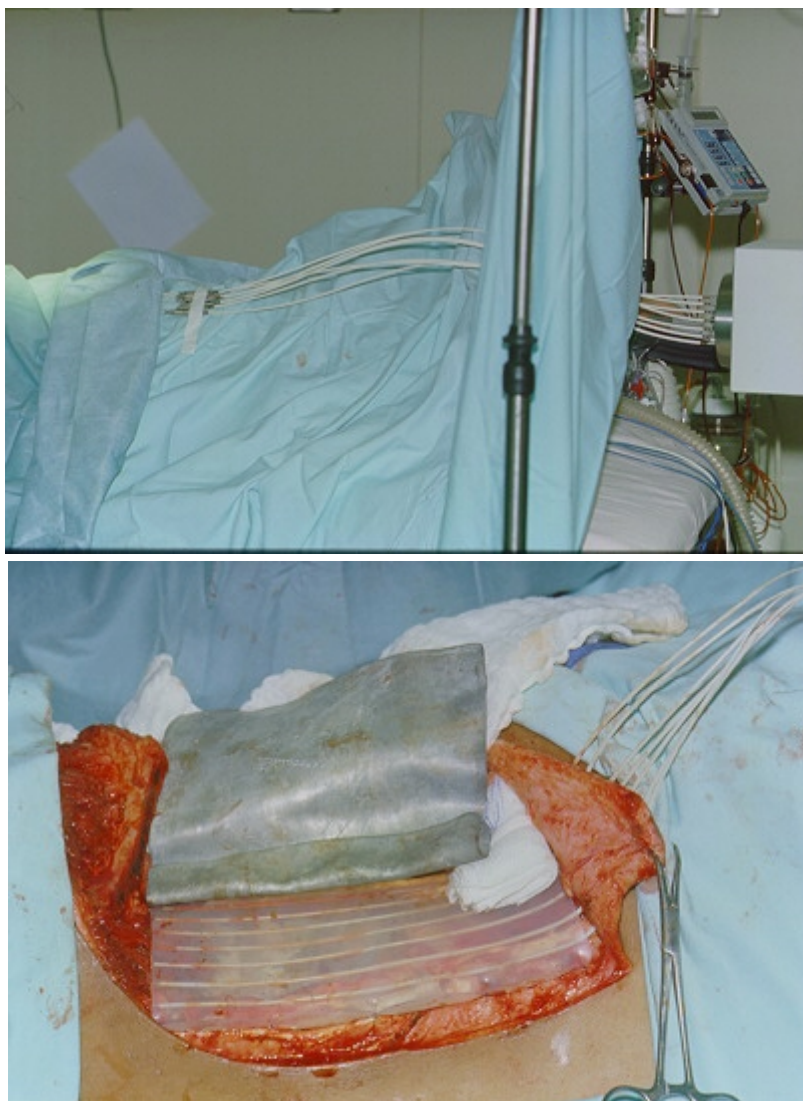
atingir a mesma incidência de efeitos tardios no tecido normal que as produzidas em um regime convencional, enquanto aumenta a probabilidade de controle tumoral.

O hiperfracionamento tem sido usado em estudos fase I/II e ensaios randomizados americanos e europeus. Parsons et al, descreveram maior controle tumoral em 419 pacientes com carcinoma espinocelular avançado de cabeça e pescoço tratado com 74.4 a 81.6 Gy, em 6 a 7 semanas, com frações 2 vezes ao dia de 1.2 Gy, intercaladas por 4 horas. Reações agudas de mucosa foram mais severas com o hiperfracionamento do que com o standard de 1.8 a 2 Gy aplicados uma vez ao dia. Observaram melhores taxas de controle tumoral local com hiperfracionamento para a base da língua, palato mole, laringe supraglótica, glótica, seio piriforme, e lesões da parede faríngea do que com 1 fração por dia.

Wang descreveu melhor controle tumoral em 99 pacientes com carcinoma da orofaringe irradiada com dose de 38.4 Gy em regime (fracionamento acelerado com split) de 2 vezes ao dia (período de 4 horas entre as frações) seguido de 2 semanas de descanso e irradiação adicional para completar 67.2 Gy com 1.8 Gy por dia<sup>48</sup>. A dose da medula espinhal foi limitada a 38.4 Gy.

Cox et al cols. descreveram, em 447 pacientes tratados com irradiação hiperfracionada, com doses de até 81.7 Gy, que quando as duas frações eram intercaladas por um período < 4.5 horas, foi notada uma incidência maior de efeitos tardios grau 4. Toxicidade tardia em 3 anos foi de 15.4% com intervalos < 4.5 horas e 1.7% com períodos mais longos. Controle tumoral loco-regional em 2 anos foi de 25% com dose de 62.7 Gy comparado com 43% a 45% com doses de 72, 76.8 e 81.6 Gy. O intervalo de tempo entre as frações não teve efeito no controle tumoral loco-regional ou na sobrevida.

O impacto de esquemas de fracionamento modificado nos efeitos tardios no tecido normal está sendo apurado. Olmi et al, reportaram em 161 pacientes com câncer de cabeça e pescoço avançado tratados com fracionamento acelerado (48 a 52 Gy aplicados em 3 frações diárias de 2 Gy. com um intervalo de 4 horas entre cada sessão durante 11 a 12 dias). A taxa de controle tumoral local, estágio por estágio, foi similar à aquela observada nos controles históricos dos pacientes tratados com fracionamento convencional. Reações agudas da mucosa foram menos pronunciadas com fracionamento convencional 2 semanas após o início do tratamento e recuperação completa após 6 a 10 semanas. O risco atuarial de 5 anos de dano tardio severo com fracionamento acelerado foi de 24%; 16% de pacientes (8 de 53) desenvolveram osteonecrose. A maioria das complicações tardias desenvolvem-se dentro de 2 anos; a incidência foi maior do que no histórico dos pacientes tratados convencionalmente.



**Figura 4** : Foto de uma BIOP (Braquiterapia Intra Operatória) para um sarcoma de partes moles de parede torácica.

## OUTROS DESENVOLVIMENTOS

Outras oportunidades para a aplicação do tratamento incluem novos desenvolvimentos em acessórios e técnicas da irradiação intraoperatória, hipertermia, radioimunoconjugados sistêmicos, e terapia fotodinâmica. Em hipertermia, futuros desenvolvimentos da física e da engenharia serão requeridos para melhorar a liberação de calor para tumores maiores e mais profundos a fim de proporcionar maior aplicabilidade dessa modalidade. Na braquiterapia, direções futuras da pesquisa clínica incluirão melhor definição das indicações de alta taxa de dose, otimização de doses totais, fracionamento, e doses por fração, padronização de resultados e objetivos, padronização de controle de qualidade, e estudos de custo-benefício. Para amplificar o uso diagnóstico ou terapêutico dos

radioimunoconjugados, esforços estão em progresso para melhorar a especificidade antitumoral e a radioatividade que melhor aplicará, seletivamente, a dose de irradiação prescrita para o tumor.

## ESTUDOS DE QUALIDADE DE VIDA

Publicações sobre qualidade de vida dos pacientes com câncer estão recebendo grande atenção nos Estados Unidos e na Europa. Como mostrado por Aaronson et al, os indivíduos envolvidos neste campo não são médicos, ao invés, são psicólogos, assistentes sociais e enfermeiras. Estudos pertinentes à qualidade de vida em pacientes com câncer são raros, particularmente dos profissionais médicos que, embora interessados, não foram treinados e não têm habilidades para o desenvolvimento e aplicação de ferramentas para

avaliação da qualidade de vida. É extremamente importante que os médicos liderem a avaliação e a melhoria da qualidade de vida no gerenciamento de pacientes com câncer e que esse parâmetro seja considerado do tipo alta prioridade na avaliação do benefício do tratamento.

Kornblith et al, recomendaram uma avaliação clínica de dois estágios de qualidade de vida em pacientes com carcinoma de próstata e suas esposas e tratamento apropriado aconselhado para os familiares angustiados . Litwin et al, concluíram que medidas de qualidade de vida doença-direcionada e saúde-relacionada devem ser incluídas na avaliação dos resultados do atendimento aos pacientes com câncer localizado da próstata. Autores enfatizaram fortemente a importância da avaliação da qualidade de vida e o impacto fisiológico nos pacientes tratados para carcinoma de mama, tumores da cabeça de pescoço, carcinoma de pulmão, e sarcomas de partes.

A RTOG iniciou sete ensaios clínicos multiinstitucionais fase II ou III avaliando qualidade de vida em pacientes que entraram em protocolos de grupos variados. Cada ensaio inclui questionários que examinam periodicamente o status físico, funcional, social e emocional do paciente e mede índices de qualidade de vida específica pertinentes ao diagnóstico do paciente e tratamento. Treinamento especial de indivíduos nas instituições participantes está sendo empreendido para melhorar o surgimento dos dados de qualidade de vida.

A Organização européia para Pesquisa no Tratamento do Câncer (The European Organization for Research on Treatment of Cancer (EORTC) também iniciou um programa de pesquisa para desenvolver uma abordagem modular e integrada para avaliar a qualidade de vida nos pacientes que participam nos ensaios clínicos internacionais. Devido às restrições práticas no contexto da pesquisa multicultural, os autores recomendaram, inicialmente, que esses estudos comparativos sejam conduzidos individualmente dentro dos países, adaptados às atitudes e percepções específicas das populações.



# Planejamento de Protocolos Clínicos

Luis Souhami

Este curso sôbre a introdução ao planejamento de protocolos clínicos tem como finalidade introduzir ao profissional da área de oncologia noções básicas da estatística médica e familiariza-lo com certos conceitos referentes à estatística médica, à preparação de um estudo clínico e à interpretação de resultados de tais ensaios clínicos. Os princípios matemáticos que regem os cálculos estatísticos não serão discutidos neste capítulo. O leitor interessado poderá achar tais informações nas referências fornecidas no final do texto.

## ENSAIO CLÍNICO

Um ensaio clínico é um experimento humano realizado em pacientes ou em indivíduos saudáveis para estabelecer a toxicidade e/ou a eficácia terapêutica de um ou mais métodos de tratamento. O ensaio clínico pode ser de 3 tipos :

**Estudo Fase I** - Este estudo é pura e simplesmente um estudo que testa a toxicidade de um método terapêutico. A finalidade básica de um estudo fase I é investigar a dose máxima tolerada (DMT) de um regime terapêutico de maneira que ela possa ser usada na busca da eficácia terapêutica numa fase mais tardia. O estudo fase I, geralmente, envolve o aumento gradativo da dose da terapia

que está sendo testada até que a toxicidade máxima tolerada seja atingida. Esta dose, tolerada pela maioria dos pacientes, é então escolhida para ser testada num estudo fase II.

O estudo fase I, na maioria das vezes, envolve um número relativamente pequeno de pacientes por cada nível de dose testada. Geralmente 3 pacientes são utilizados num nível de dose. Se não ocorrer nenhuma toxicidade, a dose é aumentada para o nível seguinte e mais 3 pacientes são testados, e assim sucessivamente. Se ocorrer uma toxicidade considerada além da tolerável em um dos 3 pacientes utilizados (o grau de toxicidade considerado tolerável é previamente definido), 3 novos pacientes são tratados naquele mesmo nível. Se novamente um paciente (ou mais), entre os 3 novos utilizados, desenvolver a toxicidade então a DMT é considerada a do nível anterior e o estudo é interrompido. Se nenhum dos novos 3 pacientes sofrer de toxicidade, então a dose é novamente aumentada, e assim sucessivamente. Portanto, a regra geralmente aceita para determinar o fim de um estudo fase I é quando a incidência da DMT é maior do que 1/3 (33%) da população estudada. A droga em estudo pode então prosseguir para o estudo fase II e a dosagem recomendada é aquela mais alta para a qual a incidência de toxicidade é menor do que 33%.

O estudo fase I é realizado após a droga que está sendo considerada, ter sido testada em animais. A dose máxima tolerada em seres

Parâmetro	Fase I	Fase II	Fase III
Nº de Pacientes	5 – 15+	15 – 50+	50 – 5000+
Duração do Estudo	Semanas	Meses	Anos
Randomizado?	Nunca	Nunca	Sempre
Multicêntrico?	Quase nunca	Algumas vezes	Frequentemente
Doença Específico?	Algumas vezes	Frequentemente	Sempre

**Tabela 1** – Comparação entre os diferentes parâmetros dos estudos fase I, II e III.

## Eficácia Terapêutica

Erro de Rejeição ( $\beta$ )	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%
5%	59	29	19	14	11	9	7	6	6	5
10%	45	22	15	11	9	7	6	5	4	4

**Tabela 2** : Tabela para cálculo da amostragem ( $n^\circ$  de pacientes) requerida para um estudo fase II para um determinado nível de eficácia e rejeição (modificada de Gehan). Esta tabela permite calcular o número de pacientes necessários para estabelecer se um tratamento tem ou não um efeito terapêutico verdadeiro, num dado erro de rejeição. Por exemplo, se um investigador está interessado numa eficácia de 20% e aceitar um erro de rejeição de 10%, uma amostra de 11 pacientes será necessária.

humanos é comparável a de 5 espécies animais (camundongo, rato, cachorro, macaco e ramster), quando esta dose é expressa por unidade de área corporal. Geralmente, em humanos, a dosagem inicial utilizada é 1/3 do dosagem máxima tolerada por estes animais.

O esquema ideal para um estudo fase I não está perfeitamente estabelecido, mas a maioria dos autores utiliza o método descrito acima. A seleção dos pacientes é importante e pacientes em condições gerais ruins (performance Karnofsky = 50) não devem ser considerados para este tipo de estudo. Estes pacientes tem uma tolerância menor ao tratamento o que pode levar a um erro na avaliação da DMT. Geralmente um estudo fase I não necessita mais do que 15 a 20 pacientes (Tabela 1).

**Estudo Fase II** - O estudo fase II é basicamente um estudo que testa, preliminarmente, a eficácia de um tratamento. Esta fase do estudo decide se uma terapia nova merece ser testada num estudo fase III. Um agente (ou método de terapia) desperta interesse em seu uso se: a) ele é potencialmente melhor que o melhor tratamento existente; b) tem a mesma eficácia, mas é menos tóxico; c) tem a mesma eficácia, mas é mais barato.

Um ponto crucial num estudo fase II é determinar o número de pacientes adequado para estabelecer corretamente a eficácia do novo tratamento. Um erro grave num estudo fase II é rejeitar, para futuras investigações, uma droga eficaz como sendo ineficaz devido uma amostragem pequena. A ocorrência de um erro falso negativo pode significar que uma droga de valor potencial é descartada para sempre (erro de

rejeição - "rejection error"). A ocorrência deste erro pode ser minimizada utilizando-se tabelas apropriadas que permitam, ao final do estudo, concluir que a nova terapia pode ser eficaz num determinado percentual de pacientes (x % ou mais) ou que a nova terapia provavelmente não será eficaz num determinado percentual de pacientes (x % ou mais).

A amostragem ideal para um estudo fase II pode ser satisfeita usando-se tabelas como a 2, estabelecida por Gehan.

**Estudo fase III** – Gehan e Schneiderman definem um estudo fase III como sendo um ensaio clínico comparativo, em seres humanos, envolvendo dois ou mais tratamentos, quando o objetivo primário é determinar os méritos relativos dos tratamentos. Portanto, é um estudo randomizado entre um novo tratamento versus o tratamento considerado convencional com o objetivo de estabelecer uma diferença em sobrevida ou tempo de progressão da doença. Ele pode ser também usado para comparar a eficácia de um novo regime terapêutico contra o regime standard ou com um outro novo método de tratamento.

Um estudo fase III requer um planejamento detalhado e cuidadoso, pois este tipo de estudo, geralmente, necessita um número volumoso de pacientes (ver Tabela 1) e a sua duração é de vários anos. Um estudo fase III é, por definição, randomizado e específico para uma doença ou sítio, em particular. Antes de iniciar um estudo fase III, o(s) investigador(es) devem ter uma noção precisa dos seguintes parâmetros:



- 
- Título com nome e telefone do(s) investigador(es) principal(ais)
  - Introdução e racionalidade científica
  - Objetivos do estudo
  - Esquema terapêutico do estudo (com diagrama)
  - Seleção dos pacientes
  - Avaliação pré-tratamento (laboratório, raio X, etc)
  - Programas terapêuticos (cirurgia, radioterapia, quimioterapia, etc)
  - Critérios para avaliar resultados
  - Definição de falha terapêutica (progressão da doença)
  - Guia para tratamento de segunda linha (se necessário)
  - Registro dos pacientes e procedimentos de randomização
  - Considerações estatísticas
  - Guia para o relato de efeitos colaterais
  - Considerações éticas (consentimento)
  - Normas para a publicação dos resultados
  - Referências
  - Apêndices (formas, tabela de toxicidade, etc)
- 

**Tabla 3:** *Tópicos recomendados para serem incluídos no índice de um protocolo.*

- Qual população será estudada?
- Quais métodos de tratamentos estão sendo investigados?
- Quais serão os métodos de randomização a serem empregados?
- Como será definido e medido o critério de sucesso do novo tratamento e para qual grandeza de melhora no resultado (sucesso) vale a pena realizar o estudo?
- Qual nível de significância estatística será usado quando da análise dos resultados?
- Considerando o número de pacientes disponíveis para o estudo, qual será a duração do estudo?

Os parâmetros acima descritos são de vital importância para estabelecer a viabilidade do estudo e devem ser avaliados com cuidado antes da elaboração de qualquer ensaio clínico fase III. A tabela 3 mostra uma série de seções que descrevem os pontos fundamentais de um estudo fase III e que devem fazer parte de cada protocolo. Estes parâmetros devem ser também cuidadosamente revistos, pois eles vão compor o corpo do protocolo e servirão de guia para todos os investigadores durante a duração do estudo. Os critérios estabelecidos para cada seção devem ser discutidos por todos os participantes, antes de iniciar o estudo, para ter-se certeza que nenhum omissão importante tenha ocorrido.

Um bom estudo tem uma questão clínica importante. Portanto, jamais realizar um estudo fase III se os tratamentos propostos ainda estiverem em avaliação. Lembrar sempre que a literatura tem uma tendência a publicar resultados positivos somente (viés da literatura – “*literature bias*”) e que o simples fato de realizar o estudo pode

melhorar os resultados devido aos cuidados mais intensivos que os pacientes recebem quando participam de um ensaio terapêutico.

Torna-se crucial num estudo fase III que os pacientes tratados nos diferentes grupos, ou braços do protocolo, tenham características clínicas prognósticas semelhantes. Portanto, a comparabilidade dos grupos é fundamental e todo cuidado deve ser exercitado para que este objetivo seja alcançado. O processo de randomização deve ser tal que evite a possibilidade de uma “escolha” do médico ou do paciente para um determinado braço do estudo. Os critérios de estadiamento, bem como os de exclusão, devem ser bem especificados, facilitando a homogeneidade dos grupos. Às vezes, mesmo com uma randomização apropriada, um certo braço do protocolo pode ter um grupo de pacientes com fatores prognósticos mais favoráveis, o que poderia levar a uma diferença de resultados puramente devido a esta diferença e não necessariamente devido a um efeito terapêutico do tratamento em questão. O processo usado para evitar-se este problema chama-se estratificação. A estratificação permite que os grupos estudados sejam comparáveis e evita que um grupo, em particular, tenha um certo número de pacientes com características mais favoráveis. É importante limitar o número de estratificações para somente as variáveis que são de valor prognóstico definitivo. A estratificação é particularmente importante para os estudos fase III com número relativamente pequeno de pacientes.

O estudo fase III pode ser dividido em: a) *estudo aberto* – quando todos os participantes sabem qual o tratamento que está sendo aplicado; b) *estudo cego* – quando apenas o paciente não sabe o

---

## FAVOR

---

- 1 Alocação dos pacientes pelos tratamentos realizados sem viés (« bias »).
  - 2 Pacientes comparáveis em cada braço do estudo (na média).
  - 3 Avaliação dos efeitos terapêuticos sem viés.
  - 4 Fatores prognósticos não são conhecidos.
  - 5 Os estudos preliminares sugerem uma diferença de pequena magnitude entre os tratamentos.
  - 6 O objetivo final da análise (« *end-point* ») levará um grande tempo para ser observado (por exemplo, nas doenças com uma sobrevida mediana longa).
- 

## CONTRA

---

- 1 Todo conhecimento é histórico.
  - 2 O objetivo do estudo é avaliar efeito (estudo fase I ou II).
  - 3 Os resultados preliminares sugerem que o tratamento A é muito mais efetivo que o tratamento B.
  - 4 Número de pacientes pequeno (doença rara).
  - 5 A terapia proposta pode ser comparada ao tratamento standard obtido recentemente de um estudo randomizado.
  - 6 Mono versus politerapia, especialmente no uso da quimioterapia
- 

**Tabela 4:** Argumentos a favor e contra a randomização

tratamento que está sendo lhe dado; c) *estudo duplo cego* – quando ambos o paciente e o médico não sabem qual o tratamento que está sendo dado para o paciente; d) *estudo triplo cego* – quando o paciente, o médico e o bioestatístico não sabem qual tratamento está sendo dado para o paciente. Dos quatro, o estudo aberto é o mais comumente empregado. O estudo duplo cego é usado quando uma interpretação subjetiva dos resultados é necessária (contrôle da dor, por exemplo) e procura-se evitar que tanto o paciente quanto o médico sejam influenciados pelo tratamento (efeito placebo). Num estudo duplo cego nenhum dos dois sabe exatamente qual a medicação que o paciente está recebendo (medicação vs placebo).

A alternativa para o estudo fase III é o estudo de um só braço com a comparação dos resultados sendo feita com o controle histórico (pacientes com a patologia em questão e tratados previamente na instituição). Neste caso, os pacientes do controle histórico são ajustados para os fatores prognósticos importantes, possibilitando manter a comparação entre os grupos da melhor forma possível. Obviamente que, por mais detalhada esta seleção do controle histórico possa ser, existe sempre a influência da seleção de pacientes, alteração dos métodos diagnósticos (radiológicos ou laboratoriais), mudanças socio-

econômicas, etc, que tornam esta análise de valor científico questionável. Uma comparação com um grupo histórico é importante para gerar hipóteses, mas somente o estudo randomizado, propriamente conduzido, responderá com precisão a uma questão de eficácia terapêutica. Possíveis considerações para utilizar um grupo de controle histórico incluem: a) todo conhecimento é histórico; b) definições de resposta ou toxicidade são quantitativas; c) os grupos são comparáveis; d) a doença estudada é relativamente rara e, portanto, o recrutamento de pacientes para um estudo fase III é difícil; o estudo de um braço só economiza tempo e requer menos pacientes. A Tabela 4 mostra alguns dos argumentos contra um estudo randomizado.

## CÁLCULO DA AMOSTRAGEM E VALOR (“POWER”) ESTATÍSTICO

A medida do sucesso de uma terapia pode ser a sobrevida, o tempo de recidiva tumoral, uma medida de resposta tumoral, uma análise econômica dos custos entre diferentes tratamentos, ou uma análise da qualidade de vida dos pacientes

pós-terapia, etc. Independente de qual parâmetro será usado para medir o sucesso do estudo, o cálculo correto do número de pacientes necessários no estudo para validar estatisticamente o resultado do sucesso é de extrema importância. Este número correto de pacientes é que caracteriza o poder estatístico do estudo em detectar diferenças entre os tratamentos.

O cálculo da amostragem de um estudo clínico é baseado, de uma maneira geral, nos riscos a (falso positivo, ou tipo I) e b (falso negativo, ou tipo II) e também no tamanho da diferença entre o critério da medida do sucesso entre os grupos de tratamentos. Quanto maior a diferença esperada entre os tratamentos, menor o número de pacientes necessários por braço do estudo e vice-versa. Portanto, grandes diferenças entre tratamentos são mais fáceis de serem detectadas, requerendo uma amostragem menor de pacientes. Uma diferença é dita estatisticamente significativa quando esta diferença, entre os tratamentos, seja causada pelo fator chance em 5% ou menos ( $p = 0.05$ ). Por exemplo, vamos assumir que, após uma análise estatística, o tratamento A foi melhor que o tratamento B ( $p = 0.05$ ). Qual seria a probabilidade que este resultado tivesse sido obtido puramente pelo fator chance e sem nenhuma contribuição do tratamento A? Se o valor de  $p < 0.05$ , então a probabilidade que este resultado tivesse ocorrido pelo fator chance seria menor do que 1 em 20. Portanto, se fôssemos aceitar o tratamento A no lugar do tratamento B, o faríamos sabendo que existe menos de 5% de probabilidade que estamos errados. A probabilidade de 5% é o limite superior do risco que aceitamos de que estamos errados quando escolhemos o tratamento A sobre o tratamento B. Este risco é conhecido como risco a

e é usado para rejeitar a hipótese nula (“*null hypothesis*”), ou seja, tratamento A é igual tratamento B, quando a hipótese nula é verdadeira e, portanto, cometendo o erro tipo I (falso positivo). Em outras palavras, o valor  $p$  é menor do que 0.05, mas os resultados são iguais. O erro tipo II, conhecido como risco b, é usado para aceitar a hipótese nula quando a mesma é falsa (falso negativo). O valor  $p$  é maior do que 0.05 mas os tratamentos são diferentes.

Gehan e Schneiderman (1982), enfatizam que a frase “*sem diferença estatisticamente significativa*” não deve ser necessariamente associada com “*sem importância*” ou “*sem diferença*”. Somente grandes diferenças em resultados vão ocasionar um valor estatisticamente significativo quando o número de pacientes estudados é pequeno. Por exemplo, suponhamos que 25 pacientes entraram num estudo e receberam o tratamento A ou B e 20% responderam ao tratamento A e 40% ao tratamento B. Um teste estatístico não vai revelar uma diferença estatisticamente significativa (ao nível de 5%). No entanto, para que possamos demonstrar uma diferença significativa entre 20 e 40%, no nível de 5% e com um poder de 80%, precisaríamos ter 63 pacientes em cada braço.

Kay (1998), define o valor (power) estatístico como sendo a probabilidade de obter um resultado estatisticamente significativo quando uma diferença real existe. O poder (“power”) estatístico mínimo aceito para um ensaio clínico é 80%, sendo que num estudo fase III o ideal seria 95%. Quanto maior o poder estatístico, maior o número de pacientes necessários. Pequenas diferenças, de interesse clínico reduzido, podem ser estatisticamente significativas com amostras

<b>Análise Uni-Variada</b>				
	Estádio I	Estádio II	Idade <50 anos	Idade >50 anos
<b>Sobrevida</b>	70%	30%	70%	30%
<b>Análise Multi-Variada</b>				
	Estádio I		Estádio II	
<b>Sobrevida</b>	70%		30%	
	<50 anos	>50 anos	<50 anos	>50 anos
<b>Sobrevida</b>	53%	47%	53%	43%

**Tabela 5:** Exemplo de uma análise uni-variada e multi-variada. Na análise uni-variada, ambos estágio e idade eram de valor prognóstico. Na análise multi-variada, somente estágio permaneceu como sendo de valor prognóstico. Quando as diferentes idades são distribuídas pelos estádios, a diferença em sobrevida desaparece para o fator idade, mas permanece para a variável estágio.

grandes, enquanto que diferenças clínicas importantes podem ser não significativas simplesmente porque o número de pacientes estudados é pequeno.

Várias tabelas existem para facilitar o cálculo da amostragem necessária. A tabela 6 é uma tabela desenvolvida para o cálculo do número de pacientes de estudos fase III (teste bilateral – “two-sided test”).

## Exclusão do Estudo

Este é um outro aspecto importante de um estudo e que não pode ser negligenciado. Os resultados de um estudo podem ficar completamente distorcidos se um número elevado de pacientes é excluído da análise devido a morte prematura, violações do protocolo, recusa do paciente em receber a terapia, etc. De uma maneira geral, este grupo de pacientes tem um

Taxa de Sucesso Menor	Taxa de Sucesso Maior Menos a Menor									
	0.05	0.10	0.15	0.20	0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50
0.05	620* 473°	206 159	113 88	74 58	54 43	42 33	33 27	27 22	23 18	19 16
0.10	956 724	285 218	146 112	92 71	64 50	48 38	38 30	30 24	25 20	21 17
0.15	1250 944	354 269	174 133	106 82	73 57	53 42	41 32	33 26	26 21	22 18
0.20	1502 1132	411 313	197 151	118 91	79 62	57 45	44 34	34 27	27 22	22 18
0.25	1712 1289	459 348	216 165	127 98	84 65	60 47	45 36	35 28	28 22	23 18
0.30	1880 1414	495 375	230 175	134 103	88 68	62 48	46 36	36 28	28 22	22 18
0.35	1006 1509	522 395	239 182	138 106	89 69	63 49	46 36	35 28	27 22	22 18
0.40	2090 1571	537 407	244 186	139 107	89 69	62 48	45 36	34 27	26 21	21 17
0.45	2132 1603	543 411	244 186	138 106	88 68	60 47	44 34	33 26	25 20	19 16
0.50	2132 1603	537 407	239 182	134 103	84 65	57 45	41 32	30 24	23 18	17 14

\* Dígito Superior : nível de significância 0.05, poder (« power ») 0.90

° Dígito Inferior : nível de significância 0.05, poder 0.80

**Tabela 6:** Número de pacientes necessários em cada braço em um estudo randomizado de dois grupos (teste dos 2 lados – « two-sided test »). Esta tabela dá o número de pacientes requeridos num braço controle e um braço experimental para uma probabilidade estipulada de se obter um resultado significativo. Por exemplo, se o tratamento convencional nos dá uma taxa de sobrevida de 30% e nos conduzimos um estudo para saber se um novo tratamento nos dará uma taxa de sobrevida de 50%, num nível de significância de 5% (0.05), o número necessário de pacientes por braço será de 134, para um poder de 90% (0.90), ou de 103, para um poder de 80% (0.80). Algumas tabelas fornecem o valor para um poder de 90%. Quanto maior o poder, mais acurado o resultado e maior o número de pacientes.

prognóstico pior do que os não excluídos e a sua exclusão pode alterar o resultado de uma maneira significativa. Num estudo randomizado, um braço pode terminar o estudo com um número de exclusões bem maior do que o outro braço e isto pode acarretar sérios problemas na interpretação dos resultados.

Um percentual arbitrário de 15% tem sido usado como o máximo aceito para pacientes inelegíveis dentro de um protocolo. Estes percentual aplica-se também para os pacientes perdidos do seguimento. Devemos lembrar que este percentual é completamente arbitrário e todo estudo deve ser lançado com o gol de excluir o menor percentual possível de pacientes. Qualquer percentual mais elevado do que 15% coloca em risco a credibilidade e validade do estudo e indica uma seleção inadequada dos critérios de elegibilidade dos pacientes. Se por exemplo, a diferença esperada entre os 2 braços de tratamento é de 15% e o número de exclusões de um braço é também 15%, ou mais, os resultados não serão confiáveis, sob o ponto de vista estatístico

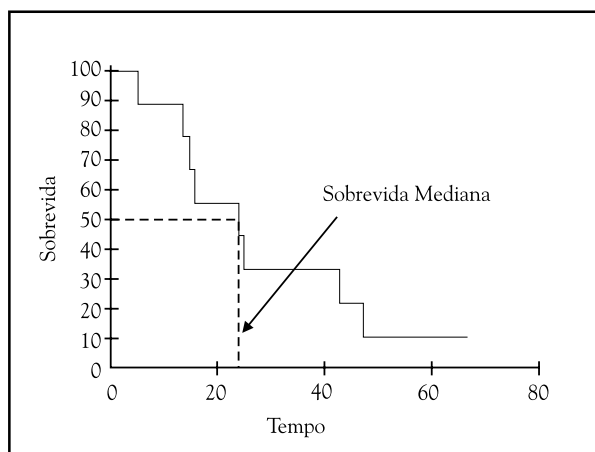
## Intervalo de Confiança

Além do problema do valor p levar a resultados falso positivos ou negativos, em algumas ocasiões, existe um outro problema. O valor p, na verdade, não estabelece a magnitude do efeito alcançado. O intervalo de confiança permite avaliar a magnitude das diferenças que são sugeridas pela análise dos resultados. Por exemplo, num estudo no qual um grupo de pacientes tratado com radioterapia obteve um alívio mais rápido da

dor comparado com um grupo que recebeu narcóticos, a população de pacientes terá um tempo mediano de alívio da dor igual a  $m_1$  no grupo da radioterapia e  $m_2$  no grupo do narcótico. A diferença entre estes tempos medianos,  $m_2 - m_1$ , corresponde ao verdadeiro efeito terapêutico do tratamento. O intervalo de confiança de 95% pode ser calculado para este efeito terapêutico verdadeiro. Se, por exemplo, a dor for controlada num tempo mediano de 30 dias nos pacientes recebendo a radioterapia e de 50 dias no grupo tratado com narcóticos, o intervalo de confiança será de 8 – 32 (8,32). Estes intervalos tem a propriedade que eles conterão o valor verdadeiro do efeito em 95% das vezes. Portanto, pode-se concluir que, com um grau razoável de certeza, que o efeito verdadeiro está dentro desta variação e esta magnitude nos permitirá uma melhor interpretação clínica dos resultados

## Medidas do Sucesso

Antes do início de qualquer estudo, os critérios que vão definir o sucesso do tratamento devem ser claramente estabelecidos. É muito importante que estas variáveis e seus métodos de medida estejam perfeitamente definidos. Isto é ainda mais crucial quando estudos multicêntricos são realizados e cuidados especiais devem ser tomados antes do início do estudo para que os parâmetros de definição estejam perfeitamente claros e possam ser reproduzíveis de instituição para instituição. A tabela 6 mostra alguns critérios usados para definir e medir o sucesso de um estudo.



*Fig.1: Curva de sobrevivida atuarial (método de Kaplan-Meier). O eixo vertical representa o percentual da sobrevivida. Na grande maioria das vezes, este número é dado como a probabilidade da sobrevivida (expresso em valores como 0.20, 0.50, 0.75, 1.0, etc). O eixo horizontal representa o tempo da análise e pode ser expresso em qualquer unidade (dia, semana, meses, anos). A linha pontilhada é a representação gráfica da sobrevivida mediana. Neste exemplo, a sobrevivida mediana é de 24 (semanas, ou meses, etc).*

## Sobrevida

É uma das medidas de sucesso de qualquer estudo. A sobrevida é, na verdade, a medida mais objetiva de sucesso, particularmente num estudo fase III testando o valor de uma terapia comparada à outra. A curva de sobrevida é a representação gráfica de uma sobrevivência para uma população definida. Ela mostra a probabilidade de sobreviver além de um tempo especificado, com o eixo horizontal da representação gráfica da curva mostrando o valor tempo. A curva de sobrevida pode ser calculada pelo método real ("crude") ou atuarial. O método real, ou análise histórica direta, avalia no ano 1999, por exemplo, a taxa de sobrevida em 5 anos para um grupo de pacientes tratados entre 1990 e 1994. Desta maneira, todos os pacientes terão um seguimento mínimo de 5 anos. Na sobrevida real, todas as mortes são incluídas, independente da causa. Uma sobrevida real corrigida pode ser calculada usando apenas as mortes relacionadas à doença em questão. Este tipo de análise só tem valor se a curva sem correção é também apresentada. Neste tipo de curva, os intervalos de confiança para qualquer ponto na curva são aproximadamente os mesmos porque o número de pacientes em risco é constante.

O método atuarial (life-table) expressa a taxa de mortalidade experimentada por uma população específica durante um tempo específico.

Por exemplo, suponhamos que em 1999 desejamos estabelecer a taxa de sobrevida em 5 anos para um grupo de pacientes tratados entre 1994 e 1998. Mesmo que um número de pacientes não tenham sobrevivido ainda 5 anos pós-terapia é possível fazer um cálculo atuarial de probabilidade de sobrevida e todos os pacientes, independente do tempo de seguimento, contribuem para a taxa de sobrevida em 5 anos. Este tipo de análise nos permite realizar uma avaliação dos resultados sem a necessidade de esperarmos por um seguimento completo por parte de todos os pacientes do estudo. Existem dois métodos satisfatórios para estimar-se a sobrevida atuarial. O método de Berkson e Gage ou Cutler and Ederer que são apropriados para um número grande de pacientes e o método do produto-limite de Kaplan e Meier (Figura 1) que é apropriado para qualquer número de pacientes

A sobrevida global representa uma sobrevida com todos os pacientes incluídos, sem exceção. A sobrevida corrigida exclui, por exemplo, os pacientes falecidos de outras causas. A sobrevida livre de doença considera como morto todo paciente no qual a doença recidiva ou metastatiza, mesmo que o paciente esteja vivo na época da análise. A sobrevida mediana, medida em unidade de tempo e não em percentual, indica que 50% dos pacientes estão vivos além daquele

tempo e que 50% já morreram, até aquele tempo. Ela é obtida traçando-se uma linha pelo nível de 50% da sobrevida (eixo vertical) até esta linha encontrar a curva de sobrevida. Neste ponto, determina-se o tempo no eixo horizontal. Este tempo é a medida da sobrevida mediana (Figura 1).

## Análise Uni-Variada e Multi-Variada

Numa análise uni-variada, vários fatores de possível valor prognósticos são analisados e correlacionados com os resultados. Por exemplo, num tratamento de pacientes com a Doença de Hodgkin com uma nova terapia, uma análise uni-variada pode tentar estabelecer se o estágio, a idade, o sexo, o tamanho da lesão, os sintomas constitucionais, etc, vão apresentar uma maior resposta a esta nova terapia. A análise pode determinar, por exemplo, que os pacientes mais jovens de 50 anos e com doença no estágio I vão apresentar uma resposta mais elevada ao tratamento que os pacientes mais idosos e com doença em estágio II.

A análise multi-variada avalia todos estas possíveis variações aleatórias dos vários fatores, estudados simultaneamente. Ou seja, não individualiza o estágio ou a idade, por exemplo, mas analisa os dois conjuntamente e no contexto da doença, do tratamento e do resultado. A Tabela 5 exemplifica este tipo de análise.

## ANÁLISE CRÍTICA DE UMA PUBLICAÇÃO CIENTÍFICA

Existe uma proliferação de revistas científicas e a qualidade das publicações, obviamente, cai em qualidade. Todo o trabalho publicado é uma fonte de uma informação. O investigador deve, no entanto, discernir entre uma publicação de boa contra uma de má qualidade. Portanto, a primeira pergunta a ser feita é: devo ler este trabalho? Em caso afirmativo, a pergunta que se segue é: devo acreditar nos resultados?

A literatura, de uma maneira geral, apresenta um viés de publicação. É certamente muito mais numeroso na literatura os trabalhos que apresentam resultados positivos, em comparação aos com resultados negativos. Isto tem que ser levado sempre em consideração. Para este resultado positivo (principalmente em estudos retrospectivos ou em estudos fase II) quantos outros trabalhos semelhantes, mas com resultados negativos, não foram publicados? A abundância de estudos fase II com resultados positivos

raramente altera o tratamento convencional e mais raramente ainda leva a um avanço terapêutico. Isto se deve ao fato de que somente alguns dos estudos fase II positivos são levados para um estudo fase III definitivo. Devemos tomar também muito cuidado com os estudos que apresentam múltiplos testes de “significância” ou análises incontáveis de sub-grupos. Eventualmente um valor estatístico é alcançado, mas sem nenhum valor científico.

Alguns parâmetros que devem ser levados em consideração quando da análise crítica de um estudo, incluem:

- Número de pacientes – estudos com número pequeno de pacientes, principalmente fase III, podem levar a conclusões errôneas e devem ser avaliados com reservas.
- Seleção de pacientes – observar e analisar os métodos empregados para a seleção dos pacientes. Analisar possíveis fatores prognósticos de cada grupo tratado.
- Exclusão de pacientes – determinar motivo e percentual do número de exclusões.
- Idade – avaliar a distribuição da idade e o valor mediano. Em algumas patologias a idade é de extremo valor prognóstico.
- Histologia – semelhante à idade. Verificar a distribuição dos pacientes pelos diferentes tipos histológicos. Analisar grau de diferenciação histopatológica.
- Estadiamento – como foi feito? Quais métodos usados?
- Duração do seguimento – os pacientes foram seguidos por um tempo adequado?
- Resultados – verificar se as medidas do sucesso estão bem analisadas e explícitas. Qual foi o critério para medir o sucesso? Sobrevida, resposta local? Como foi avaliada a resposta?
- Toxicidade – avaliar o relato das toxicidades.

## ALGUMAS DEFINIÇÕES

Risco Relativo - É a razão entre o risco de uma população irradiada (por exemplo) e o risco de uma população não irradiada, geralmente expressa como múltipla do risco natural.

Média - É a soma das observações dividida pelo número de observações.

Mediana - Se as observações são arrumadas numa ordem crescente, ou decrescente, a mediana é a observação do meio.

Cura - Cura de uma doença é considerada quando, num tempo, permanece um grupo de sobreviventes livre de doença e cuja taxa de mortalidade annual, de todas as causas possíveis, é semelhante àquela de uma população dita normal de mesma idade e sexo (Easson e Russel).

Taxa de Mortalidade - Número total de mortes ocorrendo num ano divididas pela população total estimada da região no meio do ano (geralmente expressa em 1000 ou 1000 000 da população).

Incidência (taxa) - O número de eventos (doenças) começando com um período de tempo especificado, relacionado com a média das pessoas expostas ao risco durante àquele período.

Meta-Análise É um método utilizado para avaliar, de uma forma quantitativa, vários ensaios terapêuticos numa área específica. Por exemplo, o valor da irradiação profilática do cérebro em pacientes com carcinoma de pequenas células do pulmão. De uma maneira geral, todos os estudos randomizados (RT vs não RT) são agrupados e os resultados avaliados conjuntamente. Devido ao maior número de pacientes obtido (quando comparado com cada estudo individual), o poder estatístico aumenta e um resultado que talvez não fosse estatisticamente significativo com os estudos individuais torna-se significativo com a adição de vários estudos.

## BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

A Companion to Bioethics. Oxford, UK, Blackwell Publ. pp.xv + 512.

AARONSON NK, AHMEDZAI S, BERGMAN B et al. The European Organization for Research and Treatment of Cancer QLQ-C30: a quality of life instrument for use in international clinical trials in oncology. J Natl Cancer Inst 1993;85: 365-376

AARONSON NK, BECKMANN, BEMHEIM JL, ZITTOUN R, eds. The Quality of Life of Cancer Patients. New York: Raven Press, 1987.

ANDERSON JR, CROWLEY JJ, PROPERT KJ. Interpretation of survival data in clinical trials. Oncology 5:104-114,1991.

BAAR J, TANNOCK IF. Analyzing the same data in two ways: a demonstration model to illustrate the reporting and misreporting of clinical trials. J Clin Oncol 7:969-978,1989.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional de Câncer – Estimativa da incidência e mortalidade por câncer no Brasil 1997. Rio de Janeiro, Pro-Onco, 1997.

BROWMAN GP, LEVINE MN, HODSON DI et al. The Head and Neck Radiotherapy Questionnaire: A morbidity/quality of life instrument for clinical trials of radiation

- therapy in locally advanced head and neck cancer. *J Clin Oncol* 1993; 11: 863-872
- CASTRO JR, COLLIER JM, PETTI PL et al. Charged particle radiotherapy for lesions encircling the brain stem or spinal cord. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17: 77-484
- CATTERALL M. Neutron therapy at Hammersmith Hospital 1970 to 1985: a re-examination of results. *Strahienther Onkol* 1989;165: 298-301
- COATES A, GEBSKI V, STAT M et al. Improving the quality of life during chemotherapy for advanced breast cancer. *N Engl J Med* 1987;317: 1490-1495
- COX JD, AZARNIA N, BYHARDT RW et al. A randomized phase I/II trial of hyperfractionated radiation therapy with total dose of 60.0 Gy to 79.2 Gy: possible survival benefit with >69.6 Gy in favorable patients with Radiation Therapy Oncology Group stage III non-small-cell lung carcinoma: Report of Radiation Therapy Oncology Group 83-1 1. *J Clin Oncol* 1990;8: 1543-1555
- COX JD, PAJAK TF, MARCIAL VA et al. ASTRO Plenary: Interfraction interval is a major determinant of late effects, with hyperfractionated radiation therapy of carcinomas of upper respiratory and digestive tracts: results from Radiation Therapy Oncology Group protocol 8313 *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20: 1191-1195
- CUTLER SJ, EDERER F. Maximum utilization of the life table method in analyzing survival. *J Chron Dis* 8:699-712, 1958.
- DALE RG. The application of the linear-quadratic dose-effect equation to fractionated and protracted radiotherapy. *Br J Radiol* 1985;58: 515-528
- DRANE, James F. 1999. El cuidado del enfermo terminal. Ética clínica y recomendaciones prácticas para instituciones de salud y servicios de cuidados domiciliarios. Washington, D.C. OPS, pp. xvi + 172
- ELKIND MM, SUTTON H. Radiation response of mammalian cells grown in culture. I. repair of x-ray damage in surviving Chinese hamster cells. *Radiat Res* 1960; 13: 556-593
- EMAMI B, MYERSON RJ, SCOTT C et al. Phase I/II study combination of radiotherapy and hyperthermia in patients with deep-seated malignant tumors: report of a pilot study by the Radiation Therapy Oncology Group. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20: 73-79
- ENGELHARTDT, H. Tristram, Jr .1998. Fundamentos da bioética. São Paulo, Ed. Loyola, pp.518.
- FOWLER JF: Fractionation and therapeutic gain. In: Steel GE, Adams GE, Peckham MT, eds. *Biological Basis of Radiotherapy*. Amsterdam, Elsevier Science, 1983: 181-194
- FOWLER JF: Rationale for high linear energy transfer radiotherapy. In: Steel G, Adams GE, Peckham JM, eds. *Biological Basis of Radiotherapy*. Amsterdam, Elsevier Science, 1983: 261-268
- GEHAN EA, SCHNEIDERMAN MA. Experimental Design of Clinical Trials. *Cancer Medicine*. Holland JF & Frei III, E (eds), pg 531-553, 1982.
- GREEN SB. Randomized clinical trials: design and analysis. *Sem Oncol* 8:417-423, 1981.
- GRIFFIN TW, PAJAK TF, LARAMORE GE et al. Neutron vs. photon irradiation of inoperable salivary gland tumors: results of an RTOG-MRC cooperative study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 15: 1085-1090
- GRIFFIN TW, PAJAK TF, MAOR MH et al. Mixed neutron/photon irradiation of unresectable squamous cell carcinomas of the head and neck: the final report of a randomized cooperative trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17: 959-965
- HADDAD CMK, AISEN S, CARVALHO HA. Braquiterapia. Em: SALVAJOLI JV, SOUHAMI L, FARIA SL. *Radioterapia em Oncologia*, Editora Medsi, 1999: 161-218
- HALL EJ. Molecular biology in radiation therapy: the potential impact of recombinant technology on clinical practice. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30: 1019-1028
- HENDERSON BW, DOUGHERTY TJ. Photodynamic Therapy: Basic Principles and Clinical Applications. New York: Marcel Dekker, 1992. 36. HERSKOVIC A, MARTZ K, AI-SARRAF M et al. Combined chemotherapy and radiotherapy compared with radiotherapy alone in patients with cancer of the esophagus. *N Engl J Med* 1992;326: 1593-1598
- HOLLSTEIN M, SIDRANSKY D, VOGELSTEIN B, HARRIS CC. p53 mutations in human cancers. *Science* 1991;253: 49-53



- HORIOT JC, LEFUR R, SCHRAUB S et al. Status of the experience of the EORTC Cooperative Group of radiotherapy with hyperfractionated and accelerated radiotherapy regimes. *Semin Radiat Oncol* 1992;2:34-37
- JONES A. End-points in cancer therapy. *Clin Radiol* 31:121-135,1980.
- KALLMAN RF. The phenomenon of reoxygenation and its implications for fractionated radiotherapy. *Radiology* 1972;105: 135-142
- KAPLAN EI, MEIER P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Stat Assoc* 53:457-481,1958.
- Kay R. Statistical principles for clinical trials. *J Inter Med Res* 26:57-65,1998.
- KOMBLITH AB, HERR HW, OFMAN US et al. Quality of life of patients with prostate cancer and their spouses. *Cancer* 1994;73: 2791-2802
- KOTTOW, Miguel H. 1995. *Introducción a la bioética*. Santiago, CHILE. Editorial Universitária. pp. 172
- LARAMORE GE, KRALL JM, GRIFFIN TW et al. Neutron versus photon irradiation for unresectable salivary gland tumors: final report
- LEE JY. A statistical note. Selection of an endpoint. *Cancer Clin Trials* 4:261-265,1981.
- LEE YJ, WESLEY RA. Statistical contribution to phase II trials in cancer: interpretation, analysis and design. *Semin Oncol* 8:403-416,1981
- LITWIN MS, HAYS RD, FINK A et al. Quality-of-life outcomes in men treated for localized prostate cancer. *JAMA* 1995;273:129-135
- MALKIN D, LI FP, STRONG LC et al. Germ line p53 mutations in a familial syndrome of breast
- MOON TE. Statistical design of adjuvant trials. *Adjuvant therapy of cancer II*. Jones SE, Salmon SE (eds). pg 87, 1979.
- OLMI P, CELLAI E, CHIAVACCI A, FALLAI C. Accelerated fractionation in advanced head and neck cancer: results and analysis of late sequelae. *Radiother Oncol* 1990; 17: 199-207
- ORDER SE: Radioimmunoglobulins in cancer therapy. In: PEREZ CA, BRADY LW, eds. *Principles and Practice of Radiation Oncology*, ed 2. Philadelphia: JB Lippincott, 1992: 447-454
- PAIK S, HAZAN R, FISHER ER et al. Pathologic findings from the National Surgical Adjuvant Breast and Bowel Project: prognostic significance of erbB-2 protein overexpression in primary breast cancer. *J Clin Oncol* 1990;8: 103-112
- PARSONS JT. Hyperfractionation for head and neck cancer. *Int J Radiat Biol Phys* 1988; 14:649-658.
- PATROCÍNIO HJ, PARKER WA, LIU MCC, SOUHAMI L. *Radioterapia Conformacional Em: SALVAJOLI JV, SOUHAMI L, FARIA SL. Radioterapia em Oncologia*, Editora Medsi, 1999: 127-160
- Radiat Oncol Biol Phys 1993;27: 235-240
- SARTWELL PE. Retrospective studies. A review for the clinician. *Ann Intern Med* 81:381-386,1974.
- SCHRAMM, F Roland. 1999. Aspectos cognitivos, metodológicos e morais do trabalho dos CEPs. In: CARNEIRO, Fernanda (org.). *A moralidade dos atos científicos. Questões emergentes da experiência dos Comitês de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos*. Rio de Janeiro, Ed. Fundação Oswaldo Cruz, p. 53-59.
- SIMON R. Clinical trial in cancer. *Cancer: Principles & Practice of Oncology* 5<sup>th</sup> Ed. DeVita VT, Hellman S, Rosenberg SA (eds). pg 513, 1997.
- SIMON R. Confidence intervals for reporting results from clinical trials. *Ann Intern Med* 105:429-435,1986.
- SIMON R. Meta-analyses and cancer clinical trials. *Princ Pract Oncol Update*. 6:1-10,1991.
- TANNOCK IF. False-positive results in clinical trials: multiple significance and the problem of unreported comparisons. *J Nat Cancer Inst* 88:206-207,1996.
- TANNOCK IF. Some problems related to the design and analysis of clinical trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 22:881-885,1992.
- ZELEN M. Guidelines for publishing papers on cancer clinical trials: responsibilities of editors and authors. *J Clin Oncol* 1:164-169,1983.



# Câncer de Colo Uterino

**Epidemiologia, Etiopatogenia,  
Diagnóstico e Estadiamento Clínico**

Paulo Eduardo R. S. Novaes

**Planejamento  
Computadorizado**

Maria Armanda Pinto Abrantes

**Anatomia topográfica x  
planos de tratamento**

Célia Maria Pais Viégas



# Epidemiologia, Etiopatogenia , Diagnóstico e Estadiamento Clínico

Paulo Eduardo R. S. Novaes

## EPIDEMIOLOGIA

O Carcinoma do colo uterino constitui a neoplasia mais frequente do aparelho genital feminino nos países em desenvolvimento. No Brasil é a segunda neoplasia incidente na mulher, superado pelos tumores da mama, sendo prevista a ocorrência de 28.000 casos para o ano de 1999. Cerca de 1/3 dos casos são diagnosticados como carcinoma “in situ” e 2/3 como carcinoma invasor (Fundação Centro de Pesquisas em Oncologia - 1982). O ápice da incidência do carcinoma invasor se dá entre os 45-55 anos e o do carcinoma “in situ” entre os 25 e 40 anos. Como fatores de risco para o desenvolvimento da doença destacam-se a atividade sexual precoce (menos de 16 anos), múltiplos parceiros sexuais, gravidez em idade jovem. Vários agentes infecciosos estão implicados na incidência deste tumor, porém somente o HPV parece estar associado à patogênese da neoplasia, notadamente os subtipos 16 e 18. Cigarro, contraceptivos orais e imunodeficiências também parecem estar relacionados à incidência do carcinoma cervical.

## ANATOMIA E DRENAGEM LINFÁTICA

O colo é a porção cilíndrica do útero em contato com a vagina. Mede cerca de 2 a 4cm de comprimento e relaciona-se anteriormente com a bexiga, posteriormente com o reto e superiormente com o corpo uterino. O colo uterino projeta-se na vagina criando quatro bolsas

ou fundos de sacos: anterior, posterior, lateral direito e lateral esquerdo. O útero é mantido em posição na pelve através de ligamentos de sustentação, O conjunto de ligamentos, e em particular o ligamento largo, é conhecido como paramétrios. A drenagem linfática se faz por três cadeias que se dirigem aos linfonodos ilíacos internos, ilíacos externos, obturadores e ilíacos comuns. Eventualmente uma cadeia posterior pode drenar para os linfonodos pré-sacrais.

## HISTOLOGIA E HISTÓRIA NATURAL

O carcinoma espino-celular representa de 85% a 90% dos carcinomas invasivos do colo. Seguem em frequência o adenocarcinoma, o carcinoma adeno-escamoso e mais raramente os sarcomas. Carcinomas cervicais infiltram os tecidos vizinhos invadindo os paramétrios, a vagina, a bexiga, o reto e podem também disseminar por via linfática aos linfonodos pélvicos, para-aórticos e por via hematogênica aos órgãos distantes. A disseminação linfática é geralmente progressiva e previsível, com apenas 12% dos pacientes demonstrando doença para-aórtica na ausência de envolvimento linfático pélvico. O percentual de comprometimento linfonodal pélvico e para-aórtico aumenta com a progressão da doença. A disseminação hematogênica é incomum nos estágios iniciais mas também o risco aumenta nos estágios avançados. Carlson et al reportam 4,7% de metástases para o estágio Ib, 9,2% no estágio II e 20,4% nos estágios III e IV.

## **AVALIAÇÃO DA PACIENTE**

A paciente com neoplasia do colo uterino passa por uma avaliação clínico-laboratorial que permite estabelecer o diagnóstico, definir o estadiamento, determinar o prognóstico e decidir a melhor forma de tratamento. São obrigatórios nesta avaliação:

Exame clínico e locoregional

Biópsia da lesão cervical

Exames Laboratoriais: Hemograma, uréia, creatinina, urina tipo I

Exames Radiológicos: Raios X de tórax e Urografia Excretora

Cistoscopia e Retossigmoidoscopia (a partir do estágio II)

Ultrassonografia, Tomografia Computadorizada e RNM (opcionais)

Apesar da tomografia computadorizada abdomino-pélvica não se constituir exame obrigatório para o estadiamento pelas normas da Federação Internacional de Ginecologia e Obstetrícia (FIGO), o seu emprego sistemático na avaliação da paciente com neoplasia do colo uterino deve ser estimulado pois pode evidenciar a presença de doença metastática linfonodal ilíaca ou para-aórtica além de auxiliar sobremaneira o planejamento dos campos de irradiação, pela identificação de áreas de envolvimento tumoral de difícil determinação ao exame loco-regional e aos demais exames imagenológicos.

### **Fatores prognósticos**

Piver et al (1975), Van Nagell et al (1978) demonstraram maior incidência de metástases linfáticas e menor sobrevida em pacientes com doença volumosa ('Bulky') do estágio Ib e IIa tratados por histerectomia radical. Observação similar foi reportada por Fletcher (1980) e por Perez et al em casos tratados por radioterapia. Nahhas et al descreveram maior incidência de metástases linfonodais na presença de invasão estromal profunda. Estes pacientes também

tiveram menor sobrevida livre de doença em 2 anos (58% versus 92%) e maior incidência de recidivas (42% versus 8%) do que pacientes sem invasão estromal e nodos pélvicos negativos. Delgado et al (1990) reportaram 85,6% de sobrevida livre de doença em três anos em pacientes com linfonodos pélvicos negativos comparado com 74,4% em pacientes com linfonodos positivos. O prognóstico também é afetado pelo tipo histológico e pelo grau de diferenciação celular. Apesar do adenocarcinoma ser tido como de prognóstico pior, Kilgse et al não encontraram esta diferença na sobrevida de pacientes portadores de adenocarcinoma ou carcinoma espino-celular tratados de maneira idêntica. Em adição ao tipo histológico e à invasão linfo-vascular outros fatores relacionados ao paciente afetam o prognóstico. Vigario et al (1973) reportaram maior incidência de recorrência pélvica e menor sobrevida em pacientes com anemia (Hemoglobina < 10g%). O uso de transfusões sanguíneas melhora a resposta tumoral à radiação diminuindo a falha pélvica e melhorando o prognóstico. Alguns autores descrevem o mesmo prognóstico do carcinoma do colo em mulheres jovens e idosas. Outros tem notado sobrevida menor, associada a maior incidência de tumores indiferenciados, em mulheres abaixo dos 35 anos.

### **Estadiamento**

O estadiamento utilizado é o da FIGO de 1995, baseado na avaliação clínica (inspeção, toque vaginal e toque retal), colposcopia e exames radiológicos. O estadiamento da FIGO sofre inúmeras críticas pois não leva em consideração informações de exames imagenológicos como o Ultrasson, a Tomografia Computadorizada e a Ressonância Nuclear Magnética, não sub-divide os estágios II e III em função do comprometimento uni ou bilateral dos paramétrios, e tampouco valoriza os informes do exame histopatológico.

---

<b>Estágio I</b>	<b>Tumor Limitado ao Colo</b>
Ia	Componente invasivo identificado apenas microscopicamente
Ia1	Invasão estromal < 3mm em profundidade e < 5mm em largura
Ia2	Invasão estromal > 3mm e < 5mm em profundidade e < 7mm em largura
Ib	Lesão clinicamente confinada ao colo
Ib1	Tumor menor de 4cm
Ib2	Tumor maior de 4cm
<b>Estágio II</b>	<b>Tumor invade a vagina e/ou os paramétrios</b>
IIa	Lesão estende-se à vagina sem atingir o 1/3 inferior
IIb	Lesão infiltra os paramétrios sem atingir a parede pélvica
<b>Estágio III</b>	<b>Tumor invade a vagina e/ou os paramétrios distais</b>
IIIa	Lesão infiltra o 1/3 inferior da vagina
IIIb	Lesão infiltra os paramétrios até a parede pélvica ou produz alteração à Urografia excretora
<b>Estágio IV</b>	<b>Tumor infiltra estruturas extra-uterinas</b>
IVa	Lesão infiltra a bexiga e/ou o reto
IVb	Comprometimento de estruturas extra-pélvicas

---

## MODALIDADES TERAPÊUTICAS

### Estágios Ib e IIa

São considerados estágios iniciais, podem ser tratados por cirurgia ou radioterapia com alto grau de sucesso e os resultados de ambas modalidades são similares. A cirurgia é preferível na paciente jovem pela possibilidade de preservação dos ovários e manutenção da função hormonal.

O tratamento cirúrgico padrão é representado pela operação de Wertheim-Meigs. O estudo anatomo patológico da peça operatória permite a determinação de fatores prognósticos que definem a necessidade ou não de terapêutica complementar.

Radioterapia pós-operatória está indicada nas lesões maiores de 4cm de diâmetro, histologia graus II e III, na presença de invasão estromal profunda, infiltração linfo-vascular, linfonodos comprometidos e margens cirúrgicas exíguas. Recomenda-se a irradiação pélvica com megavoltagem na dose de 45Gy em 25 frações diárias de 1,8Gy, seguida de braquiterapia do fundo vaginal.

A braquiterapia pode ser realizada com a utilização de ovoides ou cilindros. Nos tratamentos de baixa taxa de dose (LDR) 40Gy são liberados em 48 horas à mucosa vaginal. O advento da alta taxa de dose (HDR) faz desta a técnica preferida em função das suas vantagens

operacionais e de proteção radiológica. Neste caso, quatro inserções de 6Gy calculados na superfície do aplicador, com intervalos semanais são recomendadas. Braquiterapia HDR é realizada durante o curso de radioterapia externa. No dia da braquiterapia não se realiza a aplicação de teleterapia. Braquiterapia LDR é realizada após o término da radioterapia externa.

Quando a indicação de radioterapia pós-operatória se fizer em razão do grau histológico, do volume tumoral ou invasão estromal e apenas um dos fatores for identificado na ausência de outros, a radioterapia pélvica é dispensável. Utiliza-se a braquiterapia vaginal com dose de 60Gy (LDR) ou cinco inserções de 6Gy, calculados a 5mm do aplicador, duas vezes por semana (HDR).

A Radioterapia exclusiva também pode ser utilizada no tratamento dos estágios iniciais. A preservação da função hormonal pode ser conseguida através da realização de ooforopexia por video-laparoscopia prévia à radioterapia. Os ovários são transpostos para as cristas ilíacas, demarcados com clips radiopacos e colimados com blocos individuais de chumbo.

Radioterapia radical emprega a irradiação da pelve com dose de 45Gy, em cinco semanas associada a braquiterapia com sonda e colpostatos. A prescrição da dose de braquiterapia é feita nos clássicos pontos A e B de Manchester. Na braquiterapia de baixa taxa de dose 30 a 35Gy são liberados em inserção única de 72hs. Nos regimes de alta taxa de dose,

quatro inserções semanais de 6Gy são utilizadas, em concomitância à irradiação pélvica. As doses no reto e na bexiga não devem exceder 70% da dose liberada no ponto A. Doses acima deste valor se acompanham de aumento no índice de complicações.

## Estágio IIb

Embora alguns casos selecionados possam ser tratados por cirurgia, a maioria das pacientes é tratada por radioterapia.

Alguns serviços no Brasil advogam o emprego de radioterapia pré-operatória utilizando radioterapia pélvica e braquiterapia com dose menor no ponto A, seguida de Histerectomia total, salpingo-oufrectomia bilateral e linfadenectomia pélvica (nível II de Piver). A irradiação pélvica é realizada na dose de 45Gy em 25 frações. A braquiterapia utiliza sonda intra-uterina e colpostatos sendo feita através de uma inserção de 15Gy (ponto A) em 24-30 horas (LDR) ou duas inserções de 6Gy (ponto A) com intervalos semanais (HDR).

Os estudos demonstram entretanto que a adição de cirurgia não oferece melhora nas taxas de controle local ou sobrevida.

A cirurgia é desejável nas lesões com morfologia em barril ("barrel-shaped"), nos casos com resposta pobre à radioterapia externa, na impossibilidade de realização de braquiterapia ou quando os aplicadores apresentarem geometria inadequada para boa distribuição de dose.

## Estágios IIIa e IIIb

Tumores do estágio III constituem enfermidade avançada e não são passíveis de cirurgia. São tratados por radioterapia exclusiva com resultados pobres. O tratamento utiliza a radioterapia pélvica de megavoltagem na dose de 45Gy em 25 frações seguida de braquiterapia. Toda a extensão vaginal deve ser incluída na braquiterapia do estágio IIIa, através da utilização de cilindros vaginais. Nos tratamentos de baixa taxa de dose, duas inserções de 20Gy em 48 horas, com intervalos quinzenais são recomendadas. A distribuição de cargas deve ser tal que o terço superior da vagina, a 5mm de profundidade, receba a mesma dose liberada no ponto A. A soma das doses de radioterapia externa e braquiterapia deve ser da ordem de 100Gy no terço superior da vagina, 80Gy no terço médio e 60Gy no terço inferior. Deve-se usar o cilindro de maior diâmetro que a vagina possa conter.

Na braquiterapia de alta taxa de dose, quatro inserções de 6Gy no ponto A, com intervalos semanais são recomendadas. Também a seleção das paradas da fonte radiotiva deve permitir que as doses liberadas no ponto A e no terço superior da vagina a 5mm de profundidade sejam iguais.

Para o tratamento do estágio IIIb, a braquiterapia é realizada com sonda e colpostatos. Duas inserções de 20Gy no ponto A com intervalos quinzenais são recomendadas (LDR) ou quatro inserções de 6Gy com intervalos semanais (HDR). Alguns autores preconizam doses maiores utilizando 7,5Gy/inserção. Estudos são necessários para aferir se o tratamento com dose maior levará a melhora das taxas de controle local sem o aumento de complicações.

Da mesma forma que descrita para os tumores do estágio IIb, a complementação de dose nos paramétrios é feita com 9Gy de radioterapia externa, em campos localizados à pequena pelve. Bloco mediano protege as áreas centrais que receberam braquiterapia.

Os resultados do tratamento radioterápico no estágio III são insatisfatórios. Outras modalidades de tratamento podem ser empregadas na tentativa de melhorar as taxas de controle local e sobrevida e incluem as alterações do fracionamento e a braquiterapia intersticial dos paramétrios. Os resultados reportados ainda são controversos e não permitem incluir e recomendar nenhuma destas opções na rotina assistencial. Sua utilização é justificada em estudos clínicos e protocolos investigacionais.

## Estágio IV

É habitualmente tratado por radioterapia exclusiva. A cirurgia pode ser empregada em casos selecionados mas consiste na exenteração pélvica. A evolução da técnica operatória tem possibilitado a realização de exenterações posteriores com a conservação do esfíncter anal e exenterações anteriores com reconstrução de neo-bexiga e preservação da função urinária.

A radioterapia é feita com irradiação externa da pelve na dose de 45 - 50,4Gy em 25-28 frações. Em função da redução tumoral, a doença residual é tratada com campo adicional de radioterapia externa utilizando técnica rotatória até a dose de 70Gy. Em casos que permitam a utilização de braquiterapia esta é preferível à irradiação rotatória devendo ser realizada nos mesmos moldes descritos para o estágio III.



## TÉCNICA DE RADIOTERAPIA

O uso da radioterapia no tratamento do carcinoma do colo uterino envolve habitualmente a combinação da radioterapia externa e braquiterapia intra-cavitária. O uso de braquiterapia isolada é restrito a lesões iniciais (Ib1) com resultados de sobrevida > 90%. O emprego de radioterapia isolada deve ser evitado pois os resultados são inferiores ao tratamento combinado. Relato do "Pattern of Care Study" demonstrou aumento nas taxas de controle local e sobrevida para tumores do estágio III com a utilização mais frequente da braquiterapia e o incremento da dose final ao ponto A. A não realização de braquiterapia no tratamento da paciente com câncer cervical constitui o fator de maior significado estatístico para o prejuízo das taxas de controle local e sobrevida, segundo Peres et al (1987).

### Radioterapia externa

É conduzida com fótons de megavoltagem das unidades de cobalto 60 ou aceleradores lineares. É utilizada para tratar toda a pelve e os paramétrios incluindo os linfonodos ilíacos. A radioterapia pélvica possibilita a redução do tumor no colo melhorando as condições locais para a braquiterapia, promove a diminuição do sangramento e da dor pélvica permitindo a recuperação do estado geral da paciente e atua de maneira profilática em áreas de envolvimento sub clínico potencial.

Utiliza-se comumente um arranjo de quatro campos de irradiação - anterior, posterior, lateral direito e lateral esquerdo - de tal forma que a dose é concentrada no colo e paramétrios e diminuída na bexiga e no reto.

O traçado dos campos é feito no simulador ou através da obtenção de um raio X com grade da pelve em AP e Perfil. O colo e eventual infiltração vaginal devem ser identificados com clips radiopacos. As dimensões dos campos de irradiação irão variar com o estágio e a extensão da enfermidade.

A margem superior do campo pélvico se situa entre L5/S1 (Estágios I e IIb não bulky) ou L4/L5, (Estágios IIb bulky e IIIb), a margem inferior no bordo dos forames obturadores e as margens laterais incluem 2cm da porção medial dos ilíacos. Os cantos superiores e inferiores podem ser colimados para redução da quantidade de alças intestinais incluídas no volume de irradiação.

A simulação dos campos laterais com contraste no reto e na bexiga facilita a definição dos órgãos críticos e dos pontos limitantes de

dose. O limite inferior do campo lateral situa-se em geral na transição S2/S3 e o limite superior no meio da sínfise púbica.

Quando existe reconhecida evidência de doença lombo-aórtica, campo racional deve cobrir esta área. Utiliza-se um par de campos paralelos e opostos que se estendem de T12 a L4. Todo o corpo vertebral com cerca de 1,5cm a 2,0cm de margem lateral para ambos os lados, deve ser incluído no volume alvo.

Para a irradiação complementar dos paramétrios (ponto B) adota-se um par de campos paralelos e opostos com bloqueio central. O bloqueio central protege os tecidos que receberam tratamento com braquiterapia.

### Braquiterapia

Constitui a mais importante etapa do tratamento do carcinoma cervical pois permite a liberação de dose tumorocida ao colo e tecidos para-cervicais. A isodose resultante tem o formato de pera, quando se utilizam sonda e colpostatos. Muitos sistemas e vários aplicadores podem ser utilizados para inserção intracavitária porém os mais comumente empregados são os de *Fletcher-Suit*. Braquiterapia pode ser realizada em regime de baixa taxa de dose usando tubos de Cesio 137 ou através da alta taxa de dose com micro fonte de Iridio 192 operada por controle remoto e comandada por computador. As vantagens operacionais e de proteção radiológica tem feito com que os tratamentos de alta taxa de dose sejam preferíveis aos de baixa taxa de dose. Os resultados de controle local e complicações são comparáveis porém, a braquiterapia de alta taxa de dose tem a vantagem de não utilizar anestesia e dispensar a internação da paciente, sendo realizada a nível ambulatorial. Além disso, como a migração da fonte radioativa é operada por controle remoto, não existe exposição à radiação e a distribuição da dose é otimizada pela seleção dos pontos e dos tempos de parada da fonte.

Diferentes sistemas, escolas e pontos de prescrição de dose podem ser adotados, porém, no Brasil generalizou-se a Escola de Manchester que utiliza como parâmetros para prescrição da dose os clássicos pontos A e B. O ponto A é definido como situado a 2cm para cima e 2cm para o lado do orifício externo do colo, acompanhando o eixo uterino. Existe um ponto A à direita e um ponto A à esquerda. Correspondem anatomicamente aos cruzamentos das artérias uterinas com os ureteres. O ponto B está situado a 3cm para o lado do ponto A. Corresponde à inserção do paramétrio na parede pélvica, não acompanha o eixo uterino e igualmente existe um ponto B à direita e um ponto B à esquerda. Outros pontos

importantes em braquiterapia, limitantes de dose, foram definidos pelo ICRU-38 a partir de raios X ortogonais, incorporados mais comumente à braquiterapia de alta taxa de dose e correspondem à bexiga e ao reto. O ponto relativo à bexiga é demarcado na radiografia em AP, no meio do balonete da sonda de Folley, insuflado com 7ml de contraste radiopaco e na radiografia em perfil, na metade inferior do balonete. Os pontos relativos ao reto são demarcados na radiografia em AP no centro da linha que une a porção inferior dos colpostatos e na radiografia em perfil a 5mm do bordo inferior dos colpostatos ou do afastador retal. No tratamento ideal, as doses em bexiga e reto não devem exceder 70% da dose liberada nos pontos A, adotando-se a otimização dos pontos e tempos de parada da fonte ou o emprego de tampão vaginal quando possível.

A presença de doença vaginal além do terço superior da vagina obriga a utilização de cilindros. Deve ser sempre escolhido o cilindro de maior diâmetro que possa conter a vagina. Na braquiterapia com cilindros a isodose resultante tem o formato de uma salsicha. A composição de cargas (LDR) ou a seleção de paradas da fonte (HDR) deve ser tal de forma que a dose prescrita no ponto A seja a mesma liberada a 5mm da mucosa, no terço superior da vagina.

Independente da técnica de radioterapia usada e do sistema intra-cavitário escolhido, é importante a familiarização do radioterapeuta com os aspectos técnicos e dosimétricos do seu sistema, de modo a modificar o tratamento em função de necessidades clínicas, anatômicas, físicas e biológicas de cada caso.

## Complicações do Tratamento

Os órgãos mais comumente afetados pela irradiação incluem o retossigmoide, a bexiga e o intestino delgado. A reação aguda mais comum é a enterite, caracterizada por diarreia e cólicas abdominais. Ocorre em 2/3 das pacientes, durante o curso da radioterapia externa, iniciando-se em geral após a terceira semana de tratamento. A bexiga também pode ser afetada com o desenvolvimento de disúria e aumento da frequência urinária. Estes sintomas ocorrem em cerca de 1/3 das pacientes, frequentemente requerem medicação sintomática e especial acompanhamento para evitar uma infecção urinária superposta.

Efeitos tardios incluem as retites e as cistites crônicas, as fístulas vésico-vaginais e reto-vaginais, e os quadros de enterite com graus variáveis de obstrução intestinal. A intensidade das reações dependem da dose total, da dose

diária e do volume irradiado. Ocorrem em cerca de 3 a 5% das pacientes com doença inicial e cerca de 10 a 15% das pacientes com enfermidade avançada. Cirurgias prévias, moléstias intercorrentes e o emprego de quimioterapia colaboram para o aumento das complicações. Em geral aparecem a partir do segundo ano de tratamento.

## Resultados

As taxas de sobrevida com radioterapia variam com o estágio evolutivo da doença. Cerca de 80-85% das pacientes no estágio Ib e IIa, 65-75% das pacientes no estágio IIb, 35-45% no estágio III e 10% no estágio IV serão curadas.

## ASSOCIAÇÃO DE RADIO E QUIMIOTERAPIA

A capacidade da radioterapia curar o carcinoma de colo localmente avançado é limitada pelo volume tumoral pois a dose requerida excede os limites de tolerabilidade dos tecidos normais vizinhos. A principal causa de morte é a doença não controlada na pelve. Muitas tentativas tem sido feitas para melhorar o resultados da radioterapia. Os implantes intersticiais de paramétrios, por exemplo, possibilitaram o aumento do controle pélvico porém a sobrevida não se alterou, pelo desenvolvimento de enfermidade metastática. A experiência com o emprego de quimioterapia neo-adjuvante demonstrou que o carcinoma de colo apresentava diferentes graus de resposta a diferentes agentes isolados ou em combinação, facilitava a realização da braquiterapia pela redução tumoral prévia, porém também não trouxe melhora nos resultados. Oito de nove estudos publicados em cancer cervical e uma meta-análise de 31 trials randomizados em cancer de cabeça e pescoço não mostraram benefício significativo para quimioterapia neo-adjuvante e radioterapia.

Estratégias envolvendo o uso concomitante de quimioterapia e radiação passaram a ser utilizadas a partir da década de 80, a partir do estabelecimento em estudos fase 1-2 que cisplatina, fluoracil e mitomicina podiam ser combinados com segurança à irradiação da pelve. A administração de quimioterapia concomitante à radioterapia tem vantagens sobre o uso de radioterapia isolada. Os dois tratamentos podem interagir aumentando a índice de morte celular sem atrasar o curso de radioterapia ou aumentar o tempo total do tratamento, o que pode acelerar a proliferação de células tumorais.

Teoricamente, a quimioterapia pode atuar sinergicamente com a radioterapia inibindo o reparo do dano radiação-induzido, promovendo a sincronização celular em uma fase radio-sensível do ciclo, iniciando a proliferação de células do compartimento tumoral não-proliferativo e reduzindo a fração de células hipóxicas, resistentes à radiação. A quimioterapia pode também aumentar independentemente a taxa de morte de células tumorais, por ação própria do agente citotóxico.

Desde que a taxa de resposta completa do carcinoma de colo uterino a radioterapia isolada é alta, o valor da adição da quimioterapia não podia ser determinado em estudos do tipo fase 2, só podendo ser definida em estudos comparativos fase 3. Os resultados de três grandes estudos foram recentemente divulgados demonstrando que a adição de quimioterapia melhora os resultados da radioterapia no câncer cervical, embasando de forma incontestável a incorporação de esquemas de quimioterapia contendo cisplatina à radioterapia do carcinoma do colo uterino, do estágio Ib volumoso (Ib2) ao estágio IVa.

## Resultados dos

### Estudos Cooperativos

Segundo Keys et al (1999) através do GOG (*Gynecologic Oncology Group*) compararam cisplatina, radiação e histerectomia adjuvante com radiação e histerectomia adjuvante para o carcinoma de colo uterino estágio Ib “bulky”. Mulheres com tumor > 4cm de diâmetro foram randomizadas para receber radioterapia isolada ou em combinação com cisplatina (40mg/m2, semanal durante seis semanas). Em ambos os casos, histerectomia adjuvante era realizada três a seis semanas após o término do tratamento. Destaque-se que pacientes com evidência de linfadenopatia metastática à tomografia computadorizada ou à linfografia eram excluídas. A dose total liberada ao ponto A foi de 75Gy (combinando radioterapia pélvica e braquiterapia de baixa taxa de dose) e 55Gy ao ponto B (parede pélvica).

O estudo comparou 369 mulheres, 183 no grupo radio-quimioterapia e 186 no grupo radioterapia isolada. Um total de 164 mulheres do grupo radio-quimioterapia (90%) recebeu quatro ou mais ciclos de cisplatina. Em ambos os grupos, a duração mediana da radioterapia foi de 50 dias. Histerectomia extra-facial foi realizada em 168 pacientes do grupo radioterapia (90%) e 175 pacientes do grupo combinado (96%). Maior número de pacientes no grupo radioterapia recusou cirurgia (nove versus cinco, no grupo combinado) e também maior número

teve recorrência precoce (oito versus dois). Houve mais peças cirúrgicas sem tumor detectável no grupo radio-quimioterapia (52%) quando comparado ao grupo radioterapia isolada (41%) ( $p=0,04$ ). A doença recorreu em 69 pacientes do grupo radioterapia (37%) e em 38 pacientes do grupo combinado (21%). Com um seguimento mediano de 36 meses, 79% (145/183 pacientes) não apresentavam evidência de doença no grupo combinado versus 63% (117/186 pacientes) no grupo radioterapia ( $p<0.001$ ). As taxas de sobrevida em três anos foram de 74% no grupo radioterapia isolada e 83% no grupo combinado ( $p=0,008$ ). Com relação aos efeitos colaterais, o grupo radio-quimioterapia apresentou 21% de alterações hematológicas graus 3 (moderada) e 4 (severa) e 14% de reações gastro-intestinais. Pacientes do grupo radioterapia exclusiva mostraram taxas de 2% e 5% respectivamente.

**Conclusão:** A adição de quimioterapia semanal à radioterapia pélvica e braquiterapia seguida de histerectomia reduz o risco de recorrência e morte em mulheres com carcinoma do colo uterino do Estágio Ib “bulky”.

Segundo Rose et al (1999), também através do GOG, compararam o valor de três diferentes esquemas de quimioterapia – cisplatina isolada; cisplatina, fluoracil e hidroxiuréia; e hidroxiuréia isolada - em associação à radioterapia para mulheres portadoras de carcinoma do colo uterino localmente avançado. Pacientes com doença nos estágios IIb, III e IVa, sem envolvimento de linfonodos para-aórticos foram estudados. A análise incluiu 526 pacientes, randomizados para cada um dos três programas de quimioterapia.

**Grupo 1:** cisplatina – 40mg/m2, semanal durante seis semanas (176 pacientes).

**Grupo 2:** cisplatina – 50mg/m2 dias 1 e 29; fluoracil – 4mg/m2, infusão 4 dias, dias 1 e 29; hidroxiureia 2g/m2, oral, duas vezes por semana, durante seis semanas (173 pacientes).

**Grupo 3:** hidroxiuréia – 3g/m2, oral, duas vezes por semana, durante seis semanas (177 pacientes).

A Radioterapia utilizou irradiação da pelve com megavoltagem seguida de braquiterapia de baixa taxa de dose, em uma ou duas inserções. A dose total administrada aos pontos A e B foram respectivamente 80,8Gy e 55Gy para o estágio IIb e 81Gy e 60Gy para os estágios III e IVa. A duração do tratamento radioterápico foi de 10 semanas. O percentual de pacientes que recebeu dose de radioterapia não inferior a 85% do total programado foi de 90% no grupo cisplatina, 85% no grupo cisplatina, fluoracil e hidroxiureia e 84% no grupo hidroxiuréia.

Com um seguimento mediano de 35 meses a sobrevida foi significativamente melhor nos grupos contendo cisplatina, quando comparada ao grupo de hidroxiuréia ( $p=0,004$  e  $p=0,002$ ). Não foram observadas diferenças entre os dois grupos contendo platina. Pacientes destes grupos tiveram menor índice de progressão local da doença (19% e 20%) quando comparados ao grupo de hidroxiuréia (30%) e também menor frequência de metástases pulmonares (3% e 4% versus 10%). A maior frequência de efeitos colaterais foi associada com o regime de três drogas, em índices duas vezes maior do que os outros regimes ( $p<0,001$ ).

**Conclusão:** regimes de radioterapia e quimioterapia contendo cisplatina aumentam as taxas de sobrevida global e de sobrevida livre de doença em mulheres com câncer de colo uterino localmente avançado. O tratamento com cisplatina isolada foi menos tóxico do que a combinação de três drogas.

Morris et al (1999) reportaram os resultados do RTOG (*Radiation Therapy Oncology Group*) comparando radioterapia pélvica associada a quimioterapia com irradiação pélvica e para-aórtica para pacientes de carcinoma de colo "alto risco". Entre 1990 e 1997, 403 mulheres com carcinoma cervical avançado confinado à pelve (estágios IIb-IVa, ou IIa com diâmetro tumoral  $> 5$ cm ou com envolvimento de linfonodos pélvicos) foram randomizadas para receber 45Gy de radioterapia à pelve e cadeia para-aórtica ou 45Gy limitados à pelve associados a dois ciclos de fluoracil e cisplatina. Braquiterapia foi realizada em uma ou duas inserções, preferencialmente uma semana após o término da radioterapia externa, usando fontes radioativas de baixa taxa de dose. Um terceiro ciclo de quimioterapia foi realizado no segundo procedimento intra-cavitário no grupo de terapia combinada. Pacientes com evidencia de metástases aos linfonodos para aórticos, determinadas por linfangiografia bipodal ou exploração cirúrgica retro-peritoneal foram excluídos. A radioterapia foi realizada de acordo com o protocolo em 84% dos pacientes do grupo pelvico-lomboaórtico e 83% do grupo radio-quimioterapia. A duração mediana do tratamento foi de 58 dias, com dose mediana de 89Gy ao ponto A em cada grupo. De 195 pacientes no grupo radio-quimioterapia, 81% completaram no mínimo dois ciclos de quimioterapia e 68% completaram três ciclos.

Dos pacientes incluídos, 193 foram elegíveis para análise em cada grupo, com seguimento mediano de 43 meses. A taxa de sobrevida estimada aos cinco anos (Kaplan-Meier) é de 73% para o grupo tratado por radio-quimioterapia e 58% para o grupo tratado por radioterapia isolada ( $p=0,004$ ). As taxas de sobrevida livre de doença em cinco anos são de 67% para o grupo combinado e 40% para o grupo

radioterapia ( $p<0,001$ ). A incidência de metástases distantes e recorrência loco-regional foi maior nos pacientes tratados por radioterapia exclusiva ( $p<0,001$ ). A severidade dos efeitos colaterais foi similar nos dois grupos, com uma taxa maior de efeitos hematológicos reversíveis no grupo combinado. A análise de sobrevida estratificada por diferentes variáveis, demonstrou que pacientes que apresentavam doença estadiada como Ib, IIa e IIb tiveram sobrevida significativamente melhor com radio e quimioterapia. Não houve diferença significativa na sobrevida entre os dois grupos para pacientes do estágio III e IVa, embora o estudo não tenha sido desenhado para incluir um número suficiente de pacientes nestes subgrupos, para testar uma diferença significativa do ponto de vista estatístico. A sobrevida para estes estágios foi de 58% no grupo combinado e 38% no grupo radioterapia ( $p=0,13$ ).

**Conclusão:** A adição de quimioterapia com fluoracil e cisplatina ao tratamento radioterápico melhora significativamente a sobrevida, em mulheres com câncer cervical localmente avançado.

Peters et al (1999) apresentaram os resultados de cisplatina, fluoracil e radioterapia comparados ao da radioterapia isolada, no tratamento adjuvante do carcinoma de colo inicial de "alto risco" após histerectomia radical e linfadenectomia. O estudo envolveu 268 pacientes portadores de carcinoma do colo uterino nos estágios Ia2, Ib e IIa submetidos inicialmente a histerectomia radical e linfadenectomia e que apresentaram linfonodos positivos, ou margens positivas ou envolvimento microscópico do paramétrio. Após a cirurgia e a análise da peça operatória os pacientes foram randomizados em dois grupos: radioterapia pélvica com 49,3Gy em 29 frações ou a mesma radioterapia associada a quatro ciclos de quimioterapia com cisplatina (70mg/m<sup>2</sup> EV em bolus) e fluoracil (1000mg/m<sup>2</sup>/dia em infusão contínua de 96hs) a cada 3 semanas. O primeiro e o segundo ciclos eram realizados durante o curso de radioterapia. No período de 1991 a 1996, 241 pacientes foram avaliáveis, 115 no grupo radioterapia isolada e 126 no grupo radio-quimioterapia. A sobrevida livre de doença projetada em quatro anos é de 63% para o grupo radioterapia e 81% para o grupo combinado. Sobrevida global e sobrevida livre de progressão de doença foram significativamente melhoradas no grupo radio-quimioterapia ( $p=0,001$ ). Toxicidade graus 3 e 4 foram mais frequentes no grupo combinado.

**Conclusão:** A adição de quimioterapia à radioterapia melhora a sobrevida global e a sobrevida livre de doença em pacientes com carcinoma de colo uterino em estágios iniciais submetidos a cirurgia.

Os resultados reportados demonstram claramente que a utilização de quimioterapia com cisplatina em associação à radioterapia é

superior ao emprego de radioterapia isolada no carcinoma de colo uterino, tanto em estágios iniciais quanto em estágios avançados, devendo constituir a terapêutica standard para a enfermidade. Alguns aspectos entretanto precisam ser considerados quando projetamos estes resultados para as condições brasileiras. O câncer do colo uterino, com ocorrência estimada de 22mil casos novos anuais, congrega uma enorme população potencialmente candidata a receber radio e quimioterapia, envolvendo a necessidade de mobilização de recursos técnicos, operacionais e financeiros.

Observando os diferentes relatos, podemos notar que a adição de quimioterapia não alterou a técnica e as doses de radioterapia e tampouco aumentou a duração do tratamento radioterápico. Ao tentarmos introduzir o tratamento combinado em nosso meio, tal condição deve ser mantida. Há que se destacar também que a adição de quimioterapia, embora tenha aumentado a toxicidade do tratamento combinado, não impediu a realização da terapêutica em tempo adequado na maioria dos pacientes.

O uso de cisplatina isolada em associação a radioterapia parece ser tão eficiente quanto o emprego de cisplatina e fluoracil. Levando em consideração as dificuldades operacionais da utilização do fluoracil em infusão contínua de 96hs, requerendo hospitalização do paciente, aumento dos custos do tratamento e também dos efeitos colaterais, o emprego de cisplatina isolada é vantajoso e preferencial. A dose de 40mg/m<sup>2</sup>, semanal mostrou-se eficaz e bem tolerada. Deve ser investigada a possibilidade do emprego de dose menor. Outros agentes quimioterápicos efetivos para o carcinoma de colo (Taxol, por exemplo) merecem ser estudados em protocolos investigacionais, muito embora o seu emprego eleve sobremaneira o custo do tratamento.

A necessidade de cirurgia complementar para o estágio Ib "bulky" é discutida e merece ser melhor aclarada em estudos futuros. Chama atenção o índice de 51% de peças negativas após radio-quimioterapia. Em estudo realizado por Novaes et al (1996) no Hospital do Cancer A C Camargo em São Paulo, apresentaram taxas de 64% de ausência de tumor no espécime cirúrgico de pacientes submetidos a 45Gy de radioterapia pélvica e duas inserções de 6Gy (ponto A) de braquiterapia de alta taxa de dose seguida de histerectomia total e salpingo-

oforectomia bilateral (Piver II) por carcinoma do colo uterino no estágio IIb. Levando em consideração que no relato de Keys et al (1999) ( a dose de radioterapia foi plena (75Gy ponto A) quando comparada a esta, o índice de peças negativas e o seu real significado ainda carecem de melhor observação.

A introdução de quimioterapia à rotina terapêutica do carcinoma do colo uterino requer rigorosa seleção de pacientes, através do estabelecimento de parâmetros clínicos e laboratoriais bem definidos. Seleção inadequada expõe o paciente ao risco de toxicidade proibitiva com intolerância ao tratamento e piora nos resultados pela impossibilidade de receber radioterapia em dose e tempo efetivos.

Todos os estudos utilizaram braquiterapia de baixa taxa de dose. O emprego rotineiro da braquiterapia de alta taxa de dose é realidade em muitas Instituições de Radioterapia no Brasil, notadamente em São Paulo. Pode-se admitir, a partir dos resultados equivalentes entre a baixa e a alta taxa de dose, que a adição de quimioterapia à radioterapia com braquiterapia de alta taxa de dose também trará melhora dos índices de sobrevida e controle local, porém somente um estudo controlado permitirá conclusões definitivas. O grande número de pacientes portadores de carcinoma de colo uterino no país, possibilitará a obtenção de resultados esclarecedores em tempo relativamente curto.

Desnecessário destacar que as condições sócio-culturais da população brasileira portadora de câncer cervical divergem das dos estudos reportados. É fundamental que haja garantia do seguimento pós-terapêutico para que os resultados e os efeitos colaterais do tratamento possam ser adequadamente registrados. O controle da toxicidade do tratamento combinado requer suporte medicamentoso e nutricional, muitas vezes difícil de ser realizado a contento no paciente de condição econômica pobre. Por fim, estudos colaborativos em nosso meio devem ser estimulados, podendo as entidades representativas das diferentes especialidades e os Hospitais de referência se constituírem no fórum ideal para discussões, desenhos e análises de protocolos, fundamentados nos conceitos da bio-ética e validade estatística.



## Planejamento Computadorizado

Maria Armanda Pinto Abrantes

### RADIOTERAPIA

A Radioterapia tem papel fundamental no tratamento paliativo e curativo do Câncer de colo do útero.

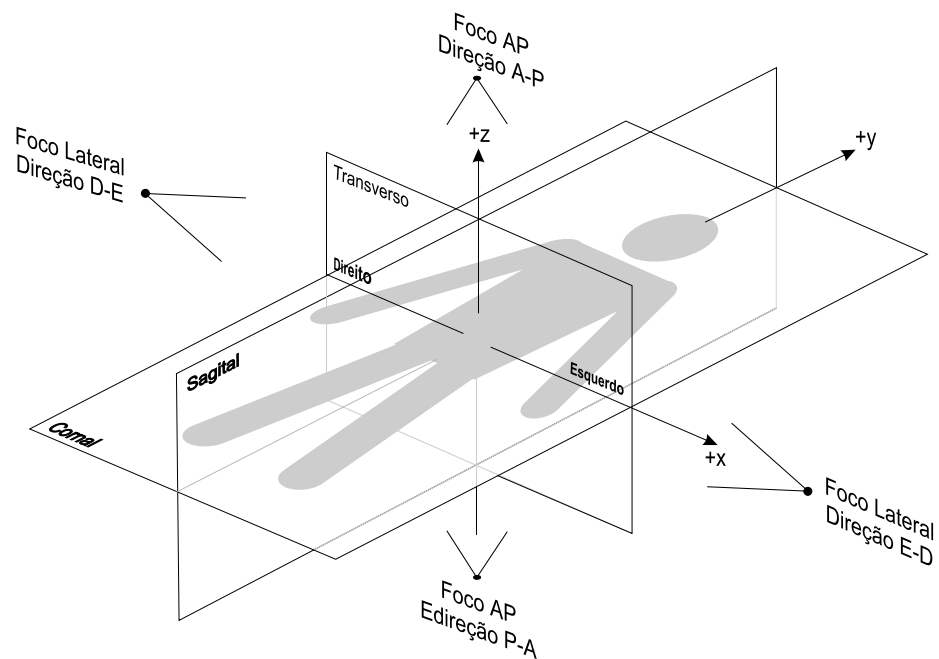
Dependendo das condições clínicas da paciente e do estadiamento da doença, o câncer de colo do útero, pode ser tratado com teleterapia exclusiva, com braquiterapia exclusiva ou com a associação das duas.

Este trabalho será dividido em duas parte: Planejamento computadorizado com teleterapia e planejamento computadorizado com braquiterapia.

### PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO COM TELETERAPIA

#### Orientação dos Eixos e Planos

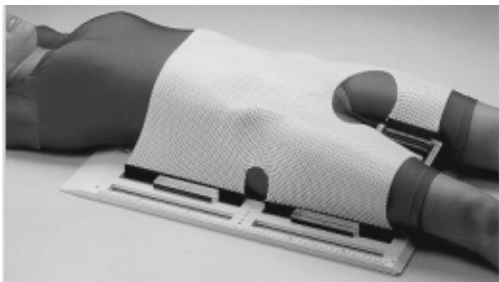
Tomaremos como referência para a aquisição dos dados anatômicos do paciente os seguintes planos: transversal (axial), sagital e coronal. O mais utilizado é o plano transversal, obtido através do contorno manual, ou de um corte tomográfico. O plano sagital é mais utilizado na ressonância magnética quando se deseja verificar algum detalhe clínico que não é mostrado por outro método (Figura 1).



