



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - CAMPUS DE BOTUCATU

**MODELOS DE TRATAMENTO PARA
ADENOCARCINOMAS DE PRÓSTATA TRATADOS POR
RADIOTERAPIA CONFORMACIONAL 3D.**

EDUARDO GUIDI FRANCISCO DOS REIS

**Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado no Instituto de
Biociências, Universidade Estadual
"Júlio de Mesquita Filho" Campus
de Botucatu, para obtenção do
título de Bacharel em Física
Médica.**

**BOTUCATU – SP
2008**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS - CAMPUS DE BOTUCATU**

**MODELOS DE TRATAMENTO PARA
ADENOCARCINOMAS DE PRÓSTATA TRATADOS POR
RADIOTERAPIA CONFORMACIONAL 3D.**

EDUARDO GUIDI FRANCISCO DOS REIS

Orientador: Prof. Dr. Marcos Vasques Moreira

**Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado no Instituto de
Biociências, Universidade Estadual
“Júlio de Mesquita Filho” Campus
de Botucatu, para obtenção do
título de Bacharel em Física
Médica.**

**BOTUCATU – SP
2008**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO

DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Reis, Eduardo Guidi Francisco dos.

Modelos de tratamento para adenocarcinomas de próstata tratados por radioterapia conformacional 3D / Eduardo Guidi Francisco dos Reis. - Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 20087

Orientador: Roberto Morato Fernandez

1. Radioterapia 2. Próstata - Câncer - Tratamento 3. Física médica

Palavras-chave: Controle tumoral; Dose de radioterapia; Próstata; Radioterapia Conformacional 3D

**Dedico aos meus pais Pedro e Júlia,
aos meus irmãos Pedro, Fernando e
Mariana e a minha namorada Ágata.**

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais pelo grande interesse e confiança depositados em mim durante toda minha vida, e aos meus irmãos que sempre foram grandes companheiros em tudo. Obrigado pelo incentivo, amor e carinho demonstrados.

Agradeço aos meus familiares que sempre me apoiaram em todas minhas decisões, além de sempre me fornecerem todas as condições possíveis durante todo o meu caminho da graduação.

À minha namorada e companheira Ágata por todo o incentivo, apoio, idéias, sugestões e carinho desde bem antes do meu ingresso à Universidade até os dias de hoje. Tenho a honra de dizer que você contribuiu muito para minha formação e fez com que todos esses anos fossem incríveis.

Agradeço imensamente aos meus supervisores de estágio Dr. Marcos Vasques e Paulo Petchevist pela oportunidade, pela orientação e pela atenção. Graças a suas idéias foi possível não só o desenvolvimento desse projeto, mas também ajudaram a pensar na física da maneira mais prática.

Aos membros da minha república, a Radiotrepária, Kremogema, Rogéria, Yakuza, Xeroso, 7-vidas, Testa e aos agregados Kelvin, Xerek e Miracú. Tenho a grande honra em dizer que essa foi minha principal família em Botucatu, e com certeza cada um me ensinou muita coisa ao longo desses 4 anos e fizeram desse período, o melhor e mais importante da minha vida.

A todos os outros membros das República CB, KK, aos vários amigos de outros cursos que fiz durante esse período, e é claro, agradeço muito a Turma II de Física Médica, que sempre foi uma turma diferenciada na UNESP, e que com certeza muitos sentirão falta.

A todos os funcionários e professores da UNESP, campus de Botucatu, que sempre buscam contribuir da melhor maneira possível em formar grandes profissionais e cidadãos.

Ao meu supervisor e professor Roberto Morato Fernandez pelos ensinamentos e paciência ao longo desses anos, e também a todos os professores que contribuíram para minha formação, em especial aos do departamento de Física e Biofísica e Bioestatística.

Às instituições e os profissionais envolvidos que possibilitaram a realização de estágios que contribuíram imensamente para minha formação acadêmica, Instituto Ribeirão-Pretano de Combate ao câncer, Instituto de Radioterapia e Megavoltagem, Hospital Sírio Libanês e Albert Einstein.

RESUMO

A Radioterapia é um ramo da física médica destinado ao tratamento de neoplasias malignas, de modo que a combinação de esforços de uma equipe multidisciplinar, composta de médicos, físicos, enfermeiros, e técnicos, faz dela um segmento importante no combate ao câncer.

A cada ano mais de 3,5 milhões de novos casos de câncer são registrados no mundo, sendo que o câncer de próstata responde por aproximadamente 25 % (vinte e cinco por cento) deste total (INCA e IARC, 2008). No tratamento deste tipo de câncer, uma modalidade muito empregada é a Radioterapia. O avanço tecnológico nesta área permitiu ao longo dos anos uma maior precisão de localização tumoral, maior conformação do feixe de radiação ao tumor, redução da dose em tecidos sadios e um conseqüente aumento das doses de tratamento (Bedford et al., 1999).

Um planejamento radioterápico, no qual o físico desenvolve um papel relevante, é composto de várias etapas, dentre elas a escolha da melhor configuração dos feixes de tratamento. Tal escolha possui íntima relação com sucesso da terapia tendo em vista que é determinante para alcançar a melhor distribuição de dose dentro do tumor e expor o mínimo possível os tecidos sadios à radiação.

Nesse trabalho, foram simulados, durante o planejamento computacional, duas opções de configuração de campos para a primeira fase de um tratamento de próstata: 4 Campos ortogonais ou “Box”, de ângulos de gantry em 0° , 180° , 270° e 90° e 4 Campos angulados ou “X” (135° , 45° , 315° e 225°). A percentagem do volume retal exposto à 40, 50, 60, 72 e 76 Gy deve ser limitada a 60, 50, 25, 15 e 5% respectivamente (Greco et al., 2003). Já a toxicidade femoral têm dose limitada em 70% da dose total prescrita para o tratamento da próstata (Bedford et al., 1999).

Foi acompanhado o planejamento de 27 pacientes portadores de adenocarcinoma de próstata, submetidos à Radioterapia Conformacional 3D e avaliou que a melhor relação entre a probabilidade de controle tumoral (TCP) e a probabilidade de complicação ao tecido normal (NTCP) foi o da configuração em “Box” que proporcionou doses para o Reto de 46,4 % da dose total usada na próstata, chegando a ser 14,5 % menor que a configuração em “X”.

Palavras-chave: Controle Tumoral, Dose de radioterapia, Próstata, Radioterapia Conformacional 3D.

ABSTRACT

Radiotherapy is a branch of medical physics related to the treatment of malignant neoplasm, being an important instrument in the fight against cancer, when combined with the effort of a multidisciplinary team, composed of, physicians, physicists, nurses and technicians.

Every year more than 3.5 million new cases of cancer are recorded in the world, being the prostate cancer responsible for approximately 25% of this amount (INCA and IARC, 2008). In this type of cancer, radiotherapy is a method indicated for treatment. The technological advance in this area over years has allowed a greater accuracy in the tumor location, more conformation of the radiation beam around the tumor, reducing the dose in healthy tissues and a consequent dose increase on treatment (Bedford et al., 1999).

A radiotherapy planning, in which the physicist develops an important role, is composed of several steps, including choosing the best configuration of treatment beams. This choice has a close relationship with success of therapy and is critical to achieve the best distribution of dose inside the tumor and expose the least as possible the healthy tissue to radiation.

In this work, two options for setting up camps in the first phase in a treatment of prostate cancer were simulated in computer planning: 4 fields orthogonal or "Box" with gantry angles in 0° , 180° , 270° e 90° and 4 fields angled or "X" (135° , 45° , 315° e 225°). The percentage of the rectal volume exposed to 40, 50, 60, 72 and 76 Gy should be limited to 60, 50, 25, 15 and 5% respectively (Greco et al., 2003). The femoral toxicity have limited dose by 70% of the total dose prescribed in a prostate treatment (Bedford et al., 1999).

The planning of 27 patients with prostate adenocarcinoma submitted to 3D conformal radiotherapy were accompanied. As a result, it was assessed that the best TCP (tumor control probability) and NTCP (normal tissue complications) was the setting in "Box " which provided dose for Rectum 46.4% of the total dose, which comes to be 14.5% lower than the setting in "X".

Keywords: 3D Conformal radiation therapy, Prostate, Radiotherapy dose, Tumor Control.

SUMÁRIO

1. Introdução	10
2. Fundamentos Teóricos	12
2.1. Câncer: Definições.....	12
2.2. Dados sobre o câncer no Brasil e no mundo	13
2.3. Radioterapia: Definições e modalidades de tratamento	14
2.4. Unidades e medidas de radiação	15
2.5. Porcentagem de dose profunda (PDP)	15
2.6. Curvas de Isodose	17
2.7. Radioterapia Convencional (2 D)	18
2.8. Radioterapia 3 D Conformacional	20
2.9. Volumes de interesse	20
2.10. Planos de Tratamento	22
2.11. Posicionamento do paciente e aquisição de imagens	24
2.12. Delineamento dos Volumes de interesse	26
2.13. Seleção dos Feixes de Tratamento	28
2.14. Avaliação do Plano de Tratamento	28
2.15. IMRT	35

3. Materiais e Métodos	38
4. Resultados e Discussões	41
4.1. Comportamento do histograma para geometria em “Box” e em “X” de um mesmo paciente.....	41
4.2. Médias das doses recebidas pelo reto	42
4.3. Médias das doses recebidas pelo fêmur	43
4.4. Gradiente de dose no GTV	44
4.5. Gradiente de dose no PTV	45
5. Conclusões	46
6. Considerações finais e sugestões para trabalhos futuros	47
7. Referências Bibliográficas	48

1. INTRODUÇÃO

Radioterapia é uma forma de tratamento que usa radiações ionizantes, ou seja, aquelas que possuem energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, para o tratamento de neoplasias malignas. O objetivo da Radioterapia é entregar a maior dose possível à região tumoral minimizando ao máximo a dose nos tecidos sadios adjacentes. O plano de tratamento consiste em otimizar a melhor configuração de campos de irradiação para um tratamento, levando em conta as particularidades do paciente e de cada região a ser tratada (Mauch et al, 1994).

Um grande avanço na Radioterapia se deu a partir da década de 70 com a popularização da Tomografia Computadorizada (CT) e posteriormente da Ressonância Magnética (MRI) e da Tomografia por emissão de pósitrons (PET), que permitiram melhores diagnósticos devido à qualidade superior das imagens e da possibilidade de visualização das estruturas em 3 dimensões. Juntamente com os avanços nas áreas computacionais, essas técnicas possibilitaram o uso de sistemas de imagens em três dimensões (3 D) e de softwares de planejamento para cálculo e distribuição da dose levando em conta a anatomia 3 D do paciente (Webb et al., 1993; Mauch et al, 1994; Leibel et al., 2004).

O planejamento radioterápico de próstata consiste, basicamente, na relação entre a próstata (volume alvo) com os órgãos adjacentes, e a distribuição de dose na bexiga, reto e fêmur. Variações do volume alvo como a inclusão ou não das vesículas seminais e drenagem linfática locoregional dependem de outros fatores associados ao estadiamento, como o grau de Gleason, nível do antígeno específico da próstata (PSA) e análise criteriosa do resultado anátomo-patológico pós prostatectomia (Pickles et al., 2008).

Neste sentido, há um escalonamento da dose de prescrição de acordo com o estadiamento da doença, porém, a “dose ótima” (melhor dose absoluta com maior benefício) ainda permanece pouco definida (Vicini et al., 2001; Pollack et al., 2002). Com as modalidades “3D” e “Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)” maiores doses absolutas vem sendo prescritas (≥ 75.6 Gy) com melhor controle local – principalmente para os homens com doença classificada como baixo risco, porém, sem alterar a sobrevida global e sem, necessariamente, aumentar a toxicidade (Greco et al., 2003).

Na maioria dos serviços de Radioterapia, busca-se estabelecer um padrão de tratamento de acordo com o diagnóstico médico. Para isso, é necessário muito estudo e

dedicação dos responsáveis a fim de otimizar o plano de tratamento. Quando temos um padrão de tratamento a ser seguido, conseguimos minimizar o tempo gasto e alguns tipos de erros que afetariam consideravelmente no resultado final do tratamento, elevando o grau de eficácia do tratamento em benefício do paciente.

Esse trabalho visa encontrar uma configuração de campo que permita melhor probabilidade de controle tumoral (TCP) e menor probabilidade de complicação ao tecido normal (NTCP). Dois tipos de configurações de campo para primeira fase de um tratamento de próstata foram simuladas neste trabalho, com a finalidade de comparar qual delas proporcionaria melhores resultados.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Câncer

Existem diversas maneiras de definir câncer. De acordo com o Instituto Norte-americano de combate ao câncer, este é um termo usado para doenças nas quais células anormais se dividem sem controle e desordenadamente e são capazes de invadir outros tecidos. Células cancerígenas podem espalhar para outras partes do corpo através do sangue e principalmente pelo sistema linfático (American Cancer Society (ACS), 2008).

