



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"



Trabalho de Conclusão de Curso

**Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) –
Princípios e Técnicas**

Camila Brito de Almeida

Supervisor: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

BOTUCATU

2012

Camila Brito de Almeida

**Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) –
Princípios e Técnicas**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Supervisor: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

BOTUCATU

2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORMAÇÃO

DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: **ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE**

Almeida, Camila Brito de.

Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) : princípios e técnicas / Camila Brito de Almeida. – Botucatu : [s.n.], 2012

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado – Física Médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Capes: 10504028

1. Radioterapia - Técnica. 2. Hospitais – Mobiliário e equipamento. 3. Controle de qualidade.

Palavras-chave: Implementação; Radioterapia.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha mãe e a minha tia Márcia.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar á Deus, à minha mãe Maria Elisa e a minha tia Márcia que estiveram do meu lado nos momentos mais difíceis e me ajudaram muito, permitindo que eu continuasse nesta longa jornada.

Também, agradeço o meu orientador Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes que me auxiliou na elaboração deste trabalho.

Resumo:

Neste trabalho, o tema central será a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Quanto a metodologia, trata-se fundamentalmente de uma pesquisa bibliográfica somada ao acompanhamento da rotina da IMRT no Hospital Sírio Libanês e do acompanhamento do controle de qualidade do planejamento com o equipamento MapCHECK no Hospital A. C. Camargo.

Os principais objetivos deste trabalho são: descrever a técnica, os seus princípios de funcionamento, os testes de aceite, o comissionamento, o controle de qualidade e a rotina clínica. Para desta maneira, avaliar a IMRT, a sua viabilidade e a importância do físico e da equipe multiprofissional no processo de implementação.

Sumário

1. Introdução.....	7
2. Implementação da IMRT.....	11
2.1. Testes de Aceite.....	12
2.2. Comissionamento.....	15
3. Particularidades do Comissionamento da IMRT.....	16
3.1. Colimadores.....	16
3.1.1. MLC segmentar.....	16
3.1.2. MLC para IMRT Dinâmica.....	17
3.2. Sistema de Planejamento.....	19
3.3. Controle de Qualidade.....	21
4. Rotina Clínica.....	22
4.1. Controle de Qualidade com MapCHECK.....	23
4.2. IMRT no Hospital A. C. Camargo em 2011.....	26
5. Conclusão.....	27
6. Referências.....	28

1. Introdução

A história da radioterapia teve início no ano de 1895, em Würzburg na Alemanha, quando o físico Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) durante as suas experiências com raios catódicos ou fluxo de elétrons, onde em uma ampola de vidro (à vácuo) com dois eletrodos no seu interior era aplicada uma alta diferença de potencial para que o fluxo de elétrons percorresse o caminho entre o cátodo (eletrodo negativo) e o anodo (eletrodo positivo). Roentgen visualizou um brilho em uma peça de vidro que estava próxima ampola. Em seguida, ele revestiu a ampola com um papel preto e novamente o brilho surgiu na peça de vidro. Após outros testes, Roentgen descobriu que esta nova radiação, nomeada por ele mesmo de Raios-X, penetrava objetos opacos, produzia fluorescência, ionizava gases, não se alterava na presença de campos elétricos e magnéticos (o que a classificava como radiação eletromagnética) e sensibilizava filmes fotográficos.

Em 1896, Henri Becquerel descobriu estudando sais de urânio, o fenômeno da radioatividade, no qual o núcleo de certos elementos tem a capacidade de emitir radiação. No mesmo ano, os cientistas Pierre Curie e Marie Curie estudaram outros elementos e em 1898 descobriram dois novos elementos radioativos, o bário e o rádio. No mesmo ano, em Lyon na França, os Raios-X foram utilizados pela primeira vez em um câncer de estômago por Victor Despeignes. No ano de 1901, o Dr. Danlos do Hospital Saint Louis em Paris foi o pioneiro ao usar o rádio no tratamento de lesões na pele, com a técnica de braquiterapia na qual a fonte radioativa fica próxima da região a ser tratada.^[1]

Os primeiros equipamentos de teleterapia, cuja fonte é posicionada a certa distância do paciente, foram chamados de equipamentos de quilovoltagem e utilizavam raios-X ou isótopos radioativos como fonte de radiação. Nos equipamentos de raios-X, o funcionamento ocorre da seguinte forma, os elétrons saem do filamento aquecido (catodo) e são acelerados por uma diferença de potencial constante até o alvo ilustrado na Figura 1, quando um elétron acelerado atinge o elétron orbital do alvo (anodo), este é ejetado da sua órbita deixando um espaço vago, que será preenchido por outro elétron de uma camada eletrônica mais energética, o processo resulta na liberação de energia na forma de raios-X característico ou na liberação do elétron orbital chamado de elétron Auger.^[2] Toda radiação característica obtida é colimada e direcionada a região à ser tratada pelo equipamento.

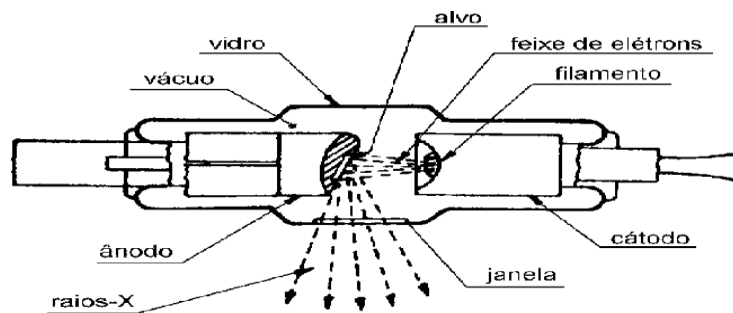


Figura 1 – Esquema do tubo de raio-X de um equipamento de quilovoltagem.