**Figura 1:** Orientação dos eixos X, Y e Z

## Sistema de Localização e Fixação do Paciente

O sistema de localização do paciente é muito importante na precisão e reprodutibilidade do tratamento radioterápico. O sistema mais utilizado em colo do útero é com **LASER**, os quais devem estar presentes na sala de simulação e na sala de tratamento. Os centros dos campos de tratamento devem ser tatuados e os lasers sagital, transverso e coronal devem coincidir em todas as tatuagens do paciente. Os sistemas de imobilizadores pélvicos tais como, moldes termoplásticos e *alpha-crade*, normalmente não são utilizados no tratamento do câncer do colo do útero, devido a ser uma região mais fácil de permanecer imóvel e também porque os campos de tratamento são grandes. A utilização destes tipos de imobilizadores devem ser usados com cautela, quando se usar raios gama do cobalto 60, devido ao efeito *build-up* aumentar a reação na pele do paciente (figura2).



**Fig. 2:** Molde termoplástico pélvico. (ORFIT Industries)

## Simulação do Tratamento

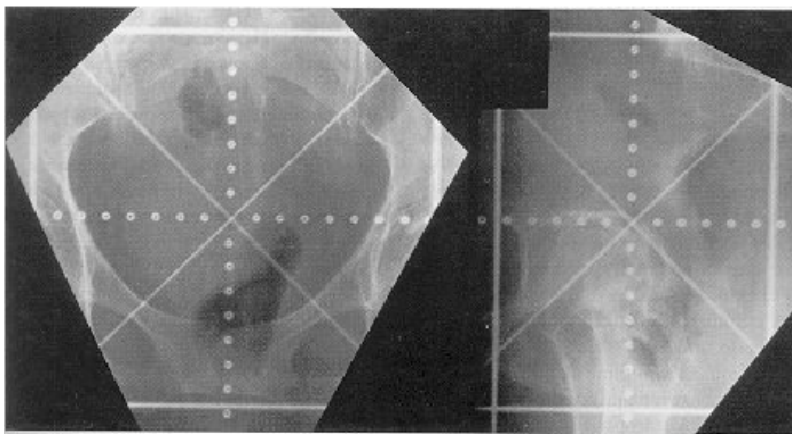
A simulação do tratamento é parte integral do processo de planejamento para pacientes de Radioterapia. As suas metas incluem a determinação da posição de tratamento do paciente, a identificação dos volumes-alvo, a determinação da geometria do campo de tratamento e a aquisição de dados do paciente para o planejamento computadorizado. Após marcar na pele do paciente o campo a ser irradiado, faz-se uma radiografia e verifica-se, se sua localização engloba com segurança o volume a ser tratado. Deve ser realizado em um simulador. Simulações realizadas em aparelho de Raio-x, ou na unidade de Teleterapia não são tão eficientes.

Este tipo de planejamento, implica em menos efeitos colaterais no paciente, mas deve ser realizado com muito cuidado para não proteger parte da doença. (Figuras 3 e 4)

## Tomografia Computadorizada

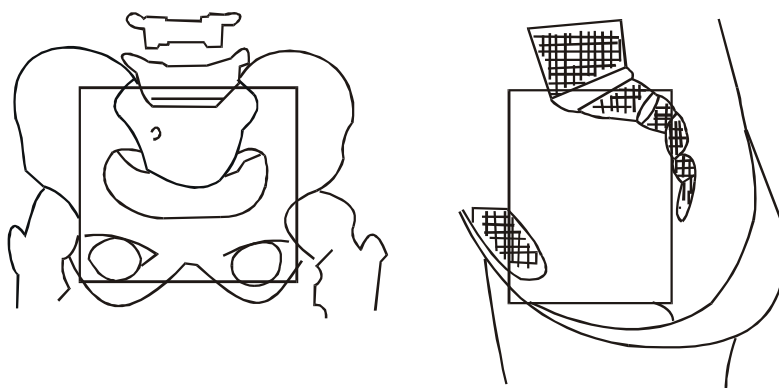
Por meio de uma tomografia computadorizada (TC), podemos ter com muita precisão, além do contorno da paciente, estruturas internas que são de grande valia ao planejamento técnico.

Com o advento da tomografia computadorizada (TC), e a sua larga integração nos hospitais, tornou-se possível visualizar, localizar e delinear volumes alvos nos cortes tomográfico, que provêm da melhor diferenciação entre tecidos moles. Hoje, os



**Fig. 3:** Planejamento efetuado no simulador com técnica de 4 campos, onde parte dos tecidos sádios foram bloqueados.





**Fig. 4:** Limites topográficos convencionais no tratamento do câncer de colo do útero, utilizando-se a técnica dos quatro campos. Comparar com a fig. 3 e verificar que parte das estruturas sadias foram protegidas.

equipamentos de TC, em conjunto com poderosas estações de processamento de imagens, permitem a simulação de pacientes diretamente a partir de dados da TC, sem o uso do simulador convencional. Esse processo é conhecido como simulação virtual.

Existem 3 maneiras de transferir a imagem do TC para o sistema de planejamento: diretamente através de uma ligação entre os dois; através de um scanner; manualmente através do digitalizador. Sendo esta última a menos precisa. Em ambas as maneiras há necessidade de se conferir os dados obtidos com as medidas da paciente tais como o DAP e o DLL.

## Ressonância Magnética

Atualmente não utilizamos a imagem da ressonância magnética para realizar o planejamento computadorizado, porém é utilizada em certos casos para a definição do volume-alvo e das estruturas de interesse.

No caso de câncer de colo do útero, a ressonância é uma arma importante na avaliação da extensão da doença e também nos permite estabelecer precisamente a correlação anatômica do colo do útero com as demais estruturas pélvicas. Essa correlação mostrou-se particularmente importante em certos casos em que a localização do colo de útero era mais posterior do que antecipado na avaliação clínica e, portanto, não precisamente incluída nos campos padrões usados na Radioterapia externa.

## Correção Para Inomogenidade

### Correção para o osso

Com o uso da tomografia computadorizada, consegue-se delimitar mais precisamente o volume das inomogeneidades,

e poderosos algoritmos computadorizados realizam o cálculo de correção da dose recebidas nessas regiões, mas ainda assim existe alguma relutância em se fazer esta correção, devido a toda experiência clínica ter sido obtida com cálculo de dose supondo a pelvis ser um meio homogêneo.

## Contorno do Paciente

O contorno do paciente normalmente é realizado no plano transversal, no raio central do campo de irradiação, podendo também ser realizado em outros planos, dependendo do volume a ser planejado e da direção do feixe de radiação.

O contorno manual é o modo mais simples de se obter o corte transversal do paciente. Pode ser realizado um fio de chumbo próprio ou com fita gessada. As medidas do paciente devem ser verificadas com um espessômetro para conferência. Neste caso a identificação do volume-alvo e dos órgãos de risco se fará clinicamente.

Para se conseguir um contorno com as estruturas internas do paciente identificadas com precisão, é necessário que o mesmo seja obtido através de corte transversal tomográfico.

## Sistemas

### Modificadores do Feixe

#### Filtro em cunha

Em certos planejamentos tais como, 4 campos, e pendular a utilização de filtro em cunha (normalmente 15° ou 30°), pode melhorar a distribuição da dose no volume-alvo e nos órgãos de risco.

## ESPECIFICAÇÃO DOS VOLUMES DE INTERESSE

Após obtido o contorno do paciente, manualmente ou por cortes tomográficos, o passo seguinte é a definição do contorno do volume-alvo, do volume de tratamento e dos órgãos de risco pelo **Radioterapeuta**.

Tomaremos como referência o ICRU 50: *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. (Figura 5)

Apresentaremos alguns conceitos mais importantes do documento:

### Volume da Massa Tumoral (GTV)

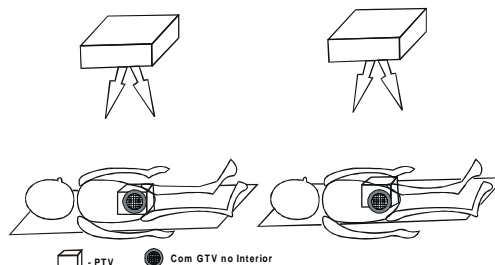
O volume de massa tumoral **GTV** representa a área de maior concentração de células tumorais. É usualmente definido como o tumor clinicamente evidente e visível nos estudos de imagens, como na tomografia computadorizada ou na ressonância magnética.

### Volume Alvo Clínico (CTV)

O volume-alvo clínico **CTV** inclui o **GTV** e toda e qualquer doença microscópica. O **CTV** não é meramente uma expansão do **GTV**, mas totalmente dependente do comportamento tumoral.

### Volume Alvo do Planejamento (PTV)

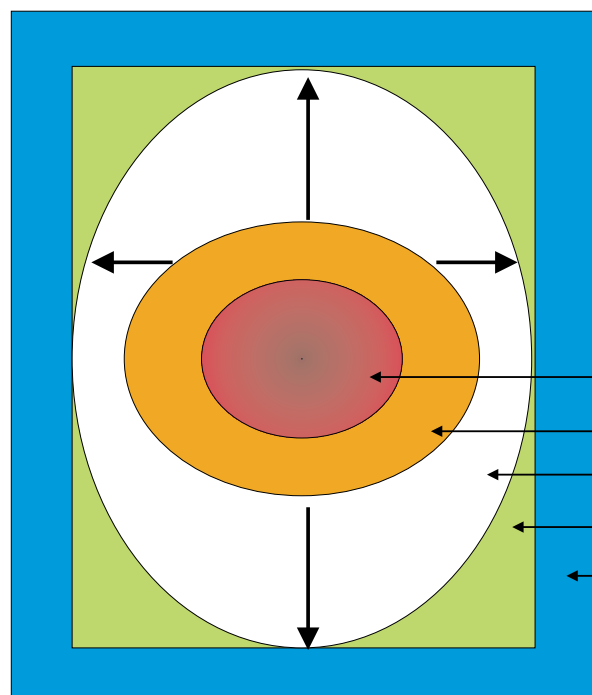
O volume alvo do planejamento **PTV** inclui o **CTV** e a margem de segurança que permite ajustes de incertezas, tolerâncias da máquina de tratamento e movimentação do órgão. Diferentemente do **GTV** e do **CTV** o **PTV** é um conceito geométrico (Figura 6).



**Fig. 6 :** *PTV é um conceito geométrico o qual se encontra estacionário em relação à máquina de tratamento, mas não em relação ao paciente, como mostra a figura. Grande variações no **SET-UP**, ou movimentação do paciente, podem levar a uma cobertura inadequada do **CTV** e do **GTV** pelo **PTV***

### Volume Tratado

É o volume englobado por uma superfície de isodose, selecionada e especificada pelo Radioterapeuta como sendo apropriada para alcançar o propósito de tratamento.



**Fig. 5 : ILUSTRAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS DIFERENTES VOLUMES DEFINIDOS PELO ICRU 50 PARA FEIXES DE FÓTONS.**

- Volume da massa tumoral
- Volume alvo clínico
- Volume alvo planejamento
- Volume tratado
- Volume irradiado

## Volume Irradiado

É aquele volume de tecido que recebe uma dose que é considerada significativa em relação a tolerância de tecido normal. O volume irradiado depende da técnica de tratamento usada.

## Órgãos de Risco

São tecidos normais cuja sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planejamento do tratamento ou a dose prescrita.

## Ponto de Referência do ICRU

Consideraremos o ponto de referência do ICRU, o ponto que está no centro do volume alvo de planejamento (PTV) e no raio central do feixe. Este ponto será o ponto de normalização da dose (100%), (Figura 7a, 7b, 7c).

O ICRU recomenda que a dose num dado volume prescrito, seja tão homogênea quanto possível e permite variações de dose entre limiares de +7 % e -5 %.

Fora desse grau de homogeneidade, cabe ao Radioterapeuta autorizar ou não o planejamento.

## Veremos alguns exemplos:

Nas figura 7a, 7b e 7c, podemos ver o ponto de referência do ICRU (100%), o volume alvo do planejamento PTV ( indicado pela área pontilhada), o volume de tratamento(definido pela curva de 95%) e o volume irradiado (definido pela curva de 20%).

## ALTERNATIVAS DE COMBINAÇÕES DE CAMPOS E FEIXES

O objetivo principal do planejamento computadorizado do tratamento radioterápico, é administrar uma dose homogênea no volume alvo planejado, com o mínimo de efeitos nos órgãos de risco. Para isso algumas estratégias são necessárias:

- tamanhos de campos apropriados
- maior número de campos
- ajuste dos pesos dos campos (contribuição individual de cada campo)
- energia apropriada

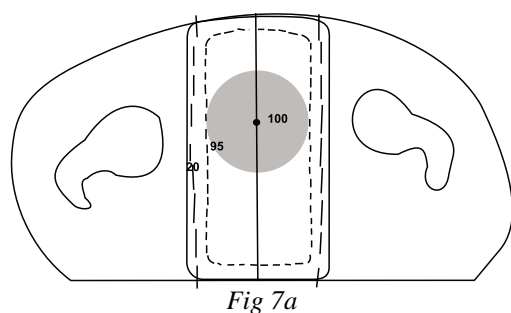


Fig 7a

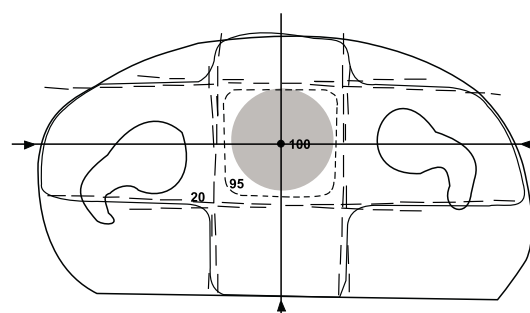


Fig 7b

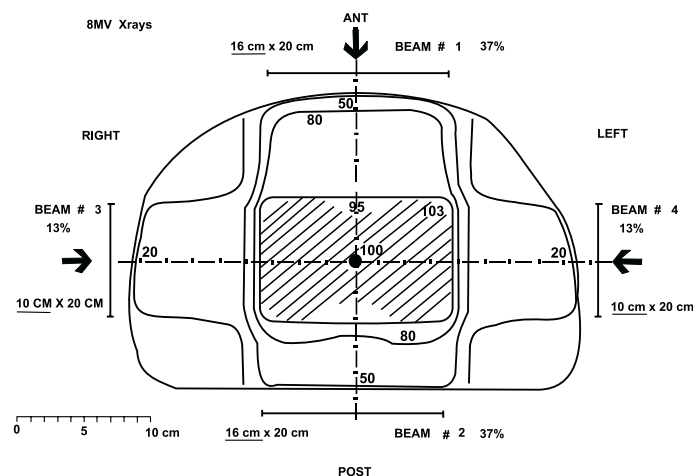


Fig 7c

*Figuras 7a, 7b, 7c: Mostram respectivamente o ponto de referência do ICRU (100%), o volume alvo do planejamento PTV, o volume de tratamento e o volume irradiado.*

## CONTROLE DE QUALIDADE

A garantia do controle de qualidade do tratamento, não depende unicamente do planejamento computadorizado, porque nada disso adianta se não houver reprodutibilidade da técnica utilizada, precisão no posicionamento do paciente bem como o controle de qualidade de todos equipamentos utilizados no planejamento, simulação e tratamento.

## RESULTADOS E CONCLUSÕES

Como refere na literatura a técnica preferida para o tratamento do colo do útero é com quatro campos isocêntricos: um anterior, um posterior, um lateral direito e um lateral esquerdo. Os equipamentos de teleterapia com fótons de energia superior a 6 MV, devem ser utilizados para permitir uma distribuição mais homogênea da dose.

Técnicas adequadas de tratamento com unidade de cobalto 60 são importantes alternativas nos serviços onde não estão disponíveis aparelhos com energia superior.

Com relação ao tratamento com raios gama do cobalto 60, vimos que de acordo com a técnica utilizada, os órgãos de risco podem receber mais dose do que o volume alvo de planejamento, por exemplo: no caso de tratamento com campos paralelos opostos em que o reto e a bexiga recebe dose maior do que o colo do útero.

Com a técnica de quatro campos isocêntricos consegue-se dar uma dose mais homogênea no volume alvo de planejamento e poupar a parede anterior da bexiga e a parede posterior do reto com a utilização de tamanhos de campos adequados.

Deve-se também levar em conta a contribuição individual de cada campo (pesos), principalmente em pacientes obesas. Os pesos devem ser diminuídos nos campos laterais para reduzir a contribuição da dose em colo de fêmur, bem como a dose na entrada dos campos laterais. Com pacientes muito obesas outras estratégias podem ser utilizadas tais como: realizar o tratamento com técnica SSD, ou aumentar o número da campos de quatro para seis.

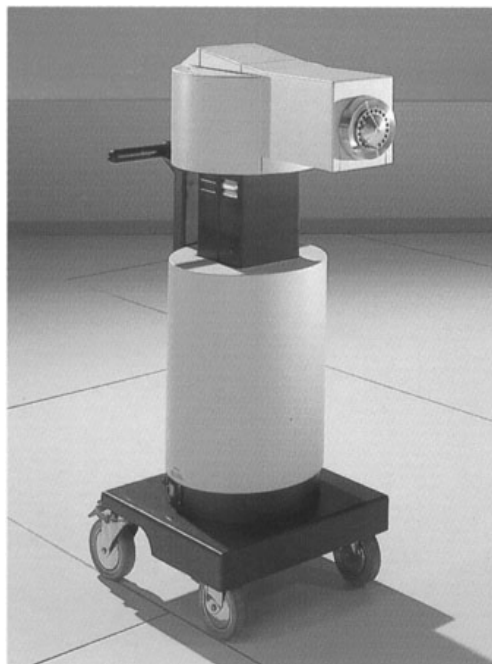
## PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO COM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

Nesta segunda parte, apresentaremos o planejamento computadorizado com Braquiterapia de alta taxa de dose, com Iridium 192. Com este procedimento, podemos alcançar doses altas no volume alvo (colo uterino) e controle de dose nos órgãos de risco.

A Braquiterapia de alta taxa de dose é recomendado, devido a suas vantagens sobre a Braquiterapia convencional.

### Vantagens da Braquiterapia de Alta Taxa de Dose:

- Tratamento ambulatorial
- Menor tempo de irradiação
- Menor tempo de imobilização
- Reprodutibilidade da distribuição da dose no volume alvo
- Otimização da dose nos órgãos críticos
- Radioproteção do staff



*Fig. 8 : Aparelho de Braquiterapia*

## Aparelho Utilizado

O aparelho utilizado é o microSelectron de alta taxa de dose por controle remoto (Figura 8).

### Características Técnicas

• Fabricante	Nucletron
• N.º de canais	18
• N.º de Posições de parada	48
• Distância entre as paradas	2.5 e 5 mm
• Comp. máximo. p/ tratamento	11.75 e 23.5 cm
• Tempo mínimo de Parada	0.1 s
• Tempo máximo. de Parada	999.9 s
• Direção do tratamento	Para frente
• Trajeto máximo da Fonte	1500 mm
• Trajeto usual da fonte	995 mm

### Características da Fonte

• Fonte única	Iridium 192
• Atividade Aparente	10 Ci ( 370 GBq)
• Taxa de kerma no ar	40.70 mGy m <sup>2</sup> /h
• Comprimento externo	5.0 mm
• Diâmetro externo	1.1 mm
• Comprimento ativo	3.5 mm
• Diâmetro ativo	0.6 mm

### Aplicador Utilizado

O aplicador utilizado é do tipo anel (*ring*). Apresenta um retrator retal localizado na porção posterior, que é posicionado dentro da vagina. São disponíveis em diversas angulações de sonda e diferentes diâmetros do anel. As peças são fixas entre si, formando um conjunto praticamente uniforme nos múltiplos tratamentos. O aplicador é fixo à um sistema de fixação localizado fora da paciente chamado base plate, para impedir que o mesmo sai da posição de tratamento (Figura 9).



Fig. 9: Aplicador em Anel

### Simulação do Tratamento

Após a inserção do aplicador na paciente, são colocados fontes falsas para a simulação do tratamento. A aquisição das imagens devem ser realizadas na própria sala de tratamento com um simulador ou com um aparelho de Raio-X. A simulação é realizada com o dispositivo da fig. 10 que chamamos de BOX. Ele é colocado em torno da paciente e são realizadas duas radiografias, uma em AP e a outra em Perfil. É uma maneira prática de se obter as imagens e ideal para quem não tem simulador e sim um aparelho de raio-x. Ele possui marcas radiopacas que são utilizadas pelo sistema de planejamento para a correção da magnificação e também servem para corrigir pequenos desvios de posicionamento.

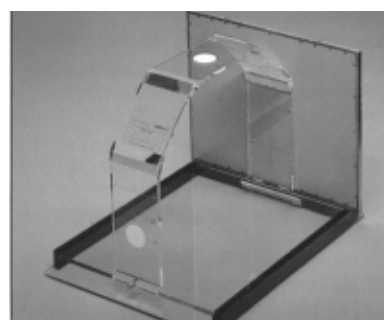


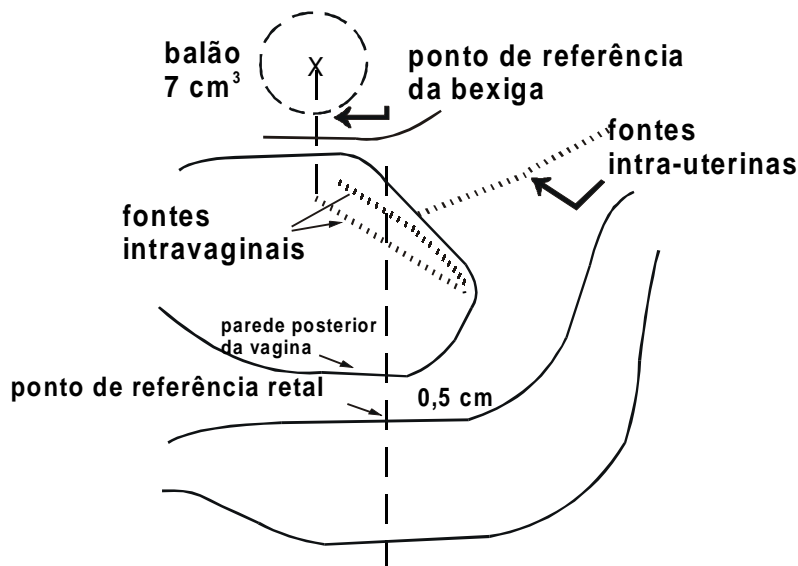
Fig. 10: Box de reconstrução

### Definição dos Pontos de Cálculo da Dose (Figura 11)

**PONTO A** – Fica situado a 2 cm para cima e 2 cm para o lado em relação ao colo do útero. Consideram-se o ponto A direito e o ponto A esquerdo

**BEXIGA** – Na radiografia em AP está situado no centro do balão da sonda de folley. Na radiografia em perfil, no bordo inferior do eixo central do balão

**RETO** – Na radiografia em AP está situado no eixo da sonda uterina e na marca radiopaca do retrator de reto. Na radiografia em perfil à 5 mm da marca radiopaca do retrator retal.



**Fig. 11:** Pontos de referência da bexiga e do reto de acordo com o ICRU 38

A prescrição da dose no ponto A de Manchester, apesar de criticada por muitos autores e pelo ICRU 38, ainda é o método de prescrição de dose mais freqüente utilizada.

Os pontos do reto e da bexiga estão especificados de acordo com o ICRU 38

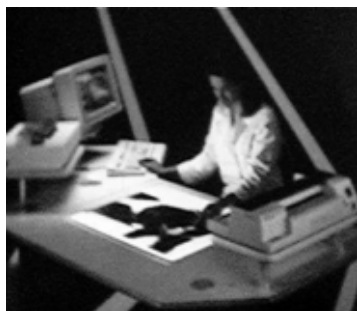
No nosso serviço a dose prescrita é de 750 cGy no ponto A. É realizado uma inseção por semana após o termino da teleterapia, no total de quatro inserções. A dose no reto é limitada em 65% e da bexiga em 70% da dose prescrita no ponto A.

Este sistema necessita de 2 radiografias para fazer a reconstrução dos cateteres e dos pontos de interesse.

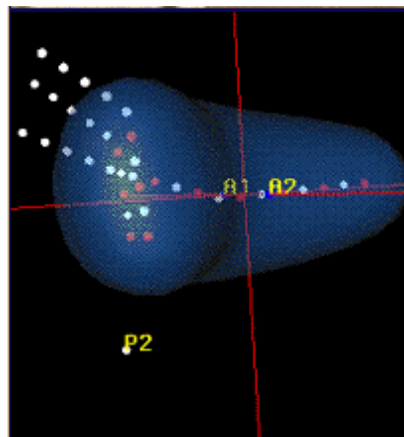
O cálculo é baseado no algoritmo de otimização, gerando a curva de isodose de prescrição em formato de pêra. Após o cálculo é avaliado a dose nos órgãos de risco e se estiver fora dos limites de tolerância os cálculos serão refeitos, alterando-se os pesos das posições de parada da fonte no anel ( Figura 13).

## SISTEMA DE PLANEJAMENTO

O sistema utilizado por nós é o sistema de planejamento da Nucletron, Software plato BPS versão 13.7( Figura 12).



**Fig. 12:** Sistema de planejamento nucletron



**Fig. 13:** Curva de isodose de colo uterino em 3D

Após o término do planejamento os dados são gravados em um cartão de programação para transferência dos dados planejados para o aparelho de braquiterapia para realizar o tratamento (Figura 14).



*Fig. 14: Console do microSelectron- HDR*

## Controle de Qualidade do Planejamento

Na garantia da qualidade do planejamento é necessário o seguinte:

- Verificar a atividade da fonte no console de tratamento;
- Verificar a transferência dos dados do sistema de planejamento para o console;
- Verificar o comprimento da primeira parada da fonte (off-set);
- Verificar a dose prescrita;
- Verificar a conexão dos cateteres.





# Anatomia topográfica x planos de tratamento

Célia Maria Pais Viégas

## ANATOMIA

A Anatomia será didaticamente dividida em anatomia de superfície da parede pélvica e da articulação do quadril, anatomia da cavidade pélvica em relação ao útero e anatomia radiológica.

### Anatomia de superfície da parede pélvica e da articulação do quadril

A pelve é a região anatômica situada abaixo do abdome. Embora tanto a cavidade abdominal quanto a pélvica sejam contínuas, para efeito didático, são descritas separadamente. Haverá breve descrição das estruturas que formam a articulação do quadril. A pelve feminina se apresenta de forma diferente da masculina, seja em conteúdo quanto em superfície. Devido ao tema da aula ser referente a carcinoma de colo de útero, a anatomia abordada será somente a feminina.

**Crista ílfaca:** é a região mais cefálica do osso da bacia e pode ser palpada em toda sua superfície anterior e posterior sob a pele.

**Espinha ílfaca ântero-superior:** é o ponto mais anterior da crista ílfaca e serve de ponto de fixação do ligamento inguinal.

**Espinha ílfaca póstero-superior:** é o ponto mais posterior da crista ílfaca e onde se situa o limite inferior do espaço sub-aracnóideo.

**Tubérculo pubiano:** Onde se situa a extremidade medial do ligamento inguinal. É palpado na margem superior da púbis.

**Fissura anal:** sulco formado entre as duas nádegas, toma posição mediana.

**Processos espinhosos sacrais:** Formam, após sua fusão na linha média, a crista sacral mediana que pode ser palpada sob a pele na parte mais elevada da fissura anal.

**Cóccix:** Osso terminal que se articula com o sacro, sua extremidade pode ser palpada abaixo da pele, na parte superior da fissura anal.

**Dobra da nádega:** Prega formada por pele, gordura e músculos sob a nádega.

**Tuberosidade isquiática:** pode ser palpada na posição inferior da nádega e é o acidente anatômico mais caudal do osso da bacia.

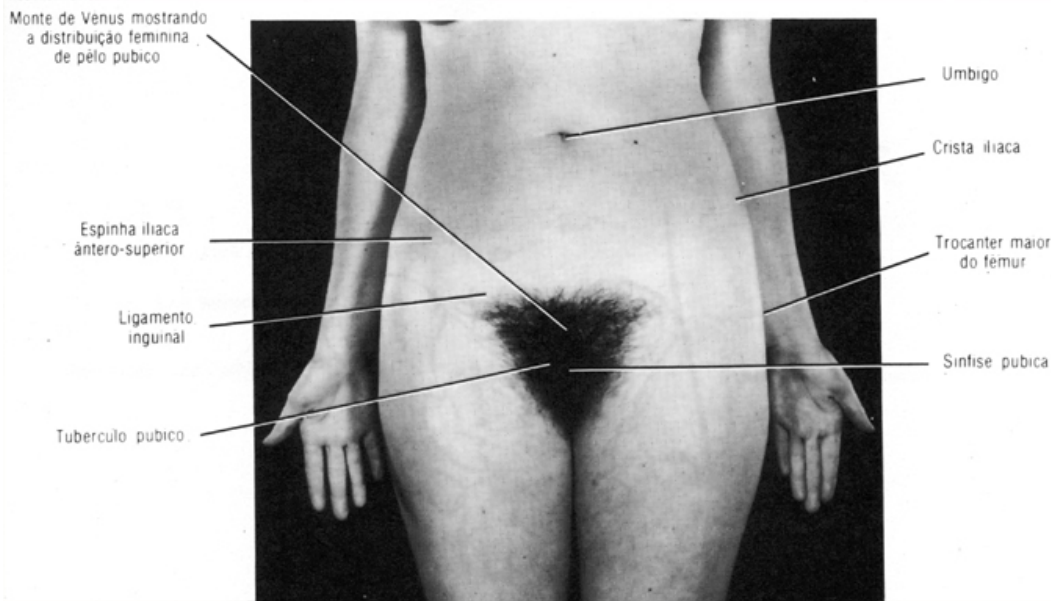
**Trocânter maior do fêmur:** pode ser sentido na superfície lateral da coxa

**Ligamento inguinal:** Estrutura fibrosa que une a espinha ílfaca anterior ao tubérculo pubiano.

**Linfonodos inguiniais superficiais:** podem ser palpados ao longo do ligamento inguinal, abaixo dele. Sua palpação *não* significa necessariamente comprometimento por doença neoplásica.

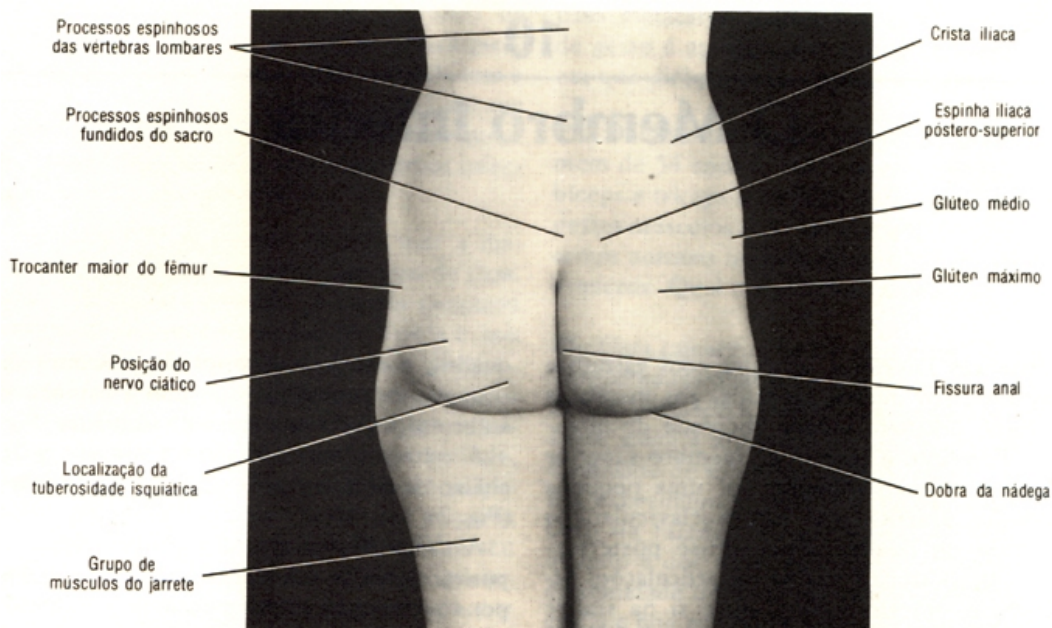
**Fêmur:** osso longo do membro inferior que se articula com os ossos da bacia, formando a juntura do quadril.

Os acidentes anatômicos descritos anteriormente estão indicados na figura abaixo



**Fig. 1:** Anatomia de superfície da pelve feminina, vista anterior.

Os acidentes anatômicos descritos anteriormente estão indicados na figura abaixo



**Fig.2:** Anatomia de superfície da pelve feminina, vista posterior.

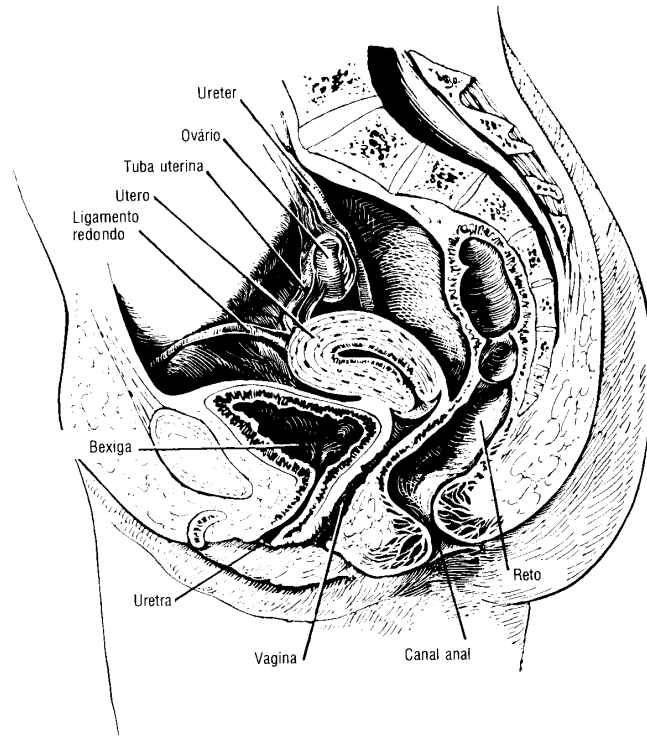
## Anatomia do conteúdo pélvico em relação ao útero

O útero varia de paciente para paciente em forma, tamanho, localização e estrutura, dependendo da idade e período de gestação (p.ex. nas nulíparas suas paredes são espessas e musculares). Tem a forma de uma pera invertida e localiza-se no interior da pelve, mas não na linha média, usualmente está inclinado para um ou outro lado, mais freqüentemente para a direita (fig. 3)

Uma vez que o reto e a bexiga estão contíguos a ele, localizados respectivamente ântero-inferiormente e pósterio-superiormente, (fig.3) sua posição varia com o preenchimento vesical e retal. Apresenta flexões em relação a si e ao plano de sua inserção no canal vaginal, respectivamente anteflexão e anteversão. Sua extensão é de cerca de 8 cm de comprimento, 4 cm de largura e espessura de 2 cm.

Subdivide-se em fundo, a parte mais cefálica e em forma de cúpula; corpo, que, lateralmente se estende às tubas uterinas,

ANATOMIA

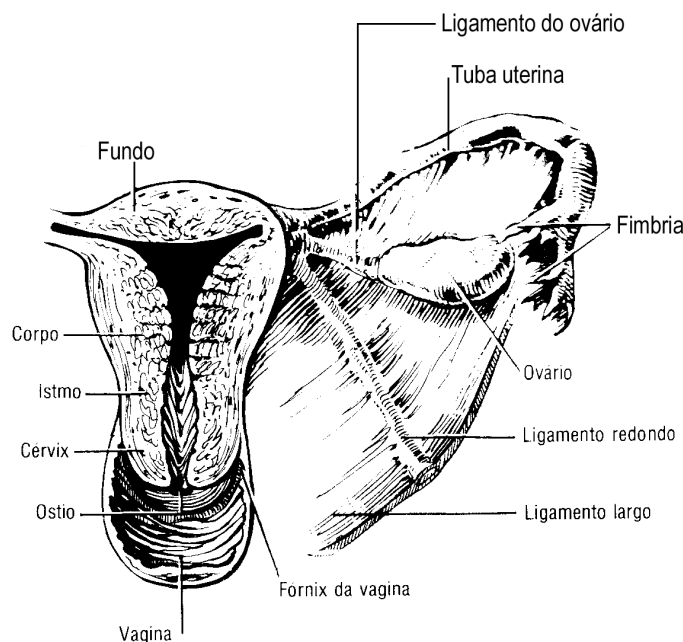


**Fig. 3:** *Pelve feminina, corte sagital, vista medial para evidenciação das vísceras pélvicas. Observe a relação do útero com a bexiga e o reto.*

compreende a principal parte do útero e se estende em direção inferior e posterior até o istmo, tem duas superfícies: a anterior, vesical e a posterior, intestinal, separada do cólon sigmóide; e finalmente o colo, que se estende em direção ínfero-posterior, desde o istmo até a abertura vaginal. O colo possui o óstio, uma abertura em forma de fenda que permite a comunicação da cavidade uterina com a vaginal e dois lábios, um anterior e um posterior (fig.4).

Suas fixações devem-se em grande parte à inserção direta na vagina, mas alguns ligamentos auxiliam nesta sustentação: o

ligamento largo, que é formado nas bordas laterais do útero e se estende por cima das tubas uterinas por deflexões do peritônio que cobrem as superfícies vesical e intestinal do útero, se estendendo às paredes laterais da pelve. O ligamento largo engloba entre suas duas deflexões de peritônio tecido conectivo e muscular, em conjunto denominados paramétrio. Também compreende, além da tuba uterina, o ligamento ovárico, segmento do ligamento redondo, a artéria uterina e o plexo venoso, o plexo uterovaginal de nervos e um segmento do ureter distal. Outras estruturas que auxiliam na



**Fig. 4:** *Representação esquemática dos órgãos genitais femininos, visão posterior após secção coronal do útero.*

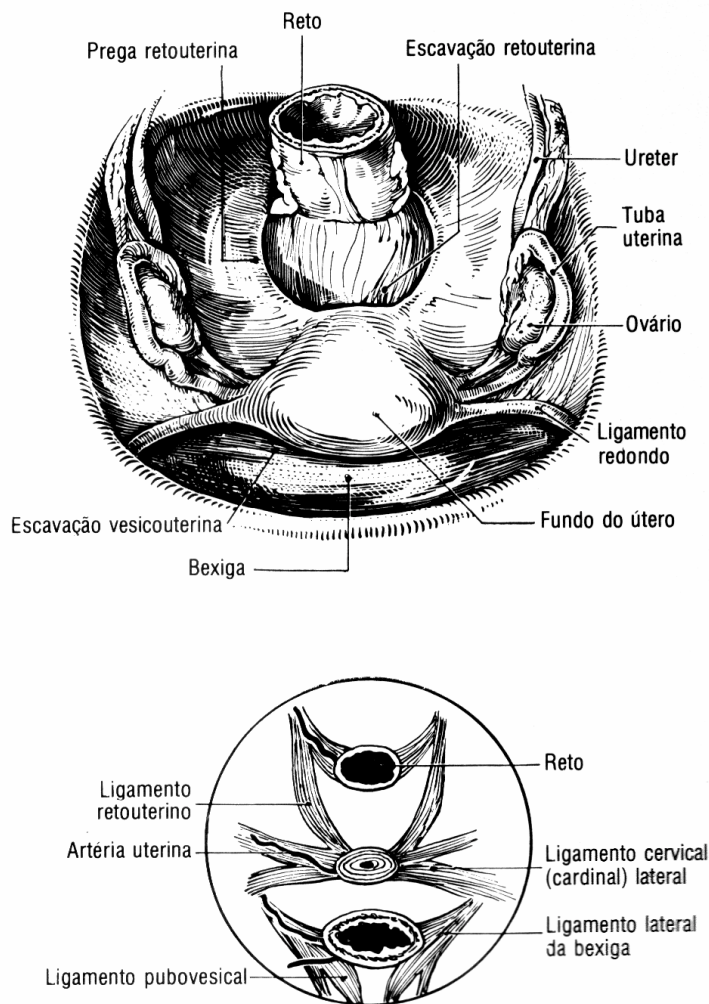
sutentação uterina são: o ligamento redondo, faixa de tecido fibroso e achatado que se prende ao útero imediatamente inferior e anteriormente à entrada da tuba uterina; o ligamento cervical lateral ou tranverso, ou ainda cardinal, um espessamento lateral da fáscia pélvica e visceral com fibras musculares lisas, tendo a artéria uterina como vaso sanguíneo correndo por sua face superior. O restante do espessamento da fáscia pélvica passa posteriormente e se prende anteriormente ao sacro, formando o ligamento uterossacral, podendo ser palpado ao exame retal digital (fig.5).

As artérias uterinas fornecem a principal irrigação para o útero, passando medialmente sobre a face superior do ligamento cardinal (fig.5);

O retorno venoso se dá através do plexo venoso que segue a artéria uterina, com anastomoses importantes entre o sistema venoso portal e sistêmico.

A drenagem linfática do útero se dá de maneira diferente quanto aos diversos segmentos: enquanto que os linfáticos do corpo e fundo drenam para os linfonodos (LN) para-aórticos (pa), os do istmo e colo drenam para os íliaos externos, internos e sacrais (fig. 6).

A inervação uterina se dá através do plexo uterovaginal, com fibras autônomas e sensitivas, correndo próximas das artérias uterinas. O útero é insensível à maior parte dos estímulos, porém quando o colo é pinçado ou dilatado, pode-se perceber dor.



**Fig. 5:** a) Acima, as vísceras pélvicas em visão superior, com o peritônio intacto. b) Abaixo, representação esquemática de uma secção a nível do colo, evidenciando como os vasos sanguíneos são conduzidos pelos ligamentos (indicados somente à esquerda).



**Fig. 6:** Linfangiografia bipedal evidenciando as cadeias linfáticas de drenagem da pelve. Neste tipo de exame os linfonodos obturadores não são identificados (sua topografia seria onde está indicado por setas).

A) Esquerda, incidência em ântero-posterior; B) Direita, incidência em oblíqua esquerda.

### Anatomia radiológica

O estudo de imagem de interesse para o radioterapeuta diz respeito ao diagnóstico e planejamento de tratamento. Na maioria dos centros, o planejamento é realizado através de radiografias simples. Eventualmente tomam-se como planejamento tomografias computadorizadas da pelve, ou mais recentemente, ressonâncias magnéticas.

### Radiografia

O estudo radiológico através de radiografias simples tem como princípio que os órgãos analisados absorvem a radiação de maneiras diferentes, com isso, a quantidade de radiação que “passa” pelos distintos órgãos é

diferente, impressionando o filme de radiografia com graduações da cor cinza.

Assim o osso, devido ao seu grande conteúdo de Cálcio, absorve muito mais facilmente a radiação, enquanto que as partes moles a absorvem pouco.

A radiografia se baseia nesta absorção diferencial da radiação: as substâncias penetradas com dificuldade são referidas como radiopacas, enquanto que aquelas que são penetradas facilmente, tomam o nome de rádio-transparentes ou rádio-lúcidas.

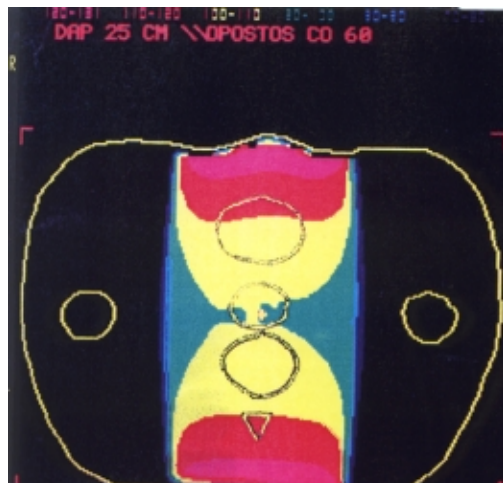
Existem contrastes naturais no corpo humano: ossos, por exemplo aparecem densamente (radiopacos) enquanto que o ar aparece fracamente (rádio-lúcido). Algumas estruturas são vistas com dificuldade (rins) ou não são vistas (bexiga, reto) e necessitam de contraste artificial para serem notadas. Quando



receber tratamentos ao menos com técnicas de 6 campos (2 laterais e 4 oblíquos). Utilizando-se tal distribuição prevê-se que haverá menores riscos de lesões precoces e tardias às estruturas de risco no conteúdo pélvico.

A seguir estão exemplos de planejamentos utilizando telecobaltoterapia com as referidas técnicas, em pacientes com DAP = 25 cm.

#### Paralelos opostos



**Fig. 14:** Pelve feminina, DAP=25cm, DLL=33cm, distribuição do tipo paralelos opostos. Observe a sobredosagem intensa de reto e bexiga.

#### Quatro campos



**Fig. 15:** Pelve feminina, DAP=25cm, DLL=33cm, distribuição do tipo quatro campos ortogonais. Observe a sobredosagem menos intensa, embora ainda presente, de reto e bexiga, representada pelas cores quentes (vermelho, laranja e amarelo).

#### Seis campos



**Fig. 16:** Pelve feminina, DAP=25cm, DLL=33cm, distribuição do tipo 6 campos. Observe a ausência de sobredosagem de reto e bexiga, representada pelas reduções de áreas de cores quentes (vermelho, laranja e amarelo), nestas estruturas.

#### Aceleradores lineares

Seu uso se tornou bastante popular após a década de 60, embora no Brasil ainda prevaleça o uso de Cobaltoterapia. A vantagem na utilização de aceleradores de alta energia é o fato de se conseguir poupar as estruturas superficiais sadias (pele, bexiga, reto) de sobredosagem desnecessária. Uma vez que a energia dos fótons utilizados é maior, eles penetram mais nas estruturas superficiais, com menor interação dos que os fótons do Cobalto<sup>60</sup>, cuja energia é menor. Com isto, consegue-se realizar o tratamento nas estruturas mais profundas (colo de útero, linfonodos) evitando a sobredosagem dos órgãos anteriormente descritos.

A seguir há uma comparação de como tratamentos com as diversas energias de feixe (Cobaltoterapia, aceleradores de 6, 10 e 18 MV, em sentido horário, começando em cima, à esquerda) se comportam em uma mesma paciente, cujo DAP = 25 cm (fig. 17). Com energias de feixe de tratamento iguais ou superiores a 6 MV há maior penetração do feixe, com efeito progressivo de “poupar” estruturas superficiais e conseguir atingir as estruturas mais profundas.

## MISCELÂNEA

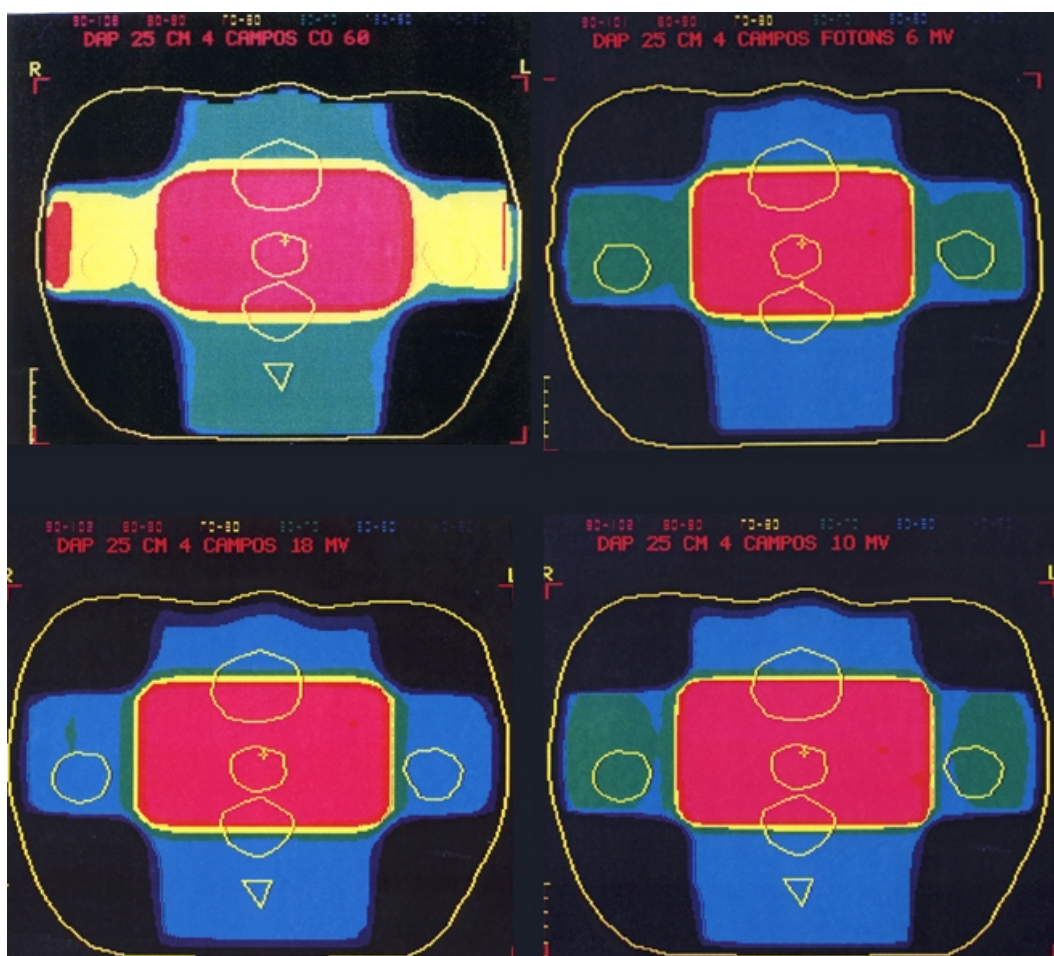
Neste tópico serão discutidos assuntos diversos de interesse na simulação das pacientes.

### Localização

É fundamental que o paciente seja colocado em posição de tratamento que permita sua reprodutibilidade diária. Sempre devem ser utilizados os LASERS de localização, para verificar se a simetria está sendo garantida e com isso, oferecida qualidade no tratamento. Muitas vezes a paciente pode se mover durante a simulação e este é o único modo de se verificar que tal fato ocorreu.

### Profundidade de tratamento

São duas as possibilidades, com a distância fonte superfície (DFS ou SSD) fixa ou com a distância fonte eixo (DFT ou SAD) fixa. Algumas instituições ainda utilizam o primeiro esquema de tratamento, mas recomendamos que seja realizado o segundo, pois assim evita-se a necessidade de movimentar a paciente: com a distância fonte-eixo fixa, basta girar o aparelho para que os campos sejam demarcados. Entretanto, esta última situação exige que o aparelho utilizado seja isocêntrico, o que encarece o seu custo. Um tratamento que seja prescrito em SAD nunca deve ser administrado em SSD ou vice-versa, caso contrário, poderia haver comprometimento do mesmo.



**Fig. 17:** Comparação entre as diversas energias de feixe: em sentido horário, começando por cima, à esquerda, Cobalto<sup>60</sup>, fótons de 6, 10 e 18 MV. Observe como progressivamente com o aumento de energia de tratamento as estruturas mais superficiais são poupadas. Análise comparativa entre destruições de teleterapia para carcinoma de colo uterino, variando energias, afastamentos, número e distribuição de campos de tratamento.

## Demarcação de campos de tratamento

Após realizada a simulação, os campos devem ser demarcados afim de poderem ser reproduzidos diariamente. Podem ser utilizadas as mais diversas técnicas de demarcação: desde a tradicional tinta, passando pela tatuagem e, até através de moldes plásticos.

**Tinta** - Composta de uma tintura especial (fucsina), garante que seja difícil sua remoção. Indolor, de baixo custo e temporária, há entretanto alto índice de transferência (mancha a roupa), além de sua atenuação com o passar do tempo. Alguns pacientes podem desenvolver alergia, raramente, e nesta situação está formalmente contra-indicado seu uso. Outra contra-indicação relativa é a impossibilidade ou recusa em manutenção das marcas cutâneas. Quando tal situação ocorre, é necessário lançar mão de uma das duas formas seguintes de demarcação (fig. 18b)

**Tatuagem** - Necessário utilizar nanquim ou similar e uma agulha hipodérmica para introduzir o pigmento sob a pele, permanentemente, demarcando os ângulos dos campos e seu centro. De baixo custo, porém mais difícil de visualizar e dolorosa, muitas vezes as pacientes recusam-se a adotar uma marcação definitiva. É entretanto muito valiosa quando faz-se necessário, tempos mais tarde, utilização de campos próximos ao tratado anteriormente (fig. 18a)

**Molde plástico** - Utiliza-se de uma placa acrílica sensível ao aquecimento sob a água, o que a torna momentaneamente maleável e moldável sobre a pele, tornando-se uma “segunda” superfície cutânea. Os campos são desenhados diretamente sobre ela, com caneta de retroprojeto. Tem custo elevado e é temporária. Sua vantagem extra é a de garantir a imobilização da paciente durante o tempo de tratamento. Caso seja utilizada telecobaltoterapia, os campos devem ser recortados afim de evitar maior sobredosagem na pele por efeito “bolus” (fig. 18c)

## Campos para-aórticos

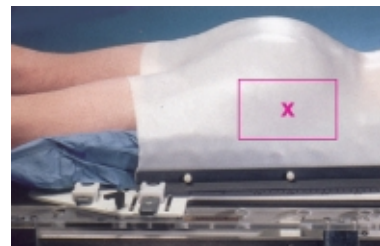
Ocasionalmente pode ser necessário planejar um tratamento para pacientes que já apresentam doença metastática para linfonodos para-aórticos ou que vêm a desenvolvê-la após um tempo de controle pélvico. Trata-se do planejamento de campos para-aórticos ou lombares. O objetivo do tratamento é paliar sintomas, uma vez que a paciente têm mínimas chances de sobrevivência. O cuidado que o técnico deve tomar é redobrado se a paciente já recebeu irradiação pélvica, através do uso de “gap” cutâneo para evitar sobredosagem em possíveis locais de junção de campo (fig. 19).



**Fig. 18a:** Demarcação de campos através de tatuagem.

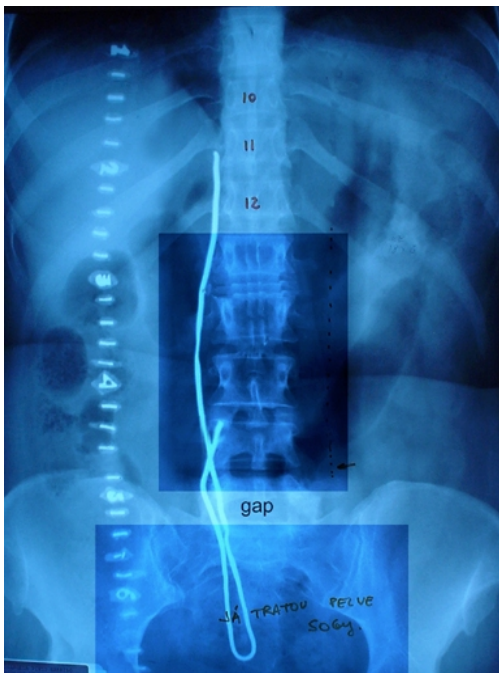


**Fig. 18b:** Demarcação de campos através de pintura com fucsina.



**Fig. 18c:** Demarcação de campos através de molde plástico.

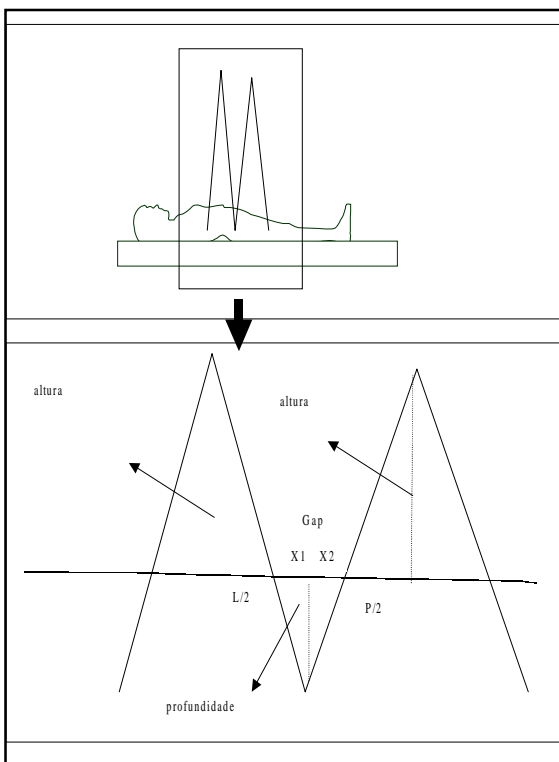




**Fig. 19:** Campo para-aórtico demarcado após haver sido realizado o tratamento pélvico, previamente. Observe a demarcação da cicatriz cirúrgica com arame, e o cuidado do “gap”

Caso o tratamento de campo pélvico e para-aórtico seja realizado simultaneamente, pode-se optar por um campo único com proteções, se o aparelho de tratamento e as dimensões dos campos permitirem ou dividi-los em dois campos com o “gap” já demarcado na pele.

Abaixo está descrito e esquematizado método de cálculo de “gap” cutâneo (fig 20).



**Fig. 20:** Esquema explicativo para cálculo de “gap”: Esquema menor (acima, com a paciente em decúbito) mostra o posicionamento dos campos pélvico (P) e lombar (L). Há um intervalo entre eles (gap) que é calculado através de semelhança de triângulos da seguinte maneira: gap é o resultado da soma de X1 e X2. Por sua vez X1 é obtido através da fórmula:  $X1 = (L/2 \times \text{profundidade de interesse}) / \text{altura de tratamento}$ . Da mesma forma se obtém X2:  $X2 = (P/2 \times \text{profundidade de interesse}) / \text{altura de tratamento}$ . Abreviações:

Altura = altura de tratamento, gap = intervalo cutâneo na demarcação, L = campo lombar (para-aórtico), P = campo pélvico, profundidade = profundidade de interesse, X1 = componente 1 do gap, obtido por semelhança de triângulos com o campo lombar, X2 = componente 2 do gap, obtido por semelhança de triângulos com o campo pélvico.

## Cuidados com as pacientes.

Não raramente o/a técnico/a tem de lidar com secreções corporais das pacientes, ou mesmo material injetável que as acompanha e ambos podem conter micro-organismos nocivos (hepatite, AIDS, p.ex). Todo o cuidado deve ser tomado afim de evitar contato cutâneo com estas secreções ou materiais, através do uso de luva e em caso de tosse, máscara. Os materiais injetáveis devem ser desprezados em locais próprios.

Outras vezes, as pacientes podem se encontrar em quadro tão grave que sua manipulação exija cuidados afim de evitar uma piora de seu estado: sempre deve ser indagado se é seguro manipular uma paciente em estado de dor, pois a mesma pode apresentar uma fragilidade óssea, cuja mobilização pode precipitar uma fratura ou até mesmo um estado de paralisia.

## BRAQUITERAPIA

### Generalidades

Este é um tipo de radioterapia em que a fonte de tratamento encontra-se próxima da paciente. É administrada através do posicionamento desta fonte em cavidades pré-existent (cavidade uterina, por exemplo), daí ser também chamada de braquiterapia intracavitária, ou por pertuitos produzidos pela inserção de agulhas hipodérmicas (paramétrios, por exemplo), levando o nome de braquiterapia intersticial. Como ambos os procedimentos são

dolorosos, trata-se de um tratamento cirúrgico em que a paciente necessita ser sedada para controlar a dor.

A braquiterapia permite que uma elevada dose de radiação seja administrada localmente ao volume de tumor afim de obter o maior controle local, sem que haja sobredosagem acentuada das estruturas vizinhas, cuja tolerância às doses altas de radiação é limitada. Torna-se possível administrar estas elevadas doses por que tanto o útero quanto a vagina são relativamente resistentes à radiação, tolerando-as até seu limite. Além disto, há uma rápida queda da dose, conforme há distanciamento da fonte de tratamento, protegendo assim os órgãos adjacentes que não apresentam a mesma tolerância à radiação que o útero e a vagina apresentam.

Como já anteriormente citado, pode-se dividir didaticamente a braquiterapia em de baixa ou de alta taxa de dose. A braquiterapia pulsada ainda não existe no Brasil e por isto iremos nos ater às duas primeiras.

### Braquiterapia de alta taxa de dose (HDR)

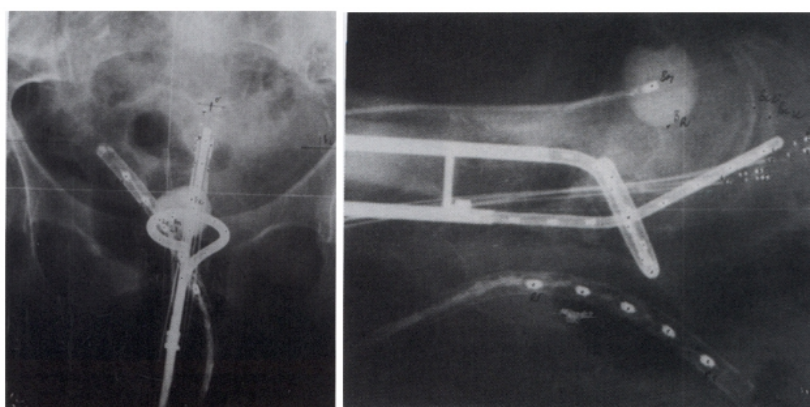
Neste tipo de tratamento estão incluídas taxas de dose superiores da 1200 cGy/h. Trata-se de um tratamento rápido, com um tempo de tratamento usualmente da ordem de 20 a 30 min. Contrariamente à baixa taxa de dose, onde 1 ou 2 frações no máximo são prescritas, na alta taxa de dose, 3 ou mais frações são necessárias para obter o mesmo efeito biológico, freqüentemente 4 frações. Como a taxa de dose é elevadíssima, este tipo de tratamento só ocorre através de carregamento postergado e com controle remoto,

para minimizar os riscos de exposição ocupacional.

No Brasil a fonte de tratameto utilizada é o Irídio<sup>192</sup>, mas fora do Brasil (EUA e Canadá) há aparelhos de tratamento cuja fonte é o Cobalto<sup>60</sup>.

As dimensões da fonte de tratamento do aparelho Microselectron®, que contém o isótopo Irídio<sup>192</sup> são miniaturizadas, medindo poucos milímetros, o que torna a realização da radiografia de simulação trabalhosa afim de poder identificar a fonte falsa na radiografia, especialmente nas incidências laterais. (fig. 21)

O cálculo é realizado por computador e há uma seqüência específica com imobilização do aplicador através de sua fixação, caixa de radiografia, montagem de moldura acrílica na caixa de tratamento, que devem ser seguidos para obtenção de adequada radiografia de simulação. Após o cálculo físico, o cartão com os dados da paciente é transferido para o computador de tratamento, com documentação em papel impresso. Os canais de tratamento devem ser checados para que não ocorram trocas inadvertidas de canais durante o tratamento. Usualmente o local de tratamento é compartilhado com aparelhos de tratamento de radioterapia externa, na mesma sala, em horários distintos. Sinalizações específicas para cada aparelho devem estar dispostas fora da sala, afim de permitir acompanhar a exposição e recolhimento da fonte de tratamento. Os monitores de radiação devem estar sempre ligados, para acompanhar esta seqüência. Uma vez iniciado o tratamento, o técnico deve se manter observando a paciente no interior da sala (fig. 23h) afim de verificar seu bem-estar e possíveis mobilizações. Caso necessário, pode-se interromper o tratamento.



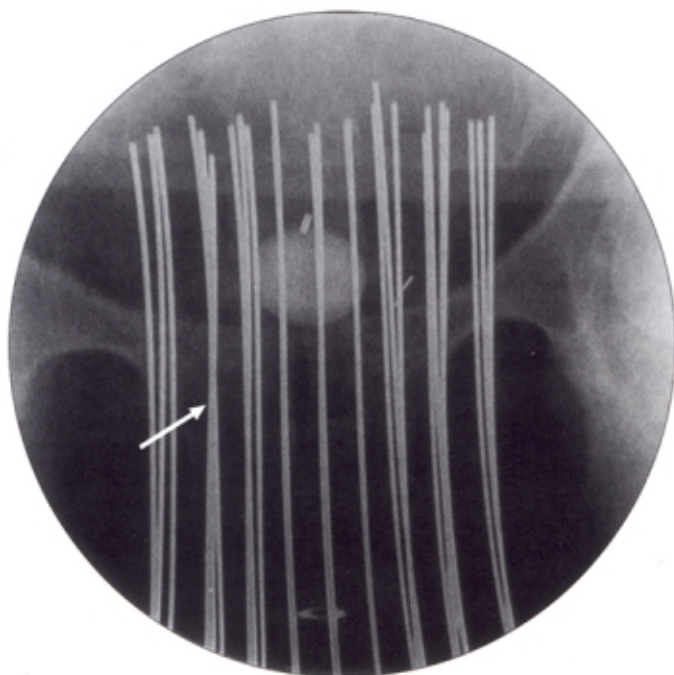
**Fig. 21:** Radiografias anterior (esq) e lateral (dir) de simulação de braquiterapia intracavitária de alta taxa de dose, com carregamento postergado, com as fontes falsas posicionadas para planejamento. Observe que no campo anterior é bem mais fácil visualizar as fontes falsas e que no campo lateral, isto se torna mais difícil

O técnico também deve estar atento para possíveis falhas durante o tratamento, para sua imediata intervenção em conjunto com o físico e o médico assistente.

Raramente é necessário realizar um tipo de tratamento em braquiterapia ginecológica que não é o intracavitário – em algumas situações (persistência de doença parametrial, recidivas), o médico pode optar por realizar um tipo de braquiterapia chamada intersticial, em que agulhas hipodérmicas são inseridas no períneo da paciente, para posteriormente serem carregadas (fig. 22). Estas agulhas serão conectadas a canais numerados, devendo-se apresentar extremo cuidado em não efetuar trocas inadvertidas, com conseqüências deletérias para as pacientes. Como várias agulhas são inseridas a um só tempo, às vezes são necessárias incidências não usuais para simulação, afim de evitar que as projeções de várias agulhas fiquem somadas, com isso pode ser necessário realizar incidências oblíquas, afim de evitar esta situação.

## CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES FINAIS

O tratamento médico com radiação ionizante é singular e depende de um trabalho de equipe afinado para conseguir seu êxito: o controle tumoral. O técnico desempenha papel indispensável nesta equipe, seja na simulação, através de radiografias, seja durante o tratamento, assegurando a reprodutibilidade, imobilização e bem estar da paciente, ou antes e depois do tratamento, assegurando que a menor exposição à radiação ocorrerá. Além disto, esperamos que o técnico também não será exposto desnecessariamente a materiais biológicos infecciosos, seguindo as orientações dispostas neste trabalho. Com os conhecimentos adquiridos e sedimentados neste curso, esperamos que as situações descritas acima sejam alcançadas.



**Fig. 22:** Braquiterapia intersticial ginecológica para uma paciente com persistência de doença parametrial. Observe como algumas agulhas podem apresentar sua projeção somada no filme de simulação, dificultando o planejamento (seta)

## BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- AAPM; Radiation Therapy Committee Task Group 5.3. Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. *Med. Phys.* 25(10), 1998.
- AAPM; Radiation Therapy Committee Task Group 56. Code of the practice for brachytherapy physics.
- ABRÃO, FS: Gynecologic cancer: perspectives. *Acta Oncol. Bras.* 14(2) 70-79, 1994.
- AVERETTE HE; NGUGEN HN; DONATO DM et al: Radical hysterectomy for invasive cervical cancer- A 25-year prospective experience with the Miami Technique. *Cancer supplement* 71(4): 1422-37, 1993.
- BENTEL Gunilla C. Radiation Therapy Planning. McGraw-hill, 1996.
- BENTEL, GC; NELSON CE; NOELL KT: Treatment planning & dose calculation in Radiation Oncology. Pergamon Press.- 5<sup>th</sup> ed - New York, 1998.
- BERTENSEN K; JAKOBSEN A. Radiotherapy for gynecologic cancer. *Current Opinion in Oncol.* 5:885-890, 1993.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Estimativa da incidência e mortalidade por Câncer no Brasil, 1998. Rio de Janeiro: Pro-Onco, 1998.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Estimativa da incidência e mortalidade por Câncer no Brasil, 1999. Rio de Janeiro: Pro-Onco, 1999.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Câncer no Brasil, dados dos registros de base populacional: Rio de Janeiro, Pro-Onco, 1995.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. O problema do câncer no Brasil, 4<sup>a</sup>. ed-Rio de Janeiro: INCA/Pro-Onco, 1997.
- BRINTON L, TASHIMA K, LEHMAN H, et al. Epidemiology of cervical cancer by cell type. *Cancer Res*, 47:1706, 1987.
- Carvalho JP. O que há de novo no tratamento do carcinoma avançado do colo do útero. Editorial. *Boletim da SOBRAGON* 5. 1999: 2-3.
- CLARK, BG; SOUHAMI, L; ROMAN, TN et al: Rectal complications in patients with carcinoma of the cervix treated with concomitant cisplatin and external beam irradiation with high dose rate brachytherapy: a dosimetric analysis. *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 28(5): 1243-50, 1994.
- DELGADO, G.; BUNDY, B.; ZAINO, R. et al.: prospective surgical-pathological study of disease-free interval in patients with stage Ib squamous cell carcinoma of the cervix: A Gynecologic Oncology Group Study. *Gynecol. Oncol.*, 38. 1990: 352-357.
- DEMBO, A.J.; BALOGH, J.M. Advances in radiotherapy in the gynecologic malignancies. *Seminars in Surgical Oncology*, 6. 1980: 323-327.
- DI PRINZIO R. Curso de Atualização em proteção radiológica em radioterapia – Inspeção e radioterapia no Brasil. Rio de Janeiro: Diretoria de Radioproteção e Segurança Nuclear/ Comissão Nacional de Energia Nuclear/ Secretaria de Assuntos Estratégicos/ IRD, 1997.
- DOBBS J, BARRET A & ASH D. Practical radiotherapy planning. 3<sup>rd</sup>. Ed. Arnold, London, 1999.
- DOBBS Jane, Ann Barret, Dan Ash. Practical Radiotherapy Planning. Third edition.
- EIFEL PJ, BEREK JS & THIGPEN JT. Cancer of the cervix, vagina and vulva. In: DeVita V, Hellman S & Rosenberg S. *Cancer, principles and practice of Oncology*. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997, p 1433-1477.
- FLETCHER GH; RUTLEDGE, FN; DELCLOS L: Squamous cell carcinomas of the uterine cervix. In: FLETCHER GH: *Textbook of Radiotherapy*. 2<sup>nd</sup> ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. pp 620-665.
- FLETCHER, GH.: *Textbook of radiotherapy*, 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia, Lea e Febiger, 1980: 620-625.

- FRANCKE, P.; MARUYAMA, M; van NAGELL, J.; DEPRIEST, P: Lymph vascular invasion in stage Ib cervical carcinoma: prognostic significance and role of adjuvant radiotherapy. *International journal Gynecol Cancer*,6. 1996: 208-212.
- GARDNER, E: Anatomia : estudo regional do corpo humano/ Ernest gardner, Donald J. Gray e Ronan O'Rahilly (ed); supervisão de tradução por Rogério Benevento. - 4.<sup>a</sup> ed. - Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1975.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU38)- Dose and volume specification for intra-cavitary therapy in gynecology. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1985.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU50)- Prescribing, Recording, and Reporting Photon beam Therapy: ICRU report number 50. Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- INTERNATIONAL FEDERATION OF GYNECOLOGY AND OBSTETRICS. Staging announcement: FIGO staging of gynecologic cancers (cervical and vulva). *Int J Gynecol Cancer* 1995;5:319.
- KEYS HM, BUNDY BN, STEHMAN FB, et al. Cisplatin, radiation, and adjuvant hysterectomy compared with radiation and adjuvant hysterectomy for bulky stage IB cervical carcinoma. *N Engl J Med* 15;340(15):1154-61, 1999.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. DIVISÃO NACIONAL DE DOENÇAS CRÔNICO-DEGENERATIVAS: Câncer no Brasil dados histopatológicos- 1976-80. Edição bilíngüe inglês-português.Coord. de R.Brumini. Rio de Janeiro,1982.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER \_ INCA . PROGRAMA DE ONCOLOGIA \_ PRO-ONCO:Registro Nacional de Patologia Tumoral - Diagnóstico de Câncer - 1981-85. Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer, Programa de Oncologia.Rio de Janeiro,1991.
- MORRIS M, EIFEL PJ, LU J, GRIGSBY P, et al. Pelvic radiation with concurrent chemotherapy compared with pelvic and para-aortic radiation for high-risk cervical cancer. *N Engl J Med* ,340(15):1137-43, 1999.
- NATIONAL CANCER INSTITUTE: Concurrent chemoradiation for cervical cancer: February 1999. NCI Cancer Trials Resource Page Available at: [http://cancertrials.ncl.nih.gov/NCI\\_CANCER\\_TRIALS/zones/TrialInfo/News/cervcan/clinann.html](http://cancertrials.ncl.nih.gov/NCI_CANCER_TRIALS/zones/TrialInfo/News/cervcan/clinann.html).
- PERDULLÀ,F; CENTURIONI,MG; et al: Treatment of FIGO stage IB cervical carcinoma with nodal involvement. *Eur. J. Gynecol. Oncol.* 15(1): 59-64,1994.
- PEREZ CA. Uterine Cervix. In: CARLOS A. PEREZ, LUTHER W.BRADY [ed].*Cancer-Radiotherapy*.3<sup>rd</sup> ed.. Lippincott-Raven. Philadelphia, Pennsylvania, 1998.pp 1733-1834.
- PEREZ CA; CAMEL HM, KAO MS et al: Randomized study of preoperative radiation and surgery or irradiation alone in the treatment of stage IB and IIA carcinoma of the uterine cervix: final report.*Ginecol. Oncol.* 27: 129-140, 1987.
- PEREZ CA; GRIGSBY PW; et al: The effect of tumor size on the prognosis of carcinoma of the uterine cervix treated with irradiation alone. *Cancer* 69(1): 2796-2806,1992.
- PETERS WA; LIU PY; BARRETT R; et al. Cisplatin, 5-Fluorouracil plus radiation therapy are superior to radiation therapy as adjunctive therapy in high-risk, early-stage carcinoma of the cervix after Radical Hysterectomy and Pelvic Lymphadenectomy: Report of a Phase III Inter-Group Study. 30th Annual Meeting Abstracts, Presentation: Society of Gynecologic Oncologists, March 22, 1999.
- PETITO JV:Tumor do colo uterino- aspectos clínicos do controle tumoral e parâmetros de tempo-dose-fração. *Rev.Imagem* 15(3):115-119,1993.
- ROSE PG, BUNDY BN, WATKINS EB, et al. Concurrent cisplatin-based radiotherapy and chemotherapy for locally advanced cervical cancer. *N Engl J Med* 15;340(15):1144-53, 1999

- RUSSEL AH: Contemporary radiation treatment planning for patients with cancer of the uterine cervix. *Seminars in Oncol.* 21 (1):30-41,1994.
- SNELL RS (ed). *Anatomia*. 2ª ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .
- SOBOTTA, J: *Atlas de Anatomia Humana*/ Johannes Sobotta; editado por Helmut Ferner e Jochen Staubesand; traduzido por Carlo Américo Fattini [ e ] José Geraldo Dangelo. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1984.
- SOUHAMI L; SEYMOUR R; ROMAN TN et al: Weekly cisplatin plus external beam radiotherapy and high dose rate brachytherapy in patients with locally advanced carcinoma of the cervix. *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 27(4):871-818,1993.
- VIÉGAS CM. Análise comparativa entre destruições de teleterapia para carcinoma de colo uterino, variando energias, afastamentos, número e distribuição de campos de tratamento. Monografia (Residência Médica em Radioterapia), Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro,1995.
- VIÉGAS CM. Telecobaltoterapia: uma contribuição em planejamentos para câncer de colo de útero. Dissertação (Mestrado em Biologia, concentração em Bio-Ciências Nucleares) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 1998.
- WHITNEY CW, SAUSE W, BUNDY BN et al. Randomized comparison of fluorouracil plus cisplatin versus hydroxyurea as an adjunct to radiation therapy in stage IIB-IVA carcinoma of the cervix with negative para-aortic lymph nodes: a Gynecologic Oncology Group and Southwest Oncology Group study. *J Clin Oncol*;17(5):1339-48, 1999
- HACKER, N.F.; WAIN, G.U.; NICKRIN, J.L: Resection of bulky positive lymphnodes in patients with cervical carcinoma. *Int.J.Gynecol* 5. 1995: 250-256.
- HAIE, C.; PEJOVIC, M.M. et al: Is prophylatic para-aortic irradiatin worthwile in the treatment of advanced cervical carcinoma ? Results of a controlled clinical trial of the EORTC radiotherapy group. *Radiother Oncol* 11. 1988: 101-112.
- ICRU report 50 - Prescribing, Recording and Reporting Photon Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D. C., 1993.
- INCA - Ministério da Saúde. Copyright © 1996 – 1999
- INCA. Estimativa da incidência e mortalidade por câncer no Brasil. Ministério da Saúde, 1998
- Keys HM, Bundy BN, Stehman FB, Muderspach LI, Chafe WE, Sugs III CL, Walker JL, Gersell D. cisplatin, radiation and adjuvant hysterectomy compared with radiation and adjuvant hysterectomy for bulky stage Ib cervical carcinoma. *NEJM* 340 (15). 1999:1154-1161.
- KHAN Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*.
- KHAN Faiz M., Roger A Potish. *Treatment Planning in Radiation Oncology*.
- KYRIAKOS, M.; KEMPSON, R.L.; PEREZ, C.A.: Carcinoma of the cervix in young women. *Obstet. Gynecol.*,39. 1971: 930.
- Lambin P, Bodis S, Grau C, Bourhis J, Kaanders J, Palazzi M. Read it before your patients. *ESTRO News* 43. 1999: 21-24.
- LATTANZI, J; ERICKSON, B.: Patterns of recurrence following hysterectomy and radiation for cervical carcinoma: relations to residual disease and brachytherapy techniques. *Int.J.Gynecol. Cancer* 6. 1996: 396-404.
- MIZIARA, M.: Radioterapia do câncer do colo do útero. In: ABRÃO,F.S. *Tratado de Oncologia Genital e Mamária*. Ed.Roca, São Paulo, 1995: 303-311.
- MORRIS M, EIFEL PJ, LU J, GRIGSBY PW, LEVENBACK C, STEVENS RE, ROTMAN M, GERSHENSON DM, MUTCH DG. Pelvic radiation with concurrent chemotherapy compared with pelvic and para-aortic radiation for high-risk cervical cancer. *NEJM* 340 (15). 1999: 1137-1143.
- NAHHAS, W.A.; SHARLEY, FE.; WHITNEY, C.W. et al.: The prognostic significance of vascular channel involvement and deep stromal penetration in early cervical carcinoma. *Am.J.Clin.Oncol.*,6. 1983: 259.
- NOVAES PERS, MOURA ICOS, GENTIL AC, LIMA JR CGB, CORDOVA AL, MOURA JFB, BREITBARG RC. Carcinoma do colo uterino EC IIB - estudo comparativo: radioterapia pré-operatória x radioterapia exclusiva. Tema livre XXVII Congresso Brasileiro de Radiologia. Belo Horizonte. 4-7 de setembro, 1998.
- NOVAES, P.E.R.S.: Princípios gerais da radioterapia In Aarão F.S.: *Tratado de Oncologia Genital e Mamária*, Editora Roca, 1995: 141 - 154.



- NOVAES, P.E.R.S.: Radioterapia In: Coelho F.R.G.: Curso Básico de Oncologia do Hospital A.C.Camargo, MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, 1996: 111 - 115.
- PETEREIT DG. High Dose Rate Brachytherapy for carcinoma of the cervix. ASTRO Refresher course 103. 40<sup>th</sup> Annual Meeting American Society for Therapeutic Radiology and Oncology. Phoenix. USA. October, 1998
- PETERS WA et al. Cisplatin, 5-fluoracil plus radiation therapy are superior to radiation therapy as adjunctive therapy in high-risk, early-stage carcinoma of the cervix after radical hysterectomy and pelvic lymphadenectomy: report of a phase III inter-group study. Abstract from the 30<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society of Gynecologic Oncologists, San Francisco, March. 1999: 20-24.
- PIVER, M.S.; CHUNG, W.S.: Prognostic significance of cervical lesion size and pelvic node metastases in cervical carcinoma. *Obstet.Gynecol.*,46. 1975: 507.
- ROSE PG, BUNDY BN, WATKINS EB, THIGPEN JT, DEPPE G, MAIMAN MA, CLARKE-PEARSON DL, Insalaco S. Concurrent cisplatin-based radiotherapy and chemotherapy for locally advanced cervical cancer. *NEJM* 340 (15): 1144-1153, 1999.
- ROTMAN, M.; CHOI, K.; PAJAK, T.; CLERY, M.; MARCIAL, V.; GRIGSBY, P.; COOPER, J.; JOHN, M.: Prophylatic extended-field irradiation of para-aortic lymph nodes in stages Ib and bulky Ib and IIa cervical carcinoma: Ten-year treatment results of RTOG 79-20. *JAMA* 274 (5). 1995: 387-393.
- SALVAJOLI J V, SOUHAMI L, FARIA S L. Radioterapia em Oncologia. Editora Médica e Científica Ltda., 1999.
- SAWM, R.: Cancer do colo do útero: etiopatogenia, diagnóstico e estadiamento in ABRÃO,F.S. Tratado de Oncologia Genital e Mamária, ed.Roca, São Paulo,1995: 269-292
- SCAFF Luiz A. M. Física da Radioterapia. Editora Sarvier, 1997.
- THOMAS GM. Improved treatment for cervical cancer – concurrent chemotherapy and radiotherapy. Editorials. *NEJM* 340 (15).1999: 1198-1199.
- Van NAGELL Jr, J.R.; DONALDSON, G.S.; WOOD, E.G et al: the significance of vascular invasion and lymphocitic infiltration in invasive cervical cancer. *Cancer*,41.1978: 228.
- VIGARIO, G.; KUROHARA, S.S.; GEORGE, FW III: Association of hemoglobin levels before and during radiotherapy with prognosis in uterine cervix cancer. *Radiology*,106. 1973: 649.

**Epidemiologia, Etiopatogenia,  
Diagnóstico e Estadiamento Clínico**

Miguel A. Miziara Filho

**Planejamento  
Computadorizado**

Claudio H. Sibata e Valdir C. Colussi

**Anatomia topográfica x  
planos de tratamento**

Célia Maria Viegas





## Epidemiologia, Etiopatogenia , Diagnóstico e Estadiamento Clínico

Miguel Miziara

### INTRODUÇÃO

A incidência do câncer da mama tem progressivamente aumentado nas últimas décadas, e acredita-se que esteja ligada a fatores ambientais, diminuição da fertilidade e progressivo envelhecimento populacional com aumento do tempo de vida, para sofrer, acumular e manifestar danos aos ácidos nucleicos.

A incidência do câncer de mama tem valores diferentes em várias partes do mundo, e em países populosos, variações regionais.

Assim, nos países desenvolvidos, a mama está em 3º lugar na incidência geral e 1º tumor entre as mulheres, e nos países em desenvolvimento ocupa o 5º lugar e é ultrapassado nas mulheres pelo câncer de colo de útero.

No Brasil, segundo os registros de câncer do INCA, a incidência estimada é de 39,58 / 100.000 habitantes, ocupando 2º lugar na incidência geral e 1º quando considerado só o sexo feminino; o maior acometimento nacional verifica-se nas regiões Sul e Sudeste.

### FATORES EPIDEMOLÓGICOS ASSOCIADOS AO RISCO DO DESENVOLVIMENTO DO CÂNCER DE MAMA

**Gênero** - Existe acometimento preferencial pela mama feminina (100 : 1), e o fator biológico para esta diferença não é conhecido. Provavelmente a glândula mamária masculina tem menor capacidade mutagênica frente a hormônios esteróides.

**Idade** - Quanto mais avançada, maior a probabilidade de câncer da mama.

**História familiar de câncer de mama**- Calcula-se que 15% dos tumores da mama tenham relação com história familiar, isto é, tenham genes reprimidos ou não expressos, mas que poderão vir a fazê-lo quando expostos aos fatores de riscos, ambientais ou endógenos.

**Outros fatores** - Como câncer de mama prévio, lesões genéticas hereditárias, hiperplasia atípica da mama, fatores reprodutivos (idade, número de gestações, paridade, amamentação), hormônios exógenos, radiações ionizantes e obesidade também estão relacionados com o desenvolvimento do câncer de mama.

### EXTENSÃO CLÍNICA DO CÂNCER DA MAMA (ESTADIAMENTO)

A extensão clínica oficial do câncer da mama é a proposta da UICC – União Internacional Contra o Câncer – aceita pela FIGO – Federação Internacional de Ginecologia e Obstetria – e editada pela AJCC – “American Joint Committee on Cancer” - desde 1.997, é a seguinte:

#### Tumor primário (T)

**Tx** O tumor primário não pode ser avaliado.

**To** Sem evidência de tumor primário.

**Tis** Carcinoma “in situ”, carcinoma intra-ductal, carcinoma lobular “in situ” ou doença da Paget do mamilo sem tumor\*.

**T1** Tumor de 2 cm ou menos na maior dimensão

**T1mic** Microinvasão de 0,1 cm ou menos na maior dimensão\*\*

**T1a** Tumor maior que 0,1 cm, mas menor que 0,5 cm, na maior dimensão

**T1b** Tumor maior que 0,5 cm, mas menor que 1,0 cm, na maior dimensão  
**T1c** Tumor maior que 1,0 cm, mas menor que 2,0 cm, na maior dimensão  
**T2** Tumor com mais de 2,0 cm, mas menos de 5,0 cm, na sua maior dimensão  
**T3** Tumor com mais de 5,0 cm em sua maior extensão  
**T4** Tumor de qualquer tamanho com extensão direta a parede torácica ou a pele, conforme descrição abaixo\*\*\*:  
**T4a** Extensão a parede torácica  
**T4b** Edema (inclusive “peau d’orange”) ou ulceração da pele da mama ou nódulos cutâneos satélites confinados a mesma mama  
**T4c** Associação de T4a com T4b  
**T4d** Carcinoma inflamatório\*\*\*\*.

## Notas:

\* Doença de Paget associada com um tumor é classificada de acordo com o tamanho do tumor.

\*\* Microinvasão é a extensão de células neoplásicas além da membrana basal, alcançando os tecidos adjacentes, sem focos tumorais maiores do que 0,1 cm em sua maior dimensão. Quando há focos múltiplos de microinvasão, somente o diâmetro do maior foco é utilizado para classificar a microinvasão (não usar a soma dos focos individuais). A presença de múltiplos focos de microinvasão deve ser anotada como se faz com os múltiplos carcinomas invasores.

\*\*\* A parede torácica inclui costelas, músculos intercostais e músculo dentado anterior, mas não inclui os músculos peitorais.

\*\*\*\* O carcinoma inflamatório da mama é caracterizado por um endurecimento difuso e intenso da pele com borda erisipelóide, geralmente sem massa subjacente. Se a biópsia da pele for negativa e não existir tumor primário localizado mensurável, um carcinoma clinicamente inflamatório (**pT4d**) é classificado patologicamente como **pTx**. A retração da pele, do mamilo ou outras alterações cutâneas, exceto aquelas incluídas em **T4b** e **T4d**, podem ocorrer em **T1**, **T2** ou **T3**, sem alterar a classificação.

## Linfonodos regionais ( N )

**Nx** Sem confirmação do comprometimento linfonodal regional (e.g. remoção prévia)

**No** Sem metástase linfonodal regional.

**N1** **Metástase linfonodal (s) axilar ipsilateral, móveis**

**N2** Metástase linfonodal (s) axilar ipsilateral, com fixação de um a outro linfonodo ou outras estruturas.

**N3** Metástases a linfonodo (s) da cadeia mamária interna ipsilateral.

Classificação patológica (pN)

**pNx** Linfonodos regionais não podem ter confirmação de comprometimento (e.g. remoção prévia ou não removidos para estudo histopatológico)

**pNo** Sem metástases linfonodais regional.

**pN1** Metástase linfonodal (s) axilar ipsilateral, móveis

**pN1a** somente micrometástases (inferiores a 0,2 cm)

**pN1b** Metástases linfonodal (s), em qualquer dimensão superior a 0,2 cm

**pN1bi** Metástases em 1 a 3 linfonodos, em qualquer dimensão maior que 0,2 cm e menor que 2cm

**pN1bii** Metástases a 4 ou mais linfonodos, em qualquer dimensão maior que 0,2 cm e menor que 2 cm

**pN1biii** Extensão do tumor além da cápsula de um linfonodo metastático, mas com menos de 2,0 cm em sua maior dimensão

**pN1biv** Metástase linfonodal com mais de 2,0 cm na sua maior dimensão

**pN2** Metástases linfonodais axilares ipsilaterais com fixação de um linfonodo a outro a estruturas vizinhas

**pN3** Metástases a linfonodo (s) da cadeia mamária interna ipsilateral.

## Metástases a distância (M)

**Mx** Sem confirmação de metástase a distância

**Mo** Sem metástase a distância

**M1** Metástase (s) a distância presente (s) – inclui comprometimento linfonodal supraclavicular ipsilateral.

## Grupamento por Estádios

ESTADIOS DA FIGO	CATEGORIAS TNM		
EC 0	Tis	N0	M0
EC I	T1*	N0	M0
EC II A	T0	N1	M0
	T1*	N1**	M0
	T2	N0	M0
EC II B	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
EC III A	T0	N2	M0
	T1*	N2	M0
	T2	N2	M0
	T3	N1	M0
	T3	N2	M0
EC III B	T4	qq. N	M0
	qq. T	N3	M0
EC IV	qq. T	qq. N	M1

Notas:- \* **T1** inclui **T1mic**

\*\*O prognóstico de pacientes com **pN1a** é similar ao dos pacientes com **pN0**

Não tem sido usada de forma rotineira e envolve a ausência ou presença de tumor residual após o tratamento; é descrita pelo símbolo **R**, na seguinte conotação:

**Rx** A presença do tumor residual não pode ser avaliada.

**R0** Ausência de tumor residual.

**R1** Tumor residual microscópico.

**R2** Tumor residual macroscópico.

### Notas finais:

A classificação acima é válida somente para **carcinomas**.

Em tumores sincrônicos unilaterais a classificação é feita para o de maior **categoria T**.

## DIAGNÓSTICO

**História:** status menstrual, paridade, história familiar de câncer da mama;

**Patologia:** Punção aspirativa por agulha fina (PAAF), biópsia incisional ou excisional “Core Biopsy”;

**Radiologia:** Mamografia  
Ultrasson da mama  
Ressonância Magnética

**Pós-biópsia:** Cintilografia óssea  
Exame radiológico do toráx  
CT e/ou Ultrasson abdominal e pélvico

**Laboratório:** Marcadores tumorais – dosagem Ca I5 - 3, Ca 19 – 9, e CEA

### Pós-cirurgia:

**Laboratório:** Estudo imunohistoquímico dos receptores de estrogênio e progesterona, e dos marcadores celulares: c-erb-B2 (her2/neu), CD 34, proteína p 53 e ki-67.

## ANATOMIA

A glandula mamária estende do 2° ao 6° arco costal anterior no plano vertical e do esterno a linha axilar média, sobre o músculo peitoral maior.

Consiste em tecido glandular distribuído em múltiplos lobos compostos de lobulos conectados a ductos, que terminam no complexo areolo-papilar.

A drenagem linfática é exuberante e é feita basicamente para os linfonodos axilares e da cadeia da mamária interna; uma via de menor importância é a interpeitoral (via de Rotter).

Os linfonodos axilares estão divididos em níveis, baseados na relação com o músculo pequeno peitoral: os situados lateralmente a borda do músculo constituem o 1º nível, abaixo do músculo 2º nível e medialmente o 3º nível, no ápice axilar, e continuam com os linfonodos da fossa supraclavicular.

Os linfonodos da mama interna correm junto com a artéria mamária interna, abaixo da parede torácica anterior, em média 2 a 3 cm de profundidade, e a maioria está nos 3 primeiros espaços intercostais.

A densa rede de linfáticos cutâneos pode facilitar a disseminação por permeação cutânea pelo tumor.

Embora a drenagem linfática da mama seja complexa, o envolvimento tumoral é mais frequentemente encontrado para os linfonodos axilares.

Recentemente, com o estudo do linfonodo sentinela é possível; prever a via preferencial de disseminação para cada caso.

## CARCINOMA DE MAMA NÃO INVASOR

### Considerações Gerais:

O câncer de mama não invasor ou “in situ”, é conceituado como sendo uma proliferação de células epiteliais neoplásicas confinadas aos ductos mamários (“ductal carcinoma in situ”- DCIS) ou aos lóbulos (“lobular carcinoma in situ”- LCIS), sem evidência demonstrável de invasão além da membrana basal.

Pela própria definição, não tem risco de invasão metastática e não deve ser confundido com o carcinoma microinvasor, que é lesão tumoral que tem entre 1 a 3 mm de diâmetro, ou com o carcinoma mínimo de mama, termo usado para carcinomas invasores não palpáveis que tenham diâmetro de até 1,0 cm.

Sua imagem histológica representa um espectro biológico muito amplo, cujas capacidades de crescimento, angiogênese, elasticidade genômica, invasão e metástases não são perfeitamente conhecidas e, conseqüentemente, não possuem um enfoque terapêutico estabelecido em consenso. Os tratamentos atuais baseiam-se mais na morfologia que na etiologia, mais no aspecto fenotípico que no genotípico, e esse enfoque deverá provocar mudanças terapêuticas radicais em prazo curto de tempo (eliminação tumoral por reengenharia genética da lesão).

O uso rotineiro da mamografia nos últimos anos vem detectando um número cada vez maior de CDIS e apesar disso, o tratamento ideal ainda é discutível.

O tratamento é cirúrgico, variando desde exereses amplas com ou sem radioterapia até mastectomia, com ou sem esvaziamento axilar.

Os fatores prognósticos que auxiliam a definição da terapia mais adequada são baseados na classificação patológica, volume tumoral e margens cirúrgicas.

## CARCINOMA DUCTAL IN SITU (CDIS)

### Histopatologia:

O DCIS se origina do epitélio ductal na região terminal da unidade ductal – lobular, sendo uma etapa evolutiva advinda da hiperplasia ductal atípica.

As lesões são heterogêneas por terem arquitetura histológica e características celulares variáveis. As células malignas proliferam para obstruir o lúmen ductal e poderão ou não existir junto a alterações estromais, como fibroses e infiltrados inflamatórios ou linfocitários ao redor do ducto.

A classificação patológica está fundamentada na associação do grau nuclear e do padrão arquitetural.

O grau nuclear é definido de 1 a 3, orientado pelas características dos nucleolos e atividade mitótica.