Câncer não é apenas uma única doença, e sim um grupo de mais de 100 (cem) doenças. A maioria dos cânceres são nomeados de acordo com o órgão ou tipo de célula do seu surgimento (National Cancer Institute (NCI), 2008).

As células do corpo humano crescem e se dividem de uma maneira ordenada afim de produzir mais células, necessárias para manter a saúde do corpo. Quando as células envelhecem ou são danificadas elas morrem e são substituídas por novas células. No entanto, às vezes a ordem desse processo pode não acontecer (NCI, 2008).

Células cancerígenas desenvolvem-se devido a um dano no material genético (molécula de DNA) produzindo mutações que afetam o seu crescimento normal e sua divisão. Neste caso, as células podem não morrer como deveriam, de modo que novas células serão formadas desnecessariamente. Essas células podem formar uma massa de tecido chamada tumor (NCI, 2008).

Nem todos os tumores são cancerígenos, eles podem ser benignos e geralmente possíveis de serem removidos cirurgicamente. Na maioria dos casos tumores benignos não “espalham” para outros tecidos e dificilmente recidivará.

Alguns cânceres não formam tumores, por exemplo, leucemia que é um tipo de câncer da medula óssea e do sangue.

Células cancerígenas podem migrar através da corrente sangüínea ou sistema linfático para outras partes do corpo, onde elas crescem e substituem tecidos normais. Esse processo de “espalhamento” é chamado de metástase (ACS, 2008).

Uma maneira do câncer se espalhar é através dos linfonodos, que são pequenos órgãos, com formato de grãos de feijão, que filtram a linfa, fluido transparente que tem um importante papel no nosso sistema imunológico. Linfonodos estão localizados em diferentes

partes do corpo. Células de tumores malignos podem passar através dos linfonodos e migrar para outras partes do corpo.

Não se conhecem as causas de 85 % (oitenta e cinco por cento) a 90 % (noventa por cento) dos tipos de cânceres. Sabe-se que 80% (oitenta por cento) a 90% (noventa por cento) dos cânceres resultam de fatores ambientais (Higginson & Doll). A idade é um fator determinante para o aparecimento de câncer. Tabagismo pode causar câncer. Exposição excessiva ao sol aumenta o risco do câncer de pele (INCA, 2008).

Estima-se que metade dos homens e 1/3 (um terço) das mulheres nos Estados Unidos irão desenvolver câncer durante sua vida. O risco de desenvolvimento da maioria dos tipos de câncer pode ser amenizado com mudanças no estilo de vida destes indivíduos. Por exemplo, não fumar, limitar o tempo de exposição ao sol, não usar drogas, ser fisicamente ativo e ter uma dieta balanceada (ACS, 2008).

2.2. Dados sobre o câncer no Brasil e no Mundo

De acordo com a agência Internacional para pesquisas de câncer (IARC, 2008), mais de 8 milhões de pessoas vítimas de câncer morrem a cada ano. Em 2006, foram registrados 3,2 milhões de novos casos no mundo, em comparação à 2,9 milhões de novos casos em 2004.

Os 25 (vinte e cinco) países da Europa foram responsáveis por 2,3 milhões de novos casos e mais de 1 milhão de mortes em 2006 (IARC, 2008).

Em 2005, de um total de 58 milhões de mortes ocorridas no mundo, o câncer foi responsável por 7,6 milhões, o que representou 13% (treze por cento) de todas as mortes. Os principais tipos de câncer com maior taxa de mortalidade foram: pulmão (1,3 milhão); estômago (cerca de 1 milhão); fígado (662 mil); cólon (655 mil); e, mama (502 mil). Do total de óbitos por câncer ocorridos em 2005, mais de 70% (setenta por cento) ocorreram em países de média ou baixa renda (WHO, 2006). Estima-se que em 2020, o número de casos novos anuais seja da ordem de 15 milhões (INCA, 2008).

Os tumores de pulmão (902 mil casos novos) e próstata (543 mil) seriam os mais frequentes no sexo masculino, enquanto que no sexo feminino as maiores ocorrências seriam os tumores de mama (1 milhão de casos novos) e de colo do útero (471 mil).

No Brasil, as estimativas para o ano de 2008 e válidas também para o ano de 2009, apontam que ocorrerão 466.730 casos novos de câncer. Os tipos mais incidentes, à exceção do câncer de pele do tipo não melanoma, serão os cânceres de próstata e de pulmão no sexo masculino e os cânceres de mama e de colo de útero no sexo feminino (INCA, 2008).

De acordo com dados do INCA de 2008 (Tabela 1), percebemos que o câncer de próstata é o segundo mais incidente para o sexo masculino, com 49 mil casos.

Tabela 01 - Estimativas de novos casos de câncer no Brasil para os anos de 2008 e 2009

Neoplasia maligna	Casos
Próstata	49.530
Traquéia, Brônquio e Pulmão	17.810
Estômago	14.080
Cólon e Reto	12.490
Cavidade Oral	10.380
Esôfago	7.900
Leucemias	5.220
Pele Melanoma	2.950
Outras Localizações	55.610
Subtotal	175.970
Pele não Melanoma	55.890
Todas as Neoplasias	231.860

2.3. Radioterapia: Definições e Modalidades de tratamento

Desde a descoberta dos raios X por Röntgen e da radioatividade por Curie e Becquerel, a oncologia das radiações avançou extraordinariamente. A radioterapia isolada, ou combinada com cirurgia, ou com quimioterapia ou ambas, é uma modalidade terapêutica efetiva para muitas neoplasias malignas que apresentam taxas de sobrevida altas nos estágios iniciais, porém, ainda compete à radioterapia aperfeiçoar seus resultados nos estágios mais avançados (Leibel et al., 2004).

O objetivo principal da Radioterapia é a entrega da maior dose possível no tumor, a fim de fornecer um controle tumoral ideal, enquanto minimiza os danos aos tecidos normais circunvizinhos. O plano de tratamento fundamenta-se no melhor arranjo dos campos de radiação (dimensão, posição, magnitude, atenuação) para determinado paciente e local de tratamento. A avaliação da dose nas estruturas são um componente importantíssimo para atingir esse objetivo (Webb et al., 1993).

Com os avanços das pesquisas e da tecnologia nas áreas médicas, atualmente é possível entregar uma alta dose em células tumorais sem comprometer as células saudáveis adjacentes.

O conhecimento cada vez mais aprofundado do comportamento do tumor, dos recursos de imagens necessários para o diagnóstico, a simulação do tratamento e a reprodutibilidade das doses durante as sessões de radioterapia vêm aperfeiçoando o tratamento e como resultado aumentando as probabilidades de cura (Leibel et al., 2004).

2.4. Unidades e Medidas de Radiação

A unidade usada para medir a exposição às radiações ionizantes, no Sistema Internacional de Unidades (SI), é o Roentgen (R), onde 1 Roentgen equivale a exposição de 1 kg de ar à radiação produzindo $2,58 \times 10^{-4}$ C (Scaff et al., 1997), ou seja:

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

É importante destacar que a grandeza exposição só foi definida para radiações eletromagnéticas (raios X e gama), sendo uma medida de ionização no ar, e que não pode ser usada para energias de fótons acima de 3 MeV.

Uma outra grandeza usada na Radioterapia é a dose absorvida D, que é a energia transferida pela radiação ionizante por unidade de massa de material irradiado, sendo que sua unidade no SI é o Gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Anteriormente, a unidade de dose absorvida era o rad, em que $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ ($1 \text{ rad} = 100 \text{ erg} \cdot \text{g}^{-1}$). Consequentemente:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

A unidade usada para descrever a energia das radiações é o elétron-volt (eV). 1 eV é a energia que um elétron adquire quando acelerado por uma diferença de potencial de 1 volt. Elétrons acelerados até 100.000 eV criam raios X de até 100 keV (Khan et al., 2003).

2.5. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Quando a radiação ionizante interage com um meio qualquer ela deposita diferentes doses à medida que penetra. Partindo da superfície, o percentual de dose aumenta até um valor máximo, e a região entre a superfície e o ponto de máxima dose é chamado de *build-up* (ou região de equilíbrio eletrônico). A partir do build-up a dose vai diminuindo à medida que a profundidade aumenta como mostra a figura 1.

Esse aumento de dose na região de equilíbrio eletrônico se deve a três contribuições:

- aos fótons que atravessam o fantoma e liberam elétrons primários dos átomos da molécula de água.
- aos elétrons primários liberados pelos fótons que ao se deslocarem no meio “colidem” com outros elétrons retirando-os de seus átomos (chamados de elétrons secundários).
- aos elétrons secundários que podem ter energia suficiente para retirar outros elétrons de seus átomos ou não.

A cada ionização gerada ocorre uma deposição de dose, então como a partir da superfície há um aumento cada vez maior de elétrons primários e secundários, conseqüentemente há um aumento da dose absorvida.

Porém, a partir do ponto de máximo, os elétrons primários e secundários diminuem em quantidade, pois perdem sua energia ao longo da profundidade. Por este motivo a partir do build-up ocorre uma diminuição no percentual de dose.

O build-up varia com a energia do feixe, pois quanto maior a energia do feixe de fótons, maior será a energia dos elétrons primários e secundários, e por conseqüência maior será seus alcances, então o equilíbrio eletrônico ocorre em profundidades maiores (Khan et al., 2003).

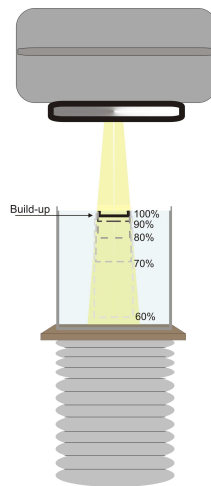


Figura 1 - Porcentagem de dose pela profundidade em um fantoma de água durante irradiação com raio γ do ^{60}Co .

Isso é especialmente importante na escolha do feixe que será usado em determinado tratamento. Por exemplo, em tratamentos de pele a lesão está bem superficializada, portanto devemos usar um feixe em que o build-up seja do tamanho da espessura da pele. Porém em tratamentos mais profundos como a próstata, há a necessidade de entregar maior dose possível na profundidade desejada, sendo necessário um feixe com maior energia disponível.

2.6. Curvas de Isodose

As curvas de isodose são linhas que passam através de pontos que recebem a mesma quantidade de dose, em um determinado arranjo de feixes de radiação. Tais curvas são, geralmente, desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e são expressas em porcentagem da dose em um ponto de referência, que normalmente é o ponto de build-up. A distribuição da dose nos tecidos depende de vários fatores, tais como: tipo e energia do feixe de radiação, tamanho do campo e colimação do feixe, além das características de absorção do material (Podgorsak et al., 2005).

As figura 2 e 3 abaixo apresentam algumas curvas de isodose.

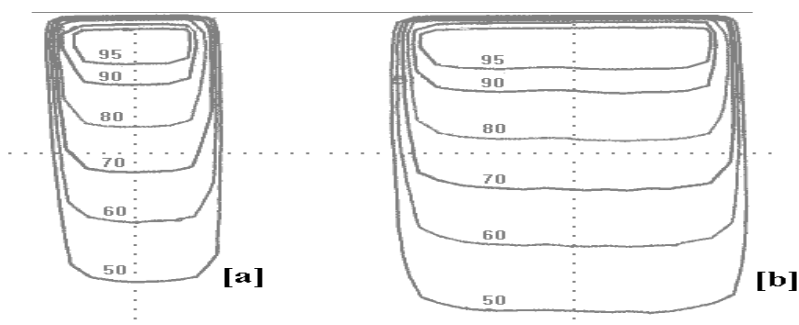


Figura 2 – Curvas de Isodose com mesma energia (6MV), mesma DFS (100cm) e diferentes tamanhos de campo de irradiação (a = 5cm x 5cm e b = 10cm x 10cm).(Fonte: Scaff et al.,1997).

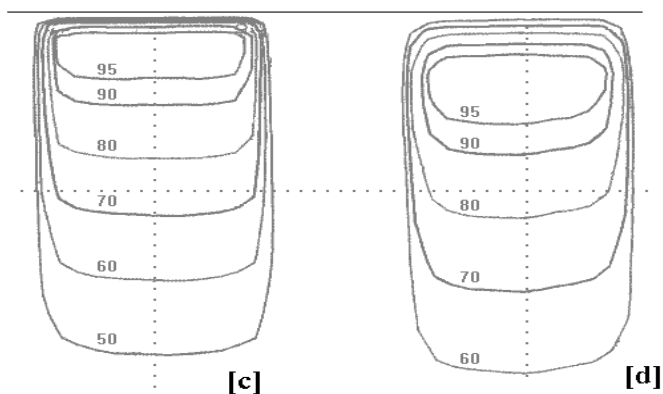


Figura 3 – Curvas de Isodose com mesmo tamanho de campo de irradiação (8cm x 8cm), mesma DFS(100cm) e diferentes energias (c = 6MV e d = 15MV).(Fonte: Scaff et al.,1997).