O padrão arquitetural é definido pelo sub-tipo histológico (cribiforme, sólido, papilar, micropapilar e comedo); na prática, é melhor definir entre comedo (prognóstico desfavorável) e não comedo (agrupando os outros sub-tipos).

O sub-tipo comedo é a forma mais agressiva e geralmente está associado a grau nuclear 3 e a super expressão do C-erb B2, do gen P 53 e alto índice proliferativo.

A associação do grau nuclear e do padrão arquitetural define 3 grupos, do mais favorável (grau nuclear baixo, sem comedo necrose) ao mais agressivo (grau nuclear 3 com necrose) (Tabela 1)

Outro fator prognóstico de importância é o volume tumoral: tumores maiores tem prognóstico desfavorável, com componente de micro invasão.

A margem cirúrgica é para a maioria dos autores o mais importante dos fatores em relação a recidiva local, sendo considerado adequada a margem superior a 10 mm.

Considerando estes 3 fatores de prognóstico, o grupo de estudos de mama de VAN NUYS, na Califórnia, USA, definiu o Índice de Prognóstico de VAN NUYS, com o valor de 1 ponto para cada situação clínico-patológica conforme Tabela 2.

Para o grupo de VAN NUYS, para o grupo favorável (escore 3 e 4), o tratamento é exercido sem radioterapia, que não mostrou diferenças significativas quando associada a cirurgia.

A maioria dos casos (grupos 5, 6 e 7) tem indicação de cirurgia conservadora e radioterapia, com resultados superiores a cirurgia isolada (68% x 85%).

Para os escores 8 e 9, embora os resultados da radioterapia associada sejam melhores que a cirurgia isolada, o índice de recidiva local é alto, sendo recomendado mastectomia como tratamento de escolha.

Lembramos que não há consenso no tratamento do CDIS, e estes fatores são para orientação mais para prognóstico que tratamento, e que a grande maioria dos casos submetidos a cirurgia conservadora devam ser complementados com radioterapia pós-operatória.

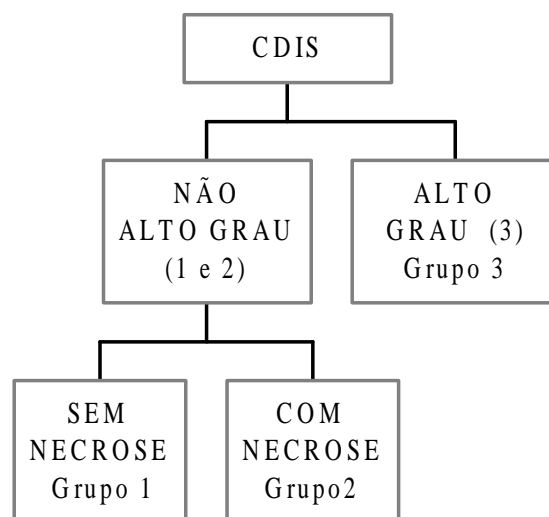
O alvo é somente a mama, e a dose varia de 4500 a 5000 cGy dependendo do volume mamário.

Para o carcinoma lobular in situ (CLIS), a radioterapia não está indicada.

A recomendação é de follow-up rigoroso, pois a presença do CLIS indica aparecimento provável de carcinoma invasivo, ductal ou lobular.

Em pacientes ansiosos ou com história familiar de câncer de mama, a mastectomia bilateral com reconstituição imediata pode ser alternativa de tratamento.

Estudos recentes mostram que pacientes com CLIS podem se beneficiar com manipulação hormonal.



**Tabela 1 - Classificação Patológica - (Van Nuys)**

### Carcinoma Invasivo

O tratamento do carcinoma invasivo de mama é na maioria das vezes cirúrgico, associado quando indicado, a radioterapia, quimioterapia e tratamento hormonal.

O tratamento cirúrgico pode retirar toda mama ou parte dela, com ou sem esvaziamento axilar.

Os tipos mais frequentes de cirurgia são: Mastectomia radical tipo Halsted com retirada dos músculos peitorais e esvaziamento radical da axila; Mastectomia tipo Patey com preservação do peitoral menor e esvaziamento axilar; e Mastectomia tipo Madden com preservação de ambos peitorais e esvaziamento axilar.

A cirurgia supra radical (proposta por Urban) incluía retirada da cadeia mamária interna, foi abandonada.

SCORE	1	2	3
Tamanho (mm)	< 15	16 – 40	> 41
	> 10	1 – 9	< 1
Classificação patológica	Não – Alto Grau Sem necrose	Não – Alto Grau Com necrose	

**Tabela 2 - CARCINOMA DUCTAL IN SITU INDICE PROGNÓSTICO DE VAN NUYS**

As cirurgias parciais recebem nomes variáveis, dependendo do volume mamário retirado: Quadrantectomia, Tumorectomia, Excisão ampla, Adenomastectomia, etc..., e são associadas ou não esvaziamentos axilares de 1º nível (amostragem) até radicais incluindo os 3 níveis.

### **Tratamento conservador**

Embora muitos trabalhos mostrassem que a mama poderia ser preservada em tumores iniciais, com cirurgias parciais e radioterapia, só a partir dos trabalhos de Veronesi, em Milão, na década de 70, com estudo prospectivo e randomizado, é que os cirurgiões e mastologistas aceitaram o tratamento conservador como modalidade de escolha para tumores iniciais.

Muitos estudos prospectivos e randomizados com observação a 10 e 15 anos, mostram em definitivo que tumores menores que 2,5 cm podem ser tratados pelo método conservador com resultados idênticos a da mastectomia radical. Para tumores maiores, embora existam evidências que possam também ser programados para tratamento conservador, ainda não deve ser indicado fora de Instituições de estudos e pesquisa, pelo curto tempo de observação e reduzido número de pacientes estudados.

Portanto, o tratamento conservador é a modalidade de escolha para tumores localizados, que possa ser totalmente ressecado com margens adequadas com aceitável aspecto cosmético da mama.

São considerados fatores de risco de recidiva local a multicentricidade, margens cirúrgicas e presença do componente intra ductal in situ superior a 25% do volume tumoral.

Outros fatores como status linfonodal, idade, grau histológico e nuclear e infiltração linfática também são citados como importantes causas de falha local.

A irradiação da mama é preconizada na dose diária de 1,8 a 2,0 Gy, com dose total de 45 a 50 Gy, sendo ainda discutível a utilização de reforço de dose (“boost”) na área operada, utilizando unidades de cobalto e aceleradores lineares de 4 a 6 Mev.

A tendência mundial é a realização do “boost”, especialmente em pacientes de maior risco de recidiva local, como margens inadequadas e presença de extenso componente intraductal.

Tecnicamente o “boost” pode ser feito com o próprio equipamento de teleterapia, com elétrons, ou ainda, em casos selecionados, com braquiterapia intersticial. A dose habitual é de 1000 a 1500 cGy.

Alguns casos de tratamento conservador estão associados a radio e quimioterapia, esperando nestes casos maior dano ao tecido mamário e pele, principalmente quando são utilizados agentes antraciclínicos e o taxol.

A associação deve ser evitada em mamas grandes, e recomenda-se nos outros casos redução da dose diária para 1,8 Gy com dose total de 45 Gy.

### **Tumores localmente avançados**

São tumores geralmente T3 e T4 ou com 4 ou mais linfonodos comprometidos, envolvimento da fascia do peitoral, extensão capsular ou linfonodos maiores que 2,5 cm, ou ainda tumores de quadrante interno com axila positiva, e estão programados para a radioterapia pós-operatória.

Os grandes centros de tratamento de câncer recomendam a quimioterapia neoadjuvante nos tumores avançados, T3 e T4 ou com grande comprometimento axilar, seguido de cirurgia e radioterapia pós-operatória.

Em 70% destes casos, existe acentuada regressão tumoral, e em alguns casos, completo desaparecimento do tumor, sendo possível, em casos selecionados, até a possibilidade de tratamento conservador.

## **VOLUME ALVO E POLÍTICA DE TRATAMENTO**

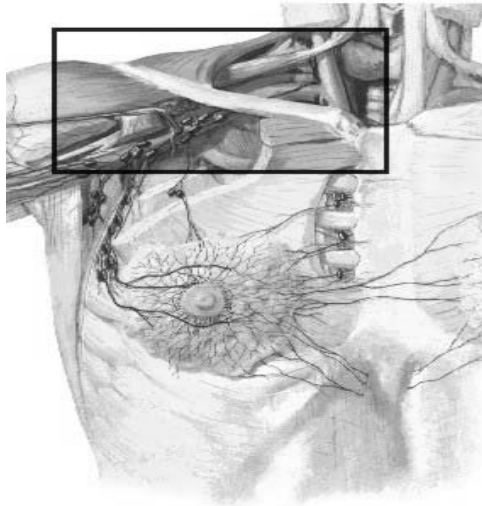
A irradiação da mama/parede torácica e drenagens tem que ser individualizada, pois raramente todos os campos são utilizados na maioria dos pacientes.

Didaticamente, dividimos em eixo axilo-fossa, mamaria interna, fossa supraclavicular e parede torácica.

### **Axila**

O tratamento dos linfonodos axilares permanece em discussão especialmente em pacientes com axila clinicamente negativa, com conduta variando desde avaliação pelo linfonodo sentinela, sem esvaziamento axilar até esvaziamento axilar completo (Nível I, II e III).

Aparentemente, exceto raros casos de “skips”, a disseminação axilar segue um padrão regular, o Nível I é invadido primeiro e o segundo e terceiro são envolvidos somente quando o 1º Nível está substancialmente comprometido.



**Figura 1 - CAMPO AXILAR (Eixo axilo fossa)**

**Borda Inferior:** 2º espaço intercostal

**Borda Medial:** 1 cm além da linha mediana, acompanhando o borda medial do músculo esternocleidomastoideo até a altura do sulco tireocricóide

**Limite Lateral:** até a prega axilar, com proteção da cabeça do úmero

A dose é calculada na metade antero-posterior na altura da metade da clavícula e suplementada por campo axilar posterior.

Angular 15 ou 20º para proteção da medula espinal.

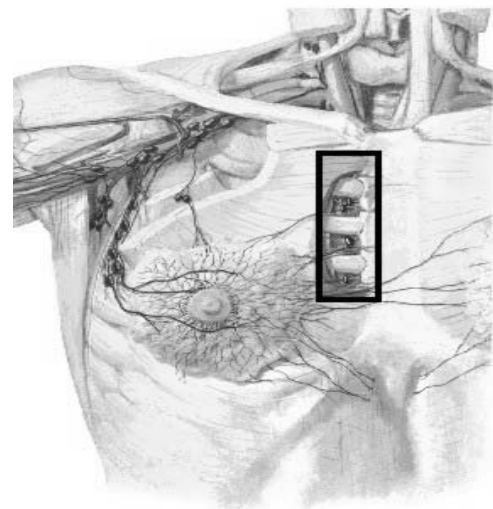
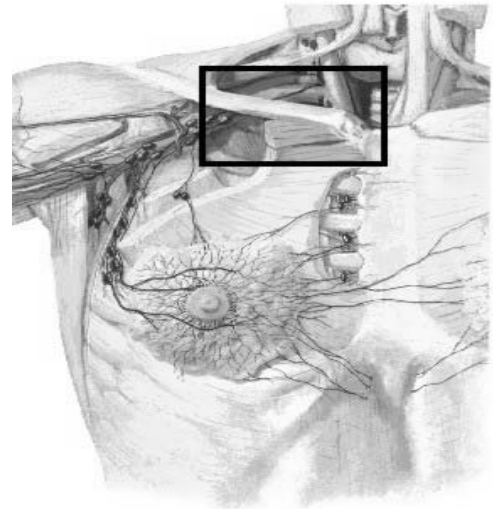
**Dose:** 46 a 50 Gy (2 Gy/dia) ou 50,4 Gy (1,8 Gy/dia)

A análise da invasão dos linfonodos axilares é fundamental para indicação de radioterapia em axila ou fossa supraclavicular.

Assim, a ausência de comprometimento axilar ou a presença de um ou dois linfonodos metastáticos em Nível I em esvaziamento axilar completo dispensam a radioterapia pós operatória nesta área; por outro lado, esvaziamentos axilares incompletos, como dissecação de Nível I e com comprometimento linfonodal obrigam irradiação completa da axila e fossa supraclavicular.

A irradiação do ápice da axila e da fossa supraclavicular é indicada quando existe comprometimento dos Níveis II e III ou mais que três linfonodos comprometidos em Nível I. A irradiação do eixo axilo fossa com esvaziamento completo também está indicada quando houver comprometimento de muitos linfonodos em diferentes níveis ou ruptura capsular ou ainda invasão de estruturas vizinhas.

## CAMPO SUPRACLAVICULAR - MAMARIA INTERNA



**Limite inferior:** 1º ou 2º espaço intercostal

**Limite medial:** 1cm além da linha mediana, acompanhando a borda medial do músculo esternocleidomastoideo até o sulco tireocricóide

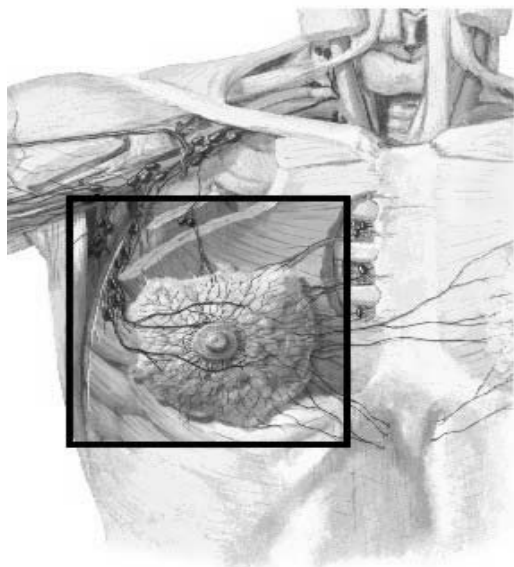
**Limite lateral:** linha vertical no terço médio da clavícula.

Este campo é angulado 15 a 20º lateralmente para proteção da medula espinal.

**Dose:** 46 Gy (2 Gy/dia) ou 50,4 Gy (1,8 Gy/dia) calculado a 3 cm de profundidade



## Parede Torácica



O benefício da irradiação da cadeia da mama interna é questionável, desde que as metástases para esta área são raras, e são grandes as possibilidades de dano aos tecidos mediastinais, pulmão e coração quando tratados somente com fótons.

A combinação mais aceita é de fótons com elétrons (15 Gy de fótons de 4 a 6 MeV ou cobalto, e 30 a 35 Gy com elétrons de 12 a 16 MeV).

As indicações para irradiação da mama interna são tumores mediais, maiores que 3 cm, ou tumores mediais ou central com axila comprometida.

**Limite Medial:** linha mediana

**Limite Lateral:** 5 cm da linha mediana

**Limite Superior:** borda inferior do campo supraclavicular ou a cabeça da clavícula quando não existir o campo supraclavicular

**Limite Inferior:** altura do 4º espaço intercostal

**Dose:** 45 a 50 Gy (1,8 a 2,0 Gy/dia) calculada a 4 cm de profundidade, se possível por CT

## Irradiação da Parede Torácica pós Mastectomia Radical

Após mastectomia radical ou radical modificada, a radioterapia da PT está indicada em pacientes de alto risco de recidiva local, geralmente tumores T3 e T4, ca inflamatório, tumores anaplásicos ou com embolização linfática cutânea ou no complexo papilo-areolar.

Outros fatores como idade, agressividade tumoral, tumores multicêntricos, margens exíguas, biópsia prévia, também tem que ser considerados na indicação da irradiação da parede torácica.

A irradiação da parede costal tem que ser tecnicamente correta para evitar danos desnecessários ao pulmão e ao coração, utilizando de rotina filmes de verificação e quando possível planejamento computadorizado.

A espessura de pulmão permissível é de 2,0 cm.

O uso do bolus não é necessário de rotina, devendo ser utilizado em casos de recidiva cutânea, no sentido de maximizar a dose na pele.

Além de fótons, a parede torácica pode ser tratada com elétrons, tomando o cuidado de adequar a espessura da parede torácica à energia de elétrons utilizada, podendo CT e ultrassom ajudarem na determinação da espessura da parede torácica.

## Mama e Parede Torácica

**Limite Superior:** Quando combinado com campo supraclavicular o limite superior está na altura do 2º espaço intercostal ou na altura da clavícula quando não houver irradiação de linfonodos supraclaviculares e axilares

**Limite Medial:** 1 cm da linha mediana ou da borda do campo da mama interna, quando utilizado

**Limite postero-lateral:** linha axilar média

**Limite interior:** altura do sulco infra mamário da mama contra-lateral

**Dose :** 50 Gy (2 Gy/dia)

## RADIOTERAPIA E QUIMIOTERAPIA CONCOMITANTE OU SEQUÊNCIAL

O tratamento convencional do câncer de mama envolve na maioria das vezes, a associação de quimio e radioterapia após a cirurgia, tanto no tratamento conservador como em pacientes mastectomizadas.

A sequência destas terapias não está definida, despertando interesse e discussão entre radioterapeutas e oncologistas clínicos.

O ideal seria não haver retardo no início em nenhuma das modalidades adjuvantes, entretanto é preciso lembrar que a concomitância pode resultar em dano cosmético, cardíaco, pulmonar pela radiosensibilização, principalmente quando se utiliza agentes antraciclínicos e taxol e de manifestação gerais como importante toxicidade para a medula óssea quando todos os campos são utilizados, tangências e nas drenagens periféricas.

A irradiação tangencial isolada pode ser utilizada sem maiores complicações associada a quimioterapia concomitante.

Quando a opção for por tratamento concomitante, alguns cuidados devem ser tomados como não irradiação da cadeia da mama interna com fótons, especialmente a esquerda, reduzir a dose em mamas normais, não ultrapassar a dose diária de 1,8 Gy.

Por outro lado, casos de bom prognóstico, com axila negativa e fatores de disseminação mínimos, devem ser tratados inicialmente por radioterapia e posteriormente por quimioterapia; ao contrário, pacientes com grande risco de disseminação como pré menopausadas com grande comprometimento axilar, fatores de prognóstico desfavoráveis, associação com gravidez ou lactação, devem iniciar pela quimioterapia, geralmente com esquemas agressivos e postergar a radioterapia para o final da quimioterapia.

Portanto, a sequência de quimio e radioterapia após tratamento conservador, necessita ser considerada em função de múltiplas variáveis que influenciam ambos, recidiva local ou metástases a distância, priorizando a modalidade inicial em função do risco maior para o paciente.

## CARCINOMA INFLAMATÓRIO

O câncer inflamatório constitui menos de 5% dos tumores da mama, e apresentam pior prognóstico necessitando terapia agressiva, especialmente com quimioterapia.

Os resultados atuais são muito melhores quando comparados com os de séries anteriores, com associação de cirurgia e radioterapia sem quimio, ou com esquema de quimioterapia menos agressivas.

Independentemente do volume tumoral, estes tumores são classificados como T4d (TNM), portanto no mínimo Ec IIIB.

Os fatores prognósticos eram somente baseados no volume tumoral e linfonodos periféricos, e atualmente outros fatores como receptores hormonais, cinética celular, expressão de oncogens e outros marcadores, vem ganhando importância, especialmente para avaliação dos resultados da quimioterapia.

A quimioterapia é o tratamento principal e inicial do ca inflamatório, seguido de radioterapia com ou sem cirurgia posterior, dependendo da evolução de cada caso. A dose empregada para ca inflamatório como pré-operatório é de 50 Gy (2 Gy/dia) e até 70 Gy no tratamento exclusivo.

## PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS NÃO-CONVENCIONAIS

O tratamento conservador quando foi iniciado em nosso meio, foi baseado na proposta de Milão, quadrantectomia + esvaziamento axilar, seguido de radioterapia da mama até 50 Gy com “boost” de 10 Gy na área operada; entretanto, muitas modificações foram feitas, tais como incisões periareolares, reconstituição plástica e colocação de próteses de silicone.

Outros procedimentos, como colocação de expansores teciduais e reconstrução com retalhos miocutâneos também são de pratica constante, dificultando a avaliação e terapeutica complementar pelo radioterapeuta.

Do ponto de vista prático, a prótese de silicone não interfere com o plano de tratamento, mas existe possibilidade da prótese ser danificada em cerca de 15 a 20%.

O expansor não sofre interferência da radioterapia.

A dificuldade maior é para os casos de reconstituição imediata; a indicação correta desta cirurgia é para tumores multicêntricos iniciais ou pacientes que não queiram ser submetidos a radioterapia pós-operatória.

Entretanto, muitas pacientes nos estadios T2 e T3 vem para radioterapia pós-operatória com reconstituição com retalho mio-cutâneo.

Nestes casos, utilizamos campos menores, procurando poupar a região do retalho.

## TRATAMENTO CONSERVADOR EM TUMORES LOCALMENTE AVANÇADOS

A maioria dos pacientes submetidos a quimioterapia neo-adjuvante para tumores T3 e T4, apresentam redução maior que 50% no volume tumoral, tanto para o tumor primario como para linfonodos.

Na experiência mundial esta redução ocorre em cerca de 70% dos pacientes, com excessão para pacientes com tumores ulcerados ou com edema cutâneo.

Em um grupo menor, a avaliação patológica por biópsias múltiplas ou estudo da peça operatória não mostram tumor residual.

Para estes pacientes, sem invasão cutânea com proporção adequada para bom resultado cosmético pode ser oferecida a possibilidade de tratamento conservador, utilizando os mesmos

critérios dos tumores T1 e T2, e a experiência inicial tem mostrado resultados próximos aos tumores menores resultados a tratamento conservador.

Os critérios para seleção desses pacientes, pós quimioterapia são:

1. Tumores menores que 4 cm
2. Ausência de múltiplas microcalcificação
3. Sem invasão da pele
4. Proporção tamanho da mama e volume tumoral (efeito cosmético)
5. Linfonodos clinicamente negativos ou móveis, pequenos e nível baixo
6. Ausência de embolização linfática extensa tumoral ou dérmica
7. Sem contra-indicação para radioterapia (por exemplo doenças do colágeno)

No Instituto do Câncer “Arnaldo Vieira de Carvalho”, iniciamos em 1.995 associação de braquiterapia (alta taxa de dose) como reforço de dose em tratamento conservador para tumores com boa resposta a quimioterapia neo-adjuvante, utilizando “templates” com agulhas ou cateteres plásticos colocados durante a cirurgia.

O pequeno número de casos e curto tempo de observação não permitem conclusões definitivas e vantagens em relação ao reforço de dose com teleterapia.

O local mais frequente da RLR é na parede torácica, seguido de metástases linfonodais e ossos.

A recidiva em linfonodos, em mama interna e na fossa supraclavicular são tratadas em campos localizados, se possível atingindo doses de 60 Gy, no caso de metástases isoladas ou de efeito remissivo/paliativo em doença disseminada.

As recidivas em parede torácica podem ser tratadas com cirurgia, radioterapia e quimioterapia associadas; sempre que possível, a ressecção cirúrgica é a modalidade inicial e as possibilidades de controle local são maiores. Os campos de tratamento irão defender da existência ou não da irradiação prévia: campos amplos com fótons, tangenciais e com bolus, são utilizados, com doses de 50 Gy e reforço na área da recidiva com 10 Gy, e caso exista irradiação prévia, os casos são individualizados, utilizando campos pequenos, e de preferência com elétrons ou braquiterapia.

A extensão dos campos também depende do tipo de recidiva: recidivas isoladas não requerem campos amplos ao contrário de lesões múltiplas ou permeação em couraça, que frequentemente dão recidivas marginais.

Em alguns casos selecionados, é possível a associação com braquiterapia intersticial.

## **RECIDIVA LOCOREGIONAL (RLR) APÓS MASTECTOMIA**

A recidiva local é definida como presença de tumor na parede torácica (pele, músculo e ossos) e linfonodos regionais, podendo ser isoladas ou associadas (maioria das vezes) com doença sistêmica.

# Planejamento Computadorizado

Claudio H. Sibata  
e Valdir C. Colussi

### RESUMO

Durante a discussão deste tópico, a importância do posicionamento e imobilização do paciente serão discutidos assim como obtenção do contorno do paciente para o planejamento de tratamento. Técnicas de tratamento serão apresentados (SAD versus SSD). O processo de simulação virtual para o caso de tratamento de mama será abordado, tanto para o caso de campos tangenciais como o “boost” com feixes de elétrons. Dose na mama contralateral é um importante fator técnico a ser considerado e algumas recomendações com relação a este tópico serão apresentados. E finalmente, o processo de verificação de tratamento com filmes portais para localização e de diodos para verificação da dose administrada ao paciente serão revisados.

### ASPECTOS TÉCNICOS

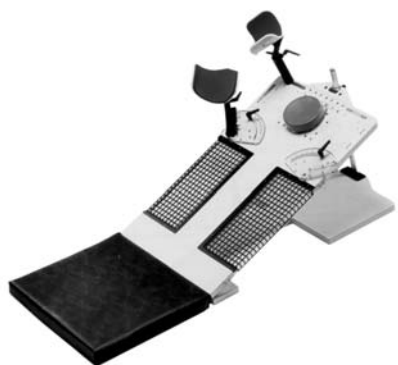
#### Posicionamento e Imobilização do Paciente

Este é um dos aspectos mais importantes no tratamento do paciente em radioterapia. O paciente é posicionado em decúbito dorsal em uma rampa de mama. O braço do lado envolvido

é elevado acima da cabeça para evitar irradiação do braço com os campos tangenciais. Normalmente, o elevamento de um dos braços faz com que o paciente se curve em relação a mesa de tratamento. Lasers de posicionamento são importante para o próprio alinhamento do paciente. O conforto do paciente na posição de tratamento, que é extremamente importante na habilidade do paciente manter a posição durante o tratamento, aumenta com a utilização destes dispositivos. Este dispositivo pode ser posicionado de maneira a ajustar o ângulo de apoio do paciente e também para proporcionar apoio ao braço e mãos do paciente (**Fig. 1A e 1B**).

Alternativamente, um sistema de vácuo ou “aquaplast” pode ser moldado com o paciente na posição de tratamento (**Fig. 2**). Este sistema é necessário no caso de uma Tomografia Computadorizada (CT) ser utilizada para o planejamento da distribuição de dose. Neste caso, normalmente os dois braços dos pacientes são elevados acima da cabeça. Isto facilita o posicionamento e evita a rotação do paciente quando somente um dos braços é elevado. Nos casos onde a mama é difícil de se posicionar devido ao tamanho, uma rede de “aquaplast” ou um outro material pode ser utilizado para manter a mama na posição de tratamento.

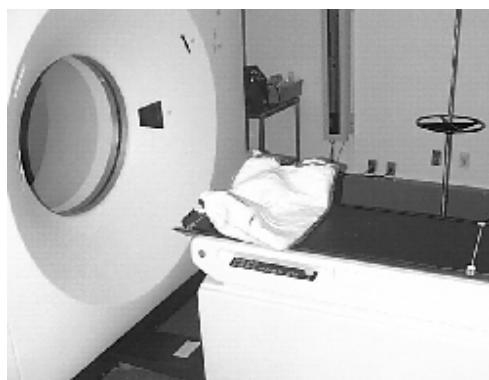
A



B



**Fig.1.** Dispositivo (rampa de mama) utilizado para o posicionamento do paciente (A). O paciente é posicionado em decúbito dorsal confortavelmente de maneira a garantir a reproducibilidade do tratamento (B).



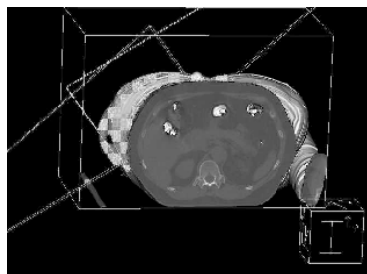
**Fig.2.** Paciente sobre um sistema imobilizador de vácuo no momento da Tomografia Computadorizada (CT). O paciente deve estar na mesma posição de tratamento quando um "boost" for utilizado.

## Técnicas de SAD e SSD

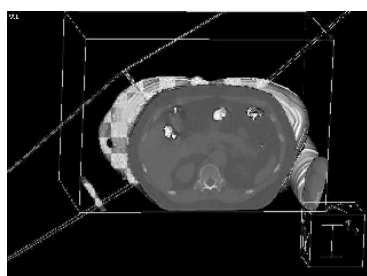
A técnica normalmente utilizada em unidades de teleterapia com isocentro de 100 cm é a de SAD, onde o isocentro dos campos é posicionado no volume tumoral. Isto facilita o tratamento, uma vez que não se move o paciente durante o tratamento.

Devido a problemas de espaço entre a unidade de terapia e o paciente, nos casos onde o SAD do aparelho é menor que 100 cm, tratase os pacientes com a técnica de SSD. Esta é uma opção mais complicada devido ao movimento da mesa de tratamento para se ajustar os campos ao SSD de tratamento. Em campos de tratamentos onde o ângulo do gantry não é de 90 ou 270 graus, como é o caso dos campos tangenciais de mama, a determinação do ponto de entrada dos campos tangenciais e sua localização torna-se complicada.

A Fig. 3 mostra a diferença entre as duas técnicas de irradiação. No restante deste trabalho, vamos discutir somente os casos de SAD.



SSD



SAD

**Fig. 3.** Arranjo dos campos na técnica SAD e SSD. Na técnica de SAD, o isocentro dos 2 campos é localizado dentro da mama. No caso da técnica de SSD, cada campo tem seu isocentro na pele do paciente.

## Simulação na Técnica SAD

No caso de simulação do tratamento de cancer de mama, o volume alvo é determinado pelo envolvimento tumoral. Os campos de tratamento utilizados são geralmente os campos tangenciais para irradiação da mama e nódulos infra-mamários (**Fig. 4**). Os nódulos infra-mamários podem ser incluídos nos campos tangenciais ou podem ser irradiados por um



**Fig. 4** campos tangenciais + nódulos infra-mamários

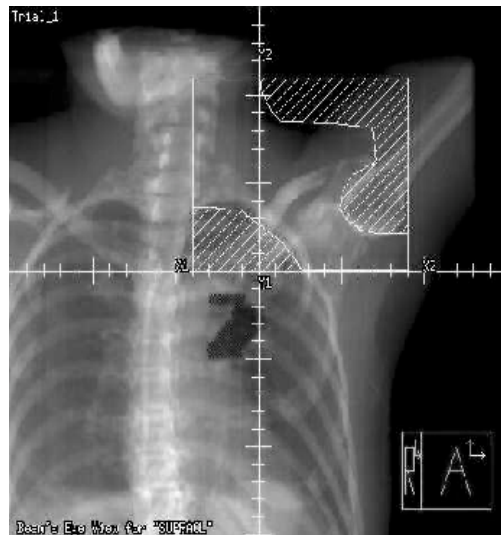


**Fig. 5.** Campo infra-mamário separado

campo anterior ao paciente (**Fig. 5**). Um campo supraclavicular é adicionado em casos onde os nódulos desta região estão em risco (**Fig. 6**) e em alguns casos temos também a inclusão de um campo axilar posterior para a suplementação de dose na axila (**Fig. 7**). No caso do campo supraclavicular e campos tangenciais, devemos ter cuidado com relação a borda superior dos campos tangenciais e a borda inferior do campo supraclavicular (**Fig. 8**). O campo supraclavicular é centrado na borda superior dos campos tangenciais e a metade que se projeta sobre os campos tangenciais é bloqueado (ou colimador assimétrico é utilizado). Os campos tangenciais também devem ser bloqueados de maneira que sobreposição entre os campos tangenciais e supraclavicular não exista. A dose

do campo supraclavicular é normalmente definida a uma profundidade de 3 cm e quando a dose na axila não seja suficiente, um campo axilar posterior é adicionado e a dose suplementada por este campo.

Neste caso, vamos discutir o caso da simulação onde a borda inferior dos campos tangenciais coincidem. Esta é a situação mais complicada.



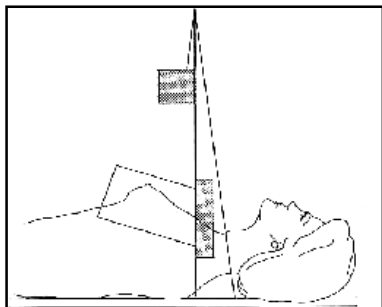
**Fig. 6** Campo supraclavicular



**Fig. 7.** Axila posterior

A simulação dos campos tangenciais é feita colocando-se marcas no paciente que definem os seguintes pontos: margem superior, inferior, lateral e medial dos campos tangenciais (**Fig. 9**). Move-se o isocentro do simulador para uma posição entre os pontos lateral e medial e uma profundidade dentro da mama, move-se o gantry do simulador para a posição medial e sob fluoroscopia observe quando os dois pontos (lateral e medial) coincidem um com o outro.

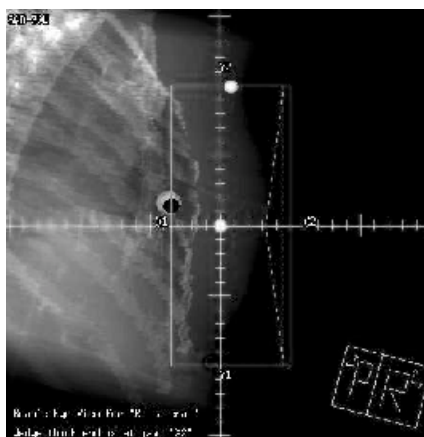
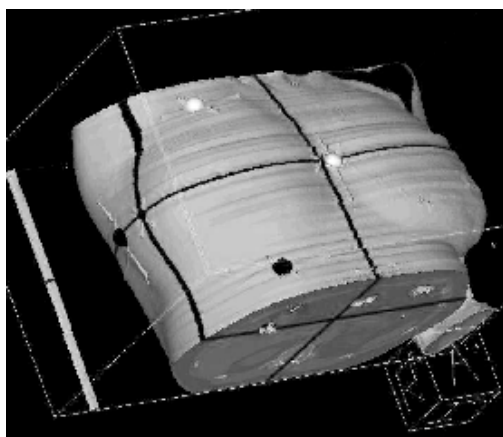
Este é o ângulo do gantry para o campo medial. Ajuste a largura do campo para que a borda inferior do campo coincida com os pontos lateral e medial e a borda superior deixe 3-4 cm de ar entre a borda superior e a mama (flash). Se o campo for ajustado, o ângulo do gantry também deve ser ajustado. O comprimento do campo é dado pelos pontos inferior e superior marcados no paciente. Faça o mesmo procedimento para o campo lateral.



**Fig. 8.** Ilustração esquemática do bloqueamento utilizado para coincidir os campos tangenciais e supraclavicular/axilar na mama.

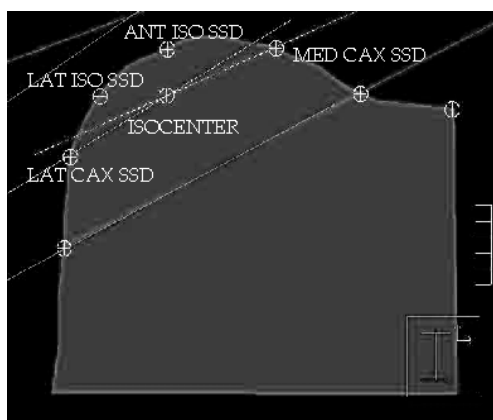


contorno (fio de chumbo ou tira de gesso) no paciente e marque no contorno o ponto do SSD anterior, SSD lateral, entrada do campo medial e lateral (através do SSD e ângulo do gantry) e o plano sagital (distância horizontal a partir do isocentro) e o SSD para este ponto no plano sagital. Coloque o contorno sobre o papel milimetrado e ajuste os pontos marcados no papel com os pontos marcados no contorno. Este contorno quando utilizado para o planejamento irá refletir os parâmetros utilizados diretamente na unidade de tratamento.



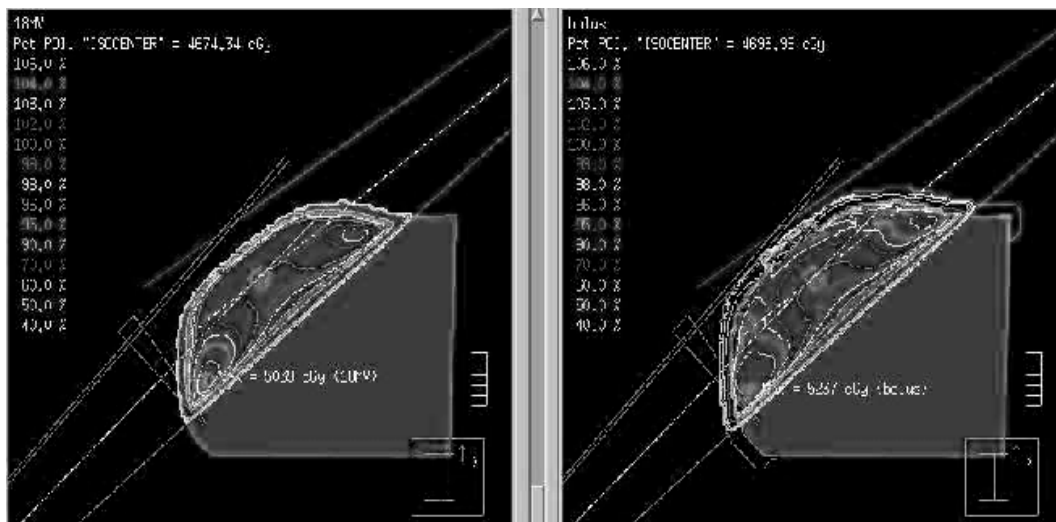
**Fig.9.** A utilização de um fio radiopaco fixado no paciente, em pontos estratégicos, auxilia no planejamento do tratamento.

Após a simulação dos campos de tratamentos ser feita, um contorno é necessário para se planejar o tratamento. O contorno é obtido com a ajuda do simulador. Mantendo o paciente na posição de tratamento e o isocentro do simulador no isocentro obtido através dos campos tangenciais. Obtenha o SSD para o gantry na posição vertical (SSD anterior com relação ao isocentro) e horizontal (SSD lateral com relação ao isocentro), SSD do campo tangencial e campo medial. Mantendo a mesma altura da mesa, mova o isocentro do simulador para o plano sagital do paciente e anote o SSD neste plano e a distância deste plano ao isocentro (**Fig. 10**). Coloque em um papel milimetrado o isocentro e os pontos medidos no paciente. Tire um



**Fig. 10.** Contorno manual.





**Fig 11.** Planejamento da irradiação de uma mama utilizando maior energia (18 MV). “Bolus” é utilizado para aumentar a dose na superfície da mama.

## Planejamento na Técnica SAD

Devido a forma anatômica da mama, para a irradiação deste volume com dose homogênea é necessário utilizar diversas energias, filtros em cunha e blocos. Normalmente, fótons de 6 MV são suficientes para a irradiação homogênea da mama, embora para alguns casos uma maior energia seja necessária devido a separação entre os campos tangenciais (veja Fig. 11 para irradiação com fótons de 18 MV). Com uma maior energia, é necessário que “bolus” seja utilizado para aumentar a dose na superfície da mama.



**Fig, 12.** Planejamento da distribuição de dose com mama presente.

## Tangenciais sem colimadores assimétricos

Esta é a técnica de irradiação que utilizamos principalmente devido a limitação do tamanho de campo dos filtros em cunha (veja próxima secção). A Fig. 12 mostra a distribuição de dose para um caso em que a mama está presente e a Fig. 13 mostra a distribuição de dose em que a mama foi removida. Neste caso temos também um campo supraclavicular presente.



**Fig. 13.** Planejamento da distribuição de dose com a mama removida.

## Tangenciais com blocos (half beam block) ou colimadores assimétricos

Tecnicamente é mais fácil tratar os pacientes com esta técnica. Um problema técnico é que em alguns casos a largura do campo torna proibitivo o uso de filtros em cunha. Como a maioria dos filtros em cunha é limitado a 20 cm de abertura, a utilização do colimador assimétrico limita o campo de tratamento a 10 cm de largura, que as vezes não é adequado para a existência do “flash” entre a borda do campo e a mama.



## Filtros em cunha

Os filtros em cunha são essenciais para a homogeneização da dose nos campos tangenciais de mama. Normalmente, os planejamentos são feitos utilizando filtros em cunha nos dois campos tangenciais. Como veremos mais tarde a introdução de filtros em cunha no campo medial aumenta a dose na mama contralateral. Ao invés de utilizarmos filtros em cunha nos dois campos, podemos aumentar o grau do filtro em cunha para o campo lateral e otimizar os pesos de tratamento dos dois campos de maneira que obtenhamos uma distribuição de dose homogênea (Fig. 14).

## Efeito da Heterogeneidade

O efeito da heterogeneidade na distribuição de dose não é muita pronunciada na irradiação da mama, a não ser que um volume de pulmão muito grande seja irradiado pelos campos tangenciais. A **fig. 15** mostra uma comparação para um caso em que o planejamento e MU foram obtidos sem correção de heterogeneidade. As correções para heterogeneidade foram introduzidas mas mantendo o mesmo MU obtido anteriormente sem correção de heterogeneidade. Neste caso, estamos simulando a dose obtida pelo paciente com o MU dado. A distribuição de dose é praticamente a mesma, embora a dose no isocentro seja maior de 2%.

## Dose na Mama Contralateral devido à Irradiação primária

Estudos de incidência de câncer na mama contralateral são contraditórios. Em dois estudos retrospectivos com cerca de 2000 pacientes nenhum aumento de risco para o desenvolvimento de câncer na mama contralateral foi observado devido a dose na

mama contralateral [McCredie e col., 1975, Montague e col.,1983]. Um outro estudo retrospectivo de 27000 casos onde pacientes foram irradiados e não irradiados houve um risco relativo de 1.4 para o desenvolvimento de câncer na mama contralateral quando irradiação foi dada como tratamento primário [Hankey e col., 1983]. De qualquer maneira, é uma boa prática clínica limitar doses a outras estruturas sempre que possível.

Na irradiação da mama, a dose na mama contralateral é afetada por diversos fatores como [Fraass e col., 1985]:

- Distância entre a borda do campo e a mama contralateral.
- Blocos aumentam a dose na mama contralateral
- Alinhamento dos campos tangenciais de maneira que a borda inferior dos dois campos coincidam.
- Filtros em cunha
- Filmes portais

Não podemos fazer nada a respeito do primeiro fator, que depende basicamente da anatomia do paciente. Os outros fatores podem ser modificados para minimizar a dose na mama contralateral. Especificamente:

- Uso de “half beam blocks” não é recomendado. Use colimadores assimétricos.
- Alinhamento da borda inferior dos campos tangenciais.
- Ângulo do filtro em cunha. Quanto maior o ângulo maior a dose, possivelmente devido ao maior MU.
- Uso do filtro em cunha no campo lateral.
- Uma barreira de 2.5 cm de espessura de chumbo reduz a dose na mama contralateral por um fator de 3.
- Limitar a abertura do colimador dos filmes portais, especialmente do campo tangente medial.



**Fig 14.** Planejamento utilizando filtros em cunha. Note que a distribuição de dose são equivalente em ambos os casos.



**Fig. 15.** Planejamento mostrando correções de heterogeneidade.

## CT SIM

No caso de simulação virtual, normalmente vários volumes de tratamento são definidos. Uma simulação com estes volumes é geralmente feita no “boost” do tratamento uma vez que na irradiação primária toda a mama e a região da parede torácica próxima a mama é tratada. A simulação virtual neste caso é feita como no caso da simulação convencional.

## Definição do “Gross Tumor Volume (GTV)”

No caso de simulação com CT, o termo GTV se aplica a situações onde a massa tumoral é identificada ou onde um nódulo envolvido é identificado. Para pacientes que tiveram remoção do tumor (lumpectomy) e remoção dos nódulos axilares, este termo não é aplicado.

## Definição de “Clinical Target Volume (CTV)”

O CTV1 inicial é definido por toda a massa de tecido da mama mais a parede torácica próxima a mama. CTV1 pode também incluir nódulos regionais definido pela situação clínica. O CTV2 se aplica ao volume tumoral definido pelos clips cirúrgicos colocados na hora da remoção do tumor (lumpectomy) ou por correlação entre os achados clínicos da mamografia com distorção cirúrgica devido ao local da biopsia dentro da mama baseado no CT.

A margem utilizada para definir CTV2 para o “boost” de mama depende da situação

clínica, i.e., status da margem cirúrgica, presença de invasão linfática ou vascular, presença de carcinoma in situ do ducto, profundidade do volume tumoral, etc. Quando clips são colocados após a remoção cirúrgica do tumor (lumpectomy) e a localização exata da lesão não pode ser claramente definida, o CTV2 estende da cicatriz à parede torácica.

## Definição do Planning Target Volume (PTV)

PTV é ordinariamente definida com o CTV + 1cm para levar em conta movimentos do paciente durante o tratamento e erros de localização.

## Definição de Estruturas Críticas

Dentro dos campos utilizados para o tratamento da mama e nódulos linfáticos regionais, estão localizados um grande número de estruturas críticas com potencial de desenvolver complicações devido ao tratamento. Entre eles estão os pulmões, coração, mama contralateral, músculos, costelas, clavícula, plexobraquial, cabeça humeral ipsilateral e pele. Os riscos de complicação para qualquer um destes locais aumenta com a dose e volume irradiado. As estruturas mais críticas são o coração e os pulmões. O Toxicology Working Group [TWG, 1974] definiu valores de TD 5/5 e TD 50/5 para estes órgãos em função da dose e área tratada (Tabela 1).

Órgão	Dano	TD 5/5	TD 50/5	Órgão ou Órgão Parcial
Pulmão	Pneumonia aguda e crônica	3000	3500	100 cm <sup>2</sup>
		1500	2500	Todo pulmão
Coração	Pericarditis e	4500	5500	60%
	Pancarditis	7000	8000	25%

**Tabela 1.** Definição do “Toxicology Working Group”. TD x/y significa dose para x% de risco de dano em y anos.

## Técnicas de SAD

O processo de simulação com CT é semelhante ao processo de simulação convencional. A única diferença é que o paciente e a unidade de teleterapia são virtuais. Os passos utilizados na simulação convencional são repetidos na simulação virtual. É necessário que um sistema de coordenadas seja estabelecido com relação ao paciente e ao sistema de coordenada da unidade de teleterapia. Um sistema de coordenadas é implicitamente estabelecido na simulação convencional quando o isocentro de tratamento é estabelecido no paciente e marcas de localização são estabelecidos para se localizar este isocentro na unidade de teleterapia. No caso da simulação virtual temos que estabelecer este sistema de coordenadas arbitrariamente, escolhendo um ponto de referência que é marcado no paciente com a ajuda de lasers de localização sagital e laterais. Este ponto de referência é escolhido aleatoriamente, perto da localização geral do volume tumoral (Fig. 16). Este ponto é demarcado com um X radiopaco para identificação destes pontos no CT. Após determinação do isocentro de tratamento, o software de simulação indicará um deslocamento entre o isocentro de tratamento e o ponto de referencia inicial. O paciente é colocado novamente na mesa do CT e os lasers são movidos para o(s) ponto(s) de isocentro de tratamento e uma nova marca é feita no paciente para indicar os isocentros de tratamento.

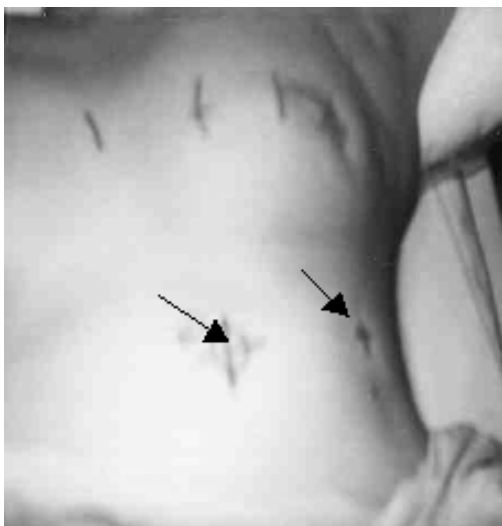


Fig. 16. Pontos de referência marcados no paciente durante a simulação.

## Reforço (Boost)

No planejamento do “boost”, um CTV pode ser identificado e conseqüentemente o PTV. Neste caso o planejamento é feito incluindo o PTV com feixes de elétrons, se a profundidade for menor que 5 cm. No caso do PTV ser profundo, uma combinação de feixes de fótons e elétrons pode ser utilizado ou somente fótons. A Fig. 17 mostra o planejamento de boost utilizando um feixe de elétrons de 16 MeV.

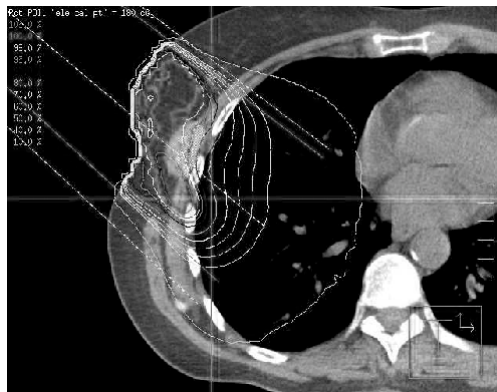


Fig. 17. Planejamento de “boost” utilizando um feixe de elétrons de 16 MeV.

## VERIFICAÇÃO DO PLANEJAMENTO

### Filmes Portais

No primeiro dia de tratamento o paciente é posicionado na unidade de teleterapia e um filme é obtido para verificação dos campos de tratamento. Na nossa instituição os pacientes de mama são somente radiografados no primeiro dia de tratamento e enquanto a posição não seja verificada o paciente não inicia o tratamento. Em alguns casos, novos filmes devem ser obtidos após mudanças na posição de tratamento. A Fig. 18 mostra o filme obtido durante a simulação comparado com o filme portal obtido na unidade de teleterapia. Os dois casos foram manipulados eletronicamente para facilitar a visualização dos campos de tratamento, neste caso fazem uma inversão da imagem e obtendo o seu negativo (transformação do preto para o branco). Para verificação do isocentro podemos obter dois filmes portais ortogonais (geralmente um anterior e outro lateral) centrado no isocentro com um tamanho de campo 10x10 cm que é comparado com DRR obtido com o sistema de simulação.

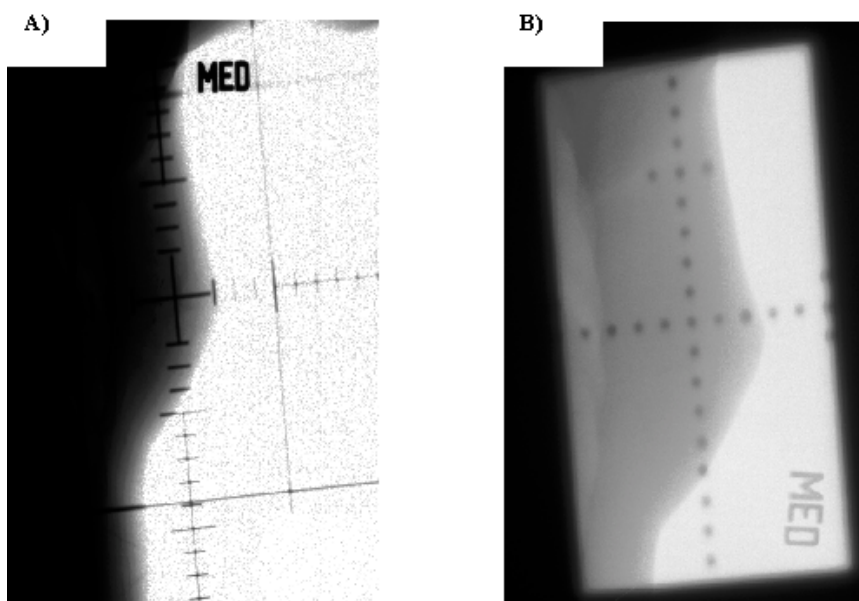


Fig 18. Filme obtido durante a simulação (A) e obtido na unidade de tratamanto (B).

## Dosimetria usando Diodos

Devido a complexidade e um grande número de parâmetros utilizados nestes tratamentos é importante verificar que a dose planejada para o paciente seja a mesma dada ao paciente durante o tratamento. Na nossa instituição todos os pacientes tem sua dose medida no primeiro dia de tratamento com um sistema de diodos para dosimetria in vivo. Esta medida é feita e comparada com a dose na posição do máximo de dose para o campo de tratamento. Se o valor medido é maior que 5% do valor esperado, uma investigação é iniciada pelo fisico responsável para determinar qual a causa da discrepância.

A implementação de dosimetria in vivo com diodos é complicada porque os diodos somente concordam com a dose no paciente na condição de calibração do diodo. Quando o campo de irradiação, distância de tratamento, uso de filtros em cunha mudam em relação a calibração temos que aplicar uma correção na medida experimental do diodo. A Fig. 19 mostra os fatores de correção para o diodo QED da Sun Nuclear para a posição angular do diodo em relação ao campo de tratamento, tamanho de campo, SSD e filtros em cunha. A Fig. 20 mostra os dados para 20 casos onde as medidas foram feitas em casos de mama irradiados na nossa instituição.

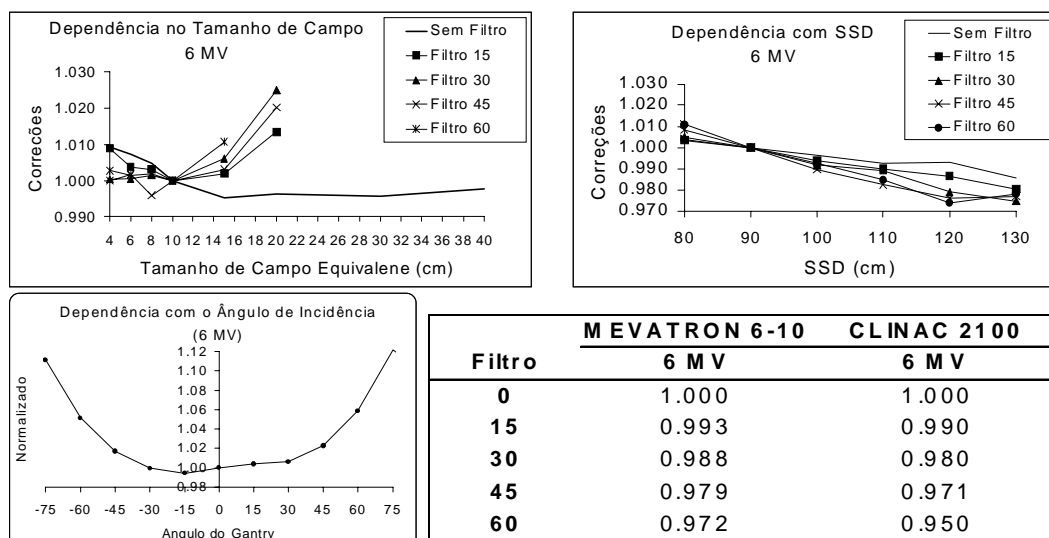
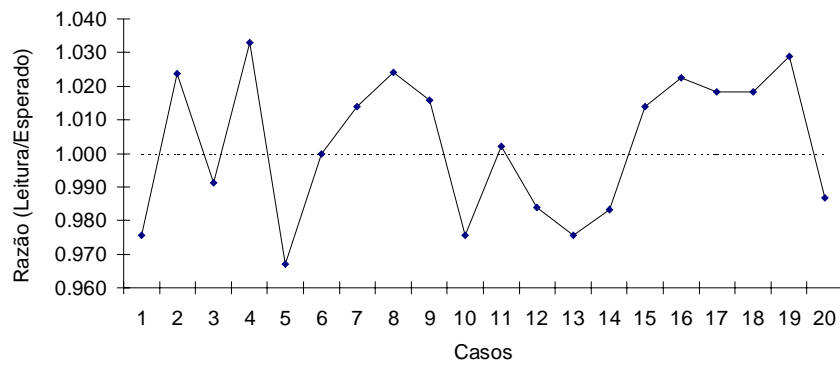


Fig. 19. Dependência do diodo para SSD, Tamanho de Campo, Ângulo e Filtros em Cunha.



**Fig. 20.** Resultados obtidos com medidas de diodo.

# Anatomia topográfica x planos de tratamento

Célia Maria Pais Viégas

## INTRODUÇÃO

Está fora do objetivo deste trabalho aprofundar detalhes no que diz respeito à cirurgia, quimioterapia ou hormonioterapia. No que diz respeito à radioterapia, uma breve revisão será feita a seguir. O tratamento com radiação ionizante pode ser realizado através de tele ou braquiterapia, podendo às vezes serem utilizadas sequencialmente. A área de tratamento pode ser local - a mama, a fossa supraclavicular, a axila, o plastrão torácico [parte do tórax que fica após a retirada cirúrgica da mama]- áreas de metástase (ossos, cérebro), ou na pelve, para castração actínica [evitar que haja produção de hormônios ovarianos que atuarão no tumor]. As técnicas de tratamento também variam de acordo com a cirurgia realizada: a) tangentes opostos em mama presente x campo direto no plastrão torácico; b) indicação de tratamento de fossa supraclavicular e axila – campos opostos irregulares não pares; c) disseminação da doença – pares opostos em irradiação de crânio, angulados em metástase para região orbitária [globo dos olhos], campo direto em metástases cutâneas etc. A energia de feixe de tratamento também variará de acordo com a profundidade de interesse de tratamento: feixes de maior energia em lesões mais profundas, feixes de menor energia em tumores mais superficiais. No entanto não devemos nos esquecer de que a maior parte dos centros de tratamento no Brasil opera através de aparelhos de telecobaltoterapia, portanto maior ênfase na técnica adotada por este tipo de aparelho será abordada. Alternativas de tratamento com outros tipos de aparelhos (aceleradores lineares

de fótons e tratamento com feixe de elétrons) também são possíveis de serem administrados, embora menos frequentemente no Brasil e as técnicas também serão eventualmente descritas. Em termos de técnica de braquiterapia utilizada, existem 4 tipos possíveis, baseados na taxa de dose empregada: alta, intermediária e baixa taxa de dose. O quarto tipo, braquiterapia pulsada, não está disponível no Brasil, embora seja empregada em alguns centros na Itália. Tratamentos realizados com baixa taxa de dose (taxas de dose <200 cGy/h), promovem maior exposição do *staff* envolvido com o tratamento do que com alta taxa de dose (taxas superiores a 1200 cGy/h), uma vez que o segundo tipo de tratamento é sempre realizado por controle remoto. Além disto, a miniaturização das fontes de tratamento na braquiterapia de alta taxa de dose e a utilização de fontes de baixa taxa de dose em forma de arames, permitem que seja realizado um tipo de tratamento, braquiterapia intersticial, em que agulhas são inseridas no tumor ou no leito operatório [local de onde foi retirado o tumor]. Este tipo de tratamento é utilizado como reforço na mama ou leito operatório ou em áreas de recidiva tumoral. Uma outra alternativa de tratamento com braquiterapia é a utilização de moldes de cera sobre os quais cateteres são posicionados e posteriormente colocados sobre o plastrão torácico, para irradiação. Este tratamento remonta aos primórdios da radioterapia e que agora vem sendo adaptado para braquiterapia com alta taxa de dose.



# ANATOMIA

A Anatomia será didaticamente dividida em anatomia de superfície da parede torácica, anatomia da mama, anatomia da cavidade torácica e anatomia radiológica.

## Anatomia de superfície do tórax

O tórax é a região do corpo situada entre o pescoço e o abdome. Tem forma levemente ovalada, tendendo a ser achatado na frente e posteriormente, e é arredondado lateralmente. As paredes do tórax formam a caixa torácica, composta pela coluna vertebral posteriormente, costelas e espaços intercostais, lateralmente, e osso esterno e cartilagens das costelas, anteriormente. Superiormente o tórax se comunica com o pescoço através da abertura torácica superior; inferiormente, separa-se do abdome pelo músculo diafragma, também responsável pela respiração.

Há diferenças importantes na anatomia de superfície feminina e masculina, porém vários pontos em comum entre os dois sexos:

### Pontos em comum

**Incisura supra-esternal** – É a depressão superior do osso esterno, sendo percebida entre as extremidades mediais das clavículas na linha média. Corresponde à margem inferior da Segunda vértebra torácica (T2).

**Ângulo de Louis (ou esternal)** – corresponde a uma elevação no osso esterno, formada pelo ângulo entre o manúbrio esternal e o restante do esterno. Corresponde à junção da 2ª cartilagem costal ao osso esterno. Posteriormente situa-se entre a 4ª e 5ª vértebras torácicas (T4 e T5).

**Margem costal** – delimita a margem inferior do tórax e é formada pelas cartilagens da 7ª, 8ª, 9ª e 10ª costelas e extremidades da 11ª e 12ª cartilagens costais. O segmento mais inferior da margem costal está na altura da 3ª vértebra lombar (L3) e é formada pela 10ª costela.

**Clavícula** – osso superficial que pode ser palpado em toda sua extensão sob a pele, articulando-se lateralmente com a escápula (acrômio) e medialmente com o manúbrio esternal.

**Costelas** – A primeira costela se situa profundamente em relação à clavícula e não pode ser palpada. As demais costelas podem ser palpadas e têm aspecto de “tina” de lavar roupa..

**Pregas axilares** – A anterior é formada pela margem inferior do músculo peitoral maior, a prega posterior é formada pelo grande dorsal, quando passa pela margem inferior do músculo redondo maior.

**Processos espinhosos das vértebras torácicas** – podem ser palpados posteriormente na linha média. O primeiro processo a ser sentido é o da 7ª vértebra cervical, chamada proeminente. As demais vértebras podem ser contadas superior ou inferiormente a partir da proeminente.

**Escápula** – Outro osso superficial, tem forma triangular e está na face pósterio superior do tórax.

### Pontos distintos entre os sexos

**Mama** – na mulher situa-se da 2ª à 6ª costela e tende a se tornar pendular com a idade. O mamilo varia de posição de mulher para mulher, tendendo a ser mais central, enquanto que no homem situa-se no 4º espaço intercostal e tende a haver separação mais intensa entre os mamilos (mais lateral). Os acidentes anatômicos descritos anteriormente estão representados nas figuras a seguir (figs. 1 a 4)

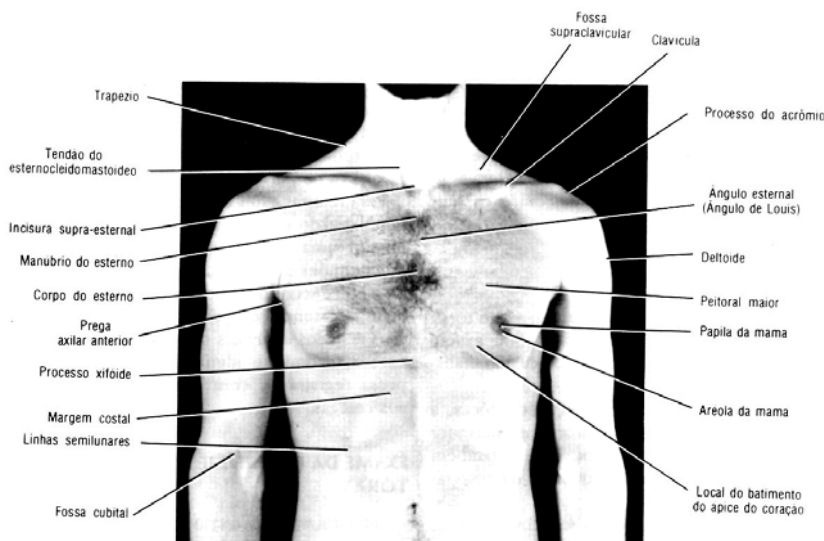
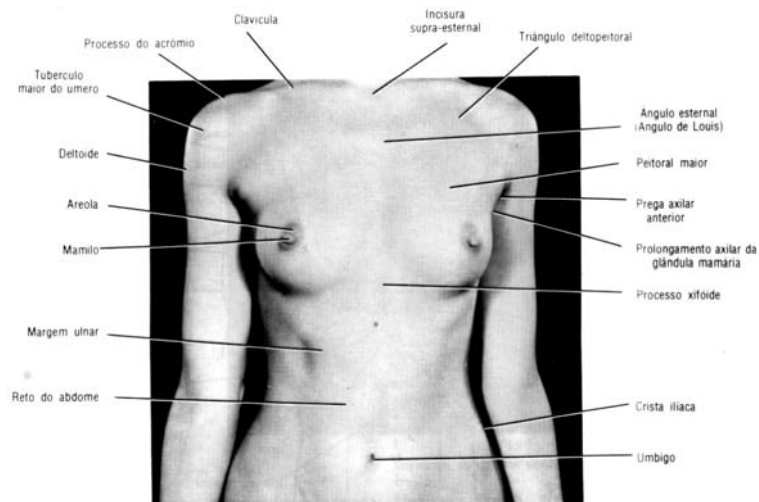
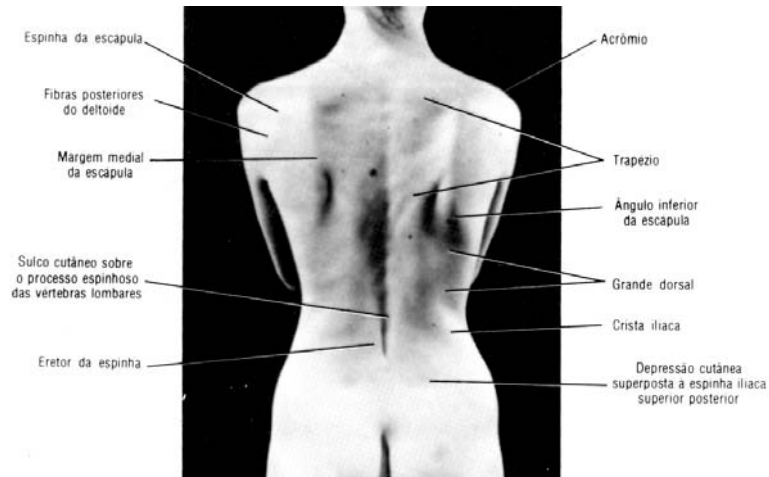


Fig. 1. Anatomia de superfície do tórax masculino

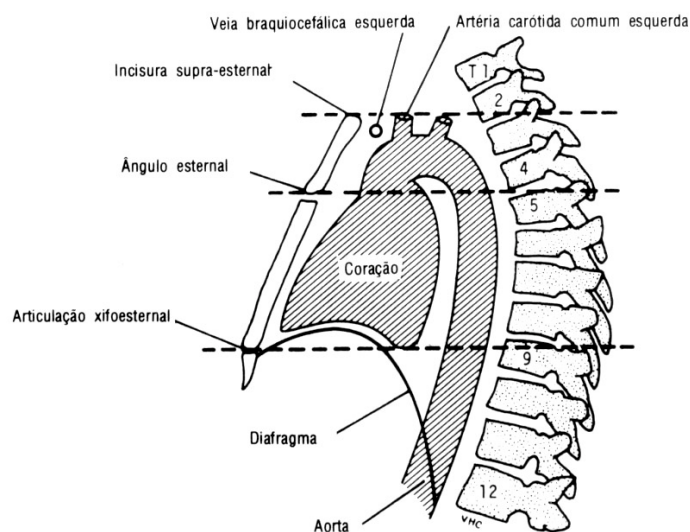


**Fig 2. Anatomia de superfície do tórax feminino.**

Observe as diferenças entre os sexos. Extraído de SNELL RS (ed). Anatomia. 2ª ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .<sup>38</sup>



**Fig 3. Anatomia de superfície dorsal.** Extraído de SNELL RS (ed). Anatomia. 2ª ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .



**Fig 4. Correlacão anatômica entre a anatomia de superfície e os órgãos internos do tórax.** Extraído de SNELL RS (ed). Anatomia. 2ª ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .



## Anatomia da mama

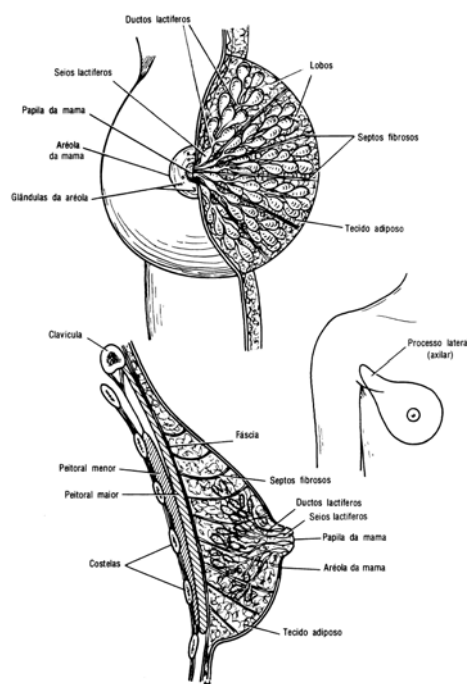
A mama localiza-se ventralmente aos músculos peitoral maior, serrátil anterior e oblíquo externo. Estende-se da 2<sup>a</sup>. à 6<sup>a</sup>. costela e do osso esterno à linha axilar média, na mulher; no homem e na criança é rudimentar: as papilas são pequenas, porém a aréola mamária apresenta-se completamente formada e o tecido da glândula consiste em pouco mais do que um sistema de ductos envolvidos em tecido conjuntivo, não se estendendo além da aréola. A extensão do tecido glandular (glândula mamária) é maior do que a da mama, na mulher. O tecido pode atingir a axila em graus variáveis (a chamada “cauda axilar” ou processo lateral axilar), chegar até a clavícula em seu limite superior, à fossa epigástrica no inferior, medialmente à região esternal e lateralmente à borda do grande dorsal. (fig. 5 e 6)

O volume ocupado pela mama é composto da glândula mamária, gordura, vasos sanguíneos, nervos e linfáticos. A glândula mamária localiza-se entre as camadas superficial e profunda da tela subcutânea. O parênquima é composto de aproximadamente 15-20 glândulas alveolares compostas ou lobos, cada um com seu respectivo ducto lactífero que se abrirá na papila. Estes ductos podem apresentar dilatações terminais, os seios lactíferos, por onde se pode injetar substância radiopaca para realização de exame contrastado.

O estroma mamário é constituído de tecido adiposo e fibroso intimamente relacionado ao parênquima epitelial que dificulta sua identificação a olho nu. Anteriormente a partir da camada superficial da tela subcutânea surgem numerosos processos fibrosos que irão permear a mama até a fáscia profunda que cobre o peitoral maior e outros músculos da parede torácica. Astler Cooper denominou estes processos de ligamentos suspensores da mama, sendo posteriormente conhecidos como ligamentos de Cooper. (fig. 6) Quando há contração patológica destes ligamentos, a pele exibe retração característica.



**Fig.5.** Representação esquemática por transferência dos ductos e ácinos mamários

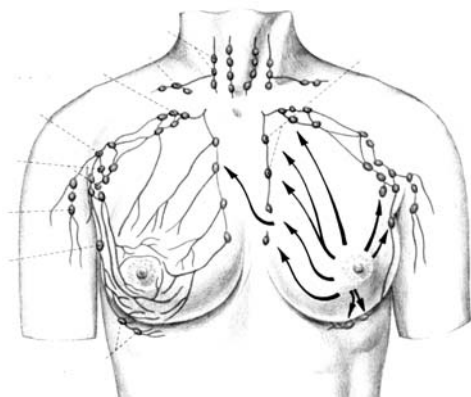


**Fig. 6.** Representação da mama (acima), cauda axilar (centro) e vista lateral da mama, corte transversal (abaixo). Observe a convergência dos dutos para a aréola (acima), a extensão da cauda axilar, atingindo a axila (centro), e da presença dos ligamentos de Cooper, fixando a mama aos planos musculares (abaixo). Extraído de SNELL RS (ed). Anatomia. 2<sup>o</sup> ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .

A drenagem linfática da mama é complexa e de particular interesse devido ao seu potencial de disseminação à distância e a seu valor prognóstico e terapêutico na evolução da doença. Uma rede linfática é formada sobre a superfície inteira do tórax, pescoço e abdômen e se torna densa sob a aréola.

Há origem dos linfáticos da glândula nos espaços interlobulares e pré-lobulares, seguindo ao longo dos ductos e terminando em uma rede subareolar de linfáticos da pele. Há 3 padrões de drenagem linfática na base da mama: a) a drenagem principal ou axilar (ou retropeitoral) que passa pelas metades superior e inferior da mama para a cadeia lateral de linfonodos situada entre o segundo e terceiro espaço intercostal; b) a drenagem transpeitoral que passa através do músculo peitoral maior para os linfonodos supraclaviculares (figura 7) e c) a drenagem da mamária interna que passa através da linha média, pelo músculo peitoral maior, freqüentemente próximo do esterno, para os linfonodos paraesternais (ou torácicos internos ou ainda, da cadeia mamária interna). Às vezes estão presentes vias linfáticas cruzando o plano mediano entre as cadeias contra-laterais de mamária interna. Outros linfáticos podem

ocasionalmente atingir a bainha do músculo reto abdominal e os plexos subperitoneal e subfrênico.



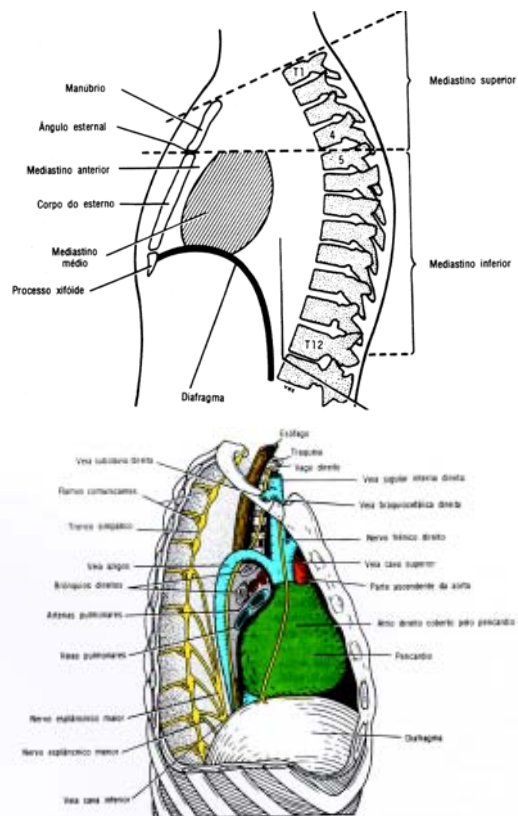
**Fig. 7.** Drenagem linfática da mama-representação esquemática evidenciando as possíveis drenagens: axilar, supra-clavicular, para mama interna homo-lateral e o cruzamento para mama contra-lateral. Extraído de SOBOTTA, J: Atlas de Anatomia Humana/ Johannes Sobotta; edita-do por Helmut Ferner e Jochen Staubesand; traduzido por Carlo Américo Fattini [ e ] José Geraldo Dangelo. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1984, pp.16.

## Anatomia do conteúdo torácico

A cavidade torácica pode ser dividida em um compartimento médio, denominado mediastino e em cavidades laterais a ele onde estão localizados os pulmões e pleuras.

### Mediastino

O mediastino, embora espesso, é móvel e estende-se desde a abertura superior do tórax e raiz do pescoço até o diafragma; anteriormente mantém relações com a parede torácica, através do esterno e posteriormente até as vértebras torácicas. Contém várias estruturas vasculares, linfáticas, nervosas, digestivas e respiratórias: coração, pericárdio e grandes vasos; timo, duto torácico e linfonodos; nervos frênico, vago e troncos simpáticos; esôfago e traquéia. Divide-se em mediastino superior e inferior, somente para fins didáticos. A divisão entre mediastino superior e inferior se dá por um plano imaginário que passa, anteriormente pela margem inferior de T4. O mediastino inferior é dividido, por sua vez em 3 compartimentos: mediastino anterior, médio e posterior. O mediastino médio contém o pericárdio e o coração; o mediastino anterior corresponde a um espaço entre o pericárdio e o esterno e o mediastino posterior, que se situa entre o pericárdio e a coluna vertebral. As figuras abaixo mostram as divisões do mediastino e seu conteúdo (fig. 8 a a c)



**Fig 8.** A caixa torácica e seu conteúdo: a) Acima, divisão do mediastino; b) Abaixo, conteúdo do mediastino visto pela esquerda. Extraído de SNELL RS (ed). Anatomia. 2ª ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .

## Anatomia radiológica

O estudo de imagem de interesse para o radioterapeuta diz respeito ao diagnóstico e planejamento de tratamento. Na maioria dos centros, o planejamento é realizado através de radiografias simples. Eventualmente tomam-se como planejamento tomografias computadorizadas do tórax, ou mais recentemente, ressonâncias magnéticas.

### Radiografia

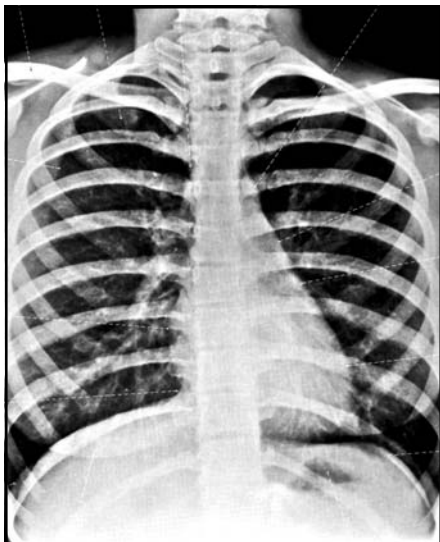
O estudo radiológico através de radiografias simples tem como princípio que os órgãos analisados absorvem a radiação de maneiras diferentes, com isso, a quantidade de radiação que “passa” pelos distintos órgãos é diferente, impressionando o filme de radiografia com graduações da cor cinza.

Assim o osso, devido ao seu grande conteúdo de cálcio, absorve muito mais facilmente a radiação, enquanto que as partes moles a absorvem pouco. A radiografia se baseia nesta absorção diferencial da radiação: as substâncias penetradas com dificuldade são referidas como radiopacas, enquanto que aquelas que são penetradas facilmente, tomam o nome de rádio-transparentes ou rádio-lúcidas.

Existem contrastes naturais no corpo humano: ossos, por exemplo aparecem densamente (radiopacos) enquanto que o ar aparece fracamente (rádio-lúcido). Algumas estruturas são vistas com dificuldade (músculos) ou não são vistas (linfonodos) e necessitam de um meio de contraste artificial para serem notadas. Quando isto se faz necessário, a radiografia toma o nome de **radiografia contrastada**. Os contrastes mais freqüentemente utilizados são os iodados (Hypaque®, Omnipaque®) para avaliação de vasos sangüíneos; os baritados (Bariogel®) para avaliação do tubo digestivo, especialmente o esôfago e os específicos para avaliação de linfonodos em linfografias (oleoso iodado, Lipiodol®).

A anatomia radiológica do tórax e mama (sem contraste) evidencia as projeções ortogonais (“sombas”) dos órgãos anteriormente citados no conteúdo e na superfície torácica e na mama. Com isto temos a projeção somada destas estruturas em radiografias ântero-posteriores ou látero-laterais. Caso desejemos observar como se comportam aquelas estruturas que usualmente não são ou são dificilmente visualizadas com o contraste natural, utilizamos as radiografias contrastadas para tal fim.

A radiografia anterior evidencia uma radiografia simples em ântero-posterior de um tórax feminino com seus vários parâmetros ósseos (fig.9) e seguem de partes moles e uma linfangiografia de linfonodos axilares e peitorais (com contraste de linfonodos) (fig.10). Observe que não se pode distinguir os linfonodos, e distingue-se mal as estruturas de partes moles na radiografia simples. Apenas conseguimos



**Fig 9.** Radiografia simples de tórax. Observe a sombra das mamas, próximo à base do diafragma e a silhueta cardaca, bem como os ossos das costelas, esterno, coluna e clavículas.

observar os acidentes ósseos e os campos pleuropulmonares, bem como os contornos dos vasos do tórax em questão; ao passo que na radiografia contrastada fica nítida a drenagem linfática da axila.



**Fig 10.** Linfangiografia de linfonodos axilares e peitorais (Fase nodal). Observe a localização dos linfonodos peitorais (\*), supraclaviculares (#), infraclaviculares (%), axilares (@). Extraído de Ferner H & Staubesand [ed]. Atlas de anatomia humana. 18ª. ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1984,p;17.

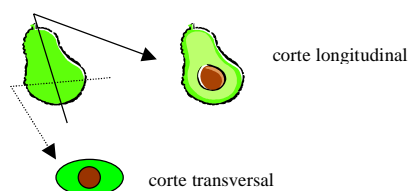
### Mamografia

A mamografia é o exame radiológico dos tecidos moles das mamas e é considerado um dos mais importantes procedimentos para o rastreamento do câncer ainda impalpável da mama. Este exame radiológico simples difere de uma radiografia de tórax ou radiografias de outras partes do corpo: as máquinas utilizadas para este meio de diagnóstico são dedicada exclusivamente para tal fim, além disto, filmes de revelação de alta sensibilidade são utilizados afim de poder detectar as mais delicadas alterações. Os sinais radiológicos de câncer podem ser os seguintes: microcalcificações agrupadas em doença pré-clínica [impalpável] e nódulo com contorno espiculado em doença detectável [palpável]. A sensibilidade da mamografia é alta, ainda que, na maioria dos estudos feitos, sejam registradas perdas entre 10 a 15% dos casos de câncer detectáveis ao exame físico. A sensibilidade da prova é muito menor em mulheres jovens. A mamografia, devido à sua pouca eficácia em mulheres com menos de 40 anos e mais de 70, em termos epidemiológicos e de saúde pública, não deve ser utilizada em programas maciços, e sim ser indicada no seguimento das mulheres de alto risco ou com suspeitas de doenças mamárias.

O rastreamento do câncer de mama feito pela mamografia, com periodicidade de um a três anos, reduz significativamente a mortalidade em mulheres de 50 a 70 anos. Nas mulheres com menos de 50 anos, existe pouca evidência deste benefício.

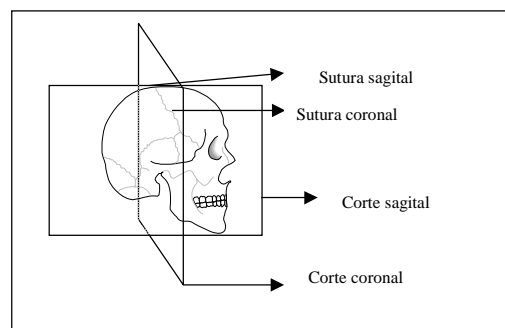
### Exames seccionais

Enquanto que os exames anteriores forneciam a “projeção” dos órgãos da cavidade torácica e da mama, tanto a tomografia computadorizada quanto a ressonância magnética fornecem a avaliação dos órgãos no seu exato posicionamento dentro da referida caixa torácica e tridimensionalmente na mama. Para entender como se formam as imagens destes dois métodos complementares, tomemos como analogia uma fruta que está por ser repartida: ela pode ser repartida ao meio (fig. 11), ao longo de seu maior eixo (corte longitudinal) ou ao meio em seu menor eixo (corte transversal).



**Fig. 11.** Exemplos de tipos seccionais possíveis em elementos simétricos: cortes transversal e longitudinal

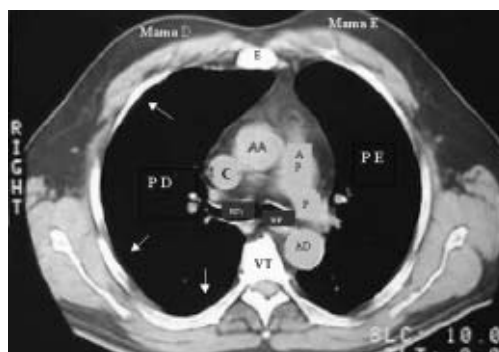
Entretanto estes tipos de cortes não são suficientes quando a estrutura analisada não apresenta simetria ântero-posterior, como é o caso do ser humano. Nesta situação surge mais um corte possível: o coronal. Este corte recebe seu nome devido a um acidente anatômico presente no crânio: a sutura coronal. O corte longitudinal também pode receber o nome de corte sagital, em relação a outra sutura do crânio, a sagital (fig. 12)



**Fig. 12.** Esquema explicativo do corte coronal e posicionamento das suturas do crânio.

### Tomografia computadorizada

Usualmente os cortes fornecidos por este método de exame são os transversais. Com isto, podemos ver que se a paciente adotar decúbito dorsal [deitar de costas] a estrutura do conteúdo torácico mais superficial será o mediastino anterior; os grandes vasos do coração e os brônquios tomarão a região aproximadamente mediana (embora não exatamente na linha média) e posteriormente, lateralmente à esquerda encontraremos a aorta descendente. Lateralmente às estruturas mediastinais, encontraremos ambos os pulmões. (fig. 13). Também podem ser observados na parede torácica o osso esterno, as costelas e as mamas.



**Fig. 15.** Tomografia computadorizada do tórax feminino, ao nível da bifurcação dos brônquios. Observe o posicionamento das estruturas: AA- arco aórtico, AP – artéria pulmonar, P, artéria pulmonar esquerda, BD- brônquio direito, BE- brônquio esquerdo, AD, aorta descendente, PD- pulmão direito, PE - pulmão esquerdo, C – Veia cava superior, VT- vértebra torácica. As setas apontam para as costelas. Analise a figura supondo que a cabeça da paciente está à sua frente e os pés, às suas costas.

### Ressonância magnética

Pode ser utilizada tanto no diagnóstico de câncer quanto no planejamento de tratamento. Alguns autores sugerem uma sensibilidade e especificidade comparáveis à observada com a mamografia, no entanto o custo elevado e a falta de experiência em avaliar as imagens são os principais fatores limitantes para seu uso. A possibilidade de realizar fusão de imagens com contraste e sem contraste paramagnético auxiliam na fácil detecção de lesões.



## TÉCNICAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM TELETERAPIA

Anteriormente a 1950, aproximadamente todas as unidades de radioterapia utilizavam feixes de raios-X gerados por voltagem de aproximadamente 300 kVp. Após o desenvolvimento das unidades de Cobalto<sup>60</sup> no início dos anos 50, este tipo de aparelho permaneceu a mais popular fonte de tratamento com radiações ionizantes por muitos anos. Betatrons de alta energia foram introduzidos aproximadamente ao mesmo tempo que as unidades de Cobalto<sup>60</sup>, mas sua popularidade decresceu nos anos mais recentes e ambos aparelhos vêm sendo substituídos por aceleradores de maiores energias. Outros tipos de unidades, que se tornaram inviáveis e economicamente não vantajosas para instalação usual em um departamento de radioterapia, são os *ciclotrons* e aceleradores lineares gigantes que produzem feixes de nêutrons, prótons, mésons, e outras partículas aplicáveis para tratamentos de tumores malignos.

Os aparelhos de telecobaltoterapia utilizam feixes de radiação g e aceleradores lineares, fótons de energias variáveis. Em ambos os casos, há predomínio da ação indireta de ionização.

### Telecobaltoterapia

A maior parte dos centros de radioterapia na América Latina ainda é equipada com aparelhos de telecobaltoterapia ou aceleradores lineares de baixa energia, havendo poucos centros que possuem aceleradores de alta energia.

No Brasil existem 144 serviços de Radioterapia, sendo a maior parte deles concentrados na região sudeste. Em nosso país ainda prevalece o uso de unidades de telecobaltoterapia como aparelhagem de tratamento mais prevalente em todas as regiões, seja em instituições públicas ou privadas, exceto a centro-oeste, em que o uso de aceleradores lineares é mais freqüente em instituições privadas.

Neste tipo de tratamento a fonte utilizada é o Co<sup>60</sup> cuja energia média de feixe é de 1.25 MeV. Com isto há uma considerável aumento da dosagem em estruturas superficiais, quando o alvo a ser tratado se localiza profundamente.

Existem várias técnicas de tratamento para câncer de mama que variarão de acordo

com a disponibilidade de aparelho utilizado, tipo de cirurgia empregada, necessidade de tratamento de cadeias de drenagem e tipo de linfonodos a serem tratados, utilização ou não de reforço, disponibilidade de hemibloqueadores.

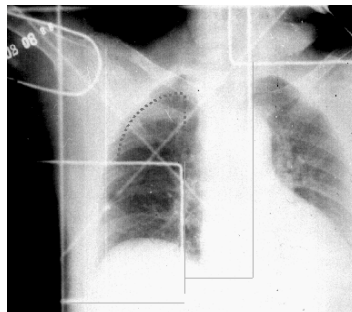
As técnicas mais freqüentemente utilizadas na mama residual são as de campos tangentes opostos com hemibloqueadores ou com tratamento isocêntrico. No plastrão torácico pode-se utilizar a técnica de tangentes opostos com hemibloqueadores ou campo direto angulado com elétrons. Para a fossa supraclavicular e axila, utiliza-se um campo anterior, em *given dose*, com complementação posterior na axila, na linha média, através de campos irregulares opostos não pares.

Na página ao lado "**Fig. 14**" estão diagramas explicativos com as possíveis técnicas, bem como um quadro descritivo com as vantagens e desvantagens de cada uma delas.

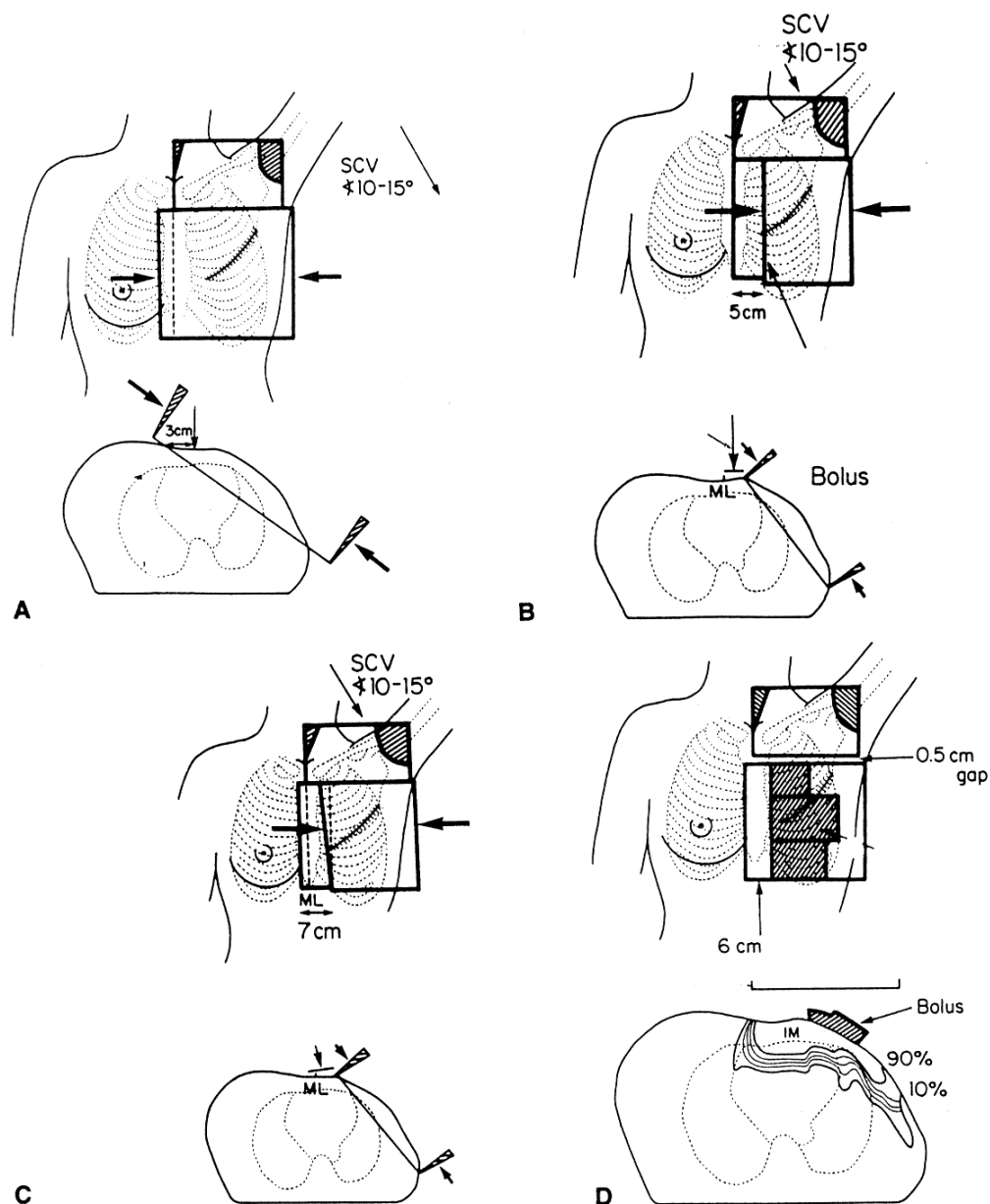
A seguir estão figuras com demarcação de campos de tratamento (fig. 15 a 17) com algumas das técnicas anteriormente citadas, com problemas enfrentados no tratamento e simulação.



**Fig 15.** Técnica de tratamento do tipo descrito em B, porém com aparelho de Cobaltoterapia. Observe que os campos de FSC e mama interna são compreendidos em um único campo, anterior. Com isto espera-se maior sobredosagem cardíaca e pulmonar. Note que a paciente já havia sido tratada previamente à direita com cirurgia não conservadora.



**Fig 16.** radiografia de simulação de outra paciente, com irradiação à direita com a mesma técnica: observe o grande volume de pulmões e de coração sendo sobre dosados. As linhas tracejadas correspondem ao bloqueio pulmonar pelo campo axilar posterior.



**Fig.14.** Várias distribuições de campos para irradiação de plastrão mamário e cadeias de drenagem linfática. A) Campo de mamária interna compreendida conjuntamente com os campos tangentes. B) Cadeia mamária interna compreendida por um campo distinto dos tangentes, anteriormente. Sem a angulação deste campo, há formação de um "triângulo" de subdosagem na junção entre o tangente medial e a borda lateral do campo de mamária interna. C) Cadeia mamária interna compreendida por um campo anterior angulado 5 graus em direção à axila. Com este artifício, elimina-se o triângulo de subdosagem descrito anteriormente. D) Plastrão torácico e mamária interna cobertos por um campo anterior de elétrons. Em nossa abordagem, utilizamos os campos B ou D, sendo que angulamos o campo de elétrons a 30 graus lateralmente, com energia de 6-9 MeV e as cadeias de mamária interna são compreendidas em um campo distinto anterior, usualmente com energia de 9-12 MeV. Esquema extraído de Taylor ME, Perez CA and Levitt SH. Breast: Locally advanced (T3 and T4), inflammatory, and recurrent tumors. In: Perez CA, Brady LW. Principles and practice of Radiation Oncology. 3<sup>rd</sup>. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998. p.1269-1414. Caso a mama esteja presente, as técnicas A, B ou C devem ser usadas, não podendo ser utilizada a técnica D; caso o tratamento seja realizado com Co60, os campos de MI e FSC são conjuntos, aumentando em muito a sobredosagem cardíaca e pulmonar.