Na figura 2 pode-se notar que o tamanho do campo irá influenciar na área irradiada por esse campo e na profundidade. Quanto maior o tamanho do campo, maior será a área e maior será a profundidade.

Na figura 3 pode-se notar que a energia do feixe promove um deslocamento da região de equilíbrio eletrônico. Quanto maior a energia, mais profunda é a região de equilíbrio eletrônico.

2.7. Radioterapia Convencional (2 D)

A Radioterapia convencional já foi muito utilizada e com resultados satisfatórios de tratamento. Ainda hoje essa técnica é largamente utilizada, principalmente em serviços com carência de recursos financeiros, no entanto, apresenta algumas limitações que podem alterar a eficácia da terapia. As novas tecnologias vêm tentando diminuir as incertezas envolvidas no tratamento.

Antes da disponibilidade comercial da tomografia computadorizada, em 1972, os tratamentos eram realizados estimando o volume alvo de radiografias planares (2D). Com o paciente posicionado, poucos campos de visualização das estruturas eram determinados na simulação, tendo uma idéia em apenas duas dimensões da região a ser tratada e dos tecidos adjacentes (Webb et al., 1993).

Nessa técnica, o médico e o físico discutem a região a ser tratada e o número de campos que serão utilizados no tratamento. Após o paciente ser posicionado, o campo luminoso é colocado sobre o paciente nas condições previamente discutidas e o campo é delimitado com fitas. Assim que o campo estiver de acordo com o desejado pelo radioterapeuta, é colocado um chassi no aparelho ou em um suporte, e obtêm uma imagem radiográfica da região de interesse. A seguir o radioterapeuta desenha o que deseja irradiar no *check-film* revelado como mostrado na figura 4 abaixo (Leibel et al., 2004).



Figura 4 – Radiografia de cabeça e pescoço com o campo de irradiação desenhado em preto no check filme. A área hachurada é a região a ser protegida.

As imagens radiográficas obtidas, também chamadas portais, podem ser de diversos tamanhos para cada orientação, mas sempre de formato retangular.

Nessa técnica assume-se que o paciente era cilíndricamente uniforme sobre a extensão axial do campo de tratamento e o contorno externo do paciente delimitado através de um fio metálico flexível.

Os cálculos feitos manualmente aumentam a incerteza do tratamento, bem como o tempo de planejamento.

As distribuições das curvas de isodoses observadas somente em um corte axial, e a decisão do plano de tratamento, feita visualmente, eram baseadas em algumas observações e pela experiência (Webb et al., 1993).

Comparando com estudos recentes, a Radioterapia Convencional oferece algumas limitações como:

- Radiografias planares, que geralmente não mostram toda a extensão do tumor.
- Extensão do tumor determinada anatomicamente, sem considerar uma imagem funcional.
- Desconhecimento do formato em três dimensões e localização tanto do tumor como dos órgãos de riscos.
- Modelo cilíndrico do paciente ao longo do plano de irradiação, não adequado para a visualização real.
- Uso de apenas um corte axial, geralmente o central, para o planejamento.
- Dificuldade de obter o contorno do corpo.
- Algoritmos computacionais simples, quando disponíveis, usados para cálculos de dose.
- Dificuldade na determinação de tecidos internos não homogêneos.
- Geralmente o volume irradiado é bem maior que o volume alvo, principalmente com tumores de formatos irregulares, que não se enquadram muito bem em campos retangulares.
- Variações das densidades dos tecidos em três dimensões não são consideradas.
- Curvas de isodose planares.

Em resumo, a maior dificuldade dessa técnica é determinar a dose exata que foi entregue na região alvo. Muitos desses problemas foram sendo minimizados com o avanço tecnológico, tais como sistema de imagens 3 D, melhoria dos aparelhos permitindo diferentes formatos de campos, angulações, advento de suportes imobilizadores, e o avanço na área computacional permitindo uma maior velocidade e aumento no número de cálculos (Webb et al., 1993; Mauch et al, 1994; Leibel et al., 2004).

2.8. Radioterapia 3 D Conformacional

Na década de 70 com a popularização da Tomografia Computadorizada (CT) e posteriormente da Ressonância Magnética (MRI) e da Tomografia por emissão de pósitrons (PET), bem como o avanço nas áreas computacionais, foi possível o uso de sistema de imagens em três dimensões (3 D) e de softwares de planejamento para cálculo e distribuição da dose levando em conta a anatomia em 3 D do paciente (Webb et al., 1993; Leibel et al., 2004).

Radioterapia Conformacional 3 D (3DCRT) é tecnologicamente complexa, porém justificada pelas evidências de melhora de distribuição de dose levando a um melhor controle local (Leibel et al., 2004).

Com a Radioterapia 3 D, veio a necessidade de se definir os objetivos tanto do planejamento como de tratamento para determinar o potencial dessa nova extensão da Radioterapia. Na época, os objetivos e denominações nas literaturas eram amplamente diversos. O protocolo ICRU-50 e posteriores vêm sendo usados a fim de estabelecer um padrão de normas para planejamento e tratamento para a Radioterapia.

2.9. Volumes de interesse

A necessidade da definição destas regiões de interesse vem da carência de se conhecer a real extensão do que se quer tratar e o que se quer poupar sabendo das dificuldades da reprodução diária do tratamento (ex: posicionar o paciente todos os dias exatamente da mesma forma, ou o quanto a região a ser tratada se movimenta durante a irradiação).

Assim foram definidos:

GTV (Gross Tumor Volume) (volume de tumor grosseiro): é o volume palpável ou visível do volume tumoral, onde a extensão e localização do crescimento tumoral são visíveis. É a região onde existe a maior concentração de células malignas. Quando o tumor é removido cirurgicamente, o GTV não pode ser definido. Pode ser visível nas imagens de CT e MRI (ICRU-50 et al., 1993; Leibel et al., 2004).

A delimitação do GTV é baseada na anatomia topográfica e em considerações biológicas, sem levar em conta os fatores técnicos do tratamento.

Às vezes irradiar apenas o GTV não é suficiente. Nódulos ou ramificações das doenças microscópicas podem estar presentes fora do GTV, podendo assim o câncer reicidir. Portanto é necessário estabelecer um outro volume de tratamento, o CTV (ICRU-50 et al., 1993; Leibel et al., 2004).

CTV (Clinical Tumor Volume) (volume de tumor clínico): é o volume que contém o GTV junto com as margens que se baseiam na extensão microscópica da doença. Pode variar de acordo com o estágio clínico em que a doença se encontra, ou seja, se a doença está em fase inicial ou mais avançada, e da região e localização do tumor.

A doença subclínica pode ser considerada como a disseminação presumida da doença, como por exemplo, os linfonodos regionais. Na prática o delineamento do CTV, consiste em vários fatores, nos quais podemos destacar: a história natural da doença; a capacidade de invasão do tumor, e seu potencial de disseminação para as regiões linfonodais (ICRU-50 et al., 1993; Leibel et al., 2004).

Assim como o GTV, o CTV não leva em conta outros fatores que podem fazer com que o volume real do tumor não seja tratado, assim temos outro volume a ser considerado, o PTV.

PTV (Planning Target Volume) (Volume Alvo de Planejamento): é o volume que abrange o CTV junto com as margens que dependem principalmente da dificuldade do posicionamento diário, movimento do tumor e dos órgãos internos durante o tratamento, imprecisões no sistema de planejamento bem como a presença de órgãos de risco (ICRU-50 et al., 1993; Leibel et al., 2004).

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

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

O.R. (Órgãos de Risco): são tecidos normais cuja sua sensibilidade à radiação pode influenciar consideravelmente o plano de tratamento e/ou a dose prescrita. Como exemplos podemos citar órgãos ou tecidos adjacentes (vizinhos) que podem estar dentro do campo de radiação e cuja alta dose pode fazer com que eles percam suas funções levando a morte.

Quanto às lesões, estas podem ser divididas em 3 diferentes classes (Leibel et al., 2004; ICRU-50 et al., 1993).

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

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

As delimitações de GTV, CTV, PTV e OR podem ser vistas nas figuras 5 e 6.

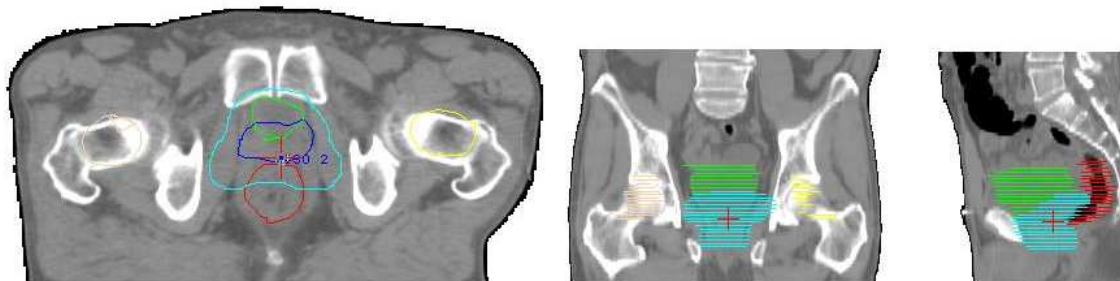


Figura 5 – Contornos do GTV (azul escuro), PTV (azul claro), e órgãos de risco (Fêmures em amarelo e laranja, bexiga em verde e reto em vermelho) para um tratamento Conformacional de próstata.

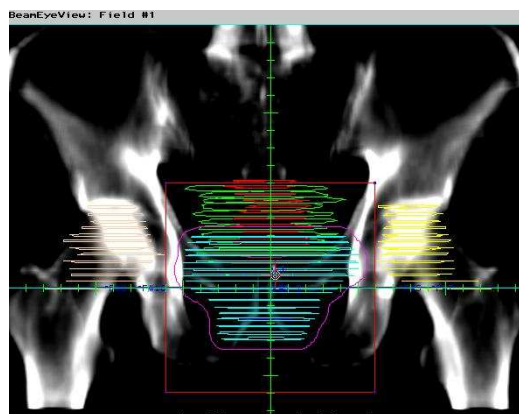


Figura 6 - Visualização do PTV + margens envolvido pelo contorno do bloco de colimação em roxo.

2.10. Plano de tratamento

A simulação do tratamento é a primeira parte fundamental do processo de planejamento para pacientes de radioterapia. As suas metas incluem a determinação da posição de tratamento, a identificação do volume alvo, a determinação da geometria do campo de tratamento (com respeito à anatomia relevante do paciente antes do tratamento) e a aquisição de dados do paciente para o planejamento computadorizado (Webb et al., 1993; Mauch et al, 1994). O uso de suportes ou acessórios imobilizadores são necessários para a eficiência do processo de posicionamento durante todo o tratamento.

No simulador, o médico juntamente com o físico limita a região a ser tratada, e esferas radiopacas são posicionadas sobre a pele do paciente na posição onde os lasers se cruzam

(3 posições). As imagens de CT serão obtidas com essas marcações, que serão importantes posteriormente para ajustar o posicionamento correto do paciente.

Com o advento da Tomografia Computadorizada, tornou-se possível visualizar, localizar e delinear o volume alvo em cortes de TC, resultando numa melhor diferenciação entre tecidos moles. É importante adquirir as imagens da maneira como o paciente foi posicionado, utilizando inclusive todos os suportes utilizados durante a simulação (Leibel et al., 2004).

Se o médico julgar necessário, e houver a possibilidade, ele pode solicitar imagens advindas da MRI, ou então uma imagem funcional oriunda da PET, que o ajudará a identificar mais precisamente a extensão da doença.

Das imagens adquiridas, o médico radioterapeuta delinea os volumes alvos e não-alvos. (GTV, CTV, PTV e Órgãos de risco). Após os volumes de interesses serem bem definidos, o médico deve especificar a dose desejada no tumor e nos tecidos sadios adjacentes.

Dessas especificações, cabe ao físico médico ajustar a melhor direção dos feixes, formato, intensidade para o melhor arranjo possível para adequar o tratamento à dose prescrita (Webb et al., 1993).