Quadro 1- Comparação entre as diversas técnicas de tratamento para câncer de mama

Técnica A	Técnica B	Técnica C	Técnica D
<b>Vantagens</b>			
<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Simplicidade</li> <li>2- Não há junção, gaps, ou sobreposição para inhomogeneidade</li> <li>3- Possível melhor controle sobre a tolerância cutânea à radiação</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Cobertura segura de LN da MI</li> <li>2- Relativa simplicidade</li> <li>3- Pode reduzir a quantidade de pulmão ou coração vistos nos campos tangentes</li> <li>4- Permite margem mais generosa interna e externamente</li> <li>5- Campo de MI recebe dose cutânea menor do que com técnicas C ou D</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Cobertura segura de LN da MI</li> <li>2- Pode minimizar a dose em pulmões</li> <li>3- Melhor homogeneidade de dose na junção do campo de MI e tangentes do que com técnica B</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Com bom planejamento com TC, Cobertura segura de LN da MI</li> <li>2- Pode minimizar tanto a dose pulmonar quanto a cardíaca</li> <li>3- Sem junção na interface da Cadeia MI e plastrão.</li> </ol>
<b>Desvantagens</b>			
<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Incertezas na cobertura de MI</li> <li>2- Grande área de pulmão ou coração recebendo doses elevadas de radiação</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Uma vez que raramente a borda medial dos campos tangentes raramente são linhas retas, a composição de campo com MI pode ser problemática, levando a gaps ou sobreposições.</li> <li>2- “Triângulo” de subdosagem na junção de MI e tangente.</li> <li>3- Pericárdio e pulmão podem receber doses substanciais</li> <li>4- Descamação úmida no campo de MI é possível, especialmente se houver QT concomitante</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Complexidade</li> <li>2- Necessita de planejamento com TC, cálculo físico computadorizado e suporte técnico treinado</li> <li>3- Sobredosagem potencial de pulmões, se a energia de elétrons utilizada em MI for muito alta</li> <li>4- Descamação úmida no campo de MI é possível, especialmente se houver QT concomitante</li> <li>5- Pequeno volume (~1x2cm x 15 cm) com ponto quente na junção de MI e tangente (em área de partes moles e costelas)</li> <li>6- Maior dose à mama contralateral</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1- Complexidade</li> <li>2- Necessita de planejamento com TC, cálculo físico computadorizado e suporte técnico treinado</li> <li>3- Sobredosagem potencial de pulmões, se a energia de elétrons utilizada em MI for muito alta</li> <li>4- Descamação úmida no campo de MI é possível, especialmente se houver uso de bolus</li> <li>5- Necessidade de haver gap e movê-lo uma vez durante o tratamento*</li> <li>6- Subdosagem da borda externa do campo de plastrão* *</li> </ol>

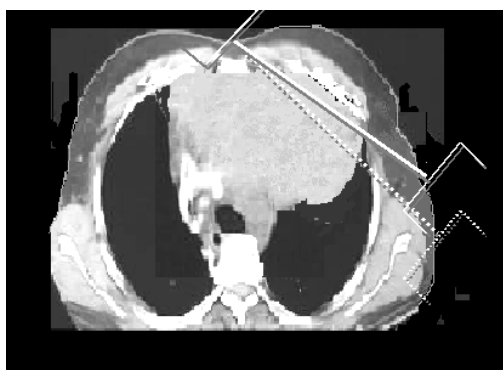
\* Não é usado gap na técnica do INCA e o campo é angulado lateralmente de 30 graus, \*\*desvantagem não observada com angulação do gantry a 30 graus, Extraído de Taylor ME, Perez CA and Levitt SH. Breast: Locally advanced (T3 and T4), inflammatory, and recurrent tumors. In: Perez CA, Brady LW. Principles and practice of Radiation Oncology. 3<sup>rd</sup>. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998. p.1269-1414.

## MISCELÂNEA

Neste tópico serão discutidos assuntos diversos de interesse na simulação das pacientes.

### Localização

É fundamental que a paciente seja colocado em posição de tratamento que permita sua reprodutibilidade diária. Sempre devem ser utilizados os LASERS de localização, para verificar se a simetria está sendo garantida e com isso, oferecida qualidade no tratamento. Muitas vezes a paciente pode se mover durante a simulação e este é o único modo de se verificar que tal fato ocorreu.



**Fig.17** Simulação de tratamento com TC de tórax. Observe que a utilização de cam-pos tangentes profundos - técnica A- (linha tracejada), inclui volume grande de área cardíaca, fato que seria desastroso nesta paciente que já apresenta com-prometimento da função cardíaca com volumosa cardiomegalia.

### Profundidade de tratamento

São duas as possibilidades, com a distância fonte superfície (DFS ou SSD) fixa ou com a distância fonte eixo (DFT ou SAD) fixa. Há variação na preferência de esquemas de tratamento, entretanto, tratamentos em SAD exigem que o aparelho utilizado seja isocêntrico, o que encarece o seu custo. Um tratameto que seja prescrito em SAD nunca deve ser administrado em SSD ou vice-versa, caso contrário, haveria comprometimento do mesmo.

### Demarcação de campos de tratamento

Após realizada a simulação, os campos devem ser demarcados afim de poderem ser reproduzidos diariamente. Podem ser utilizadas as mais diversas técnicas de demarcação: desde a tradicional tinta, passando pela tatuagem, filme de transparência, e até através de moldes plásticos.

**Tinta** - Composta de uma tintura especial (fucsina), garante que seja difícil sua remoção. Indolor, de baixo custo e temporária, há entretanto alto índice de transferência (mancha a roupa), além de sua atenuação com o passar do tempo. Alguns pacientes podem desenvolver alergia, raramente, e nesta situação está formalmente contra-indicado seu uso. Outra contra-indicação relativa é a impossibilidade ou recusa em manutenção das marcas cutâneas. Quando tal situação ocorre, é necessário lançar mão de uma das duas formas seguintes de demarcação (fig. 18)



**Fig. 18.** Tratamento de plastrão com técnica de feixe de elétrons e campo angulado, tendo a pele sido demarcada com fucsina. Observe como o campo é facilmente identificado. A transferência para roupas (mancha) é elevada, além de algumas pacientes desenvolveram alergia à tinta.

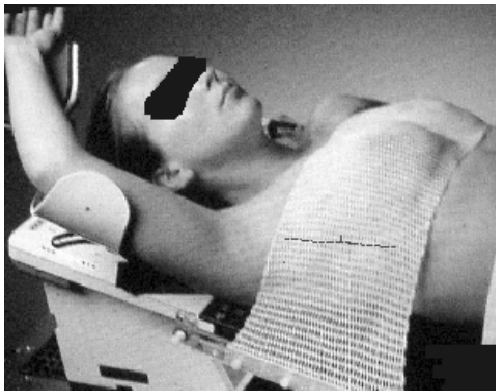
**Tatuagem** - Necessário utilizar nanquim ou similar e uma agulha hipodérmica para introduzir o pigmento sob a pele, permanentemente, demarcando os ângulos dos campos e seu centro. De baixo custo, porém mais difícil de visualizar e dolorosa, muitas vezes as pacientes recusam-se a adotar uma marcação definitiva. É entretanto muito valiosa quando faz-se necessário, tempos mais tarde, utilização de campos próximos ao tratado anteriormente. (fig. 19) No entanto, torna-se difícil seu uso quando há bloqueadores curvos, em que pode haver confusão dos campos tatuados. A alternativa seria a adoção de filme de transparência para estas áreas.

**Molde plástico** – Utiliza-se de uma placa acrílica sensível ao aquecimento sob a água, o que a torna momentaneamente maleável e moldável sobre a pele, tornando-se uma “segunda” superfície cutânea. Os campos são desenhados diretamente sobre ela, com caneta de retroprojeter. Tem custo elevado e é temporária. Sua vantagem extra é a de garantir a imobilização da paciente durante o tempo de tratamento, além de “achatar” a mama contralateral, retirando-a do campo de tratamento. Caso seja utilizada telecobaltoterapia, os campos devem ser recortados afim de evitar maior sobredosagem na pele por efeito “bolus” (fig. 20)





**Fig. 19.** Paciente com tumores bilaterais de mama, surgidos metacronicamente. À direita será necessário realizar radioterapia, sendo que já recebeu tratamento à esquerda. Observe que a paciente já foi submetida à cirurgia cardíaca (cicatriz) devido à infarto e necessidade de colocação de ponte de safena, por provável toxicidade cardíaca. Houve tratamento prévio de mamária interna com campos contíguos de fossa, com  $Co^{60}$ . Devido à grande toxicidade cardíaca, é formidável que tenham sido tatuadas as bordas do campo de tangente interna (setas), o que facilitará a demarcação de novos campos, bem como serão reduzidos os riscos de maiores complicações.

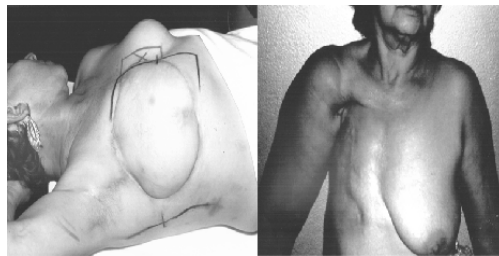


**Fig. 20.** Tratamento com molde plástico – Note como é possível “achatar” as mamas com este dispositivo, bem como evitar demarcar a pele.

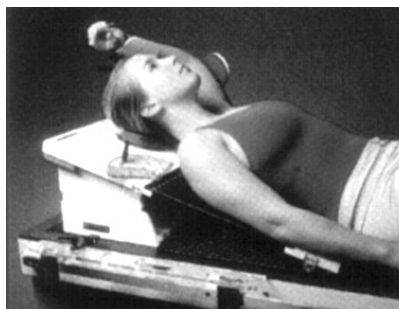
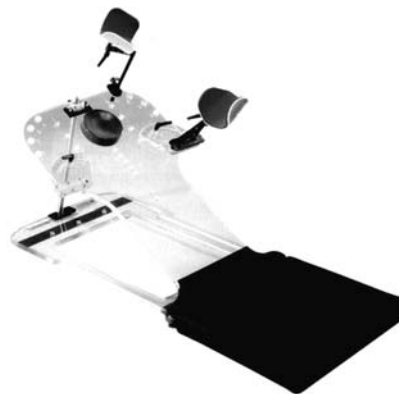
## Imobilização

Seu objetivo é o de assegurar a reprodução confortável do que foi simulado, garantindo que o tratamento acontecerá adequadamente sobre as áreas de interesse. Pode ser realizada através da solicitação de adoção de determinada atitude pela paciente (mão sob a cabeça, cabeça virada para o lado contrário ao tratamento), através da utilização de suportes próprios (“breast boards”) ou de colchão de vácuo (“Vac-lokã”).

**Adoção de atitude** – Rápida, não exige muitos recursos da unidade de tratamento, exceto a boa vontade da paciente. Muitas vezes há problemas se houve limitação da amplitude de movimentos devido à cirurgia e a paciente pode não conseguir uma abdução (abertura) de braço confortável (fig.21) Caso isto ocorra, deve-se encaminhar a paciente para fisioterapia, afim de recuperar a movimentação necessária. Caso ainda persista o problema, pode-se optar pela adoção de um dos 2 outros processos, com menor abdução do braço.



**Fig. 21.** À esquerda, adoção tradicional de posicionamento para tratamento de câncer de mama. Apesar de rápido e sem custo adicional, muitas vezes a paciente não consegue abduzir o braço para realizar o tratamento e não pode utilizar esta forma de imobilização. À direita, observe o extenso grau de fibrose cicatricial desta paciente com dificuldade até nos menores movimentos.



**Fig. 22.** “Breast board”- Observe como é possível garantir conforto com o apoio de braço, e como a rampa pode ser inclinada para que a mama não fique sobre o campo de fossa. Acima mostra-se o aparelho, e abaixo, uma paciente posicionada.

**Suporte de Mama** – Literalmente, mesas de mama. Garantem que haja um apoio para o braço, evitando assim cansaço da paciente durante o tratamento. Além disso, como tem dispositivo de elevação da mesa, facilita o tratamento de pacientes com mamas volumosas que se “deitam” sobre o campo da fossa, dificultando a demarcação desta último campo. Tem custo elevado, entretanto é reaproveitável para outras pacientes (fig.22)

“*Vac-lok™*” – Dispositivo que utiliza um “colchão” plástico maleável, repleto de pequenas bolinhas de isopor e ar que é aspirado através de sistema de bombeamento, restando apenas as bolas e o plástico. Quando isto ocorre, torna-se rígido, impedindo a movimentação. Tem elevado custo, porém é reaproveitável. Não dispõe de mecanismo de rampa e é necessário alguma prática para utilizar a bomba (fig. 23)



**Fig. 23.** “*Vac-Lok*” – *Processo através do qual o ar é succionado para fora do colchão, tornando-o rígido e permitindo adequado posicionamento para tratamento.*

### Técnica de teleterapia

A seguir mostraremos as etapas de simulação de tratamento de uma paciente que receberá tratamento em região de mama, sem simulador, apenas com um aparelho isocêntrico com LASERS de localização.



**Fig. 24.** *Da esquerda para a direita: a) O campo tangente medial é demarcado através de parâmetros anatômicos, b) O LASER (“back-pointer”) é utilizado para saber o ponto de entrada do campo tangente oposto, c) o campo tangente oposto (lateral) é indicado na pele da paciente, através da linha do LASER;*

### Cuidados com os pacientes.

Não raramente o/a técnico/a tem de lidar com secreções corporais dos pacientes, ou mesmo material injetável que as acompanha e ambos podem conter micro-organismos nocivos (hepatite, AIDS, p.ex). Todo o cuidado deve ser tomado afim de evitar contato cutâneo com estas secreções ou materiais, através do uso de luva e em caso de tosse, máscara. Os materiais injetáveis devem ser desprezados em locais próprios.

Outras vezes, as pacientes podem se encontrar em quadro tão grave que sua manipulação exija cuidados afim de evitar uma piora de seu estado: sempre deve ser indagado se é seguro manipular uma paciente em estado de dor, pois a mesma pode apresentar uma fragilidade óssea, cuja mobilização pode precipitar uma fratura ou até mesmo um estado de paralisia.

### CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES FINAIS

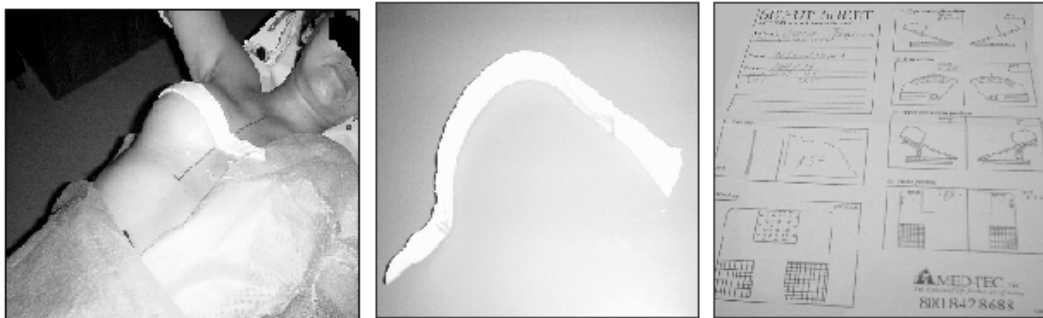
O tratamento médico com radiação ionizante é singular e depende de um trabalho de equipe afinado para conseguir seu êxito: o controle tumoral. O técnico desempenha papel indispensável nesta equipe, seja na simulação, através de radiografias, seja durante o tratamento, assegurando a reprodutibilidade, imobilização e bem estar da paciente, ou antes e depois do tratamento, assegurando que a menor exposição à radiação ocorrerá. Além disso, esperamos que o técnico também não será exposto desnecessariamente a materiais biológicos infecciosos, seguindo as orientações dispostas neste trabalho. Com os conhecimentos adquiridos e sedimentados neste curso, esperamos que as situações descritas acima sejam alcançadas.



**Fig. 24.** Da esquerda para a direita: d) o aparelho é girado 180 graus e conferida a entrada do campo tangente lateral; e) é conferida a angulação do colimador; f) é realizado o contorno da mama com fita gessada;



**Fig. 24.** Da esquerda para a direita: g) Preparação para retirada do contorno da paciente com gaze gessada, visão medial; h) visão lateral; i) paciente pronta, com os campos demarcados para início de tratamento.



**Fig. 24.** Da esquerda para a direita: j) Detalhe do contorno com fita gessada na paciente; k) contorno seco, fora da paciente e l) folha de instruções de angulações e posicionamento do breast-board.

## BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- ALDERMAN S. Combination teletherapy and iridium implantation in the treatment of locally advanced breast cancer. *Cancer* 38:1936-1938,1976.
- BENTEL, GC; NELSON CE; NOELL KT: Treatment planning & dose calculation in Radiation Oncology. Pergamon Press.- 5<sup>th</sup> ed - New York,1998.
- BONADONNA G, VERONESI U, BRONHILLA , ET AL. Primary chemotherapy to avoid mastectomy in tumors with diameters 3 centimeters or more. *J Natl Cancer Inst* 82:1539-1545,1990.

- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Estimativa da incidência e mortalidade por Câncer no Brasil,1998. Rio de Janeiro: Pro-Onco, 1998.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Estimativa da incidência e mortalidade por Câncer no Brasil,1999. Rio de Janeiro: Pro-Onco, 1999.

- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. Câncer no Brasil, dados dos registros de base populacional: Rio de Janeiro, Pro-Onco, 1995.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA NACIONAL DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. COORDENAÇÃO DE PROGRAMAS DE CONTROLE DE CÂNCER- PRO-ONCO. O problema do câncer no Brasil, 4ª. ed-Rio de Janeiro:INCA/Pro-Onco, 1997.
- BRUCE J CARTER DC, FRASER J. Patterns of recurrence disease in breast cancer. *Lancet* 1:433-435, 1970.
- COOPER A. The anatomy of the breast. In: Gardner E, Gray DJ, O'Rahilly R[eds]. *Anatomia: Estudo regional do corpo humano. Tradução sob supervisão de Rogério Benevento. 4ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. p.101-103.*
- DI PRINZIO R. Curso de Atualização em proteção radiológica em radioterapia – Inspeção e radioterapia no Brasil. Rio de Janeiro: Diretoria de Radioproteção e Segurança Nuclear/Comissão Nacional de Energia Nuclear/ Secretaria de Assuntos Estratégicos/IRD, 1997.
- DOBBS J, BARRET A & ASH D. *Practical radiotherapy planning. 3<sup>rd</sup>. Ed. Arnold, London, 1999.*
- FISCHER B, REDMOND C, FISCHER E, ET AL. Ten-year results of a randomized clinical trial comparing radical mastectomy and total mastectomy with or without radiation. *N Engl J med* 312:674-681, 1985.
- FLETCHER GH. Clinical dose-response curves of human malignant epithelial tumors. *Br J radiol* 46:1, 1973.
- FRAASS BA, ROBERSON PL, LICHTER AS. Dose to the contralateral breast due to primary breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985 Mar; 11(3):485-97.
- GARDNER E, GRAY DJ, O'RAHILLY R[eds]. *Anatomia: Estudo regional do corpo humano. Tradução sob supervisão de Rogério Benevento. 4ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. p.101-103.*
- HARRIS JR, MORROW M, NORTON L. Malignant tumours of the breast. In: DeVita V, Hellman S & Rosenberg S. *Cancer, principles and practice of Oncology. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997, p 1557-1616.*
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU38)- Dose and volume specification for intra-cavitary therapy in gynecology. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1985.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU50)- Prescribing, Recording, and Reporting Photon beam Therapy: ICRU report number 50. Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- KUSKE RR, FARR GH, HARRIS K, ET AL. Is breast preservation possible in women with large, locally advanced breast cancers? *J LA State med Soc* 145:165-167, 1993.
- KUSKE RR, SCHUSTER R, KLEIN E, ET AL. radiotherapy and breast reconstruction: clinical results and dosimetry. *Int J radiat Oncol Biol Phys* 21:339-346, 1991.
- KUSKE RR. Breast cancer: postoperative irradiation and management of locally advanced disease. 39<sup>th</sup> Annual Meeting ASTRO Refresher Course, Orlando: 1-37, October 1997.
- MARKS L, HALPERIN E, PROSNITZ L, ET AL. Post-mastectomy radiotherapy following adjuvant chemotherapy and autologous bone marrow transplantation for breast cancer patients with >10 positive axillary lymph nodes. *Int J radiat Oncol Biol Phys* 23:1021-1026, 1992.
- MEHTA K, HAFFTY BG. Long-term outcome in patients with four or more positive lymph nodes treated with conservative surgery and radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 35:679-685, 1996.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. DIVISÃO NACIONAL DE DOENÇAS CRÔNICO-DEGENERATIVAS: Câncer no Brasil dados histopatológicos- 1976-80. Edição bilíngüe inglês-português. Coord. de R. Brumini. Rio de Janeiro, 1982.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER - INCA . PROGRAMA DE ONCOLOGIA - PRO-ONCO: Registro Nacional de Patologia Tumoral - Diagnóstico de Câncer - 1981-85. Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer, Programa de Oncologia. Rio de Janeiro, 1991.
- MORGAN GW, MCILVEEN BM, FREEDMAN A, ET AL. Radionuclide ejection fraction in doxorubicin cardiotoxicity. *Cancer Treat Rep* 65:629-638, 1981.



- OVERGAARD M, HANSEN PS, OVERGAARD J, ET AL. Postoperative radiotherapy in high-risk premenopausal women with breast cancer who receive adjuvant chemotherapy. *New Engl J Med* 337:949-955,1997.
- PEREZ CA AND TAYLOR ME. Breast: Stage Tis, T1 and T2 tumors. In: Perez CA, Brady LW. Principles and practice of Radiation Oncology. 3<sup>rd</sup>. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven,1998. p.1269-1414.
- PEREZ CA, BRADY LW. Overview. In: Perez CA, Brady LW. Principles and practice of Radiation Oncology. 2<sup>nd</sup>. ed. Philadelphia: Lippincott1992. p.51-55.
- PEREZ CA, FIELDS JN, FRACASSO PM, ET AL. Management of locally advanced carcinoma of the breast: II. Inflammatory carcinoma. *Cancer* 17:466-476,1994.
- PEREZ CA, GRAHAN ML, TAYLOR ME. Management of locally advanced carcinoma of the breast: I. Non-inflammatory carcinoma. *Cancer* 74:453-465,1994.
- PEREZ CA, PRESANT C, PHILIPOTT G, ET AL. Phase I-II study of concurrent irradiation and multi-drug chemotherapy in advanced carcinoma of the breast: A pilot study of the Southeastern Cancer Study Group. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 5:1329-1333,1979.
- RAGAZ R, JACKSON SM, NHU L, ET AL. Adjuvant radiotherapy and chemotherapy in node-positive premenopausal women with breast cancer. *New Engl J Med* 337:956-962,1997.
- RIBEIRO G. Male breast carcinoma: a review of 301 cases from the Christie hospital and Hoslt radium Institute, Manchester. *Clin Radiol* 51:115,1985.
- ROUESSE J, FRIEDMAN S, SARRAZIN D, ET AL. Primary chemotherapy in the treatment of inflammatory breast carcinoma: a study of 230 cases from the Institute Gustave-Roussy. *J Clin Oncol* 4:1765-1771,1986.
- RUBENS RD, SEXTON S, TONG D ET AL. Combined chemotherapy and radiotherapy for locally advanced breast cancer. *Eur J cancer* 46:351-356,1980.
- RUTQVIST LE, LAX I, FORNANDER T, ET AL. Cardiovascular mortality in a randomized trial of adjuvant radiation versus surgery alone in primary breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 22:997-896,1992.
- SANTOS EM, ORMONDE PAC, SOARES, JC, ET AL. Câncer de mama no homem, estudo retrospectivo em 111 casos registrados no hospital do câncer-INCa- rio de Janeiro. Dados ainda não publicados.
- SNELL RS (ed). *Anatomia*. 2<sup>a</sup> ed. Medsi, Rio de Janeiro, 1984, pp 232 -428 .
- SOBOTTA, J: *Atlas de Anatomia Humana/ Johannes Sobotta*; editado por Helmut Ferner e Jochen Staubesand; traduzido por Carlo Américo Fattini [ e ] José Geraldo Dangelo. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1984.
- SOUHAMI L; SEYMOUR R; ROMAN TN et al: Weekly cisplatin plus external beam radiotherapy and high dose rate brachytherapy in patients with locally advanced carcinoma of the cervix. *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys.* 27(4):871-818,1993.
- SYED AMN, PUTHAWALA A FLEMING P, ET AL. Combination of external and interstitial irradiation in the primary management of breast carcinoma. *cancer* 46:1360,1980.
- TAYLOR ME, PEREZ CA AND LEVITT SH. BREAST: Locally advanced ( T3 and T4), inflammatory , and recurrent tumors. In: Perez CA, Brady LW. Principles and practice of Radiation Oncology. 3<sup>rd</sup>. ed. Philadelphia: Lippincott-Raven,1998. p.1269-1414.
- TOONKEL LM, FIX I, JACOBSON LH, ET AL. Postoperative radiation therapy for carcinoma of the breast: improved results with elective irradiation of the chest wall. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 8:977,1982.
- TOUBOUL E, BUFFAT C, LEFRANC JP, ET AL. Possibility of conservative local treatment after combined chemotherapy and preoperative irradiation for locally advanced noninflammatory breast cancer. *Int J radiat Oncol Biol Phys* 34:1019-1028,1996.
- VALAGUSSA P, ZAMBETTI M, BIASI S, ET AL. Cardiac effects following adjuvant chemotherapy and breast irradiation in operable breast cancer. *Ann Oncol* 5:209-216,1994.
- VALAGUSSA P, ZAMBETTI M, PIGNAMI P, ET AL. T3b-T4 breast cancers : factors affecting results in combined modality treatments. *Clin Exp Metastasis* 1:191-202,1983.
- HANKEY BF, CURTIS RE, NAUGHTON MD, Boice JD Jr, Flannery JT. A retrospective cohort analysis of second breast cancer risk for primary breast cancer patients with an assessment of the effect of radiation therapy. *J Natl Cancer Inst* 1983 May;70(5):797-804 .
- MCCREDIE JA, INCH WR, ALDRSON M: Consecutive primary carcinomas of the breast. *Cancer* 1975, 35: 1472-1477.
- MONTAGUE ED, SCHELL SR, Romsdahl MD, Ames FC. Conservation surgery and irradiation in the treatment of breast cancer. *Front Radiat Ther Oncol* 1983;17:76-83 .
- TOXICOLOGY WORKING GROUP. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1979, 5:685.

# Tumores Avançados

**Epidemiologia, Etiopatogenia,  
Diagnóstico e Estadiamento Clínico**

Omar M. Salazar  
Neiro Waechter da Motta

**Planejamento  
Computadorizado**

José Carlos da Cruz

**Anatomia topográfica x  
planos de tratamento**

Heloisa Carvalho



# Epidemiologia, Etiopatogenia , Diagnóstico e Estadiamento Clínico

Omar M. Salazar

Neiro Waechter da Motta

## INTRODUÇÃO:

O câncer avançado é caracterizado por um dos seguintes aspectos: Dor, sintomas constitucionais, problemas psicológicos, obstrução, sangramento e/ou compressão.

Os sinais e sintomas do câncer avançado podem variar:

**Dor:** É importante determinar o escore da dor e o escore da medicação, a fim de determinar-se se a dor é intratável ou passível de tratamento, estabelecer-se se a dor é superficial ou visceral ou se ela é local ou referida.

**Sintomas Constitucionais:** A astenia, a caquexia ou a anorexia são aspectos a serem pesquisados. Podem ocorrer náuseas e vômitos além de, perda da deambulação. Quaisquer desses sintomas podem ser devidos ao câncer ou ao seu tratamento.

**Problemas Psicológicos:** Muitas vezes o paciente apresenta medo, ansiedade, e depressão. Também tem-se que lidar com pacientes que assumem diferentes posturas, frente as possibilidades e probabilidades de seu quadro clínico, bem como com o sentimento de abandono muitas vezes referido pelo paciente.

**Obstruções:** Podem ocorrer em várias localizações: Laringe, brônquios, traquéia, esôfago, gastro-intestinais, urinária, linfática, veia cava superior, ureteral e vasos sangüíneos.

**Sintomas de Compressão:** Podem ocorrer na medula espinhal, vasos torácicos e parênquima cerebral. Esses podem causar herniação cerebral, compressão da artéria carótida com insuficiência arterial e crises de isquemia transitórias, trismo, compressão da árvore biliar causando icterícia, compressão de linfáticos (linfedema) e ou dos sistemas aéreo e digestivo.

**Sangramento:** Pode ser oriundo da cabeça e pescoço, da pele, da vagina, de um brônquio, ou do aparelho gastrointestinal. Pode também ser induzido a partir de alterações plaquetárias. O sangramento também pode provir do esôfago, tracto urinário, ou ser devido simplesmente a uma ruptura de um vaso.

## CAQUEXIA:

A perda de peso no câncer não é totalmente entendida. Há vários fatores relacionados ao processo: Infecção, anorexia, crescimento tumoral ou comprometimento direto de órgãos digestivos. Pacientes caquéticos mostram sinais de anorexia, astenia, perda de peso e saciedade precoce.

Anorexia pode ser conseqüência de modificações do paladar. Essas modificações podem ser causadas por aberrações no metabolismo do zinco, reações psicológicas ao câncer, complicações da própria doença ou por efeitos colaterais do tratamento.

## Perda de Peso no Câncer

Uma desproporção entre a ingesta calórica e o gasto é manifestada clinicamente como perda de peso. Essa desproporção pode ser acentuada por: mal-absorção, aumento do metabolismo, perdas externas de nutrientes (vômitos e/ou diarreia), ou por competição entre o tumor e o hospedeiro por esses nutrientes.

Vários eventos ocorrem: Há aberrações no metabolismo de gorduras e carboidratos, sais minerais, vitaminas e hormônios; há anormalidades eletrolíticas e da relação ácido/base. Finalmente, há evidências de comprometimento da imunocompetência.



A nutrição em oncologia é muito importante. Proteínas – A desnutrição calórica resulta da anorexia, de um metabolismo alterado e de modificações no comportamento alimentar. Em desnutrição grave, a alimentação pelo trato digestivo é preferível ao uso de nutrição endovenosa. Além disso, alguns pacientes apresentam intolerância à lactose; para esses casos devem-se usar suplementos que contenham lactase.

## Imunodeficiência:

A causa principal da imunodeficiência é a inanição. A inanição leva à caquexia, fraqueza e infecções. Outras causas de imunodeficiência incluem a ansiedade e depressão e causas relacionadas ao tratamento antineoplásico (RT e QT).

As defesas de nosso organismo se apoiam em dois exércitos que se juntam para manter um delicado equilíbrio de vigilância. O primeiro exército é a **imunidade congênita** que consiste em um sistema de barreiras que protege o hospedeiro. Há três tipos de barreiras: (1.) **Física** (pele e membranas mucosas); (2.) **Celular** (células relacionadas com a fagocitose tais como os monócitos, macrófagos e eosinófilos); (3.) Química representada pelo Ph e por enzimas. O segundo exército é a **imunidade adquirida** que é composto de dois sistemas: (a.) **Imunidade humoral**, identificada com as células B e produção de anticorpos; e (b.) **Imunidade Celular**, identificada com as células T e produção de linfocinas. A produção de anticorpos e de linfocinas auxiliam no processo de destruição e fagocitose de substâncias estranhas; por sua vez, esse processo promove a secreção de citocinas que aumentam a função das células B e das células T.

Qualquer desequilíbrio no sistema de vigilância conduz à doença e o câncer não é exceção. Um paciente com câncer é um hospedeiro imunocomprometido o qual se torna muito vulnerável a infecções oportunistas e/ou à progressão descontrolada do tumor.

## ASPECTOS EMOCIONAIS DO CÂNCER:

A personalidade dos pacientes antes do aparecimento dos tumores determina a reação emocional à presença da neoplasia. Existem vários padrões de problemas, tais como, dificuldade de autocontrole, predisposição ao sentido de desesperança, expressão emocional precária ou comportamento francamente negativo.

O medo acompanha o paciente com câncer. Para o portador de câncer qualquer exame, a qualquer momento pode demonstrar que a doença se disseminou. Esse medo da desesperança consome o paciente. Os maiores medos resultam freqüentemente da incógnita da resposta terapêutica. Apreensões muitas vezes são conseqüência de consultas com médicos, os quais, basicamente, explicam o problema sob o ponto de vista puramente técnico, sem levar em consideração aspectos emocionais do paciente com câncer. A verdade é que muitos pacientes não expressam sua depressão. Eles tentam não demonstrar sua raiva, seu senso de desesperança ou seu comportamento depressivo.

A primeira reação dos pacientes é de negação e internalização da nova experiência. Os aspectos mais temidos pelos pacientes com câncer são: dor, isolamento, abandono, e a incapacidade de cuidar-se. Os sentimentos de desesperança, perda de controle e perda da auto-imagem são aumentados pela destruição de valores espirituais e culturais. Ocorrem crises econômicas e familiares. A negação é uma defesa psicológica potente a qual protege a mente de aceitar o conceito de sua própria aniquilação. Devido ao fato da ira e do desamparo não serem expressados, é às vezes importante permitir-se o sentimento de luto a fim de que a tristeza possa facilitar a aceitação.

Devemos reservar algum tempo para discutir com o paciente vários outros aspectos, além daqueles que o afetam fisicamente. O corpo humano, no qual normalmente coloca-se a maior ênfase, é, no máximo,  $\frac{1}{4}$  do ser. Não se deve, nunca, enxergar o paciente como um tumor, mas como uma pessoa portadora de um tumor. O corpo é um veículo; não é algo que o paciente seja mas sim o que ele tem. Há pelo menos mais três outras partes do ser: A mental, a emocional e a espiritual. Em níveis mais sofisticados, ciência e espiritualidade tornam-se sinônimos. Um dos pilares mais basais, onde tudo se apoia é a nossa consciência. Dessa forma, quando se diz aos pacientes que não há esperança, deve-se mudar o modelo mental e a disposição. O futuro não é algo que se possa prever – é algo que se inventa, não é alguma coisa que acontece – é algo que se faz. Dessa forma, o futuro ainda não existe, conseqüentemente não é previsível. Suas direções podem estar traçadas, mas nunca se pode esquecer que nelas pode-se intervir.

O melhor é explicar ao paciente que o câncer não pode fazer mais do que o dano que pôr ele possa ser infligido. Deve-se tentar comunicar ao paciente que, no sentido espiritual o câncer é limitado pois ele não pode esmagar

ilusões, corroer a fé, destruir a paz, matar a amizade, suprimir a memória, silenciar a coragem, invadir a alma, furtar a vida eterna ou conquistar o espírito.

No futuro, haverá uma medicina alternativa.

Deveremos por de lado nossos preconceitos e, sem mudar nossos padrões determinar o que a radioterapia tem a ver com isso. Olhar o que acontece ao redor e se lá fora houver algo consistente, trazer, se possível para dentro dela. A cura final do câncer pode bem estar na mente e no espírito e a última irradiação será dada pela própria consciência.

## METÁSTASES ÓSSEAS

### **Incidência:**

Mais do que 100.000 novos pacientes apresentam metástases ósseas nos Estados Unidos. A prevalência da doença produz quase 200.000 pacientes devido à prolongada sobrevida desses pacientes. Dor óssea, secundária às metástases, é a síndrome dolorosa mais comum, que requer tratamento em pacientes com câncer. Efetivamente, pacientes com metástases ósseas perfazem o maior grupo que recebem tratamento paliativo pelas irradiações.

Pacientes que apresentam predominantemente metástases ósseas sobrevivem mais tempo do que os pacientes portadores de metástases predominantemente viscerais. Por outro lado, pacientes que desenvolvem metástases ósseas tendem a apresentar sintomas mais precocemente no curso clínico da doença do que pacientes que apresentem metástases viscerais, no fígado ou pulmão.

### **Fisiologia:**

As complicações das metástases ósseas são causadas pela combinação da destruição óssea e do crescimento do tumor. Aproximadamente 2/3 dos pacientes com metástases ósseas apresentam dor. Os mecanismos da dor não são bem claros. Eles ocorrem tanto devido à estimulação de nociceptores, citocinas (como a serotonina), como por desenvolvimento de macro ou micro fraturas que, talvez, não sejam facilmente melhoradas pela radioterapia.

Os mecanismos de alívio da dor após a radioterapia não são totalmente definidos. O alívio precoce é menos provavelmente devido à morte celular, já que o alívio rápido da dor observado na irradiação de meio-corpo não se acompanha de diminuição apreciável do volume tumoral quando este é mensurável. O alívio

tardio, que é mais prolongado, é, provavelmente, devido à morte celular.

Fraturas em ossos de sustentação ocorrem em 10-20% dos pacientes com metástases ósseas. Essas fraturas são mais freqüentes em lesões líticas do que nas lesões blásticas.

As células tumorais alojadas no osso causam dupla reação: a **destruição óssea** (atividade osteoclástica que também implica em necrose) e a nova **formação óssea** (atividade osteoblástica) que é a ossificação do estroma fibroso.

Sempre que houver nova formação óssea significa tentativa de consolidação. Entretanto, o novo osso não possui a resistência do osso lamelar normal nem a avidez por determinadas moléculas (tais como bifosfatos e polifosfatos).

### **Expectativa de Vida:**

A expectativa de vida, na doença óssea metastática, varia com a localização do tumor primário. A melhor sobrevida mediana (em meses) é para o câncer da próstata – por volta de 30 meses, seguido da mama (23 meses), rim (12 meses) e pulmão (3,6 meses).

Dentro dessas variações há subgrupos que apresentam melhor sobrevida. Cânceres de mama que apresentam predominantemente metástases ósseas (20% das paciente) mostram uma sobrevida mediana de 52 meses com uma sobrevida, em 5 anos, de 45%. Entre os pacientes com câncer de próstata, aqueles que respondem à hormonioterapia têm um tempo de sobrevida mediano maior (43 meses) do que os que não respondem (20 meses).

### **Detecção:**

A cintilografia óssea, corroborada pelo raio-x são os principais métodos de detecção. A cintilografia óssea tem maior sensibilidade do que o raio-x por detectar dano funcional ao invés de dano estrutural. Entretanto, a cintilografia óssea não visualiza o tumor. A radioatividade se acumula em áreas de hiperemia óssea ou de nova formação óssea. No momento em que a matriz óssea está totalmente calcificada a captação torna-se normal, mas o raio-x continua mostrando alterações estruturais anormais.

Deve-se lembrar que algumas lesões não aparecem na cintilografia. São exemplos as metástases puramente líticas do mieloma múltiplo ou metástases de progressão rápida nas quais a nova formação óssea é insignificante em relação à destruição óssea.

Em geral a RNM é mais sensível do que a TC para se detectar o comprometimento da medula

óssea. Tanto a RNM como a TC fornecem boa informação sobre a extensão das metástases ósseas para os tecidos moles.

### **Princípios de Tratamento:**

Quando se tratam metástases ósseas em ossos longos, é importante levar-se em consideração que uma fratura patológica iminente, requer a colocação de uma haste ou estabilização por um procedimento ortopédico, antes de iniciar-se a radioterapia. Caso contrário o calo ósseo não se formará, e não haverá consolidação apropriada da fratura. Em casos onde houver um pino ou um aparelho de fixação, também deve-se lembrar que o tumor dentro do osso pode ter sido empurrado para áreas mais afastadas, pela prótese. Nesses casos os campos de irradiação devem incluir toda a haste e uma margem de segurança além dela.

### **Tratamento e Técnicas:**

O tratamento das metástases óssea pelas irradiações varia bastante. Na verdade o objetivo é a palição da dor. Embora os campos localizados sejam o método mais utilizado, há outros que merecem alguma discussão. Um deles é o uso de campos grandes para irradiação de meio-corpo tanto com doses únicas como com doses fracionadas ou hiperfracionadas. Outro é o uso de radionuclídeos como <sup>89</sup>Sr. Além disso, temos outras medidas para o controle da dor.

Certamente a radioterapia é o tratamento mais indicado para a palição de metástases ósseas, após um procedimento cirúrgico para estabilização ou fixação ou para corrigir uma fratura patológica.

### **Radioterapia com Campos Localizados:**

Tanto os campos localizados como a localização dos mesmos variam bastante. Algumas regras são aplicáveis. O principal problema dos campos localizados é a determinação precisa de áreas anteriormente tratadas a fim de evitar-se a sobreposição de novos campos, o que poderia exceder a dose de tolerância e conduzir a complicações indesejáveis.

Os campos a serem utilizados devem englobar não somente a lesão mas uma margem de segurança adequada ao redor da lesão, levando-se em consideração a possível extensão da lesão pela prótese. Deve-se levar em consideração a possibilidade de uso de campos futuros e dessa forma desde já, tentar evitar a superposição de campos sobre estruturas vitais.

Essa é a razão para, quando se tratarem metástases pélvicas, irradiar a metade ou ¼ da pélvis, facilitando-se dessa forma a adição de campos futuros.

O tratamento de ossos longos é relativamente simples com o uso de campos AP/PA. O tratamento de vértebras cervicais é mais bem realizado com campos laterais. Ao tratarem-se lesões acima de C7 deve-se deslocar, sempre que possível, os ombros para baixo a fim de que eles não sejam incluídos nos campos de irradiação. Dessa forma evita-se a irradiação desnecessária de outras estruturas na área da cabeça e pescoço. Lesões na coluna torácica e lombar podem ser tratadas com campos AP/PA particularmente se houver um comprometimento extra-ósseo, mas podem ser tratadas com uma técnica um pouco mais sofisticada como através de campos angulados, a fim de evitar irradiação de áreas torácicas ou abdominais anteriores.

É importante conhecer-se a anatomia regional, principalmente para tratar lesões metastáticas ósseas que invadam ou ponham em risco a medula espinhal. Alguns aspectos serão revisados mais adiante (compressão medular) A medula espinhal termina ao nível de L-2 e além desse nível inicia-se o "phylum terminalis" e a cauda equina. Essas duas áreas requerem campos mais largos. Normalmente os campos da coluna têm 7-8 cm de largura. Se deseja-se incluir a área sub-aracnóidea deve-se lembrar que ela termina em S-2. Quando se trata a área lombo-sacra, logo após L-2, os campos devem ser um pouco mais largos e mais largos ainda na região sacral.

### **Resultados do Tratamento:**

**A irradiação com campos localizados** é muito eficiente. O principal problema é que o resultado não é imediato. Como regra, obtém-se 40-80% de alívio da dor dos quais 10-70% são alívio completo. Em média, o alívio da dor se dá após duas semanas e tem uma duração mediana de 12 semanas.

**A irradiação de meio-corpo com dose única** atinge 64-100% de alívio da dor sendo 18-76% alívio completo; O alívio da dor ocorre, em média, nas primeiras 48 horas e dura aproximadamente 40% do tempo que o paciente sobrevive. Entretanto, há necessidade de pré-medicação se a área irradiada for o meio-corpo superior. Devido ao fato de o alívio da dor ser subjetivo é mais fácil utilizar-se a relação: sobrevida livre de dor / sobrevida total do paciente após o tratamento, X 100 ("alívio líquido da dor"). Ela indica o tempo livre de dor, sem a necessidade de novo tratamento, durante

a sobrevida do paciente após o tratamento. A sobrevida em câncer metastático depende muito da doença sistêmica.

Com o uso da **irradiação fracionada de meio-corpo** os resultados tem sido muito melhores: 75-100% dos pacientes mostram alívio da dor, 50-85% dos quais, completo. O alívio da dor ocorre nas primeiras 72 horas e a duração tem sido de 70% do tempo de sobrevida após o tratamento. A vantagem do fracionamento da irradiação de meio-corpo é que ela dispensa o uso de pré-medicação. As náuseas e vômitos estão menos presentes do que na irradiação de meio-corpo com dose única. A mielossupressão que acomete 40-50% dos pacientes ocorre nas primeiras duas ou três semanas e sua recuperação completa se dá em dois meses. O fracionamento da irradiação de meio corpo evoluiu para a utilização de 5 frações em uma semana. Dessa forma o mesmo meio-corpo não pode ser re-irradiado.

Atualmente, desenvolve-se um estudo internacional com a participação de 6 países: (Brasil, Estados Unidos, Espanha, Paquistão, Peru e República dos Camarões). Foram tratados 156 pacientes, e os resultados foram comparados com os tradicionais 5 tratamentos por semana, de irradiação fracionada de meio-corpo. Utilizaram-se irradiação com duas frações em um dia e irradiação com duas frações em um dia e duas frações no dia seguinte, tentando uma técnica acelerada e hiperfracionada. Os resultados ainda são preliminares mas, em média, usando-se irradiação fracionada de meio-corpo dessa forma, os pacientes apresentam alívio da dor em 71% do tempo de sua sobrevida. O tempo médio para atingir o alívio da dor foi de 3-6 dias e o tempo médio para atingir o alívio máximo da dor foi 7,6 dias. A duração média do alívio da dor foi de 122 dias, (que representa um pouco mais do que quatro meses). A sobrevida média desses pacientes foi de 174 dias (o que um pouco menos do que seis meses). Deve-se ressaltar, novamente, que a sobrevida é determinada pela quantidade de doença sistêmica nesses pacientes. Atualmente estão sendo comparados alguns subgrupos, particularmente por tipo de tumor. Há 72 pacientes com câncer de mama, 50 pacientes com câncer de próstata e alguns com câncer de pulmão. Tentam-se determinar os resultados e a toxicidade das diferentes técnicas. Embora preliminares, os resultados são bastante encorajadores.

Os relatos da irradiação com **Estrôncio89** tem mostrado que o alívio da dor ocorreu em 37-91%, dos quais 0-43% o alívio foi total. O tempo para haver o alívio foi de aproximadamente 3 semanas e a duração do alívio foi de mais ou menos 12 semanas. Dez a

vinte por cento dos pacientes mostram, após a administração do radio-isótopo, um aumento da intensidade da dor que durou de 2-4 dias. Lesões no metade inferior do corpo responderam melhor do que as localizadas na parte superior. Pacientes com tumores de mama e de próstata foram os que mais responderam, como na irradiação de meio-corpo. A principal toxicidade do **Estrôncio89** é a mielossupressão com queda de 30-40% em 4 a 8 semanas após a injeção e com recuperação completa em 6 meses. O **Estrôncio89** permite o retratamento.

## Doses de Irradiação:

A dos mais utilizada com campos localizados é de 3Gy x 10 frações = 30Gy. Recentemente, nos Estados Unidos, essa dose tem sido baixada para 2,5Gy x 15 = 37,50Gy. Alguns tumores são um pouco mais resistentes à radioterapia. Esse é o caso do carcinoma de células renais, que deve ser tratado com 45 a 50 Gy. Normalmente a dose que excede a 30 Gy é liberada com campos reduzidos.

## Outras Considerações Terapêuticas:

O tratamento das costelas pode ser feito, facilmente, com elétrons. Quando não se vê lesão no raio-x, mapeia-se o local a ser irradiado, solicitando-se ao paciente que indique a área dolorosa. Usualmente o alívio da dor se inicia na primeira semana de tratamento. Elétrons são recomendados, (particularmente 12Mev ou mais) pois dessa forma não se irradia em demasia a área adjacente inferior da cavidade torácica a qual contem órgãos vitais.

Quando tratamos metástases cranianas é importante assegurar-se que o cérebro não está comprometido. Normalmente o cérebro é tratado com ftons de megavoltagem. A base do crânio é uma zona complicada para se irradiar e provavelmente há necessidade de incluir-se no campo de irradiação a nasofaringe para se conseguir margens adequadas.

Como regra geral não se irradia articulações pois a radiação pode afetar a movimentação quando ocorre fibrose. Quando não houver outra possibilidade, recomenda-se que o paciente seja encaminhado para fisioterapia imediatamente após o tratamento. A mobilização imediata evitará a formação de tecido fibrótico na área.

A radioterapia das metástases ósseas é, na verdade, uma experiência recompensadora por permitir a radioterapeuta dar ao paciente um considerável alívio da dor e uma melhor qualidade de vida.

# OBSTRUÇÃO BRÔNQUICA:

## Considerações Anatômicas:

A traquéia entra no mediastino superior e se bifurca aproximadamente ao nível da 5ª vértebra torácica. Os hilos dos pulmões contêm brônquios, artérias e veias pulmonares vários ramos do plexo pulmonar artérias e veias brônquicas e linfáticos. Logo atrás da traquéia, localiza-se o esôfago. O esôfago está mais próximo da árvore tráqueo-brônquica ao nível do brônquio principal esquerdo. Atrás do esôfago estão os corpos vertebrais. Sob o ponto de vista anatômico as vértebras torácicas podem ser facilmente palpadas externamente através dos seus processos espinhosos. O processo espinhoso mais proeminente é C7 e a partir dele pode-se contar para cima ou para baixo. As projeções anteriores dos corpos vertebrais também são importantes. A fúrcula esternal está ao nível de T-2, o manúbrio ao nível de T-4 e a carina ao nível de T-5.

## Fisiologia:

Obstruções da árvore tráqueo-brônquica podem ocorrer por muitas causas. Uma das mais comuns é o câncer de pulmão. Dos cânceres de pulmão somente dois tipos estão usualmente relacionados na obstrução brônquica, devido ao fato de estarem localizados centralmente: O carcinoma brônquico epidermóide (de células escamosas), que tem a tendência de crescimento intrabrônquico e de obstruir precocemente, causando infecção; e o carcinoma brônquico de pequenas células que diferentemente do primeiro, tem a tendência a crescer extraluminalmente obstruindo por compressão extrínseca, a partir de seu padrão de crescimento submucoso.

A compressão extrínseca da árvore brônquica também pode ocorrer por linfonodos aumentados. Os linfonodos bronco-pulmonares mais comumente comprometidos são: (1.) aqueles situados ao lado das porções inferiores dos brônquios principais (linfonodos **hilares**) ou na bifurcação do brônquio principal e brônquios menores (linfonodos **intra-lobares**) ; (2.) os linfonodos **mediastinais** os quais são divididos em (2a.) **Superiores** (localizados acima da bifurcação da traquéia (carina) incluindo os paratraqueais superiores, pré-traqueais, retrotraqueais, paratraqueais inferiores, linfonodos da ázigos e um grupo de linfonodos da janela aórtica) (2b.) **Inferiores**, situados na região sub-carinal e no mediastino inferior; (esses incluem os linfonodos sub-carinais,

paraesofagianos e os do ligamento pulmonar. A oclusão traqueal, por tumor intratraqueal, embora possa ocorrer, é rara.

Há uma gama de doenças que se localizam no mediastino anterior (Doença de Hodgkin, doenças da tireóide - particularmente carcinoma anaplástico) que podem comprimir a traquéia. Tumores primários da cabeça e pescoço localizados na área subglótica podem obstruir a árvore tráqueo-brônquica alta.

## Papel da Radioterapia:

Quando houver obstrução brônquica, tanto por problema extrínseco ou intrínseco, a radioterapia está indicada. A radioterapia pode ser realizada com radioterapia externa, intra-luminal ou ambas. Se o paciente se apresenta em uma condição de emergência com pouca saturação de oxigênio, o principal objetivo é restabelecer a passagem do ar. Dessa forma, há necessidade de estreita colaboração com o pneumologista. Dependendo da causa da obstrução e da localização da mesma, está indicada a radioterapia externa. Assim como em outras situações de emergência (tais como obstrução da veia cava superior, ou compressão medular aguda) quando se usa radioterapia externa, recomenda-se que as três primeiras doses diárias sejam altas, para tentar diminuir rapidamente o volume tumoral. Também é recomendável que o paciente deva iniciar a ingestão de corticóides e, algumas vezes diuréticos, para auxiliar a saturação de oxigênio no coração.

Na dependência da localização da obstrução e do tipo de tumor os campos de radioterapia em geral são paralelos e opostos (anterior e posterior) os quais, em essência devem englobar a área de obstrução com ao menos 5 cm de margem ao seu redor. As vezes, quando não se tem o diagnóstico definitivo, após atingirmos uma doses suficientemente alta de radioterapia externa (20Gy), suspende-se o tratamento a fim de estabelecer-se o diagnóstico de certeza. Isto é feito a fim de identificar-se a necessidade de algum outro tipo de tratamento como por exemplo quimioterapia em carcinoma brônquico de pequenas células.

## Radioterapia endobrônquica:

A experiência do Memorial Sloan Kettering Cancer Center usando sementes de <sup>125</sup>I ou grãos de <sup>198</sup>Au para braquiterapia permanente, peribrônquica, em pacientes com carcinoma brônquico é bem conhecida. Implantes temporários (removíveis) no mediastino também pode ser obtidos com <sup>192</sup>Ir. Isso é feito, em geral, em conjunção com o uso prévio de laser para redução do volume tumoral. Mais recentemente,

o uso de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) através de cateteres endobrônquicos para lesões pequenas, tem sido relatado.

### **Doses da Radioterapia:**

Na radioterapia externa, as doses iniciais são usualmente de 3 a 4 Gy, por três ou quatro vezes e então reduz-se a dose diária para 1,8 a 2 Gy continuando-se até atingir-se 20 Gy. Caso haja necessidade de confirmação diagnóstica, o tratamento é suspenso. Caso contrário o tratamento deve continuar até, aproximadamente 60 Gy. É recomendável, que aproximadamente aos 42 Gy o paciente seja reprogramado para receber a radiação através de campos angulados a fim de evitar-se a irradiação da medula espinhal com doses que excedam sua tolerância.

A dose em implantes temporários com Iridium192, a dose é usualmente 25 ou 30Gy prescrita a 1cm. Utilizando-se braquiterapia de alta taxa de dose (HDR) com fonte de Iridium192, a dose é, usualmente, 7,5 Gy por fração, liberada a 1cm de profundidade, por 3 a 5 frações.

### **Resultados:**

A resposta tumoral com radioterapia de baixa taxa de dose é de aproximadamente 74% e com alta taxa de dose é de aproximadamente 86%. Um significativo número de complicações, como hemorragia (particularmente em lesões localizadas em brônquios próximos da artéria pulmonar) e/ou fístula tem sido descritas, associadas ao uso de braquiterapia com alta taxa de dose.

Há outros métodos de aliviar a obstrução brônquica. A remoção endoscópica de tumor endobrônquico é sempre um eficiente método. Um simples debridamento mecânico com o broncoscópico é suficiente. O uso de lasers, CO2, Argônio ou Nd; YAG laser, eletrocoagulação e crioterapia também têm sido usados juntamente com o debridamento mecânico. Todas essas técnicas podem ser eficazes.

Hemorragias maciças das lesões são raras, mas podem ser evitadas por um judicioso uso de técnicas de coagulação. Na maioria dos debridamentos mecânicos é melhor utilizar-se o broncoscópico rígido. Frequentemente, tubos endobrônquicos são empregados para se obter palições prolongadas.

A braquiterapia endobrônquica de alta taxa de dose, em geral, é realizada juntamente com o pneumologista. O debridamento com laser pode ajudar o posicionamento do "stent", a fim de obter-se uma distribuição de dose adequada

na área que necessita ser tratada. Quando a lesão que causa a obstrução brônquica tem um componente extrínscico substancial, ou quando a obstrução é causada por compressão extrínscica, pode ser necessário o uso de radioterapia externa e braquiterapia intraluminal. Em todos os casos há necessidade de uma cuidadosa avaliação, com tomografia computadorizada do tórax, por uma equipe multi-disciplinar que avaliará a situação e decidirá o melhor tratamento para essa condição que põe em risco a vida do paciente.

O uso de braquiterapia intra-luminal é um procedimento que requer treinamento apropriado e experiência, pois os relatos são raros e as complicações são reais. Devidos à heterogeneidade desses relatos, é importante que se façam alguns estudos clínicos para determinar com maior precisão os pacientes que se beneficiariam desse tipo particular de tratamento.

### **OBSTRUÇÃO ESOFÁGICA:**

Essa situação ocorre quase sempre devido ao carcinoma do esôfago, embora o câncer brônquico também possa causá-la. A radioterapia Intraluminal e a utilização de tubos endoesofágicos (próteses) mostraram-se ser tão eficazes e com menos morbidade, para a palição do que a cirurgia. O uso de tubos esofágicos só devem ser considerados em pacientes muito debilitados. O uso de gastrostomia para alimentação não previne totalmente a aspiração.

Os tratamentos para obstrução esofágica são todos imperfeitos. Os melhores são terapêutica com laser, radioterapia, quimioterapia e tubos em diferentes intervalos com repetição de qualquer desses tratamentos se eles tiverem apresentado eficácia. Mesmo com a obtenção de resposta, deve-se esperar recidivas da obstrução, sendo que as respostas

### **Síndrome de Obstrução da Veia Cava Superior (SOVCS)**

William Hunter, em 1757, foi quem descreveu a Síndrome de Obstrução da Veia Cava Superior, em um paciente com aneurisma aórtico sifilítico.

A obstrução da veia cava superior pode ocorrer como um processo agudo ou sub-agudo produzindo uma síndrome com sintomas e sinais característicos.

Hoje em dia há uma corrente de pensamento que advoga a tese de que a SOVCS, não necessariamente se trata de uma emergência médica, exceto em situações nas quais o paciente apresente sintomas exuberantes como os que

ocorrem na obstrução aguda da veia Cava Superior.

Esta é uma emergência médica que requer diagnóstico imediato e pronta intervenção terapêutica.

O paciente pode apresentar dispnéia; distrição respiratória aguda; edema da face, pescoço e braços; ingurgitamento e distensão das veias do pescoço e dos braços; congestão da mucosa da boca e circulação venosa colateral proeminente. Mais raramente o paciente refere queixas neurológicas como cefaléia, distúrbios visuais e até mesmo alterações do estado de consciência.

Há múltiplas causas de síndrome da veia cava superior. Por aproximadamente dois séculos, 70% delas foram devidas a problemas não malignos como aneurismas, bócio, mediastinite fibrosante, doenças infecciosas, doenças contagiosas (tuberculose e hanseníase), doença pericárdica e trombose. Em 1949, McIntire e Sykes, relataram que os aneurismas representavam 1/3 das causas de SOVCS, de sua casuística. Aproximadamente 30% das SOVCS eram causadas por doenças malignas. A partir da metade deste século, em grande parte devido ao aumento da incidência dos carcinomas brônquicos, as neoplasias passaram a ser a principal causa da SOVCS. Dessas, 85% são devidas ao carcinoma brônquico, e dele, mais freqüentemente, pelo carcinoma de pequenas células. Note-se que, embora o carcinoma de pequenas células represente somente 20% dos carcinomas brônquicos, ele é responsável por 65% dos casos de SOVCS. Em pacientes com câncer de pulmão essa síndrome ocorre em 3 - 30% dos casos. Os linfomas não-hodgkinianos são a segunda causa, em freqüência. Em 915 LNH tratados no Hospital M.D. Anderson, de Houston, foram identificados 36 casos. A SOVCS é mais comunmente observada em linfomas difusos de grandes células e em linfomas linfoblásticos e raramente vista em linfomas de células pequenas clivadas e em Doença de Hodgkin. Os cânceres metastáticos determinam o aparecimento da síndrome 5% a 10% dos casos.

Ocorre uma obstrução mecânica no fluxo sanguíneo que se dirige ao átrio direito. Como resultado disso, o sangue que necessita ser oxigenado, encontra caminhos alternativos para chegar ao coração. Isso dá origem à reabertura e uso preferencial de rotas de circulação colateral que incluem as veias: Ázigos, Vertebral, Mamária Interna e Torácica Lateral.

Embora o nome dessa síndrome sugira obstrução da veia Cava Superior, pode haver pelo menos quatro locais diferentes de obstrução, que causam quadros clínicos semelhantes, e que são inconfundivelmente típicos.

1. Ao nível da veia Inominada direita
2. Ao nível da veia Inominada esquerda
3. Ao nível da veia Cava Superior, acima da Ázigos
4. Ao nível da veia Cava Superior, abaixo da Ázigos

O nível de obstrução determinará em grande parte o quadro clínico encontrado.

### **Obstrução da veia Inominada:**

É uma obstrução alta e o quadro clínico será comum a todos os níveis de obstrução. Ele consiste principalmente de:

Edema da face, pescoço e dos braços; distensão venosa dos braços e do pescoço. A obstrução ao nível da veia inominada irá distender as veias Axilar e Supraclavicular, forçando o uso dos sistemas venosos colaterais Torácico Lateral e Vertebral. Também ocorre congestão da mucosa oral.

### **Obstrução da veia Cava Superior, acima da veia Ázigos:**

A obstrução neste nível abre a circulação venosa intercostal e ativa a circulação colateral pela veia Mamária Interna. Como consequência, o paciente apresenta circulação colateral visível na parede do tórax superior e nas costas.

### **Obstrução da veia Cava Superior, abaixo da veia Ázigos:**

Nela, a síndrome é mais exuberante, pois a veia Ázigos constitui um caminho para o sangue alcançar diretamente o átrio direito. Essa obstrução conduz a necessidade de reabertura de outras rotas como a Intercostal e a Mamária Interna, bem como o sistema venoso da parede abdominal. Dessa forma com a obstrução nesse nível encontraremos circulação colateral mais pronunciadas na parede anterior e posterior do abdome, bem como no tórax e pescoço. A falta de oxigenação fazem com que o paciente se torne pletórico, com uma coloração violácea da face e no pescoço.

Na grande série da Universidade de Rochester, de pacientes portadores de SOVCS, os sinais e sintomas de apresentação mais comuns foram:

Edema da face	94%
Dispneia	82%
Congestão venosa	63%
Dispneia ao esforço	35%
Tosse	18%
Disfagia	15%
Disfonia	10%

## **Diagnóstico da Síndrome de Obstrução da Veia Cava Superior**

O quadro clínico característico quase sempre conduz ao diagnóstico. Na verdade o processo é crônico e somente quando atinge uma determinada magnitude irá causar a síndrome aguda, podendo então ser totalmente reconhecido.

Em pacientes com o diagnóstico de câncer estabelecido que apresentam SOVCS a relação é evidente. A situação não é tão fácil, quando a SOVCS é a manifestação primeira da doença.

O diagnóstico histológico deveria ser realizado antes de iniciar-se a terapêutica. Há autores, no entanto que são de opinião que, não se deve permitir que os exames para realizar o diagnóstico, interfiram com a imperiosa necessidade de tratamento. Quase sempre esse é o tipo de paciente que deve iniciar radioterapia imediatamente. Uma vez conseguida a melhora dos sintomas que estariam colocando a vida do paciente em risco, o tratamento poderia ser interrompido a fim de se obtivesse o diagnóstico etiológico definitivo. Isso é importante pois no caso de se tratar de carcinoma de pequenas células ou principalmente de um linfoma, deve-se instituir a quimioterapia que também ajuda a se obter controle local. O tratamento com radiações pode ser continuado, encurtado ou suspenso baseado na causa primária da síndrome.

## **Tratamento da Síndrome de Obstrução da Veia Cava Superior**

Poucas medidas gerais tem sido descritas como eficientes. Alguns autores recomendam o repouso no leito, elevação da da cabeceira do leito, e uso de oxigênio. Os diuréticos bem como os corticóides, com a finalidade diminuir o componente edematoso causado pela obstrução mecânica, embora sejam frequentemente

utilizados, carecem de uma boa documentação sobre a sua eficácia. Especificamente o uso de corticóides tem sido advogado por sua capacidade em diminuir a probabilidade de edema induzido pelas radiações. Em sistemas experimentais, no entanto, pouco edema e processo inflamatório foram observados com a irradiação.

O tratamento da causa primária do quadro pode ser realizada pela radioterapia, pela quimioterapia e pela cirurgia. A cirurgia pode ser indicada em alguns pacientes selecionados, mas geralmente desempenha uma papel limitado em pacientes portadores nos quais a obstrução é causada por câncer. Ela é reservada, mais frequentemente, para o manejo do paciente com SOVCS devida a causas benignas, como doenças granulomatosas, aneurisma aórtico ou bocio retroesternal. Se o paciente tem um diagnóstico conhecido de carcinoma brônquico de pequenas células, alguns oncologistas acham que deva ser instituído o tratamento sistêmico com quimioterapia. Em apenas apenas um estudo a utilização simultânea de quimioterapia e radioterapia foi adequadamente investigada. Devido à rápida melhora dos sintomas com quimioterapia exclusiva, é pouco provável que o uso simultâneo de quimioterapia e de radioterapia irá apressar ainda mais a resposta, mas estudos recentes indicam que essa associação pode aumentar a sobrevida.

## **Radioterapia:**

Para pacientes com diagnóstico conhecido de neoplasia e para todos os casos não diagnosticados, a radioterapia, por muitos anos, tem sido o tratamento de escolha para a obstrução da veia cava superior. Os principais aspectos sobre o tratamento são os que dizem respeito ao uso ou não da radioterapia e como melhor usá-la. Nunca devemos esquecer que a radioterapia (com a única exceção nos pacientes com trombose da veia cava que podem necessitar de anticoagulantes) é o mais rápido método de alívio dos sintomas que causam risco de vida.

O estudo do fracionamento da dose evoluiu consideravelmente. Antes da década de 60, os pacientes com SOVCS eram tratados com frações de dose baixas (0,5 a 1 Gy) devido ao receio de a radiação produzir edema com possível pior do quadro. Os sintomas que se pensava fossem devidos a radioterapia, na realidade ocorriam pela progressiva obstrução causada pelo tumor, que estava sendo tratado de forma inadequada.

Várias experiências foram realizadas em animais e em seres humanos estudando os melhores esquemas de tratamento de radioterapia para essa condição. O consenso é



de que se necessitam ao menos três grandes frações diárias (3 vezes 4Gy). Alguns centros europeus utilizam até mesmo frações de 8 Gy, uma vez por semana, por duas semanas. Uma comparação entre o fracionamento diário convencional e o fracionamento rápido inicial de três dias, leva a uma clara vantagem do último.

A dose da radioterapia e o esquema de fracionamento devem ser decididos baseados em considerações que incluem o tipo histológico e estágio do tumor (se primário ou metastático), condições gerais do paciente, e se a SOVCS é aguda ou sub-aguda. O radio-oncologista deve determinar se a intenção do tratamento é curativo ou paliativo.

Pacientes com síndrome sub-aguda podem ser tratados com fracionamento convencional (1,8 a 2 Gy por fração), durante todo o curso do tratamento.

Quando os sintomas apresentarem-se com rápida progressão, e o paciente for tratado com intenção curativa, é apropriado usar-se o fracionamento diário inicial de 4 Gy, por 3 dias. O fracionamento diário subsequente deve ser reduzido para o convencional até atingir-se uma dose total adequada à doença em questão, com os cuidados requeridos pela presença de órgãos críticos, como a medula espinhal, no volume de irradiação. Em tratamentos paliativos, o esquema rápido de três dias conduz aos melhores resultados imediatos e permite o fracionamento convencional subsequente (1,8 a 2 Gy/fração) até que uma dose de 20 Gy seja atingida.

Mais de 90% dos casos com dispnéia ou com edema obtiveram melhora com o esquema rápido. Embora a resposta não seja superior a obtida pelo fracionamento convencional, ela ocorreu de forma mais rápida. O alívio da dispnéia ocorre mais rapidamente que o do edema. Em 24 horas, 50% dos pacientes apresentaram melhora da dispnéia, enquanto que os pacientes que obtiveram alívio da dispnéia, levaram cinco dias para obter melhora definitiva do edema. O fracionamento rápido atinge seu objetivo em 2 a 5 dias mais rápido que o fracionamento convencional, o que é deveras importante para a qualidade e quantidade de vida do paciente nessa situação. A rapidez com que há o alívio dos sintomas está relacionada com a sobrevida total dos pacientes. A sobrevida em 1 e 2 anos é duas vezes maior com o esquema rápido do que com o esquema convencional. A sobrevida em dois anos, para pacientes tratados pelo esquema rápido, que obtiveram alívio dos sintomas nas primeiras 48 horas após o início do tratamento, foi de 25%. O surgimento de circulação colateral não é um bom sinal prognóstico e é indicativo de um processo crônico e extenso.

Para quem vê um paciente com Síndrome de Obstrução Aguda da Veia Cava Superior é bastante gratificante observá-lo após o tratamento com radioterapia.

## **Síndrome de Compressão Aguda da Medula Espinhal (SCAME)**

A Compressão da Medula Espinhal devida a metástases é uma emergência oncológica e ocorre em aproximadamente em 5% dos pacientes. O tratamento ideal continua controverso mas seu início deve ser precoce. Se ele for retardado e/ou malsucedido, na dependência do nível de comprometimento da medula, resultará na perda da sensibilidade, paralisia e perda do controle esfinteriano.

Na grande maioria das vezes, o diagnóstico de Compressão da Medula Espinhal é feito tardiamente, principalmente em pacientes debilitados, com doença neoplásica metastática. Isso também tem um efeito negativo sobre a capacidade de o tratamento reverter o processo.

O efeito sobre a medula espinhal dá-se tanto pelo comprometimento ósseo ou como pelo comprometimento da própria medula. Muitos pacientes queixam-se de dor nas costas por meses e como isso é uma queixa muito comum, muitos deles são tratados com analgésicos e relaxantes musculares, antes de se instituir exames mais caros, e invasivos para o diagnóstico dessa terrível situação.

Antes de considerarmos o diagnóstico de Síndrome Aguda de Compressão da Medula Espinhal por câncer, devemos descartar qualquer possibilidade de doenças benignas (trauma, osteoporose grave, etc.) que podem causar os mesmos sintomas. Quando a causa da SCAME não for câncer ou causa benigna, devemos colher uma boa história clínica a fim de descartar a possibilidade de uma mielopatia crônica, induzida por radioterapia. Esse é um diagnóstico feito por exclusão. Ocorre em pacientes previamente irradiados na área da "compressão", com doses de radioterapia suficientemente altas e/ou com frações diárias inadequadas e capazes de exceder à tolerância da medula espinhal e causar dano.

A medula espinhal faz parte do Sistema Nervoso Central e como tal apresenta um tipo de tecido bastante peculiar, que parece não ter capacidade de reparar danos letais causados a suas células, por qualquer tipo de injúria. Dessa forma o tempo para início do tratamento é um fator muito importante e deve ser o menor possível a fim de que o dano à medula não atinja uma magnitude tal que cause problemas de qualidade e quantidade de vida para o paciente.

A Compressão da Medula Espinhal é causada por câncer brônquico em 15 a 20% das vezes. Metástases de câncer de próstata em homens e de mama em mulheres são, no entanto, as causas mais freqüentes. Os linfomas podem ser a causa em 5% dos casos e a sua identificação é de grande importância em relação ao tratamento que deve ser instituído.

Os sintomas de apresentação, mais comuns são:

1. Déficit motor	91%
2. Dor	88%
3. Déficit sensorial	83%
4. Perda do controle esfinteriano	35%

Os níveis da medula espinhal mais freqüentemente comprometidos são o torácico (64%) e o lombar (25%). O nível cervical é comprometido em 10% das vezes e quase sempre é incompatível com a vida. Entretanto, não devemos considerar literalmente essa afirmação pois é nossa primeira crença que as vértebras cervicais altas, até C3, tem sido tradicionalmente tratadas com altas doses de radiação nos tumores da fossa posterior sem uma marcada incidência relacionada com essa complicação.

Uma história de irradiação prévia do pescoço e síndrome de compressão da medula espinhal cervical necessita ser amplamente investigada em relação à possibilidade de se tratar de mielopatia induzida por radiação.

Infelizmente, a síndrome de compressão da medula espinhal nem sempre é um fenômeno isolado e de fato em um pequeno, mas definido número de pacientes ela pode ocorrer em múltiplos locais. Isso tem uma conseqüência quando se institui o tratamento. Estudos mielográficos em pacientes com SCME demonstraram que um bloqueio completo pode ser encontrado em 63%, defeitos epidurais em 27% e múltiplos níveis em 10%.

Dessa forma, devemos solicitar um exame completo da medula espinhal, quer com mielografia ou MRN com contraste para descartar múltiplos níveis de comprometimento. Além disso isso torna-se um instrumento muito importante para avaliar a eficiência do tratamento.

Quando se procede um exame físico num paciente com uma possível SCME, é obrigatória a avaliação do controle esfinteriano e do nível da perda de sensibilidade. Anatomicamente, fibras da dor fazem a decussação para entrar no trato espinhal contralateral, dois corpos vertebrais acima da lesão. Essa é a razão porque os campos de radiação devem incluir, no mínimo, dois corpos vertebrais acima e abaixo do nível sensitivo.

## Tratamento da Síndrome de Compressão da Medula Espinhal:

O melhor tratamento da SCAME ainda necessita ser estabelecido. O manejo desses pacientes tem sido realizado pela laminectomia e pela radioterapia, embora haja uma falta de estudos randomizados para compará-los.

A laminectomia até a década de 60, com ou sem a excisão do tumor era o tratamento principal da compressão da medula espinhal devida a processo maligno. O prognóstico após esse procedimento era desapontador, o que sugeriu a necessidade do uso de radioterapia pós-operatória em pacientes selecionados. Quando ela é factível, permite uma descompressão rápida, coleta de material para exame histopatológico e, às vezes, a possibilidade de estabilizar o osso comprometido. Vários estudos retrospectivos não mostraram diferença significativa em relação à resposta sintomática e à sobrevida, entre a radioterapia primária e a cirurgia com ou sem radioterapia pós-operatória. Em grande estudo retrospectivo, que analisou 31 séries publicadas na literatura, antes de 1984, num total de mais do que 2300 pacientes com metástases ao nível da medula espinhal, os autores concluíram que a radioterapia é tão eficiente e eficaz, quanto a cirurgia seguida de radioterapia.

Landmann e colaboradores em um estudo retrospectivo, questionável quanto a sua validade, de 140 pacientes com 153 episódios de compressão da medula espinhal, encontraram melhor resultado após a laminectomia descompressiva seguida de radioterapia (126 pacientes) do que após a radioterapia exclusiva (27 pacientes).

Findlay realizou revisão da bibliografia publicada sobre o assunto entre 1960 a 1983, num total de 1816 pacientes, que foram separados em três grupos neurológicos, facilmente definíveis antes e depois do tratamento. Após o tratamento, 32%, 38% e 51% dos pacientes tratados com laminectomia, laminectomia seguida de radioterapia ou radioterapia exclusiva, respectivamente conseguiram deambular. Além disso, a piora no estado neurológico (para o pior grupo), após o tratamento, em pacientes assim tratados foi de 26%, 20% e 17%, respectivamente.

Sorensen analisou os prontuários de 345 pacientes. Quando levavam em consideração a função motora pré-tratamento a resposta dos pacientes tratados com laminectomia seguida de radioterapia não era significativamente diferente da dos tratados quer por laminectomia ou por radioterapia exclusivas. No sub-grupo de

pacientes que não deambulavam, no entanto, foi observada uma melhor recuperação da marcha em pacientes tratados com laminectomia seguida de radioterapia do que em pacientes tratados com radioterapia exclusiva. Os primeiros, apresentaram uma sobrevida maior o que pode refletir que esses pacientes possuíam doença menos avançada e ou que estivessem em melhores condições clínicas, do que os últimos, o que poderia justificar em parte os resultados.

A mortalidade cirúrgica varia de 6% a 8% e a morbidade, principalmente relacionada à infecção, deiscência e retardo da cicatrização ocorrem em 10% a 15% dos casos.

Findlay mostrou que na presença de colapso vertebral, em pacientes portadores de compressão medular devida a metástases na coluna torácica, tratados com laminectomia, sem tentativa de estabilização cirúrgica da coluna, há uma menor possibilidade de o paciente deambular após o tratamento e um maior possibilidade de piora neurológica.

No único estudo prospectivo e randomizado, comparando laminectomia seguida de radioterapia com radioterapia exclusiva não houve diferença na resposta ao tratamento ou na sobrevida. esse estudo foi realizado, no entanto, com um número muito pequeno de pacientes para atingir significância estatística.

A laminectomia certamente deve ser realizada em situações nas quais não há diagnóstico estabelecido e necessita-se um diagnóstico histológico.

A radioterapia só começou a ser usada como tratamento exclusivo da compressão da medula espinhal, há aproximadamente 30 anos, pelo receio de se produzir edema pela irradiação, principalmente se houvesse bloqueio total à mielografia.

Rubin conduziu uma série de estudos nos quais eram criadas SCME pelo transplante de células de linfomas Murphy-Sturm injetadas no do pescoço dos ratos. Esses tumores cresciam rapidamente e dentro de 1 a 2 semanas mostravam massas palpáveis que comprimiam a medula espinhal por invasão do espaço epidural. A medida que os tumores cresciam eles produziam paresia e então paralisia de uma ou de todas as extremidades. Uma série de experiências clínicas foram realizadas comparando esquemas de radioterapia com uma dose inicial alta com frações de 5 Gy cada uma, diárias por 3 dias e de 1 Gy por dia por 10 dias. As experiências indicaram que as doses iniciais altas eram mais efetivas em controlar o tumor (patologicamente após 15 Gy não havia mais

tumor na peça). Elas também mostraram que quanto mais cedo a radioterapia era instituída, melhores eram os resultados obtidos. Ushio utilizando um tumor menos sensível (carcinoma Walker 256) em ratos, observou uma melhora mais rápida com dose única de 10Gy, mas a recidiva surgia mais rapidamente. Pouca melhora inicial foi observada com doses de 2 Gy, diárias por 8 frações embora os animais que tenham readquirido a capacidade de deambular tenham permanecido com ela por mais tempo. De modo geral o melhor fracionamento foi de 5 Gy liberados por três vezes, em dias alternados, com o que ele obteve uma resposta tão boa quanto a obtida com dose única, com um tempo de duração maior.

O conceito foi trazido para a prática clínica em humanos, onde ele foi, corroborado. Uma dose inicial diária alta de radiação tem sido universalmente aceita como o tratamento de escolha da SCME.

Numa série de quase 180 pacientes, onde aproximadamente a metade foi tratado com doses iniciais diárias de 4 Gy X3 e outra com frações convencionais de 2 Gy, havia marcada superioridade do esquema de altas doses iniciais o que era muito mais acentuada se o tratamento era iniciado dentro das primeiras 48 horas da realização do diagnóstico. Os resultados desse esquema eram duas vezes melhores que os obtidos pelo fracionamento convencional. Se o tratamento fosse iniciado dentro das 48 horas após o diagnóstico, quase 80% dos pacientes respondiam e em 50% desses a resposta era obtida na média de 3 dias após o início do tratamento. O mesmo esquema levava a somente 50% de resposta com uma média de 10 dias para obter a resposta de 50%, se a irradiação não era iniciada nas primeiras 48 horas. Basicamente não havia influência no resultado a realização ou não da laminectomia.

A análise retrospectiva de 73 pacientes portadores de linfoma com compressão de medula espinhal fez com que Friedman concluísse que os que receberam mais de 25 Gy evoluíram melhor, sugerindo uma relação dose-resposta. Em outro estudo retrospectivo não houve diferença nos resultados utilizando-se doses de 30 Gy (10 frações de 3 Gy) ou 30 a 45 Gy em 2 a 4,5 semanas, com frações de 4-5 Gy nos 3 primeiros dias com fracionamento diário subsequente de 2 a 3 Gy.

Podd e colaboradores não encontraram diferenças em termos de sobrevida, alívio da dor, ou modificação da condição neurológica, comparando tratamento dado em 2 a 5 frações com o dado em 6 ou mais frações, sem, no entanto, citar as doses utilizadas. Pacientes com compressão de medula por linfomas, que não

respondem a doses moderadas de radioterapia é por que eles não responderão a doses maiores.

Na série de Makin de 87 pacientes com compressão da medula espinhal, a maioria foi tratada com fração única. Setenta pacientes foram tratados com radioterapia exclusiva e 17 com radioterapia após a laminectomia. Vinte e sete por cento (17/63) tratados com radioterapia exclusiva voltaram a andar a despeito de 47% deles apresentarem paraparesia acentuada quando foram encaminhados para tratamento e somente 38% iniciarem radioterapia nas primeiras 48 horas do estabelecimento do quadro. Esse resultado é semelhante ao obtido por outros autores, que utilizaram esquemas protraídos, sugerindo que quando o tratamento e meramente paliativo, o uso de doses únicas pode ser adequado.

O mito de que os cordomas, os carcinomas renais e alguns sarcomas de partes moles possam ser radioresistentes, não deve ser levado em consideração. Esses tumores na verdade apresentam uma resposta mais lenta o que faz com que requeiram doses mais altas do que os tumores ditos radiosensíveis como os linfomas e os carcinomas de pequenas células.

A radioterapia é muito eficaz no tratamento da SCME. A mielografia ou a RNM, realizadas após o tratamento mostram, na grande maioria das vezes, a recuperação do fluxo liquorico. A melhor testemunha da resposta objetiva, é a melhora da dor em mais de 70% dos pacientes.

Alguns autores utilizam dexametasona, embora seu papel seja não muito claro. Seu uso é baseado em estudos de laboratório, que demonstraram o seu efeito benéfico, porém de curta duração, associado à redução da água contida na medula comprimida. O seu uso seria para diminuir o edema peritumoral, mas não se justifica para evitar ou diminuir edema causado pela radioterapia. Em dois estudos experimentais em que se utilizaram ratos não se encontrou nenhum edema do tumor ou do sistema nervoso após a irradiação. Sorensen obteve aumento da resposta da radioterapia, em 57 pacientes, quando utilizava altas doses de corticóide. Entretanto efeitos colaterais importantes foram observados (11%) Nenhum outro estudo, aleatório mostrou benefícios. Vecht estudando 37 pacientes com 10 mg ou 100 mg de dexametasona EV, seguidas de 16 mg diárias VO, não mostrou diferenças em relação ao alívio da dor, deambulação ou função esfíncteriana. Dessa forma não há respaldo para o uso de altas doses de dexametasona. Se a compressão for devido em algum grau ao edema peritumoral, poderia haver resposta ao corticóide. Dessa forma, não

temos objeção ao seu uso com esse propósito. Por outro lado não cremos que a radioterapia cause edema suficiente que possa agravar o quadro clínico, o que por si só não indicaria o uso de corticóide.

A quimioterapia sistêmica pode ser utilizada em pacientes selecionados que apresentem compressão medular por metástases, usualmente associada à cirurgia e ou à radioterapia. Quimioterapia primária tem sido indicada para linfomas, tumores germinativos e mielomas entretanto a conduta convencional nesses tumores tem sido a radioterapia paliativa que é um tratamento mais rápido e mais efetivo para essas situações, desde que o volume irradiado, não comprometa a reserva de medula óssea necessária para a realização de quimioterapia. Em carcinomas prostáticos e de mama, a hormonioterapia pode ser associado a cirurgia e ou a radioterapia. Edelman descreveu resposta dramática ao estilbestrol, em paciente com paraplegia devida metástases de câncer de próstata.



# Planejamento Computadorizado

José Carlos da Cruz

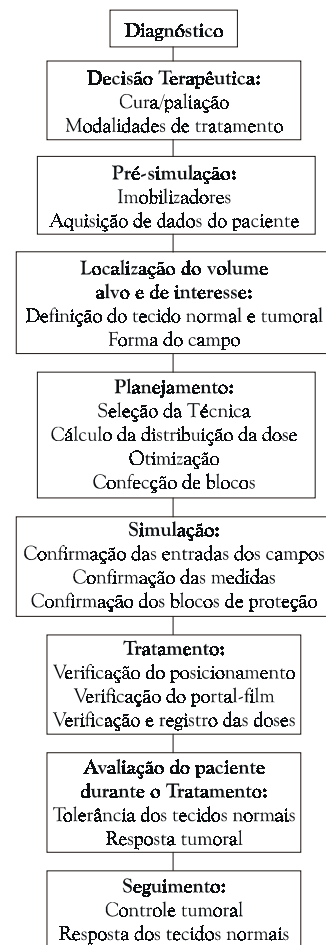
## INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma modalidade bem indicada na palição dos sintomas agudos e nos casos de tumores localmente avançados e metastáticos. Enquanto a maioria das pesquisas são dirigidas no sentido de melhorar o potencial curativo da radioterapia, alguns estimam que até 50% dos pacientes com câncer e que requerem radioterapia, são tratados com intenção paliativa. Dos pacientes anualmente diagnosticados com câncer, cerca de 60% deles irão apresentar ou desenvolver metástases durante o curso da doença. Numerosas revisões e estudos retrospectivos, prospectivos e randomizados têm demonstrado os benefícios da radioterapia paliativa. Esses benefícios incluem o alívio da dor, melhora da função, alívio da obstrução e controle do sangramento.

O planejamento computadorizado em tumores avançados não difere das etapas técnicas envolvidas nos planejamentos com finalidade curativa. Cada vez mais, fazendo uso dos recursos disponíveis de imagens, dos sistemas de planejamento computadorizado, dos equipamentos com recursos mecânicos, eletrônicos e computadorizados avançados, dos sistemas de verificação do tratamento “in vivo”, e do seguimento do paciente, podemos aplicar adequadamente a radioterapia. As localizações dos sítios de doenças localmente avançadas ou metastáticas requerendo radioterapia, que serão abordados neste tema são: pulmão, tumores do sistema nervoso central, gastrointestinal e próstata.

O processo da radioterapia externa envolve várias etapas de acordo com o fluxograma:

### O Processo da Radioterapia



## BASES DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO

A radioterapia requer sempre precisão do tratamento. Os novos métodos de obtenção de imagens como a tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética nuclear (RMN), ultra-som (US), tomografia por emissão de positron (PET), associados às técnicas mais sofisticadas de planejamento tridimensional, permitem tratar precisamente o volume do tumor enquanto minimizam a dose aos tecidos normais adjacentes. No entanto, mesmo o mais bem elaborado planejamento, é ineficaz se não atingir adequadamente o alvo durante o curso do tratamento. Isto só é possível através de uma imobilização adequada do paciente durante o período em que ele estiver em tratamento. Os sistemas de imobilização efetivos restringem a movimentação do paciente e ajudam: a) no posicionamento diário; b) asseguram que a imobilização do paciente ou da área irradiada é feita com o mínimo de desconforto para o paciente; c) alcançam as condições prescritas no plano de tratamento; e e) aumentam a precisão do tratamento com um tempo adicional mínimo de posicionamento. Os imobilizadores devem ser rígidos, duráveis e é importante observar durante a sua confecção, as condições físicas do paciente e as limitações da unidade de tratamento (Figura 1).



*Figuras 1a e 1b: alguns tipos de imobilizadores.*

Os instrumentos de posicionamento podem ser divididos, para fins didáticos, em três categorias : a) acessórios de posicionamento (suporte de cabeça, rampa de mama, suporte em “T” para os braços, triângulo sob as pernas, etc.) ; b) imobilizadores simples (molde dentário, abaixador de língua, abaixador de ombros, etc.) e imobilizadores complexos (máscaras termoplásticas, alpha-cradle, molde de gesso, vac-lock, máscara de bandagem Scotchcast).

Quando o paciente for submetido a exames de TC ou RMN para aquisição de imagens que serão utilizadas no planejamento,

os imobilizadores devem ser construídos com material que não provoque algum tipo de distorção nas imagens e que seja compatível com as dimensões da TC e RMN. A aquisição do contorno e dados anatômicos do paciente para planejamento deve ser feita de acordo com a proposta do tratamento e recursos técnicos disponíveis.

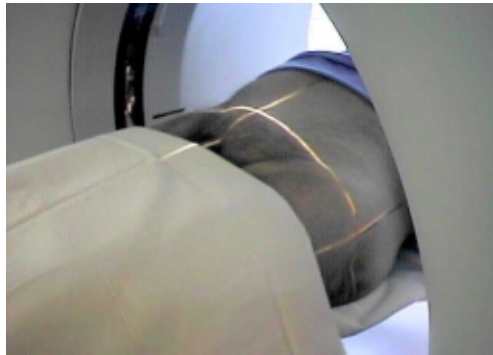
A maneira mais simples de se reproduzir a forma externa do corpo é com o contorno manual. Normalmente o contorno é tomado num plano transversal no raio central do campo. Para se obter maiores informações sobre a distribuição de dose no volume, os contornos podem ser tomados fora do centro do campo. Um contorno coronal é tirado ao longo do plano coronal do corpo. O contorno coronal é útil quando o feixe de radiação entra lateralmente no paciente ou quando entra através do vértex. O contorno sagital é tomado no plano sagital e é útil quando há a necessidade de se verificar a distribuição de dose ao longo do comprimento do corpo.

Mais recentemente, a tomografia computadorizada tem se tornado o método mais eficaz para obtenção de dados anatômicos do paciente com a finalidade do planejamento radioterápico. Os recursos técnicos da TC permitem a reconstrução tridimensional, não só da forma externa do paciente como também das

estruturas internas, possibilitando: a) a identificação do volume alvo e estruturas de interesse; b) a definição das entradas de campos mais adequadas para se atingir o tumor e proteger as estruturas vizinhas limitantes de dose; c) correção da distribuição de dose pela presença de tecidos de densidades diferentes; d) cálculo tridimensional da distribuição de dose e análise quantitativa e qualitativa; e também a fusão de imagens de outras modalidades, como a RM.

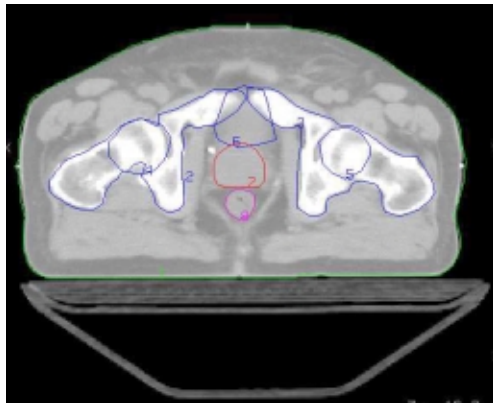
Alguns cuidados entretanto, devem ser observados no momento da aquisição das imagens. A mesa deve ser rígida e plana,

simulando a mesa do aparelho de tratamento. O imobilizador deve se acomodar ou ser indexado (fixo) à mesa e não causar interferência na qualidade da imagem (Figura 1b). O posicionamento do paciente deve ser verificado antes da aquisição das imagens através de lasers laterais e sagital acoplados no CT. A espessura do corte e a distância entre os cortes devem ser adequados a cada volume de interesse. A extensão do estudo deve cobrir adequadamente o volume a ser tratado adicionando-se margens adequadas à finalidade de cada planejamento. Dependendo da localização do tumor e das condições de imobilização do paciente, o estudo com tomógrafo helicoidal são preferidos. É o caso dos tumores em região torácica e abdominal onde a influência da respiração na movimentação do paciente é significativa (Figura 2).



**Figura 2:** Aquisição de imagens na tomografia

A imagem obtida na ressonância magnética não é normalmente utilizada como base para o plano de tratamento por apresentar distorções da imagem e por não permitir as correções da distribuição de dose pela presença de tecidos de diferentes densidades. As imagens da RM oferecem por outro lado, detalhes que a tomografia não consegue obter. Assim, a fusão dessas modalidades permite uma definição mais adequada do volume alvo e das estruturas interesse (Figura 3).



**Figura 3:** Imagem de tomografia para planejamento

Uma vez de posse dos dados anatômicos do paciente, passa-se à etapa de determinação do volume alvo e dos volumes de interesse. A especificação dos volumes e doses deve ser realizada com os seguintes propósitos:

- prescrição adequada da dose;
- documentação do plano; e
- emissão de relatórios.

As recomendações estão descritas no ICRU 50 e 62: “*Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*”. Segue um resumo dos volumes que devem ser definidos pelo radio-oncologista antes e durante o planejamento do tratamento (Figura 4).



**Figura 4:** Ilustração dos volumes definidos no ICRU-50 e 62.

**GTV – Gross Tumor Volume:** é o volume macroscópico ou extensão e localização visível/demonstrável do crescimento maligno.

**CTV – Clinical Target Volume:** é o volume de tecido que contém o GTV e/ou doença maligna subclínica microscópica, que deve ser eliminada. Este volume deve ser tratado adequadamente para se alcançar o objetivo da terapia, que pode ser a cura ou a palição.

**PTV – Planning Target Volume:** é um conceito geométrico e é definido para selecionar apropriadamente o tamanho do feixe e arranjo dos campos, tomando em consideração e efeito final de todas as possíveis variações geométricas, de forma a assegurar que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV.

**IV – Volume irradiado:** é o volume de tecido que recebe uma dose que é considerada significativa em relação à tolerância do tecido normal.

**TV – Volume tratado:** é o volume englobado por uma superfície de isodose, selecionada e especificada pelo radio-oncologista como sendo apropriada para alcançar o propósito do tratamento.



**OR** – Órgãos de risco: são tecidos normais cuja sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planejamento do tratamento ou a dose prescrita.

Em qualquer situação de contorno (manual ou imagens) do paciente, os volumes devem ser identificados atualmente de acordo com o ICRU 50/62. Mesmo na situação mais simples, que é a do campo direto; por exemplo, no caso de metástase óssea da coluna, o médico deve ser incentivado a utilizar alguma modalidade de imagem ou anatomia para prescrever o ponto de cálculo da dose, ou desenhar o volume de interesse no contorno manual. Muitas vezes o paciente traz consigo exames anteriores que podem ser utilizados para sobrepor o contorno das imagens no contorno manual, com a ajuda de um retroprojetor e magnificação adequada.

## Composição de campos e distribuição da dose

A próxima etapa no planejamento é a composição de campos e cálculo de dose. É importante ressaltar que os dados de distribuição de dose (isodoses) e parâmetros do feixe devem ser obtidos para o específico equipamento.

Tabelas e dados publicados do feixe de radiação, devem servir apenas como fonte de referência para os dados específicos de cada equipamento. Outro requisito importante é o conhecimento e domínio do algoritmo de cálculo do específico programa de cálculo, principalmente com relação à normalização da dose. Na definição inicial dos equipamentos é importante observar a compatibilidade mecânica do equipamento instalado na clínica com os valores iniciais sugeridos pelo sistema de planejamento.

As etapas no processo do planejamento computadorizado para tumores avançados obedecem às mesmas do planejamento com finalidade curativa. Uma vez definidos os contornos dos volumes de interesse, o arranjo dos campos de tratamento é facilitado pelos recursos de manipulação do sistema de planejamento, tanto das imagens (reconstrução 3D, BEV-beams eye view, DRR-radiografia digital reconstruída, entre outros), quanto das variáveis geométricas do campo de radiação e equipamento (colimadores assimétricos, colimadores de múltiplas folhas-MLC, ângulos do gantry, colimador e mesa, etc) (Figura 5) .

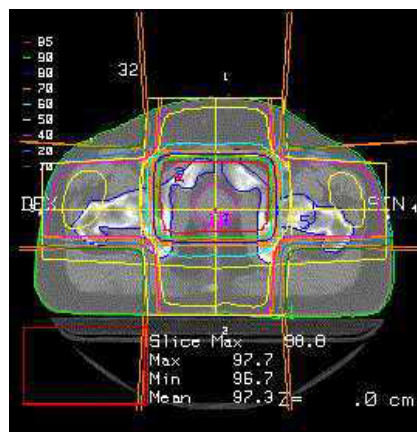
A seguir apresentamos mais algumas figuras de alguns planejamentos que serão discutidos detalhadamente durante o curso (Figuras 6, 7, 8, 9, 10).



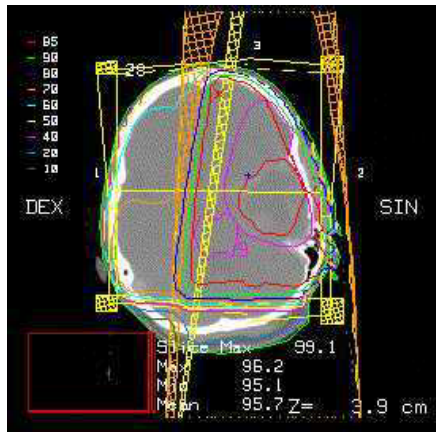
**Figura 5:** Sistema de planejamento



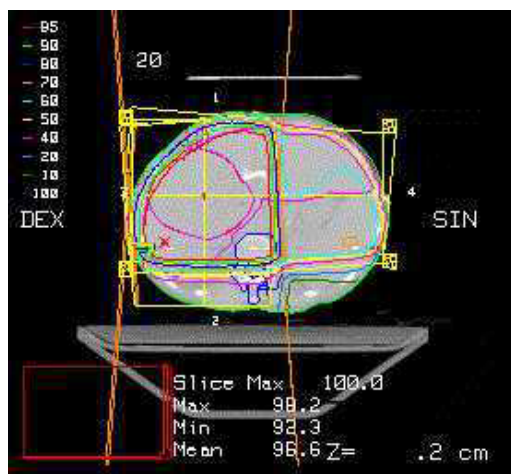
**Figura 6:** Planejamento de pulmão



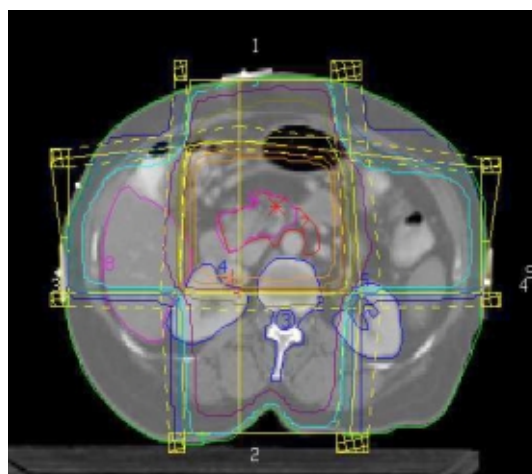
**Figura 7:** Planejamento de próstata



**Figura 8:** Planejamento de tumor cerebral



**Figura 9:** Planejamento de tumor de vias biliares



**Figura 10:** Planejamento de tumor de pâncreas

## Controle de Qualidade

A qualidade de um tratamento de radioterapia está intimamente ligada a fatores que podemos classificar como clínicos, tais como:- diagnóstico, localização do tumor, a estratégia de tratamento escolhida e a contínua re-avaliação do tratamento; outros são dosimétricos ou físicos, tais como incerteza no cálculo da dose, sua otimização e verificação, a calibração dos equipamentos para proporcionar um feixe de radiação consistente com o plano de tratamento; e outros estão relacionados com a aplicação prática do tratamento no paciente. Isto significa que numerosas ações dos radio-oncologistas, físicos e operadores de equipamentos em radioterapia devem realizar-se de forma conjunta e que o nível de conhecimento de cada um deles afetará significativamente a qualidade do tratamento.

De acordo com o desenvolvimento do programa de controle de qualidade que será aplicado inicialmente a estas instituições, estamos obtendo o apoio institucional, adquirindo equipamentos para controle, temos um grupo de auditoria do programa e cada instituição terá um comitê de garantia de qualidade composto no mínimo por um radio-oncologista, um físico e um operador de equipamento, que terão a responsabilidade de levar aos outros membros do grupo a finalidade

do programa, implantar as recomendações e políticas que assegurem a qualidade do tratamento ao paciente, controlar a execução e documentação adequada dos dados coletados, além da tomada de decisões e ações.

Vários aspectos serão abordados com relação aos componentes do programa, entretanto, em se tratando de planejamento computadorizado dois guias são recomendados: IAEA Tec Doc - 1151 e AAPM – TG53.

## Conclusões

Diversos avanços técnicos ocorridos nos últimos anos têm contribuído para a melhoria da qualidade na radioterapia. A possibilidade de utilização e manipulação de diversas modalidades de imagens permitem uma melhor definição do volume tumoral e estruturas de interesse; a possibilidade de diferentes arranjos de campos coplanares e não coplanares no planejamento computadorizado tridimensional convencional e inverso; a possibilidade de melhor reprodutibilidade técnica, através de sistemas de imobilização, filmes de verificação, portal-vision; e todos esses aspectos inseridos num programa de qualidade, garantirão aos pacientes o melhor tratamento possível.



# Anatomia Topográfica x Planos de Tratamento

Heloisa A. Carvalho

## INTRODUÇÃO

De acordo com a sua origem e localização, tumores avançados são passíveis de radioterapia paliativa tanto local quanto das suas metástases

Os principais sítios de metástases são: pulmão, ossos, cérebro e fígado.

De acordo com a região a ser tratada, alguns aspectos devem ser considerados: tipo de disseminação no local, dose e volume dos tecidos e órgãos normais envolvidos nos campos e probabilidade de um segundo tratamento em campos contíguos.

Avaliar a perspectiva de vida do paciente é fundamental para o planejamento e prescrição de um tratamento paliativo. O diagnóstico do tumor primário, estadiamento, *condição de desempenho* e resposta ao tratamento são fatores prognósticos já bem estabelecidos para as neoplasias em geral. O conjunto desses fatores associados a particularidades de cada paciente, juntamente com a experiência clínica auxiliam na avaliação.

A radioterapia paliativa deve ser eficaz, rápida e pouco tóxica.

## Indicações da Radioterapia

- A radioterapia está indicada no alívio de sintomas causados pelo tumor primário e/ou metástases.
- Metástases cerebrais: com ou sem quadro neurológico, a radioterapia pode ser utilizada de forma exclusiva, pós-operatória, pré ou pós-radiocirurgia.
- Metástases ósseas: dor, risco de fratura, ossos de sustentação (bacia, colo e cabeça do fêmur, coluna). Radioterapia exclusiva ou associada a quimio e/ou hormonioterapia (ex.: câncer de mama, próstata)
- Outras indicações: metástases em pele, implantes tumorais dolorosos, quadros obstrutivos de vias respiratórias, vias digestivas,

sangramentos.

• Urgências: compressão de medula espinhal, síndrome de compressão da veia Cava Superior, hemorragias graves (intenção paliativa apenas deve ser avaliada).

Devido à grande variedade de localizações, serão descritos os tratamentos mais comuns e sua correlação anatômica em cada item específico.

## METÁSTASES CEREBRAIS

### Anatomia e Disseminação

**Órgãos de interesse:** cérebro e cerebelo.

**Órgãos de risco:** olhos e medula espinhal.

O cérebro e o cerebelo estão contidos na caixa craniana e são divididos pela tenda do cerebelo, delimitando a região supra e infratentorial.

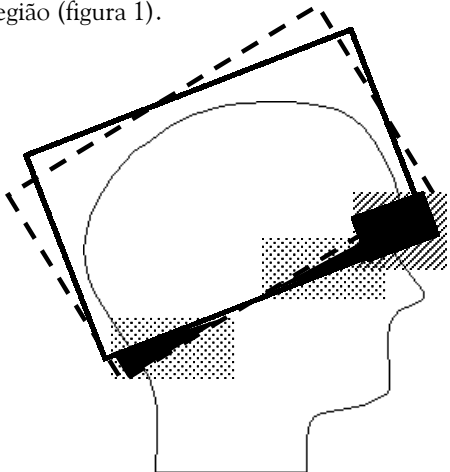
O Sistema Nervoso Central (SNC) apresenta um importante mecanismo de defesa, desempenhado pela barreira hemato-liquórica (BHL) que funciona como um filtro entre o sangue e o líquido (líquido que banha o SNC). Dessa maneira, as células tumorais que conseguem atravessar essa barreira, podem se fixar em qualquer parte do SNC, geralmente no cérebro. Entretanto, o fato de se visualizar uma ou mais metástases cerebrais, não significa que sejam as únicas, já que pode haver células circulantes que ainda não se fixaram ou não se multiplicaram, de maneira a se tornarem visíveis nos exames diagnósticos (tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética).

Além disso, a BHL também funciona como um filtro para as drogas quimioterápicas que, de acordo com o tamanho de suas moléculas e suas características químicas, não penetram ou ultrapassam apenas em doses insatisfatórias a BHL para o tratamento do SNC.

Resta então, uma única e potente arma terapêutica na tentativa de se erradicar por completo as metástases cerebrais: a radioterapia. Eventualmente, pode haver indicação de cirurgia principalmente se a lesão for “única” ou esteja localizada em área que possa gerar seqüelas neurológicas graves. Mesmo assim, há indicação de radioterapia associada, na prevenção do aparecimento de metástases em outras localizações.

## TÉCNICA DE TRATAMENTO

Os campos devem envolver todo o encéfalo, incluindo condutos auditivos e região retro-orbitária e os recessos meníngeos (membranas que envolvem o SNC). Uma linha reta passando pela rima orbitária e abaixo do conduto auditivo é o limite inferior do campo. Os demais limites devem incluir todo o crânio com margem de 1cm pelo menos a fim de se evitar sub-dosagem nas bordas dos campos. Os olhos devem ser protegidos a partir da rima orbitária lateral, até a superior, numa linha que bissecciona o seio frontal, com cuidado para não se proteger o SNC. Pode ser feito também um campo retangular com base numa linha passando pelo supercílio e abaixo do conduto auditivo. Evitar a inclusão de C1 (1ª vértebra cervical ou Atlas) pois, o diâmetro latero-lateral é menor na região cervical, implicando em maior dose nessa região (figura 1).



**Figura 1:** Esquema dos campos utilizados para irradiação do crânio. Linha cheia, uma situação ideal onde a região retro-orbitária está incluída e nenhum recesso ósseo é excluído do campo. Não existe também irradiação de C1. Linha pontilhada ilustra um campo mais simples que, no entanto, deixa de irradiar a região retro-orbitária e recessos meníngeos, além de irradiar C1.

## Arranjo de campos

Os campos são paralelos e opostos latero-laterais, podendo ser angulados 4° posteriormente, evitando que sua divergência atinja o olho contra-lateral.

## IMPLEMENTAÇÃO DO PLANO DE TRATAMENTO.

Equipamentos de megavoltagem são ideais, de preferência com energias menores que 10MV.

O paciente deve estar em decúbito dorsal com a cabeça em posição anatômica e os braços ao longo do corpo. Está indicada a confecção ou utilização de algum sistema de fixação para a cabeça: moldes de acrílico, termoplástico e outros.

## PRESCRIÇÃO DA DOSE

Não se recomendam doses diárias elevadas no SNC. Os esquemas mais usuais são:

20 x 2Gy (com reforço em casos selecionados)  
14 x 2,5Gy  
10 x 3Gy

As frações são diárias, 5 vezes/semana.

O cálculo é feito na metade do diâmetro latero-lateral (DLL). Aqui também deve-se observar a existência de grandes diferenças de DAP, principalmente na região frontal, a fim de se evitar superdosagem desnecessária, poupando inclusive, reações de pele indesejáveis ao paciente.

Deve se associar corticoterapia no início, com redução gradativa da dose ao longo do tratamento, se possível.

## RESULTADOS

A sobrevida média dos pacientes com metástases cerebrais é de 3 meses.

## COMPLICAÇÕES

Em pacientes com sobrevida mais longa (maior que 3 meses), são descritos quadros de alteração de memória e rebaixamento intelectual, associados às doses/dia mais elevadas (maiores que 2,5Gy).

## METÁSTASES ÓSSEAS

### Anatomia e Disseminação

**Órgãos de interesse:** todo o esqueleto.

**Órgãos de risco:** medula óssea, os órgãos contidos na caixa craniana, torácica e cavidade abdomino-pélvica. Em relação aos membros, deve-se preservar pelo menos uma faixa de pele e músculo.

O esqueleto é um dos principais sítios de metástases e que geralmente são dolorosas. Os principais focos acometidos são a coluna espinhal e bacia, provavelmente devido à característica da circulação sanguínea, facilitando a fixação das células tumorais nesses locais. São também ossos de vital importância pois contêm o maior contingente de medula óssea no adulto, além de pertencerem ao esqueleto axial de sustentação.

### Resumidamente podemos subdividir o esqueleto em:

**Cabeça:** constituída pelo crânio e face, normalmente não irradiada por metástases ósseas, exceto algumas metástases dolorosas ou compressivas em calota craniana ou base do crânio.

**Caixa torácica:** coluna dorsal, esterno, costelas, clavículas e omoplatas ou escápulas.

**Abdômen e pelve:** coluna lombar e bacia constituída pelos ilíacos, ísquios e púbis.

**Membros:** úmero (braço), rádio e ulna (antebraço), carpo, metacarpo e dedos (mãos); fêmur (coxa), tíbia e fíbula (perna), tarso, metatarso e artelhos (pés).

**Coluna espinhal:** dividida em cervical, com 7 vértebras (C1 a C7); torácica ou dorsal, com 12 vértebras (T1 ou D1 a T12 ou D12), articuladas com 12 pares de costelas; lombar, 5 vértebras (L1 a L5) e sacro-coccígea, 9 vértebras fundidas formando o osso sacro (S1 a S5) e cóccix (4 vértebras restantes), respectivamente.

**Cintura escapular:** articulações dos ombros.

**Cintura pélvica:** articulações dos quadris (coxo-femorais).

### Técnica de tratamento

São referências anatômicas importantes, todas as saliências ósseas palpáveis no paciente: órbitas, mastóide, ângulo da mandíbula, saliência de C7, fúrcula esternal, clavículas, acrômio, manúbrio esternal (2º espaço intercostal), apêndice xifóide, rebordos costais, apófises espinhosas das vértebras, cristas ilíacas (transição L4-L5), púbis, trocânteres femorais maiores.

Os campos de irradiação são variáveis, amplos e delimitados de acordo com o tamanho e localização da lesão. Genericamente podem ser demarcados como se segue:

- Ossos longos (ex.: fêmur, úmero): nas lesões medianas, podem ser poupadas as articulações; lesões das extremidades, incluir toda a articulação adjacente e no mínimo 1/3 da extensão do osso.
- Ossos chatos (ex.: crânio, costelas, esterno) - lesão com margens amplas (3 a 5cm).
- Coluna: a largura do campo deve incluir todo o corpo vertebral comprometido com as apófises transversas e a extensão compreende pelo menos 2 vértebras acima e abaixo da lesão. Na coluna cervical, a largura é em torno de 6 a 7cm, torácica 7cm, lombar 8cm e região lombo-sacra, amplia-se a largura até pelo menos 12 cm após a transição L4-L5 para que as articulações sacro-ilíacas sejam incluídas (figura 2a).
- Articulação coxo-femoral: cabeça e colo do fêmur, acetábulo, com margem medial até a metade do púbis, margem lateral incluindo o trocânter maior, margem superior no 1/3 inferior do ilíaco e inferior, pelo menos 1/3 superior do fêmur. Proteção de parte da pelve incluída neste campo, evitando a irradiação de alças intestinais (figura 2b).

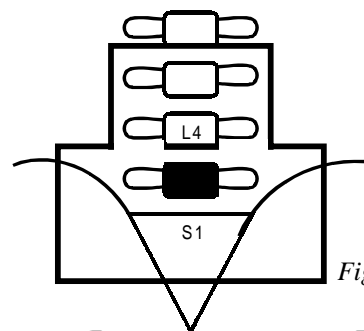


Figura 2a

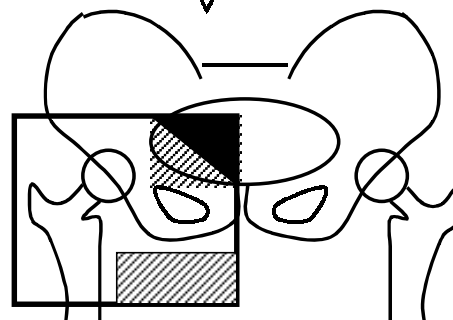


Figura 2b

**Figura 2:** Exemplo de irradiação de metástase em L5 (2a) e articulação coxo-femoral (2b).

## Arranjo de campos

Para lesões profundas, campos paralelos e opostos são os mais simples. Coluna cervical deve ser tratada, sempre que possível, com campos paralelos e opostos latero-laterais ou 2 posteriores angulados, para se evitar a saída da radiação pela faringe / laringe.

Lesões até 5cm de profundidade podem ser tratadas com campo único, de acordo com a energia de radiação utilizada. Observar que, dependendo da constituição física do paciente (“gordinhos”), metástases em coluna lombar e articulação sacro-ílica, por exemplo, são melhor irradiadas em campos paralelos e opostos antero-posteriores.

## Implementação do plano de tratamento.

Equipamentos de orto ou megavoltagem podem ser utilizados. Baixas energias bem como a utilização de feixe de elétrons em ossos compactos, provocam um acréscimo de dose devido ao efeito fotoelétrico e espalhamento da radiação.

O decúbito do paciente deve ser o mais confortável possível, geralmente dorsal com a cabeça em posição anatômica e os braços ao longo do corpo. De acordo com as condições clínicas do paciente e localização da lesão, podem ser utilizados outros decúbitos (lateral, ventral), com apoios para os membros.

## Prescrição da dose

São inúmeros os esquemas utilizados para o tratamento de metástases ósseas. A prescrição varia com o quadro clínico, local e volume de tratamento. Os mais utilizados são:

20 x 2Gy	5 x 4Gy
	3 x 5Gy
14 x 2,5Gy	1 ou 2 x 8Gy
10 x 3Gy	1 x 10Gy

As frações são diárias, 5 vezes/semana

O cálculo é feito na metade do diâmetro antero posterior ou DLL, na profundidade de lesão ou nas estruturas normais de acordo com o planejamento e localização da lesão.

## Irradiação de hemicorpo

Em tumores de mama ou próstata com metástases ósseas disseminadas, a irradiação de um hemicorpo pode ser indicada: 6Gy, dose única, paralelo oposto antero-posterior na metade superior do corpo e 6 a 8Gy, dose única na metade inferior. Deve-se iniciar pela porção de maior sintomatologia e, se necessário, a 2ª porção deve ser irradiada pelo menos 1 mês após, a fim de permitir uma recuperação hematológica.

## Resultados

Alívio de dor é obtido na grande maioria dos casos (80%). Pode ser imediato mas, geralmente ocorre a partir da metade ou término do tratamento. Quanto mais fracionado o tratamento, mais prolongado é o efeito da radioterapia.

## Complicações

De acordo com a localização, podem haver efeitos agudos, como por ex. diarreia na irradiação da bacia, leucopenia, plaquetopenia e efeitos tardios, pancitopenia, fibrose local, artrose.

## QUADROS OBSTRUTIVOS

### Vias Aéreas

#### Anatomia

As vias aéreas compreendem todo o trajeto que o ar percorre durante a respiração, desde a fossa nasal, laringe (vias aéreas superiores), traquéia, brônquios (vias aéreas inferiores), até os alvéolos pulmonares, onde ocorre a troca de oxigênio pelo gás carbônico.

A obstrução dessas vias é causa de diversos sintomas extremamente desconfortáveis: dispnéia, tosse, sangramentos, infecções. Pode ser devida a tumores localizados nessas regiões ou metástases, principalmente pulmonares.

#### Vias aéreas superiores

O alívio da obstrução de vias aéreas superiores, devido a grandes massas tumorais da região da cabeça e pescoço, deve ser imediato, através de uma traqueostomia, dando-se seguimento ao tratamento do tumor em si com cirurgia e/ou radioterapia. No tratamento primário, esses tumores tem uma chance de cura de no máximo 30% e a intenção radical do tratamento deve ser individualizada.

**Órgão de interesse:** laringe

**Órgãos de risco:** mucosas, medula espinhal, tireóide e cartilagens.

Os campos de irradiação variam de acordo com o tumor primário, geralmente incluindo todo o pescoço em campos paralelos e opostos latero-laterais ou antero-posteriores, ou campo anterior direto.

#### Vias aéreas inferiores

A traqueostomia não é viável nem indicada em lesões intratorácicas. Nas obstruções dessas regiões, pode-se utilizar radioterapia



externa em doses convencionais ou hipofracionadas e procedimentos endoscópicos: colocação de próteses, laser em lesões vegetantes e braquiterapia endobrônquica.

**Órgãos de interesse:** traquéia e brônquios.

**Órgãos de risco:** pulmão, coração, medula espinhal, esôfago.

A teleterapia deve sempre ser utilizada em tumores volumosos, associada ou não à braquiterapia endobrônquica. Os campos de teleterapia devem incluir toda a lesão com margens mínimas de 1,5cm nos casos paliativos apenas e no tratamento radical, pode-se iniciar com o campo localizado (margens de 2cm) e reavaliação após a 2ª semana de tratamento, para a inclusão das drenagens linfáticas.

As doses recomendadas variam de 10 x 3Gy, 10 x 2Gy, 1 a 3 x 5Gy no tratamento paliativo. Na radioterapia radical, o fracionamento deve ser convencional (2Gy/d) até 20Gy, quando então o paciente é reavaliado para prosseguir em campos ampliados com ou sem diminuição da dose/dia para 1,8Gy.

A dose ideal de braquiterapia endobrônquica ainda não está estabelecida. Para os tratamentos com alta taxa de dose, os mais frequentes hoje em dia, recomenda-se um fracionamento de 3 ou 4 frações de 7 a 8Gy e 5Gy respectivamente (intervalo mínimo de 6 horas entre as frações), no tratamento radical e fração única de 8 a 10Gy calculados a 1cm da fonte nos tratamentos paliativos. Em pacientes de alto risco de complicação severa (hemorragia fatal) ou com perspectiva de vida maior que 3 meses, o tratamento, mesmo paliativo, também deve ser fracionado.

## VIAS DIGESTIVAS

### Anatomia

As vias digestivas se iniciam no lábio e terminam no ânus. Compreendem a cavidade oral, faringe, esôfago, estômago, duodeno, intestino delgado e grosso, reto e canal anal. As vias biliares também fazem parte do sistema: fígado, pâncreas e vesícula biliar.

Todo o quadro obstrutivo emergencial das vias digestivas (obstrução total) deve ser tratado inicialmente com cirurgia (retirada do tumor com anastomose das extremidades, desvio do trânsito, colocação de endopróteses, etc).

A radioterapia pode estar indicada no tratamento curativo, associada ou não a cirurgia e/ou quimioterapia como também na palição dos sintomas causados pela obstrução: disfagia, náuseas e vômitos, dor abdominal, icterícia

obstrutiva. Nesses casos, cursos rápidos de tratamento (10 x 3Gy ou 3 x 5Gy) estão indicados ou ainda desobstrução com braquiterapia endoluminal.

**Órgão de interesse:** esôfago, intestinos, vias biliares.

**Órgãos de risco:** alças intestinais, rins, fígado, reto e bexiga, medula espinhal.

Os campos de teleterapia devem englobar o tumor com margens de 1,5 a 2 cm e a intenção radical do tratamento deve ser estudada, quando então a inclusão das principais vias de disseminação de cada tumor devem ser consideradas. No tratamento paliativo, campos paralelos e opostos antero-posteriores são utilizados na maioria dos casos, com composição em 3 ou 4 campos ortogonais quando o volume dos rins incluído nos campos estiver acima de 50 a 75% do volume total desses órgãos. Nessas situações, o peso do campo posterior, quando utilizado deve ser menor que os demais.

## EMERGÊNCIAS

### Compressão de Medula Espinhal

#### Anatomia

A medula espinhal está contida no canal vertebral, ao longo praticamente de toda a coluna. Protegida pelas meninges (dura-mater, aracnóide e pia-mater), compreende toda a inervação do organismo tanto sensitiva quanto motora. Praticamente não apresenta capacidade de regeneração e qualquer lesão na sua trama pode provocar quadros neurológicos diversos, de acordo com o local atingido. As neoplasias podem gerar metástases em coluna, ou próximas a ela que eventualmente podem invadir o canal medular. Além disso, podem ocorrer lesões no próprio canal ou medula (mais raras), levando a quadro clínico semelhante.

O quadro se inicia com perda progressiva dos movimentos e sensibilidade dos membros superiores e/ou inferiores, de acordo com a altura da compressão, associado geralmente, a dor em coluna no local da compressão. Pode haver perda de controle dos esfíncteres (uretral e anal).

Deve-se iniciar o tratamento o quanto antes, através da descompressão cirúrgica seguida de radioterapia local ou radioterapia apenas. Em adultos, uma vez instalado o quadro neurológico de paralisia, raramente existe recuperação das funções.

Doses de 30Gy em 10 frações ou 40Gy em 20 frações são as mais utilizadas. O tumor primário e seu tipo histológico devem ser considerados na prescrição.



**Órgãos de interesse:** medula espinhal e coluna vertebral.

**Órgãos de risco:** medula espinhal e pulmões, esôfago, rins, alças intestinais, de acordo com a extensão e localização da lesão.

O campo posterior único, deve incluir o local da lesão com margens amplas, pelo menos 2 corpos vertebrais acima e abaixo e sua largura deve no mínimo englobar as apófises transversas das vértebras. Se houver avaliação com tomografia computadorizada, o campo pode ser ajustado mais adequadamente, inclusive com o acréscimo de um campo anterior paralelo e oposto ao posterior ou a utilização de campos angulados (nem sempre compensadora devido à gravidade dos casos).

## SÍNDROME DE COMPRESSÃO OBSTRUÇÃO DA VEIA CAVA SUPERIOR (SCVCS)

### Anatomia

A Veia Cava é a maior veia do corpo humano e é a via final comum do sangue venoso para o coração. O organismo é dividido em 2 porções, drenando para a Veia Cava Superior e Inferior, respectivamente, ambas desembocando no átrio direito. Sintomas de compressão da Veia Cava Inferior raramente são observados já que o número de vias colaterais é muito grande. Já, a Veia Cava Superior, por encontrar-se em localização preferencial de alguns tumores torácicos, pode estar acometida, levando aos sintomas compressivos. Os tumores que mais frequentemente causam essa síndrome são os tumores de pulmão em primeiro lugar, seguidos pelos linfomas.

O quadro se inicia com edema de face, seguido de edema de membros superiores e tórax, acompanhados do aparecimento de circulação colateral no tórax, pleura facial e dispnéia de decúbito, mais intensa quanto maior a gravidade do caso. A situação emergencial existe pelo risco de haver congestão cerebral (acúmulo de sangue e líquido no cérebro), levando a edema cerebral, coma e óbito.

Sempre que possível deve-se tentar obter o diagnóstico histológico do tumor pois, nos tumores sensíveis à quimioterapia, esta pode ser iniciada de imediato, com resposta semelhante à radioterapia. Nas outras situações, a radioterapia deve ser iniciada o quanto antes, mesmo sem diagnóstico, podendo trazer alívio imediato ou em poucos dias para o paciente.

Diversos esquemas são utilizados, variando desde um fracionamento convencional (2Gy/dia), até doses elevadas de 4 ou 5Gy/fração, de acordo com a gravidade do caso e disponibilidade do diagnóstico. Pode se associar diuréticos e corticóides para alívio dos sintomas e prevenção de um edema causado pela irradiação.

**Órgãos de interesse:** mediastino superior.

**Órgãos de risco:** pulmão, coração, medula espinhal, esôfago.

Na posse de um RX de tórax e/ou tomografia computadorizada, a delimitação dos campos fica facilitada. Deve ser englobado todo o volume tumoral com margens de 2cm.

Muitas vezes, o paciente não consegue manter-se deitado, sendo necessária elevação da cabeça através de rampas ou ainda realizar o tratamento com o mesmo sentado. A delimitação dos campos deve seguir referências externas: fúrcula esternal, apêndice xifóide e clavículas. A partir do centro da fúrcula (limite superior), abre-se 4cm para o lado esquerdo e 7 a 10cm para a direita (a margem deve ser maior quanto mais desconfortável estiver o paciente, devido à sua movimentação involuntária e se não houver nenhuma imagem disponível). O limite inferior deve estar aproximadamente no 4º ou 5º espaço intercostal, localizado a partir do 2º espaço que se encontra na altura do manúbrio esternal. Se possível, os campos devem ser paralelos e opostos, com o cálculo na metade do DAP. O paciente deve ser reavaliado diariamente ou no mínimo uma vez por semana para modificação dos campos, dose/dia e dose total além da interrupção do tratamento para que se institua a terapêutica definitiva.

### BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

AAPM: Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. Med. Phys. 25(10), October 1998.

Aspectos Físicos de La Garantia de Calidad en Radioterapia. OIEA, 1998.

BENTEL G. Radiation Therapy Planning. 2ª ed. McGraw-Hill Co., New York, 1996.

BENTEL, GC; NELSON CE; NOELL KT: Treatment planning & dose calculation in Radiation Oncology. Pergamon Press.- 5th ed - New York, 1998.

BORGES, S.R.O; CRUZ, J.C.; Sistemas de Imobilização em Radioterapia Externa, em Radioterapia em Oncologia, João Victor Salvajoli, 1999; pag119; Editora Médica e Científica Ltda.

- CHARLES M.WASHINGTON, DENIS T. LEAVER. Physics, Simulation and Treatment Planning. Mosby-Year Book, Inc. 1996
- DOBBS J, BARRET A & ASH D. Practical radiotherapy planning. 3<sup>rd</sup>. Ed. Arnold, London, 1999.
- FLETCHER GH; RUTLEDGE, FN; DELCLOS L: Squamous cell carcinomas of the uterine cervix. In: FLETCHER GH: Textbook of Radiotherapy. 2<sup>nd</sup> ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. pp 620-665.
- GUNILLA C.BENTEL. MCGRAW-HILL, Radiation Therapy Planning. 1996
- ICRU-50n Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1993.
- PEREZ C, BRADY L. Principles and Practice of Radiation Oncology. 3<sup>a</sup> ed. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1998.
- PEREZ CA. Uterine Cervix. In: CARLOS A. PEREZ, LUTHER W. BRADY [ed]. Cancer-Radiotherapy. 3<sup>rd</sup> ed.. Lippincott-Raven. Philadelphia, Pennsylvania, 1998. pp 1733-1834.
- PORTENOY, DAVID E. WISSMAN. Supportive Oncology. Ann M. Berger, Russel K. Lippincott Publishers, 1999.
- SALVAJOLI JV, SOUHAMI L, FARIA SL. Radioterapia em Oncologia. MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, Rio de Janeiro, 1999.



# Câncer de Pulmão

**Epidemiologia, Etiopatogenia,  
Diagnóstico e Estadiamento Clínico**

Heloisa Carvalho

**Planejamento  
Computadorizado**

Joel Gonçalves

**Anatomia topográfica x  
planos de tratamento**

Marcos Davi Lemos de Mello



## Epidemiologia, Etiopatogenia , Diagnóstico e Estadiamento Clínico

Heloisa A. Carvalho

### ANATOMIA REGIONAL

São referências anatômicas para o planejamento da radioterapia dos tumores de pulmão: a fúrcula e o manúbrio esternal, o apêndice xifóide, as clavículas, músculo esternocleidomastoideo, cintura escapular e espaços intercostais, anteriormente. Na região dorsal, a apófise espinhosa de C7, as escápulas e os rebordos costais.

Os tumores de pulmão geralmente se originam nos brônquios e invadem o parênquima adjacente bem como a pleura, parede torácica e estruturas mediastinais.

A disseminação linfática ocorre via rede linfática do parênquima, drenando para o hilo homolateral e a seguir linfonodos do mediastino. Tumores dos lobos superiores ou médio drenam para os linfonodos paratraqueais do mediastino superior, médio e sub-carinais. Os lobos inferiores apresentam drenagem linfática para o mediastino inferior também. Apenas os tumores de sulco superior com invasão de parede ou do lobo superior podem apresentar via de drenagem direta para a fossa supraclavicular homolateral.

A disseminação hematogênica é freqüente, sendo os principais focos de metástases o cérebro, ossos, pulmões, supra-renais e fígado.

Topograficamente, os pulmões encontram-se na caixa torácica, em íntima relação com o esôfago, medula espinhal e coração. De acordo com a localização do tumor e os volumes a serem irradiados, especial atenção deve ser dada a esses órgãos.

### PAPEL DA RADIOTERAPIA

#### Carcinoma de pulmão não de pequenas células (CNPC)

##### Indicações e seleção de pacientes

O tratamento deve ser individualizado para cada caso e sua intenção baseada em fatores prognósticos já estabelecidos. Assim, podemos classificar os pacientes em candidatos a um tratamento curativo ou apenas paliativo.

a) Pacientes potencialmente curáveis  
Qualquer T, N0,1,2 M0.

##### Opções terapêuticas:

- cirurgia com ou sem radioterapia;
- radioterapia exclusiva;
- quimioterapia neo-adjuvante, seguida de radioterapia e/ou cirurgia.

##### Radioterapia pré-operatória

Basicamente, em tumores do sulco superior (Pancoast), é que a radioterapia pré-operatória teria sua maior indicação, tanto pelas características de progressão local da doença quanto pela possibilidade de liberação de estruturas por diminuição de massa tumoral, aumentando a chance de ressecabilidade da lesão. Para outros casos, de uma maneira global, não existem evidências de um maior benefício tanto no controle local como na sobrevida, com a associação de irradiação pré-operatória.

Caso a lesão permaneça irressecável após a irradiação, prossegue-se a radioterapia até as doses preconizadas para um tratamento exclusivo, curativo.

**Casos especiais:** tumores periféricos, com baixa probabilidade de envolvimento de linfonodos mediastinais, com invasão da parede torácica, podem ser submetidos a tratamento rápido localizado no tumor primário, seguido de cirurgia, 2 a 3 semanas após o término da radioterapia.

### **Radioterapia pós-operatória**

Na presença de doença residual macro ou microscópica, tanto em mediastino quanto em margens cirúrgicas, deve-se realizar a radioterapia para complementação da cirurgia. Margens exíguas (menores que 5 mm), também são indicação para irradiação. A presença de comprometimento ganglionar hilar e/ou mediastinal pode indicar a irradiação profilática dos hilos e mediastino, mesmo na ausência de doença residual. Não existe, entre tanto, melhora na sobrevida.

### **Radioterapia exclusiva**

T1,2 N0, M0 e alguns T3 selecionados.

Pacientes em bom estado geral, bom *performance status*, com ou sem sintomas, com perda de peso menor que 10% do peso inicial, devem ser considerados para radioterapia exclusiva, com intenção curativa.

Os casos com indicação de cirurgia, porém, com contra-indicação clínica e/ou recusa do paciente ao procedimento, devem ser tratados com intenção radical, com radioterapia exclusiva.

### **Radioterapia + Quimioterapia**

T3,4 N1,2.

Atualmente, a quimioterapia neoadjuvante seguida de cirurgia e ou radioterapia tem sido empregada na tentativa de diminuição de massa tumoral, com perspectiva de aumento da sobrevida em 3 anos. Os estudos a respeito, apontam para um provável ganho de 5% na sobrevida em 5 anos.

Pacientes T4 ou N2, apresentam sobrevida em 5 anos de no máximo 5%. Nesses casos, a intenção curativa do tratamento deve ser avaliada individualmente.

b) Pacientes incuráveis  
N3 e/ou M1.

Opções terapêuticas:

- quimioterapia
- radioterapia paliativa (local e metástases)

### **Radioterapia paliativa**

Pacientes com perda de peso maior que 10% do peso inicial, *performance status* ruim, e sintomáticos, são candidatos a tratamento paliativo apenas. Sintomas que merecem especial atenção são: dispnéia, tosse, hemoptise, dor torácica e infecções repetidas.

A indicação do tratamento, bem como a associação com outras modalidades terapêuticas, deverá ser baseada na intensidade dos sintomas e também, individualizada para cada caso especificamente.

**Casos especiais:** pacientes com infecção extensa, invasão de esôfago, invasão de parede torácica ou com derrame pleural ou pericárdico. Nessas situações, cabe ao radioterapeuta a decisão quanto ao início, volume e dose total do tratamento para cada caso individualmente. Os derrames devem ser esvaziados ou drenados e, pleurodese pode sern indicada. Apesar de haver indicação da irradiação do hemitórax comprometido, esta não traz benefícios aos pacientes.

### **Irradiação das fossas supraclaviculares**

Está indicada na presença de gânglios comprometidos na fossa, em tumores de sulco superior ou do lobo superior (fossa homolateral e gânglios cervicais baixos) e na evidência de comprometimento do 1/3 superior do mediastino (fossas bilaterais).

### **Braquiterapia**

#### **a) Intraoperatória**

Está indicada em tumores extensos, em pacientes sem condições clínicas para cirurgia radical, tumores com extensão para hilo, mediastino e/ou aderência ao esôfago, traquéia, grandes vasos, pericárdio, parede torácica e coluna vertebral.

A irradiação intraoperatória pode ser feita através de implantes permanentes (doença residual macroscópica) ou temporários (doença residual microscópica) e a ela sempre se associa irradiação externa convencional, como complementação do tratamento.

#### **b) Intraluminal**

A braquiterapia endobrônquica está indicada nos casos de lesão neoplásica vegetante que acomete regiões desde o terço inferior da traquéia até brônquios subsegmentares de primeira ordem, acessíveis ao broncoscópio. Também é associada a radioterapia externa convencional quando no tratamento inicial do

paciente. Casos com recidiva após cirurgia e/ou radioterapia podem ser submetidos a braquiterapia endobrônquica paliativa, isoladamente. À desobstrução inicial, pode-se associar o laser, a fim de permitir melhor posicionamento do cateter para o tratamento. A braquiterapia endobrônquica pode ser indicada também para os carcinomas de pequenas células, desde que estes preencham os critérios de tratamento. Pode ser associada à radio e quimioterapia contribuindo para uma desobstrução mais rápida das vias respiratórias.

## Carcinoma de pequenas células (CPC)

O tratamento primário é a quimioterapia e os pacientes são genericamente estadiados como doença limitada ao tórax e doença extensa ou disseminada.

A radioterapia torácica está indicada nos casos de doença limitada ao tórax, para consolidação da resposta à quimioterapia. Idealmente deve ser iniciada concomitante à quimioterapia de indução, antes do início do esquema de manutenção. Entretanto, a toxicidade dos esquemas de associação é alta, levando a uma tendência de se realizar a radioterapia seqüencialmente à quimioterapia.

Na doença disseminada, existe indicação de radioterapia do tumor primário apenas para alívio de sintomas.

A irradiação profilática do encéfalo nos casos com resposta completa tem sido assunto de controvérsias. Está indicada quando existe regressão completa da doença, fase em que deve ser iniciada. Quando esta regressão é atingida apenas com a quimioterapia, a irradiação do SNC deve ser realizada antes da torácica, uma vez que a concomitância dos tratamentos pode ser altamente tóxica e a quimioterapia não possui ação eficaz na prevenção de metástases cerebrais.

### Técnicas de Tratamento

As técnicas descritas a seguir, foram idealizadas para aplicação em aparelhos de megavoltagem. Deve-se ter pelo menos uma tomografia computadorizada de tórax para o planejamento. No caso de haver apenas um RX simples (frente e perfil), as margens devem ser ampliadas para melhor adequação dos campos. Tumores menores que 8cm são passíveis de radioterapia radical. Recomenda-se avaliar a função pulmonar de todos os pacientes.

O tratamento pode ser dividido em 2 fases: a) tratamento de doença sub-clínica, englobando as áreas tumorais e sítios principais

de disseminação linfática e b) reforço de dose ("boost") em áreas de doença macroscópica.

### Definição dos campos

#### a) Tumor primário

1ª fase:

- Englobar toda a lesão com margens mínimas de 2 cm.
- Incluir hilo homolateral nos tumores centrais.
- Nos tumores periféricos, incluir pleura adjacente.
- Nos tumores de Pancoast, incluir os corpos vertebrais por inteiro.
- Se possível, reduzir o campo aos 50 e 60 Gy.
- Proteção da medula espinhal a partir dos 45/a 50 Gy. Em tumores próximos à medula, esta poderá ser protegida aos 40 Gy para propiciar margem de segurança de dose no caso da utilização de campos angulados.

2ª fase:

- Campo localizado: avaliar técnica mais adequada - campos paralelos e opostos, oblíquos, rotatórios, campo único, associação de fótons com elétrons, etc.

OBS.: Tumores T1,2 N0 podem receber tratamento apenas do tumor macroscópico, se periféricos.

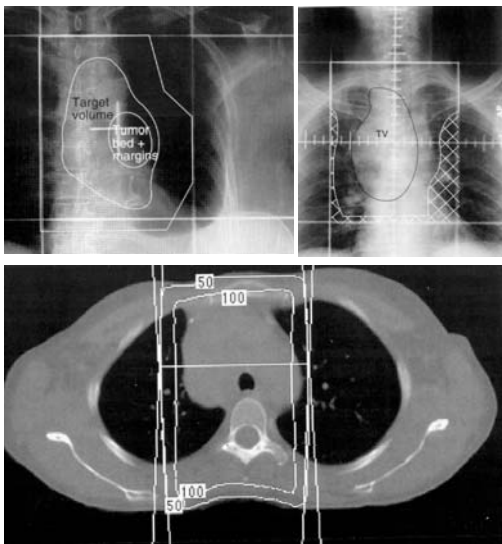
Deve-se observar a necessidade de diminuição do campo inicial durante o tratamento dos CPC, principalmente na presença de massas volumosas que podem ter regressão rápida devido à sua sensibilidade à irradiação.

#### b) Mediastino

Campos paralelos e opostos, anterior e posterior, delimitados a seguir:

- Limite superior: 2 a 3 cm acima da fúrcula, o suficiente para englobar todo o mediastino superior.
- Limite inferior: para tumores do lobo superior e médio, 5 cm abaixo da carina; para tumores do lobo inferior, até o diafragma.
- Limites laterais: largura suficiente para incluir os linfonodos mediastinais paratraqueais e hilares homolaterais. Geralmente 8cm de largura máxima, com o centro na fúrcula.





**Figura 1a:** Exemplo de campo na fase inicial do tratamento incluindo o tumor primário e as drenagens linfáticas.

### c) Fossas supraclaviculares

Campo anterior único:

- Limite superior: proeminência anterior da cartilagem tireóide, tomando-se o cuidado de evitar tangência da pele (proteger o bordo do músculo trapézio).
- Limite inferior: 1 cm abaixo do bordo inferior da clavícula.
- Limite lateral: borda medial do acrômio.
- Limite medial: bordo medial do músculo esternocleidomastoideo.

Pode-se irradiar as fossas supraclaviculares em campo único com o do mediastino e tumor primário, em campos paralelos e opostos ou ainda apenas pelo campo anterior calculado de 0,5 a 2cm de profundidade, com complementação da dose pelo posterior reduzido (sem a fossa), com o cálculo na metade do diâmetro antero-posterior (DAP)

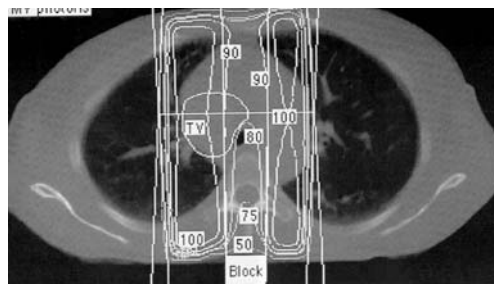
## Arranjo de Campos

Preconiza-se a irradiação do leito tumoral e cadeias ganglionares linfáticas correspondentes (figura 1a).

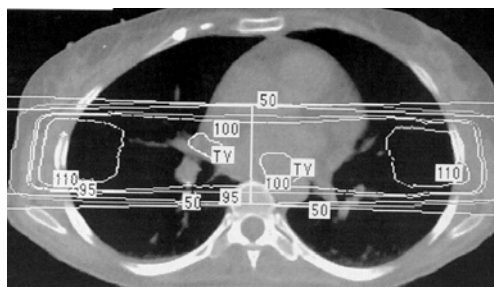
Como já citado anteriormente, a fossa supraclavicular homolateral deve ser irradiada em tumores do sulco superior e lobo superior, ou quando houver linfonodos comprometidos no local ou no mediastino superior. Nos carcinomas de pequenas células, as fossas supraclaviculares bilaterais podem estar incluídas nos campos.

Na fase inicial do tratamento (doença sub-clínica), os campos são paralelos e opostos com a irradiação do mediastino e tumor primário

até a dose de tolerância da medula espinhal - 40 a 50Gy (ver abaixo). Em pacientes N0 ou N1, a proteção da medula é muito simples, bastando ser colocado um bloco na linha média do paciente, protegendo pelo menos 3cm de largura. Atenção para o limite superior do campo onde a medula recebe uma dose/dia maior e deverá ser protegida antes da dose prescrita no centro do campo. Um pequeno bloco pode ser colocado do limite superior até a fúrcula ou até um ponto em que o DAP do local se aproxime do central. Em situações N2 (linfonodos mediastinais comprometidos), onde existe necessidade de se irradiar esses gânglios com doses radicais, esta proteção geralmente vai coincidir com esses linfonodos, sendo necessário um novo arranjo



**Figura 1b:** Proteção de medula pelo campo posterior apenas, evidenciando área de subdosagem na região da colimação.



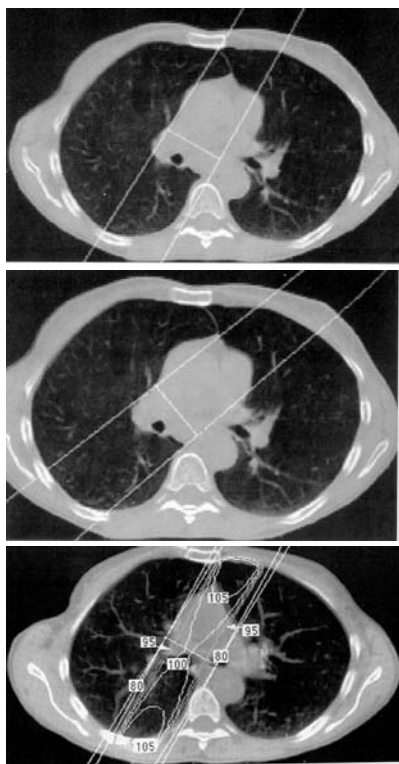
**Figura 2:** 2ª fase: entradas em campos paralelos e opostos latero-laterais para massas centrais

de campos para cada caso individualmente (figura 1b).

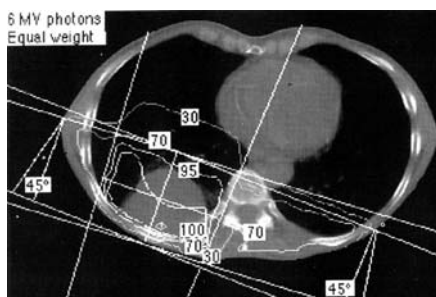
Pode-se utilizar técnica de isocentro ou distância foco-pele.

### Opções:

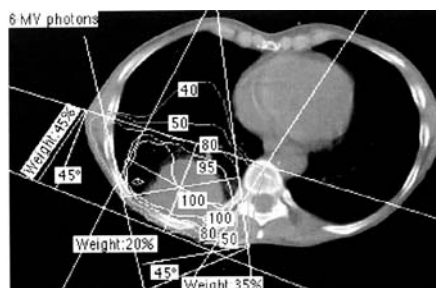
- Campos paralelos e opostos latero-laterais, de fácil reprodução para o tratamento do mediastino médio e inferior (linfonodos sub-carinais) (figura 2).
- Campos paralelos e opostos, oblíquos, quando a localização da doença não permite em radas laterais (evitar irradiação de ombros e braços) ou o volume de pulmão irradiado é extenso (figura 3).
- Campos ortogonais, ou angulados, ou em "X", individualizados para cada caso (figura 4).



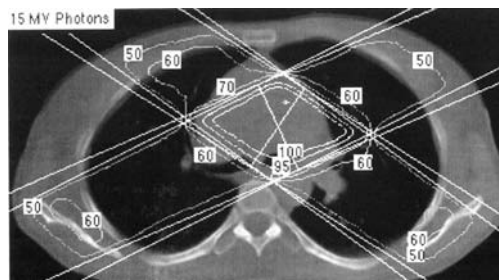
**Figura 3:** 2ª fase: composição de campos paralelos e opostos oblíquos, com preservação maior do pulmão em relação aos campos laterais, de acordo com o contorno de cada paciente.



**Figura 4a:** Reforço de dose em tumor posterior à direita. Planejamento com 3 campos de pesos iguais e filtros em 2 deles. A medula espinhal recebe cerca de 75% da dose.



**Figura 4b:** Arranjo de campos semelhante para mesmo tumor da figura 4a, com pesos diferentes, havendo maior preservação da medula espinhal, porém com aumento da dose em pulmão normal.



**Figura 4c:** Arranjo de campos em “X” para tumores centrais. O pulmão normal recebe pelo menos 50% da dose e a medula espinhal está preservada.

## Implementação do Plano de Tratamento

A região torácica é uma caixa rígida que não deve apresentar grandes variações de suas dimensões durante o tratamento. Entretanto, existe um movimento espontâneo contínuo, involuntário, tanto do tórax como dos órgãos internos devido à respiração e aos batimentos cardíacos. Assim, o paciente deve estar em posição confortável, que permita a melhor imobilização e reprodutibilidade possível.

### Opções:

- Decúbito dorsal, com os braços estendidos ao longo do corpo. A cabeça pode estar em posição anatômica ou hiper-extensão (principalmente para irradiação das fossas supraclaviculares), ou ainda virada para o lado contra-lateral quando apenas uma das fossas for irradiada.
- Decúbito dorsal, com os braços elevados, acima da cabeça, em posição anatômica. Esta postura geralmente é a ideal, primeiro porque reproduz o posicionamento do paciente na tomografia diagnóstica e também, para a fase final do tratamento, facilitando a entrada dos campos laterais ou angulados.
- Decúbito ventral com os braços apoiados sob a cabeça que poderá estar fletida, estendida ou virada para o lado, de acordo com cada caso. Esta posição facilita o tratamento de tumores posteriorizados, principalmente para o “boost”.
- Decúbito lateral, com os braços estendidos acima da cabeça, mais raramente utilizado, para campos tangentes em tumores próximos à parede torácica. O paciente deve estar bem apoiado e a sua posição deve ser fixada com lasers, para garantir sua reprodutibilidade.

Devido às doses finais elevadas que devem ser atingidas para o tratamento dos tumores de pulmão, equipamentos de megavoltagem são os ideais. Para pacientes com DAP de até 18cm, podem ser utilizados equipamentos de cobaltoterapia. Entretanto, de maneira geral, os aceleradores lineares com energias de 6 MV ou mais são os ideais. Energias a partir de 15MV são muito úteis para o tratamento do mediastino e tumores centrais. Combinações de fótons com elétrons podem ser utilizadas para tumores superficiais na fase de reforço.

## Prescrição da Dose

### Tratamento radical

CNPC: dose mínima de 45 a 50Gy para doença sub-clínica e 60-70Gy para doença macroscópica, de acordo com os órgãos envolvidos e o volume de tratamento.

CPC: dose mínima de 45Gy nos casos com resposta completa e, se possível, 60Gy em tumor residual.

Fracionamento: 1,8 a 2Gy/dia, 5x/sem. No tratamento exclusivo, 2Gy/dia são bem toleráveis. Quando existe associação com quimioterapia, 1,8Gy/dia ou menos são recomendados. No pós-operatório, de acordo com o volume de irradiação, a dose/dia pode variar de 1,8 a 2Gy.

### Tratamento paliativo

Apenas locais de doença macroscópica, são alternativas possíveis:

- 40-60Gy, fracionamento convencional;
- 2 cursos de 10 x 3Gy com intervalo mínimo de 30 dias entre eles (proteção de medula aos 30Gy);
- até 6 x 5Gy, 1 fração/sem, com reavaliações antes de cada aplicação;
- 10Gy dose única.

## Pontos de interesse para o cálculo da dose:

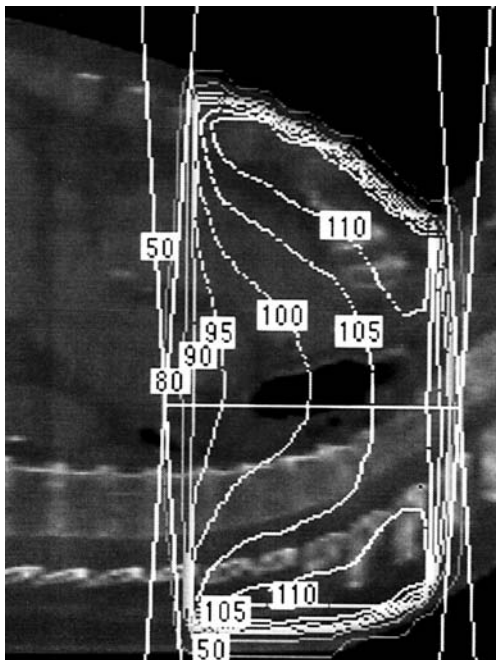
- tumor;
- metade do DAP do centro do campo (ponto em que são feitas a maioria das prescrições) e nos limites superior e inferior;
- fossa supraclavicular;
- medula espinhal.

As diferenças de DAP principalmente no limite superior devem ser consideradas pois, nessa região pode haver um acréscimo de até 10% da dose por fração, tornando-se um local de proteção mais precoce (medula e mediastino superior). A profundidade do cálculo de dose na fossa supraclavicular não deve exceder a 2cm e, de acordo com a energia de fótons utilizada,

deve-se acrescentar bólus.

A necessidade da utilização de filtros compensadores para grandes diferenças de DAP e a variação dos “pesos” dos campos, devem ser estudadas (figura 5).

O cálculo da dose em medula será feito no ponto de dose máxima, em geral, 2 a 3 cm abaixo da margem superior do campo posterior.



**Figura 5:** Composição da isodose em plano sagital, evidenciando as diferenças de DAP e, se necessário, composição com filtros compensadores.

## Doses de Tolerância

As doses de tolerância são definidas para fracionamentos de 1,8 a 2Gy.

Medula espinhal: 40 a 50Gy, em geral protegida após 45-46Gy. Não recomendamos a proteção apenas pelo campo posterior pois gera pontos frios em mediastino e a medula continuarecebendo dose através do campo anterior.

Esôfago: 50Gy o órgão inteiro e 60Gy em porções menores.

Coração: 30Gy o órgão inteiro. Evitar doses acima de 50Gy em partes do órgão. Sempre que possível, proteger a ponta do coração.

Pulmões: 15 a 20Gy são suficientes para causar pneumonite e fibrose do parênquima pulmonar. Mesmo não dispondo de um sistema de planejamento computadorizado, deve-se estimar o volume global de pulmão irradiado. O risco de complicações severas é quase certo quando se irradia mais que 60% (equivalente a aproximadamente um pulmão inteiro e 1/5 do outro) dos pulmões com doses acima de 25Gy.

## Resultados

### CNPC

#### 1. Radioterapia exclusiva

(com ou sem quimioterapia)

A literatura apresenta diversas formas de tratamento exclusivo, com variações de dose total e fracionamento. Até o momento, os resultados desses protocolos revelam um controle local de 60 a 70% com uma sobrevida global em 5 anos ao redor de 7%.

A associação com quimioterapia tende a elevar esses índices em pelo menos 5%, de acordo com a literatura.

#### 2. Radioterapia + cirurgia

Pacientes operados e que necessitaram de radioterapia complementar, apresentam sobrevida em 5 anos que varia de 30 a 70%, com um controle local de 70 a 90%.

A sobrevida dos pacientes submetidos a radioterapia pré-operatória para tumores de sulco superior e que são submetidos a cirurgia, chega a se igualar à dos operados sem irradiação prévia e, com a associação de braquiterapia nos casos parcialmente operados, pode haver elevação da sobrevida global dos pacientes com tumor residual para 20 a 25% em 5 anos.

### CPC

A sobrevida global em 2 anos dos pacientes com CPC limitado ao tórax varia de 15% para os doentes não irradiados a 25% para os pacientes irradiados. Esse fato se deve principalmente ao aumento do controle local com a associação da irradiação. A sobrevida em 5 anos é ao redor de 5%. Os resultados relativos aos pacientes com doença extensa, são bem inferiores, geralmente com expectativa de vida abaixo de 2 anos e sobrevida em 5 anos praticamente nula.

## Complicações

Efeitos colaterais bem como as complicações estão relacionados ao campo, dose, fracionamento e volume irradiado. Podem ser agudos (até 3 meses após o término do tratamento) e tardios.

#### a) Efeitos agudos

São aqueles observados durante e logo após o tratamento. Destacam-se a esofagite, tosse seca, escarro hemoptóico, hiperemia e descamação seca da pele. Geralmente desaparecem após o tratamento.

#### b) Efeitos tardios

Começam a ser observados a partir de 3 meses após o término da radioterapia, podendo

ou não causar sintomas. Podem então ser considerados como complicações. Os principais efeitos são: pneumonite seguida de fibrose pulmonar, pericardite e hiperemia da pele com atrofia, de acordo com a energia de radiação utilizada. A incidência de complicações consideradas graves, isto é, que requerem correção cirúrgica, que limitam severamente a atividade do paciente ou que ainda evoluam para óbito não deve ultrapassar 5% (geralmente, < 3%).

## Braquiterapia

A braquiterapia intersticial para os tumores de pulmão ainda não está muito difundida e seus resultados são restritos à experiência de alguns centros apenas.

A braquiterapia endobrônquica requer doses de 20 a 30Gy calculados a 1cm da fonte, com baixa taxa de dose. Não existe ainda, um consenso quanto à dose ideal nos tratamentos com alta taxa de dose. Recomenda-se o fracionamento do tratamento em 3 a 4 frações de 5 a 8Gy cada, calculadas a 1cm da fonte. Para palição apenas, dose única de 8 a 10Gy pode ser suficiente.

A principal complicação é a hemorragia fatal.

## Apêndice

### Irradiação Profilática do SNC

#### Técnica de tratamento

Os campos devem envolver todo o encéfalo, incluindo condutos auditivos e região retro-orbitária e os recessos meníngeos. Uma linha reta passando pela rima orbitária e abaixo do conduto auditivo é o limite inferior do campo. Os demais limites devem incluir todo o crânio com margem de 1cm pelo menos. Os olhos devem ser protegidos a partir da rima orbitária lateral, até a superior, numa linha que bissecciona o seio frontal, com cuidado para não se proteger o SNC.

#### Arranjo de Campos

Os campos são paralelos e opostos latero-laterais, podendo ser angulados posteriormente, evitando que sua divergência atinja o olho contra-lateral.

#### Implementação do plano de tratamento

Equipamentos de megavoltagem são ideais, de preferência com energias menores que 10MV.

O paciente deve estar em decúbito dorsal

com a cabeça em posição anatômica e os braços ao longo do corpo. Está indicada a confecção ou utilização de algum sistema de fixação para a cabeça: moldes de acrílico, termoplástico e outros.

#### **Prescrição da dose**

A irradiação profilática do encéfalo nos CPC deve ser realizada com um fracionamento de 1,8 a 2Gy/dia, até uma dose total de 30 a 40Gy. O cálculo é feito na metade do DAP. Aqui também deve-se observar a existência de grandes diferenças de DAP, principalmente na região frontal, a fim de se evitar superdosagem desnecessária, poupando inclusive, reações de pele indesejáveis ao paciente.

## **Resultado**

Recentemente foram publicadas evidências de que a profilaxia do SNC não só pode melhorar a qualidade de vida dos pacientes como também a sua sobrevida.

## **Complicações**

Foram descritas complicações neurológicas tardias em pacientes que receberam irradiação profilática do SNC (distúrbios de memória, concentração e rebaixamento mental). Entretanto, outros estudos demonstram que essas complicações estão relacionadas a uma dose/dia elevada (3Gy ou mais) e uma avaliação neurológica desses pacientes prévia à radioterapia, mas após a quimioterapia inicial já demonstra um rebaixamento dos índices avaliados, em relação à população normal.

# Planejamento Computadorizado

Joel F. Gonçalves

## INTRODUÇÃO

O câncer do pulmão é um dos mais comuns de todos os tumores malignos, com uma taxa de aumento anual de cerca de 2%. O tabagismo está associado a cerca de 90% dos casos diagnosticados, são outros fatores de risco a exposição ao radônio, ao asbesto, ao ar poluído e a determinados tipos de atividades profissionais tais como trabalhadores que lidam com compostos químicos hidrocarbonetos policíclicos aromáticos, níquel, cromo etc.

A radioterapia pode ser indicada pré ou pós-operatória. Em alguns casos, a irradiação pré-operatória pode oferecer melhores condições de ressecabilidade do tumores avançados, esterilizar as células além das margens de ressecção e prevenir a disseminação pela manipulação cirúrgica. Essas vantagens são obtidas com doses menores de radiação do que a que seria empregada no tratamento pós-cirúrgico, quando as alterações induzem condições de hipóxia e uma radioresistência relativa.

## ANATOMIA

O pulmão divide-se em duas partes; o pulmão direito e o esquerdo. O direito é composto de três lobos: o superior, o médio e o inferior, os quais são separados pelas fissuras oblíqua maior, menor ou horizontal; e o pulmão esquerdo, que é composto de dois lobos separados por uma única fissura.

## IMPORTÂNCIA DO ESTADIAMENTO

O estadiamento do paciente desempenha papel importante sob dois aspectos.

- 1- Definir a intenção do tratamento, se:
  - a) Radical – com intenção de cura; ou
  - b) Paliativo – com o objetivo de diminuir os sintomas;
- 2- Definir o volume de tratamento.

## PLANEJAMENTO

A decisão do tratamento radioterápico deve ser precedida do exame clínico, da confirmação do diagnóstico histopatológico, do estadiamento e de exames adicionais quando se fizer necessário.

## Posicionamento

Um dos fatores que influenciam fortemente a qualidade do tratamento é a reprodutibilidade do posicionamento do paciente no aparelho de tratamento nas mesmas condições em que foi feito o planejamento. Essa reprodutibilidade pode ser assegurada com a utilização de dispositivos de imobilização, quando necessário, ou de marcas de referência na pele do paciente. Por exemplo, o paciente pode ser alinhado na mesa quer de planejamento quer de

tratamento, utilizando-se o reticulado do aparelho de raios-X, ou do simulador, ou mesmo do aparelho de tratamento, e alinhando-se o paciente de tal maneira que a projeção do reticulado passe pelo seu nariz, pela furcúla esternal e pela linha da coluna. Cinco pontos devem ser tatuados no paciente, 3 na direção céfalo-caudal e dois lateralmente, sendo que o ponto central intercepta da duas linhas. Toda vez que o paciente for tratado, ele deve ser alinhado segundo esses pontos de referência. De acordo com a Bentel, o alinhamento do paciente não é tão importante quanto a reprodutibilidade das condições do planejamento.

Num serviço que disponha de um tomógrafo computadorizado dedicado ao planejamento radioterápico, de um sistema de planejamento, preferencialmente que tenha interface com o tomógrafo, de equipamento de terapia de última geração com colimadores de múltiplas folhas e de profissionais com disponibilidade de tempo para dedicar-se ao planejamento do tratamento, de uma equipe de técnicos bem treinados e orientados, é possível que seja oferecido ao paciente um tratamento bem elaborado, utilizando a técnica conformacional. Caso contrário, o recurso de usar bandejas, associadas as transparências, desenhadas individualmente para o campo anterior e para o campo posterior, com blocos de proteção padronizados ou personalizado para cada paciente ou de bandejas personalizadas para cada campo de tratamento e para cada paciente são recursos a altura de qualquer serviço.

Para alguns pacientes às vezes é possível solicitar uma tomografia, a fim de definir melhor o volume de tratamento, ou no mesmo serviço, ou fora dele; nesse caso seria aconselhável que a equipe de radiologia fosse orientada no que tange ao posicionamento do paciente, pois muitas vezes o procedimento é feito sem os cuidados necessários a um bom planejamento: ou o paciente não alinhado corretamente, ou muitas vezes o contorno do paciente não pode ser completamente visualizado. Esse tipo de recomendação pode ser feita no pedido do exame.

Quando os recursos da Instituição é limitado o próprio aparelho de tratamento pode ter parte do seu tempo de utilização dedicado ao planejamento do tratamento. Pode ser construída uma bandeja com pedaços de chumbo encravados de tal maneira que a distância da projeção entre cada pedaço no isocentro do aparelho seja igual a 1,0 ou 2,0 cm.

Os colimadores devem ser abertos de tal maneira que englobe todo o volume de tratamento marcando-se pontos de referência na pele do paciente. Fazendo-se uma radiografia de localização, cuja técnica que fornece a melhor imagem é obtida pelo processo de tentativa e erro, o médico terá uma maneira de fazer uma programação de qualidade compatível com a disponibilidade do serviço.

A interação entre a equipe, radioterapeuta, físico, dosimetrista e técnico, é muito importante. O responsável pela prescrição do tratamento é o médico, por isso é importante que ele deixe bem claro o que pretende fazer. Por exemplo: se a doença compromete uma das fossas supraclaviculares e o paciente vai ser tratado com campos paralelos e opostos, com centros e tamanhos diferentes, como a dose total vai ser aplicada?; em que ponto de referência a dose vai ser prescrita? Essa colocação pode parecer desnecessária, mas em nossa experiência nem sempre essa mensagem é passada claramente. O centro do campo pode ser apenas uma referência geométrica, e não o ponto de prescrição da dose.

É importante, quando da utilização de campos alargados que o médico deixe bem claro quais os pontos e profundidade de interesse do conhecimento da dose, a partir da prescrição num ponto de referência para que o Físico possa lhe fornecer esses dados com mais segurança. Decidido o tratamento torna-se necessário a especificação dos volumes, dos órgãos de risco e das doses.

## Técnicas de tratamento

Vários fatores influenciam na técnica de tratamento: estágio clínico, localização da lesão, estado geral do paciente, objetivo do tratamento, disponibilidade do serviço etc.

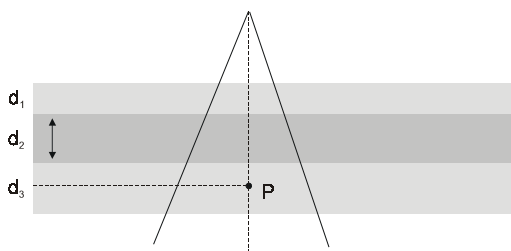
A utilização de fótons de alta energia, se por um lado preserva o parênquima pulmonar, por outro pode acarretar a subdosagem nos linfonodos superficiais. A dose na medula deve ser limitada a 45 Gy, que é a sua dose de tolerância, no sentido de evitar complicação futura. Um dos métodos empregados, para assegurar que a dose foi mantida dentro do limite de tolerância, é realizar uma parte do tratamento com campos oblíquos, embora acarrete a irradiação de um maior volume pulmonar. A utilização de campos oblíquos pode acarretar a irradiação de parte do ou dos pulmões não comprometida pela doença, técnica que muitas vezes descartada pela equipe.

## A correção da heterogeneidade

Quando o paciente é irradiado, independente da região anatômica de tratamento o feixe de radiação atravessa diferentes estruturas com diferentes composições, as quais podem alterar a distribuição da dose. Essa alteração depende da natureza do material presente na trajetória do feixe e da qualidade da radiação.

No tratamento do paciente acometido de neoplasia do pulmão, a parte do pulmão não comprometida pela doença e o pulmão contralateral constituem a heterogeneidade do meio. Os principais métodos de correção da heterogeneidade são descritos na literatura: a relação tecido meio equivalente, EqTAR, a Lei da Potência de Batho, BPL, do inglês Batho Power Law, e a Lei da Potência de Batho Modificada, BM.

Considere, na figura 1, um ponto situado a uma profundidade  $d$  da superfície do meio, estando o mesmo  $d_3$  abaixo de uma heterogeneidade de espessura  $d_2$ , cuja parte superior está a uma profundidade  $d_1$  da superfície.



**Figura 1:** Diagrama esquemático mostrando um fantoma equivalente a água contendo uma heterogeneidade.

$$d = d_1 + d_2 + d_3 \quad (1)$$

Para radiação na faixa da megavoltagem, o processo predominante de interação da radiação com a matéria é o efeito Compton, o qual é dependente da densidade de elétrons do meio, número de elétrons por centímetros cúbicos,  $r_e$ , a espessura do meio,  $d_2$  pode ser substituída, de acordo com Sontag e Cunningham, pelo produto  $r_e d_2$ . Nesse caso a profundidade do ponto de cálculo, equivalente a água será:

$$d' = d_1 + \rho d_2 + d_3 \quad (2)$$

Métodos de correção da heterogeneidade

Método 1:

EqTAR - Proposta por Sontag e Cunningham

$$FC = \frac{TAR(d', A')}{TAR(d, A)} \quad (3)$$

FC é o fator de correção;

TAR é a relação tecido/ar como definido por Johns *et al.* (13);

$d'$  é a profundidade da heterogeneidade;

$A'$  é a área do campo na profundidade  $d'$ ;

$A$  é a área do campo na profundidade  $d$ ;

$d$  é a profundidade física abaixo da superfície do meio.

Método 2:

### BATHO POWER LAW

Proposto por Batho, e Young e Gaylord no qual a razão dos TARs é elevada a uma potência.

$$CF = \left[ \frac{TAR(d_2 + d_3, A)}{TAR(d_3, A)} \right]^{(\rho_2 - 1)} \quad (4)$$

Os termos utilizados na equação (4) possuem os mesmos significados das equações (1), (2) e (3).

Nesse método é levado em conta a localização da heterogeneidade em relação ao ponto de cálculo mas não em relação a superfície. Isto é  $d_1$  não é levada em consideração.

Método 3:

### LEI DE BATHO MODIFICADA

Sontag e Cunningham, propuseram uma forma mais geral da lei da potência de Batho, a qual ficou conhecida com Lei de Batho Modificada, a qual permite a correção da dose em pontos tanto no interior quanto abaixo da heterogeneidade:

$$CF = \frac{TAR(d_3, A)^{(\rho_3 - \rho_2)}}{TAR(d_2 + d_3, A)^{(1 - \rho_2)}} \quad (5)$$



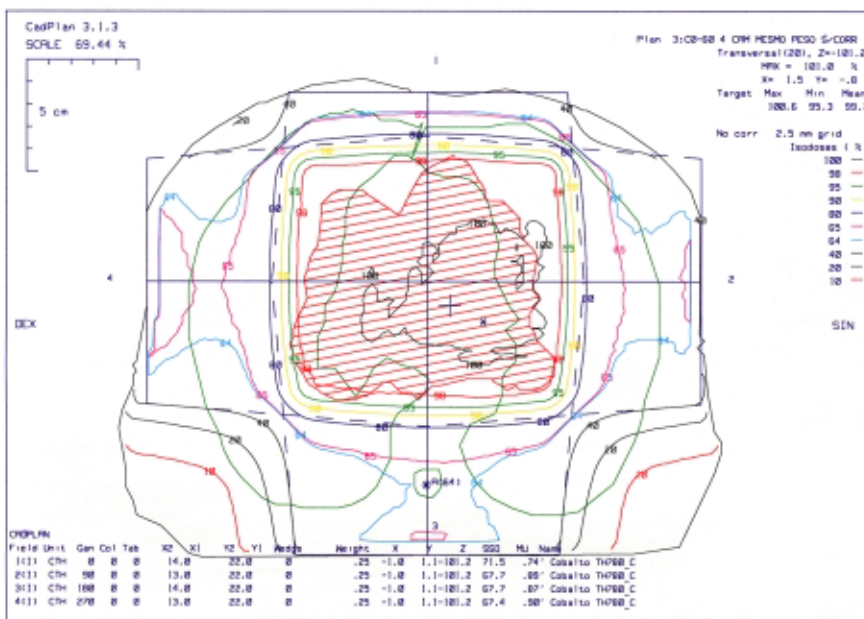
Na equação (5) os termos têm os mesmos significados definidos anteriormente, sendo  $r_3$  a densidade do material no qual a heterogeneidade se encontra e  $r_2$  a densidade do material acima da heterogeneidade;

Com o objetivo de mostrar como as curvas de distribuição da dose podem influenciar ou não na decisão de um tratamento, será feita a análise de um tratamento conforme descrito adiante, para um paciente que foi submetido a uma tomografia computadorizada, no tomógrafo fabricado pela Picker, modelo PQ2000, e obtidos

48 cortes. O tomógrafo, tem interface com o sistema de planejamento CadPlan, fabricado pela Varian, utilizado no presente trabalho.

As figuras a seguir, mostram a distribuição da dose para o tratamento utilizando 4 campos, dois pares paralelos opostos, antero/posterior e laterais direito/esquerdo, num feixe de  $^{60}\text{Co}$ , pesos iguais, dose de 50 Gy, prescrita na curva de 95%.

**Situação 1:**



**Figura 2 – Distribuição sem correção da heterogeneidade.**  
A curva de 100%, com um volume considerável, está dentro do CTV, o qual é englobado pela curva de 95%. O gradiente é de 7,5% (102,1/95). A dose na medula, 64% (33,7 Gy) está abaixo do limite de tolerância



**Figura 3 - Histograma da dose em função do volume, HDV, do tratamento da situação 1.** Cerca de 75% do CTV recebe 44 Gy, os pulmões, direito e esquerdo, recebem aproximadamente a mesma dose. A dose na medula está abaixo do limiar.

Situação 2:

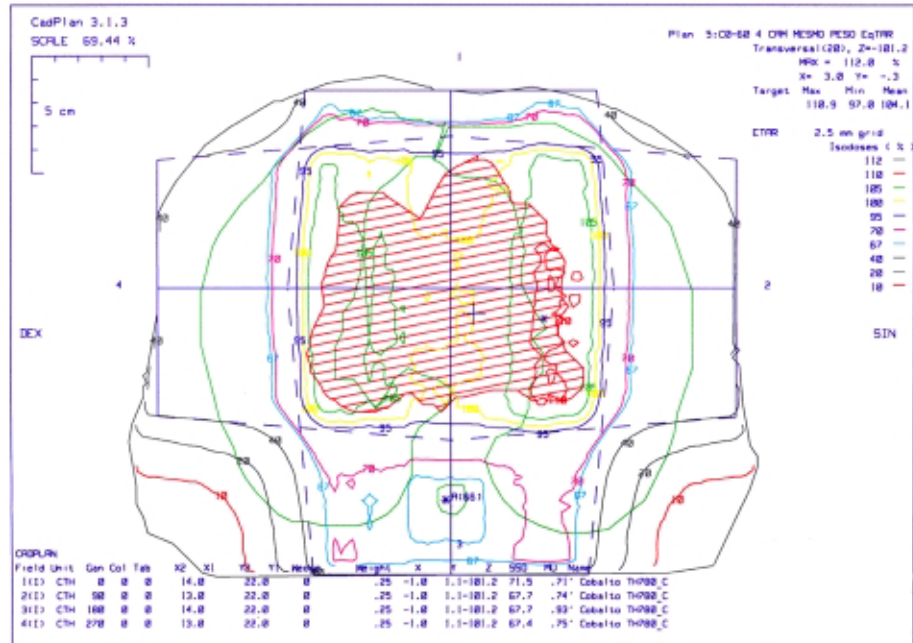


Figura 4 – Distribuição com correção da heterogeneidade, EqTAR.

Devido a correção, uma parte do volume do pulmão esquerdo recebe 110% da dose e o ponto de máximo aumentou de 102,1% para 110,9%. O tratamento, se prescrito na curva de 100%, acarretaria uma sub-dosagem num certo volume do CTV. A prescrição do tratamento na

curva de 95% acarretaria um gradiente de cerca de 16,7%, porém todo o CTV estaria dentro da curva escolhida. Nesse caso a dose na medula seria um pouco maior, passaria de 64% para 66%, de 33,7 Gy para 34,7 Gy.



Figura 5 – HDV do tratamento mostrado na Fig. 3. Observa-se um discreto aumento de dose no CTV, nos pulmões e na medula.

Situação 3:

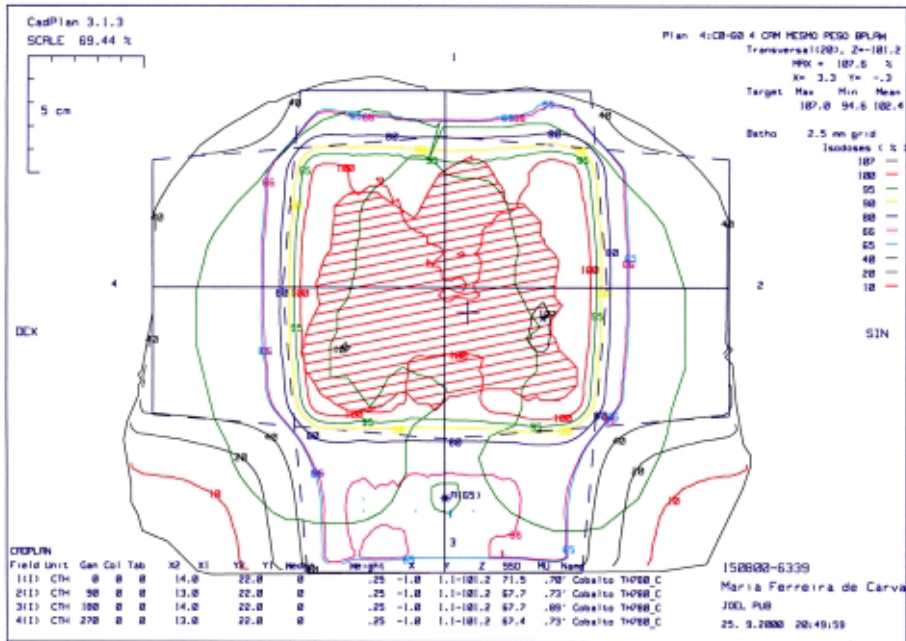


Figura 6 – Correção pelo método Batho Power Law.

A dose no ponto de máximo foi de 107,%. A medula recebe 65% da dose prescrita. Há uma deformação da curva de 100%, mais acentuada do que o que aconteceu com a correção pelo EqTAR. O gradiente é igual a 12,6%.

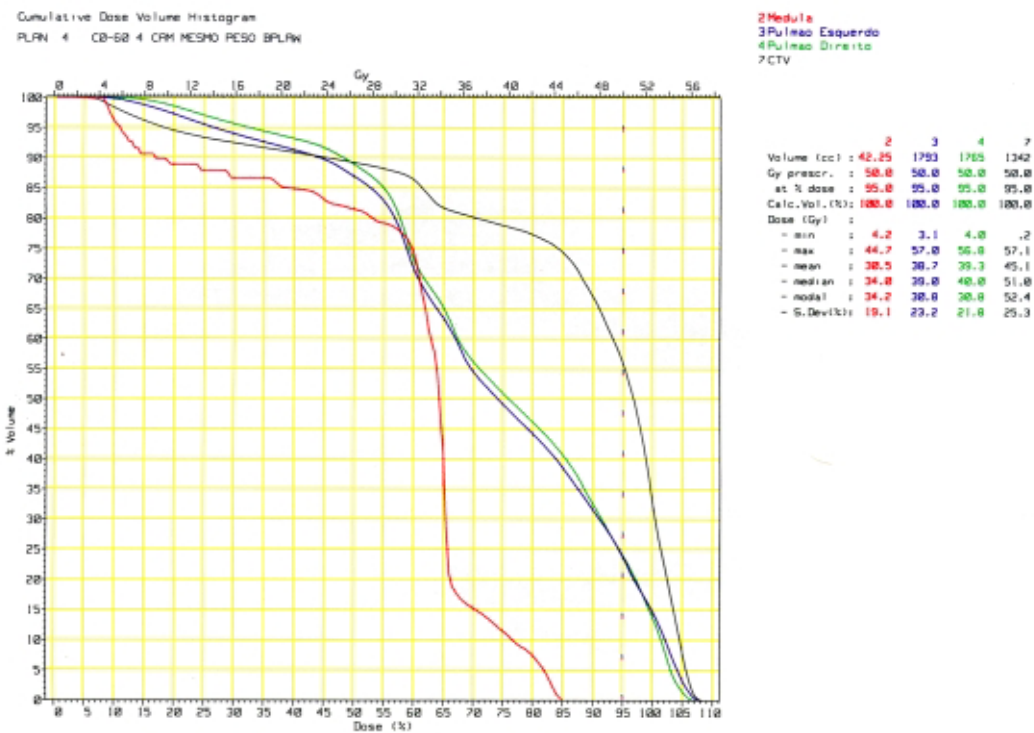


Figura 7- HDV do tratamento mostrado na Fig. 5. Há um discreto aumento no volume de CTV que recebe dose máxima.

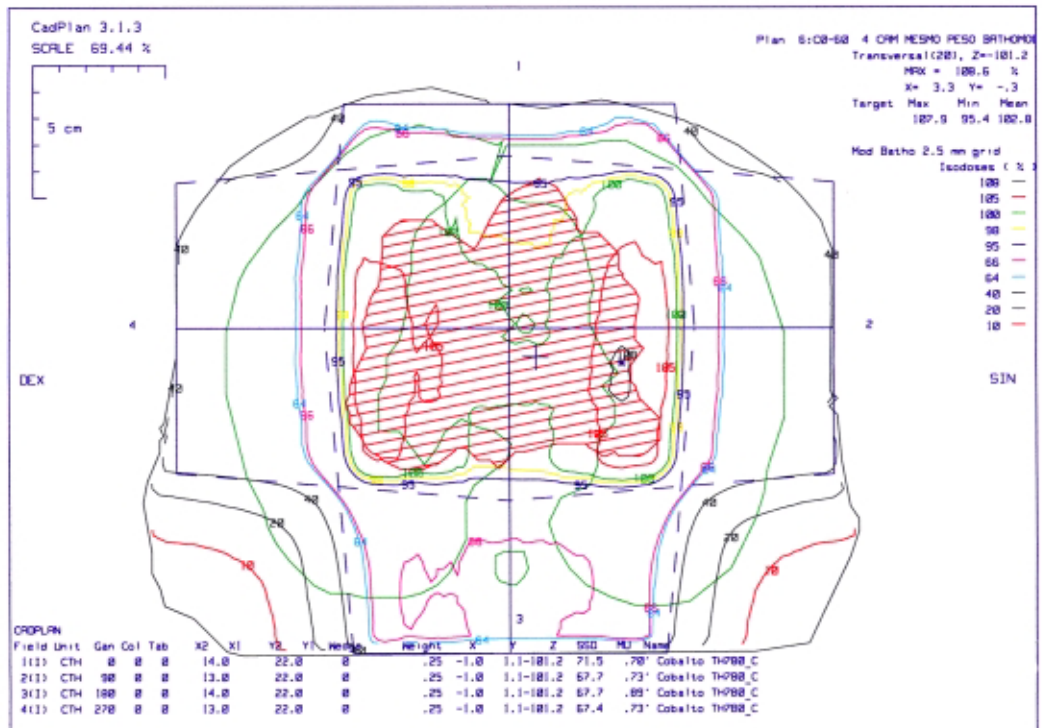


Figura 8- Correção Batho Modificada. Ligeira modificação quando comparada com obtida utilizando a correção pelo BPL.

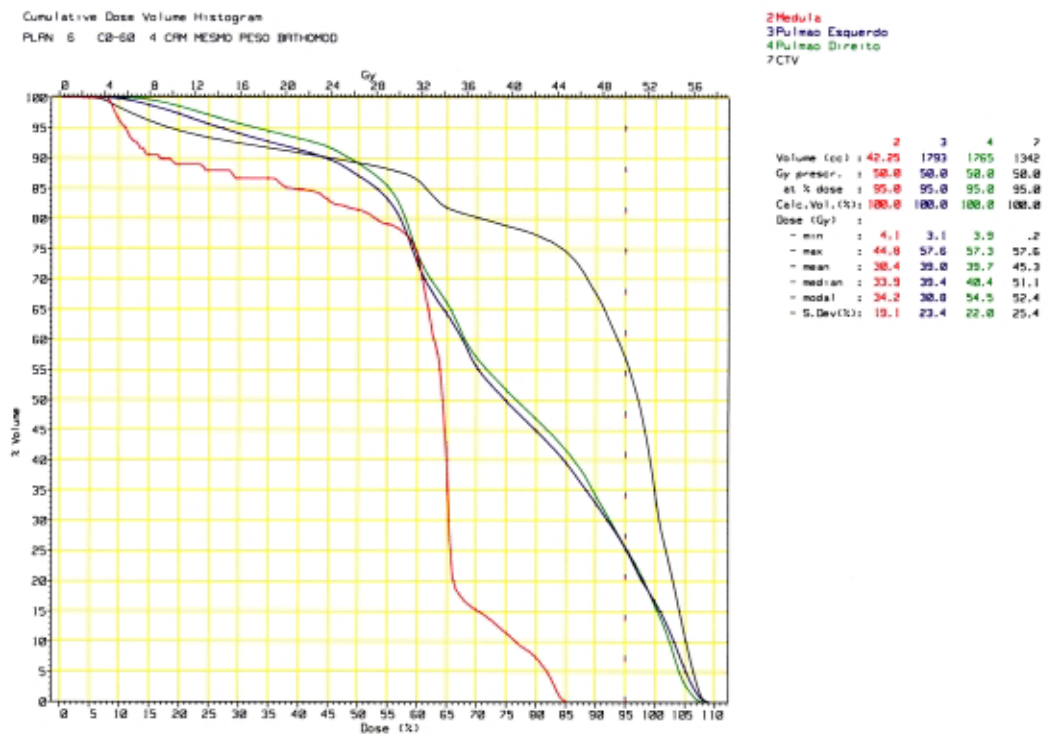


Figura 9- HDV da correção pelo método BM.

As tabela abaixo resumem dados extraídos dos HDV apresentados para o  $^{60}\text{Co}$ . Construídas afim de facilitar as nossas conclusões.

Dose (Gy)						
Método	Máximo(%)	CTV	P. Dir.	P. Esq.	Med.	Grad.(%)
S/Cor.	102,1	59,5	54,6	54,5	44,9	7,5
EqTAR	110,9	59,5	58,7	59,5	46,5	16,7
BathoPlaw	107,0	57,1	56,8	57,0	44,7	12,6
BathoMod.	107,9	57,6	57,3	57,6	44,8	13,6

**Tabela 1-** Dose no ponto de máximo, em percentual, e a dose, em Gy, no CTV, nos pulmões, direito, P.Dir., e esquerdo, P.Esq., e na medula, Med., e os respectivos gradientes, Grad., de acordo com a correção empregada, no feixe do  $^{60}\text{Co}$ .

Na tabela 2 são apresentados os tempos de tratamento de cada campo, no  $^{60}\text{Co}$ , calculados pelo CadPlan.

tempo (min)				
Método	Anterior	Posterior	Lat. Dir.	Lat. Esq.
S/ correção	0,74	0,87	0,90	0,89
EqTAR	0,71	0,93	0,74	0,75
BPLaw	0,70	0,89	0,73	0,73
Batho Mod.	0,70	0,89	0,73	0,73

**Tabela 2-** Tempo de tratamento, em minuto, para os diferentes campos, e método de correção empregado. Feixe do  $^{60}\text{Co}$ .

As tabelas abaixo, resume dados extraídos dos HDV e das curvas de distribuição de dose, as quais não são apresentadas, para os feixes de fótons de 6 MV e de 15 MV.

Dose (Gy)						
Método	Máximo(%)	CTV	P. Dir.	P. Esq.	Med.	Grad.(%)
S/Cor.	101,7	58,6	55,8	55,8	48,3	7,1
EqTAR	105,5	56,5	56,1	56,4	47,9	11,1
BathoPlaw	107,4	57,4	56,9	57,3	48,3	13,1
BathoMod.	107,4	57,4	56,9	57,3	48,3	13,1

**Tabela 3 –** Dose no ponto de máximo, em percentual, e dose, em Gy, no CTV, nos pulmões e na medula, e os respectivos gradientes, de acordo com a correção empregada, para o feixe de 6 MV.

A tabela 4 mostra a dose monitor, calculada pelo CadPlan, para os diferentes campos utilizando o feixe de 6 MV.

Dose (UM)				
Método	Anterior	Posterior	Lat.Dir.	Lat.Esq.
S/Cor.	57	64	65	64
BathoPlaw	55	65	56	56
BathoMod.	55	65	56	56

**Tabela 4 –** Dose, em unidade monitora, UM, para os diferentes campos, de acordo com o método de correção, para o feixe de 6 MV.



Como pode-se observar, também para o feixe de 6 MV quando a correção, quer pelo método Batho Power Law ou Batho Modificada é aplicada, o valor calculado da dose monitor foi cerca de 3,5% menor para o campo anterior, e cerca de 16% nos campos laterais.

**Para o feixe de 15 MV.**

Método	Máximo(%)	Dose (Gy)				
		CTV	P. Dir.	P. Esq.	Med.	Grad.(%)
S/Cor.	102,1	55,1	54,5	54,8	51,2	7,5
EqTAR	108,6	58,1	57,6	58,1	52,4	14,3
Batho Plaw	104,2	55,6	55,1	55,6	50,6	9,7
Batho Mod.	107,2	57,4	56,8	57,3	51,2	12,8

**Tabela 5** – Dose no ponto de máximo, e dose, em Gy, no CTV, nos pulmões e na medula, e os respectivos gradientes, de acordo com a correção empregada, para o feixe de 15 MV.

A tabela 6 mostra a dose monitor, calculada pelo CadPlan, para os diferentes campos, para o feixe de 15 MV.

Método	Dose (UM)			
	Anterior	Posterior	Lat.Dir.	Lat.Esq.
S/Cor.	67	73	49	49
Eq.TAR	65	74	44	44
Batho Plaw	65	74	44	44
Batho Mod.	65	74	45	45

**Tabela 6** – Dose, em unidade monitora, UM, calculada pelo CadPlan, para os diferentes campos, e método de correção, para o feixe de 15 MV.

Para o feixe de 15 MV quando a correção, quer pelo Batho Power Law ou Batho Modificada é aplicada, o valor calculado da dose monitor foi cerca de 3,1% menor para o campo anterior, e de 10% nos campos laterais.

**Análise dos resultados:**

1) A correção da heterogeneidade mostra a forma como a curva de distribuição da dose no meio é alterada, o que, na maioria das vezes, não é levada em consideração na prática da radioterapia.

2) A prescrição da dose baseada na curva de distribuição sem correção, no histograma dose volume correspondente e na análise do gradiente de dose, induz ao erro de julgar-se que tanto o percentual da dose no ponto de máximo, quanto na sua localização mantém-se o mesmo. Na tabela 1 observa-se que, para o feixe de <sup>60</sup>Co, o percentual aumentou de 100,6%, sem correção, para 110,9%, quando corrigida pelo EqTAR, e foi aproximadamente igual quando corrigida quer pelo método Batho Power Law, 107,0%, quer pelo método Batho Modificada, 107,9%.

3) De acordo com a tabela 1, a dose máxima no CTV é mesma tanto sem correção como quando aplicado o EqTAR, sendo cerca de 4% menor quando corrigida pelo método Batho Power Law ou Batho Modificada.

4) A dose absorvida nos pulmões, nos tratamentos em que nenhum método de correção é aplicado, é sempre maior do que a suposta contribuição dos campos laterais. Vide tabela 1.

5) A dose na medula é maior do que a suposta somente quando o método de correção aplicado é o EqTAR, tabela 1.

6) Qualquer que seja o método de correção aplicado obtém-se sempre um gradiente de dose maior do que o obtido sem correção sendo maior, no entanto quando o EqTAR é aplicado, tabela 1.

7) Na tabela 2, observa-se que apesar dos HDV terem apresentados aproximadamente o mesmo comportamento, caso se quisesse levar em consideração a presença da heterogeneidade, os tempos de tratamento deveriam ser reduzidos em

cerca de 5% para o campo anterior e em 22% para os laterais.

8) As tabelas 3 e 5 confirmam que tanto para o feixe de 6 MV quanto para o feixe de 15 MV, tanto o gradiente como a dose nas estruturas analisada variam quando a correção é aplicada.

9) As tabelas 4, para o feixe de 6 MV e 6 para o feixe de 15 MV, mostram que a aplicação do método de correção, da mesma forma que para o feixe de  $^{60}\text{Co}$ , resultaria numa dose monitor menor para os campos laterais.

# Anatomia Topográfica x Planos de Tratamento

Marcos Davi Lemos de Mello

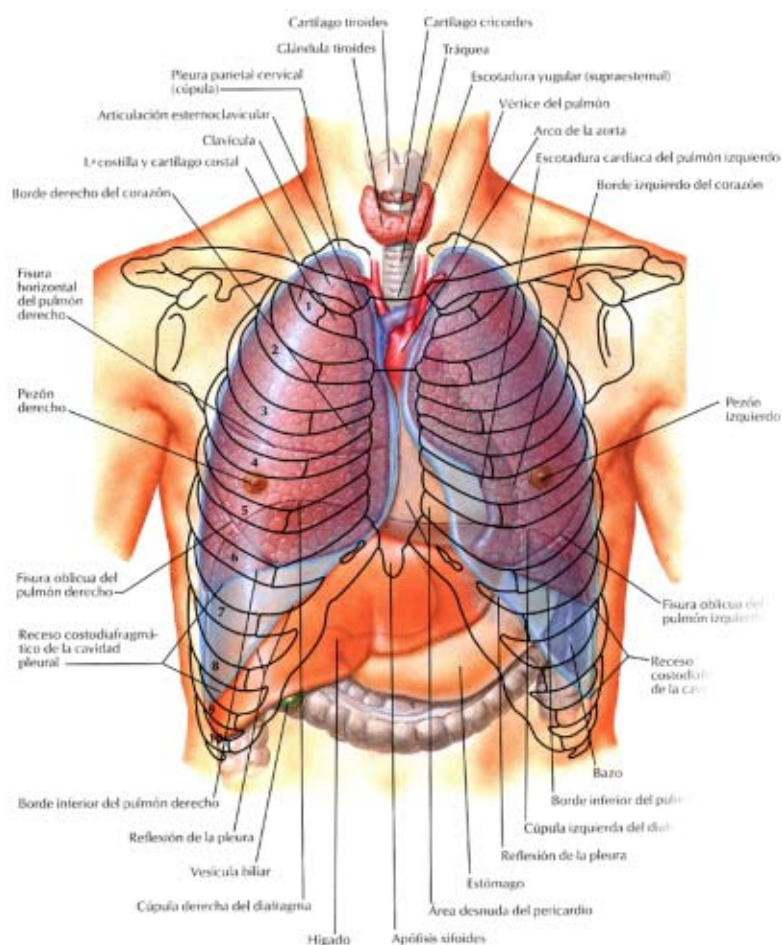
## INTRODUÇÃO

### A Anatomia da Região

O tórax em sua conformação anatômica externa pode expressar uma estreita relação com as estruturas internas, como pode ser demonstrado nas figuras 1 e 2.