Após ajustar os parâmetros dos feixes, o software, no caso o CAT-3D, calculará a distribuição de dose. Havendo discrepâncias com o proposto pelo médico, o físico-médico, pela sua experiência e conhecimento, pode alterar alguns fatores como número de campos de tratamento, intensidade do feixe, direção, uso de filtros compensadores, entre outros. Feito isso, a distribuição de dose será recalculada.

Com uma distribuição de dose adequada, o físico e o médico irão avaliar se o plano de tratamento está em conformidade com os limites de dose proposto. Para isso analisam a distribuição de dose em cada volume de interesse através de uma ferramenta presente no software de planejamento, o DVHs (Dose Volume Histogramas) que fornece proporcionalmente a dose recebida nos volumes de interesse.

Uma vez aceito o plano de tratamento, as especificações de número de campos, angulações, colimação, quantidade de Unidades Monitoras (U.M.) e outros, deverão ser passados de forma bem clara aos técnicos para que o paciente seja tratado o mais próximo possível ao planejado.

2.11. Posicionamento do paciente e aquisição de imagens

Minimizar os erros e incertezas de posicionamento é mais importante na 3DCRT do que na Radioterapia convencional, devido à melhor conformidade da distribuição de dose. Por isso, acessórios para imobilização bem como preciso procedimento de posicionamento devem

ser usados desde a simulação do paciente, até a obtenção de imagens e do tratamento em si (Webb et al., 1993).

Os parâmetros importantes a serem levados em consideração no posicionamento do paciente incluem: conforto, estabilidade, reprodutibilidade de posicionamento e geometria de tratamento que permite cálculos mais precisos na liberação da dose no paciente.

Imobilizadores são acessórios utilizados no planejamento e tratamento diário que facilitam a reprodutibilidade do posicionamento, maior conforto e marcação da área a ser tratada. Existem diversas marcas no mercado, mas também podem ser improvisados de acordo com os recursos disponíveis no serviço (INCA, M.S., 2000).

Alguns tipos de imobilizadores mais usados são os *vac-locks* (Figura 7b), uma espécie de colchão preenchido por pequenas esferas de isopor, que podem ser moldados em diversas partes do corpo do paciente, depois com uma bomba de vácuo, retira-se o ar deixando-o bem rígido. A grande vantagem é que pode ser utilizado diariamente, evita rotações do tronco, quadris e pernas, permitindo a melhor reprodutibilidade do posicionamento, e ainda pode ser reutilizado.

As máscaras termoplásticas (Figura 7a) são feitas de tal maneira que após banhadas em água a uma temperatura de aproximadamente 70 °C permitem ser moldadas de acordo com cada paciente. Pode ser usadas juntamente com outros suportes como rampas de acrílico, quando há necessidade de inclinação da cabeça. As máscaras têm uma função extra além do posicionamento. Elas também servem para evitar que o paciente não tenha marcas na pele nessa região tão visível do corpo, o que certamente evita uma série de constrangimentos aos pacientes, fazendo com que a aceitabilidade do tratamento seja maior e a intervenção médica seja menos agressiva.

Além desses acessórios podem ser utilizadas rampas, apoios para pés, suportes para joelho e braços, ou seja, qualquer instrumento que deixe o paciente bem posicionado durante todo o tratamento sem causar desconfortos.

Após determinar a posição de tratamento do paciente, bem como os imobilizadores a serem usados, é hora de simular o tratamento. Existem serviços que dispõem de um aparelho somente para essa função, chamado simuladores. O simulador não só se parece muito com o aparelho de tratamento como tem os mesmos movimentos possíveis dele (INCA, M.S., 2000).

O simulador permite todos os movimentos executáveis pelo aparelho de tratamento, como movimentos longitudinais, transversais e verticais, giro de mesa, giro isocêntrico, entre outros.



[a]



[b]

Figura 7 - [a] Paciente imobilizada com a máscara termoplástica; [b] Acessório imobilizador *vac – lock*.

O *gantry* (braço) do simulador possui giro isocêntrico o que permite que o equipamento, assim como o de tratamento, execute movimento em torno do paciente sem colidir com a mesa de simulação.

Nesses aparelhos podemos encontrar um suporte para chassi e uma tela intensificadora, com a função de obter imagens radiográficas, ou até de realizarem fluoroscopia para um posicionamento dinâmico.

Existem também os simuladores que são acoplados a um CT, permitindo assim a visualização de imagens tumorais e de tecidos saudáveis em 3D. Isso aumenta a precisão do posicionamento e localização das regiões de interesse no momento do planejamento e por consequência do tratamento (Mauch et al, 1994; Leibel et al., 2004).

Alguns serviços não têm recursos financeiros para contar com um aparelho simulador, e nesse caso, a simulação é feita no próprio aparelho de tratamento.

Definido o melhor posicionamento e os aparatos de imobilização, são feitas radiografias de localização e algumas marcações na pele, com marcadores visíveis nas imagens de CT. Realizada essa pré-simulação, o paciente é submetido a um exame de CT para obter as imagens em 3 D que serão utilizadas para o planejamento da Radioterapia Conformacional.

Uma vez que os volumes de interesse já foram bem definidos, é preciso localizá-los corretamente no espaço. Os marcadores mais comumente usados são referências ósseas, por serem visíveis na maioria das imagens médicas, incluindo os filmes feitos durante o tratamento com fótons de alta energia.

Para evitar fazer uma imagem todos os dias do tratamento, bem como facilitar o posicionamento do paciente diariamente, utiliza-se marcadores superficiais, que são marcadores radiopacos posicionados na pele do paciente, que irão aparecer numa imagem radiográfica. Assim, pode-se fazer uma associação entre as referências ósseas com as marcações na pele.

A tomografia computadorizada foi integrada nos processos de planejamento do tratamento de radioterapia e simulação. Sua excelente qualidade de imagem de tecidos moles permite a localização e definição de tumores (Mauch et al, 1994).

A posição do volume alvo nos cortes relacionados à anatomia óssea pode ser vista por simples exames, que relacionam as posições dos cortes da TC com a radiografia AP (Ântero-Posterior) e lateral do paciente no momento do exame. O procedimento citado acima define com mais precisão a extensão do tumor, conseqüentemente uma definição do campo mais preciso no momento da simulação.

2.12. Delineamento dos Volumes de Interesse

Para descrever um tratamento com radiações ionizantes é necessário definir no mínimo três parâmetros: volume tratado, dose de radiação e técnica utilizada. Esses parâmetros devem ser aplicados de maneira uniforme nas diferentes instituições, para que os tratamentos possam ser analisados e comparados. Para este fim, foi desenvolvida a norma ICRU-50 (Internacional Commission on Radiation Units and Measurements), publicada em 1993. Em 1999 foi acrescentado o adendo ICRU-62, onde são descritas as normas para prescrição, registro e relato dos tratamentos com feixe de fótons (INCA, M.S., 2000).

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

Nesse relatório é necessário descrever:

- Tipo de doença e sua extensão;
- Volume irradiado;
- Parâmetros físicos;
- Técnica de irradiação;
- Tempo total de tratamento e fracionamento da dose.

De acordo com as recomendações do ICRU-50 o processo de determinação do volume de tratamento consiste de várias etapas. Dois volumes devem ser definidos antes de se começar o planejamento. Esses volumes são:

- GTV (volume tumoral).
- CTV (volume alvo)

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

- PTV (volume de planejamento).
- Órgãos de Risco

O contorno manual do GTV e CTV, juntamente com os órgãos de risco adjacentes, é feito pelo médico especialista, e consome muito tempo. Alguns sistemas de planejamento incorporam algumas ferramentas que possibilitam o auto contorno dessas estruturas. No entanto, elas são muito limitadas, uma vez que o algoritmo é bem preciso para contornos externos do corpo ou então contornos com muito contraste como ossos, pulmões e cavidades aéreas (Mauch et al, 1994; Leibel et al., 2004).

A delimitação dos volumes de interesse é de suma importância para o êxito do tratamento. O médico especialista deve conhecer muito bem a extensão sub-clínica da doença, para isso deve solicitar quando necessário outros exames para determinar o estadiamento clínico do tumor.

Uma boa maneira de refinar e definir com melhor precisão o delineamento dos volumes é através de imagens de ressonância magnética (MRI) que possibilita a melhor visualização de estruturas com densidades parecidas, ou então de imagens funcionais como as de PET (Figura 8) para uma análise funcional dos órgãos.

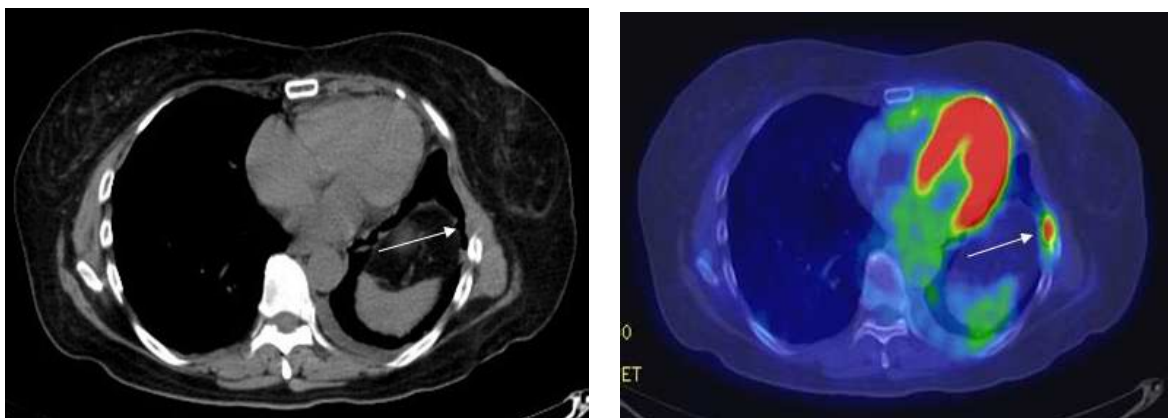


Figura 8 – Esquerda: Imagem de CT; Direita: Imagem de PET; A seta aponta a extensão da doença que não seria verificada somente pela imagem de CT (Fonte: Kutcher et al., 2000).

Como cada tipo de imagem apresenta vantagens e desvantagens, é sempre interessante usar mais do que um tipo para obter os contornos. Existem softwares que possibilitam uma fusão das imagens para melhor visualização. No entanto, como a maioria dos serviços apresenta uma carência de recursos financeiros, essa delimitação é feita geralmente com

as imagens de CT, e conta com a experiência e conhecimento do médico para a melhor definição dos contornos.

2.13. Seleção dos Feixes de Tratamento

No planejamento da 3DCRT o ponto inicial para o cálculo computacional da dose é o número de feixes ou campos, suas direções e formas, inclusão ou exclusão de filtros e o peso de cada campo, ou seja, sua contribuição para a dose total (Webb et al., 1993).

O computador calcula o resultado da distribuição de dose do arranjo de feixes selecionados pelo físico. Em seguida, o planejador pode fazer alguns ajustes a fim de otimizar o planejamento do tratamento: mudar o peso ou intensidade do campo, quando queremos aumentar ou diminuir a dose em determinada direção; alterar o formato e/ou a direção dos campos; inserir filtros compensadores a fim de uniformizar as curvas isodoses.

Para qualquer mudança em um dos parâmetros o computador recalcula a distribuição de dose, esse processo é chamado otimização manual e é repetido até que uma distribuição ótima da dose é obtida (Webb et al., 1993; Leibel et al., 2004). A experiência do planejador nesse processo é fundamental, pois através de inúmeros planejamentos realizados, ele já tem um padrão definido para cada tipo tratamento, como o número de campos a serem usados, direções, intensidades de cada um. Levando assim, um menor tempo no planejamento sem abrir mão da qualidade do tratamento.

Em determinadas situações o planejamento fica complicado, como por exemplo, quando o tumor abrange uma boa parte do tecido sadio, ou existem regiões críticas muito próximas do alvo. Esses fatores impossibilitam muitas vezes alcançar a dose desejada no local de tratamento. Cabe ao médico radioterapeuta decidir nessas situações alguns limites de dose para cada volume de interesse (Webb et al., 1993).

2.14. Avaliação do Plano de Tratamento

Algumas ferramentas são utilizadas para avaliar o plano de tratamento, como por exemplo, a distribuição da dose nas imagens de CT (Figura 9), e os DVHs (Histogramas Dose Volume) (Figura 10) que leve em conta a distribuição em 3D da dose em cada volume de interesse.