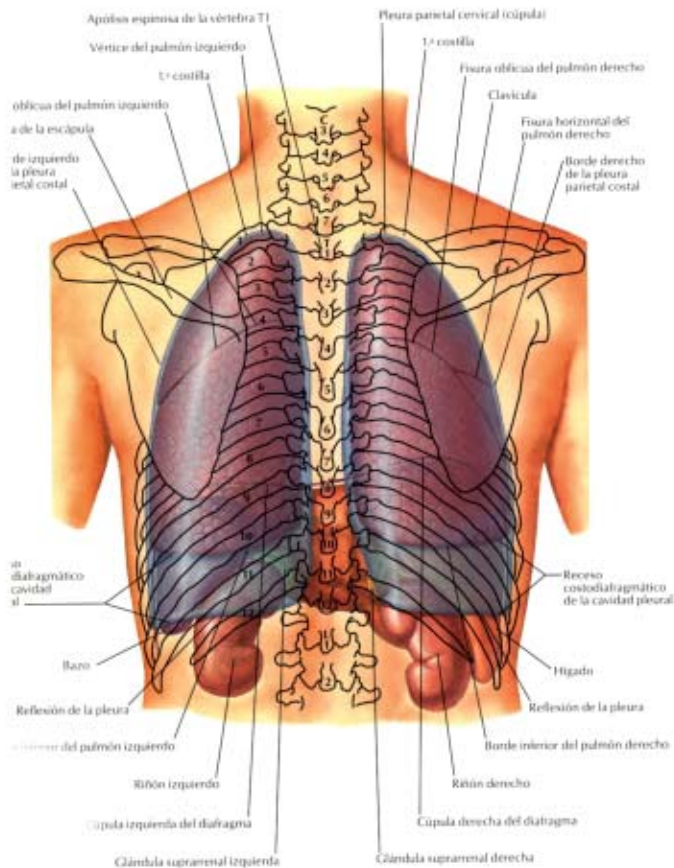
Importante é a constatação e o registro da irregularidade da superfície torácica, onde dependendo de sua localização, os diâmetros

podem ser os mais variados em relação às estruturas presentes no interior do tórax, tecido pulmonar inclusive, sendo esta uma variável sempre presente no planejamento terapêutico do tratamento do câncer pelas irradiações ionizantes.



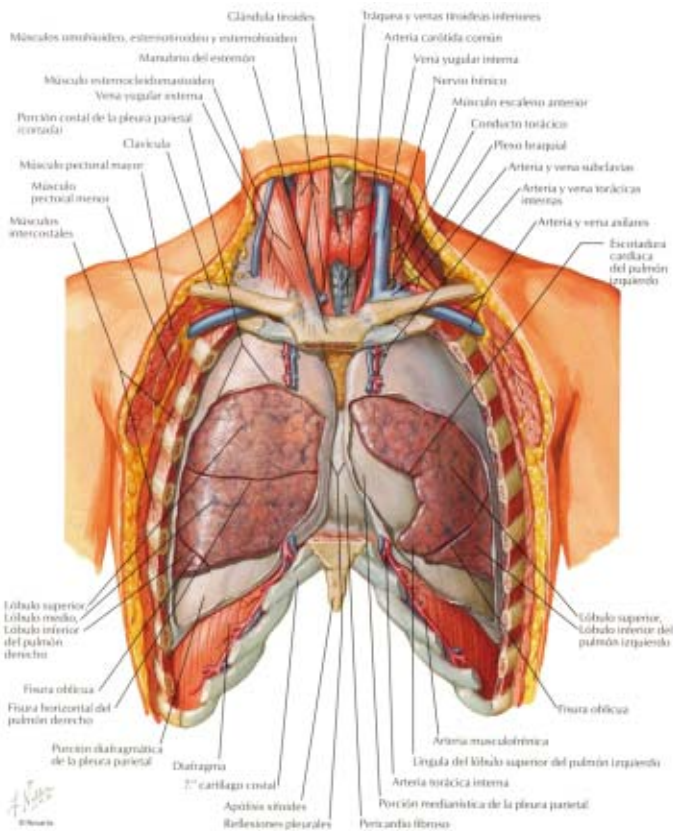
**Figuras 1.** Vista anterior - Relações determinadas pela articulação esternoclavicular e os ápices pulmonares; as cartilagens costais, a silhueta cardíaca e as fossas supra e infraclaviculares.





**Figuras 2.** Vista posterior - Relações determinadas pela articulação esternoclavicular e os ápices pulmonares; as cartilagens costais, a silhueta cardíaca e as fossas supra e infraclaviculares.

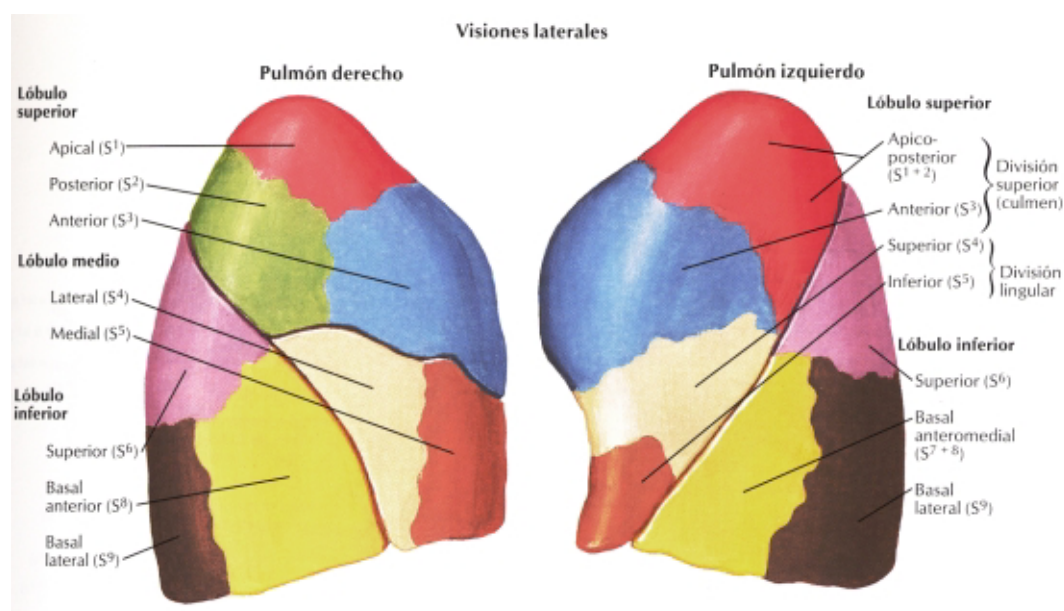
Logo abaixo da caixa torácica podemos observar os pulmões e o pericárdio, Fig. 3.



**Figura 3.** Pulmões e Pericárdio

O pulmão direito é constituído de 3 lobos: o superior, o médio e o inferior, não sendo sua distribuição geométrica exatamente como seria de se esperar pela descrição acadêmica. Dependendo de onde se observe o pulmão, se anterior, lateral ou posteriormente, podem estar flagrantemente os 3 lobos, predominar dois, ou um deles. Isto é de grande importância para a correta localização do tumor primitivo, seu possível lobo ( posição neste lobo, se anterior, média ou posterior ) onde se localiza e a drenagem linfática inerente a este lobo e sua possível cobertura com a delimitação dos campos de radioterapia adequados.

O pulmão esquerdo tem apenas 2 lobos, o superior e o inferior e neste a estrutura anatômica é mais definida, embora dependendo também de onde possa ser observado, o mesmo raciocínio anterior seja empregado, figura 4.



**Figura 4. Lobos pulmonares**

A estrutura anatômica mais importante em relação ao processo carcinogênico (formação e promoção do câncer), a árvore brônquica acha-se representada na figura 5, quando a estrutura de distribuição segmentar dos mesmos segue à mesma ordem dos pulmões direito e esquerdo anteriormente descritas.

O Mediastino é constituído por uma série de estruturas nobres que o compõem e que são determinantes no tratamento do câncer pulmonar pela radioterapia, figura 6. Entre estas estruturas as mais significativas para balizar o tratamento actínico, suas limitações, proteções e seqüelas são: o esôfago e principalmente a medula óssea, como veremos posteriormente quando formos estudar a dose e as seqüelas para

os diversos órgãos e estruturas em tela.

O Sistema Linfático intratorácico, figura 7 e sua drenagem linfática, é possivelmente, entre as estruturas em questão, as mais importantes em termos de disseminação secundária desta neoplasia, já que como sabemos este é o seu principal sítio receptor de metástases, sendo o domínio de seu conhecimento, condição indispensável para o correto planejamento tanto da localização, quanto da extensão adequada na correta delimitação dos campos de radioterapia.

Atualmente, podemos dizer com segurança que dispomos de recursos diagnósticos, em termos de imagem, suficientes para uma verdadeira dissecação por imagens das intimidades do corpo humano. Este recurso diagnóstico tem se mostrado de grande valor na exata avaliação e determinação das infiltrações e extensões dos tumores do pulmão e de inúmeros outros órgãos internos até pouco tempo atrás pobremente

avaliados.

## O Planejamento Terapêutico

O planejamento terapêutico do câncer do pulmão atravessou várias etapas. Especificamente em relação à radioterapia, até o final da década de 40, quando surgiram os equipamentos de megavoltagem, o tratamento era feito de forma quase empírica, onde os equipamentos de ortovoltagem disponíveis, mesmo nos grandes centros internacionais, para administrar uma dose maior à região tumoral, necessitavam submeter os pacientes a três vezes a dose a profunda, na superfície.

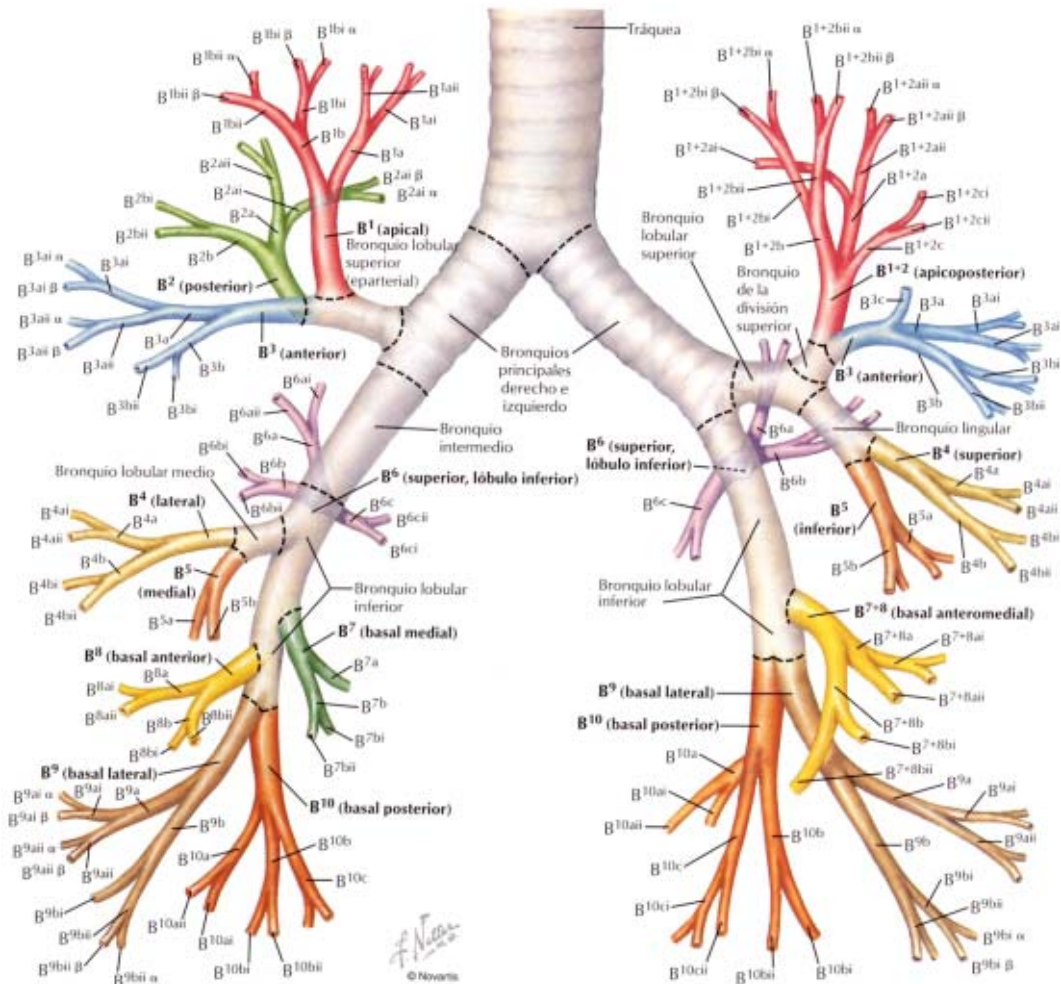


Figura 5. Arvore bronquica

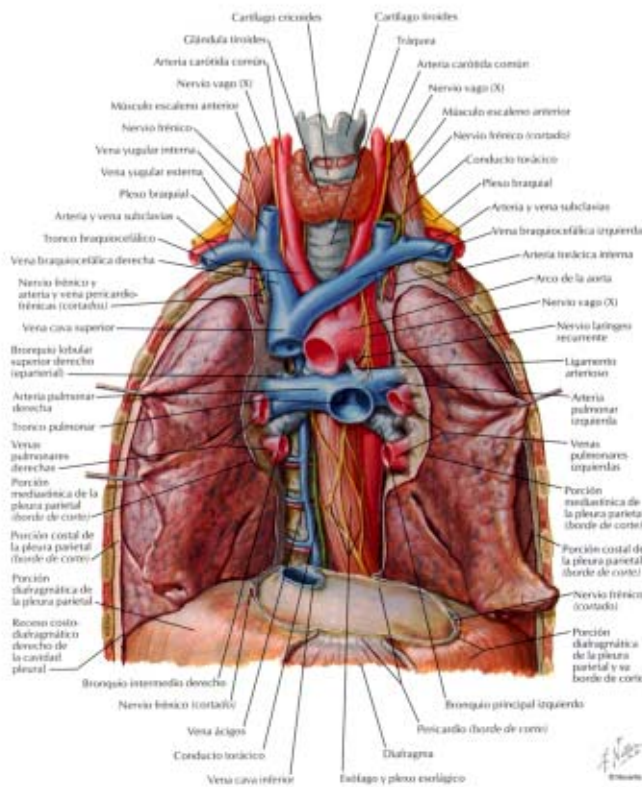
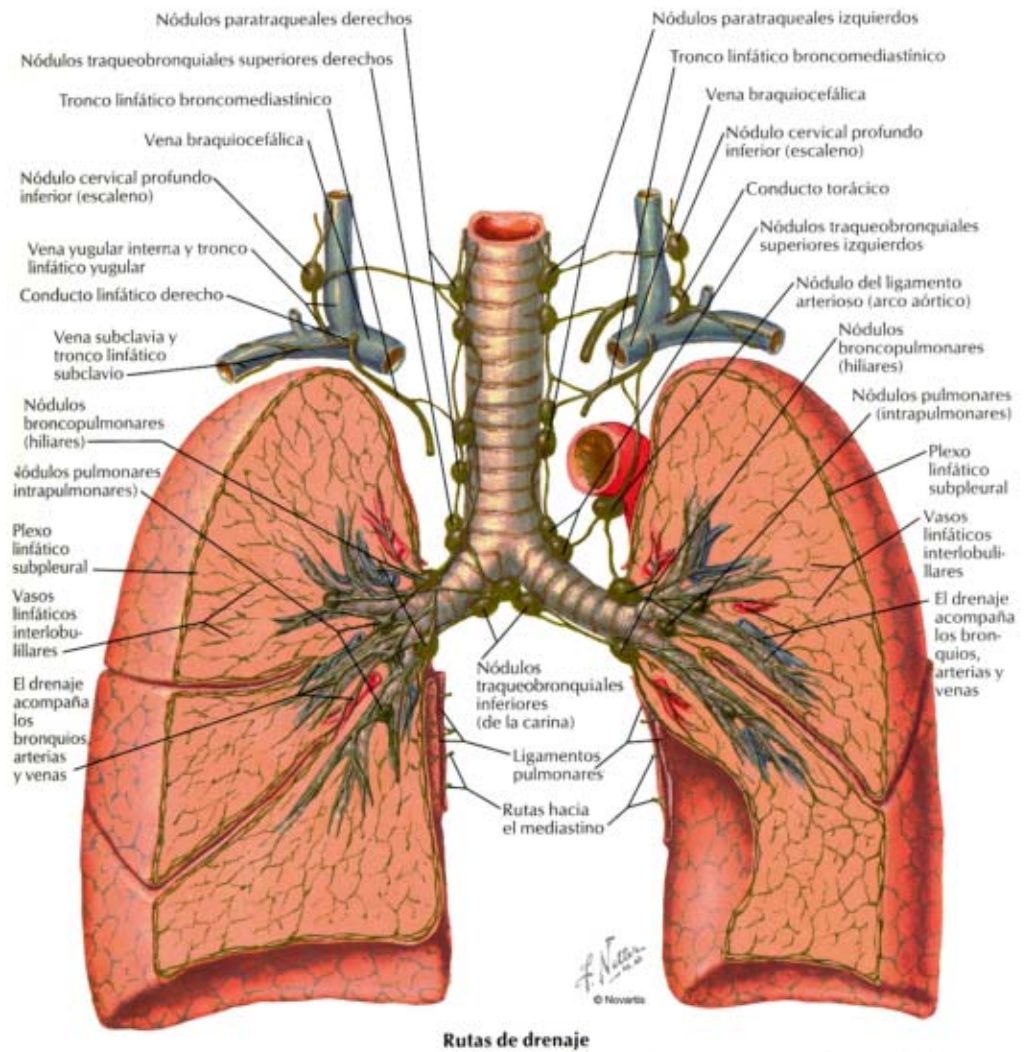


Figura 6. Mediastino





**Figura 7. Sistema Linfático Intratorácico**

Desta forma, tanto a intolerância da pele a estas altas doses quanto o que chegava ao tumor era insuficiente para eliminar a neoplasia maligna definitivamente, como a pouca freqüência deste tumor até o final dos anos 50, início dos anos 60, não permitiram à radioterapia um lugar de destaque no arsenal terapêutico inicial do câncer do pulmão.

Atualmente, não só com o avanço do armamentário terapêutico, como com o maior conhecimento da biologia tumoral, podemos dizer que o tratamento do câncer do pulmão ampara-se cada vez mais em premissas biológicas lógicas, que antes mesmo do tratamento ser iniciado, já nos indicam não só o possível melhor tratamento disponível, como a provável resposta ao mesmo, assim como delineiam o prognóstico da maioria dos pacientes.

O Planejamento Terapêutico do câncer do pulmão ampara-se atualmente nos Fatores Prognósticos, que são :

- O Estadiamento Clínico-Patológico da Lesão
- O Tipo Histológico
- A Performance
- A Perda de Peso
- A Mutaçao do Gene K-RAS
- A Deleção do gene Supressor
- A Presença de C-CAM Medido por Anticorpo Monoclonal
- O Nível Sérico Elevado em Enolase Neuroespecífica

Dos Fatores Prognósticos mencionados acima, os mais importantes atualmente para definir a opção terapêutica inicial do paciente, são o Estadiamento Clínico-Patológico ( como se apresenta o tumor na época do diagnóstico , o TNM ); o Tipo Histológico ( se carcinoma epidermoide, adenocarcinoma, pequenas células, indiferenciado ) e a performance.

Em relação ao Estadiamento Clínico-Patológico, resumidamente, podemos adiantar que de um modo geral, se o tumor não for muito avançado na época do diagnóstico, até o Estadiamento IIb, IIIa, e existindo condições cirúrgicas satisfatórias, os pacientes são submetidos a esta forma de tratamento, restando em princípio para a radioterapia os pacientes portadores de tumores mais avançados, Estadiamento IIIa, IIIb.

O tipo histológico é também determinante na escolha da opção terapêutica. De um modo geral, a não ser os tumores de pequenas células, a opção cirúrgica continua sendo a preferencial nos demais tumores quando não muito avançados na época do diagnóstico.

A performance também é determinante na opção terapêutica destes pacientes, pois aqueles que apresentam o comprometimento muito acentuado do estado geral, seja por perda ponderal de peso significativa — 10% ou mais em 6 meses — assim como, baixa condição ventilatória, algum tipo de débito cardíaco inadequado ao processo de estresse cirúrgico e anestésico, são rejeitados pela cirurgia e encaminhados à radioterapia, configurando-se a norma de que os pacientes submetidos à radioterapia são inevitavelmente, em média, os de prognóstico mais sombrio.

Os demais fatores prognósticos descritos acima, principalmente os genéticos, tem atualmente pouca definição em relação à opção terapêutica proposta, o que provavelmente não será a regra em um futuro próximo, quando presume-se estes componentes genéticos terão um papel importante a desempenhar na estratégia terapêutica a ser empregada.

Aqui, nesta ocasião, abordaremos apenas a radioterapia radical e o seu planejamento terapêutico, deixando as demais formas e opções de tratamento para momento mais adequado. O Planejamento terapêutico no tratamento radical do câncer do pulmão obedece à uma seqüência de eventos técnicos que se iniciam após avaliado e estadeado o paciente em tela pela correta definição do VOLUME ALVO e da CONFIGURAÇÃO dos CAMPOS de RADIOTERAPIA, que são basicamente

definidos pelas variáveis abaixo :

1. Tamanho e Localização do Tumor Primário
2. Drenagem Linfática
3. Tipo Histológico
4. Equipamento Disponível

O tamanho e a localização do tumor primitivo são determinantes na configuração do arranjo de campos adequados a cobrir não só a área do tumor primitivo como a drenagem linfática inerente ao tumor. Dependendo do lobo pulmonar onde se localiza o tumor primitivo, a área a ser coberta pelos campos de irradiação obedecerá em geral a um delineamento prévio.

A drenagem linfática a ser coberta pelos campos de irradiação é em geral também definida pela localização do lobo pulmonar onde se encontra o tumor primitivo. Sendo assim, os tumores localizados nos lobos pulmonares superiores obrigam a que os campos incluam as fossas supraclaviculares superiormente, assim como inferiormente, devem incluir em média, 5 a 6 cm abaixo da carina.

Nos tumores localizados nos lobos médios e inferiores não é obrigatório incluir as fossas supraclaviculares nos campos de irradiação, sendo que quando os tumores são primitivos dos lobos inferiores, todo o mediastino deve ser incluído nos campos. Atualmente, a inclusão do mediastino contralateral nos campos de irradiação é contestada por grande parte dos serviços, sendo suas indicações restritas ao comprometimento grosseiro, demonstrado por mediastinostomia ou por imagem, pois a extensão demasiada do volume pulmonar a ser irradiado só aumenta as complicações.

O tipo histológico é também importante na delimitação dos campos pois sabemos que os adenocarcinomas apresentam-se preferencialmente na periferia do pulmão e tem uma elevada tendência para metástases à nível dos gânglios do hilo e do mediastino, assim como à distância.

Finalmente, como o equipamento disponível, deve-se levar em conta não só a disponibilidade dos serviços em máquinas de tratamento, sejam aceleradores lineares, bombas de cobalto, como a estrutura de apoio no planejamento terapêutico, tais como os simuladores, os sistemas de planejamento em 3

dimensões, a confecção de blocos de proteção, a disponibilidade de tomografias computadorizadas, ressonâncias nucleares magnéticas, um departamento de física atualizado e a rotina que se possa dar a esta parafernália de equipamentos e material humano serão determinantes no planejamento mais ou menos apurado e na otimização deste tratamento.

O volume alvo, após esta definição, será determinado e obrigatoriamente compreenderá em média uma margem de segurança que nos planejamentos em 2D, rotineiramente não devem ser menores do que 2.0cm ao redor do tumor primitivo e 1.0 ao redor da drenagem linfática eletiva.

Mais recentemente, o RTOG, grupo cooperativo norte-americano envolvido no estudo e no aprimoramento das técnicas de radioterapia para o tratamento do câncer do pulmão, definiram uma nova nomenclatura para otimizar a definição do volume alvo neste tratamento, sendo esta a tendência presumida a ser adotada nos planejamentos em 3D, caminho natural da radioterapia nos próximos anos.

## Volume Alvo

A delimitação do volume alvo aqui, segue uma tendência de configurar os campos de formatos irregulares no sentido de prover proteção adequada e máxima aos tecidos normais adjacentes ao tumor, assim como é norma arranjá-los em forma múltipla com o mesmo sentido anterior.

## Dificuldades

As dificuldades para definir o volume alvo adequado ao tratamento radioterápico do câncer do pulmão, iniciam-se pelas próprias características anatômicas da região onde a superfície irregular e inclinada do tórax faz com que as distâncias entre a superfície do tórax e o tumor tenham medidas díspares dependendo do segmento torácico comprometido, necessitando quase sempre uma devida correção a ser efetuada com filtros compensadores.

Outra dificuldade intrínseca é determinada pelos limites de dose observados tanto pelo pulmão quanto das demais estruturas contidas na região, sendo indispensável lembrar que em virtude da baixa densidade do tecido pulmonar, faz-se necessário o uso de filtros compensadores para normalização de dose neste órgão.

## Planejamento Terapêutico em 2D e 3D

A tendência atual, como frisamos anteriormente é para todos os planejamentos terapêuticos em radioterapia profunda serem executados em 3 dimensões ( 3D ). Esta prática demonstra que pode-se desta forma otimizar o tratamento, não só aumentando a dose para o tumor e suas drenagem linfática, como também reduzindo a dose para o tecido sã.

Entretanto para agregarmos este avanço tecnológico importante à rotina de nossos serviços, necessitamos dispor além do equipamento indispensável, como o simulador e o sistema de planejamento, inserir uma rotina de trabalho compatível com o aproveitamento aprimorado deste equipamento.

Em resumo, a rotina para a execução razoável do planejamento terapêutico em 2D e 3D, segue abaixo:

### Planejamento em 2D:

- Posicionamento
- Radiografia Simples do Tórax
- Fluoroscopia
- Marcações Anteriores e Laterais
- Reprodução
- CT
- Portal Filme
- Espessuras Múltiplas

### Planejamento em 3D:

- Simulação em CT
- Posicionamento
- Fixação – ( Braços acima da cabeça ? )
- Múltiplos Focos a Laser
- Fluoroscopia
- Radiografia de Perfil
- Feixes Oblíquos ( Braços ? )

Como vemos, aparentemente as rotinas de posicionamento e localização são parecidas, entretanto o rigor empregado é substancialmente maior na programação em 3D, quando alguns itens como o posicionamento do paciente pode ser ao contrário da programação em 2D, quando a posição é rotineiramente em decúbito dorsal, braços estirados para baixo diferente, com braços colocados acima da cabeça. Nesta circunstância, deve-se observar criteriosamente se os feixes não estão entrando ou saindo através dos braços, o que não é recomendável. Utiliza-se aqui também as radiografias em perfil, dispensáveis na programação em 2D.

## Técnicas de Tratamento

As técnicas de tratamento, se as separarmos aqui do planejamento, deve-se a uma tentativa de tornar este material um pouco mais didático. Durante muito tempo o planejamento terapêutico em 2D condicionou a que a maioria dos tratamentos se fizesse às custas de campos paralelos e opostos até determinada dose, no caso 45 Gy e se continuasse o tratamento através da campos angulados.

Caso não tivéssemos no campo de irradiação estruturas tão nobres quanto o esôfago, o coração e principalmente a medula óssea o planejamento terapêutico do câncer do pulmão não ofereceria maiores dificuldades, além daquela inerente às próprias limitações de dose do pulmão como abordaremos adiante.

Sendo assim, os campos paralelos e opostos, como rotineiramente encampam o mediastino, podem ser utilizados até o limite de dose médio de 45Gy, quando então, por limitações de dose em estruturas nobres, medula óssea principalmente, somos obrigados a utilizar outros arranjos de campo que devem continuar o tratamento.

Como em média a dose prevista como suficientemente mínima para um objetivo terapêutico radical está em torno de 60 a 65Gy e esta dose é incompatível para as estruturas citadas acima, sem causar efeitos secundários deletérios, podemos utilizar então os arranjos de campo abaixo discriminados que devem ser configurados através de simulação e portal filme, assim como é indispensável levar em conta a própria fisiologia respiratória e cardiovascular, o que inevitavelmente faz com que o pulmão seja um órgão em permanente movimento de expansão e retração, o que deve ser levado em conta na configuração final dos campos. É indispensável o registro de que quanto menor a sofisticação de recursos de um serviço, maiores serão estas margens de segurança ao redor do tumor e da drenagem linfática, o que inevitavelmente compreende uma maior quantidade de tecido normal a ser irradiado com possibilidades maiores de danos e seqüelas ao tecido são.

### Técnicas de Tratamento

- Campos Paralelos e Opostos
- Campos Angulados
- Campos Ortogonais
- Campos Laterais

Faz-se necessário o registro de que os campos laterais utilizados por alguns serviços, comprovadamente aumentam a dose para o tecido pulmonar são, o que deve ser sempre levado em conta quando do planejamento terapêutico anterior.

## A dose as Respostas, as Limitações e as Sequelas

Segundo as premissas apregoadas por Gilbert Fletcher, a dose suficientemente hábil para para esterilizar o carcinoma broncogênico estaria em torno de 80 a 100 Gy. Todavia na prática diária tem sido impossível trabalhar com estes altos níveis de dose, o RTOG, grupo cooperativo norte-americano, estudando a dose e sua resposta em câncer do pulmão, em estudos randomizados, constatou que obtinha respostas parciais e completas de acordo com o nível de dose administrado, levando-se em conta as frações diárias convencionais de 1.8 a 2.0Gy:

### RTOG - DOSES E RESPOSTAS ( Parciais e Completas )

40 Gy	—————	40%
50 Gy	—————	50%
60 Gy	—————	56%

### Pulmão

A observação inicial importante em termos de limite de dose na região é a de que o próprio tecido pulmonar pode apresentar dano com dose a partir de 20 Gy. Sendo este o limite de dose considerado seguro para este tecido.

Diversos autores internacionalmente reconhecidos tem estudado a dose, a resposta e as seqüelas no câncer do pulmão, conforme descreveremos abaixo de forma esquemática para uma melhor compreensão :

**Ball** - Aumento da sobrevida com doses acima de 60 Gy

**Wurschmidt** - Aumento da sobrevida com doses acima de 70 Gy

**Cox e Al** - 69.6 Gy superior a doses mais baixas e a 74.4 e a 79.2

Outros estudos randomizados tem mostrado em 3 braços, a radioterapia convencional com 60 Gy, a radioterapia hiperfracionada com 69.6 Gy e a associação concomitante entre a radioterapia e a quimioterapia, que a associação de radioterapia e quimioterapia apresenta melhores resultados, seguida pela radioterapia hiperfracionada e finalmente a radioterapia convencional.

Parece, no momento, que as doses acima de 69.6 Gy não apresentam vantagens que superem os efeitos secundários e as seqüelas ao tecido são, estando entre as mais freqüentes, as pneumonites que podem se manifestar já dentro dos 3 meses imediatos ao tratamento, assim como as fibroses pulmonares, um pouco mais tardiamente. O dano ao tecido pulmonar são tem uma relação íntima com a dose, o fracionamento,

o volume irradiado, assim como os efeitos são consideravelmente exacerbados com a associação com alguns quimioterápicos, como os agentes alquilantes, principalmente a doxorubicina.

Outras estruturas como a traquéia, os brônquios proximais e a pleura não oferecem sensibilidade maior.

Ainda em relação ao tórax, as costelas não devem receber uma dose superior a 50 Gy. As mamas, principalmente quando em fase de crescimento, o que é raro na faixa etária propícia ao câncer do pulmão, podem sofrer retardo no seu desenvolvimento com doses entre 10 a 15 Gy. O plexo braquial, pode sofrer alterações sensitivas e motoras cerca de 18 meses após doses de 55 Gy.

### Medula Espinhal

A Medula Espinhal é entretanto a estrutura contida no tórax mais importante no planejamento terapêutico do câncer do pulmão. A dose, com frações convencionais não pode ultrapassar os 45 Gy, podendo se ultrapassado este limite, já agudamente se apresentar a Síndrome de Lhermitte, que clinicamente se manifesta pela sensação de choque que vem de trás e migra para os membros. Apresenta-se 2 a 4 semanas após a radioterapia e pode perdurar por 6 a 9 meses.

O dano crônico, aquele que pode aparecer entre 6, 7 a 24 meses após a radioterapia, ocasiona deficiências sensitivas e motoras abaixo do segmento afetado e pode evoluir para paraplegias e tetraplegias se os limites de dose na região não forem obedecidos.

Ainda deve-se ressaltar que o segmento medular contido no terço superior do tórax é o mais sensível, devendo-se levar esta premissa em conta nos planejamentos terapêuticos.

Existe uma relação ainda importante entre a dose, o volume do segmento irradiado e a associação com quimioterápicos como o metotrexate, o etoposide e a cisplatina.

### Esôfago

O esôfago pode ser um importante órgão limitador do tratamento, pois está inicialmente sempre no campo de irradiação, apresenta logo com 2 a 3 sema nas de radioterapia em doses convencionais, a esofagite, que se caracteriza por secreção e dor, sendo necessário algumas vezes a interrupção do tratamento por 1 semana.

As complicações podem evoluir tardiamente para estreitamento, perfurações e fístulas. Sendo exacerbadas pela Cisplatina e a dose não podendo aí elevar-se acima de 65 Gy.

### Coração

A principal estrutura do coração a sofrer a ação da radioterapia é o pericárdio, podendo apresentar síndromes agudas com dores torácicas, febre e derrame pericárdico no curso do primeiro ano após a radioterapia, assim como as síndromes crônicas, com fibrose e retração pericárdica, configurando-se a pericardite constrictiva, quadro grave se relacionado a neoplasia.

As doses de 20 Gy já devem ser observadas com cuidado, assim como aos 30 Gy deve-se proceder à proteção subcarineal. Em relação às coronárias, se doses acima de 45 Gy são administradas, pode ocorrer coronariopatia obstrutiva após 10 a 15 anos.

### O Futuro

O tratamento do câncer do pulmão com radioterapia parece estar caminhando para uma associação interessante onde a programação em 3 dimensões será obrigatória, podendo as doses não convencionais serem uma opção exequível, assim como a utilização concomitante da quimioterapia, seja com os atuais quimioterápicos, como com o aparecimento de novas drogas, desempenhará daqui para diante uma importante função na abordagem terapêutica desta freqüente e agressiva neoplasia maligna, que pelos parâmetros atuais da epidemiologia mundial ainda será por muito tempo um desafio considerável a imaginação, à pesquisa e aos programas de prevenção do câncer, principalmente, no caso, o difícil e utópico controle do tabagismo.

## BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- BENTEL G. Radiation Therapy Planning. 2ª ed. McGraw-Hill Co., New York, 1996.
- NETTER, F. H. Atlas de anatomia humana 2ª ed. Novartes, East Hanover New Jersey, 1999.
- PEREZ C, BRADY L. Principles and Practice of Radiation Oncology. 3ª ed. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1998.
- Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU REPORT 50 – International Commission on Radiation Units and Measurements. 7910 Woodmont Avenue. Behtesdam Maryland 20814. U.S. A.
- Radiation Oncology: Management Decisions. Editor : K.S. Clifford Chao, M.D.; Carlos A. Perez, M.D., Luther W. Brady, M. D. Lippincott – Raven Publishers, Philadelphia – New York.



- SALVAJOLI JV, SOUHAMI L, FARIA SL. Radioterapia em Oncologia. MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, Rio de Janeiro, 1999.
- YOUNES RN. Tumores Torácicos. MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, Rio de Janeiro, 1997.
- Estimativas da incidência e mortalidade por Câncer no Brasi. Ministério da Saúde, Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. Instituto Nacional do Câncer, Brasil, 2.000.
- Radiation Oncology: Management Decisions. Editor: K. S. Clifford Chao, M. D. Carlos Perez, M. D., Luther W. Brady, M. D Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia – New York, January, 1999.
- Radioterapia em Oncologia. João Vítor Salvajoli, Luis Souhami e Sergio Luiz Faria. Copyright @ 1999 by MEDSI Editora Médic e Científica Ltda.
- International Adjuvant Lung Cancer Trial, IALT. A large-scale trial evaluating adjuvant chemotherapy after curative resection of non small cell lung cancer. Initiated by the Institute Gustave-Roussy, Villejuif, France, June 1995.
- Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.
- ICRU Report 50 – International Commission on Radiation Units and Measurements. 7910 Woodmont Avenue. Bethesdam Maryland 20814. U.S. A.
- Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50) ICRU Report 62 – International Commission on Radiation Units and Measurements. 7910 Woodmont Avenue. Bethesdam Maryland 20814. U.S. A.
- Radiation Therapy Planning: including problem and solutions. Bentel, Gunila Carleson, 2 ed. McGraw-Hill Health Profissons Division, 1996.
- ICRU 24 – International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated By Beams of X or Gamma Rays in Radiation Therapy. ICRU Publications, 1976. 7910 Woodmont Avenue, Suite 1016 Behtesda, Maryland 20814 – U.S.A.
- The Physics of Radiation Therapy, Second Edition, March, 1997. Khan, Faiz M., Ph.D. Williams & Wilkns. A Waverly Company
- Textbook of Radiation Oncology. Edited by Steven A. Leibel, M.D., Theodore L. Phillips, M.D. Copyright @ 1998 by W. B. Saunders Company.
- Sontag MR, Cunningham JR. Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Med Phys 1977, 4: 431 - 434.
- Sontag MR, Cunningham JR. The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculation in a heterogeneous medium. Radiology 1978; 129: 787 - 794.
- Johns HE, Whitmore GF, Watson TA, Umberg FH. A system of dosimetry for rotation therapy with typical rotation distributions. J. Can Assn Radiol 1953, 4:1.
- Batho, HF. Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. J. Can. Ass Radiol. 1964, 15: 79 – 83.
- Young MEJ, Gaylord JD. Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy. Br J Radiol

**Protocolo de Calibração  
IAEA TRS #277**

Eugenio del Vigna Filho

**Protocolo de  
Controle de Qualidade**

Maria Lúcia Ferreira



# Protocolo de Calibração IAEA TRS #277

Eugenio del Vigna Filho

## INTRODUÇÃO

**RADIOTERAPIA** é a modalidade de tratamento, principalmente das neoplasias malignas, que entrega uma quantidade controlada de radiação ionizante numa região limitada do corpo do paciente. Na maioria dos casos esta quantidade (dose) é aplicada fracionadamente, num certo período de tempo, com o objetivo de eliminar as células malignas que estão dentro do volume irradiado.

Em geral, quanto maior a quantidade de radiação, maior a probabilidade de eliminação das células anormais. Entretanto, existe um limite superior, que é dado pela tolerância das células e tecidos normais presentes no volume irradiado. A radiação pode induzir mudanças significativas nos tecidos normais e, idealmente, estes danos não devem atingir o estágio onde seja impossível a recuperação funcional e morfológica do tecido.

Assim sendo, principalmente na radioterapia curativa, o radioterapeuta tem como objetivo liberar a máxima quantidade de radiação ao tumor, sabendo que ela está muito próxima ou até se superpõe à de tolerância do tecido normal.

Estas considerações trazem a importante questão do **GRAU de RIGOR** necessário para a dose entregue ao paciente. Seu conhecimento é importante por diversos motivos:

- i. O equipamento de radioterapia deve ser projetado e construído de modo que se obtenha, rotineiramente, um feixe de radiação com as necessárias exatidão e precisão.
- ii. Deve-se programar e executar procedimentos de dosimetria física e manutenção que assegurem que o equipamento mantém suas especificações originais em toda vida útil.
- iii. A distribuição de dose para uma dada configuração de feixes ou fontes (dosimetria

clínica) deve ser realizada rotineiramente pelos físicos e médicos envolvidos no tratamento.

- iv. Quanto maior a precisão necessária, mais complexos, demorados, trabalhosos e custosos serão os procedimentos técnicos e dosimétricos.
- v. O tratamento de um paciente é feito em aplicações diárias e pode se estender por várias semanas. Numa aplicação podem ocorrer erros inaceitáveis, por exemplo, no posicionamento do paciente, na posição do volume tumoral ou nos parâmetros dosimétricos do feixe.

Sem dúvida alguma, o tratamento será otimizado e os erros controlados e minimizados com a implantação de um rígido Programa de Qualidade, que deve incluir, por exemplo:

- a) Os melhores equipamentos e fontes de tratamento possíveis;
- b) Os melhores métodos diagnósticos disponíveis para a localização tumoral;
- c) Procedimentos adequados de set-up.
- d) Métodos dosimétricos padronizados na determinação das doses absoluta e relativa;
- e) Técnicas que proporcionem distribuição adequada de dose nos volumes tumoral e normal.
- e) Equipamentos auxiliares que contribuam para o aumento da precisão e exatidão requeridas.

Para que um tratamento seja aceitável, a dosimetria clínica deve ser executada com alto grau de rigor: Os valores de exatidão abaixo, se obedecidos, indicam boa radioterapia:

- $\pm 3\%$  na calibração do feixe de radioterapia;
- $\pm 5\%$  na liberação da dose prescrita (incluindo distribuição da dose em profundidade; blindagens; filtros; posicionamento; etc.).

Discutiremos a seguir, resumidamente, os princípios radiobiológicos que exigem e justificam a necessidade de rigor em radioterapia.

Mostraremos resultados de estudos “in-vitro” (que são estudos não clínicos e que, rigorosamente, não podem ser extrapolados para seres humanos) e de estudos clínicos “in-vivo” que relacionam as probabilidades de controle local do tumor com as de aparecimento de efeitos adversos em função da dose.

Também mostraremos os níveis de incerteza na determinação da dose no volume tumoral e na sua vizinhança que podem ser obtidos com um trabalho cuidadoso e apurado.

## MODELO TEÓRICO PARA A RESPOSTA TUMORAL À IRRADIAÇÃO FRACIONADA

No modelo teórico a seguir, o tumor é considerado como um conjunto de células cuja taxa de divisão é independente de qualquer mecanismo homeostático. Então a taxa de crescimento do tumor é representada por um único parâmetro e temos controle local quando todas as células tumorais forem destruídas. A fração,  $S$ , de células sobreviventes a uma dada dose,  $D$ , é descrita por:

$$S = e^{-JD} [1 - (1 - e^{-KD})^N]$$

onde  $J$  e  $K$  são parâmetros de radiosensibilidade para os componentes de alvo único e alvos múltiplos e  $N$  é o número de extrapolação. Assumindo que ocorre reparo total do dano subletal no período entre cada fração da dose e que o crescimento tumoral entre frações é exponencial (com um tempo de duplicação celular de  $L/0,693$  dias), a proporção de células vivas após  $f$  frações, cada uma de dose  $D$ , liberada

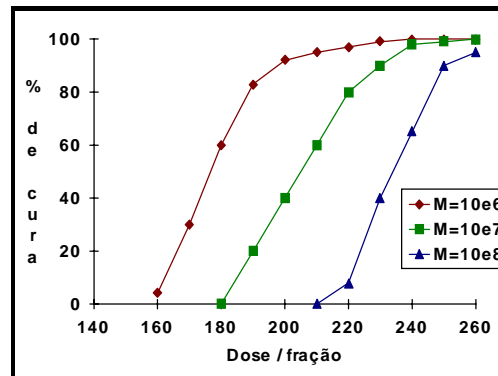
$$S = e^{-JD} [1 - (1 - e^{-KD})^N] f e^{T(f-1)/L}$$

Assumindo que o tumor consiste inicialmente de  $M$  células, a probabilidade de que nenhuma célula permaneça viva depois de um dado regime de radioterapia será:  $P(0) = e^{-MS}$

Este modelo permite o cálculo da probabilidade da cura de um tumor em função da dose, para um dado conjunto de parâmetros  $J$ ,  $K$ ,  $N$ ,  $L$ , e dele podemos concluir que:

- I. A probabilidade de cura de um tumor é extremamente dependente da dose;
- II. Pequenas variações na dose têm influência considerável na probabilidade de cura.

O gráfico abaixo mostra a probabilidade de cura versus dose por fração para um tumor epidermóide com  $M$  células:



Probabilidade de cura versus Dose por fração para um modelo de tumor epidermóide com  $M$  células.

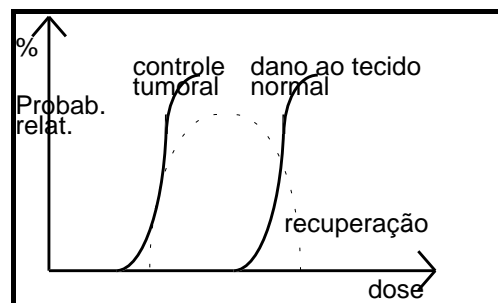
Como exemplo, num tumor com  $M = 10^7$  células tratado por 20 frações em 27 dias, observa-se:

- i. Para dose diária de 220 cGy, a probabilidade de cura do tumor é de 80%;
- ii. Para dose diária de 200 cGy, a probabilidade de cura do tumor é de 40%.

Portanto, uma redução de 10% na dose, diminui a probabilidade de cura do tumor de 80% para 40%.

## Estudos Clínicos

Para que um tumor seja tratado com radiação ionizante espera-se que, para a mesma dose, sua resposta seja maior que a do tecido normal e que sua capacidade de regeneração seja menor que a do tecido normal. Isto acontece na grande maioria dos casos e o gráfico abaixo ilustra estes conceitos.



Assim sendo, podemos admitir que o limite máximo da dose tumoral seja governado pela capacidade de recuperação dos tecidos normais no volume irradiado e não pela que proporcionaria máxima probabilidade de controle. Obedecendo-se esta regra, obtém-se alto nível de controle e evita-se complicações desnecessárias e muitas vezes irreversíveis.

As condições que caracterizam um maior favorecimento à radioterapia ocorrem quando as curvas de dano ao tumor (controle tumoral) e as de dano ao tecido normal estão bastante separadas. Portanto, um dos objetivos principais da modalidade é maximizar essa diferença, chamada de razão terapêutica.

Estas curvas dependem de vários fatores como: tipo celular do tumor e dos tecidos sadios; radiosensibilidade; tempo total e tempo entre frações; fracionamento; etc.

Nas tabelas a seguir, estão listados resultados de vários estudos, com diferentes tipos de tecidos:

Local do Tumor	Sensibilidade
Pele e Lábio (Strandquist-1944)	17 %
Laringe Supraglote (Shukovsky-1979)	5 %
Laringe Supraglote(H. Hansem-1979)	6 %
Linfoma (Fuks -1973)	19 %
Laringe (H. Hansem-1979)	10 %
Amígdala (Shukovsky-1974)	16 %
Bexiga(Batterman-1981)	13 %

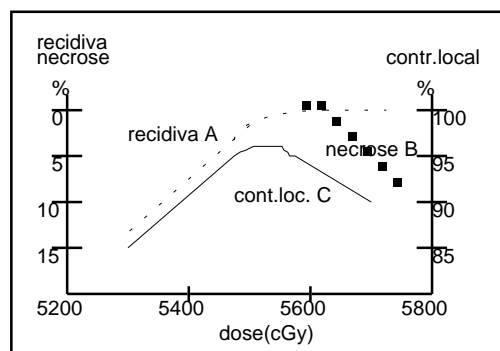
Na tabela acima temos a sensibilidade percentual para uma mudança de 75% para 50% na probabilidade de controle local, obtidas das curvas dose-resposta tumoral. Por exemplo, para laringe, redução de 10% na dose reduz a probabilidade de cura de 75% para 50%. Para linfoma, 19% de diminuição na dose reduz a chance de cura igualmente de 75% para 50%. Tumores da supraglote são extremamente doses dependentes.

Na tabela abaixo mostramos a sensibilidade percentual quanto a complicações do tecido normal para um aumento de 25% para 50% na taxa de complicações.

Efeito no Tecido Normal	Sensibilidade
Pele e Lábio(Strandquist-1944)	10 %
Mielite(Phillips-1979)	15 %
Intestino e Bexiga(Morrison-1975)	9 %
Plexo Braquial(Svenson-1975)	5 %
Pneumonite Actínica(Van Djic-1976)	6 %
Destruição tardia da Pele(Batterman-1981)	4 %

Vemos que, dependendo do tipo de tecido normal, uma variação entre 4 e 15% na dose, acarreta um aumento de 25 para 50% na taxa de complicações.

Bastante importantes são os resultados de Easson (1967) em tumores da laringe.



A taxa de recidiva (A) diminui quase linearmente com o aumento da dose, enquanto que a taxa de necrose (B) aumenta de forma significativa a partir de certo valor da dose. A taxa de controle local (C) aumenta até certo ponto, caindo depois rapidamente em função do aumento da taxa de necrose.

Outros resultados bastante interessantes são os do M.D. Anderson Cancer Center, EUA:

Em fevereiro de 1959 seu serviço de radioterapia mudou a unidade de dose de R (roentgen) para rad, mas, durante algum tempo, manteve o mesmo valor numérico para representar a dose. Se usavam 5000 R para tratar um tumor, passaram a usar 5000 Rads. Este procedimento aumentou a dose absorvida real no tumor entre 7% e 10% (dependendo da energia).

Até fevereiro de 1959, a radioterapia de tumores pequenos da corda vocal não causava complicação séria nos tecidos normais. Nos 2 anos seguintes, cerca de 10% dos pacientes apresentaram significativo edema de laringe.

Em novembro de 1961, o tempo total de tratamento foi aumentado em 1 semana e a dose total permaneceu a mesma. (reduziu-se proporcionalmente a dose diária). Com esta mudança cessaram os casos de edema agudo.

Foram observados também resultados semelhantes em pacientes submetidos à irradiação de toda pelve com raios-X de 22 MV. Até fevereiro de 1959 observava-se sigmoidite moderada em cerca de 5% dos pacientes tratados com 4000R. Com dose total de 6000R, num fracionamento diferente, 10% dos pacientes apresentavam sigmoidite mais acentuada, mas não proibitiva. A partir de fevereiro de 1959, os pacientes em ambos regimes de tratamento receberam o mesmo número (4000 ou 6000), só que agora de rads. O resultado foi um aumento significativo, tanto na quantidade quanto na severidade das complicações. Isto forçou uma redução na dose total liberada, o que diminuiu o número e severidade das complicações.

Das discussões anteriores podemos chegar às seguintes conclusões:

**I.** A probabilidade de produção de necrose no tecido normal aumenta rapidamente quando a dose de radiação excede a “dose ótima”. Esta dose ótima é a usada rotineiramente na clínica, fruto da experiência do radioterapeuta, normalmente associada com uma probabilidade pequena e aceitável de complicações. Um aumento de 10% na dose ótima ocasiona aumento considerável e facilmente observável na frequência de complicações e necrose.

**II.** A probabilidade de controle local de um tumor potencialmente curável diminui se a dose liberada estiver abaixo da dose ótima. Diferença de 10% na dose pode diminuir o controle local várias vezes.

**III.** Através de um planejamento cuidadoso e de uma execução correta, a variação da dose no mesmo paciente e de um paciente para outro não é grande e pode-se atingir o limite sugerido, ao redor de  $\pm 5\%$ .

Sabendo que variações de  $\pm 10\%$  na dose podem influir significativamente no tratamento, pode-se inferir que: A radioterapia necessita um sistema de dosimetria que permita liberar dose ótima ao volume tumoral e a volumes críticos com uma precisão em torno de  $\pm 5\%$  ou menos, se possível.

Esta demanda na incerteza da dose ao paciente não é fácil de ser atingida. A maior parte delas esta relacionada a dosimetria física e clínica e à definição do volume alvo (isto é, ao contorno do tumor, geometria do paciente, inhomogeneidades, movimento do paciente, etc.).

## Incertezas na Determinação da Dose e na sua Distribuição

Nas diversas etapas da dosimetria, até o final do tratamento, surgem várias incertezas, que podem ser atribuídas à:

**I.** Variações associadas à fonte de radiação (mudanças na calibração no decorrer do tempo; flutuações no rendimento e na energia; etc.).

ii. Variações induzidas durante o set-up dos pacientes (principalmente não ser simples se reproduzir o posicionamento relativo ao feixe em cada aplicação).

**III.** Desvios na determinação da dose absorvida e na sua distribuição no volume irradiado (dosimetria não padronizada; incertezas na dosimetria; uso de técnicas inadequadas; conhecimento insuficiente das dimensões do paciente e das inhomogeneidades, etc.).

Considerando-se que a incerteza total

aceitável num tratamento é de  $\pm 5\%$ , então as variações introduzidas em cada passo do processo de tratamento devem ser muito menores. Estudo de Andreo (1990) mostra que a incerteza associada à calibração do feixe em condições padrão usando o protocolo da AIEA é de 1,6% para  $^{60}\text{Co}$  e 2,5% para fótons de alta energia. Assim sendo, a margem de incerteza na dosimetria clínica deve ser da ordem de 2 a 4%, bastante difícil de ser conseguido na prática.

Entretanto todos os esforços possíveis devem ser feitos para diminuir as incertezas e evitar os erros (geralmente grosseiros) e se executar tratamentos aceitáveis e confiáveis, passíveis de reprodução e intercomparação.

Para que os erros sejam evitados e as incertezas minimizadas, os seguintes fatores devem ser freqüentemente monitorados:

- I.** Calibração dos dosímetros.
- II.** Confiabilidade dos dosímetros.
- III.** Calibração dos feixes de radiação.
- IV.** Confiabilidade das máquinas.
  - Verificação da distância de tratamento.
  - Verificação do tamanho dos campos.
  - Fluxo de radiação X tamanho de campo.
  - Não uniformidade da dose no campo.
  - Parâmetros de dose usados no serviço.
  - Comportamento do feixe em diferentes meios.
  - Parâmetros dos equipamentos auxiliares.
- V.** Posicionamento do paciente (set-up).
- VI.** Etc.

A dosimetria física, parte primordial da radioterapia, deve ser a mais rigorosa possível. Ela deve assegurar que a dose liberada ao paciente num serviço é reprodutível e que é a mesma em qualquer parte do mundo. Este último requisito é importante para a consistência dos tratamentos e exige o uso de um protocolo de dosimetria que seja aceito pela comunidade.

As incertezas também serão menores com o uso de máquinas adequadas, com instrumentos de dosimetria confiáveis e precisos, com o uso de técnicas de imobilização seguras e confortáveis, com o emprego de métodos diagnósticos ótimos, e, com a presença de médicos, físicos e técnicos bem treinados e experientes.

É importante ressaltar que nem todos os pacientes serão beneficiados com nível  $\pm 5\%$ : A dose ótima para cada tipo de tecido do corpo humano não é conhecida com certeza e para os que já apresentam metástases, a melhoria do tratamento do tumor primário não tem grande influência nas taxas de sobrevivência. É claro que dosimetria e planejamento cuidadoso, execução correta, e registro adequado da resposta, levarão

ao estabelecimento de doses ótimas, proporcionando maiores taxas de cura com menores efeitos indesejáveis. Além disso, mesmo nos tratamentos paliativos, um maior rigor na dosimetria e tratamento proporcionará melhor qualidade de vida para os pacientes.

## TÓPICOS DE DOSIMETRIA

### Porquê Medir Dose?

A radiação ionizante e seus efeitos podem ser descritos por várias quantidades: Fluxo; Fluência; Exposição; Kerma; Dose; Equivalente de Dose; etc. Estas podem ser classificadas em 3 categorias:

- I. Quantidade que descreve a fonte: Atividade; Intensidade, etc. (úteis para radionuclídeos).
- II. Quantidades que se relacionam com o feixe de radiação e suas partículas: Fluxo; Fluência de Energia; etc. (úteis para descrever os feixes primários e usados em radiologia diagnóstica).
- III. Quantidades que medem o efeito da radiação no meio: Kerma; Exposição; Dose; etc. (da maior importância em radioterapia).

Na radioterapia, a ação mais importante da radiação é a de destruir células tumorais. Para fótons este efeito está relacionado com a quantidade de energia depositada numa certa massa de tecido. Portanto, o objetivo principal da dosimetria em radioterapia é o de medir ou estimar a dose absorvida em vários tecidos de um paciente.

### Dose Absorvida

Dose Absorvida ou simplesmente, DOSE, é a quantidade de energia média depositada por unidade de massa de um meio irradiado:

$$D = d\bar{E}/dm$$

onde  $d\bar{E}$  é a energia média depositada num meio de massa  $dm$ . A massa  $dm$  deve ser bastante pequena, mas não infinitesimal, para que a energia média não sofra flutuações estatísticas dentro dela. Dose absorvida é, pois, uma função de ponto, contínua e diferenciável, o que permite definir Gradiente e Taxa de Dose.

A unidade de Dose no SI é o Gray (Gy) (Inmetro-1979):  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$

Taxa de Dose Absorvida é definida como

$$\dot{D} = dD/dt$$

e tem como unidade o Gy/s.

### Kerma

Para fótons X ou g, que são radiações indiretamente ionizantes, a transição da fluência de energia para dose é convenientemente intermediada pela grandeza conhecida como KERMA, acrograma em inglês de energia cinética liberada no meio absorvedor.

O kerma caracteriza a fluência de fótons e a fluência de energia no meio e, ao mesmo tempo, representa a energia liberada pelos fótons nesse meio (tendo como unidade o Gray).

A energia liberada será (quase toda) depositada no meio, dando origem à Dose.

Se,  $d\bar{E}_{tr}$  for a energia transferida pelos fótons para uma massa  $dm$ , o kerma nesse ponto será:  $K = d\bar{E}_{tr}/dm$  Se, nesse mesmo ponto tivermos uma fluência  $F$  de fótons com energia  $E$ , o kerma será:

$$K = \Phi E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$$

Esta equação nos dá a energia liberada por unidade de massa, já que existe um fluxo de energia (FE) incidente na massa unitária (região de área unitária e comprimento  $1/r$ ) e uma fração

$\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$  dessa energia é liberada nesse volume.

Se tivermos um espectro de energia, como no caso dos raios-X, o kerma para cada componente de energia numa profundidade  $z$  será:

$K_n(z) = \Psi_n(z) \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_n$  e o kerma total será a somatória das componentes.

O kerma inclui toda energia transferida para as partículas carregadas. Entretanto, nem toda esta energia transferida será absorvida no meio; pequena parte será irradiada como radiação de frenagem e não contribuirá para a dose absorvida localmente. Para levar este fato em conta, o kerma é dividido em duas partes: kerma de colisão ( $K_c$ ) e kerma de radiação ( $K_r$ ). O kerma de colisão será igual à dose absorvida, exceto para ínfima parte causada pelo transporte das partículas carregadas para fora do local onde a energia for transferida e medida.



Se definirmos  $g$  como a fração da energia transferida que é convertida em radiação de frenagem e portanto, não absorvida localmente, o kerma de colisão será:

$$K_c = (d\bar{E}_{ir}/dm)(1-g) = D.$$

### Exposição e Dose

Se quisermos medir Dose, devemos relacioná-la a uma grandeza que o instrumento possa detectar. Até hoje, esta grandeza é a exposição  $X$ , carga liberada em ionizações por unidade de massa do material do detetor. Tipicamente, este material é o ar na dosimetria com câmaras de ionização.

$$X = dQ/dm$$

onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de ions (de mesmo sinal) no ar seco, quando todos os elétrons liberados pelos fótons na massa  $dm$  de ar são nela completamente freiados.

A unidade de exposição no SI é o C/Kg, embora temporariamente possa se usar a unidade especial roentgen (R):

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/Kg.}$$

Sabendo que  $W$  (eV por par de ions) é a energia média gasta no ar para produzir um par de ions e que  $e$  é a carga do elétron,  $W/e$  será a energia depositada no ar por Coulomb de carga liberada. Note-se que  $(e/W)$  nos dá a quantidade de Coulombs de carga liberada por Joule de energia.  $(W/e)$  para ar seco = 33,97 J/C).

Conjugando os dois conceitos anteriores, podemos obter a **Dose Absorvida no Ar** multiplicando a carga produzida por unidade de massa (exposição) pela energia requerida para produzir um par de ions  $(W/e)$ .

$$D_{ar} = X (W/e)_{ar}$$

Note-se que esta relação também é o kerma de colisão no ar quando houver condições de equilíbrio de partículas carregadas, pois:

$$D_{ar} = (d\bar{E}_{ir}/dm)(1-g) \text{ e } D_{ar} = X (W/e)_{ar}$$

Portanto:

$$X = K_{ar} (1-g) (e/W)_{ar}$$

### Dose Absorvida no Ar

A determinação da dose absorvida a partir da exposição é bem simples se estivermos em condições de equilíbrio eletrônico (EPC). Entretanto, para energias de megavoltagem, a fluência eletrônica que produz a dose num ponto é conseqüência da fluência de energia dos fótons que interagiram bem antes dele e, conseqüentemente, estas duas grandezas não se referem ao mesmo ponto e não podem ser relacionadas diretamente. Também ocorre que o calculo da dose a partir da exposição é mais complicado se não tivermos um rigoroso equilíbrio eletrônico e exige várias correções dependentes da energia.

Assim sendo, a medida da exposição e sua conversão para a dose são limitadas na prática para energias de fótons até as do  $^{60}\text{Co}$ .

Se existir EPC, a dose num ponto do meio é:

$$D_{ar} = X (W/e)_{ar}.$$

#### Inserindo unidades:

$$D_{ar} (\text{J/C}) = X(\text{R}) \times 2,58 \times 10^{-4} (\text{C/Kg}) \times 33,97 (\text{J/C})$$

$$D_{ar} (\text{J/C}) = 0,876 \times 10^{-2} (\text{J/Kg})/\text{R} \times X(\text{R}), \text{ e como } 1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/Kg};$$

$$D_{ar} (\text{rad}) = 0,876(\text{rad/R}) \times X(\text{R})$$

Podemos ver que o fator de conversão roentgen-rad no ar em EPC é 0,876.

### Dose Absorvida em Qualquer Meio

Se tivermos EPC, a dose no meio pode ser obtida a partir da fluência de energia  $Y$  e do coeficiente médio de absorção de energia em massa

$$\left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right): \Rightarrow D = \Psi \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)$$

Supondo que  $Y_{ar}$  é a fluência de energia num ponto no ar e que  $Y_m$  é a fluência de energia num meio qualquer no mesmo ponto, então, sob EPC, a dose no meio relaciona-se com a dose no ar por:

$$\frac{D_m}{D_{ar}} = \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot A$$

onde  $A$  é um fator de transmissão que iguala as fluências de energia  $Y_{ar}$  e  $Y_m$  no ponto.

Relacionando as equações anteriores teremos:  $D_m = X (W/e)$

$$\frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot A$$

Se  $X$  for dado em R e  $D_m$  em rad, teremos:

$$D_m = 0.876 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot X \cdot A$$

A quantidade  $0.876 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}}$  é

conhecida como fator  $f_m$  ou simplesmente fator  $f$  e denominada fator de conversão roentgen-rad. Portanto:

$$D_m = f X A$$

Este fator depende dos coeficientes de absorção de energia em massa do meio e do ar e, portanto é uma função da energia dos fótons e da composição do meio absorvedor. Valores de  $f$  são encontrados na literatura. Como  $Z$  é próximo para água, tecido mole e ar, os coeficientes de absorção variam pouco com a energia dos fótons, fazendo com que  $f$  varie pouco e com que a dose nestes meios seja quase a mesma, principalmente em megavoltagem.

## Medida da Radiação Ionizante

### Histórico

Nos primórdios da radioterapia media-se a quantidade de radiação com base em efeitos químicos e biológicos detectáveis na época. Por exemplo, usava-se a mudança de cor de alguns compostos químicos (cromoradiômetro de Holzknecht-1902, com unidade H), métodos fotográficos (quantímetro de Kienbock com unidade X) ou o avermelhamento da pele como indicador da radiação recebida (Skin Eritema Dose ou SED). Entretanto, nesse tempo, eles eram pouco entendidos, pouco confiáveis e bastante variáveis, dando uma idéia fraca da dose.

A capacidade ionizante dos raios-X foi notada e usada por Crookes (radiômetro) e estudada pelo próprio Roentgen e também por Thomson e Rutherford. Medidas de dose baseadas em câmaras de ionização foram feitas por Blythswood e Scoble em 1907 e por Villard em 1908. Este também sugeriu uma unidade de medida que mais tarde foi usada para a grandeza exposição.

Dosímetros logo começaram a ser industrializados, por exemplo, o Ionômetro de Siemens & Halske e o Iontoquantímetro de Reiniger, Gebbert & Schall.

Em 1918, Friedrich introduziu uma unidade “e” para medidas de exposição. Em 1925 foi nomeada a primeira ICRU que propôs uma quantidade denominada “roentgen” para a grandeza que hoje conhecemos como exposição. Esta unidade, que já foi redefinida várias vezes, foi oficialmente adotada pelo ICRU em 1928.

Para que ela fosse implementada, tornou-se necessário construir um detetor, a *Câmara Livre ao Ar*, onde a ionização num volume de ar bem definido “sem paredes” pudesse ser medida. Tais câmaras padrão foram construídas no NBS-EUA, no NPL-UK, no PTB-Alemanha e na Suécia, nos anos de 1927-1929 e são até hoje empregadas como padrão de referência primária em laboratórios nacionais, principalmente para radiação de baixa energia.

Medidas acuradas com esta câmara são trabalhosas e exigem consideráveis cuidados. Por isso mesmo são usadas somente em laboratórios padrão primário nacionais.

A câmara livre ao ar é um instrumento projetado para medir exposição de acordo com sua definição. Um requisito essencial é que os elétrons liberados pelos fótons do feixe gastem toda sua energia ionizando o ar entre suas placas. Esta condição só existirá se o alcance deles for menor que a separação entre os eletrodos de placas paralelas e que o volume. Outra condição importante é que o campo elétrico seja uniforme entre as placas.

Várias limitações de projeto impedem que ela seja usada para feixes de alta energia: Na medida que a energia aumenta, o alcance dos elétrons liberados no ar aumenta rapidamente, fazendo com que a separação necessária entre as placas também aumente. Se a separação for muito grande, além do instrumento se inviabilizar pelo tamanho, haverá ainda grande recombinação de ions e não uniformidade de campo elétrico.

Embora a separação das placas possa ser reduzida pelo uso de alta pressão do ar, ainda se tem problema relativo à atenuação do ar, espalhamento de fótons e redução na eficiência da coleta de ions, o que faz com que, na prática, o uso desta câmara se limite para radiações de até 3 MeV, acima do qual o roentgen não pode ser definido com precisão.

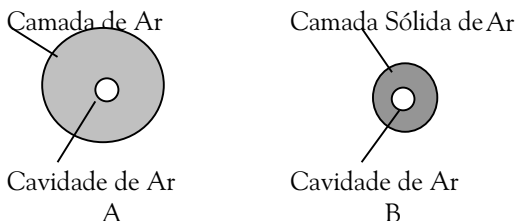
Para evitar os problemas de uso da *Câmara Padrão Livre ao Ar*, foi desenvolvido o conceito de um instrumento que fosse pequeno e fácil de trabalhar, mas que guardasse as características de absorção do ar. A solução proposta foi a de uma câmara cujas paredes fossem sólidas e densas, mas equivalentes ao ar quanto à atenuação dos elétrons secundários.

Câmaras deste tipo são conhecidas como câmara dedal, por causa de sua semelhança com um dedal de costura e são os principais e mais utilizados instrumentos na dosimetria em radioterapia. Os princípios de seu funcionamento são bem conhecidos e as medidas podem ser facilmente realizadas com alta precisão na maioria das situações clínicas. Embora o uso do roentgen e de exposição tenham sido substituídos pela dose absorvida e pelo Gray, a determinação

da ionização no ar (ou noutro meio) permanece até hoje como o padrão para todas as técnicas dosimétricas.

### Câmara Dedal

O princípio de funcionamento de uma câmara dedal é mostrado a seguir:



Na figura A temos um volume esférico de ar circundando uma cavidade de ar no seu centro. Suponhamos que a esfera de ar é irradiada uniformemente por um feixe de fótons e que a distância entre a esfera interna e a externa seja igual ao alcance máximo dos elétrons gerados na camada de ar. Se o número de elétrons que entram na cavidade for igual ao dos que saem, teremos equilíbrio eletrônico na cavidade. Suponhamos também que podemos medir a carga resultante de ionizações que é produzida na cavidade pelos elétrons liberados na camada de ar que a circunda. Então, se soubermos o volume ou a massa de ar dentro da cavidade, podemos calcular a carga produzida por unidade de massa, ou seja, a exposição no centro da cavidade.

Suponhamos agora que a camada de ar que circunda a cavidade seja comprimida e resulte numa parede (camada) sólida. Teremos então a situação B, câmara dedal. Embora a parede desta câmara seja sólida, ela será equivalente ao ar, isto é, seu número atômico efetivo será o mesmo que o do ar. Além disso, a espessura de sua parede será tal que teremos equilíbrio eletrônico dentro da cavidade com ar. Para isto a espessura da parede deverá ser igual ou maior que o máximo alcance dos elétrons liberados nessa parede. Desde que a densidade da parede sólida equivalente ao ar é muito maior que a da câmara livre ao ar (que é densidade do ar), a espessura da parede será bastante reduzida. Por exemplo, para radiação de 100 a 250 KVp, a parede deve ter cerca de 1 mm, enquanto que para  $^{60}\text{Co}$ , ela terá 5 mm (assumindo que tenha densidade unitária). Na prática tais câmaras são construídas com parede muito fina (cerca de 1 mm) e suplementadas por capas de plásticos bem ajustadas (capas de build-up) de espessuras suficientes para assegurar equilíbrio eletrônico na cavidade.

Normalmente a parede é fabricada com a forma de um dedal de costura cilíndrico, tendo a superfície interna revestida por um material eletricamente condutor, que se torna um dos eletrodos de coleção de ions. O outro eletrodo é um cilindro fino de baixo número atômico (grafite ou alumínio) que é inserido no eixo do dedal, mas mantido isolado da parede. Uma voltagem conveniente é aplicada entre os 2 eletrodos para coletar os ions produzidos na cavidade de ar.

A maioria das ionizações produzidas na cavidade provém dos elétrons liberados na parede externa (pelo menos até 2 MV). Para que a câmara dedal seja equivalente à câmara livre ao ar, sua parede deve ser equivalente ao ar. (espectro de energia dos elétrons liberados na parede e no ar semelhantes).

Para que a câmara dedal seja equivalente ao ar, o número atômico efetivo do material da parede e do eletrodo central devem ser tais que o sistema como um todo se comporte como a câmara livre ao ar. Na maioria das vezes a parede é feita de grafite (carbono), e/ou de baquelite ou de plástico, que têm no lado interno uma demão condutora de grafite ou por uma mistura condutora de baquelite e grafite. Geralmente o número atômico efetivo da parede é um pouco menor que o do ar e próximo ao do carbono ( $Z = 6$ ). Conseqüentemente, tal parede gerará menos ionizações na cavidade de ar do que a de uma câmara livre ao ar. Entretanto, esta perda geralmente é compensada pelo eletrodo central, através de seu maior número atômico (Al), suas dimensões e, pela geometria de sua colocação dentro da câmara.

### Calibração da Câmara Dedal

Uma câmara dedal pode ser usada diretamente para medir exposição se:

- I. For equivalente ao ar;
- II. O volume de sua cavidade for conhecido;
- III. Sua parede tiver espessura suficiente para oferecer condições de equilíbrio eletrônico.

Se essas premissas forem obedecidas, a exposição  $X$  será:

$$X = (Q/rV) \cdot (1/A)$$

Nesta equação,  $Q$  é a carga dos ions liberados na cavidade de ar de densidade  $r$  e volume  $V$  e  $A$  é a fração da fluência de energia transmitida através da parede equivalente ao ar com espessura para equilíbrio eletrônico.

Este fator  $A$  é pouco menor que 1,00. Ele é introduzido para se calcular a exposição a partir da fluência de energia que existiria no ponto de medida se a câmara não estivesse presente. Ele corrige a perturbação que aparece na colocação da câmara no ponto de medida.

Dificuldades de ordem prática fazem com que seja muito difícil obedecer às condições anteriores e o uso da equação acima. Primeiro é praticamente impossível se construir uma câmara dedal que seja equivalente ao ar (embora, com uma combinação apropriada de materiais para a parede e para o eletrodo central se possa ter câmara bastante aceitável num intervalo limitado de energia). Segundo e principalmente, é bastante difícil determinar com rigor o volume da câmara (por medições).

Deste modo, na prática atual, as câmaras dedal são sempre calibradas em relação a detectores padrão em laboratórios nacionais (câmara livre ao ar para raios-X até centenas de KV; câmara padrão de cavidade com parede quase equivalente ao ar e volume bem conhecido para energias até  $^{60}\text{Co}$ ). Na calibração da câmara dedal por comparação com padrão elimina-se a necessidade de saber seu volume.

O uso de espessura adequada de parede, necessária para se obter equilíbrio eletrônico, introduz alguma atenuação no fluxo de fótons. Esta atenuação é levada em conta na equação anterior pelo fator  $1/A$ , que pode ser determinado pela extrapolação linear a zero da curva de resposta da câmara quando se varia a espessura da parede.

Entretanto, esta correção já é levada em conta quando se calibra a câmara dedal por comparação com um padrão, pois ela é inerente ao fator de calibração. Assim sendo, quando o fator de calibração é aplicado à leitura da câmara (corrigida para temperatura e pressão na cavidade), ele converte esta leitura para a exposição real no ar livre (sem câmara). O valor da exposição assim obtido por comparação é então livre da atenuação introduzida pela parede e, portanto da perturbação introduzida pela câmara no fluxo de fótons.

### Características Desejáveis de um Dosímetro

Do ponto de vista da física, o detector de radiação ionizante ideal para radioterapia deveria medir Dose, energia absorvida por unidade de massa.

Entretanto, nenhum dos existentes mede a energia absorvida diretamente (exceto o calorímetro). Eles se valem de efeitos indiretos para caracterizar o impacto da radiação nos tecidos (ionização; mudanças químicas; etc.). A quantidade desse efeito mensurável é então convertida em dose. Na prática, esta etapa pode ser difícil e envolver várias hipóteses e fatores.

Os dosímetros empregados na clínica e sua resposta à dose deve ser comparada com outro dosímetro que tenha resposta conhecida e seja aceito como padrão. Este processo é

chamado de CALIBRAÇÃO do dosímetro e é um dos mais importantes passos na física da radioterapia. Geralmente ela é feita em laboratórios nacionais (padrão primário ou secundário - no Brasil, no LNMRI/IRD/CNEN ou no IPEN/CNEN) e dela resulta um Certificado de Calibração. O uso de protocolos de dosimetria assegura que a calibração do dosímetro (e que seu uso na clínica) é feita de maneira apropriada.

No contexto de dosímetros primários e secundários, é importante esclarecer a diferença entre dosimetria absoluta e dosimetria relativa.

**Dosimetria absoluta** é uma técnica que permite obter diretamente a dose absorvida (em Gy). Ela envolve um certo número de fatores que relacionam a leitura do instrumento à dose absorvida. Normalmente, em radioterapia, para cada energia da radiação somente um valor de dose absoluta é obtido experimentalmente. Tipicamente a medida é feita em condições padronizadas (p.ex: campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ; DFS = 100 cm; dosímetro a 5 cm de profundidade num fantoma de água). Esta condição dosimétrica também é conhecida como *Calibração* (do feixe). Ela relaciona a marcação na máquina (tempo de feixe ou unidades monitor) à dose absoluta em condições de referência.

Todas as outras medidas são obtidas por comparação a padrão, isto é, por *Dosimetria Relativa*. Como exemplo podemos citar: Percentagem de Dose Profunda; TAR; TMR; TPR; Isodoses; fatores campo, bandeja, filtro em cunha e compensador, etc. Em geral nenhum fator de correção é necessário já que a dosimetria relativa é a comparação de duas leituras, uma delas em condições padronizadas.

Somente alguns tipos de dosímetros podem ser usados na dosimetria absoluta, dentre eles o calorímetro, os ionométricos (câmara de ionização) e químicos (Fricke).

Nestas técnicas, uma constante (W/e; G; etc.) é usada para converter a leitura em dose. A maioria das outras, semicondutores, TLD, filmes, etc., são aceitáveis somente na dosimetria relativa, pois exigem medidas de referência para interpretação de seus resultados.

Na prática, o dosímetro mais adequado à radioterapia é a câmara de ionização. Para atender as necessidades dosimétricas ela deve apresentar as seguintes características:

**I.** Sua sensibilidade ou seu fator de calibração deve sofrer mínima variação num grande intervalo de energias;

**II.** Seu volume deve ser tal que permita medidas em todo intervalo esperado de dose. A sensibilidade (carga coletada por unidade de exposição) deve ser diretamente proporcional ao volume sensível da câmara.

III. A variação da sensibilidade deve ser mínima com a direção da radiação incidente. Embora esta variação seja pequena em câmaras cilíndricas, deve sempre usá-la na mesma configuração especificada na calibração no laboratório padrão (em geral com uma marca voltada para o feixe incidente).

IV. A influência do cabo deve ser mínima. Uma câmara apresenta “stem leakage” se medir radiação produzida em qualquer lugar que não seja seu volume sensível.

V. Deve ser calibrado num laboratório padrão para cada energia de interesse clínico.

VI. Deve apresentar mínima perda por recombinação de ions. Se a voltagem não for suficiente ou se o campo elétrico for baixo em locais internos (o que acontece nas vizinhanças de concavidades ou cantos), os ions formados podem se recombinar e não contribuir na medida. Este problema é maior em feixes de alta taxa de dose e pulsados.

vii. Para minimizar o risco de erros sérios, é boa prática repetir a calibração do instrumento em intervalos regulares (2 anos). Também é indicado que se façam checagens regulares por comparações com fonte padrão do serviço ( $^{90}\text{Sr}$ ) ou, no mínimo, comparações com instrumentos de outra instituição.

### Equipamento Para a Medida da Dose em Radioterapia

O sistema de escolha para a medida da dose em um feixe de radioterapia consiste de um **Eletrômetro**, calibrado em termos de carga ou corrente por unidade de escala e **uma Câmara de Ionização**. O serviço deve possuir uma ou mais câmaras para os diferentes feixes.

### Câmara de Ionização e Eletrômetro

A CI deve ser robusta, acurada, sensível, fornecer resposta rápida e ser fácil de usar. Deve ainda poder ser calibrada em laboratório padrão ou ter sua calibração referenciada a uma calibração padrão.

Deve ser possível usar a mesma CI para energias médias (100 KV - 300 KV), para  $^{60}\text{Co}$ , para fótons de Megavoltagem (2 MV - 40 MV) e para elétrons de energia maior que 5 MeV.

Para raios-X de energia média, a resposta em termos de unidade de carga ou unidade de divisão de escala por kerma no ar não deve variar acima de  $\pm 2\%$ . Isto se consegue com CI de parede menor que  $0,1 \text{ g/cm}^2$ , de material equivalente ao ar. Na calibração livre ao ar para  $^{60}\text{Co}$ , deve-se usar capa de build-up.

Câmaras cilíndricas são as mais indicadas e usadas na radioterapia. Elas devem ter volume entre  $0,1$  e  $1 \text{ cm}^3$ , diâmetro interno máximo de

7 mm e comprimento interno máximo 25 mm. Estas dimensões vem da harmonização entre uma sensibilidade aceitável e de uma capacidade de se ter dose puntual.

Por razões técnicas e dosimétricas, os materiais de construção da CI devem ser os mais homogêneos possíveis (mesmo material). Entretanto o eletrodo central pode ser de material diferente da parede. Também não é necessário que a capa de “build-up” e a parede sejam do mesmo material. A câmara deve ser aberta ao ar e construída de forma tal que entre rapidamente em equilíbrio com o meio ambiente. Várias câmaras de ionização existem no mercado. Uma boa relação delas é encontrada no TRS 277 da AIEA. Provavelmente, a mais usada e confiável no mundo todo para a dosimetria de fótons seja a Câmara Farmer (modelo NE 2571).

Para raios-X de baixa energia ( $< 100 \text{ KV}$ ) e para elétrons de energia menor que 5 MeV, deve-se usar câmaras de placas paralelas de parede frontal fina (menor que 1mm). A distância entre as placas deve ser  $\leq 2 \text{ mm}$  e o diâmetro do eletrodo coletor  $< 20 \text{ mm}$ . O eletrodo coletor deve ser circundado por um anel de guarda isolante para diminuir a polarização.

A carga induzida numa CI é muito baixa e deve ser medida por um eletrômetro sensível e de elevada impedância ( $> 10^{14} \text{ W}$ ). Idealmente deve se ter um mostrador digital com resolução  $0,1\%$  (4 dígitos). A estabilidade a longo prazo não deve exceder  $\pm 0,5\%$  num ano.

O eletrômetro deve permitir variação da voltagem aplicada nas paredes da câmara, a fim de se determinar a eficiência de coleção de ions. Isto é importante para aceleradores lineares onde a radiação é pulsada. Deve ainda ser possível reverter a polaridade nas paredes da CI para se determinar o efeito polaridade, importante na dosimetria de elétrons. Bons eletrômetros são fabricados pela Nuclear Enterprises (NE 2570 B), pela Keythley (35614) e por outros fabricantes.

### Simuladores de Tecido - Fantomas

Em radioterapia, o termo *fantoma* é usado para descrever um material que imita o tecido humano de interesse nas propriedades de espalhamento e absorção da radiação.

Genericamente, podemos ter 2 tipos de fantomas: *Geométricos*, que reproduzem razoavelmente as propriedades do tecido, mas reduzem a complexidade da anatomia humana a formas cúbicas ou cilíndricas e *Antropomórficas*, que simulam tanto a anatomia humana quanto as propriedades de interação.

Fantomas são parte importante dos procedimentos dosimétricos. Como tal deve ser objeto de extremo cuidado na escolha e fazer parte integral do programa de controle de qualidade. Frequentemente são negligenciados aspectos importantes como:

- O material pode secar, mudar densidade ou encolher? (importante em antropomórficos).
- O material acumula carga? (importante na dosimetria de elétrons com acrílico).
- A superfície permanece plana e lisa? Podem se deformar com a pressão da água ou com armazenamento deficiente?

Um material simula tecido quando ambos têm a mesma composição elementar. Como a composição elementar varia nos diferentes tecidos e órgãos, não existe material único que simule convenientemente todos os tecidos. Entretanto, para radioterapia, na maioria das vezes é suficiente distinguir entre tecido muscular, pulmonar e ósseo.

Felizmente, a maioria dos tecidos e órgãos (pele, rins, fígado, cérebro, etc.) podem ser considerados equivalentes ao músculo (e à água). Isto não é sempre correto, principalmente para baixas energias, onde a diferença entre músculo e gordura pode ser substancial. Em alguns casos pode ser necessário incluir o ar, por exemplo, na dosimetria onde existam cavidades ou passagens e também porque o ar é usado nas medidas de exposição e kerma nos protocolos.

O simulador de tecido mais conveniente é a **Água**. Ela tem composição química simples, é líquida, transparente, barata, e fácil de obter. No ser humano é o componente mais abundante e tem número atômico efetivo e densidade muito próxima às do tecido muscular. Em vista disso, a água é o meio de escolha para simulador universal e indicada como referência na medida da dose de feixes de fótons e elétrons.

O fantoma mais versátil da radioterapia é o *tanque de água*. O mais comum é um cubo de acrílico com 50 x 50 x 50 cm<sup>3</sup>. Geralmente um dispositivo eletromecânico montado no tanque permite o movimento da CI em 3 dimensões. Este arranjo permite a obtenção de dose, de dose em profundidade, de perfil do campo, de curvas de isodose e de outras grandezas. O set-up deste dispositivo é um pouco trabalhoso e demanda certo tempo e muito cuidado. Além disso, uma limitação importante é a de só poderem ser usados com a máquina na vertical.

Um fantoma de água deve ter dimensões tais que, para o campo máximo a ser dosado, exista sempre uma margem de 5 cm em todos os lados (inclusive em profundidade), tomadas na profundidade de medida.

Na dosimetria absoluta de um feixe no hospital pode-se usar um fantoma menor, para facilitar e agilizar os procedimentos. Suas dimensões mínimas devem ser 20x20x10 cm para até 6 MV e 20x20x15 cm para energias maiores (onde a calibração deve ser feita a 10 cm de profundidade). Geralmente ele é fechado, tem paredes de 4 mm de acrílico e um cilindro oco também de acrílico onde a câmara de ionização se encaixa. O eixo do cilindro, que coincide com o eixo central da CI, normalmente fica a 5,0 cm ou 10 cm da superfície.

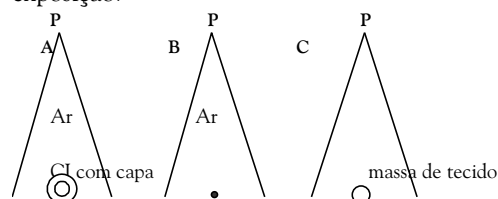
Sua parede deve ser a mais fina possível (1 mm) para não perturbar as medidas. Deve-se proteger a CI da água e ainda permitir sua ventilação. Para isto, deixar pequena folga entre ela e a parede do cilindro (< 0,5 mm).

Fantomas plásticos (poliestireno, acrílico ou água sólida) são muito úteis na radioterapia, principalmente na dosimetria relativa, já que são mais fáceis de usar. Cuidado especial deve ser tomado no uso de plásticos não condutores, principalmente se o feixe for de elétrons e o fantoma muito espesso. Neste caso, elétrons podem se acumular no bloco e gerar enorme campo elétrico ao redor da câmara. Este campo direcionará o fluxo eletrônico para a cavidade, aumentando erroneamente o sinal na câmara.

## Medida da Dose em Ar com uma CI

A calibração em Exposição de uma câmara de ionização no ar consiste em se comparar sua resposta com a de um sistema padrão (CI livre ao ar ou CI dedal padrão) em condições de equilíbrio eletrônico. Nas baixas energias (raios-X superficial ou de ortovoltagem), geralmente a parede da câmara tem espessura suficiente (1 cm<sup>2</sup>/g) para proporcionar EPC. No caso de alta energia, só a parede não é suficiente e tem que ser complementada por uma capa de *build-up* para oferecer EPC. Geralmente a capa é feita de acrílico embora outros materiais possam ser usados (p.ex. Delrin).

Suponhamos que uma CI dedal seja irradiada por um feixe e que uma leitura  $M$  (corrigida para condições atmosféricas, fuga, eficiência de coleção, etc.) seja obtida. Teremos então a situação A da figura e a exposição  $X$  dada por:  $X = M N_x$ , onde  $N_x$  é o fator de calibração da CI numa dada energia em exposição.



A grandeza obtida é a exposição no ponto P (centro do volume sensível da CI), no ar livre, na ausência da câmara (situação B). Em outras palavras, a perturbação introduzida pela câmara é removida ao se usar o fator de calibração (porque a calibração no laboratório padrão foi realizada em condições idênticas).

Considere-se agora que uma pequena quantidade de tecido mole (suficiente para proporcionar equilíbrio eletrônico em seu centro) é colocada no Ponto P (situação C). A dose no centro desta massa de tecido é chamada de *dose no espaço livre* (Johns & Cunningham). A dose no espaço livre pode ser derivada da exposição no ar livre por:

$$D_{cl} = f_{\text{tecido}} \cdot X \cdot A_{eq}$$

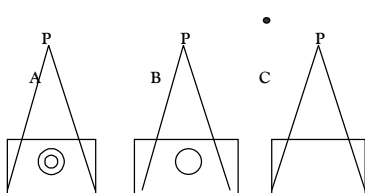
onde  $A_{eq}$  é um fator de transmissão que representa a razão entre a fluência de energia no centro da massa de equilíbrio e a fluência de energia no ar, no mesmo ponto (razão da fluência de energia no ponto P na situação C e da fluência de energia em P na situação B). ( $^{60}\text{Co}$ :  $A_{eq} = 0,985$ ).

A medida de dose no espaço livre só é possível até a energia do  $^{60}\text{Co}$  porque depende diretamente da medida de exposição, que, na prática, só pode ser feita até 2-3 MV. Em princípio ela poderia ser usada para energias maiores, mas isto exigiria capas de build-up cada vez maiores e, portanto inconvenientes. Além disso, campos pequenos não poderiam ser dosados.

Felizmente, as calibrações de feixes de radioterapia podem ser feitas por medidas diretas em fantasmas para qualquer energia. Este procedimento elimina as limitações impostas pela exposição e é mais prático.

## Medida da Dose num Fantoma usando uma Câmara de Ionização Calibrada no Ar

As equações anteriores nos fornecem a base para o cálculo da dose em qualquer meio (p.ex. água) partindo da medida da exposição. Procedimentos similares são válidos quando uma CI envolta pela capa de equilíbrio eletrônico for colocada dentro do meio.



Na situação A temos uma CI com capa de build-up, com seu centro no Ponto P, inserida dentro de um meio material (p.ex. água) e exposta a um feixe de fótons cuja fluência de energia é  $Y_b$  em P. Se a energia do feixe incidente for tal que exista equilíbrio eletrônico dentro da cavidade de ar da CI, a exposição em P, quando a câmara e capa forem removidas será dada por:  $X = M N_x$

A exposição assim medida será então a exposição no ar livre no ponto P devido à fluência de energia  $Y_c$  que existiria em P na cavidade cheia de ar de tamanho igual às dimensões externas da capa (situação B).

Para converter esta exposição em dose absorvida em P no meio absorvedor, o ar da cavidade deve ser substituído pelo material do meio (situação C). Neste caso:

$$D_{\text{meio}} = f_{\text{meio}} \cdot X \cdot A_m \text{ ou}$$

$$D_{\text{meio}} = M N_x (W/e) (m_{en}/t)_{m,ar} A_m$$

onde  $A_m$  é um fator de transmissão que corrige para a diferença que surge quando a fluência de energia dos fótons no ponto P na cavidade de ar é substituída pela fluência no meio. O fator  $A_m$  é dado por  $y_m/y_e$  (fator deslocamento).

É interessante notar que a diferença entre  $A_{eq}$  e  $A_m$  é muito pequena para um meio equivalente a tecido porque a pequena massa de equilíbrio de tecido para a qual  $A_{eq}$  é aplicado é pouca coisa menor que a massa do meio que é deslocada por uma câmara dedal típica (mais capa de build-up) empregada em radioterapia. Assim sendo, as 2 equações anteriores que determinam a dose com uma CI (no espaço livre e num meio) são essencialmente iguais.

Uma questão interessante é a do uso da capa de build-up: *Será necessário usar a capa de build-up ao se fazer a calibração num meio?*

Se a CI foi calibrada para exposição no ar com sua capa de build-up (para se ter EPC na cavidade de ar) e se uma parte significativa das ionizações no ar da cavidade resultam dos elétrons produzidos na capa, a troca da capa pelo meio pode, em princípio, alterar a leitura na câmara (a substituição poderia alterar a fluência de fótons e de elétrons em virtude da diferença de composição entre o meio e a capa).

Entretanto, como a capa e o meio têm composições muito próximas, não se observam diferenças experimentais significativas ao se usar ou não a capa num meio. Na maioria das vezes, por razões práticas, prefere-se usar a câmara de ionização sem a capa de build-up quando a dosimetria é feita em fantoma.

## Modelo de um Dosímetro em Termos da Teoria da Cavidade de Bragg-Gray

Já vimos antes que a determinação da dose absorvida a partir da Exposição é sujeita a várias limitações. Por exemplo, ela não pode ser usada para energias maiores que 3 MV e em casos onde não existe equilíbrio eletrônico.

Além disso, ela é definida somente para raios X e g e não pode ser usada na dosimetria de feixes de partículas (elétrons, nêutrons, prótons, etc.).

Para superar tais problemas, implantou-se uma teoria de dosimetria a partir da qual o cálculo da dose pode ser feito diretamente de medidas ionométricas num meio absorvedor, a teoria de Bragg-Gray, onde somente elétrons secundários são medidos no detector. Esta situação é oposta àquela realizada sob condições de equilíbrio eletrônico, onde só se mede a energia transferida dos fótons no detector (CI mais capa de build-up).

Se um detector é colocado num meio absorvedor e se suas dimensões são pequenas, a contribuição dos fótons para a energia

$$E_{in}^{\gamma} - E_{out}^{\gamma} - E_{out}^{\gamma,e} - E_{out}^{e,\delta} + E_{in}^{\delta} - E_{out}^{\delta} = 0$$

depositada é muito pequena se comparada com a energia depositada por elétrons. Se a CI puder ser construída de modo a permitir também equilíbrio de elétrons delta, então:

onde  $E_{in}^{\delta}$  é a energia que penetra e  $E_{out}^{\delta}$  a energia que escapa do detector. g indica fótons, e refere-se a elétrons secundários e d a elétrons delta. Os índices mistos são interações no detector.

Esta equação caracteriza as condições de BG, onde nem fótons nem elétrons delta contribuem para a energia depositada no detector.

A CI ideal para condições de Bragg-Gray deve ser bem pequena para evitar perturbação no fluxo de elétrons secundários. Ela também deve ter parede bem fina, para se ter certeza que (quase) todos os elétrons detectados foram gerados no meio. Por esta razão esta teoria se aplica somente para energia de fótons maior que 300 KV, onde o alcance de elétrons secundários é suficiente para passar pela fina parede.

Quando a cavidade é pequena e sua introdução no meio não altera o numero e/ou a distribuição dos elétrons que existiriam nesse mesmo local sem ela, pode-se determinar a dose no meio pela relação de Bragg-Gray:

$$D_{meio} = J_g \cdot (W/e) \cdot (\bar{S}/\rho)_g^{meio}$$

onde  $D_{meio}$  é a dose absorvida no meio (na ausência da cavidade),  $J_g$  é a carga (ionizada de mesmo sinal) por unidade de massa do gás,

$(\bar{S}/\rho)_g^{meio}$  é a razão entre os poderes de freiamento em massa médio do meio e do gás da cavidade para os elétrons que cruzam a cavidade e  $J_g (W/e)$  é a energia absorvida média por unidade de massa do gás.

A quantidade  $J_g$  pode ser determinada numa CI de volume ou massa de ar conhecido se a câmara for conectada a um eletrômetro.

Entretanto, o volume (ou massa de gás) na cavidade não é fácil de ser determinado diretamente, principalmente com a exatidão necessária para radioterapia. Por causa disto, se recomenda o uso de um método indireto para medir  $J_g$ , empregando calibração em exposição da câmara por intercomparação. Estritamente falando, a obtenção de um fator de calibração em termos de exposição num feixe de  $^{60}\text{Co}$  ou outra energia é a obtenção do volume da CI.

### Interações Eletrônicas

Vale a pena discutir aqui um pouco sobre interações dos elétrons num meio, para reforçar o entendimento sobre poder de freiamento.

Na medida em que elétrons viajam num meio, eles interagem com átomos desse meio por causa de forças coulombianas. Os processos de interação são:

- *Colisão elástica* com elétrons atômicos;
- *Colisão elástica* com o núcleo atômico.
- *Colisão inelástica* com elétrons atômicos (originando ionização e excitação);
- *Colisão inelástica* com núcleos atômicos (originando radiação de freiamento);

Nas colisões inelásticas, uma parcela da energia cinética dos elétrons é gasta produzindo ionizações no meio e outra parte é usada em novas formas, p.ex., excitação atômica ou radiação de freiamento. Nas colisões elásticas a energia cinética não se perde, mas pode ser redistribuída pelas partículas que emergem.

Num meio de baixo numero atômico (como água e tecido), os elétrons perdem energia inelasticamente principalmente por ionizações, (ao interagirem inelasticamente com elétrons atômicos do meio). Num meio de alto número atômico (como Pb ou W) os elétrons perdem energia principalmente por colisões inelásticas com o núcleo, emitindo radiação de freiamento. Após a colisão elétron-elétron do meio, este ultimo pode ganhar grande velocidade e ainda causar novas ionizações. Este novos elétrons são conhecidos como raios delta.



Na medida que um feixe de elétrons cruza o meio, sua energia é continuamente degradada. No final eles chegam ao equilíbrio térmico e são capturados pelos átomos do meio. Portanto, quando um elétron atravessa um meio, perde energia por colisão (ionização e excitação) e por radiação (de freiamento). A taxa de absorção depende da densidade eletrônica do meio.

A taxa de perda de energia por unidade de massa (g) e por unidade de área (cm<sup>2</sup>), é denominada *poder de freiamento de massa*, e é muito maior para materiais de baixo Z que para os de alto Z. Isto acontece porque materiais de alto Z têm menos elétrons por grama e porque tem seus elétrons mais fortemente ligados ao núcleo e, portanto mais difíceis de serem arrancados ou excitados.

Um fenômeno que pode influenciar na dosimetria com CI (quando se relaciona deposição de energia num meio qualquer e num gás) é a *polarização*. Um elétron de alta energia perde mais energia por grama por cm<sup>2</sup> num gás do que num meio mais denso, devido à apreciável polarização do meio condensado. Átomos próximos ao trajeto dos elétrons resguardam e evitam que os que estão mais distantes influenciem na interação. Assim sendo, a razão dos poderes de freiamento da água e do ar varia com a energia dos elétrons e, por isso, o fator de conversão ar-água para a CI varia com a profundidade de medida.

Matematicamente podemos expressar o poder de freiamento de massa total de um meio  $(S/p)_{tot}$ , para partículas carregadas, como o quociente de dE por rdl, onde dE é energia total perdida pela partícula ao atravessar um comprimento dl num material de densidade r.  $(S/p)_{tot} = (S/p)_{col} + (S/p)_{rad}$  onde o primeiro termo refere-se a perdas por colisão e o segundo a perda por radiação.

A teoria de Bragg-Gray tem sido estudada por muitos investigadores e passada por várias modificações, principalmente quanto ao uso do poder de freiamento.

Por exemplo, uma diferença essencial entre os protocolos de dosimetria da AIEA e da AAPM é no uso de diferentes conceitos na definição do poder de freiamento. O protocolo da AAPM, (que usa a teoria de Spencer-Attix), emprega poder de freiamento restrito L/p. No protocolo da AIEA, L/p é substituído pelo poder de freiamento "irrestrito" (poder de freiamento de massa), S/p.

Queremos ressaltar também que, em cada protocolo, a notação usada para representar poder de freiamento (e coeficientes) é diferente. A notação acima é usada pela AAPM. O TRS 277 usa  $s_{w,ar}$  para representar poder de freiamento.

## Protocolos de Calibração

### Introdução

A dosimetria da radioterapia pode ser dividida em 2 classes:

*Dosimetria Relativa*, onde a dose medida num ponto de interesse é relacionada à dose dada num ponto de referência em condições padronizadas (PDP; TAR; TMR; Isodoses; etc.).

*Dosimetria Absoluta*, onde a dose é determinada no ponto de referência em condições padronizadas.

Como toda dosimetria relativa é referenciada à absoluta, é de extrema importância que esta seja feita com o máximo rigor possível. Ela deve ser reprodutível internamente (1 Gy na SCBH hoje deve ser 1 Gy em qualquer outra data) e externamente (o mesmo em BH, São Paulo, Rio, ou qualquer outro lugar). Para isso, os procedimentos para sua obtenção devem ser cientificamente adequados e seguidos pela comunidade da área.

Um protocolo é um conjunto de normas e procedimentos que, quando seguidos, asseguram que os usuários medirão a dose da mesma maneira e obterão resultados iguais.

Infelizmente, existem vários protocolos de dosimetria, propostos por diferentes órgãos e diferentes países, cada um com particularidades dirigidas à sua comunidade (AAPM TG21-1983; NACP-1980; HPA-1980; SEFM-1984; SSRBR-1986; NCS-1986; CFMRI-1987; AIFB-1988; etc.). Felizmente, a determinação da dose absoluta é similar na maioria deles, não trazendo grandes diferenças nos resultados finais.

O Protocolo TRS 277 da AIEA (1989-1999) foi proposto com o objetivo de unificar e facilitar a determinação da dose absoluta em radioterapia universalmente. No Brasil, ele é o protocolo mais usado (e recomendado pela ABFM e pelo LNMRI/CNEN).

Para ajudar no entendimento, decidimos discutir primeiro (e resumidamente) as bases e usos do protocolo da AAPM (TG 21) e depois detalhar o TRS 277 da AIEA. Na comparação entre os dois estaremos restritos a feixes de fótons de megavoltagem, muito embora vários procedimentos e correções discutidas também se apliquem a feixes de fótons de menor energia e a feixes terapêuticos de elétrons.

Ambos assumem que o dosímetro do usuário é enviado para um laboratório de dosimetria padrão, primário (LPP) ou secundário (LPS), que providencia uma calibração feita num feixe de energia conhecida. (no Brasil temos 2 LPS: LNMRI/IRD/CNEN e IPEN/CNEN). Esta calibração geralmente é feita no ar por comparação com uma CI padrão do laboratório.

O objetivo dos protocolos é derivar a dose absorvida em água ou tecido na situação do usuário (hospital) a partir de um fator de calibração obtido da medida em ar em condições de equilíbrio eletrônico (laboratório padrão). A medida na dose no hospital é feita tipicamente sob condições de Bragg-Gray.

correções referentes à câmara,  $p_f$  representa as correções referentes ao fantoma e à qualidade da radiação e  $N_{lp}$  é o fator de calibração emitido pelo laboratório padrão para o sistema de dosimetria (CI + eletrômetro). Se o fator de calibração  $N_{lp}$  foi derivado a partir da calibração em ar com capa de build-up no laboratório padrão (o que acontece sempre no Brasil para MV), aplica-se ainda o fator  $k_{ac}$ , que corrige para a calibração padrão ter sido feita no ar.

## Formalismo e Correções

O formalismo geral é similar nos dois protocolos. Ele pode ser descrito pela fórmula:

$$D = M \cdot p_c \cdot p_f \cdot k_{ac} \cdot N_{lp}$$

onde,  $D$  é a dose absorvida no fantoma (água),  $M$  é a leitura do eletrômetro,  $p_c$  representa as

A tabela abaixo é uma compilação destes fatores:

Fator	Correção para	Cálculo
a) fatores de correção para a câmara de ionização		
$p_T$	Temperatura	$= T/T_{pad}$
$p_P$	Pressão	$= P_{pad}/P$
$p_{ur}$	Umidade do Ar	$= 1,00$ (30-70 %)
$p_{ion}$	Recombinação	2 voltagens
$p_{pol}$	Efeitos da Polaridade	Média de $M^+$ ; $M^-$
b) fatores de correção da calibração no ar		
$k_{att}$	Absorção e espalhamento na parede, na capa de build-up e no eletrodo central.	Ver TRS 277
$k_m$	Material da parede e da capa de build-up	Ver TRS 277
$k_{cel}$	Material do eletrodo central	Ver TRS 277
$k_{stem}$	Para a haste da câmara	$= 1,00$ (CI boa)
c) fatores de correção do fantoma		
$p_{par}$	Material da parede	Ver TRS 277
$p_d$	Ponto efetivo de medida (no TRS 277, deslocamento da CI)	
$p_{flu}$	Perturbação na fluência	
$p_{cel}$	Eletrodo central (geralmente combinado com $k_{cel}$ )	

As condições experimentais que exigem correções para a CI são as seguintes:

#### **I. Temperatura e Pressão:**

Os protocolos exigem que a câmara de ionização seja aberta ao ar. Assim sendo, o número de moléculas de ar na cavidade varia com a temperatura e com a pressão. Como a CI é calibrada no laboratório padrão (onde temos  $T_{\text{pad}}$  e  $P_{\text{pad}}$ ), mas é usada no hospital (onde temos  $T$  e  $P$ , diferentes daquelas do local de calibração padrão), deve-se aplicar uma correção para o número de moléculas de ar na cavidade. Como as condições ambientais no hospital geralmente não são muito diferentes das do laboratório padrão, pode-se usar uma correção de 1ª ordem:

$$F(P,T) = [(P_{\text{pad}}/P) \cdot (T/T_{\text{pad}})]$$

No protocolo da AIEA,  $T_{\text{pad}} = 293,15$  °K (20,0 °C) e  $P_{\text{pad}} = 101,325$  kPa (estes valores são os usados no LNMRI). É interessante notar que no da AAPM, a temperatura padrão é definida como 295,2 °K (22,0 °C).

Bastante cuidado deve ser tomado com os instrumentos (termômetro e barômetro) e com os procedimentos de medida de temperatura e pressão. Eles devem ser bastante acurados e fazer parte do programa de controle de qualidade da dosimetria da instituição. De preferência, o termômetro deve ser de Hg, com sensibilidade para 0,1 °C e intervalo de medida 0 – 100 °C e o barômetro também de Hg, com sensibilidade 0,1 kPa e intervalo de medida 80 – 110 kPa (pode-se usar também barômetro aneróide, mas este deve ser calibrado contra um padrão de Hg).

O termômetro e barômetro devem ser calibrados em laboratório padrão (no Brasil no Inmetro-RJ). Se não puderem ser calibrados, devem pelo menos ser aferidos contra termômetro e barômetro padrão de serviço meteorológico próximos, geralmente de aeroportos. Neste caso tomar muito cuidado com a grandeza que se compara porque, nos aeroportos se usa a pressão corrigida para o nível do mar e o que se quer é a pressão local. Vale a pena ir até o serviço de meteorologia e checar com o mesmo qual a grandeza referenciada e a comparação dos instrumentos.

A temperatura a ser medida é a da cavidade de ar no fantoma. Na maioria das vezes a temperatura é tomada na sala do aparelho e isto pode trazer erro sério no resultado final. Deve-se medir a temperatura dentro do fantoma, na posição da CI, ou, no mínimo, referenciá-la à temperatura da sala.

Deve-se notar que a temperatura pode causar variação nas dimensões físicas dos

componentes da CI (alterando o volume ativo de ar) e também influenciar os componentes eletrônicos do eletrômetro. Estes efeitos são difíceis de serem medidos, mas, felizmente, são de pequena monta e podem ser desprezados.

#### **II. Umidade:**

Idealmente, todas as medidas deveriam ser feitas em condições de baixa umidade. O fator (W/e) usado na dosimetria refere-se ao ar seco, mas, tipicamente, as medidas no hospital são feitas sob umidade relativa entre 20% e 70%. Felizmente, neste intervalo, em condições normais, a influência é negligível ( $\pm 0,1$  %).

Entretanto, em condições de alta UR, pode haver fuga adicional na CI e no eletrômetro, devido à umidade nas superfícies. Se UR  $\geq 70\%$  deve-se medir a fuga cuidadosamente e levá-la em conta se for significativa.

Geralmente, os dosímetros são construídos de modo a manter a umidade como fonte de erro a valores bem menores que 1 %. Assim sendo, a correção para umidade pode ser omitida ( $p_{\text{ur}} = 1,00$ ), em particular se a calibração no laboratório padrão for feita a 50% (o que ocorre no LNMRI). Entretanto, se a calibração no laboratório padrão for feita em relação ao ar seco, uma correção para umidade deve ser aplicada. O TRS 277 recomenda  $p_{\text{ur}} = 0,997$  para radiação de  $^{60}\text{Co}$  nesta condição (ar seco).

#### **III. Polaridade:**

O número de elétrons primários e de elétrons secundários que entram e que saem do eletrodo coletor não é o mesmo. Também, se o campo elétrico é paralelo à direção da radiação, as partículas carregadas secundárias de diferentes polaridades ganharão diferentes velocidades ao se dirigirem para os eletrodos. Estes fatos induzem o efeito polaridade onde a direção do campo elétrico (polaridade) numa CI pode afetar suas medidas.

Este efeito pode ser levado em conta medindo-se o sinal em ambas polaridades e tomando se a média aritmética delas como medida real. Embora este fenômeno seja mais importante em feixe de elétrons e em CI de placas paralelas, ele pode afetar as medidas em fótons de megavoltagem (particularmente na região de build-up e na de penumbra, onde não há equilíbrio eletrônico). Ele depende do projeto da câmara e das condições de irradiação e, por isso, deve ser medido em cada situação.

#### **IV. Recombinação:**

Mesmo que se use a voltagem ideal recomendada pelo fabricante da CI (300 V), existirá sempre um certo número de ions que se recombinam na cavidade antes de chegar aos eletrodos. Esta perda no sinal é insignificante para radiação contínua ( $^{60}\text{Co}$ ), mas pode ser

maior que 1% para radiação pulsada dos aceleradores. Ela pode ser levada em conta empregando-se diversos métodos, dos quais o mais comum e aceito (e recomendado no TRS 277) é o método das duas voltagens.

Neste método, tomam-se leituras em 2 voltagens:  $V_1$ , voltagem normal de operação e  $V_2$ , voltagem mais baixa, que, idealmente, deve ser pelo menos 3 vezes menor que  $V_1$  (p. ex.,  $V_1 = 300$  V e  $V_2 = 75$  V). Da razão das 2 leituras (médias) e da razão entre as voltagens pode se obter o fator recominação a partir de gráficos ou de equações e tabelas. (ver TRS 277).

Enquanto os fatores de correção para T, P e UR dependem só das condições ambientais (no laboratório padrão e no hospital), os fatores polaridade e recominação dependem da energia do feixe. Assim sendo, estes devem ser determinados individualmente para cada energia.

Na maioria dos protocolos é recomendado que a calibração seja feita com uma câmara de ionização tipo Farmer num fantoma de água. Esta calibração não é feita na profundidade de dose máxima e sim numa certa profundidade padronizada (5,0 cm para  $TPR_{20,10} < 0,7$  e 10,0 cm para  $TPR_{20,10} > 0,7$ ). Este procedimento evita problemas de contaminação do feixe de fótons por elétrons (gerados no cabeçote e em dispositivos auxiliares), evita erros na medida da profundidade de dose máxima e coloca o ponto de calibração numa profundidade que é próxima à de tumores tratados com a energia escolhida.

Como as câmaras são abertas ao ar, e, quase todas, eletricamente sensíveis à água, devem ser protegidas durante as medições. Isto pode ser feito colocando-a numa capa fina de acrílico ( $d \approx 1$  mm) ou numa luva (camisinha) de borracha. Deve-se tomar cuidado para manter a CI sempre ventilada. No uso de certas luvas (p.ex. da NE), tomar cuidado extra porque elas podem vir com talco (para facilitar a introdução da câmara na luva), que pode entrar na CI pelo buraco de ventilação e causar fuga excessiva e muitas vezes, inviabilizar o uso da mesma. Se a luva vier com talco, este deve ser retirado antes da introdução da CI.

#### v. $k_m$ :

$$k_m = (\bar{S})_{ar}^m \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_m^{ar}$$

O fator  $k_m$  corrige a falta de equivalência com o ar do material da parede da CI na calibração no feixe de  $^{60}\text{Co}$ . Se o material da parede da CI e da capa de build-up for o mesmo, pode-se escrever:

Se a parede e a capa de build-up não forem do mesmo material, teremos:

$$k_m = \alpha (\bar{S})_{ar}^{par} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{par}^{ar} + (1-\alpha) \cdot (\bar{S})_{ar}^{cap} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{cap}^{ar}$$

onde,  $\alpha$  é a fração da ionização na cavidade devido aos elétrons da parede e  $(1-\alpha)$  é a fração da ionização devido aos elétrons da capa.

Valores de  $k_m$ ,  $\alpha$  e  $(1-\alpha)$  são encontrados no TRS 277 para vários materiais e para vários arranjos de CI e capas de build-up.

vi.  $k_{cel}$ :

A equação anterior corrige a falta de equivalência com o ar apenas da parede e da capa de build-up. Portanto, não inclui a falta de equivalência do material do eletrodo central. Para eletrodos de grafite ou plástico a correção é muito pequena e pode ser desprezada. Entretanto, a maioria das CI emprega eletrodo central de alumínio, para o qual a correção não é desprezível. Num feixe de  $^{60}\text{Co}$ , a resposta da CI com eletrodo central de Al é significativamente maior quando comparada com outra de eletrodo central equivalente ao ar. O valor da diferença varia com seu diâmetro (massa). Na prática, para CI tipo Farmer com eletrodo central fino de Al ( $r < 2,5$  mm), o fator  $k_{cel}$  é tomado como unitário ( $k_{cel} = 1,000$ ) para fótons nas energias de megavoltagem ( $< 25$  MV). Isto pode ser feito porque, na calibração da dose no hospital, haverá também um aumento da resposta e teríamos que levá-lo em conta ao determinar o fator de perturbação. Na energia do  $^{60}\text{Co}$  (e nas energias de fótons até 25 MV), estas correções se cancelam. Isto já não ocorre para fótons com mais de 25 MV nem para feixe de elétrons (ver TRS 277).

#### VII. $K_{att}$ :

O fator  $k_{att}$  leva em conta a diferença de atenuação e espalhamento dos fótons no meio (água) e nos materiais da CI e da capa de build-up. Valores de  $k_{att}$  são encontrados na literatura e o TRS 277 os apresenta para um grande número de CI comercializadas.

As bases físicas para os fatores de correção, sejam do fantoma e da energia ( $p_i$ ) ou da calibração em ar ( $k_{ac}$ ), são similares nos diferentes protocolos. Entretanto, eles recebem nomes diferentes e são combinados de diferentes maneiras. Além disso, seus valores podem ter origem de diferentes publicações e fontes.

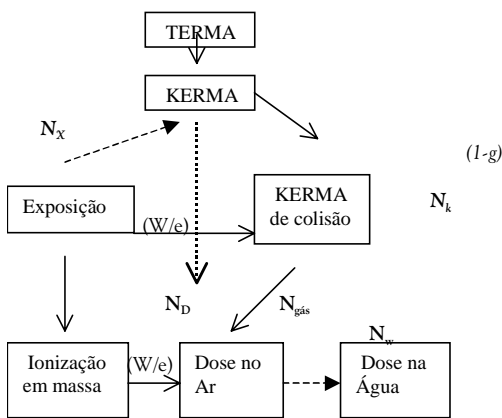
Dentre as correções no fantoma, merece destaque a correção para o ponto efetivo de medida, que é dependente da qualidade da radiação. Enquanto a maioria dos protocolos usa um fator de correção  $p_d$ , o da AIEA trata o problema de maneira diferente. Ele admite que o ponto efetivo de medida se localiza numa

posição representativa, o que resulta num deslocamento da posição da câmara (centro) em profundidade. Esta correção será discutida mais adiante.

Nos protocolos da AAPM e da AIEA, um fator de calibração  $N_{ip}$  é derivado da calibração de um feixe de  $^{60}\text{Co}$  em ar. Neste caso, o fator  $N_{ip}$  é representado como  $N_x$  (para exposição no ar) ou como  $N_k$  (para kerma no ar).

Partindo-se deste fator ( $N_x$  ou  $N_k$ ), determina-se a seguir um outro fator específico do protocolo, o fator de calibração da dose absorvida no fantoma relativo à dose no ar na CI. Este fator é conhecido como  $N_D$  no protocolo da AIEA e  $N_{gás}$  no protocolo da AAPM.

A relação entre esses fatores e suas grandezas físicas é mostrada na figura abaixo:



A principal correção na obtenção de  $N_D$  é:

**I.** Se  $N_x$  for dado, deve-se corrigir para a energia necessária na produção de um par de íons, ( $W/e$ ).

**II.** Se  $N_k$  for usado, deve-se corrigir para a perda devido à radiação de freiamento, ( $1-g$ ).

Assim sendo, a dose absorvida relativa ao ar na CI (fator  $N_D$ ) será:

$$N_D = N_x (W/e) k_{ac} \quad \text{ou} \quad N_D = N_k (1-g) k_{ac}$$

O fator  $g$  depende da energia efetiva dos elétrons secundários produzidos pelo feixe, da composição elementar e do volume ativo da câmara. Para materiais equivalentes à água:

Valor de $g$ para água		
0,1 MeV	1 MeV	10 MeV
0,0007	0,005	0,004

*produzir um par de íons, por unidade de carga, ( $W/e$ ) é tomada como 33,97 J/C. Esta quantidade varia muito pouco com a energia dos elétrons secundários e, na prática, pode ser assumida como constante nas energias de megavoltagem.*

Antes de discutir resumidamente o protocolo da AAPM e detalhadamente o da AIEA, vamos resumir os problemas que podem ser identificados na sua aplicação e verificar possíveis melhorias imediatas (essencialmente, calibrar o dosímetro no laboratório padrão em termos de dose absorvida e usar protocolo preparado para levá-lo em conta).

### Problemas no Uso dos Protocolos Atuais

**I.** Os laboratórios padrão não possuem feixes de mesma energia que o centro de radioterapia. Assim sendo, a calibração em uma energia tem que ser transferida para as outras qualidades.

**II.** A maioria dos laboratórios padrão usa padrão primário que mede exposição e/ou kerma no ar. A conversão desta medida para dose absorvida noutro meio não é trivial.

**III.** Quando a CI é colocada num meio, altera o campo de radiação nesse meio. As correções que devem ser aplicadas são diferentes entre o feixe de padrão e o do usuário.

**IV.** A leitura de uma CI é afetada pelas condições ambientais e por fatores operacionais.

**V.** As correções e conversões dos itens i e iii dependem dos materiais constituintes e do projeto da CI e do tipo e energia do feixe.

**VI.** Geralmente, o usuário possui um dosímetro (referência local) que é enviado para calibração em várias energias no laboratório padrão. Os dosímetros de campo devem ser referenciados ao dosímetro local calibrado, para todas as situações dosimétricas do hospital. Isto introduz nova série de incertezas.

### Calibração da Dose em Água

Os protocolos atuais são documentos complexos, que exigem grande rigor na sua implementação e aplicação. Basicamente, usam-se câmaras de ionização calibradas em laboratório padrão em termos de kerma no ar e a teoria da cavidade de Bragg-Gray, mais um grande número de dados para se determinar a dose absorvida em água, nas situações de interesse local. Conforme já visto, existem vários problemas na aplicação, que exigem nova abordagem conceptual e prática.

Atualmente, alguns laboratórios padrão já usam como padrão primário a calibração da dose em calorímetros (de grafite no NPL; BIPM; NIST; NRC; de água no NIST; NRC;) possibilitando que o padrão seja expresso em termos de dose absorvida e não de kerma ou exposição no ar. Como resultado, eles podem determinar diretamente o fator de calibração  $N_D$ , o que tem uma série de vantagens; A calibração

da radiação do usuário é mais bem referenciada ao padrão, já que exige menos passos e, portanto, a aplicação de menos fatores de correção. Com isso, temos menos fonte de erros, menor probabilidade de cometer erros na calibração do feixe no hospital e, portanto, diminuição na incerteza geral.

Idealmente, a medida padrão referenciada à água deveria ser feita para cada energia do usuário. Entretanto, na prática isto é impossível, pois seria muito caro o laboratório padrão possuir equipamentos com todas as energias do usuário. Assim sendo, a calibração em água é feita só para a energia do  $^{60}\text{Co}$ . De qualquer modo, esta abordagem possibilita a confecção de protocolos de dosimetria muito mais simples para os laboratórios padrão e para os usuários finais.

Basicamente, a determinação da dose em água no centro da câmara, quando a mesma é substituída por água será:

$$D = M N_D,$$

onde,  $M$  é a leitura corrigida para as condições ambientais normais e  $N_D$  é o fator de calibração referenciado à água para a energia do usuário.

Alguns protocolos baseados nesta sistemática têm sido propostos, dentre eles o da HPA (1990) e o da AAPM (TG 51-1999). Está em fase final de preparo o protocolo da AIEA, que deverá ser discutido futuramente no Programa de Qualidade em Radioterapia. Uma cópia do draft v.5 dele pode ser obtida na home page da AIEA ou com o autor desta apostila.

## Protocolo da AAPM – TG21 (1983)

O protocolo de dosimetria da AAPM (1983) é centrado no fator de calibração na cavidade de gás,  $N_{gás}$ . Este fator é emitido pelo laboratório padrão para cada câmara do usuário. O fator  $N_{gás}$  é, basicamente  $V_c$ , a parcela que determina o volume efetivo da CI, que é muito difícil de ser obtido diretamente. Assim sendo:  $N_{gás} = [(W/e)/(r_{ar} V_c)]$  onde  $r_{ar}$  é a densidade do ar em condições padrão de temperatura e pressão. Note-se que o protocolo da AAPM define 22,0 °C como padrão de temperatura,  $T_{pad}$ . Outros protocolos, como o da AIEA, tomam como padrão  $T_{pad} = 20,0$  °C. Ambos adotam como padrão de pressão,  $P_{pad}$ , 101,325 kPa (760 mm Hg).

Note-se também que o protocolo original da AAPM usa  $(W/e) = 33,7$  J/C enquanto que o da AIEA usa  $(W/e) = 33,97$  J/C. Esta diferença existe porque, na época da publicação do TG 21, o valor aceito para  $(W/e)$  para ar seco era

33,85 J/C e ele propunha que se o corrigisse para 50% de umidade relativa (correção de 0,997). Embora o usuário possa usar o valor original por razões de consistência, o melhor valor de  $(W/e)$  é 33,97 J/C, já que a definição de exposição exige ar seco como padrão e também porque o NIST já emite  $N_x$  corrigido para os efeitos da umidade.

$N_{gás}$  relaciona-se com o fator de calibração  $N_x$  por:

$$N_{gás} = N_x k (W/e) A_{ion} A_{wall} b_{wall} (1/k_m), \text{ onde}$$

- $k = 2,58 \times 10^4$  C/(Kg R) corrige para o uso da unidade roentgen na AAPM. Ele não aparece quando se usa C/Kg como unidade de exposição;
- $A_{ion}$  corrige para recombinação de ions nas condições de referência do laboratório padrão (1,00 para  $^{60}\text{Co}$ );
- $A_{wall}$  corrige a atenuação e espalhamento dos fótons na parede da câmara e na capa de build-up na energia do  $^{60}\text{Co}$ . Ele é razão entre a fluência de energia dos fótons no centro da cavidade com a CI + capa, no ar, e a fluência que existe no mesmo ponto, sem a câmara e a capa (só ar);
- $b_{wall}$  é a razão entre a dose absorvida e o kerma de colisão na parede da câmara, em condições de equilíbrio eletrônico. Embora o protocolo original use  $b_{wall}$  e  $A_{wall}$ , os valores de  $A_{wall}$  obtidos pelo método de Monte Carlo (e usados no protocolo) já incluem  $b_{wall}$ . Portanto, seu uso no protocolo é um erro.
- $k_m$  corrige para a diferença nos materiais componentes da câmara e de sua capa de build-up e do ar.

No protocolo da AAPM:

Se aplicam os poderes de freiamentos restritos,  $(L/r)$ . Nos outros protocolos (p.ex., no da AIEA), usam-se os poderes de freiamento de massa, 'S'.

O termo  $a$  na equação acima descreve a fração da ionização no detector causada pelos elétrons gerados na parede da CI e  $(1-a)$  é a fração da ionização na cavidade causada pelos elétrons gerados na capa de build-up.

Se  $N_{gás}$  é conhecido, a dose no meio de interesse,  $D_m$ , pode ser calculada por:

$M$  é a leitura no eletrômetro corrigida para temperatura, pressão e polaridade;

$$D_m = M \cdot N_{gás} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gás}^m \cdot P_{ion} \cdot P_{repl} \cdot P_{wall}$$

$$k_m = \alpha \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{ar}^{par} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{par}^{ar} + (1 - \alpha) \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{ar}^{cap} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{cap}^{ar}$$

- $(L/r)_{gás,m}$  é a razão entre o poder de freiamento de colisão restrito médio em massa do material do fantoma e o poder de freiamento de colisão restrito médio em massa do gás da cavidade (ar);
- $P_{ion}$  é o inverso do fator de recombinação e leva em conta as perdas na leitura que ocorrem pela recombinação dos ions no feixe do usuário. Ele depende da taxa de dose (ou da dose por pulso), da geometria da câmara e da voltagem entre os eletrodos. Uma maneira de determiná-lo e usar o método das 2 voltagens. Para CI Farmer a 300 V numa taxa  $< 500$  Gy/min,  $P_{ion} \leq 1,005$ ;

- $P_{repl}$  é o fator de correção de reposição, que leva em conta o gradiente de dose na cavidade e o efeito do ar na cavidade, e depende da qualidade da radiação, do projeto e material usado na câmara e da posição da câmara no fantoma. Ele está fisicamente relacionado com o fator de perturbação de fluência,  $p_{flu}$ , listado anteriormente.

O fator  $P_{repl}$  origina-se de uma combinação de 2 efeitos: A correção para o gradiente de dose na cavidade,  $P_{grad}$ , e a correção para a perturbação na fluência dos elétrons causada pela substituição do material do fantoma pelo detector,  $P_{flu}$ . Se a medida for feita na profundidade de dose máxima ou além, não é necessário corrigir para a fluência porque teremos equilíbrio eletrônico transiente. Nos feixes de megavoltagem, onde o gradiente de dose é mais lento, a correção  $P_{grad}$  é muito pequena para cavidades pequenas;

$P_{wall}$  é o fator que corrige a diferença

$$P_{wall} = \left[ \alpha \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^{par} \left( \frac{\bar{L}_{en}}{\rho} \right)_{par}^m + (1 - \alpha) \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^m \right] 1 / \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^m$$

- entre o material da parede e o do fantoma. Para fótons:

onde  $(L/r)$  é a razão dos poderes de freiamento em massa restrito médio e  $(m/r)$  é o coeficiente de absorção de energia em massa médio. O termo  $\alpha$  aqui se refere à fração das ionizações no gás da cavidade do detector causada pelos elétrons na parede da câmara e, portanto,  $(1-\alpha)$  é a fração das ionizações causadas no mesmo local pelos elétrons gerados no meio (fantoma). Para feixes de megavoltagem a geralmente é muito pequeno porque, na prática, em fantoma, se usa câmara de parede fina em condições de BG sem a capa de build-up.

Deve-se notar que nas equações anteriores, a notação  $A$  dos fatores refere-se a medidas no ar e a notação  $P$  dos fatores refere-se a medidas no fantoma.

O protocolo TG-21 da AAPM é um documento

complexo, que exige várias correções para uma boa dosimetria. Por isso mesmo a AAPM acaba de publicar um novo protocolo baseado na calibração da dose em água, que vem simplificar e facilitar as medidas de dose absoluta nas condições do usuário. Este novo documento, o "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photons and electron beams" está publicado em Med. Phys. 26(9), september 1999, 1847-1870. Ele é mais simples que o TG-21 porque não se necessita de grandes tabelas de relação de poderes de frenagem e de coeficientes de absorção de energia em massa e nem se precisa calcular qualquer fator dosimétrico teórico. O TG-21 foi discutido nesta apostila somente por intenções didáticas e não se aconselha nem nunca se aconselhou seu uso no Brasil. Do mesmo modo, não se aconselha o uso do TG-51 no nosso meio.

Nosso objetivo agora é apresentar o protocolo da AIEA-TRS 277, que é o empregado na maioria dos serviços de radioterapia brasileiros. Deve-se ressaltar que o TRS 277 deverá em breve ser substituído por novo protocolo, o AIEA's *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, que está em fase final de preparação e será adotado em futuro próximo no Brasil.

## Protocolo de Dosimetria da AIEA-TRS 277 (1987) (1997-2<sup>nd</sup>Ed.)

### Introdução

Em 1987, a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA-Vienna) publicou o Technical Report Series n° 277 (TRS 277), intitulado *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – An International Code of Practice*, com a intenção de padronizar a medida da dose absorvida nos procedimentos de radioterapia. Nesta época, a agência já tinha vários programas relacionados à área, dos quais se destacavam a intercomparação da dose por TLD e a cadeia de laboratórios secundários.

Sabendo da existência de vários protocolos e da necessidade de padronização, um grupo de especialistas de diferentes nações foi convocado para elaborar um documento que, baseado nas experiências anteriores, pudesse servir aos físicos dos hospitais do mundo todo e sua grande variedade de dosímetros.

Este protocolo, que tem sido aceito e adotado em vários países, passou por uma revisão em 1992 (AIEA-TECDOC-897) e foi

republicado com as mudanças sugeridas em 1997 (AIEA-TRS 277-2ª Edição). A discussão a seguir é baseada nesta última publicação.

Os objetivos principais do protocolo são: i. descrever detalhadamente os procedimentos e, ii. fornecer os melhores valores possíveis dos coeficientes de interação e dos fatores de correção que, irão permitir a determinação da dose absorvida de um feixe de radiação com a necessária exatidão.

A cadeia de medidas e procedimentos do protocolo é mostrada abaixo:

Passo	Processo	Equação
1	Estabelecimento da Dose Padrão num Laboratório de Dosimetria Padrão Nacional (LPS) usando Técnica Dosimétrica Absoluta	
2	Calibração do Dosímetro do Hospital (câmara de ionização + eletrômetro) usando a Dose Padrão do LPS.	LPS fornece $N_x$ ou $N_k$
3	Determinação de $N_D$ no Hospital	Ver texto
4	Medida da Dose no Feixe de Tratamento	Ver texto

No Brasil temos 2 LPS- O IPEN/CNEN em SP que calibra CI dedal para  $^{60}\text{Co}$  e CI de placas paralelas para 10-50 KV (0,04-2,25 mm Al) e o LNMRI/IRD/CNEN no Rio, que calibra CI dedal nas energias 102 KV (0,16 mm Cu); 140 KV (0,5 mm Cu); 186 KV (1,0 mm Cu); 224 KV (2,02 mm Cu); 250 KV (2,5 mm Cu) e  $^{60}\text{Co}$  para teleterapia e CI dedal para braquiterapia HDR.

O IPEN calibra cerca de 80 dosímetros por ano e o LNMRI 50. A periodicidade recomendada para calibração de dosímetros para radioterapia é de 2 anos. O LNMRI também oferece anualmente um Curso de Atualização de Dosimetria em Radioterapia onde aborda todos os detalhes do protocolo da AIEA.

Vale a pena destacar aqui que o LNMRI terá, em breve, condições de calibrar o dosímetro diretamente em termos de dose absorvida em água para  $^{60}\text{Co}$ , o que permitirá o uso do novo protocolo da AIEA em termos de  $D_w$ .

O intervalo de energias coberto pelo TRS 277 é o seguinte:

- Raios-X de baixa energia (10 - 100 KV).
- Raios-X de média energia (100 – 300 KV).
- Fótons de alta energia ( $E \geq 0,66$  MeV).
- Elétrons de alta energia ( $5 \text{ MeV} \leq E_0 \leq 50 \text{ MeV}$ ).

Neste documento, vamos apresentar inicialmente as recomendações do protocolo para a determinação da dose absorvida de um feixe de fótons de megavoltagem e depois para feixes

de quilovoltagem. As recomendações para a dosimetria de elétrons serão descritas em outra apresentação.

Apesar dos autores terem tentado fazer um documento o mais simples possível, ele ainda é bastante complexo devido à variedade de energias cobertas, de várias câmaras que podem ser usadas e de uma grande quantidade de dados científicos e técnicos (grande quantidade de informações). O conselho que se dá para o uso prático é que o usuário no hospital estude e entenda o protocolo geral e depois o adapte para suas condições próprias, seguindo os procedimentos dos diagramas de fluxo e, principalmente, usando fichas de trabalho (alguns exemplos são dados no apêndice).

Todas as grandezas usadas no TRS 277 são definidas no ICRU 33. As mais importantes para o protocolo são: a dose absorvida (unidade Gray); a taxa de dose absorvida (Gy/s); o kerma (Gy) e a exposição (C/kg).

Os valores numéricos das principais constantes usadas são as recomendadas pelo CCEMRI (I) em 1985:

- Poder de freiamto dos elétrons: ICRU 37;
- $(W/e) = 33,97 \text{ J/C}$ ;
- valores de  $g$  de Boutillon;
- Coefficientes de absorção de Hubbell.

### Dosímetro para Megavoltagem

O detector recomendado (para qualquer feixe e energia) é a câmara de ionização. Geralmente o sistema de dosimetria consiste de uma câmara de ionização e de um eletrômetro. É aconselhável que o hospital possua pelo menos 2 sistemas de dosimetria: Um para ser usado como referência local (que será enviado para calibração no LPS) e outro que será o dosímetro de campo, para ser usado na rotina.

### Câmara de Ionização

A CI indicada é a dedal (cilíndrica). Ela deve ter espessura de parede  $< 0,1 \text{ g/cm}^2$  (preferível  $\approx 0,05 \text{ g/cm}^2$ ) e diâmetro do eletrodo central  $\approx 2,0 \text{ mm}$ . O diâmetro interno da cavidade deve ser  $\leq 7 \text{ mm}$  e o comprimento  $< 25 \text{ mm}$ . De preferência, os materiais da parede e do eletrodo central devem ser iguais e de baixo Z. Entretanto, admite-se materiais diferentes desde que a geometria e composição permitam que a atenuação, absorção e espalhamento sejam equivalentes às do ar. O efeito da polaridade na câmara deve influir com menos de 0,2 %.



Como a calibração no LPS é feita no ar livre num feixe de  $^{60}\text{Co}$ , deve-se adicionar à câmara uma capa de build-up para oferecer equilíbrio eletrônico. A espessura da capa mais parede deve estar então entre 0,4 e 0,6 g/cm<sup>2</sup> (preferencialmente deve ser 0,45 g/cm<sup>2</sup>). Não é necessário que a capa e a parede sejam do mesmo material, mas é essencial que a composição de ambas seja bem conhecida.

Também é necessário que a cavidade de ar não seja selada, ou seja, que a câmara seja aberta ao ar (à atmosfera). Ela deve ser projetada para entrar rapidamente em equilíbrio com o ambiente (equilibrar T e P).

Uma lista de câmaras de ionização que podem ser usadas é dada na Tabela II, pag. 12 do TRS 277–2<sup>nd</sup> Ed. A mais usada nos serviços de radioterapia brasileiros é a “Farmer”-NE 2571, que atende bem as condições do protocolo. Ela tem 24,0 mm de comprimento interno, 3,15 mm de raio interno, parede de grafite com espessura 0,065 g/cm<sup>2</sup> e vem com capa de build-up de Delrin com espessura 0,551 g/cm<sup>2</sup>. Seu eletrodo central é de alumínio e tem 1,0 mm de diâmetro. Embora o Al tenha número atômico relativamente alto ( $Z=13$ ), ele, o diâmetro e a geometria foram escolhidos propositadamente para compensar a parede de carbono ( $Z=6$ ). Deste modo, ela torna-se praticamente equivalente ao ar (e ao músculo ou água). Seu volume ativo aproximado é 0,6 cm<sup>3</sup>.

Entretanto, ela não é a única câmara que pode ser usada. Existe no mercado uma variedade de câmaras úteis e fica ao critério do usuário a escolha da mais adequada.

### Eletrômetro

A carga (ou corrente) induzida numa câmara de ionização é extremamente pequena e depende essencialmente do volume (massa) de ar na cavidade. Para se ter uma idéia dos limites de detecção e da exatidão requeridos de um eletrômetro para dosimetria em radioterapia, vale a pena sair um pouco da discussão do protocolo e tecer as seguintes considerações.

A dose típica que se deseja detectar em radioterapia é 1 Gy, com uma exatidão pelo menos de 1 mGy ( $\pm 0,1\%$ ). Se assumirmos que o volume sensível da câmara de ionização deve ser de 0,1 cm<sup>3</sup> nas condições ambientais normais, teremos uma massa de ar na cavidade de  $1,293 \times 10^{-7}$  kg. Assim sendo, a energia depositada na CI por 1 Gy será  $1,293 \times 10^{-7}$  J. Esta energia é usada para produzir partículas carregadas (ions) no ar, à razão de 33,97 J/C (que é a energia média necessária para produzir um par de ions no ar).

Portanto, a carga criada por 1 Gy em 0,1 cm<sup>3</sup> de ar será  $Q = E/(W/e)$ , ou seja, 3,8 nC. Esta carga consiste então de  $2,3 \times 10^{10}$  cargas elementares de  $1,6 \times 10^{-19}$  C, ou seja, de  $2,3 \times 10^{10}$  ions. Como queremos uma resolução de 1 mGy, precisamos de um eletrômetro que possa medir corretamente carga mínima na faixa de pC ( $10^{-12}$  C). Supondo ainda que a dose de 1 Gy seja liberada em 15 s (típico de aceleradores lineares, onde a taxa de dose no isocentro é cerca de 4 Gy/min), é necessário que o eletrômetro detecte correntes na faixa de pA ( $10^{-12}$  A) ou menos, para evitar a ocorrência de leituras falsas.

O protocolo recomenda o uso de eletrômetros bem sensíveis (da ordem de dezenas de fC) e com alta impedância de entrada ( $> 10^{14}$  W). Ele pede que o instrumento tenha mostrador digital e seja capaz de resolução de 4 dígitos ou 0,1 %. Recomenda ainda que a estabilidade em longo prazo seja melhor que  $\pm 0,5\%$  em 1 ano. Embora ele admita que a câmara e o eletrômetro sejam calibrados separadamente, o sistema deve ser calibrado conjuntamente (CI + eletrômetro) para evitar possíveis erros grosseiros.

Ele aconselha ainda que o eletrômetro permita mudança de polaridade e de voltagem na câmara para que se possa medir o efeito polaridade e a eficiência na coleção de ions. Vários bons eletrômetros existem no mercado. Dentre eles citamos: Farmer 2570; Farmer Ionex; Keithley 35614; CMNC 11; etc.

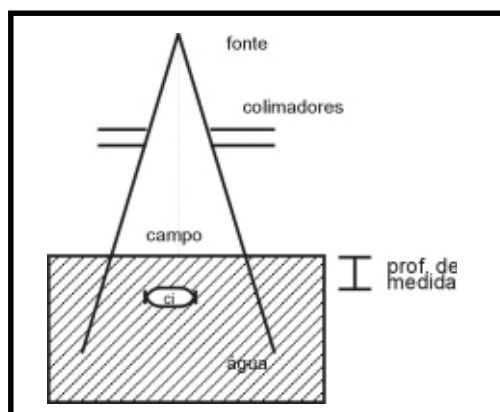
### Fantomas

O meio de referência recomendado para a determinação da dose é a água. O protocolo admite que outro meio (poliestireno; acrílico; água sólida; etc.) possa ser usado, mas exige que a dose seja sempre referenciada à água.

As dimensões do fantoma devem ser tais que, mesmo para o máximo tamanho de campo a ser empregado, na profundidade de medida, ainda sobre uma margem de 5 cm nos 4 lados do campo e na profundidade. Conforme já visto, deve-se evitar o contato direto da CI com a água, protegendo-a adequadamente.

### Geometria do Feixe de Radiação

A posição de todos componentes do arranjo experimental deve ser, apurada, reprodutível e descrita univocamente. São posicionáveis: o feixe de radiação e seu sistema de colimação, o fantoma e a CI no fantoma.



Antes da medida da dose, deve-se checar o alinhamento dos diferentes sistemas da máquina (normalmente, eles já fazem parte do programa de controle de qualidade da dosimetria do serviço), principalmente:

#### I. Eixo de rotação dos colimadores

Com um objeto pontiagudo colocado no eixo ou com o “cross-wires” marca-se um ponto num papel (a DFI). Roda-se o colimador e marcam-se os pontos para diferentes ângulos. Nenhum ponto deve distar mais que 1 mm do centro da figura formada. O eixo de rotação dos colimadores deve coincidir com o eixo do campo geométrico, que é uma linha que passa pelo centro da fonte e pelo centro do sistema de colimação (raio central).

#### II. Eixo do campo de radiação

É uma linha que passa pelo centro da fonte e pelo centro da área onde a dose excede os 50% da máxima, no plano de referência  $\wedge$  ao raio central, na profundidade de dose máxima. Expõe-se um filme (na DFI) ao campo de radiação e determinam-se os pontos de 50% da densidade óptica máxima e o ponto médio entre dois 50% opostos, para dois ângulos do colimador a 180°. A fonte estará centrada quando a distância entre os 2 pontos médios for  $\leq$  2 mm.

#### III. Congruência do campo luminoso e o de radiação

Expõe-se um filme radiográfico a um campo de radiação, na distância normal de tratamento (DFI). No envelope deve haver marcas (de chumbo p. ex.) correspondentes aos limites do campo luminoso e que se mostrarão no filme exposto. Inspetiona-se a diferença entre as marcas de chumbo (campo luminoso) e a imagem radiográfica (campo de irradiação). O limite do campo de irradiação é tomado na linha de 50% da DO máxima. Se a congruência entre os dois campos estiver dentro de 2 mm de cada lado, os campos são coincidentes. Este teste deve ser feito para diferentes ângulos do Gantry (0°, 90°, 180°, 270°). Deve-se verificar antecipadamente se o perfil da DO no filme é proporcional ao perfil da dose do feixe.

## Especificação e Determinação da Energia do Feixe de Radiação

Vários parâmetros necessários para a determinação da dose absorvida dependem da qualidade (energia) do feixe de radiação. Dentre eles podemos citar: coeficientes de absorção de fótons; poderes de freiamto de elétrons; fator perturbação; etc. Assim sendo, é necessário especificar correta e univocamente para qual energia o feixe está sendo calibrado. A caracterização completa de um feixe envolve vários parâmetros, (tipo da partícula do feixe, espectro de energia, distribuição angular, etc.), que em geral, são muito difíceis de obter.

Felizmente, a caracterização completa do feixe não é necessária para uma boa dosimetria. A maioria dos fatores ou das razões entre os fatores empregados nos protocolos varia pouco com a energia e, mesmo grandes diferenças no espectro têm pequena influência nos cálculos finais. Assim sendo, podemos ter uma boa dosimetria com menos detalhes quanto à energia, empregando métodos práticos de especificação de qualidade que, em geral, envolvem um único parâmetro.

O fator que mais influencia o espectro de raios-X é a energia dos elétrons que atingem o alvo. Daí vem o método tradicional de especificar a qualidade do feixe; *Designar a energia do feixe de elétrons*. Neste método, a qualidade do feixe de raios X é expressa na forma do potencial acelerador nominal em megavolts (MV). Ela é bastante empregada pelos fabricantes.

Entretanto, a medida direta da energia dos elétrons não é fácil, de modo que a energia em MV é mais bem derivada pela comparação com valores publicados de dose profunda. Um exemplo clássico deste procedimento é empregado no suplemento 17 do BJR.

No BJR 17 se recomenda que a energia dos raios-X do feixe de megavoltagem de uma máquina seja especificada por comparação da profundidade medida para a isodose de 80% ( $d_{80}$ ) no raio central de um campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> a 100 cm de distância com a profundidade tabelada para as mesmas condições.

O problema com o método MV é que a forma exata do espectro de frenagem depende de vários fatores além da energia dos elétrons (material do alvo, componentes do cabeçote da máquina, etc.) e se entra numa rota circular. A determinação do MV depende de  $d_{80}$ , que depende da máquina, que depende do MV.

Os protocolos modernos especificam a energia em termos de propriedades atenuadoras do feixe. Uma alternativa ao MV que já obedece esta diretriz é especificar a energia diretamente

em termos de  $d_{80}$ , sem passar pela comparação com dados de pdp publicados e, portanto, sem usar MV. Este método também tem seus problemas porque o  $d_{80}$  pode ser afetado por elétrons de alta energia gerados pelo feixe de raios-X nos componentes da máquina e que podem chegar à superfície e penetrar no meio. (Lembrar que  $d_{80}$  é a profundidade onde temos 80% da dose profunda. A determinação de pdp envolve a medida da dose máxima, que está próxima à superfície e pode ser afetada pelos elétrons espalhados na cabeça e que contaminam o feixe de fótons primários).

O protocolo da AIEA especifica a energia dos raios-X em termos do Índice de Qualidade, que é definido como a razão da leitura da CI numa profundidade de 20 cm pela leitura numa profundidade de 10 cm para a mesma distância fonte-câmara, num fantoma de água, num campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na câmara. Esta relação é conhecida como relação tecido-fantoma 20/10 ou  $TPR_{20/10}$ . Teoricamente esta relação é independente da distância fonte-câmara, mas na prática ela é tomada na posição do isocentro. Uma alternativa ao índice dos TPR é defini-lo em termos de PDP. Neste caso o IQ é a relação entre as pdp a 20 cm e a 10 cm em água ( $PDP_{20}/PDP_{10}$ ), para uma distância fonte superfície fixa (100 cm) e campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na superfície. Este índice é citado no TRS 277 (tab XIII) e seu inverso é quem especifica a energia no protocolo de dosimetria do NACP.

Uma relação destes diferentes índices (interpolação de dados do BJR 17) vem abaixo:

$TPR_{20/10}$	$PDP_{20/10}$	$d_{80}$	MV
0,57	0,50	5,1	$^{60}\text{Co}$
0,60	0,52	5,6	3,5
0,62	0,535	5,8	3,9
0,64	0,55	6,1	4,4
0,66	0,57	6,4	5,0
0,68	0,585	6,7	5,8
0,70	0,60	7,1	7
0,72	0,615	7,6	8
0,74	0,63	8,2	9,5
0,75	0,64	8,5	10,5
0,76	0,645	8,8	12
0,77	0,655	9,1	14
0,78	0,66	9,5	20
0,79	0,675	10,6	25

Outro método alternativo é indicado pelo TG 51 da AAPM (1998). Ele consiste em se usar como Índice de Qualidade a percentagem de dose profunda a 10 cm, na DFS = 100 cm, da componente de fótons do feixe (i.é., sem a contaminação de elétrons),  $PDP(10)_x$ . A contaminação eletrônica é retirada por correção

matemática no valor medido de pdp ou pela colocação de uma lâmina de Pb de 1mm a 50 cm antes do fantoma (depois se leva em conta a existência do Pb na determinação de pdp).

Queremos ressaltar aqui, para se ter consistência, o índice a ser usado deve ser o recomendado no protocolo adotado.

Para fótons de alta energia, o TRS 277 especifica o seguinte:

- Radiação de  $^{60}\text{Co}$   $E = 1,25 \text{ MeV}$ ;  
(embora os feixes de fótons das máquinas de  $^{60}\text{Co}$  incluam uma certa quantidade de radiação espalhada de baixa energia, o feixe  $\gamma$  é essencialmente monoenergético, já que, na origem, é composto por 50 % de g de 1,17 MeV e 50 % de g de 1,33 MeV - média de 1,25 MeV).
- Raios-X de Aceleradores E dado por  $TPR_{20/10}$ . Este índice é usado para a obtenção de  $(s_{w,ar})_u$  nas condições do usuário. A correlação entre  $(s_{w,ar})_u$  e  $TPR_{20/10}$  foi investigada extensivamente através do método de Monte Carlo e mostrou que os valores tabelados concordam com os do método dentro de  $\pm 0,5$  % para os feixes típicos de radioterapia.

## Cadeia Metrológica

A cadeia metrológica da determinação da dose absoluta nas condições do usuário inicia-se num laboratório padrão primário (LPP), p. ex., no CCEMRI, passa para o laboratório padrão secundário (LPS), p.ex., LNMRI, depois para o dosímetro de referência do usuário, que o usa diretamente no feixe, ou, de preferência, o usa para aferir outro dosímetro, que será o instrumento de uso na rotina (ver fig. 10 do 277).

Em princípio, a mesma quantidade (exposição, kerma em ar, kerma em água ou dose) deveria ser medida em cada passo. Do mesmo modo, as condições de irradiação, espectro, meio, geometria, etc. deveriam ser as mesmas. Entretanto, na maioria das situações no hospital, nem a quantidade medida nos LPP e LPS na calibração do dosímetro nem as qualidades dos feixes locais são as mesmas.

Assim sendo, o principal objetivo do protocolo passa a ser a determinação da dose absorvida em água (nas condições do usuário) usando uma câmara de ionização calibrada em termos de kerma no ar. Para evitar erros desnecessários deve-se usar dados consistentes em todos os passos. Para enfatizar este ponto, toda a cadeia é analisada a seguir.

### Padrão Primário

Diversos padrões primários para a dose absorvida em grafite ( $D_{gr}$ ), exposição no ar livre ( $X$ ), kerma no ar ( $K_{ar}$ ) foram desenvolvidos nos LPP. Em geral, a intercomparação de dose entre eles para a energia do  $^{60}\text{Co}$  mostra concordância dentro de 0,2 - 0,3%. Note-se aqui que a incerteza absoluta na Exposição padrão para radiação de  $^{60}\text{Co}$  é maior que a consistência entre os padrões. A razão disto deve-se a que Exposição é medida em termos de carga elétrica e de massa de ar existente numa cavidade e tem que ser determinada com o auxílio de vários parâmetros de interação (que convertem as medições em energia absorvida). A mesma discussão vale para o kerma no ar.

Normalmente, o LPP calibra a câmara do LPS em termos de exposição ou de kerma no ar, partindo da dose absoluta medida num fantoma de grafite. (alguns LPP já calibram em termos de dose em água,  $D_{wc}$ ). A exposição e o kerma no ar são dados por:

Onde  $c$  simboliza condições de calibração, (normalmente  $^{60}\text{Co}$ ) e  $J_{ar}$  é a ionização específica medida pela câmara na mesma posição em que a dose padrão primária foi medida. Os outros coeficientes já foram discutidos anteriormente. O valor de  $(W/e)$  no ar seco assumido pelo protocolo é 33,97 J/C. Conforme já vimos, ele é diferente do valor empregado no AAPM TG 21 original, que foi baseado no ICRU 43. O valor assumido para  $g$  na energia do  $^{60}\text{Co}$  é 0,3 % ( $g = 0,003$ ). Lembrar que  $g$  é a fração da energia das partículas secundárias ( $e^-$ ) perdida na forma de radiação de freiamento quando essas partículas (sua energia) estão sendo absorvidas no ar.

Das equações acima se pode ver que a determinação do kerma no ar inclui o produto dos fatores  $S_{gr,ar}$  e  $(W/e)$ , que tem incerteza menor que cada um deles separadamente. Assim sendo, o kerma no ar apresenta menor incerteza que a exposição e preferencialmente é a grandeza que deve ser referenciada pelo LPS.

### Padrão Secundário

O LPP emite para a câmara do LPS um fator de calibração  $\dot{A}_k$  (para kerma no ar) ou  $\dot{A}_x$  (para exposição). Alguns LPP já emitem o fator  $N_{D,w}$  (dose em água), que será usado em futuros protocolos, diminuindo as incertezas e simplificando os procedimentos dosimétricos.

O trabalho principal do LPS é então transferir a calibração do LPP para o usuário. Outra função importante dos LPS é a de treinar e ajudar os usuários na dosimetria.

Normalmente, o LPS calibra a câmara do usuário por comparação com sua câmara padrão secundário em termos de kerma no ar num feixe

de  $^{60}\text{Co}$  (ainda que alguns usem exposição). Essa comparação pode ser feita por intercambiamento (onde a CI do usuário é colocada no mesmo ponto da CI do LPS) ou por irradiação direta (onde as 2 câmaras são irradiadas lado a lado no mesmo feixe). Nesta etapa a câmara do usuário é irradiada com a capa de build-up.

Partindo de seu  $\dot{A}_k$  o LPS emite um fator de calibração  $N_k$  para a câmara (sistema de dosimetria) do usuário. Pode-se escrever então:

$$N_k = (K_{ar,c})/M_c$$

onde  $M_c$  é a leitura no dosímetro do usuário nas condições de calibração do LPS (atenção para temperatura, pressão e umidade padrão).

### Dosímetro do Hospital

Partindo do valor  $N_k$  emitido pelo LPS para o dosímetro de referência local para a energia de calibração  $c$  ( $^{60}\text{Co}$ ) o usuário no hospital deve determinar primeiro  $N_{D,c}$ , fator de calibração de dose no ar para  $^{60}\text{Co}$ . Em seguida, no seu feixe de radiação, deve determinar a dose absorvida na água em fantoma em condições padronizadas.

Além da referência local, o hospital deve ter outro dosímetro (de campo), que deverá ser aferido regularmente em relação ao primeiro.

É essencial que o dosímetro seja calibrado periodicamente (cada 2 anos) e que seja regularmente aferido numa fonte padrão de  $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$  (cada 3 meses e antes e depois de ser enviado para calibração). Se a aferição em qualquer data mostrar desvio maior que  $\pm 2,0\%$  (relativo ao padrão de  $^{90}\text{Sr}$ ), sua causa deve ser encontrada e nova calibração realizada.

## Medida da Dose

### Absoluta no Hospital

Nosso objetivo agora é determinar a dose absoluta nas condições de tratamento, ou seja, como utilizar  $N_k$  (válido para  $^{60}\text{Co}$  no LPS) para obter a dose absorvida nos feixes de fótons de megavoltagem usados na radioterapia local. Devemos nos lembrar que o fator  $N_k$  (calibração no LPS) foi obtido em termos de kerma no ar para  $^{60}\text{Co}$  e a CI foi irradiada com a capa de build-up presente. Geralmente a irradiação livre ao ar no LPS é feita à distância fonte centro da câmara de 100 cm e com campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> na câmara. Estas condições não são essenciais, mas são usadas para evitar a contaminação gerada no cabeçote da máquina e manter geometria semelhante à do hospital.

O TRS 277 recomenda que a dose seja obtida num processo de 2 etapas. Primeiro determina-se teoricamente um fator de conversão  $N_D$  (dose na cavidade de ar da CI) e

depois se determina à dose absorvida em água no ponto de interesse, a partir de medidas no fantoma.

1ª Etapa – Determinação de  $N_D$ :

A dose absorvida (média) dentro da cavidade de ar da nossa câmara  $\dot{I}_{ar,c}$ , pode ser obtida do kerma em ar  $K_{ar,c}$  por:

$$\dot{I}_{ar,c} = K_{ar,c} (1-g) k_{att} k_m,$$

onde  $g$  é a fração da energia dos elétrons secundários perdida por frenagem,  $k_{att}$  é o fator que leva em conta a atenuação e o espalhamento no material da câmara incluindo a capa de build-up e  $k_m$  é o fator que leva em conta a falta de total equivalência do material da CI com o ar.

Valores de  $k_{att}$  e  $k_m$  para várias câmaras são dados na tabela XVIII do TRS 277. Por exemplo, para a câmara Farmer NE 2571,  $k_{att} = 0,990$  e  $k_m = 0,994$ .

O fator de dose absorvida no ar pode ser definido como:  $N_{D,c} = D_{ar,c} / M_c$  onde  $M_c$  é a leitura do eletrômetro na calibração. Conjugando as 2 equações teremos,  $N_{D,c} = N_k (1-g) k_{att} k_m$ .

Agora assumindo que  $N_{D,c} = N_{D,u} = N_D$ , onde  $u$  significa energia do usuário, teremos:

$$N_D = N_k (1-g) k_{att} k_m$$

A hipótese de que  $N_{D,c}$ , que é determinado para a energia de calibração do LPS ( $^{60}\text{Co}$ ), também vale para a energia do usuário (i.é.  $N_{D,c} = N_{D,u}$ ), só é verdadeira se  $W_c = W_u = W$ , ou seja, se a energia necessária para criar um ion par for à mesma nas diferentes energias. Embora para altas energias isto possa não acontecer, sabe-se que a variação de  $W$  com a energia é muito pequena e pode ser desprezada. Deste modo podemos deixar de usar o subscrito e escrever a ultima equação acima. Observe-se aqui que  $N_D$  no TRS 277 é igual ao  $N_{gás}$  do AAPM-TG21.

Sendo isto válido, teremos também que:

$$N_D = D_{ar,u} / M_u \text{ e, portanto } \dot{I}_{ar,u} = M_u N_D$$

onde  $M_u$  é a leitura no eletrômetro nas condições do usuário corrigida para os efeitos da pressão, temperatura, umidade e polaridade.

2ª Etapa - Determinação da Dose Absorvida em água, no ponto de interesse dentro de um fantoma de água,  $D_w(P_{ef})$ :

Nesta segunda etapa, usa-se a equação de Bragg-Gray para determinar a dose em água, no ponto de interesse, isto é, no ponto efetivo de medida. (a seguir usaremos a notação do TRS 277).

A dose no ponto (efetivo) será dada por:

$$D_w(P_{ef}) = \dot{I}_{ar,u} (s_{w,ar})_u p_u, \text{ onde}$$

$(s_{w,ar})_u$  é a razão entre os poderes de freiamto médio da água e do ar para a energia do usuário

no ponto de interesse. Valores de  $(s_{w,ar})_u$  são dados na tabela XIII do TRS 277)

$p_u$  é um fator de correção de perturbação (fisicamente similar ao  $P_{wall}$  do AAPM TG21), que será discutido a logo a seguir:

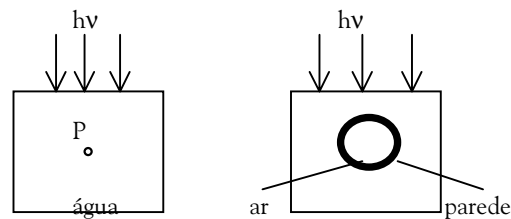
Combinando as 2 equações anteriores teremos,

$$D_w(P_{ef}) = M_u N_D (s_{w,ar})_u p_u$$

que é a equação básica do protocolo para a determinação da dose absoluta em condições padronizadas no hospital.

### Correção da Perturbação na Fluência

A fluência de fótons e elétrons no fantoma de água é perturbada no volume que é ocupado pela câmara quando se realiza uma medida. Ao introduzirmos a CI (parede+cavidade com ar), tiramos o mesmo volume de água e o meio onde medimos a dose não é mais o mesmo. Queremos a dose em água, mas certo volume da mesma agora é parede da CI mais ar. Esta substituição acarreta pequena, mas influente mudança na fluência, que pode ser dividida em 2 partes. Uma relativa às diferenças introduzidas pela parede da CI e pelo ar da cavidade e outra relativa ao gradiente de dose em profundidade (resolução espacial) no volume da câmara (a pdp varia mais rapidamente no ar que na água que ele substituiu e o ponto efetivo de medida não é exatamente o centro de uma CI cilíndrica de diâmetro finito). Este fenômeno tem sido abordado de maneira diferente em diferentes protocolos ( $P_{wall}$  e  $P_{repl}$  no AAPM TG2; ponto efetivo no TRS 277).



Deve-se determinar a dose num ponto P na água. Coloca-se um CI (parede+ar) calibrada livre no ar (kerma) com seu centro no ponto P (sem a capa de build-up). A câmara desloca um volume de água igual ao seu volume externo. O meio agora não é mais água e sim material da parede + ar. A fluência de fótons e de elétrons em P não é a mesma que antes. A “dose” que a CI marca não é a dose absoluta em P. Para se ter a dose em P deve-se corrigir a medida para as diferenças dos meios quanto à produção e espalhamento de elétrons e quanto à mudança no gradiente de dose em profundidade.

O TRS 277 recomenda que o efeito de perturbação na fluência seja corrigido:

i. Aplicando um *fator de perturbação*  $p_u$ , que corrige para a primeira parte acima (diferenças nas propriedades da parede e do correspondente volume de água quanto à produção e espalhamento de elétrons e diferença no espalhamento de elétrons no ar da cavidade e na água quando esta é substituída pelo ar da cavidade), e ao mesmo tempo,

ii. Usando um *ponto efetivo de medida*, que corrige para a segunda parte acima (diferença surgida no gradiente de dose dentro da cavidade). Esta correção é efetuada localizando-se o ponto de interesse na frente do centro da câmara (ponto efetivo mais próximo à fonte do que o centro da CI).

As equações (de Bragg-Gray) acima já levam em conta os dois efeitos na fluência. Embora fisicamente eles não possam ser separados, é possível obter  $p_u$  experimentalmente (e, portanto, corrigir de acordo com o protocolo).

Para fótons de megavoltagem,  $p_u$  pode ser calculado pela equação de Almond e Svensson (lembrar que no fantoma as medidas são tomadas com a CI *sem* a capa de build-up):

$$p_u = \frac{\alpha s_{wall,ar} (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha) s_{w,ar}}{s_{w,ar}}$$

Onde

a é a fração da ionização total no ar da cavidade gerada por elétrons que vem da parede da Câmara e (1-a) é a fração deles vinda do fantoma. Valores de a para diferentes espessuras de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na fig. 16 do TRS 277.

Valores de  $s_{wall,ar}$  (razão entre o poder de freiamento de elétrons médio da parede e o do ar) para vários materiais de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na tabela XX do TRS 277.

Valores de  $m_{en}/\rho$  (coeficientes de absorção de energia em massa) para os vários materiais de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na tabela XXI do TRS 277.

Obviamente, os valores das fig. 16 e das tabelas são empregados para a determinação de  $p_u$ .

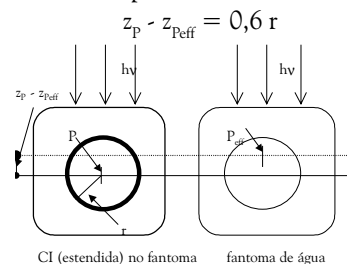
Outra maneira (bastante prática) de se determinar o fator de perturbação  $p_u$  é tirar esse valor diretamente da fig. 14 do TRS 277, onde temos curvas de dependência de  $p_u$  com o índice de qualidade para os vários materiais de parede que são normalmente encontrados nas câmaras de ionização comercializadas.

Devemos reafirmar aqui que o uso do valor de  $p_u$  obtido pelos métodos sugerido acima só é válido quando feito em conjunto com o uso do ponto efetivo de medida (i. é, se o ponto efetivo de medida da câmara de ionização for localizado no ponto de interesse durante as medições).

Vamos discutir agora a questão do ponto efetivo de medida. Fisicamente ele aparece porque o volume da câmara é finito (não puntual) e causa uma mudança na dose em profundidade ao se trocar a água por parede+ar. A dose em P na água é um pouco menor que a em P com a CI. A dose medida pela CI será a dose de um ponto mais próximo da superfície (deslocado de P).

Esta situação é tratada no TRS 277 com a introdução do conceito de ponto efetivo de medida. O ponto efetivo de medida é o local puntual onde a dose é especificada.

Para feixes de fótons de megavoltagem o protocolo TRS 277-2<sup>nd</sup> Ed (1997) recomenda que o ponto efetivo de medida deve ser localizado a uma distância 0,6r à frente do centro geométrico de uma câmara cilíndrica de raio r. Se  $z_p$  for a profundidade do centro da câmara e se  $z_{peff}$  for a profundidade do ponto efetivo:



Em outras palavras;

Se a CI for tipo Farmer com diâmetro interno da cavidade de 6,3 mm ( $r_i = 3,15$  mm) e usarmos como fantoma padrão um tanque fechado de água que tem um cilindro oco de parede fina de acrílico com eixo central a 5,0 cm de profundidade (portanto o centro da CI estará a 5,0 cm de profundidade), o ponto efetivo de medida estará a 4,8 cm de profundidade.

Observe-se aqui que a recomendação atual (0,6r) é diferente daquela do protocolo original (1987), onde se aconselhava um deslocamento do ponto efetivo em relação ao centro da CI de 0,75r para “alta energia” e 0,5r para  $^{60}\text{Co}$ .

## Condição Padrão e Correções na Determinação da Dose Absorvida em Água

O fator de calibração de uma câmara de ionização é a razão entre o valor verdadeiro da quantidade a ser medida e o valor medido em condição padrão. Esta pode ser vista como um conjunto de quantidades de influência para o qual o fator de calibração é válido, independente de outras correções. Estas quantidades de influência são definidas como quantias que, mesmo não sendo objeto da medida, influenciam na determinação da grandeza a ser mensurada.

Elas podem ser de diferentes naturezas, p.ex., temperatura, umidade, voltagem de polarização, etc. podem vir do próprio dosímetro, p.ex., fuga, desvio do zero, aquecimento, etc. ou podem estar relacionadas com o campo de radiação, p.ex., qualidade do feixe, taxa de dose, tamanho de campo, etc. Durante a calibração de um dosímetro ou da medida da dose de um feixe elas devem ser padronizadas para que as medições sejam as mais apuradas possíveis. A maioria pode ser mantida constante no processo e no tempo, mas outras, como temperatura, pressão, umidade, taxa de dose, polaridade, etc. podem mudar em relação às padronizadas e geralmente necessitam de um ajuste para fornecer a “influência” correspondente às condições padronizadas.

O TRS 277 recomenda como condição padrão de geometria de irradiação na calibração de uma câmara de ionização “livre ao ar” no LPS, na energia do  $^{60}\text{Co}$ , que vai ser usada na medida da dose absoluta no hospital, que a câmara seja irradiada no ar, com sua capa de build-up presente, a uma distância fonte-centro de 100 cm num campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  nessa distância. Vale notar que este é o procedimento empregado no LNMRI/IRD/CNEN.

Ele recomenda também que a medida da dose absoluta no hospital seja feita com uma câmara de ionização dentro de um fantoma (de preferência de água) nas seguintes condições geométricas para fótons de megavoltagem:

- Campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (na superfície do fantoma);
- Profundidade (do ponto efetivo) no fantoma:  
I. 5,0 cm para  $^{60}\text{Co}$  e  $\text{TPR}_{20/10} \leq 0,70$   
II. 10,0 cm para  $\text{TPR}_{20/10} > 0,70$
- $0,6r$  para  $z_{\text{Peff}} - z_p$ ;
- DFS igual à usada nos tratamentos.

Notar aqui que para  $\text{TPR}_{20/10} = 0,7$ , a energia em MV será aproximadamente 7 MV. Deste modo, para fótons de 4 - 6 MV a calibração deve ser feita com a CI a 5 cm de profundidade e para energias maiores ela deve ser feita a 10 cm.

A idéia por trás da recomendação de se usar 2 profundidades é a de que feixes de baixo MV são freqüentemente usados para tratar tumores situados em médias profundidades ( $> 5 \text{ cm}$ ) enquanto que os de alto MV o são principalmente para lesões profundas. O objetivo principal é se ter a dose mais correta possível no centro do volume alvo. Além disso, assegura-se que a profundidade padrão é sempre maior que o alcance de elétrons secundários.

Deste modo se tem, no ponto de medida, condição de equilíbrio eletrônico e ao mesmo tempo se evita a contaminação por elétrons secundários espalhados no cabeçote. Entretanto, seria mais prático, simples e apurado usar só uma profundidade de referência (10 cm) na calibração de fótons de alta energia. Esta situação é sugerida pelo ESTRO (# 3) e adotada pelo TG-51.

O TRS 277 recomenda enfaticamente ainda que, além da CI usada na calibração do acelerador (e de raios-X de quilovoltagem), se tenha um sistema dosimétrico adicional de monitoração constante para levar em conta as possíveis flutuações no rendimento da máquina. A maioria dos aceleradores já tem este sistema vindo de fábrica, o dosímetro monitor, situação não encontrada nas máquinas de quilovoltagem. O TRS 277 recomenda mais:

- *Aquecimento*: Antes de qualquer medida deve-se ligar o dosímetro e deixar tempo suficiente para que ele entre em equilíbrio térmico com o ambiente (@ 1 hora). Também se deve cuidar para que o fantoma esteja em equilíbrio térmico com o ambiente. Lembrar que a água demora mais para equilibrar térmicamente (principalmente se for tirada da torneira, quando o equilíbrio pode demorar 1 dia). É aconselhável que o fantoma com água fique sempre dentro da sala de terapia.

- *Corrente de fuga*: A corrente de fuga deve ser medida e seu valor deve ser insignificante quando comparado com a corrente obtida de medidas de dose. Pode se tomar como insignificante fuga relativa  $< 0,1 \%$ .

- *Efeito Polaridade*: O efeito polaridade deve ser medido e levado em conta. Para fótons de megavoltagem deve ser  $< 0,2 \%$ . O valor de leitura (de carga, corrente ou unidade de escala) que deve ser usado na equação da determinação da dose é o valor médio das leituras obtidas nas duas polaridades de voltagem da câmara:

$$M_{U0} = (M_{U0+} + M_{U0-})/2$$

onde,  $M_{U0}$  é a leitura a ser usada na medida da dose (leitura verdadeira);

$M_{U0+}$  é o valor médio das leituras do eletrômetro na voltagem de trabalho positiva;

$M_{U0}$  é o valor médio das leituras do eletrômetro na voltagem de trabalho negativa.

Muitas vezes, na rotina, se usa só uma polaridade no pressuposto que a correção é pequena. Isto é permitido desde que se comprove regularmente por medidas locais que o efeito polaridade é menor que 0,2%.

- *Temperatura e Pressão:* A câmara de ionização deve ser aberta ao ar ambiente. Assim sendo a massa de ar durante as medidas no hospital pode ser, e geralmente o é, diferente daquela para a qual a calibração no LPS foi feita. O fator de correção a ser aplicado,  $P_{TP}$ , será:

$$P_{TP} = \frac{P_0(273,15+T)}{P(273,15+T_0)}$$

onde, T em °C e P em kPa são a temperatura e pressão local no ambiente do fantoma e  $T_0$  e  $P_0$  são a temperatura e pressão dadas pelo LPS como padrão ( $T_0 = 20,0$  °C e  $P_0 = 101,325$ ).

- *Umidade:* A umidade do ar ambiente tem pequeno efeito na carga produzida na cavidade da câmara (exceto quando a parede da CI é higroscópica, p.ex., nylon ou plástico A-150). Se o fator de calibração do LPS é dado para umidade relativa de 50%, nenhuma correção é necessária no intervalo  $20\% \leq UR \leq 70\%$  e  $15$  °C  $\leq T \leq 25$  °C. Caso  $UR > 70\%$  deve-se verificar sua influência na fuga elétrica, que pode vir a ser  $> 0,2\%$  e influir negativamente na medida. Neste caso medir cuidadosamente a corrente de fuga e levá-la em conta na determinação de  $M_{U0}$ .

- *Recombinação:* A coleção incompleta das cargas produzidas no ar da cavidade torna necessária uma outra correção. O efeito depende da geometria da CI, da voltagem aplicada e da taxa de produção de cargas na cavidade (que depende da taxa de dose do aparelho). Conforme já vimos, para radiação pulsada de aceleradores (especialmente em feixes “escaneados”), o efeito de recombinação pode ser significativo e tem que ser corrigido.

Embora o fator de correção de recombinação,  $p_s$ , possa ser determinado teoricamente, no TRS 277 é recomendado que ele seja obtido experimentalmente no hospital pelo método das 2 voltagens: Toma-se uma série de medidas de carga na voltagem normal de operação  $V_1$  e uma série de medidas da mesma grandeza com uma voltagem menor  $V_2$ . Os valores médios serão  $Q_1$  (para  $V_1$ ) e  $Q_2$  (para  $V_2$ ). A razão  $V_1/V_2$  deve ser  $\geq 3$ . O fator de recombinação será:

$$p_s = a_0 + a_1 (Q_1/Q_2) + a_2 (Q_1/Q_2)^2$$

As constantes  $a_i$  para radiação pulsada e vários  $V_1/V_2$  são dadas na tabela VIII do TRS 277. Para radiação “escaneada” deve-se usar os

valores  $a_i$  da tabela IX. Para radiação continua o fator de correção  $p_s$  pode ser tirado diretamente da fig. 13. Neste ultimo caso (p. ex.  $^{60}\text{Co}$ ) geralmente ele é muito pequeno e pode ser desprezado.

Resumindo o protocolo AIEA TRS 277:

- 1.O LPS fornece um fator de calibração em termos de kerma no ar para  $^{60}\text{Co}$ ,  $N_K$ , para o dosimetro (câmara+eletrômetro) do hospital. O dosimetro deve ter as características recomendadas no protocolo;

- 2.O físico do hospital determina o fator de calibração do dosimetro em termos de dose no ar,  $N_D$ , que é o mesmo para qualquer energia de fótons de megavoltagem, usando:

$$N_D = N_K (1-g) k_{att} k_m$$

- 3.O físico do hospital determina a dose absorvida em condições padronizadas,  $D_w(P_{eff})$  com o dosimetro calibrado no LPS, seguindo as recomendações do protocolo quanto a fantoma, geometria, correções, etc. usando:

$$D_w(P_{eff}) = M_u N_D (s_{w,ar})_u p_u$$

### Determinação da Dose em Condições Diferentes do Padrão (Dose Relativa)

Uma vez que a dose em condições padronizadas foi obtida (dose absoluta), torna-se possível determinar a dose para quaisquer outras condições por meio de distribuições relativas (p.ex., percentagem de dose profunda; curvas de isodose; relação tecido-fantoma; etc.).

Tais distribuições devem ser obtidas para todas as possíveis combinações de energia, tamanho de campo, DFS, etc., usadas no hospital. Como cada máquina pode apresentar características dosimétricas diferentes, as distribuições devem ser obtidas experimental e individualmente para cada uma. Entretanto a falta de instrumentação adequada pode justificar o uso de distribuições de dose publicadas na literatura ou pelo fabricante. Neste caso o físico do hospital deve se certificar de sua validade, comparando alguns valores medidos com os publicados.

Os fatores de correção a serem aplicados às leituras do eletrômetro podem ser considerados independentes da profundidade para uma dada qualidade de feixe de MV. Isto quer dizer que a distribuição de ionização relativa é equivalente à distribuição de dose relativa e pode-se usar as razões de ionizações como razão de dose. Isto simplifica bastante os procedimentos dosimétricos.



Um ponto importante é o do ponto efetivo de medida com CI. Conforme previsto no formalismo da dose absoluta, o ponto efetivo de medida está sempre deslocado 0,6r para frente em relação ao centro da câmara. Por exemplo, se fizermos medidas de PDP num fantoma de água e colocarmos o centro de uma CINE 2571 a profundidades de 2,0, 5,0, 10,0, 15,0 cm; etc., como normalmente acontece nos experimentos, a leitura no eletrômetro na verdade serão de profundidades 1,8; 4,8; 9,8; 14,8 cm, etc.

O TRS 277 não formaliza os procedimentos necessários para se obter dose relativa (nem é seu objetivo). Em vista disso, a ESTRO publicou em 1997 seu booklet n° 3: *Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams*, que sistematiza os procedimentos dosimétricos relativos no hospital. Sugerimos que as recomendações desta publicação sejam adotadas, o que trará, sem dúvida, melhoria acentuada na dosimetria e na radioterapia.

### Incertezas Associadas

Cada ação prática na determinação da dose absoluta pelas recomendações do protocolo introduz incertezas que aumentam a imprecisão da medida. Sua avaliação nos dá uma idéia da exatidão do valor da dose absoluta.

Se os procedimentos do protocolo forem rigorosamente seguidos, os valores abaixo representam com bastante correção as incertezas associadas a cada etapa (Andreo-1990):

Procedimento ou Quantidade Física	Incerteza (%)
Coeficientes de interação no LPP	0,4
Medida da taxa de kerma no ar com a câmara padrão do LPP	0,3
Calibração do dosimetro do LPS	0,3
Calibração do dosimetro do hospital	0,3
Transferência da calibração da taxa de kerma no ar para um ponto de referência na energia do <sup>60</sup> Co (no hospital)	0,5
Calibração do dosimetro de campo	0,5
<b>Incerteza combinada (quadrática)</b>	<b>1,0</b>

Iniciando com a determinação do kerma no ar no LPP num feixe de <sup>60</sup>Co e terminando com a calibração em kerma no ar do dosimetro de campo do hospital, a incerteza total será ± 1% (1 s), para fótons de megavoltagem.

Procedimento ou Quantidade Física	Incerteza (%)	
	<sup>60</sup> Co	MV
Coeficientes de interação e fatores de correção ( $k_m, k_{att}; s_{w,ar}; TPR_{20/10};$ etc.)	1,1	1,4
Medida com dosimetro de campo no feixe de radioterapia	0,5	1
Dose Monitor (tempo) na máquina	0,5	1,5
<b>Incerteza combinada (quadrática)</b>	<b>1,3</b>	<b>2,3</b>

Incertezas associadas à determinação da dose no ponto de referência num fantoma de água usando uma câmara calibrada no LPS em termos de kerma no ar.

Combinando quadráticamente as 2 incertezas totais anteriores teremos a incerteza total associada à determinação da dose absoluta no hospital. Isto nos dá 1,6 % para feixe de terapia de <sup>60</sup>Co e 2,5% para feixe de terapia de megavoltagem. Portanto, o uso do protocolo nos assegura que podemos determinar a dose absoluta de um feixe de radioterapia de megavoltagem com exatidão melhor que ± 3,0 %.

Entretanto, embora óbvio, deve ficar bem claro que esta exatidão não é a da dose liberada ao paciente. Neste caso ainda temos que considerar as incertezas associadas à obtenção da dose relativa, ao posicionamento do paciente, etc. (e não esquecer dos eventuais erros grosseiros).

### Controle de Qualidade do Dosimetro e da Medida da Dose Absoluta

O modo tradicional de testar a qualidade da radioterapia é analisar os resultados dos tratamentos. Modernamente este procedimento é mais sofisticado e recebe o nome de Sistema da Qualidade. Um sistema de qualidade é um processo onde a performance é medida e comparada com padrões e também uma série de ações necessárias para se chegar e se manter nos padrões.

O Programa de Qualidade em Radioterapia, do qual esta apostila discute pequena parte, tem como objetivo estabelecer padrões para a radioterapia brasileira e será discutido em outra apresentação. Recomendamos aos interessados consulta à bibliografia, principalmente ao Protocolo de Garantia de Qualidade Arcal XXX, ao ESTRO booklet n° 4, "*Practical Guidelines For The Implementation Of a Quality System in Radiotherapy*", ao ESTRO booklet n° 2, "*Recommendations For A Quality Assurance Programme In External Radiotherapy*" e ao AIEA TECDOC-1040, "*Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*".

Faz parte obrigatória de um Sistema de Qualidade o controle de qualidade do dosimetro e da dose medida em condições padrão. Este controle consiste na formalização de vários procedimentos de medida que devem ser executados a fim de se chegar a um valor correto e consistente da dose absoluta.

O TRS 277 trata brevemente deste problema na premissa de que tal programa seria discutido numa nova publicação do ICRU.

Basicamente, um Programa de Controle de Qualidade do dosímetro e da dose consiste em:

- I. O hospital deve possuir 2 instrumentos: 1 para servir como padrão local e outro para rotina;
- II. Cada instrumento deve se compor de câmara de ionização mais eletrômetro (no mínimo 2 CI) que atendam os requisitos do protocolo (a 2ª CI pode ter características menos restritivas, mas deve ser de “boa qualidade”);
- III. O dosímetro padrão local deve ser calibrado num LPS que se referencie a um LPP (no Brasil o LNMRI/IRD/CNEN ou o IPEN/CNEN). O LPS deve emitir um Certificado de Calibração do Dosímetro que seja datado e que contenha o fator de calibração para  $^{60}\text{Co}$ . No caso de quilovoltagem deve conter fatores para várias energias, as mais próximas possíveis das empregadas no hospital.
- IV. O Certificado deve explicitar ainda a linearidade da resposta, a fuga elétrica, o efeito haste e a abertura para a atmosfera (obviamente nas condições do LPS).
- V. O dosímetro padrão local deve ser calibrado no LPS a cada 2 anos. Ele deve ser usado só para a medida da dose absoluta nas energias do hospital a intervalos regulares (p.ex., cada 3 meses) e para aferir o dosímetro de campo.
- VI. O dosímetro de campo deve ser aferido pelo padrão local a cada 3 meses. Ele deve ser empregado para a calibração dos feixes na rotina (diária ou semanalmente) e para as medidas de dose relativa (na frequência prevista no programa de controle de qualidade da dosimetria geral).
- VII. O dosímetro padrão local e o de campo devem ser testados em intervalos regulares (cada 3 meses) para fuga elétrica, repetibilidade, reprodutibilidade e constância do fator de calibração. Estes testes devem ser feitos por exposição reprodutível e apurada da CI numa fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  apropriada (ou numa fonte de terapia de  $^{60}\text{Co}$ ). Eles também devem ser feitos imediatamente antes e depois da calibração no LPS, para assegurar que o transporte não afeta a sensibilidade e o fator de calibração.
- VIII. O físico usuário deve seguir sempre as recomendações do fabricante quanto aos cuidados e manutenção dos dosímetros. Estes instrumentos são delicados e devem ser manuseados com esmero.
- IX. O eletrômetro deve ser armazenado numa

bolsa, seguro e isolado, preferencialmente livre de umidade (com sílica-gel).

- X. A câmara de ionização deve ser armazenada do mesmo modo, preferencialmente num dessecador com sílica-gel. Não se recomenda o armazenamento em estufa porque a temperatura pode se descontrolar e danificar o instrumento.
- XI. A linearidade da resposta entre a leitura do dosímetro e exposição num feixe deve ser melhor que  $\pm 1\%$ . Ela deve ser checada regularmente (p.ex., cada 6 meses).
- XII. A eficiência de coleção da CI deve ser determinada para todas as condições nas quais ela vai ser usada. Fuga elétrica e efeito haste devem ser medidos e levados em conta se necessário.
- XIII. Todas as leituras devem ser corrigidas para a diferença entre as condições ambientais locais e as da calibração no LPS. A dosimetria só pode ser realizada após o dosímetro entrar em equilíbrio térmico com o ambiente.
- XIV. Na medida da dose absoluta, várias leituras ( $\sim 5$ ) devem ser tomadas para cada voltagem e cada polaridade. O valor verdadeiro será a média das leituras. A precisão da série de medidas (em termos de s) deve ser  $0,5\%$ .
- XV. Quando possível, a calibração do feixe local deve ser feita por outro físico e com outro dosímetro e os resultados comparados. Também é indicada uma intercomparação de dosímetros de diversos hospitais num mesmo feixe.
- XVI. A dosimetria absoluta deve ser auditada regularmente (cada ano) por intercomparação independente, p.ex. TLD ou CI. Este serviço é executado pelo IRD/CNEN como parte de sua fiscalização de centros de radioterapia.
- XVII. Todos os procedimentos dosimétricos devem ser registrados e guardados. Recomenda-se que, como parte do Programa de Controle de Qualidade, se tenha várias fichas de controle, uma para cada procedimento.

### Fichas de Trabalho (Worksheets)

O TRS 277 recomenda o uso de ficha de trabalho e de diagrama de fluxo para cada procedimento dosimétrico. No seu apêndice B ele mostra exemplos práticos de várias fichas e fluxogramas. Sugerimos que os físicos do serviço se familiarizem com as mesmas e elaborem as suas, de acordo com as necessidades locais.

Recentemente, Andreo (AIEA) elaborou planilhas (macro) para Excel 4 com várias fichas de trabalho baseadas no TRS 277, muito simples de se usar (TRS-277E.xls; TRS-277X.xls; TRS-381.xls). Preenchendo-as com os dados dosimétricos locais é possível se determinar o  $N_D$  e a dose absorvida em condições padrão no hospital para as condições cobertas pelo TRS 277. Uma cópia pode ser obtida na Internet no seguinte endereço:

[http://www.iaea.or.at./programmes/nahunet/e3/dmrip\\_e3\\_codes\\_of\\_prac.html](http://www.iaea.or.at./programmes/nahunet/e3/dmrip_e3_codes_of_prac.html)

Neste mesmo endereço encontra-se também cópia do novo protocolo da AIEA, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standard of Absorbed Dose to Water (COP-NDw.v5)* e cópia do TECDOC-1040, *Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*.

No final desta apostila (apêndice), apresentamos um fluxograma e alguns exemplos de Fichas de Trabalho de procedimentos de dosimetria que são usados no Instituto de Radioterapia Geral e Megavoltagem de Minas Gerais – Hospital Belo Horizonte. Apresentamos também alguns resultados de Controle de Qualidade da Dosimetria dessa instituição. Estes exemplos e resultados são mostrados somente para ilustrar o uso do protocolo AIEA TRS 277. Conforme já dito antes, sugerimos que cada centro elabore seu próprio Sistema de Qualidade, incluindo o controle de qualidade da dosimetria absoluta em consonância com o protocolo.

*Quando tudo mais falha leia as instruções.*

## DOSIMETRIA NA RADIOTERAPIA KV

### Introdução

O TRS 277: *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – An International Code of Practice*, é um conjunto de procedimentos e especificações cuja intenção é proporcionar aos centros de radioterapia condições de determinar a dose absoluta em condições padronizadas nos diferentes tipos de teleterapia. Ele divide a modalidade em 3 grupos:

- I. Raios-X de Alta Energia (MV);
- II. Raios-X de Quilovoltagem (KV);
- III. Elétrons de Alta Energia;

O uso do protocolo para fótons MV já foi discutido anteriormente. A dosimetria de elétrons será mostrada em outra apresentação.

Nosso objetivo agora é apresentar o formalismo para a determinação da dose absoluta em condições padronizadas para raios-X de quilovoltagem (KV). Por razões de técnica dosimétrica e praticidade, o TRS 277 divide os raios-X de KV em 2 grupos:

- I. Média Energia (100 – 300 kV)
- II. Baixa Energia (10 – 100 kV)

As diferenças essenciais na dosimetria dessas qualidades referem-se ao tipo de câmara de ionização e ao fantoma e condições geométricas nas calibrações. Assim sendo, discutiremos as duas modalidades em separado, como o faz o protocolo.

### Dosimetria de Fótons de Média Energia: 100 kV a 300kV (0,16 mm Cu CSR 4,0 mm Cu)

#### Instrumental e Geometria

Uma das idéias básicas do TRS 277 é a do uso da mesma câmara de ionização para raios-X de média energia, para gama do  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{60}\text{Co}$  e para fótons MV. Particularmente, a CI para média energia deve ser tal que, no intervalo proposto, sua resposta em unidades de escala ou unidades de carga por kerma no ar varie menos que  $\pm 2\%$ . Note-se que esta restrição não é atendida por várias CI comercializadas (p.ex., a NE 2581).

As recomendações quanto ao sistema de medida (CI + eletrômetro), fantoma e geometria de irradiação são as mesmas tanto para MV quanto para média energia. Como já foram discutidas anteriormente, não serão aqui apresentadas.

Gostaríamos só de ressaltar que a CI “Farmer” NE 2571 e um bom eletrômetro (Farmer 2570; Keithley 35614, etc.) servem tanto para MV quanto para 100 KV (e elétrons)

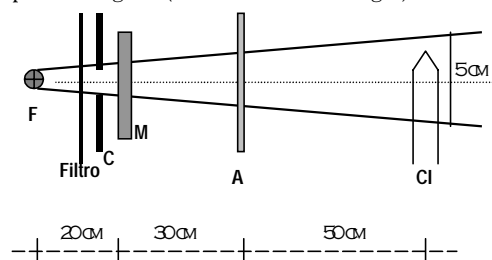
#### Caracterização da Energia (Qualidade)

A qualidade de um feixe de raios-X é normalmente especificada pelo potencial no tubo (ddp), pela filtração total e pela primeira camada semi-redutora (CSR). Melhor ainda especificar o coeficiente de homogeneidade, ( $CH = 1^\circ\text{CSR}/2^\circ\text{CSR}$ ).

Vários fatores que influenciam na determinação da dose absoluta (p.ex. fator de calibração da CI, de conversão de kerma em dose, de retroespalhamento, etc.) são dependentes da energia. Em quilovoltagem, a energia é expressa em termos de camada semi-redutora em alumínio ou cobre. Alumínio (pureza melhor que 99,8 %) é usado para baixa energia e cobre (pureza »99 %) para média energia. Nas medidas de CSR, a espessura do absorvedor (das placas de Al ou Cu) deve ser conhecida com precisão melhor que  $\pm 5$  mm ou que  $\pm 1$  %, o que for mais restritivo.

Camada Semi-Redutora é a espessura de um material absorvedor que reduz a taxa de kerma no ar de um feixe de raios-X para 50 % da intensidade do feixe não atenuado, em condições de “boa geometria”. Estas condições significam feixe monodirecional estreito e distâncias adequadas entre fonte, filtro, atenuador e detector.

A figura abaixo mostra um set-up que oferece condições de “boa geometria” e que é recomendado para a determinação experimental da camada semi-redutora de feixes de quilovoltagem (média e baixa energia).



Arranjo experimental para a determinação da camada semi-redutora. F é o foco do tubo de raios-X; C é o colimador ou diafragma; M é uma câmara monitora de radiação; A é o absorvedor de espessura variável (Al ou Cu) e CI é a câmara de ionização. A colimação deve ser tal que o diâmetro do campo na CI seja pouco maior que seu tamanho ativo ( $\gg 5$  cm). As distâncias foco-monitor, monitor-absorvedor, absorvedor-CI não são críticas (desenho fora de escala).