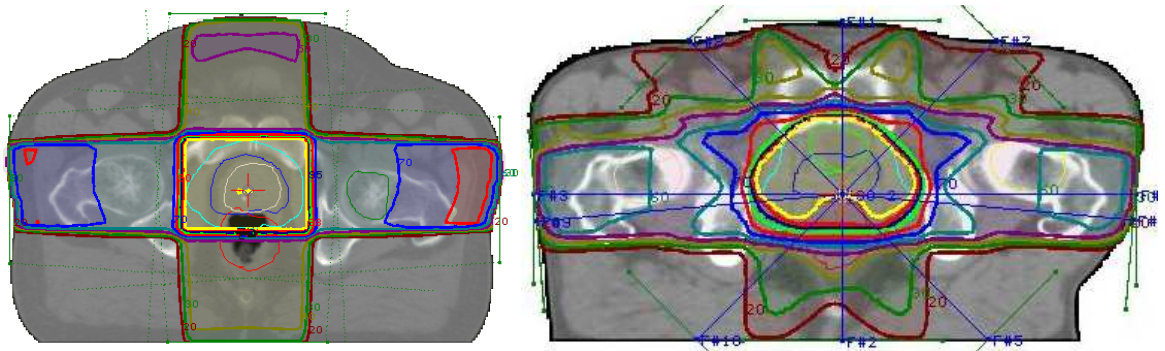


Figura 9 - Distribuição das curvas de isodose nas imagens de CT quando utilizados 04 campos (esquerda) e 10 campos (direita).

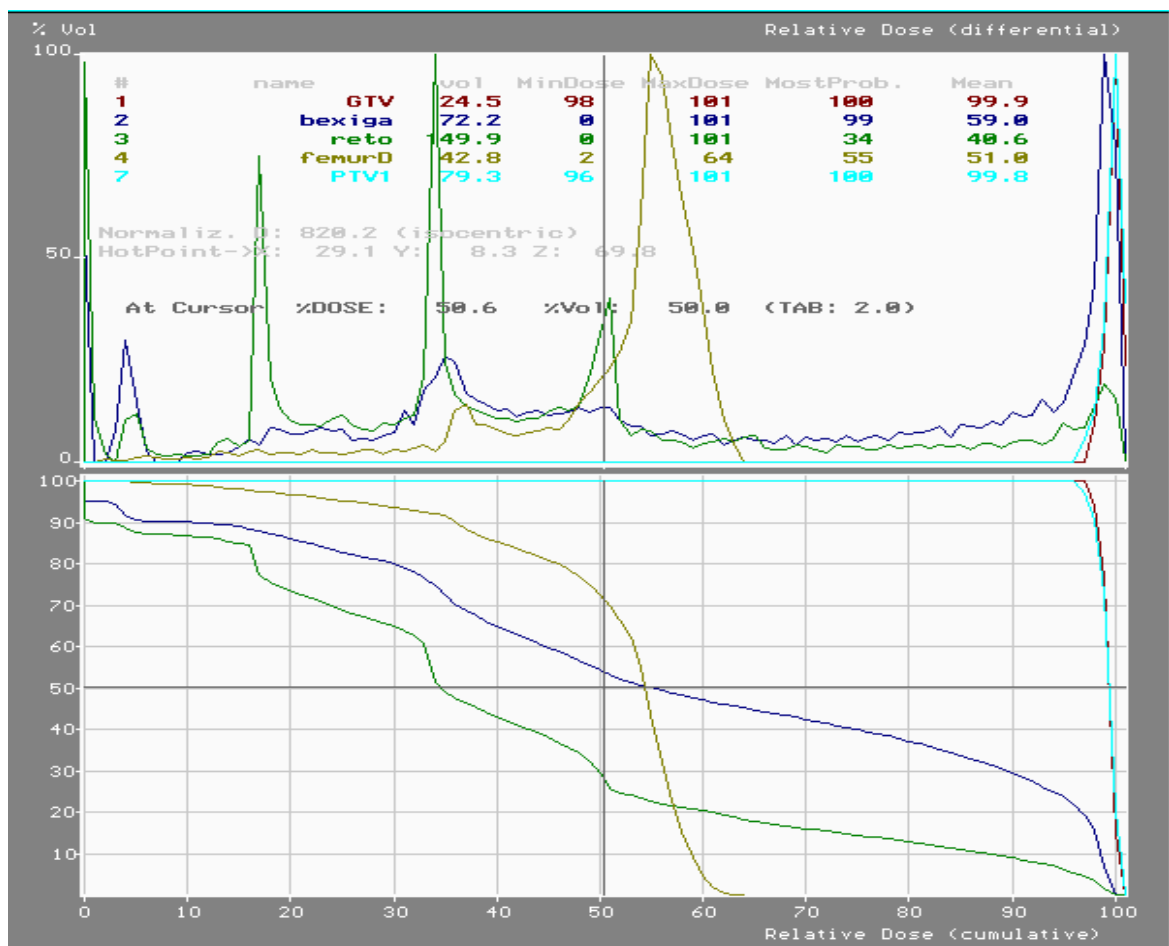


Figura 10 - Inferior: DVH na forma cumulativa (integral); Superior: DVH em sua forma diferencial.

O uso dos histogramas dose-volume para análise do plano de tratamento foi introduzido há mais de duas décadas e hoje é uma ferramenta indispensável para a análise de dose em tecidos normais. Ele pode ser expresso em suas formas: diferencial e integral. A

primeira expressa a taxa de variação de dose em um determinado volume e a segunda a relação percentual entre a dose e o respectivo volume de interesse. Por fornecer informações quantitativas mais claras, a forma integral é a mais utilizada (Kutcher et al., 2000).

Essas duas formas de DVHs podem ser observadas na Figura 10, obtida através de um sistema de planejamento disponível para um tratamento de próstata.

Na parte superior do histograma podemos tirar algumas informações importantes para avaliar o plano de tratamento como os nomes dos volumes de interesse, o volume em mL, a dose mínima, máxima, mais provável e média que cada volume recebe.

Os dois tipos de histogramas permitem uma melhor análise da dose recebida para cada volume de interesse devido a cada estrutura apresentar uma legenda de cores diferente.

A análise do DVH é a parte final do planejamento computacional, o físico médico após encontrar a melhor distribuição de dose irá analisar juntamente com o médico radioterapeuta o histograma dose volume.

Alguns aspectos que devem ser levados em conta para essa análise quando a dose em um volume é prescrita, é se essa dose é liberada o mais homogeneamente possível. Devido à curva de efeito de dose relacionado com o controle tumoral, o tratamento não pode ser realizado se a dose tiver uma grande variação no PTV.

Mesmo com uma distribuição de dose perfeitamente homogênea, a princípio desejável, alguma heterogeneidade é aceitável devido às razões técnicas. Então em uma prescrição de dose, presume-se uma homogeneidade de dose o mais próxima de 100 % para o GTV e admite-se uma heterogeneidade de $100 + 7\%$ e -5% no PTV (ICRU-50 et al., 1993; INCA, M.S., 2000).

Pelo histograma da Figura 10 percebemos que a dose no GTV encontra-se próxima de 100 % e para o PTV encontra-se com uma heterogeneidade de $+1\%$ e -4% , ou seja, com limites aceitáveis pelo ICRU- 50.

Outro aspecto é se o limite de dose tolerado para cada tipo de tecido não foi ultrapassado. Existem inúmeros protocolos, que levam em conta a radiobiologia dos tecidos, e sobre essas limitações de dose para cada tipo de tecido e de tratamento, cabe ao médico radioterapeuta adotar alguma dessas literaturas para o serviço. As Tabelas 2, 3 e 4 mostram os limites de dose para os órgãos de risco presentes em um tratamento de próstata (Pollack et al., 2002).

Tabela 2 - Limites de dose para Bexiga em um tratamento Conformacional de próstata

Bexiga		Dose
	% Vol	Máxima
	50	50 Gy
	30	70 Gy

Tabela 3 - Limites de dose para Reto em um tratamento Conformacional de próstata

Reto	80 Gy	78 Gy	76 Gy	74 Gy	72 Gy	70 Gy
% VOLUME	% DOSE					
50	67,2	69,6	72,1	74,1	76,1	78,3
45	78,5	80,9	83,3	85,5	87,9	90,4
40	90,1	92,5	95	97,6	100,3	103,1
25	85	87,4	89,7	92,2	94,7	97,4
5	91,4	93,2	96,1	98,6	101,4	104,3

Tabela 4 - Limites de dose para Fêmur em um tratamento Conformacional de próstata

Fêmur	Dose Puntual Máxima
	55 Gy

Analisando a figura 10 e supondo a dose pretendida de 78 Gy, teremos:

- Reto: 50, 45, 40, 25 e 5 % do volume com % de dose respectivamente de 34,8; 36,6; 42,7; 50,3 e 97,8. Comparando com a tabela 3, com exceção do percentual de dose em 5 % do volume, todos estão bem abaixo dos limites.

- Bexiga: 50 e 30 % do volume estão recebendo 42 Gy e 70 Gy respectivamente.

- Fêmur: dose puntual máxima de 50 Gy, 5 Gy abaixo do permitido.

Após a análise dos DVHs e da aceitação do tratamento proposto, é necessário alguns procedimentos antes de iniciar o tratamento. Dependendo do serviço e do sistema de planejamento utilizado, esses procedimentos podem se diferenciar em algumas partes, mas a idéia é basicamente a mesma. Através do software de planejamento, nesse caso o CAT-3D, temos que retirar as informações necessárias para realização do tratamento, como:

- Imprimir os blocos conformacionais para posterior confecção.

Os blocos não podem ser de chumbo, já que sua temperatura de fusão é de mais de 350 °C, o que não permitiria usarmos moldes para termos o formato desenhado.

A solução é utilizar uma liga metálica que funda a uma temperatura mais baixa e possa servir para blindar os raios X ou γ de alta energia que incidirão sobre eles. Para isso, uma liga metálica chamada de Cerrobend é usada.

O Cerrobend é uma liga metálica composta por 50% de bismuto (Bi), 26,7% de chumbo (Pb), 13,3% de estanho (Sn) e de 10% de cádmio (Cd) que proporciona a blindagem da radiação da mesma maneira que o chumbo puro, porém tem temperatura de fusão em torno de 70°C, proporcionando que os desenhos das blindagens feitos no computador sirvam para cortar moldes de isopor que serão então usados para dar forma ao bloco de Cerrobend (INCA, M.S., 2000).

A figura 11 mostra dois exemplos de blocos de Cerrobend com formatos específicos. Estes blocos serão colocados na frente do feixe e permitirão que a radiação passe somente pelo orifício moldado nele.



Figura 11 - Blocos de Cerrobend utilizados na Radioterapia Conformacional.

Sem dúvida, o uso dos blocos permite que as estruturas sejam blindadas com muita perfeição, porém eles carregam desvantagens, como a demora na confecção e impossibilidade em se fazer ajustes, já que são fixos.

Para suprir estas dificuldades, nos acelerados lineares mais novos foram desenvolvidos os colimadores multi lâminas (MLC – Multi Leaf Collimator), que são acoplados ao cabeçote do acelerador linear e faz com que os campos conformacionais sejam programados por um software de computador durante o posicionamento do campo sobre o paciente (Figura12).

O colimador multi lâminas como o próprio nome diz é um conjunto de lâminas que se movimentam independentemente uma das outras e proporcionam campos tanto regulares quanto irregulares.

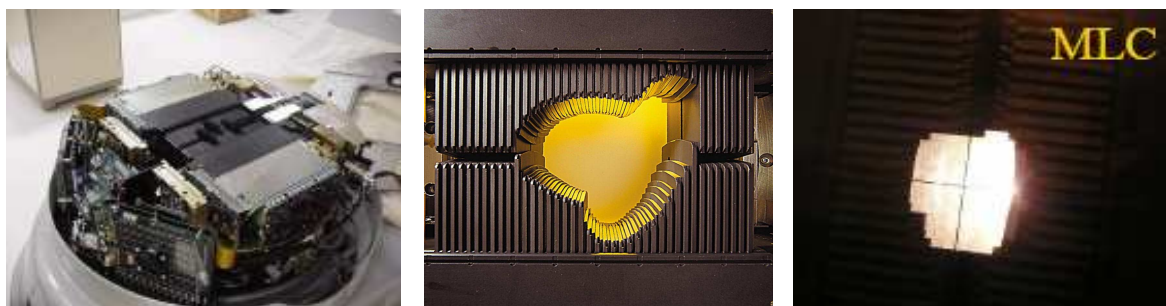


Figura 12 – Multi Leaf Collimator (MLC) acoplado ao acelerador linear (esquerda) e visto de frente (centro e direita). Note os pares de lâminas que dão o formato desejado. (Fonte: Varian)

O *multi-leaf* não dá a mesma perfeição de contorno que o bloco de cerrobend devido à largura das lâminas. É por este motivo que existem os micro Multi Leaf (mMLC) que possuem larguras de lâminas de no máximo 5mm.

Por ser tratar de uma tecnologia mais avançada, colimadores *multi-leafs* são caros. Por ser um sistema com grande automação e que envolve um conjunto de peças, qualquer problema com um dispositivo pode deixá-lo inutilizável.

- Imprimir o deslocamento CT – ISO (Figura 13), que são as coordenadas que terão que ser alteradas antes do tratamento, ou seja, alteração dos pontos de referência iniciais que foram obtidas as imagens de CT para o ponto isocêntrico de tratamento.

```

This option helps in moving the patient's skin marks
from CI/MK reference point to the planned isocenter
POI

-----

Original Reference POI was: CI
Planned Isocenter POI is : ISO

To change the skin markers from original reference to planned
isocenter, do as follows :

    1.5 mm to right side of the patient
    11.6 mm to back side of the patient
    7.0 mm to feet direction

NOTE: valid only for patient laying FACE-UP and HEAD-FIRST
  
```

Figura 13 - Coordenadas fornecida pelo sistema de planejamento para alteração da posição em que a imagem foi obtida (CT) para o planejado (ISO).

Essas são as referências que terão que ser alteradas antes de iniciar o tratamento, pela figura a coordenada usada para obtenção das imagens de CT terá um deslocamento de 1,5 mm

para a direita do paciente, 11,6 mm para baixo do paciente, e de 7,0 mm em direção ao pé do paciente. Esses deslocamentos são facilmente executáveis devido aos movimentos de mesa que o aparelho permite, assim não é necessário mexer no paciente, e sim no controle da mesa.

- Imprimir o protocolo que mostra as configurações de cada campo, angulações, pesos, filtros, tamanho de campo, dose desejada, curva de isodose selecionada, distância de tratamento unidades monitoras, ou seja, todos os dados necessários que deverão ser passado aos técnicos para realização do tratamento (Figura 14).

- Imprimir o DVH e depois anotar a dose recebida para cada volume de interesse e a dose máxima suportada. O histograma dose volume é um dado importantíssimo e deve constar na ficha médica do paciente, pois nele podemos encontrar quanto de dose cada estrutura está recebendo. Se por ventura esse paciente tiver que tratar outra região do corpo, essa dose recebida tem que ser considerada afim de não ultrapassar os limites permitidos.

```

Patient name:

Machine name:MEVATRON_6MV      (Linac Photons)
Calibration [cGy/MU]:  1.0000 (7/5/2006)
(calibration at reference SSD + dmax)

Target dose           : 200.0
Target percent selected : 100.0

FIELD #              1              2              3              4
ISOCENTER            ISO            ISO            ISO            ISO
Y                   130            130            130            130
X                   130            130            130            130
TABLE ANG            0              0              0              0
GANTRY ANG            0              180             270             90
GANTRY ROT            0              0              0              0
COLLIM ANG            0              0              0              0
WEIGHT               0.800          0.600          1.000          1.000
WEDGE FILT           NONE           NONE           NONE           NONE
WEDGE POS            ----            ----            ----            ----
ShieldFileLAZAR0_APP1f661LAZAR0_APP1f662LAZAR0_APP1f663LAZAR0_APP1f664
TrayFactor           0.947          0.947          0.947          0.947
Y1                    0              0              0              0
Y2                    0              0              0              0
X1                    0              0              0              0
X2                    0              0              0              0
SSD                  871.6          889.7          826.8          816.2
Device               0              0              0              0
Beam Type            Photon          Photon          Photon          Photon
MON. UNITS           68.0          47.5          103.9          108.9

Dose Computation Mode: Convolution - Pencil Beam 4x4mm
Normalized at isocenter
Density correction OFF
  
```

Figura 14 – Protocolo contendo as informações necessárias para realização do tratamento.

Alguns sistemas de planejamento são integrados ao acelerador linear. O software transmite para o aparelho as informações necessárias para realização do tratamento como as configurações de cada campo, unidades monitoras, uso de acessórios como filtros, bandejas, entre outros. Dependendo do grau de automação do sistema, as multi lâminas podem conformar o alvo a ser tratado, não havendo necessidade da fabricação de blocos conformacionais. Nesse caso a função do técnico é mais limitada, cabendo a ele acessar o paciente através do sistema computacional e posicioná-lo corretamente.

2.15. IMRT

A Radioterapia de intensidade modulada (IMRT) representa uma das maiores inovações técnicas na área da radioterapia. É uma modalidade mais avançada da Radioterapia Conformacional 3 D que usa padrões de intensidade de feixes não uniformes que com a ajuda de computadores e software pode alcançar um nível superior de distribuição de dose (Clifford Chao et al., 2004).

Com essa nova capacidade de manipular a intensidade individual de cada raio do feixe, IMRT permite um grande controle na distribuição de dose, quando combinada com técnicas guiadas por imagem (IGRT) que permitem delinear muito bem o local de tratamento, e evitar ao máximo os erros devido ao mau posicionamento, podendo-se melhorar muito o controle tumoral e reduzir a toxicidade em tecidos sadios.

A grande vantagem da IMRT em relação à 3DCRT é a capacidade de produzir uma distribuição da dose muito mais conformacional. IMRT pode produzir uma distribuição de isodose com formato côncavo que pode abranger corretamente o formato do tumor ou órgãos de risco em 3 dimensões (Figura 15).

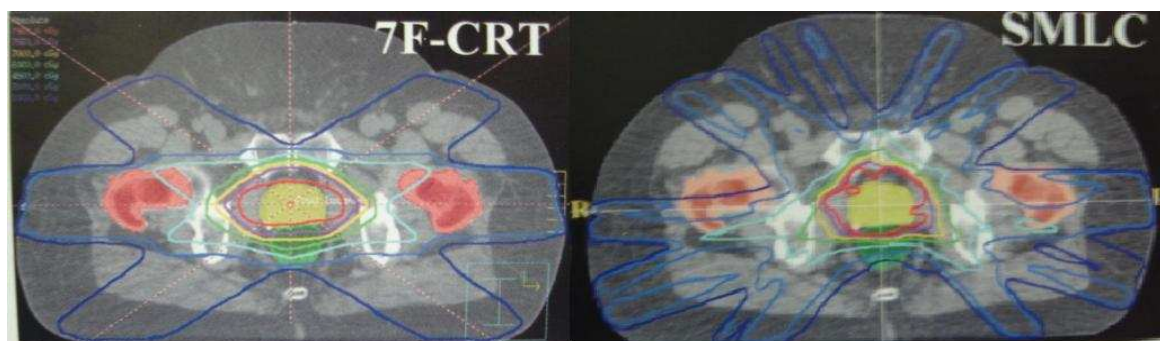


Figura - 15: Distribuição das doses para a Radioterapia Conformacional ,à esquerda, e IMRT à direita. (Fonte: Clifford Chao).

Devido a essa grande capacidade em conformacionar melhor as isodoses, é possível ter um grande gradiente de dose em regiões muito próximas. Ou seja, podemos ter 100 % da dose no alvo, e 20 % dose em um órgão de risco que se encontra muito próximo ao tumor, diminuindo assim a toxicidade dos tecidos sadios (Webb et al., 1993; Clifford Chao et al., 2004).

Tradicionalmente múltiplos alvos e o “boost” (reforço da dose numa região bem localizada) são tratados com diferentes doses prescritas e sequencialmente, exigindo planos de tratamento separados que podem ser ineficientes e mais trabalhosos. Quando há necessidade de

ajustar múltiplos planos, evita superposição de campos, problemas com limitações de dose entre outros.

Com IMRT é possível tratar múltiplos alvos simultaneamente, GTV, CTV, nódulos, e o “boost” pode ser integrado em um simples plano de tratamento durante todo período. Essa estratégia além de ser mais eficiente otimiza a dose total, uma vez que ela considera todas as contribuições de dose durante o tratamento. Além disso, integrando a fase de “boost” pode-se oferecer uma vantagem radiobiológica por permitir menor dose por fração, diminuindo a toxicidade dos tecidos sadios e entregando uma alta dose no volume alvo, reduzindo o custo do tratamento (Leibel et al., 2004; Clifford Chao et al., 2004).

O Colégio Americano de Radiologia (ACR) e a Sociedade Americana de Radiologia Terapêutica e Oncologia (ASTRO) recomendam a escolha do IMRT quando o alvo é de formato irregular e está muito próximo de uma estrutura crítica, pois o IMRT é a única opção para cobrir o volume alvo com margens estreitas a fim de proteger estruturas adjacentes.

Tanto na IMRT como na 3DCRT, muitos procedimentos são parecidos, como por exemplo, buscar o melhor posicionamento com uso de imobilizadores e obtenção das imagens de CT, PET e MRI.

O planejamento computacional é diferente, no IMRT é utilizado o planejamento inverso, ou seja, o físico e ou médico, especificam o quanto de dose querem em determinada estrutura, e o computador calcula a melhor opção para os arranjos de campo. O físico verifica a viabilidade do planejamento, e se julgar necessário pode mudar as configurações. Na Radioterapia de intensidade modulada, o físico pode alterar outro parâmetro, a intensidade de cada feixe, que não era possível na Radioterapia Conformacional (Leibel et al., 2004; Clifford Chao et al., 2004).

Por ser uma técnica mais cara, o serviço pode contar com tomógrafos, ou radiografias digitais anexadas ao acelerador linear. Assim, pode-se ter uma idéia do posicionamento do paciente em tempo real, evitando tratar uma região diferente da planejada.

Quando surge uma inovação técnica existem sempre muitos parâmetros que podem desafiar a tecnologia existente bem como o conhecimento clínico. Por ainda não possuir o total conhecimento da técnica e das suas capacidades, muitas vezes essa nova tecnologia pode ser subutilizada ou até então mal utilizada. Por isso é de suma importância um estudo e conhecimento prévio das funções e limitações da técnica bem como os protocolos de tratamento.

Na transição entre 3DCRT para IMRT houve muitas mudanças. Novas terminologias foram criadas, novas maneiras em se definir CTV e PTV, introdução do planejamento inverso, diferentes números e posições dos campos, novos testes de controle de qualidade entre outros.

É claro que com essa inovação tecnológica, o custo para se ter toda essa infraestrutura, desde novos aparelhos, softwares, acessórios são bem mais elevados, bem como a necessidade de treinamento de todos os profissionais envolvidos, encarecendo o preço do tratamento.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Esse trabalho consistiu em analisar a melhor configuração de planejamento de campos para tratamento Conformacional de próstata para 27 pacientes.

Após o diagnóstico médico e posterior indicação do caso para Radioterapia Conformacional, se inicia a etapa do planejamento.

As etapas envolvidas em todo o processo como simulação do tratamento, posicionamento, marcação da área a ser irradiada, obtenção das imagens de CT, planejamento computacional, já foram previamente explicadas.

Após encontrar o melhor posicionamento do paciente, definir a área ser tratada, obter as imagens, chegamos ao planejamento computacional que envolve a parte médica e física.

O programa computacional utilizado para os planejamentos de Radioterapia Conformacional foi o MEVIS / CAT 3-D, que recebe imagens da tomografia computadorizada do tipo DICOM.

Esse programa permite inserção dos valores de isodoses obtidos em dosimetria, e é através desses dados que o programa irá calcular a distribuição das doses e o cálculo das Unidades Monitoras (U.M.) para cada planejamento efetuado.

A fonte emissora das radiações X é um acelerador linear da marca Siemens, modelo Mevatron EX, com energia de 6 MV de fótons, que trabalha com isocentro de 100,00 cm e a taxa de dose calibrada para 1,0 cGy/U.M.

De posse das imagens de CT, o médico seleciona aquelas que serão úteis durante o planejamento, e de acordo com as recomendações do ICRU-50, defini inicialmente o GTV e o CTV, e durante o restante do processo o PTV e os órgãos de risco que nesse caso são: reto, bexiga, cabeça de fêmur (Figura 5).

O contorno de cada estrutura é feito corte a corte, a cada imagem é delimitado a região de interesse, e no final teremos então o volume correspondente a cada estrutura.

Após a definição dos volumes de interesse, o médico especifica a dose e o fracionamento desejado. Geralmente com a Radioterapia Conformacional é possível alcançar doses totais maiores que 75,6 Gy, com doses diárias de 180 a 200 cGy.

No planejamento físico foram simuladas 2 opções de configuração de campos planejados para a primeira fase: 4 Campos em ortogonais ou “Box” e 4 Campos angulados ou em “X”. Os detalhes de cada configuração e a melhor visualização da entrada dos campos e distribuição das isodoses podem ser vistas na tabela 5 e na figura 16.