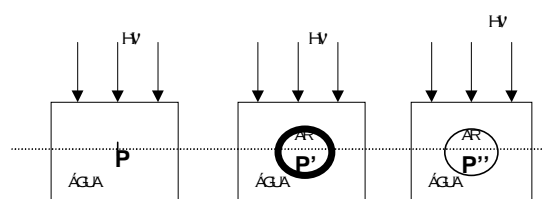
## Formalismo

Os LPS geralmente possuem padrões em termos de kerma no ar ou exposição para várias energias de raios-X no intervalo de média energia. O LNMRI oferece calibração em termos de kerma no ar ( $N_k$ ) para as seguintes qualidades:

KV	102	140	186	224	250
CSR (mm)	0,16	0,50	1,00	2,02	2,50
	Cu	Cu	Cu	Cu	Cu

Na determinação da dose absorvida num fantoma de água partindo da calibração em termos de kerma no ar para média energia, o TRS 277 se utiliza metodologia um pouco diferente daquela empregada para fótons de megavoltagem. A principal razão para isto é que nenhum dos elétrons gerados na água chegará até a cavidade de ar. (P. ex., um elétron de 200 KeV tem alcance máximo em grafite  $< 0,3$  mm, ou seja, menor que a espessura da parede da maioria das CI indicadas). Portanto, a maioria das ionizações no ar da cavidade será induzida por elétrons gerados na parede (alguns serão produzidos no próprio ar).

O formalismo do TRS 277 é o mesmo que o descrito por Johns & Cunningham (The Physics of Radiology; 4<sup>th</sup> Ed. -pp 246).



I. Queremos determinar a dose absorvida num Ponto P de um fantoma de água;

II. Colocamos uma câmara de ionização no fantoma com seu centro P' no ponto P.

III. Tomamos leituras  $M_u$ .

Estas leituras correspondem ao kerma no ar num ponto P'' (centro da cavidade de ar dentro d'água), já que a CI é calibrada para indicar kerma em ar (isto é, como se a CI não estivesse presente).

Portanto, temos o kerma no ar no centro de uma cavidade de ar (em P'') definida pelo diâmetro externo da CI. Os fatores de correção para atenuação da parede e para não equivalência do material da parede com o ar já estão computados no fator de calibração  $N_k$ .

O kerma no ar será dado então por:

$$K_{ar} = M_u N_k k_u$$

O fator de correção de qualidade da radiação  $k_u$  é introduzido porque a relação  $K_{ar}/M_u$  pode ser influenciada para as diferenças nos espectros de energia da calibração livre no ar (no LPS) e da medida no fantoma (no hospital).

Na prática, na maioria das situações,  $k_u = 1$ , já que o TRS 277 recomenda que a CI a ser usada seja tal que sua variação de resposta (i. é., leitura/ $K_{ar}$ ) seja menor que  $\pm 2$  % no intervalo de energias propostas (2 mm Al  $\leq$  CSR 3 mm Cu, ou, aproximadamente, entre 70 KVp e 250 KVp).

O kerma em água ( $K_w$ ) pode ser obtido então por:

$$\frac{K_w}{K_{ar}} = \left( \frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{w,ar}$$

Sabendo que para raios-X de quilovoltagem a perda de energia de elétrons secundários por freiamento é negligível ( $g = 0$ ), teremos:

e, portanto,  $K_w \simeq D_w$  e daí:

$$D_w = M_u N_k k_u (m_{en}/\rho)_{w,ar} p_u$$

O fator  $p_u$  é introduzido na equação da dose em água acima porque sem ele teríamos a dose numa pequena massa de água no centro da cavidade "P". (Como a cavidade de ar e a CI substituem um certo volume de água, introduzem uma perturbação na fluência de fótons e de elétrons secundários. Portanto a fluência e a dose, não são a mesma em P e "P"). O fator  $p_u$ , fator perturbação, corrige então o deslocamento da água pela CI. O uso de  $p_u$  pressupõe que o centro da CI é o ponto efetivo de medida.

#### Neste ponto chamamos sua atenção:

Os valores de  $p_u$  na tabela XV do TRS 277-1ª Ed. (1987) estão errados (superestimados). Eles devem ser substituídos pelos novos valores publicados na tabela XV da 2ª Ed. (1997) e dados abaixo.

Voltagem no Tubo - KV	Camada Semi-Redutora mm Al Cu	mm	$p_u$
100	4,28	0,17	1,03
120	6,31	0,30	1,03
140		0,49	1,03
150		0,83	1,02
200		1,70	1,02
250		2,47	1,01
280		3,37	1,01

*Fator de Correção de Perturbação  $p_u$  para Câmaras de Ionização Dedal, para Raios-X de Média Energia e Medidas Dentro de um Fantoma de Água a 5,0 cm de Profundidade. Qualidade dos Raios-X em termos de CSR. Valores de  $p_u$  válidos para CI com volumes entre 0,3 cm<sup>3</sup> e 1 cm<sup>3</sup>, diâmetro externo entre 5 e 9 mm e espessura de parede aproximada de 0,5 mm.*

Esta é a modificação mais importante no protocolo. Pode-se ver que o erro na dose pode chegar a mais de 10% (para 100 KV). Os valores de  $p_u$  acima foram obtidos para CI NE 2571 e PTW M 23331, mas podem ser usados para outras de geometria similar.

## Medida da Dose Absoluta no Hospital

Conforme vimos acima, a dose em água pode ser obtida por:

$$D_w = M_u N_k k_u (m_{en}/\rho)_{w,ar} p_u$$

A CI recomendada é a mesma que a usada para megavoltagem. A geometria de irradiação é semelhante à de megavoltagem (fantoma de água; centro da CI a 5,0 cm de profundidade; distância fonte superfície igual à usual de tratamento; campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>). O ponto efetivo de medida é o centro da CI (esta é a maior diferença em relação à calibração de MV).

Do mesmo modo que em MV, as medidas do eletrômetro devem ser corrigidas para condições ambientais (T; P; umidade) e para recombinação. Todas as recomendações feitas para MV valem para KV (calibração no LPS; cuidados com o dosímetro; aquecimento; fuga; polaridade; etc.).

O fator de calibração  $N_k$  a ser usado é aquele fornecido pelo LPS para a qualidade da radiação a ser dosada. Lembrar que ele é válido para o feixe primário em ar (não é influenciado pela penetração no fantoma). Assim sendo, a qualidade do feixe no hospital deve ser medida no ar, em termos de CSR, de acordo com a "boa geometria" já descrita. Como o LPS fornece valores de  $N_k$  para qualidades discretas, muitas vezes a qualidade do feixe no hospital não coincide com uma das calibradas. Neste caso deve-se obter o valor de  $N_k$  (para a energia a ser dosada) por interpolação entre os valores fornecidos pelo LPS.

O fator  $k_u$ , (que corrige a diferença de resposta da CI devido à diferença espectral nos feixes no ar e no fantoma), é igual a 1,00 para as CI indicadas no protocolo.

O termo  $(m_{en}/\rho)_{w,ar}$  é a razão entre os coeficientes de absorção de energia em massa médio da água e do ar, tomados à profundidade de 5,0 cm no fantoma. Os valores a serem usados nas medidas no hospital são dados na tabela XIV do TRS 277.

Notar que a recomendação do protocolo é que a calibração seja feita a 5 cm de profundidade em água. Como na maioria das vezes referenciamos a dose absoluta à superfície devemos determinar  $D_w(0)$  partindo de  $D_w(5)$ . Isto é feito dividindo-se  $D_w(5)$  pela PDP(5) nas mesmas condições de tamanho de campo e de DFS da calibração. Portanto precisamos conhecer com bastante precisão as doses relativas para cada qualidade, ou seja, precisamos

saber as porcentagens de dose profunda para cada qualidade e condições de irradiação.

Nossa prática na radioterapia mostra que nunca se usa feixe de KV para profundidade maior que 3,0 cm. Assim sendo, a medida a 5,0 cm em água não representa corretamente a profundidade do volume alvo. Além disso, medidas de pdp em KV são bastante difíceis de serem feitas e é prática comum se usar valores tabelados (p.ex., do BJR 11 ou 17). Deste modo, a pdp a 5,0 cm pode não representar corretamente a do feixe do hospital e introduzir erro significativo na dose absoluta.

Embora não recomendado no protocolo, uma alternativa razoável para a calibração é determinar a dose absoluta na profundidade de dose máxima (superfície) ou na profundidade de 2,0 cm em água. Se esta geometria for aceita, deve-se usar então os valores de  $(m_{en}/p)_{w,ar}$  para  $z = 0$  cm ou  $z = 2$  cm da tabela XIV. Para facilitar os procedimentos experimentais, pode-se usar um fantoma sólido (p.ex., acrílico) em lugar da água. Neste caso, usar  $(m_{en}/p)_{acrílico,ar}$  e referenciar a dose à água. É óbvio que, como no LPS, as irradiações são feitas sem a capa de build-up para  $^{60}\text{Co}$ .

## DOSIMETRIA DE FÓTONS DE BAIXA ENERGIA: 10 KV A 100 KV (0,04 MM AL $\leq$ CSR $\leq$ 4,0 MM AL)

### Instrumental

A CI recomendada para estas qualidades é a de placas paralelas com uma fina membrana na parede de entrada do feixe. Seu eletrodo coletor deve ter diâmetro  $\geq 20$  mm e seu anel de guarda ter largura  $> 3$  mm. A variação na resposta (em termos de  $M/K_{ar}$ ) deve ser  $< \pm 2\%$  no intervalo 0,05 mm Al  $\leq$  CSR  $\leq 2$  mm Al ( $\gg$  entre 12 KV e 70 KV). O efeito polaridade deve ser  $< 1\%$ . Como exemplos de CI de placas paralelas do mercado citamos a RMI-Attix, a PTW-Markus, a NACP-Scanditronix, a Capintec PS-033, a Exradin P-11 e a NE 0,02 cc. Como é prática calibrar tais câmaras em fantoma sólido (evitando correções para retroespalhamento), algumas delas já vêm incorporada no fantoma. O IPEN/SP calibra CI de placas paralelas para qualidades 10 a 50 KV (CSR entre 0,04 e 2,25 mm Al).

O eletrômetro pode ser o mesmo que é usado para MV e média energia. Se for usado qualquer outro (muitas vezes adquire-se a CI de placas paralelas junto com eletrômetro do mesmo fabricante), ele deve atender as especificações do protocolo (já apresentadas na dosimetria MV).

## Qualidade do Feixe

A caracterização do feixe de radiação para baixa energia é feita da mesma maneira que o de média energia. A camada semi-redutora deve ser especificada em termos de mm de Al e serem usadas placas absorvedoras com pureza melhor que 99,99 % em Al. O arranjo experimental para a determinação da CSR é semelhante àquele da média energia (entretanto, as distâncias entre os componentes podem ser menores).

## Formalismo e Medida no Hospital

O objetivo principal na dosimetria de feixes de baixa energia é a determinação da dose absoluta na superfície do fantoma.

Estas medidas podem estar baseadas numa calibração no LPS em termos de dose absorvida na superfície do fantoma ( $N_D$ ), ou numa calibração no LPS em termos de kerma livre ao ar (quando o LPS não tiver condições da primeira). Como vários laboratórios primários e secundários tem condições de calibrar a CI do hospital diretamente em termos de dose absorvida em água na superfície de um fantoma de água ( $N_{D,w}$ ), ele é o de preferência por inserir menos passos na calibração e, portanto, diminuir as incertezas associadas.

Sabendo que a fluência de fótons diminui rapidamente com a profundidade, somente CI de placas paralelas com pequena separação inter eletrodos e fina janela de entrada são aceitáveis. Como sua construção impede o uso em água, deve-se usar fantoma sólido.

I. Se a CI for calibrada em termos de dose absorvida em água teremos:

$$D_w = M_u N_{D,w}, \quad \text{onde:}$$

$D_w$  é a dose absorvida (em água) na superfície de um fantoma de água, nas mesmas condições do laboratório de calibração;

$M_u$  é leitura da CI colocada na superfície do fantoma sólido, corrigida para condições ambientais, recombinação, polaridade, etc.;

$N_{D,w}$  é o fator de calibração fornecido pelo LPP ou LPS para a energia de interesse.

Deve-se notar aqui que não se pode usar diretamente a equação acima se, no LPS, a CI foi calibrada "livre no ar".

II. Se a CI for calibrada em termos de kerma em ar (livre no ar):

Neste caso o LPS fornece valores de  $N_k$ . Aqui a CI pode estar inserida num material extra, mas do qual faz parte integrante. A superfície anterior da janela de entrada da CI é o ponto efetivo de medida e deve ser colocada no ponto de referência (onde se quer medir a dose).

A medida da dose absoluta no hospital deve ser feita com a CI colocada num fantoma extra (do hospital), tendo sua face anterior coincidente com a superfície do fantoma (sólido).

Assim sendo, a dose em água no ponto de referência (que está em  $z = 0$  cm e que é o ponto efetivo de medida) será:

$$D_w = M_u N_k B k_u [(m_{en}/p)_{w,ar}]^{ar livre}$$

onde **B** é o fator de retroespalhamento (backscatter) do campo padrão empregado no hospital. Valores de B para diversas qualidades e tamanhos de campo são encontrados na Tab.

XVI do TRS 277. O protocolo recomenda que o campo padrão deve ter  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> ou 3 cm de diâmetro. Entretanto isto não é restritivo e pode-se usar como padrão qualquer outro (p.ex., diâmetro 5, 10 ou 20 cm).

$k_u$  tem o mesmo significado que na média energia e seu valor, na prática, é 1.

O termo  $[(m_{en}/p)_{w,ar}]^{ar livre}$  é a razão entre os coeficientes de absorção de energia em massa médio da água e do ar para ar livre. Valores deles em função da energia são mostrados na tabela da pag. viii do TRS 277-2ª Ed.

#### Programa de CQ dos Equipamentos de Dosimetria e do Acelerador Linear Clinac 6X

##### Monitor de Radiação Ambiental

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Monitor	Victoreen	490	2802
Sonda GM	Victoreen	489-4	5202
Certificado de Calibração: LCD/SPR/CDTN/CNEN – Nº 114/IRGM/98			
Procedimento	Tolerância		Frequência
Aferição no serviço com fonte de <sup>137</sup> Cs	± 20%		semestral
Calibração no LCD/SPR/CDTN/CNEN	± 10%		anual

##### Dosímetro Clínico

Tipo	Fabricante	Modelo
Eletrômetro	Keithley	35 614
Câmara Ionização	Nuclear Enterprises	NE 2 571
Certificado de Calibração: LNMRI/IRD/CNEN – Nº D045/1198		
Procedimento	Tolerância	
Teste de Fuga	< 0,1%	
Teste de Linearidade	± 1%	
Teste de Reprodutibilidade	± 1%	
Aferição com fonte de <sup>90</sup> Sr- <sup>90</sup> Y	± 1%	
Calibração no LNMRI/IRD/CNEN	± 3%	

##### Termômetro e Barômetro

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Relógio Digital	Casio	Nº 1 376	12 546
Intervalo de Medida		Termômetro	Barômetro
Precisão (unidade de visualização)		-20,0 a 60,0 °C	46,0 a 110 KPa
		0,1 °C	0,1 KPa
Procedimento	Tolerância		Frequência
Aferição no SMMA	± 1%		Anual

Fonte Padrão de Aferição do Sistema de Dosimetria Clínica

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Padrão de $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$	Victoreen	540-D	195

Acelerador Linear Clinac 6X - Testes de Funcionamento

Parâmetros Operacionais	Tolerância	Frequência
Voltagem de Filamento em stand by	$20 \pm 1$	diária
Vácuo em stand by	0	diária
Teste de 5 V e Tempos de Feixe e Filamento	Operacional	diária
Pressão do Freon no Guia de Onda	$(40 \pm 3)$ psi	diária
Temperatura da Água de Refrigeração Interna	$(40 \pm 10)$ °C	diária
Nível da Água de Refrigeração Interna	$(5,0 \pm 0,5)$ l	diária
Vácuo em "on" – Vácuo com Feixe	0	diária
Taxa de Dose no painel de controle	$(150 \pm 10)$	diária
PS Current com o feixe ligado	$(20 \pm 1)$	diária
PF Voltage com o feixe ligado	$(36 \pm 1)$	diária
Corrente de Feixe	$(40 \pm 1)$	diária
Funcionamento do Relógio do Painel de Controle	$\pm 0,1$ min	diária
Funcionamento do Integrador de Dose no Controle	$\pm 1$ cGy	diária
Funcionamento do Circuito Fechado de TV	operacional	diária
Funcionamento do Interruptor de Feixe da Porta	operacional	diária
Funcionamento dos Botões de Emergência	operacional	diária
Funcionamento das Lâmpadas Indicadoras de Feixe	operacional	diária
Funcionamento das Lâmpadas de Campo e Distância	operacional	diária
Funcionamento dos Lasers de Localização	operacional	diária
Ângulo de Rotação do Gantry e dos Colimadores	$\pm 1^\circ$	semanal
Centralização da Mesa de Tratamento	$\pm 1^\circ$	semanal
Folga nos Movimentos da Mesa	$\pm 2$ mm	Semanal

Acelerador Linear Clinac 6X - Testes Dosimétricos

Procedimento	Tolerância	Frequência
Padrão de Calibração da Dose (AIEA - 277)	$\pm 2\%$	quinzenal
Linearidade do Integrador de Dose (dose monitor)	$\pm 2\%$	mensal
Centralização dos Fios Cruzados (raio central)	$\pm 1$ mm	mensal
Posicionamento dos Lasers de Localização	$\pm 2$ mm	mensal
Tamanho de Campo (luminoso x indicado colimador)	$\pm 1$ mm	mensal
Indicador de Distância (range finder)	$\pm 2$ mm	mensal
Coincidência do Campo Luminoso com o de Radiação	$\pm 2$ mm	semestral
Simetria e Planura dos Campos de Radiação	$\pm 3\%$	semestral
Energia do Feixe (razão das ionizações a 10 e 20 cm)	$\pm 2\%$	semestral
Tabelas de Percentagem de Dose Profunda	$\pm 2\%$	semestral
Transmissão pelas Bandejas e Filtros em Cunha	$\pm 2\%$	semestral
Folga no Suporte <i>Raquete de Tênis</i> da Mesa	$< 0,5$ cm	semestral
Calibração Geral*	Ver Abaixo	anual
Simetria dos Colimadores (split field test)	$\pm 1$ mm	anual
Isocentro dos Colimadores	2 mm diâm.	anual
Isocentro do Gantry	2 mm diâm.	anual



## Acelerador Linear Clinac 6X - Calibração Geral Anual

A *Calibração Geral Anual*, que é precedida por manutenção geral programada (ou de emergência quando os defeitos podem influir nos parâmetros), compreende todos os testes acima e:

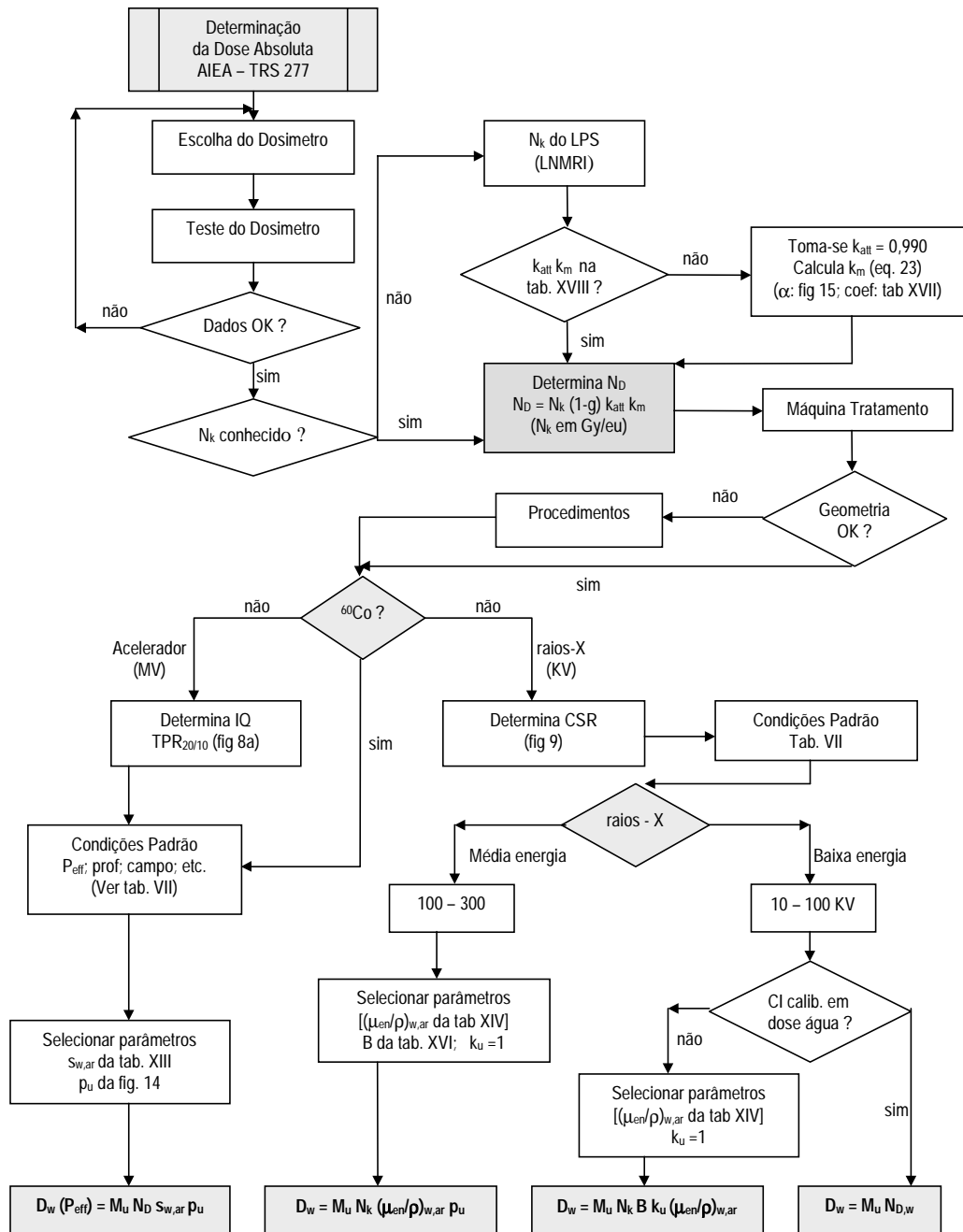
- 1)** Monitoração Radiométrica Ambiental nas Vizinhanças das Salas dos Aceleradores.
- 2)** Medidas da Radiação de Fuga pelas Blindagens da Cabeça dos Aceleradores.
- 3)** Teste dos botões de emergência, interruptor da porta e lâmpadas de aviso.
- 4)** Teste dos movimentos da mesa de tratamento.
- 5)** Verificação do funcionamento do relógio e do integrador de dose.
- 6)** Verificação da validade da lei do inverso do quadrado da distância *e para campos selecionados no intervalo de tamanho de campos usados (4x4 até 30x30 cm)*:
  - 1)** Determinação da dependência da dose com o tamanho de campo ( $S_{c,p}$ ;  $S_c$ ;  $S_p$ ).
  - 2)** Determinação dos fatores de transmissão das bandejas e dos filtros em cunha.
  - 3)** Determinação do perfil do campo (transv., longitud. e diagonal) em  $d_{max}$ , 10 e 20 cm.
  - 4)** Determinação da dose fora do raio central no ar (off axis ratios).
  - 5)** Determinação de tabelas de percentagem de dose profunda.
  - 6)** Determinação da dose superficial e da dose na região de build-up.

Determinação de curvas de isodoses.

## Acelerador Linear Clinac 6X - Manutenção

- 1)** A manutenção das máquinas e dispositivos auxiliares tem por objetivo manter o padrão exigido neste programa de Garantia de Qualidade e realizar sempre o melhor tratamento.
- 2)** Qualquer desvio nos parâmetros previstos enseja uma manutenção curativa e a máquina ou dispositivo só é liberado após o conserto.
- 3)** A responsabilidade pela manutenção é do Serviço de Física Médica e Radioproteção, que assegura que os padrões do Programa de Garantia de Qualidade são atingidos.
- 4)** A manutenção dos equipamentos do IRGMVMG é feita por técnico em eletrônica especializado, treinado no próprio serviço, e com vasta experiência em máquinas e dispositivos auxiliares de Radioterapia. O técnico em eletrônica trabalha todos os dias úteis na instituição e, quando necessário, trabalha à noite ou nos finais de semana.
- 5)** O IRGMVMG possui uma oficina de manutenção apropriada, que possui todo o instrumental necessário e um estoque de peças de reposição conveniente para os consertos de defeitos mais freqüentes. A oficina e o técnico residente possuem estrutura e conhecimento adequados para a confecção de peças para o bom funcionamento dos equipamentos.
- 6)** No caso da inexistência de alguma peça de reposição ou da necessidade de assistência técnica mais especializada, o IRGMVMG conta com a assistência dos fabricantes dos equipamentos que mantém no Brasil estoque de peças e técnicos especializados.

Fluxograma para Determinação da Dose Absoluta – AIEA TRS 277



$M_u$  corrigido para temperatura; pressão; recombinação; etc

Controle de Qualidade do Sistema de Dosimetria Padrão

Eletrômetro Keithley 35614 (s/n 38189) + Câmara de Ionização NE 2571 (s/n 1722)

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Físico: \_\_\_\_\_

I. Condições de Operação

1. Tempo de Aquecimento (On) =	P =	kPa	T <sub>i</sub> =	°C
2. Voltagem de Polarização = - 280 V (bias = 80%)	P <sub>i</sub> =	kPa	T <sub>i</sub> =	°C
3. Escala de Carga = 10 <sup>-8</sup> C	P =	kPa	T =	°C
4. Range = 2 V	Φ (P,T) =		UR =	

II. Teste de Fuga do Sistema

t <sub>i</sub> =	s	t <sub>r</sub> =	s	Fuga = (L <sub>r</sub> -L <sub>i</sub> )/(t <sub>r</sub> -t <sub>i</sub> ) = ( )/( ) × 10 <sup>-8</sup>	Fuga =	× 10 <sup>-14</sup> C/s	
L <sub>r</sub> =	ue	L <sub>i</sub> =	ue	Fuga Absoluta =	C/s	Fuga Percentual =	%
% Fuga Máximo Aceitável = ± 0,5 %				Condições:			

III. Teste da Consistência da Calibração do Sistema de Dosimetria  
Testes de Reprodutibilidade e Repetibilidade das Leituras

Método: Irradiação da CI na Fonte Padrão de <sup>90</sup>Sr

1. Fonte Padrão: Victoreen 540 D = s/n 195 ( <sup>90</sup> Sr)		2. Meia Vida do <sup>90</sup> Sr - T <sub>1/2</sub> = 28,5 anos = 342 meses			
3. Data da Calibração Padrão: 09/09/1996		4. Fator Calibração Padrão: F <sub>p</sub> = (1,208 ± 0,001) × 10 <sup>-11</sup> C/s			
5. Data da Calibração Atual:		6. Fator Decaimento (t = ): f <sub>d</sub> =			
7. Leituras no Eletrômetro e Correções					R = [(L <sub>i</sub> /t) × (Φ <sub>PMI</sub> /f <sub>d</sub> )]
Nº	Tempo t (s)	Leitura L (x10 <sup>-8</sup> C)	L <sub>corr.fuga</sub> L <sub>c</sub> (x10 <sup>-8</sup> C)	L <sub>c</sub> /t (x10 <sup>-11</sup> C/s)	R (x10 <sup>-11</sup> C/s)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
Fator Calibração Atual: F <sub>a</sub> = [(ΣR <sub>i</sub> ) / n] ± σ <sub>n</sub>			F <sub>a</sub> = ( ± ) × 10 <sup>-11</sup> C/s		
Δ % = [(F <sub>a</sub> - F <sub>p</sub> ) / F <sub>p</sub> ] × 100 =			Desvio Máximo Aceitável = ± 0,5 %		
σ <sub>n</sub> (série de medidas) = ; σ <sub>n</sub> % =			Condições:		

Ficha de Calibração do Acelerador Linear Clinac 6X - AIEA TRS 277 (2ª Ed./1997)

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Físico: \_\_\_\_\_

Determinação do fator de calibração ND da câmara de ionização

<b>1. Sistema de Dosimetria</b>			<b>2. Dados do Laboratório de Calibração (LNMRI/IRD)</b>		
Eletrômetro:			Certificado de Calibração		
modelo: <b>Keythley 35614</b>	no série: <b>38189</b>		No:	Data:	
Câmara de Ionização:			Fator Calibração (60Co): Nk = mGy ue <sup>-1</sup>		
modelo: <b>NE 2571 - 0,6 cc</b>	no série: <b>1722</b>		Condições padronizadas do LNMRI		
parede	mat.: <b>grafite</b> espessura: <b>0,065 g.cm<sup>2</sup></b>		T0 = 20,0 oC	P0 = 101,325 kPa	UR = 50 %
capa bup	mat.: <b>Delrin</b> espessura: <b>0,551 g.cm<sup>2</sup></b>		campo = 10 x 10 cm <sup>2</sup>		DFC = 100 cm
espessura total (capa + parede): <b>0,616 g.cm<sup>2</sup></b>			pol V = - 280 V	meio = Ar	capa = presente
raio interno da cavidade: <b>3,15 mm</b>			Nk = <b>G/ue</b>		
<b>3. Cálculo de ND (fator de calibração dose ar/kerma ar)</b>					
W/e = 33,97 J/C	Katt Km = 0,985	g = 0,0032	ND = Nk ´ (1-g) ´ Katt Km		
ND = x <b>0,997 ´ 0,985 x</b>			ND = <b>Gy/ue</b>		

**Dose em Água na Profundidade de Dose Máxima**

Keithley 35614 + NE 2571 - 0,6 cc

$$D_{\text{água}}(\text{max}) = MU_0 \cdot F(P,T) \cdot k_h \cdot p_s \cdot N_D \cdot s_{w,ar} \cdot p_u \cdot p_{cel} \cdot (1/\epsilon_{pdp}) \cdot 100$$

$$D_{\text{água}}(\text{max}) = 52,87 \cdot F(P,T) \cdot MU_0 \cdot p_s \text{ cGy}$$

$$F(P,T) = (101,325/P) \times [(273,15+T)/293,15]$$

1) Potencial Acelerador = 6 MV	6) Energia - $D_{20}/D_{10}(100 \text{ cm}) = 0,56$	11) $N_D = 40,35 \text{ cGy/ue}$
2) DFS = 80,0 cm	7) Profund. Ponto Efetivo = 4,8 cm	12) $s_{w,ar} = 1,123$
3) Tamanho de Campo = 10 x 10 cm <sup>2</sup>	8) PDP (Peff) - pdp = 85,1 %	13) $p_s = 1,000$
4) Taxa Dose Nominal = 150 cGy/min	9) Calib Padrão <sup>90</sup> Sr = 1,208 x 10 <sup>-11</sup> C/s	14) $p_u = 0,994$
5) Meio = Água (fantoma calibração)	10) Escala e Bias = 20 x 10 <sup>-8</sup> C; - 80%	15) $k_h = p_{cel} = 1,000$

Data							
Fuga (x10 <sup>-14</sup> C/s)							
<sup>90</sup> Sr (x10 <sup>-11</sup> C/s)							
P (kPa)							
T (°C)							
Umidade Relat.							
$p_s$							
$\Phi(P,T)$							
Monitor (UM)							
Leituras no Keithley (ue)							
Leitura Média $MU_0$ (ue)							
$\sigma_{n-1}$							
Dágua (max) (cGy)							
fator calib. (cGy/UM)							
desvio relativo ao padrão (%)							
Observação							



# Protocolo de Controle de Qualidade

Maria Lúcia Ferreira

## GARANTIA DE QUALIDADE (GQ) EM RADIOTERAPIA

*“Todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume alvo, a dose mínima no tecido sadio, a exposição mínima de pessoal, e as verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento”.*

A Proteção do paciente em radioterapia (Normas Básicas Internacionais de Segurança) significa que “Cada paciente de câncer tem direito a receber o melhor tratamento possível para alcançar a cura, o controle a longo prazo ou a palição, a qual é a meta mais importante da gestão do paciente com câncer”. A exposição do tecido normal durante as sessões de radioterapia deve ter o menor valor que se pode razoavelmente alcançar e que seja compatível com a administração da dose requerida pelo volume alvo de planejamento - objetivo também do tratamento.

A Garantia de Qualidade é necessária pois:

- Minimiza os erros no planejamento de tratamento e na administração da dose ao paciente, melhorando os resultados gerais da radioterapia, diminuindo a taxa de complicações e recidivas;

- Facilita a intercomparação de resultados entre distintos centros de radioterapia permitirão uma dosimetria e administração do tratamento mais uniforme e exata;
- Melhora o aproveitamento das características dos equipamentos modernos de radioterapia;
- É um método sensível e eficaz para reduzir os acidentes em radioterapia.

A GQ deve abranger todas as etapas do tratamento: diagnóstico e a localização do tumor, decisão sobre a estratégia de tratamento, planejamento e o cálculo de dose absorvida, administração do tratamento, verificação da dose cedida e controle dos equipamentos. Os resultados devem ser avaliados a curto e a longo prazo.

É importante salientar que a qualidade de um tratamento de radioterapia depende da conjunção de diversos fatores, isoladamente e em conjunto, sendo essencial a integração entre os profissionais envolvidos para analisar a qualidade da radioterapia, dentre os quais:

- clínicos - diagnóstico, localização do tumor, estratégia de tratamento e contínua reavaliação do tratamento;
- dosimétricos ou físicos - incerteza no cálculo da dose, otimização e sua verificação, integridade dos equipamentos;
- Práticos - manejo com o paciente.

## O ARCAL XXX

É um Projeto de cooperação técnica regional patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) baseado nas recomendações do AAPM TG-40, e em publicações mais recentes tais como o AAPM TG-45 e AAPM TG-56

Objetivos do ARCAL XXX:

- Elaboração de um programa ou protocolo de Garantia de Qualidade em radioterapia para seu uso na América Latina, com ênfase nos aspectos físicos e técnicos levando em conta temas nos quais intervêm conjuntamente aspectos físicos e médicos;
- Recomendações para implantar um programa de GC incluindo detalhes sobre o tipo de testes e medidas para cada tipo de unidade de tratamento e equipamento de medida;
- Sugestão sobre procedimentos de medida, a frequência dos controles, os níveis de tolerância, e formulários para registrar as informações.

### Requisitos Mínimos em Radioterapia

Dentre os requisitos mínimos em radioterapia, destacam-se: desenho e construção do serviço de acordo com regulamentos nacionais ou internacionais para licença e operação, disponibilidade de instalações e equipamentos adequados, unidades de tratamento e de produção de imagens compatíveis com os tratamentos realizados, equipamentos medidores de radiação, profissionais qualificados e sistemas de planejamento de tratamento.

### Pessoal

O número de pessoas que trabalham na radioterapia deve ser proporcional ao volume de pacientes tratados, à quantidade de unidades de tratamento e à sofisticação dos tratamentos. Devem ter treinamento prévio adequado e participar de cursos de reciclagem sobre novas técnicas ou protocolos de tratamento.

Os profissionais devem ser comunicados sobre variações significativas nas características dos equipamentos (reparos ou alterações, variações de protocolos de calibração, detecção de um erro em qualquer procedimento). As variações nas rotinas de procedimento devem ser implementadas apenas depois da análise de todas as conseqüências e da comunicação das pessoas envolvidas, por escrito, especificando-se as decisões tomadas, os responsáveis e os detalhes das ações a tomar.

O radioterapeuta é responsável em última instância do tratamento do paciente, e tem a seu encargo a consulta, a avaliação clínica do paciente, a prescrição, estabelecimento do plano de tratamento através da análise do diagnóstico e do estado clínico, proposição do plano de tratamento (dose, fracionamento e técnica), aplicação do tratamento e avaliação do paciente durante o tratamento. Os pacientes devem ser avaliados ao menos uma vez por semana durante o tratamento (variações em seu estado clínico, resposta do tumor, toxicidade do tratamento, variações anatômicas, etc). Ao final, deve ser feito um sumário do tratamento e um plano de seguimento.

O físico médico tem a seu encargo a calibração dos equipamentos de tratamento, especificação dos equipamentos de radioterapia e instalações, realização dos testes de aceite, medidas e análise de dados, tabulação de dados para uso clínico, estabelecimento de procedimentos de cálculo dosimétricos, planejamento de tratamento, elaborar e executar o Programa de Garantia de Qualidade, supervisionar a manutenção dos equipamentos e ensino.

O técnico em radioterapia deve, em relação ao tratamento, administrar o tratamento ao paciente de acordo com a prescrição clínica e com o planejamento, observar a evolução clínica do paciente, prover cuidados ao paciente durante seu tratamento, observar o paciente durante a irradiação, comunicar o médico sobre reações. Em relação à unidade de tratamento, deve conhecer o funcionamento e o uso dos equipamentos e dos acessórios, assim como seus limites de segurança, auxiliar nos procedimentos de garantia de qualidade. Sempre que detectar problemas de funcionamento dos equipamentos deve reportá-los ao supervisor. O Técnico deve também conhecer e aplicar os regulamentos vigentes de radioproteção, detectando riscos de irradiação desnecessária contribuindo assim para a radioproteção do público e do paciente. Em relação ao planejamento do tratamento, deve entender os diferentes métodos de tratamento e os protocolos clínicos utilizados na instituição, executar os aspectos técnicos da localização e simulação do tratamento, utilizar e construir acessórios de imobilização e de posicionamento do paciente, moldes, etc, auxiliar na preparação de fontes de braquiterapia.

O dosimetrista deve participar no processo de simulação, realizar cálculos manuais ou computadorizados de dose, gerar o plano de tratamento, incluindo curvas de isodose usando os dados da localização ou da simulação, imagens de CT, MRI, sob supervisão do físico médico e do radioterapeuta, documentar o plano de

tratamento e transferi-lo aos técnicos, auxiliar o físico na calibração dos feixes das unidades de tratamento e nos controles de qualidade dos equipamentos de medida.

### Equipamento

É essencial em qualquer instituição a disponibilidade de unidades de tratamento adequadas para os tipos de tratamentos oferecidos e a existência de um programa eficiente de manutenção e reparo destas máquinas. Todo equipamento recém-instalado deve passar pelos testes de aceite e pelo comissionamento para obtenção dos dados dosimétricos necessários para utilização clínica da unidade de tratamento.

É importante a existência de sistema de localização, simulação, posicionamento, alinhamento, imobilização e proteção do paciente, bem como os acessórios modificadores do feixe (filtros, blocos, etc.).

A instituição dever possuir o equipamento de dosimetria mínimo necessário em função do tipo e número de unidades de

tratamento. Na tabela I é mostrado o equipamento requerido para cada tipo de aparelho. É recomendável que haja um sistema de planejamento de tratamento computadorizado para agilizar e melhorar a qualidade do tratamento, submentendo-o também a testes de aceite e comissionamento.

Os testes de aceite consistem em medidas para garantir que as características da máquina apresentadas pelo fabricante se verificam de fato (poucos parâmetros), enquanto o Comissionamento é a realização de medidas exaustivas onde se obtém os dados dosimétricos para todas as configurações possíveis de tratamento, sua introdução no sistema manual ou computadorizado de planejamento de tratamento, a preparação de procedimentos operacionais, e o treinamento do pessoal na operação do novo equipamento e no uso dos dados. É o conjunto de medidas de referência com as que se comparam os testes de controle de qualidade de cada equipamento de radioterapia.

Equipamento básico	Tipo de unidade		
	<sup>60</sup> Co	LINAC só com fótons	LINAC com elétrons
<b>Equipamento adicional, referência local:</b>			
Câmara de ionização tipo Farmer, 0.6 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de grafite, eletrodo central de alumínio, capa para <sup>60</sup> Co, cabo de 10m. CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
Câmara de ionização tipo Farmer, 0.6 cm <sup>3</sup> paredes de plástico, capa para <sup>60</sup> Co, cabo de 10 m, conectores. CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
Fontes radioativa para verificação da estabilidade das câmaras	X	X	X
Câmara de ionização cilíndrica de 0.1-0.3 cm <sup>3</sup> aprox., 10 m cabo (máx. diâmetro do eletrodo central 1 mm)	X	X	X
Câmara tipo plano-paralela para dosimetria de elétrons (min. anel de guarda 4 mm)			X
Eletrômetro compatível com as câmaras de ionização anteriores, calibrado em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
Eletrômetro adicional com voltagem de coleção variável (quociente V1/V2 igual ou maior que 3) e polaridade reversível (+/-)		X	X
Fantoma de água para calibração, de 30x40x40 cm <sup>3</sup> aprox., paredes de PMMA, com alojamento ou suportes para câmaras de ionização e sistema manual ou automático para o posicionamento		X	X
Fantoma de água para calibração e verificações, de 20x20x10 cm <sup>3</sup> com alojamento para câmaras a uma profundidade fixa	X	X	
Barômetro (escala mínima 1 hPa ou 0.5 mm Hg), tipo aneróide ou digital, calibrado.	X	X	X
Termômetro (escala mínima 0.25 graus C), calibrado ou contrastado	X	X	X
Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos, com leitor manual. Film-strip calibrado em DO para verificação da escala do instrumento.	X		
Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos automático.		X	X
Analisador de campo de radiação para medida de curvas de isodose, tanque de água de 50x50x40 cm <sup>3</sup> aprox., com mecanismo manual ou motorizado para o movimento vertical de instrumentos de medida		X	X
<b>Equipamento complementar</b>			
Nível de água de precisão	X	X	X
Paquímetro, régua de metal	X	X	X
Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
Sistema TLD (para verificação e dosimetria "in-vivo")		X	X
Matriz de diodos ou câmaras de ionização para controles diários de GC em aceleradores		X	X

**Tabela I - Equipamento Mínimo necessário para a realização dos testes de GC em radioterapia com feixes externos.**



## Equipamento adicional para dosimetria de raios-x de baixa energia.

Para qualidades de raios-X entre 100 e 300 kV podem ser empregados os equipamentos referidos acima se a câmara de ionização foi calibrada para o range de qualidades em uso clínico. Abaixo de 100 kV são necessários os seguintes equipamentos:

1- Câmara de ionização para raios X, plano-paralela 0.3 cm<sup>3</sup>, 10 m cabo, calibrada em um Laboratório Padrão de Dosimétrica para ao menos três qualidades entre 10 kV e 100 kV. No certificado de calibração deve ser especificado tanto o kV como a camada semi-reductora (HVL) destas qualidades.

2- Fantoma de plástico para câmaras de ionização de raios X de baixa energia.

## Programa de Garantia de Qualidade

Com um programa de qualidade bem elaborado a instituição garante que a qualidade do serviço esta dentro de limites admitidos internacionalmente, assegura-se que dispõe dos mecanismos necessários para corrigir desvios e erros e que existem mecanismos adequados de retroalimentação para corrigir deficiências ou melhorar distintos aspectos do processo.

Sua elaboração é responsabilidade da própria instituição e dos administradores, chefes de serviços médicos e profissionais nas distintas áreas os quais compartilham as responsabilidades de sua execução.

Os elementos de um programa de Garantia de Qualidade consistem em: Manual escrito de garantia de qualidade, detalhes sobre o controle de qualidade, testes e procedimentos, frequência de realização dos testes, critérios de ação, documentação, designação dos responsáveis por cada ação e revisão periódica pelo grupo responsável.

A direção deve prover os meios estruturais e materiais para execução do programa, designando um responsável por estabelecer as linhas gerais do programa de garantia de qualidade e assentando recursos de pessoal, equipamento de medida, treinamento no uso de equipamentos, assim como facilitar a disponibilidade das unidades de tratamento para realização dos controles. A equipe de Garantia de Qualidade deve ser integrada por radioterapeutas, físicos médicos, técnicos em radioterapia, enfermeiras e pessoal administrativo.

É necessária uma análise e avaliação sistemática do programa de Garantia de Qualidade para verificar se as atividades e resultados do mesmo satisfazem os objetivos para os quais foram criados. É recomendado que seja realizada por profissionais não pertencentes à instituição, mas com a colaboração dos mesmos. A auditoria permite uma verificação de resultados dos processos de medida e controle de qualidade com instrumentos e metodologia independentes.

### Erros e incertezas em radioterapia

Erro é a diferença entre o valor numérico de uma grandeza resultado de uma medição e o valor “verdadeiro” (ou de referência) desta grandeza. Se classifica em aleatório (diferença entre o **resultado de uma medida** e a média resultante de um infinito número de medidas da mesma grandeza específica efetuadas sob condições de repetitividade) e sistemático (diferença entre o **valor verdadeiro da grandeza específica** e a média que resultaria de um número infinito de medidas da mesma grandeza específica, efetuadas sob condições de repetitividade). Os erros podem ocorrer devido à diversos fatores, tais como:

(I) erros humanos

(II) erros instrumentais causados por falhas mecânicas, elétricas ou de “software”;

(III) erros aleatórios devido a causas desconhecidas ou a condições experimentais inconhecíveis nos processos de planejamento e execução do tratamento;

(IV) erros sistemáticos no processo, etc.

Incerteza de medição - dúvida acerca da validade do resultado de uma medição (falta de conhecimento exato da grandeza específica). É um parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos à grandeza específica. A incerteza expressa o fato de que existe um infinito número de valores que podem ser atribuídos a uma grandeza medida, dispersos em torno do resultado. Podem ser classificadas em:

(I) Incerteza do tipo A - incerteza avaliada pela análise estatística de séries de observações. Descrita por uma função densidade de probabilidade.

(II) Incerteza do tipo B - incerteza avaliada por outros meios que não a análise estatística de séries de observações é descrita por probabilidade subjetiva. Pode ser avaliada a partir de medidas prévias, experiência ou conhecimento do comportamento e propriedades de materiais e instrumentos, especificação do fabricante, dados de certificados de calibração, dados de referências extraídos de manuais, referências bibliográficas, etc.

O ICRU 24 concluiu: “ainda é muito cedo para generalizar, a evidência disponível para certos tipos de tumores indica a necessidade de uma exatidão de  $\pm 5\%$  na ministração da dose a um volume alvo caso se deseja a erradicação do tumor primário”.

A radiobiologia e a radioterapia modernas confirmam a necessidade de ministrar dose com alta exatidão, sobretudo quando se aplica técnicas nas quais se aumenta a dose prescrita a níveis sem precedentes (“*dose escalation*” em radioterapia conformada).

Os erros estarão sempre relacionados, na física da radioterapia, à exatidão dos resultados obtidos, enquanto as incertezas estarão relacionadas à precisão, ou seja, ao equipamento, à metodologia, etc. As discrepâncias em relação ao conjunto de valores de referência ocorridas durante os testes de controle de qualidade deverão ser averiguadas pois podem representar fonte de erro um dos parâmetros relacionados à medida em questão.

### **Tolerâncias e Níveis de ação**

As tolerâncias tabeladas nos manuais de qualidade funcionam como níveis de ação, ou seja, quando a medida do parâmetro correspondente exceder o valor tabelado deve-se tomar alguma medida ou ação corretiva. Estas tolerâncias refletem os padrões da prática da física de radioterapia das últimas décadas e estão expostos a modificações à medida que novas tecnologias forem introduzidas neste campo.

Os valores de tolerância foram estabelecidos com a intenção de que sua soma quadrática permita alcançar uma incerteza dosimétrica total de  $\pm 5\%$  e uma incerteza espacial global de  $\pm 5\text{ mm}$  (com um desvio padrão). Estas incertezas são consideradas aceitáveis clinicamente e tecnicamente alcançáveis.

Durante os testes de aceite são estabelecidos os valores de referência de cada parâmetro físico ou dosimétrico do equipamento. O controle de qualidade periódico tem a função de verificar se estes valores permanecem dentro dos limites de tolerância, ou seja, verificar a reprodutibilidade do parâmetro. Quando o resultado obtido for muito diferente do valor de referência, há a ocorrência de um “erro” e sua causa deverá ser investigada e corrigida. Como exemplo temos a taxa de dose de uma unidade de cobalto cujo resultado difere em mais de 2% do valor de referência. O erro pode ter ocorrido devido ao posicionamento da fonte dentro do cabeçote, erro na equação do decaimento,

problemas com a câmara, eletrômetro, barômetro, etc.

Sempre que um resultado superar o valor de tolerância, deverá ser tomada alguma ação corretiva. Isto não significa que o equipamento deverá ser paralisado. Por exemplo, se for encontrada uma diferença de 2,5 mm no tamanho de campo, deverá ser solicitado o reparo e enquanto isso não se deve tratar pequenos campos, onde este erro poderá ser significativo. A ação deve ser proporcional ao tipo de discrepância encontrada, abrangendo desde correções feitas pelo próprio físico até a interrupção dos tratamentos em casos extremos.

### **Garantia de Qualidade dos Equipamentos de Teleterapia**

Garantia de Qualidade de todos os equipamentos é a avaliação contínua de suas características funcionais que pode variar abruptamente devido a defeitos eletrônicos, falhas de componentes ou rupturas mecânicas, ou podem variar lentamente devido ao deterioramento e envelhecimento de seus componentes. Deve também existir um monitoramento sistemático e manutenção preventiva dos equipamentos de tratamento e de medida.

O programa de GC deve basear-se em uma investigação geral dos parâmetros do estado de referência definidos durante os testes de aceite e o comissionamento do equipamento para seu uso clínico, não apresentando discrepâncias significativas em relação à estes valores iniciais. Devem ser verificados diariamente os parâmetros que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de irradiação e dos volumes alvo (telômetros, laseres, etc.); bem como a dose aplicada ao paciente (constância do rendimento absoluto ou taxa de dose absorvida de referência, no caso de aceleradores), e os aspectos de segurança.

Os parâmetros cujas variações produzem efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês podem ser verificados mensalmente (por exemplo, congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe).

Os testes anuais incluem a verificação da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento do equipamento e o cheque mais detalhado de parâmetros controlados mensalmente. Devem ser realizados testes adicionais para técnicas especiais, com periodicidade definida em função da utilização de tais técnicas, como, por exemplo irradiação de corpo inteiro, meio corpo,

radiocirurgia estereotáxica, radioterapia intraoperatória, terapia com elétrons de corpo inteiro, terapia rotacional com elétrons, etc.

Os simuladores de tratamento devem estar sujeitos aos mesmos requerimentos mecânicos que os equipamentos de cobalto e aceleradores e adicionalmete devem ser controlados em relação à qualidade da imagem que proporciona.

O Sistema de Planejamento Computadorizado deve ser tratado como um componente do instrumental médico utilizado no tratamento de câncer, devendo estar sujeito a um processo de controle com testes de aceite e comissionamento e que se estabeleça e implemente um programa de GC dos mesmos. Os sistemas de planejamento de tratamento devem ser comprovados com parâmetros típicos empregados na clínica e com periodicidade em função de sua complexidade. É recomendado checar diariamente os periféricos, e realizar novos testes de aceite sempre que for atualizado ou modificado, de preferência com testes experimentais.

#### GQ no Planejamento e Administração do Tratamento em Teleterapia

A GQ no processo de planejamento do tratamento começa com a aquisição dos dados do paciente e continua com o planejamento, a

implementação do plano e a verificação do tratamento. Neste processo é muito importante a interação entre o físico, o médico, o dosimetrista e o radioterapeuta.

Deve haver um procedimento de GQ em todas as distintas etapas do planejamento de tratamento, a saber:

*Planejamento não gráfico*, empregado fundamentalmente em campos simples e em campos opostos e paralelos, calculando a unidade monitor (ou tempo) para aplicar a dose prescrita em um ponto no eixo central (usando PDD, TPR ou TMR). O tamanho e a forma do campo são determinados a partir radiografias realizadas durante a simulação.

*Planejamento com representação gráfica*, onde o volume de tratamento é definido a partir de Tomografia Computarizada (TC) ou filmes ortogonais de simulação, ou por contorno obtidos mediante o uso de dispositivos mecânicos. O arranjo de campos é obtido após a prescrição de dose em um volume definido pelo radioterapeuta.

*Planejamento em 3D*, onde o volume alvo, o tecido normal e os contornos são obtidos diretamente do TC, utilizando recursos de projeção visual do feixe e histograma de dose-volume.

PROCESSO	TESTES DE GQ (ASPECTOS FISICOS)
Posicionamento e imobilização	Radiografias de localização. Alinhamento com laseres
Simulação	GQ do simulador
Aquisição de dados do paciente	GQ de equipamentos de aquisição de dados do paciente
Transferência de dados ao sistema de planejamento	GQ do processo completo de transferência de dados, incluindo digitalizadores, transferência digital de registros, etc.
Tamanhos e formas de campos	Comprovação independente (por ex.: imagens de entrada,)
Cálculo de distribuições de dose	Dados do equipamento de tratamento obtidos no comissionamento e GQ
Avaliação do Plano	Comprovação independente por outro físico médico
Cálculo das unidades de monitor	GQ do Sistema de planejamento. Comprovação independente em um prazo de 48 horas
Produção de bloqueadores e modificadores do feixe	GQ de cortadores de bloqueadores e compensadores. Revisão de imagens de entrada.
Implementação do plano	Revisão do posicionamento pela equipe de planejamento de tratamento (médico, físico e/ou dosimetrista)
GQ para um planejamento individual	Revisão do plano de tratamento

**Tabela II - Testes de GQ no processo de planejamento do tratamento.**

PROCEDIMENTOS	RECOMENDAÇÕES
Cálculo da unidade monitor (minutos)	Revisão antes do tratamento por pessoa diferente daquela que realizou o cálculo antes da terceira fração de tratamento ou antes que se aplique 10% da dose total, das duas aquela que ocorra primeiro.
Revisão do planejamento gráfico	Revisão antes do tratamento, pelo menos antes da terceira fração de tratamento ou antes de que se entregue 10% da dose total, das duas aquela que ocorra primeiro.  Revisão por um segundo físico médico que não tenha realizado o plano de tratamento. Se existir apenas um físico médico, deve-se procurar outra pessoa autorizada que o revise, incluindo o cálculo da UM, os dados de entrada e saída e a qualidade do plano de tratamento.  Cálculo independente da dose em um ponto. Se houver diferenças de mais que 5% <sup>a</sup> , estas devem ser resolvidas antes de continuar o tratamento.
Execução do plano	O radioterapeuta deve estar presente durante a primeira execução do plano de tratamento e nas variações de importância
Radiografias do feixe de tratamento (Casos curativos ou paliativos com alto risco de morbidade)	Revisão das radiografias com o feixe de tratamento antes da primeira aplicação, por parte do radioterapeuta. Obtenção de filmes de verificação durante o tratamento, igualmente revisados pelo radioterapeuta.
PROCEDIMENTOS	RECOMENDAÇÕES
Radiografias do feixe de tratamento (Casos paliativos)	As radiografias devem ser revisadas antes da Segunda sessão de tratamento.
Dosimetria <i>in-vivo</i> .	É recomendável que as instituições tenham acesso à TLD ou a outro tipo de sistema de dosimetria <i>in-vivo</i> para medir a dose em estruturas críticas (por exemplo as gônadas, o cristalino, etc.) e para registrar a dose em condições de tratamento pouco comuns (por exemplo, irradiação de corpo inteiro com fótons ou elétrons, radioterapia intraoperatória, etc.)

<sup>a</sup>Em muitos casos, 2% pode ser mais prático; não obstante, em algumas situações onde se empregam algoritmos de cálculo complexos e existem inomogeneidades significativas, assim como bloqueamento do campo, a tolerância de 2% pode ser demasiado estrita. Sob essas condições, 5% parece ser um limite mais realista.

**Tabela III - Recomendações para a GC do planejamento e implementação do tratamento de cada paciente.**

### GQ no planejamento e Administração do Tratamento em Braquiterapia

A implementação é em geral mais complexa que com feixes externos, particularmente em braquiterapia intersticial e em menor medida em intracavitária, intraluminal e terapia de contato. Adicionalmente, as dificuldades para determinar o posicionamento das fontes e a presença de elevados gradientes de dose fazem com que o cálculo das distribuições de dose e a especificação da mesma (seja em um ponto ou volume) seja menos preciso que em teleterapia. Por estas e outras razões, os procedimentos de GC em braquiterapia são menos rigorosos que na teleterapia convencional e a execução do tratamento pode diferir significativamente do planejado.

Um Programa de GC em braquiterapia deve portanto se concentrar em alguns processos básicos: descrição completa das fontes fornecida pelo fabricante, descrição dos aplicadores

verificando se a posição da(s) fonte(s) corresponde com as especificações do fabricante, calibração das fontes pelo físico da instituição, ainda que o fator seja fornecido pelo fabricante. É recomendado que se especifique a emissão radiante da fonte em termos de *Intensidade de Kerma no Ar*, definida como o produto da taxa de Kerma no ar pelo quadrado da distância entre o ponto de calibração ao centro da fonte, tomada sobre bissetriz perpendicular ao eixo longitudinal da fonte; em unidade de  $\text{mGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$  ou  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$ . É necessário manter um inventário atualizado tanto das fontes de  $T_{1/2}$  longo como de vida curta, registrado em arquivo permanente sobre o uso de cada fonte. Em relação ao paciente é importante a escolha correta, inserção e identificação do aplicador, definição de volumes e avaliação das imagens, otimização e cálculo de tempo e administração do tratamento. Portanto, os requerimentos de exatidão em braquiterapia estão baseados na verificação espacial, temporal e na administração da dose prescrita.

Para equipamentos de carregamento remoto a calibração pode ser feita da mesma maneira que as fontes de baixa taxa. A utilização de câmara poço pode apresentar limitações devido a elevada fração de recombinação de íons enquanto a câmara tipo dedal pode ser afetada por efeitos de dispersão da radiação e definição do ponto efetivo de medida da câmara. Sempre que possível, é recomendado calibrar a fonte com os dois sistemas de medida. É importante a realização da autoradiografia para verificar a precisão do posicionamento e determinação do tempo de trânsito da fonte de maneira similar à realizada com as unidades de cobalto.

Quanto aos Sistemas Computadorizados de Planejamento em Braquiterapia, verifica-se os seguintes parâmetros: o método de reconstrução da geometria do implante, sistema gráfico para visualizar as fontes implantadas no paciente, critério de especificação do tipo e intensidade das fontes, algoritmo para calcular a distribuição de dose a partir dos dados e

parâmetros assentados antes, métodos de avaliar, apresentar e otimizar a distribuição de dose, sistema de impressão de curvas de isodose e outros dados associados com a documentação do plano.

Adicionalmente, devem ser verificados os algoritmos de cálculo de dose com atenção às unidades utilizadas, verificação dos cálculos de dose no paciente, revisando os cálculos de maneira independente em pelo menos um ponto crítico ou rerepresentativo (as discrepâncias entre a comprovação independente e o cálculo de dose de rotina não deve superar 15 %) e verificação da correção devido ao decaimento da fonte.

A posição de todos os implantes intracavitários, intersticiais e intraluminais devem ser verificados mediante radiografias convencionais, fluoroscopia, CT ou ultra-som. Devem ser considerados também os aspectos de GC para assegurar a administração do tratamento de braquiterapia segundo o planejado, documentando os parâmetros físicos (intensidade das fontes, aplicadores, prescrição, duração do implante, etc.).

Equipamento	Tipo de unidade		
	LDR Manual	LDR Remota	HDR Remota
Câmara de ionização tipo poço ou calibrador de isótopos com suportes para fonte de braquiterapia, CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria <sup>a</sup>	X	X	X
Se não há fontes disponíveis de <sup>137</sup> Cs, é necessário uma fonte de referência para verificação da estabilidade da fonte	X	X	X
Banco de trabalho para verificação da homogeneidade e posicionamento das fontes. Requer acesso a revelador de filme.	X	X	X
Barômetro tipo aneróide ou digital, calibrado	X	X	X
Termômetro (escala mín. 0.25 graus C), calibrado	X	X	X
Paquímetro, régua de metal	X	X	X

*<sup>a</sup>Em serviços onde não existe radioterapia externa, é necessário um eletrômetro compatível com as câmaras de ionização, calibrado ou comparado em um Laboratório Padrão de Dosimetria*

**Tabela IV - Equipamento mínimo recomendado para a implementação de um Programa de Qualidade em braquiterapia.**

TIPO DE FONTE	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
T <sub>1/2</sub> longo: descrição	Forma física e química	I	R
	Encapsulamento da fonte	I	R
	Distribuição e uniformidade do radionuclídeo	I	R
	Posicionamento da zona ativa da fonte	I	1 mm
T <sub>1/2</sub> longo: calibração	Média do lote	I, anual	3%
	Desvio da média	I, anual	5%
	Identificação	C	<sup>a</sup>
T <sub>1/2</sub> curto: descrição	Forma física e química	I	R
	Encapsulamento da fonte	I	R
T <sub>1/2</sub> curto: calibração	Média do lote	I, trimestral	3%
	Desvio da média	I, trimestral	5%
	Distribuição do radionuclídeo e uniformidade da fonte	I, trimestral	visual <sup>b</sup>
TIPO DE APLICADOR	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
Intracavitário	Dimensões e integridade	I, anual	R
	Posicionamento das fontes	I, anual	R
	Correspondência de posição das fontes simuladas com as fontes reais	I	1 mm
	Posicionamento dos atenuadores	I <sup>a</sup>	R
Intersticial	Integridade dos aplicadores (agulhas, catéteres, moldes, etc.)	I, anual	R
	Correspondência da posição das fontes simuladas com as fontes reais	C	1 mm

<sup>a</sup>Revisão visual do código de identificação ou verificação de sua intensidade em um calibrador

<sup>b</sup>Revisão visual, auto-radiografia ou checagens ionométricas

(I. na comparação; R. Registrada no livro de controle de fontes; C. em cada uso)

<sup>c</sup>O posicionamento dos atenuadores deve ser verificado radiograficamente. Antes de cada inserção, o aplicador deve ser revisado para comprovar que não apresenta partes soltas.

**Tabela V - Testes de GQ para fontes e aplicadores de braquiterapia.**

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diária (ou em cada tratamento)	Interruptores de segurança da porta, luzes e alarme Funções do painel de comando, baterias, impressoras Inspeção visual das guias condutoras de fontes Verificação de preparação de cadeias de fontes	Funcionando Funcionando Funcionando auto-radiografia, 1 mm
Trimestral (ou em cada variação de fontes)	Calibração (fontes de T <sub>1/2</sub> curto) <sup>a</sup> Funcionamento do Temporizador Exatidão de posição de fontes simuladas em relação a fontes reais Exatidão do condutor da fonte e dos conectores Integridade mecânica dos aplicadores	3 % 1 %  1 mm 1 mm Funcional
Anual	Algoritmo de cálculo de dose (ao menos com uma configuração padrão para cada radionuclídeo) Calibração (fontes de T <sub>1/2</sub> longo) Simular situações de emergência Verificar o inventário de fontes	3 %, 1 mm 3 %

\* É recomendável que, ao renovar as fontes, se realize uma calibração da nova e da velha fonte, para registrar a reprodutibilidade do método de calibração..

**Tabela VI - Testes de Garantia de Qualidade dos equipamentos de carregamento remoto automático.**

## Garantia de Qualidade dos Instrumentos de Medida

Para feixes de fótons e elétrons, é recomendado pelo menos dois conjuntos de dosímetros:

*Referência Local:* Sistema dosimétrico formado por um eletrômetro e uma câmara de ionização (preferivelmente tipo Farmer com parede de grafite), calibrada diretamente em um Laboratório Padrão de Dosimetria, reservado para a calibração do feixe (aplicando um Protocolo de Dosimetria), assim como para a calibração de instrumentos de campo.

*Instrumento de Campo* É um sistema dosimétrico igual ao anterior, podendo ser uma câmara de ionização tipo Farmer com parede de plástico (mais resistente), utilizado em todas as medidas que não sejam de rendimento absoluto (fatores de campo, de filtros em filtros, bandejas, medidas de perfis, cheque de constância de outros parâmetros dosimétricos, etc.)

Testes de redundância são a comprovação dos instrumentos dosimétricos assegurando que mantêm seus fatores de calibração, por exemplo utilizando-se uma fonte de referência com meia vida longa (por exemplo,  $^{90}\text{Sr}$ ). Não havendo fonte de referência, pode-se utilizar uma máquina de  $^{60}\text{Co}$ , intercomparações entre sistemas dosimétricos, ou participação em um serviço de intercomparação por TLD.

Para fontes de braquiterapia são preferidas as câmaras de ionização tipo poço ou de tipo reentrante, mas podem ser utilizadas também a câmara tipo “dedal” *Tabela IX*.

## Auditorias de Qualidade

Uma auditoria de qualidade é uma avaliação que determina se algumas ou todas as componentes de um programa de GC estão funcionando de maneira aceitável. As auditorias podem ser feitas de maneira interna por pessoas da instituição ou externas por pessoas de outras organizações. Em todos os casos as auditorias de qualidade devem ser feitas por pessoas diferentes daquelas que estão sendo auditadas.

O pessoal que realiza as auditorias deve ter as mesmas qualificações profissionais que um físico médico de experiência clínica. Uma auditoria não é uma tomada exaustiva de dados, mas deve cobrir todos os aspectos mais relevantes do Programa de GC. A auditoria não deve oferecer medidas ou dados que a instituição não possua; neste caso deve ser sugerido que a instituição providencie a referida medida.

Os resultados de uma auditoria devem ser apresentados por escrito contendo as medidas realizadas, os métodos de cálculo, os resultados, sua comparação com os dados proporcionados pela instituição, os critérios de aceitabilidade e recomendações para corrigir erros e discrepâncias. O documento deve ser apresentado ao físico e ao responsável pelo Programa de GC.

Os resultados de uma auditoria devem ser confidenciais, sem caráter sancionador ou punitivo. Quando forem encontradas discrepâncias pode ser necessário estendê-la por tempo maior que o previsto, para assegurar que não é um erro generalizado, fazendo com que a instituição compreenda as causas, corrija-as e tome as medidas necessárias para que não se repitam. Nos casos em que a magnitude dos erros sejam tais que configurem má administração, deve recomendar-se à instituição que informe sobre os resultados aos organismos governamentais correspondentes.

A auditoria pode ser realizada utilizando-se diferentes mecanismos: intercomparações postais, intercomparações com câmaras de ionização, visitas aos centros de radioterapia, etc. Cada um deles permitirá revisar diferentes parâmetros do Programa de GC. Dependendo do objetivo o método mais eficiente será seguramente uma combinação destes.

## Auditoria Postal com Dosímetros Termoluminescentes

Estas auditorias são geralmente organizadas pelos LSCD e/ou pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Permitem fazer uma determinação independente com um sistema dosimétrico diferente daquele usado para a calibração do equipamento.

Inicialmente se compara a dose absorvida em condições de referência obtida ao aplicar um protocolo de dosimetria. A discrepância deve ser menor que  $\pm 5\%$ . Em etapas posteriores, pode ser comparada a dose absorvida em outras condições (não referência): diferentes tamanhos de campo, profundidades, etc. Isto permitirá corroborar alguns fatores de campo, percentual de dose em profundidade, energia do feixe, etc., usados nos procedimentos clínicos.

Podem ser utilizados também dosímetros termoluminescentes inseridos em um fantoma desenhado de forma a analisar a combinação de feixes e modificadores interpostos.

As intercomparações deveriam ser realizadas no mínimo uma vez por ano, para cada equipamento e cada energia disponível.

TIPO DE INSTRUMENTO	TESTE	ESPECIFICAÇÕES E TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA
Referência Local	Calibração em LSCD	Certificado de Calibração	bianual <sup>a</sup>
	Linearidade	0,5 %	bianual <sup>a</sup>
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	bianual <sup>a</sup>
	Sinal extra-câmara	0,5 %	I
	Fuga	0,1 %	c/u
	Checagem de Constância <sup>b</sup>	2 %	c/u
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	I
	Efeito de Polaridade	1 %	c/u
Instrumento de Campo	Comparação com Referência Local [ <sup>1</sup> ]	1 %	anual
	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Sinal extra-câmara	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Fuga	0,1 %	c/u
	Checagem de constância	2 %	c/u
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	I
	Efeito de polaridade	1 %	c/u
Dosimetria Relativa	Com filme	Característica sensitométrica	Registrada
		Linearidade do densitômetro	Registrada e/ou corrigida
	TLD	Calibração	Registrada
		Linearidade	Registrada
	Câmara Ioniz.	Linearidade	Registrada e/ou corrigida
		Sinal extra-câmara	1 %
	Diodo	Dependência energética	Registrada e/ou corrigida
Linearidade		Registrada e/ou corrigida	
	Fuga	2 %	
Analisadores de feixes	Ajuste mecânico	2 mm	
	Exatidão posicional	2 mm	
	Tensão de coleção do detetor	Registrada e/ou corrigida	
	Linearidade do detetor	0,5 %	
	Sinal extra-câmara	0,5 %	
	Fuga do detetor	0,5 %	
	Exatidão da análise de dados	1 %	
	Exatidão da impressão	1 mm	
Acessórios	Colocação <sup>c</sup>	Exatidão	2 mm
		Histerese	2 mm
	Termômetro	Calibração	0,2 ° C
	Barômetro	Calibração	1 mmHg
	Réguas	Calibração	1 mm
Monitor de Área (Prot. Radiol.)	Calibração	Certificado de Calibração (20%)	anual

*\*Se não foi implementado um programa de verificações redundantes, esta frequência pode ser insuficiente; com o programa devidamente implementado os sistemas dosimétricos podem manter seus fatores de calibração por um período de tempo significativamente maior.*

*\*Com uma fonte de referência (por exemplo, <sup>90</sup>Sr), ou mediante intercomparação de câmaras*

*[<sup>†</sup>Suportes e fixadores para a colocação de câmaras ou dosímetros*

*(I: Inicial ou logo de uma reparação; c/u: em cada uso; c/L: para cada lote de filmes ou TLD)*

**Tabela IX - Testes de Garantia de Qualidade dos sistemas computadorizados de planejamento.**



### Intercomparações com câmaras de ionização

Para realizar estas comparações físicos de diferentes instituições podem reunir-se em um centro de radioterapia determinado, transportando seu próprio instrumental (câmara de ionização e eletrômetro), com o intuito de fazer determinações dosimétricas sob distintas condições. Com este mecanismo podem ser revisados distintos aspectos dosimétricos tais como os critérios acerca da determinação de dose absorvida, comparação de procedimentos, revisão de fatores câmara, atualização de fatores que intervêm nestas determinações, e outros que dependerão do objetivo particular de cada jornada.

Estas reuniões devem ser realizada uma vez ao ano e é necessário enviar previamente a cada participante um guia de procedimentos. As Sociedades de Física Médica de cada país podem organizar este tipo de intercomparação,

e no caso de não existir tal organização, simplesmente pode fazer-se com o consenso dos físicos da região, elegendo cada ano um Centro diferente para realizar a reunião.

### Visitas auditoras a centros de radioterapia

As auditorias realizadas mediante visita aos centros de radioterapia é o método mais completo, pois permite uma revisão geral de um grande número de aspectos do Programa de Garantia de Qualidade, de maneira direta e em presença do físico responsável pelo programa de GC. No entanto, é o mais laborioso e custoso, em particular para países extensos.

Os testes que devem ser realizados nos equipamentos são similares aqueles descritos neste Programa de GC ARCAL XXX, selecionando aqueles de maior relevância, sendo o primeiro passo corroborar a existência na Instituição de um Programa de GC, analisando seu conteúdo.

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
<b>Segurança</b>				
1.Verificação do monitor de radiação	Funcionando	LINAC D Co-60 D	monitor de área	Verificação das baterias Verificação de resposta à radiação
2.Luzes ON/OFF	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		A luz indicativa de irradiação deve ficar acesa enquanto durar o feixe
3.Luzes no painel de controle	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		Verificação do funcionamento de todas as luzes do painel
4.Luzes de irradiação da porta	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		A luz vermelha deve ficar ativa enquanto durar o feixe. Nas outras situações deve ser ativada a luz verde
5.Sistema áudio - visual	Funcionando	LINAC D Co-60 D	Sistema audiovisual	Visualização clara do paciente, por monitor ou vidro plumbífero
6.Sistema anti-colisão	Funcionando	LINAC D Sim D	Sistema Disponível	Sempre que acionado manualmente os interruptores correspondentes
7.Interruptor de radiação no acesso ao bunker	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		O feixe deve ser interrompido ao abrir-se a porta
8.Interruptores de emergência	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		O feixe deve ser interrompido ao acionar os dispositivos de emergência do console, e on/off
9.Programação (modo fótons e elétrons, etc.)	Funcionando	LINAC D		O equipamento deve estar habilitado ao programar-se a unidade monitor desejada
10.Interrupção por UM transcorrida	Funcionando	LINAC D		Verificar se o feixe é interrompido ao transcorrer a unidade monitor programada
11.Concordância entre as câmaras monitoras	Funcionando e coincidentes	LINAC D		Verificar se as câmaras monitoras indicam a mesma leitura

Tabela X - Resumo dos testes para equipamentos de teleterapia

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
<b>Segurança</b>				
12.Verificação dos limites de mesa	Funcionando	LINAC M Co-60 M Sim M		Verificar os limites inferior e superior
13.Verificação de travas de acessórios	Funcionando	LINAC M Co-60 M Sim M	filtros, bandejas, bloqueadores, cones/aplicadores	Verificar existência de folgas dos cones/aplicadores, filtros, bandejas, bloqueadores, etc.
14.Modos rotacionais	Funcionando	LINAC A Co-60 A	Disponível	Verificar o correto funcionamento
15.Baterias do indicador de unidade monitor	Funcionando	LINAC D		Verificar que ao desligar a máquina a última unidade monitor administrada permanece visível pelo menos por vinte minutos
16.Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Coincidente com a indicação do fabricante	LINAC M	Cones ou aplicadores para elétrons	Verificar se os colimadores correspondem corretamente ao tamanho de campo no modo de elétrons para cada energia
17.Campos permitidos para filtros e verificação de códigos	Funcionando e coincidente com a indicação do fabricante	LINAC M Co-60 M	Filtros em cunha	Verificar se não é permitido irradiar campos maiores que o máximo para cada filtro. Verificar se o código o feixe é liberado apenas com o código correspondente ao acessório
18. Indicador da condição da fonte		Co-60 D		Verificar se os indicadores da posição on/off funcionam corretamente. Verificar também pelo sistema de visualização do paciente.
19. Fuga do cabeçote		Co-60 A	monitor de área	a 1 m do cabeçote com o maior tamanho de campo: Para uma área <100 cm <sup>2</sup> Leitura média < 2 mR/h Nenhum ponto > 10 mR/h a 5 cm do cabeçote com o maior tamanho de campo: Para uma área <10 cm <sup>2</sup> Leitura média < 20 mR/h Nenhum ponto > 100mR/h
20. Contaminação do cabeçote		Co-60 A	G.M., contador proporcional, cintilador	atividade <18.5 Bq dentro do cabeçote
21. Sistema de retorno da fonte		Co-60 D	Barra de retorno	Rápido e suave para qualquer posição do gantry. Verificar disponibilidade de barra de retorno manual

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
<b>Mecânicos e Elétricos</b>				
1.Telêmetro	2 mm à DFI	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	régua/trena, ponteiro, nível	Gantry vertical Verificar para DFI = ± 20 cm
2.Ponteiro Mecânico	2 mm à DFI	LINAC D,M Co-60 D,M	trena/régua, ponteiro, manual do fabricante	Comparar com o telêmetro
3.Horizontalidade e Verticalidade da mesa	2 mm no range de uso	LINAC M Co-60 M Sim M	nível, carga, prumo	Movimentos vertical, longitudinal, lateral e de rotação, verificando o nível, com e sem carga
4.Escalas da mesa	2 mm/1º	LINAC M Co-60 M Sim M	Escala de mesa disponível	Vertical: superfície à DFI, escala=0 Lateral: sup. centralizada à DFI, escala=0
5.Indicador angular do gantry	1º	LINAC M Co-60 M Sim M	nível	Gantry a 0°, 90°, 180° e 270°
6.Indicador angular do colimador	1º	LINAC M Co-60 M Sim M	nível	Gantry horizontal, colimador a 0°, 90°, 180° e 270°
7. Distância Foco-Isocentro		Sim M	Trena, papel milimetrado	Gantry comna posição DFI=100cm comprovar a distância do isocentro. Baixar o Gantry 20cm, verificando a escala mecânica com papael milimetrado, verificando a indicação eletrônica
8. Distância foco-filme		Sim M	Trena	Girar a mesa com a luz de campo e o telímetro sobre a superfície do intensificador de imagem Verificar a distância foco-filme (indicador mec. e eletrônico) para DFI=100 cm e DFI=80 cm
9.Centralização do reticulado	2 mm diâmetro			
9.1.Centralização do campo luminoso com o reticulado	2 mm	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	trena, papel milimetrado	Arestas simétricas e ⊥ entre si Centro do reticulado = centro luminoso
9.2.Verticalidade do campo luminoso	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	trena, papel milimetrado	Repetir 9.1 baixando a mesa à DFI+20 cm

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
<b>Mecânicos e Elétricos</b>				
9.3. Alinhamento do eixo mecânico do colimador	2 mm de diâmetro	LINAC M Co-60 M Sim M	ponteiro, agulha/ trena, papel milimetrado	Fechar garras e girar ponteiro. Se não houver ponteiro, repetir 9.1 girando o colimador
9.4. Alinhamento do eixo de radiação	2 mm de diâmetro	LINAC M Co-60 M Sim M	filmes para diferentes DFSs densitômetro/ analyzer	Marcar ponto central no campo luminoso Rastrear o ponto central em duas direções perpendiculares (in-plane e cross-plane) com o densitômetro/analyzer Repetir para outros DFSs Verificar se o ponto central se desloca com DFS
10. Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm			
10.1. Simetria do campo luminoso e de radiação	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	2 filmes, placa de acrílico, densitômetro	Marcar bordas e eixos do campo luminoso com agulha Irradiar Campo 10x10 com placa para equilíbrio Filme 1 com col 0° à DFI Filme 2 com col 180° à DFI A D.O. de 50% deve estar num range de 3 mm da borda de cada lado do campo luminoso Obs filme Rx comum 4-5cGy/ X-OMAT V entre 20-100 cGy
10.2. Congruência do tamanho de campo luminoso e de radiação	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	2 filmes placa de acrílico, densitômetro	Irradiar Campo 10x10, DFI Filme 1 com dose 100%, marcando bordas do campo luminoso Filme 2, dose 50% Procurar leitura 50% na borda do filme 1 Nos testes de Aceite realizar p/ ≠ DFSs Doses entre 80-100 cGy
10.3. Correspondência radiante entre campos paralelos e opostos	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	filme, bloqueador	Campo 15x10 Gantry a 0°, meio campo bloqueado Gantry 180°, bloquear a outra metade
11. Indicador de Tamanho de campo	2 mm	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	papel milimetrado, trena/régua	campos quadrados 5, 10, 15, 20 30, etc.

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
<b>Mecânicos e Elétricos</b>				
12. Posição do Isocentro Mecânico	2 mm de diâmetro	LINAC M,A Co-60 M,A Sim M,A	ponteiro, vara de ferro delgada (5mm) e comprida (10cm) nível	Fixar a vareta à mesa, com a ponta coincidente com o centro do reticulado. Fixar ponteiro ao colimador. Girar colimador, com Gantry vertical. Girar gantry com mesa alinhada e colimador 0° Girar mesa com gantry vertical
13. Isocentro de radiação do colimador	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	2 filmes, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro Irradiar várias vezes girando colimador em diversos ângulos Repetir para outro par de garras
14. Isocentro de radiação do gantry	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	2 filmes, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro DFI à metade da placa Irradiar várias vezes girando gantry em diversos graus Repetir para outro par de garras
15. Isocentro de radiação da mesa	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	1 filme, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro Irradiar várias vezes girando a mesa em diversos ângulos
16. Localização dos Lasers	2 mm.	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	cuco de acrílico com marcando eixo central e cruzamento dos lasers, nível, prumo	
17. Limitadores do feixe de elétrons	2 mm	LINAC M	trena/papel milimetrado	simetria do campo luminoso para cada cone
18. Centralização de cones	2 mm	LINAC M	trena/régua	
19. Intensidade do campo de luz	Funcionando 10% em relação ao teste de aceite	LINAC M Co-60 M Sim M	fotômetro/verificação visual	campo 10x10, sala escura fotômetro no centro de cada quadrante

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO	
<b>Dosimétricos</b>					
1. Medida da Dose de Referência p/ fótons	2 %	LINAC Co-60	M M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	TRS 277 e TRS 381
2. Medida da Dose de Referência p/ elétrons	2 %	LINAC	M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	TRS 381
3. Determinação do fator de cal. do monitor secundário + reprodutibilidade	2 %	LINAC	D,M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	Referência = $D_w/N_d \cdot S_{w,air} \cdot P_{wall}$
4. Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%	LINAC	A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível	Variar UM
5. Dependência da câmara monitora com a taxa de dose	1%	LINAC	M	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível	Especificar para cada taxa de dose se for >1%
6. Medida da Qualidade do feixe: Fótons (PDD <sub>20,10</sub> e/ou TPR <sub>20,10</sub> )	2 %	LINAC Co-60	M,A M,A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, nível,	Razão entre a ionização obtida à 20 cm e à 10 cm de profundidade na água e/ou utilização de placas de acrílico de diferentes espessuras
7. Medida da Qualidade do feixe: PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região terapêutica	LINAC	M,A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, nível	Razão entre as leituras J1 (dose na prof. de máx) e J2 (dose na prof. de 50%). As variações do quociente devem ser menores que 4%. Pode-se utilizar placas de acrílico
8. Medida da Planura para Fótons	2 % <sup>a</sup>	LINAC Co-60	M,A M,A	fantoma, filme, nível câmara + eletr, analyzer, densitômetro autom	$(D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min}) * 100\%$ dentro da área de 80% do FWHM Nos eixos e nas diagonais, Em $d_{max}$ ou $d_{ref}$
9. Medida da Planura para Elétrons	3 % <sup>a</sup>	LINAC	M,A	fantoma, filme, nível câmara + eletr, analyzer, densitômetro autom	



## BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

---

- AIEA TRS #110 (1970). **Manual of Dosimetry in Radiotherapy.**
- AIEA TRS #277 (1987). **Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: an International Code of Practice.**
- AIEA TRS #374 (1994). **Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy.**
- AIEA TRS #381 (1997). **The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams.**
- AIEA TRS #277-2<sup>nd</sup> Ed. (1997). **Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: an International Code of Practice.**
- AIEA TECDOC-734 (1994). **Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery.**
- AIEA TECDOC-896 (1996). **Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery.**
- AIEA TECDOC-987 (1996). **Review of Data and Methods Recommended in TRS 277.**
- AIEA TECDOC-989 (1997). **Quality Assurance in Radiotherapy.**
- AIEA TECDOC-1040 (1998). **Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Med. Phys., Rad. Prot. & Safety.**
- AIEA TECDOC-1079 (1999). **Calibration of Brachytherapy Sources.**
- AIEA STI/PUB/1027 (1998). **The Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica.**
- AAPM TG-21 (1983). **A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams.**
- AAPM TG-23 (1987). **Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification.** rep # 55.
- AAPM TG-40 (1994). **Comprehensive QA for Radiation Oncology.** Report # 40.
- AAPM TG-41 (1994). **AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators.**
- AAPM TG-36 (1995). **Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams.**
- AAPM TG-56 (1997). **Code of Practice for Brachytherapy Physics.** Med Phys. 24(10).
- AAPM TG-51 (1999). **Clinical Reference Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams.** Med. Phys. 26(9), sep 1999.
- ACMP (a ser publicado). **Standard for External Beam Radiation Oncology Physics** (draft-1999).
- ACR (1994). **American College of Radiology Standard for Radiation Oncology Physics for External Beam Therapy.** Res. 15-1994.
- AIFB (1988). **Protocollo per la Dosimetria di Base nella Radioterapia com Fasci di Fotoni ed Elettroni com  $E_{max}$  fra 1 e 40 MeV.**
- BJR sup. #11 (1972). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.**
- BJR sup. #17 (1983). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.**
- BJR sup. #25 (1995). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy Departments.**
- CFMRI #2 (1987). **Recommendations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d'Electrons d'Energie comprise entre 1 MeV et 50 MeV.**
- CNEN (1988). **Diretrizes Básicas de Radioproteção.** Norma CNEN - 3.01.
- CNEN (1990). **Requisitos de Radioproteção para Serviços de Radioterapia.** NE 3.06.
- CNEN (1998). **Guias e Procedimentos para a Prática de Teleterapia (DEFISME-IRD-CNEN (versão BR/0.0) – ARCAL/AIEA – 1997.**

- ESTRO Booklet #1. (1994). **Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy.**
- ESTRO Booklet #2. (1995). **Recommendations for a Quality Assurance Programme in External Radiotherapy.**
- ESTRO Booklet #3. (1997). **Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams.**
- ESTRO Booklet #4. (1998). **Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy.**
- HMSO (1971). **Handbook of Radiological Protection. Part 1: Data.**
- HPA #3 (1970). **A Suggested Procedure for the Mechanical Alignment of Tele-Gamma and Megavoltage X-Ray Beam Units.**
- HPA (1983). **Revised Code of Practice for the Dosimetry of 2 to 35 MV x-ray and Caesium and Cobalt g Ray Beams. PMB 28:1097**
- HPA (1985). **Code of Practice for Electron Beam Dosimetry in Radiotherapy. PMB 30:1169.**
- ICRP #26 (1977). **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.**
- ICRP #33 (1981). **Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine.**
- ICRP #35 (1982). **General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers.**
- ICRP #44 (1985). **Protection of the Patient in Radiation Therapy.**
- ICRP #60 (1990). **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.**
- ICRU #24 (1976). **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by X and Gamma-ray Beams in Radiotherapy Proced.**
- ICRU #33 (1980). **Radiation Quantities and Units.**
- ICRU #35 (1984). **Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV.**
- ICRU #37 (1984). **Stopping Powers for Electrons and Positrons.**
- ICRU #38 (1985). **Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology.**
- ICRU #44 (1989). **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements.**
- ICRU #48 (1993). **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.**
- ICRU #50 (1993). **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.**
- ICRU #51 (1993). **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.**
- IEC # 977 (1989). **Medical Electrical Equipment- Med. Elect. Accel. 1 MeV to 50 MeV – Guidelines for Funct. Perform. Charac.**
- IPEM # 54(1998). **Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators.**
- IPEM #75 (1998). **The Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities.**
- IPSM # 46 (1986). **Radiation Protection in Radiotherapy.**
- IPSM # 54 (1988). **Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators.**
- IPSM (1990). **Code of Practice for High-Energy Photon Therapy Dosimetry based on NPL Absorb. Dose Calib. Service. PMB 35.**
- NACP (1980). **Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies between 1 and 50 MeV. (Acta Radiol., Oncol. 19, 401-415.)**

- NCRP #49 (1976). **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of x-rays And g Rays of Energies Up To 10 MeV.**
- NCRP #51 (1979). **Radiation Protection Design Guidelines for 0,1-100 MeV Particle Accelerator Facilities.**
- NCRP #79 (1984). **Neutron Contamination from Medical Accelerators.**
- NCRP #102 (1989). **Medical x-ray, Electron Beam and Gamma Ray Protection for energies up to 50 MeV (Equipment design, performance and use).**
- NCS #2 (1986). **Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photons Beams.**
- NCS #5 (1990). **Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams.**
- SEFM #1 (1984). **Procedimientos Recomendados para la Dosimetria de Foton y Electrones de Energias Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos.**
- SSRBRP (1986). **Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams.**
- UNEP (1985) – **Radiation: Doses, Effects, Risks.** United Nations Environment Programs.
- Attix, F.H. (1986) – **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** Wiley Pub.
- Bentel, G.C e outros (1989) – **Treatment Planning and Dose Calculation in Radiation Oncology.** Mc Graw-Hill Pub.
- Bentel, G.C. (1996) – **Radiation Therapy Planning.** 2<sup>nd</sup>. Ed. – Mc Graw-Hill.
- Bitelli, T. (1982) – **Dosimetria e Higiene das Radiações** – Ed. Gremio Politécnico.
- Bushberg, J.T e outros (1994) – **The Essential Physics of Medical Imaging**– Williams& Wilkins Pub
- Cameron, J.R. e outros (1992) – **The Physics of the Body.** MPP
- Cember, H. (1996) – **Introduction to Health Physics.** Mc Graw-Hill Pub.
- Dendy, P. P. & Heaton, B. (1987) – **Physics for Radiologists** – Blackwell Pub.
- Dobbs, J. e outros (1999) – **Practical Radiotherapy Planning- 3<sup>rd</sup> Ed.** Arnold Pub.
- Evans, R.D. (1982) – **The Atomic Nucleus.** E. Krieger Pub.
- Fletcher, G.H. (1980) – **Textbook of Radiotherapy** – 3<sup>rd</sup> Ed. – Lea & Febiger.
- Frein, J.J e Feldman, A (1992) – **Medical Physics Handbook of Units and Measures** – MPP
- Hall, E.J. (1994) – **Radiobiology for the Radiologist.** 4<sup>th</sup>. Ed. – JB Lippincot pub.
- Hendee, W.R. & Ibbott, G.S. (1996) - **Radiation Therapy Physics.** 2<sup>nd</sup> Ed. Mosby Ed.
- Jani, S.K. (1993) – **Handbook of Dosimetry Data for Radiotherapy** – CRC Press.
- Johns, H.E. & Cunningham, J.R. (1983) - **The Physics of Radiology.** 4<sup>th</sup> Ed. C.C. Thomas.
- Karzmark, C.J. & Morton, R. J. (1998) – **A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy** – MPP.
- Khan, F.M. (1994) – **The Physics of Radiation Therapy.** 2<sup>nd</sup> Ed. Williams & Wilkins.
- Knoll, G. F (1989) – **Radiation Detection and Measurements.** J. Wiley & Sons.
- Leung, P.M.K. (1990) - **The Physics of Radiation Therapy.** Willians & Wilkins Pub.
- Levitt, S.H. e outros (1999) – **Levitt & Tapley's Technological Basis of Radiation Therapy: Clinical Applications-3<sup>rd</sup> Ed.** Lippincott.



- McGinley P. (1998) – **Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities**. MPP
- Meredith, W.J; Massey, J.B. (1972) – **Fundamental Physics of Radiology – 2<sup>nd</sup>**. Ed.–Year Book Pub.
- Metcalfe, P. (1997) – **The Physics of Radiotherapy x-rays from Linear Accelerators**. MPP
- Mettler, F.A e outros (1985) – **Medical Effects of Ionizing Radiation**. Grune & Stratton.
- Mould, R.F. (1990) – **Radiation Protection in Hospitals**. Adam Hilger Pub.
- Mould, R.F. (1985) – **Radiotherapy Treatment Planning – 2<sup>nd</sup> Ed.** – Adam Hilger Pub.
- Okuno, E. (1988) – **Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios**. Ed. Harbra.
- Perez, C.A. & Brady, L. W. (1992) – **Principles and Practice of Radiation Oncology – 2<sup>nd</sup> Ed.** – JB Lippincott.
- Pochin, E. (1985) – **Nuclear Radiation: risks and benefits**. Oxford Univ. Press.
- Purdy, J.A & Emami, B. (1995) – **3-D Radiation Treatment Planning and Conformal Therapy**– MPP.
- Scaff, L. A M. (1997) – **Física da Radioterapia** – Sarvier.
- Shahabi, S. (1989) – **Blackburn's Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics** – MPP.
- Starkschall, G & Horton, J. (1991) – **Quality Assurance in Radiotherapy Physics** – MPP.
- Washington, C.M & L,D.T. (1996) – **Physics, Simulation, and Treatment Planning** – Mosby.
- Webb, S. (1993) – **The Physics of 3-D Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning** – IPP.
- Williams, J.R & Thwaites, D.I. (1993) – **Radiotherapy Physics In Practice**. Oxford Medical Pub
- Wright, A. E. (1992) – **Medical Physics Handbook of Radiation Therapy** – MPP.

# INSTITUIÇÕES PARTICIPANTES

---

**Ass. de Comb. ao Câncer do  
Brasil Central - Hospital Hélio Angotti**  
Cidade: Uberaba – MG  
Presidente: Dr. Odo Adão  
Diretor Clínico: Dr. Delcio Scandiuzzi  
Luiz Fernando Angotti – médico  
Lucilene de Souza Peres – físico  
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 – médico  
Flamarion B. Goulart – físico  
Rosane B. Ferraz – técnico

**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 Kroeff**  
Cidade: Rio de Janeiro – RJ  
Presidente: Dr. Hiram Silveira  
Superintendente Médico: Dr. Edson Joaquim  
Santana  
Antônio José Nunes Lopes – médico  
Maria Armanda P. Abrantes – físico  
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. Giovanni 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 Avai**

Cidade: Itaperuna – RJ  
Presidente: Dr. Renan Catharina Tinoco  
Túlio 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 Miseric. 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 Miseric.**  
**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***

---

## **TRADUÇÃO E REVISÃO DO DOCUMENTO**

**André F. Novaes de Almeida**  
*Instituto Nacional de Câncer*

**Ricardo R. Villa-Forte**  
*Instituto Nacional de Câncer*

## **EQUIPE OPERACIONAL DO PROGRAMA**

**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*

**Wilson Domingues de Souza – Programador Visual**  
*Universidade do Estado do Rio de Janeiro*

**Marcelo Mello Madeira – Programador Visual**  
*Seção de Produção de Material Educativo - CEDC/INCA*

## ERRATA

### 1º Seminário em Radioterapia – Angra dos Reis / Rio de Janeiro

- **Folha de rosto:** Onde se lê **Europeau**, substituir por **European**; onde se lê **Agence**, substituir por **Agency**.
- **Autores e Coordenadores:** Antônio Celso Lima Pinto, substituir **Físico** por **Médico**;  
Heloisa A. Carvalho, substituir **Físico** por **Médica**;  
Maria Lúcia Ferreira, substituir **Físico** por **Física**;  
Paulo Eduardo **P. S. Novaes**, por Paulo Eduardo **R. S. Novaes**.
- **Conteúdo:** substituir Paulo Eduardo **P.S. Novaes**, por Paulo Eduardo **R. S. Novaes**.
- **Página 231:** desconsiderar a Tabela e substituir pela que está abaixo.
- **Página 233:** desconsiderar uma das Tabelas, elas estão repetidas.