Tabela 5 - Configuração dos Campos usados nas duas opções de planejamento

Campos	BOX		X	
	Angulação	Peso	Angulação	Peso*
1	0°	0,8	125°	0,55
2	180°	0,6	45°	0,85
3	270°	1	315°	0,85
4	90°	1	225°	0,55

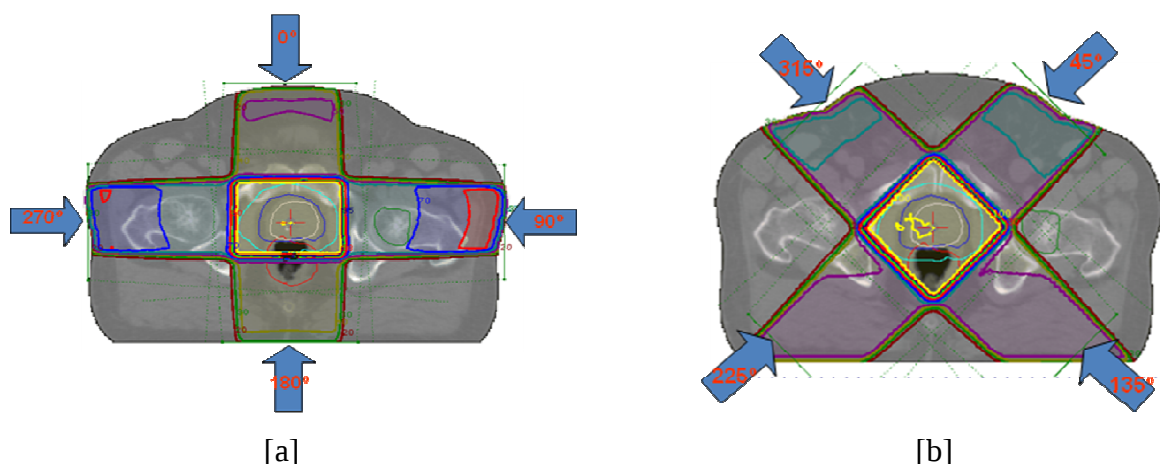


Figura 16 - Corte tomográfico onde é possível notar a entrada de campos para configuração em “Box” [a] e para configuração em “X”[b].

A vantagem dos softwares de planejamento é que para cada mudança em determinado parâmetro, o computador já calcula automaticamente a distribuição das isodoses, assim o físico pode testar inúmeras configurações até obter o melhor resultado.

No CAT-3 D os parâmetros que podem ser alterados são:

- número de campos: Quanto maior o número de campos, melhor a conformação das curvas de isodose sobre o tumor. No entanto a partir de um determinado número de campos, 4 a 6 para próstata, a inclusão de mais campos não trará melhoras significativas.

- angulações de cada campo: Parâmetro muito importante que deve ser levado em conta, pois indicará a entrada de campos no paciente. A escolha de uma boa angulação ajuda a poupar regiões adjacentes ao tumor, diminuindo a região irradiada. As angulações usadas na primeira fase do planejamento para cada configuração estão presentes na tabela 5. Já na segunda fase, foram usadas para ambas as configurações, 6 campos com angulações de 125°, 95°, 45°, 315°, 225° e 265°.

- tamanho do campo: varia de acordo com a extensão tumoral a ser tratada;
- intensidade ou peso: em certas situações, modificar a contribuição de cada campo para a dose final de tratamento se faz necessário, seja para aumentar a homogeneidade de dose no volume alvo ou reduzir a dose em regiões de interesse. Por exemplo, aumentando o peso dos campos anteriores, podemos diminuir a dose no reto. No entanto, pode acarretar maiores doses na bexiga. Por isso é importante analisar a dose em cada estrutura para saber se o limite não foi extrapolado. Normalmente, o peso de cada campo varia de acordo com o paciente, e os resultados obtidos foram com os melhores pesos possíveis, mas no geral os valores presentes na tabela 5, foram os que mais se repetiram durante os planejamentos.

Foram utilizados Histogramas de Dose Volume para a comparação dos percentuais de dose em cada volume de interesse entre os dois tipos de incidência de feixes: “Box” e “X”. Valores de dose para 25 e 50% dos volumes de reto e fêmur, assim como a dose média recebida no volume desses órgãos foram analisados. A escolha desses percentuais de volume para a análise foi devido a esses valores apresentarem maiores discrepâncias de dose em cada configuração. Esses valores foram então comparados aos tabelados em publicações de pesquisas (Bey et al., 2000; Greco et al., 2003; Chauvet et al., 2004).

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesse projeto, através das análises dos dados obtidos de 27 pacientes diagnosticados com adenocarcinoma de próstata e simulados com campos em “X” e em “Box”, foi possível realizar algumas comparações individuais e ou em grupo à cerca do comportamento dos histogramas, da dose recebida pelo reto e fêmur e gradientes de dose no GTV e no PTV.

4.1. Comportamento do histograma para geometria em “Box” e em “X” de um mesmo paciente

A dose recebida por cada volume de interesse muda consideravelmente quando usamos configurações de campos diferentes. A figura 17 abaixo apresenta uma comparação entre a configuração de campos em “BOX” e em “X” para um paciente específico.

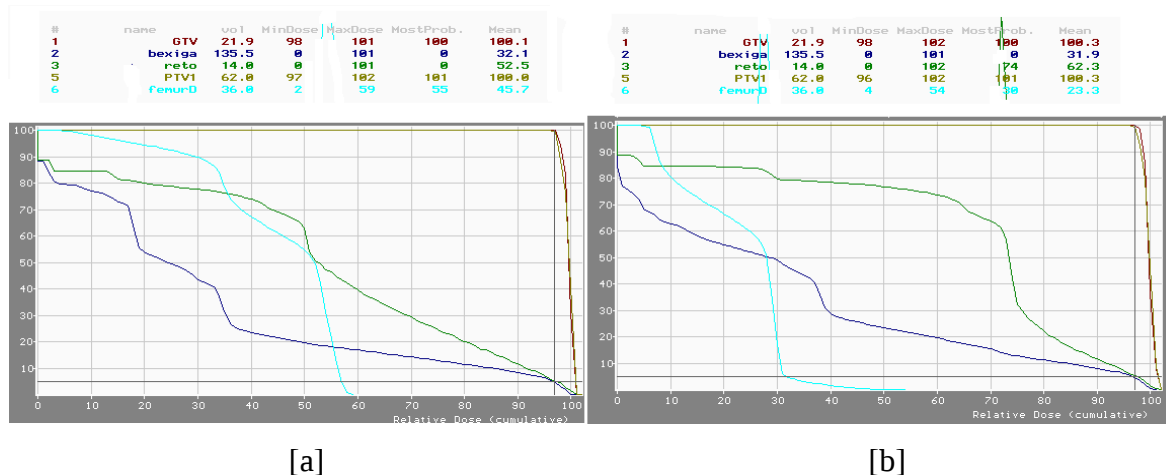


Figura 17 - DVHs para Configuração de Campo em “Box” (a) e em “X” (b) para um mesmo paciente.

Dessa figura conseguimos obter as percentagens de dose para cada fração de volume de cada estrutura. A tabela 6 mostra os dados extraídos desses histogramas e a comparação com os limites da literatura (Pollack et al. 2002; Greco et al., 2003), para uma dose pretendida de tratamento de 78 Gy.

Comparando os valores da tabela 6 com os limites fornecidos pela literatura (Greco et al., 2003), verificamos que a opção em “Box” permite alcançar facilmente a dose de 78 Gy sem maiores complicações. No entanto, para a opção em “X”, em 60, 50 e 25 % do volume o limite de dose é ultrapassado consideravelmente, mostrando que a melhor escolha para o reto é a opção em “Box”.

Tabela 6 - Percentual de dose recebido em determinadas frações de volume do reto para os dois tipos de configuração de campos usados no planejamento

RETO	Box	X	Limite
% volume	% Dose		% Dose
60	50,2	72,8	51,3
50	51,3	73,7	64,1
25	75,4	78,2	76,9
15	87,4	87,3	92,3
5	97,6	97,9	97,4

Outro volume de interesse em planejamentos de próstata é o fêmur, que tem dose puntual máxima limitada em 70% da dose total prescrita para o tratamento da próstata (Bedford et al., 1999). Pelo histograma da figura 17, a dose máxima recebida pelo fêmur é de 55% e 54 % da dose prescrita para as opções “Box” e “X” respectivamente, ou seja, abaixo do limite tolerado.

4.2. Médias das doses recebidas pelo reto

Foi analisada a média das doses recebidas em 25% e 50% do volume de reto e também a dose média recebida nesse volume para os 27 pacientes, o resultado pode ser observado no gráfico da figura 18.

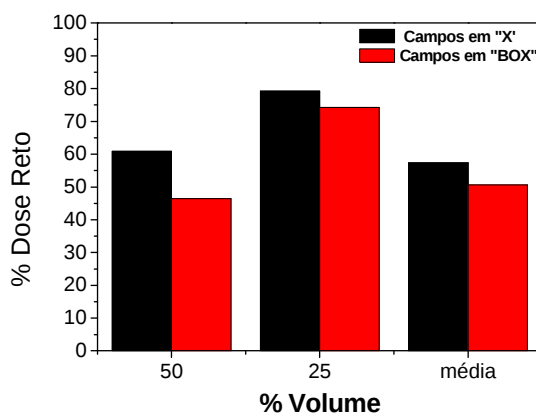


Figura 18 – Gráfico que mostra a percentagem de dose recebida pelo reto em 50 % volume, 25 % volume e a média total dos percentuais de dose recebido em todo volume.

O gráfico da figura 18 mostra o aumento de dose recebida pelo reto em toda sua extensão de volume, quando é considerada a configuração de campo em “X”. A maior diferença acontece para 50 % do volume do reto, que recebe 60,9 % da dose, chegando a ser 14,5 % maior que a configuração em “Box”. Nos percentuais de volumes menores, como é o caso de 25 %, essa diferença é amenizada, mas ainda muito significativa: 79,2 % da dose para campos em “X” contra 74,7 % para campos em “Box”. Na tabela 7 são apresentados os valores de dose para cada percentagem de volume considerado e seus respectivos desvios médios.

Tabela 7- Medidas dos percentuais e seus desvios médios quando foram planejados os campos conformacionais.

RETO	%Dose					
	50 % Volume	Desvio Médio	25 % Volume	Desvio Médio	Média	Desvio Médio
Campos em "X"	60,9	9,87	79,2	8,94	57,4	8,11
Campos em "BOX"	46,4	8,54	74,7	14,43	50,6	7,29

4.3. Médias das doses recebidas pelo fêmur

A média das doses recebida em 25% e 50% do volume de fêmur assim como a dose média recebida nesse volume para os 27 pacientes foram analisadas e os resultados podem ser vistos na figura 19.

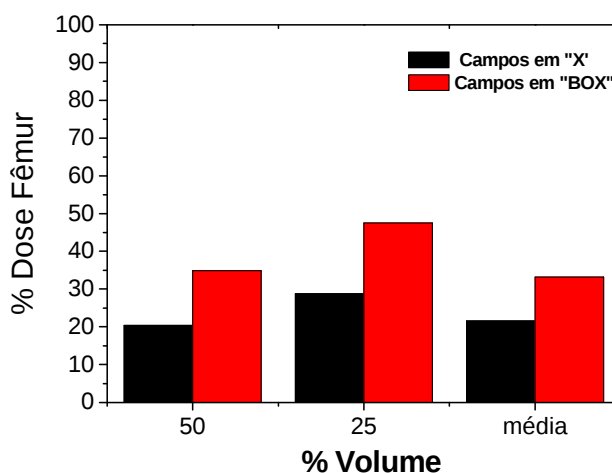


Figura 19 – Gráfico da percentagem de dose recebida pelo fêmur em 50 % volume, 25 % volume e a média total dos percentuais de dose recebido em todo volume.

Pelo gráfico podemos perceber que a configuração de campo em “Box” nem sempre é a melhor escolha quando consideramos outra estrutura, nesse caso o fêmur.

Percebe-se nitidamente que a dose-fêmur para campos em “Box” é bem maior que para a configuração de campos “em X”. A tabela 8 apresenta essa diferença para a dose média recebida em todo o Fêmur, a dose recebida em 50 % e 25 % do volume e seus respectivos desvios médios.

Tabela 8 - Medidas dos percentuais de dose nos volumes e seus desvios médios quando foram planejados os campos conformacionais em “X” e em “Box”

Fêmur	%Dose					
	50 % Volume	Desvio Médio	25 % Volume	Desvio Médio	Média	Desvio Médio
Campos em "X"	20,4	11,19	28,8	7,56	21,6	7,53
Campos em "BOX"	34,9	15,71	47,5	9,79	33,2	10,38

4.4. Gradiente de dose no GTV

O gradiente de dose que é diferença entre a dose máxima e mínima recebida, pode ser obtido através dos Histogramas Dose Volume. O gráfico da figura 20 mostra essa diferença de dose no GTV (Volume Alvo) para os pacientes analisados e simulados com configurações em “Box” e “X”.

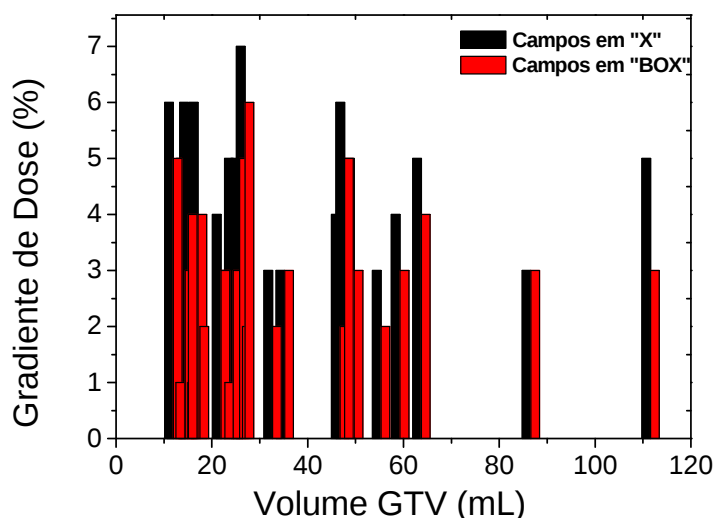


Figura 20 – Gráfico do gradiente de dose pelo volume do GTV para campos em “X” e em “Box”.

A principal informação desse gráfico é que o gradiente de dose para composição em “BOX” é sempre menor ou igual ao gradiente obtido pela composição “X”. Aparentemente para volumes maiores que 60 mL esse comportamento permanece, apesar do menor número de casos disponíveis dentre os analisados.

Pelo princípio fundamental da Radioterapia, quanto menor o gradiente de dose dentro do GTV, ou seja, quanto melhor a uniformidade de dose, menores as chances de uma recidiva local, então quanto mais próximo de zero, maior a probabilidade de controle tumoral.

A tabela abaixo apresenta a média do gradiente de dose para cada composição de campo, onde se evidencia que esta é consideravelmente menor para a configuração em “Box”.

Tabela 9 - Média do Gradiente de dose no GTV par as 2 configurações de campo

Média dos Gradiente de Dose (%)	Campos	
GTV	"X"	"BOX"
	5,5	4,0

4.5. Gradiente de dose no PTV

Quando consideramos a variação de dose dentro do PTV, levamos em conta a recomendação do ICRU – 50, que admite um gradiente de dose de + 7% a -5 % sobre o percentual da curva de isodose selecionada. A tabela 10 mostra o gradiente de dose no PTV em relação ao intervalo recomendado pelo ICRU 50 para a curva de isodose de 100% selecionada.

Tabela 10 - Variação de dose no PTV e limites recomendados para as duas geometrias de campos: “X” e “Box”.

Gradiente de dose no PTV	X		Box	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
Média dos valores (%)	96,5	103,3	98,3	102,4
Intervalo recomendado (%) ⁹	95	107	95	107

A tabela acima mostra que, apesar da variação de dose dentro do PTV, tanto para o campo em “X” como para o campo em “Box”, estar de acordo com as recomendações do ICRU – 50, nota-se claramente que a heterogeneidade de dose no PTV é muito mais significativa para o campo em X.

5. CONCLUSÕES

O objetivo desse trabalho foi comprovar que o uso da composição de campos na forma de “Box” utilizado no serviço radioterápico para a primeira fase de um tratamento de adenocarcinoma de próstata é realmente mais eficiente do que a composição em “X”. Através das análises e resultados obtidos, esse propósito mostrou-se bem aceitável.

A geometria em “Box” favorece a diminuição das doses no volume retal, possibilitando uma dose total maior no final do tratamento, porém com doses maiores entregues aos fêmures, sem interferir na dose total escolhida para o tratamento.

Considerando a dose recebida pelo fêmur, o melhor desempenho é obtido quando a configuração de planejamento em “X” é empregada, entretanto tal desempenho não se confirma na relação com o volume do reto.

Quando analisamos a homogeneidade da dose dentro do volume alvo (GTV), a composição em “Box” tem uma variação média de 4,0 %, contra 5,5 % da geometria em “X”. Essa diferença apesar de pequena pode ser significativa uma vez que quanto maior a variação de dose dentro do tumor, maiores as chances de uma recidiva local (ICRU-50 et al., 1993; INCA, M.S., 2000).

Em relação à variação de dose dentro do PTV, novamente a geometria em “Box” é a que apresenta melhores resultados, 102,4 % a 98,3 % contra 103,3% a 96,5 %.

Concluimos que através dos limites de dose propostos pelas literaturas (Bedford et al., 1999; Bey et al., 2000; Pollack et al., 2002; Greco et al., 2003; Chauvet et al., 2004; Fiorino et al., 2008) e das medidas resultantes dos DVHs analisados, a configuração em “Box”, sugerida para a primeira fase do planejamento conformacional de adenocarcinoma de próstata, mostrou resultados mais satisfatórios para o tratamento, pois diminui a dose nos percentuais de volume do reto e melhora a homogeneidade de dose dentro do GTV e PTV, fazendo com que a distribuição das curvas de isodose para essa geometria conformem melhor a região a ser tratada.

Apesar da configuração em “Box” aumentar consideravelmente a dose nos fêmures, esse aumento de dose ainda está abaixo dos limites aceitos pelas literaturas (Bedford et al., 1999; Bey et al., 2000; Pollack et al., 2002; Greco et al., 2003; Chauvet et al., 2004; Fiorino et al., 2008).

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Quando analisamos a dose recebida em cada volume para diferentes pacientes é necessário um pouco de cautela. Sabemos que os histogramas nos fornecem os percentuais de dose para cada fração de volume, podendo ter mudanças muito relevantes devido a variação de volume desses órgãos. Por exemplo, num tratamento de próstata, os volumes de reto e bexiga variam consideravelmente de pessoa para pessoa.

Para obter imagens de CT a fim de utilizá-la em planejamento conformacional de próstata, o paciente é orientado em alguns serviços a estar com a bexiga cheia e o reto vazio, assim dependendo da configuração de campos utilizados podemos obter resultados bem abaixo dos limites propostos. No entanto não podemos nos esquecer que nem sempre o paciente estará dessa maneira durante o tratamento, por isso a necessidade de darmos uma margem de segurança durante o tratamento.

Tentamos através dos dados estabelecer uma relação entre volume GTV e PTV com a melhor técnica a ser utilizada a fim de poupar determinada estrutura. Entretanto, devido a um número relativamente restrito de pacientes, bem como a grande variação dos volumes de próstata, reto e bexiga de cada um, torna-se difícil estabelecer essa relação, mas teoricamente sabemos que quanto maior o volume a ser irradiado, melhor terá que ser a técnica utilizada.

A área da Radioterapia está em franca expansão, e ainda existem inúmeras oportunidades de pesquisa relacionada a esse segmento da física médica como: métodos de cálculos, como o Monte Carlo, para interações das radiações ionizantes com os tecidos, radiobiologia, novos materiais a serem usados como imobilizadores, otimização de técnicas de dosimetria, melhoria nos equipamentos, entre outros.

A análise de dose para configuração de planejamento é de suma importância a fim de estabelecer um tratamento otimizado. Esse trabalho pode ser estendido para diferentes tipos de tratamentos, outras configurações de campos num tratamento de próstata, ou então outras doses em outros volumes, como por exemplo, na bexiga. A escolha entre reto e fêmur como sendo os volumes de interesses foi devido à experiência e observação, que nessa geometria de campo, os limites de dose para a bexiga dificilmente são ultrapassados.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN CANCER SOCIETY, **Cancer** disponível em: http://www.cancer.org/docroot/CRI/content/CRI_2_4_1x_What_Is_Cancer.asp. Acesso em 21 set. 2008

BEDFORD JL, KHOO VS, OLDHAM M, DEARNALEY DP e WEBB S. **A comparison of coplanar four-field techniques for conformal radiotherapy of prostate**". *Radiother Oncol*; 51(3) 225-35. Jun 1999.

BEY P., C. CARRIE, V. BECKENDORF, C. GINESTET, P. ALETTI AND G. MADELIS. **Dose escalation with 3D-CRT in prostate cancer: french study of dose escalation with conformal 3D radiotherapy in prostate cancer-preliminary results**", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48 , pp. 513–517. 2000.

CHAUVET, G. GABORIAUD, D. PONTVERT, S. ZEFKILI, P. GIRAUD, J.C. ROSENWALD AND J.M. COSSET. **Constraints selection and dose distribution improvement for prostate cancer patients treated during part of the course with conformal intensity modulation**". *Cancer/Radiothérapie* V 8, Issue 6, 337-351, December 2004.

CLIFFORD CHAO K. S., SMITH, M.D, GOKHAN, M.D., OZYIGIT,. APISARNTHANARAX. **Practical Essentials Of Intensity Modulated Radiation Therapy** - Hardcover Lippincott W & W; Second Edition 2004.

FIORINO C., FELLIN G., RANCATI T., VAVASSORI V., BIANCHI C., CASANOVA B. V., GIRELLI G., NAVA S., MENEGOTTI L., VALDAGNI R.. **Modifying DVHs rectal constraints in prostate cancer patients treated with 3DCRT and submitted to previous abdominal surgery**". 2008 Genitourinary Cancers Symposium.

GRECO C.; MAZZETTA C.; CATTANI F.; TOSI G.; CASTIGLIONI S.; FODOR A.; ORECCHIA R. **Finding dose-volume constraints to reduce late rectal toxicity**

following 3D-conformal radiotherapy (3D-CRT) of prostate cancer. Radiotherapy and Oncology, Volume 69, Number 2, pp. 215-222(8), November 2003.

ICRU – 50. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.** International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993

INSTITUTO NACIONAL DO CANCER, M.S. ; **Programa de Qualidade em Radioterapia – Manual para Técnicos em Radioterapia.** Rio de Janeiro: 2000

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, M.S. **Incidência de Câncer no Brasil** disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2008/>>; Acesso em 21 set. 2008.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER (IARC). **Publication nº 174**, disponível em: <<http://www.iarc.fr/en/Publications>>; Acesso em 28 set. 2008.

JOHNS, H. E. ; CUNNINGHAM, J. R.. **The Physics of Radiology**, Charles C. Thomas; Fourth edition. 1983.

KHAN F. M. , **The Physics of Radiation Therapy** . Philadelphia: Lippincott W & W; Third Edition, 2003.

KUTCHER G.J., JACKSON A. **Treatment plan evaluation.** *In: Khan FM, Potish RA, eds. Treatment planning in radiation oncology.* Philadelphia: Williams & Wilkins; 2000:137–85.

LEIBEL S.A. , PHILLIPS T.L. **Textbook of Radiation Oncology.** Philadelphia: W. B. Saunders; Second edition, 2004.

MAUCH, P.M., LOEFFLER, J.S. **Radiation oncology: Technology and biology.** Philadelphia: W.B.Saunders Company; 1994.

NATIONAL CANCER INSTITUTE (NCI), **Cancer Topics.** disponível em: <<http://www.cancer.gov/cancertopics/what-is-cancer>>; Acesso em 21 set. 2008.

PICKLES T.; MORGAN S.; SOUHAMI L.; WARDE P. **Adjuvant radiotherapy following radical prostatectomy: Genito-Urinary Radiation Oncologists of Canada Consensus Statement.** Cancer Urology Association, Vol. 2, April 2008.

PODGORSAK, E.B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.** Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

POLLACK A.; MICHALSY J.M.; WINTER K.; PURDY J.A.; WILDER R.; SANDLER H.; COX J.D.; **Trade-off to low-grade toxicity with conformal radiation therapy for prostate cancer on Radiation Therapy Oncology Group 9406.** Radiation Oncology, pp 75-80, January 2002.

SCAFF, LUIZ A.M. **Física da Radioterapia.** São Paulo: Sarvier, 1997.

VERDIANI AB, ROSSI BT, SUGUIKAWA E, SANTOS RS. **Avaliação do planejamento 3d de pacientes com prótese femoral no tratamento do câncer de próstata.** Hospital do câncer A.C. Camargo. 53(1): 121-141. 2007.

VICINI F.A.; ABNER A.; BAGLAN K.L.; KESTIN L.L.; MARTINEZ A.A. **Defining a dose-response relationship with radiotherapy for prostate cancer: is more really better?** ; Radiation Oncology. Vol. 1, 51(5): 1200-8. December 2001.

WEBB S. **The Physics of Three Dimensional Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning.** Series in Medical Physics, UK, IoP: First Edition, 1993.