Disponível em: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAA-4AE/ensa24>

Enquanto isso, nos equipamentos de teleisotopoteraia, são os isótopos radioativos que fornecem a radiação para os tratamentos radioterápicos. Até o ano de 1951, o isótopo ^{226}Ra foi utilizado com esta finalidade. A partir desta data, as unidades de ^{60}Co e ^{137}Cs tomaram o lugar das unidades de rádio, mas o seu funcionamento básico continuou o mesmo, alterando apenas a fonte de radiação. Este é introduzido dentro de um invólucro de chumbo e urânio para evitar a fuga de radiação, e durante o tratamento um mecanismo rotacional gira a fonte deixando-a exposta durante o período desejado como no esquema da Figura 2. [3]

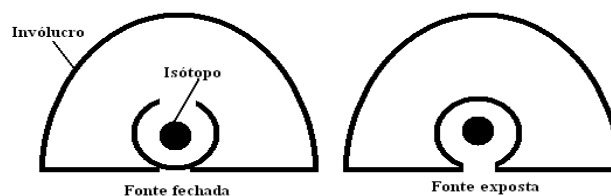


Figura 2 – Esquema do mecanismo rotacional

Simultaneamente, à criação da unidade de cobalto desenvolvida por H. E. Johns, no Canadá, o primeiro acelerador linear desenvolvido por Henry S. Kaplan, entrou em funcionamento na Universidade de Stanford, na Califórnia. Com isso, uma nova classe de aparelhos de teleterapia foi criada, os equipamentos de megavoltagem capazes de gerar energias maiores, sem a necessidade de aumentar a diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo. Estes novos equipamentos funcionam da seguinte forma, no interior do tubo do

acelerador, um feixe de elétrons é submetido á ação de uma onda de radiofrequência de 3000 MHz e é levado por ela através de vários discos metálicos com orifícios centrais dispostos aos pares, cada par está ligado a uma bateria que gera uma diferença de potencial. O feixe de elétrons é então acelerado até a velocidade desejada, e atinge o alvo produzindo os raios-x utilizados na radioterapia, como ilustrado na Figura 3.

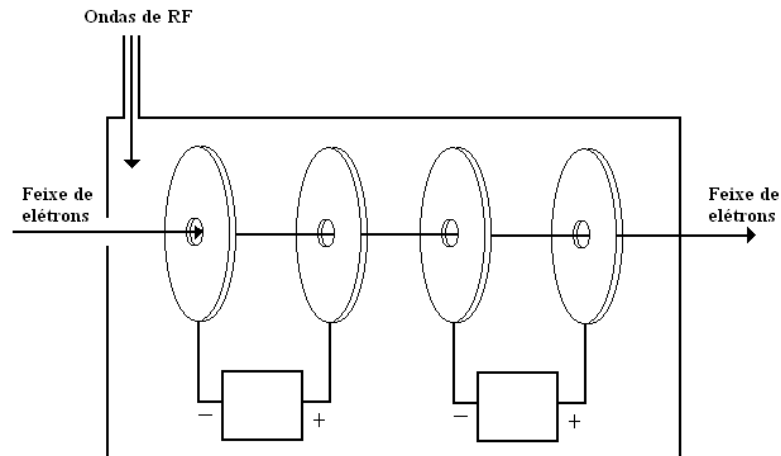


Figura 3 – Esquema do tubo do acelerador linear.

Até a década de 1970, o planejamento do tratamento radioterápico era feito com imagens transversais em duas dimensões da região do tumor. A partir desta década, com a introdução da Tomografia Computadorizada (CT) e da Imagem de Ressonância Magnética (RMI) na radioterapia, junto com o desenvolvimento dos computadores foi possível criar novas técnicas de planejamento radioterápico e simulações do tratamento em 3D. A primeira técnica desenvolvida foi a Radioterapia Conformacional em Três Dimensões (3DCRT), “cuja característica principal é ter o perfil de cada campo de tratamento com o mesmo perfil do alvo (tumor), com o uso de colimadores multilâminas”^[3], ou seja, o contorno do feixe entregue ao paciente será igual ao do colimador multilâminas (MLC) (Figura 4), que por sua vez é o mesmo contorno do volume tumoral planejado que será irradiado.

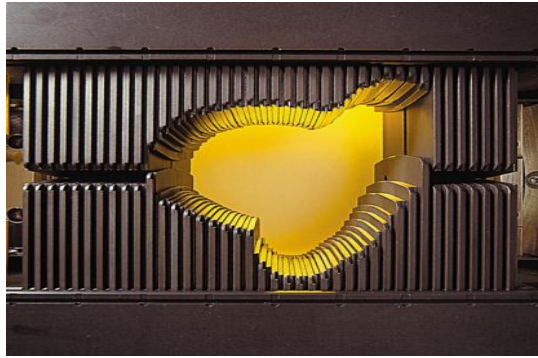


Figura 4 – Colimador Multilâminas

Disponível em: http://ccsoncology.com/?page_id=21

Antes de prosseguir, é necessário descrever como os volumes tumorais, esquematizados na Figura 5, são classificados durante o planejamento do tratamento. O primeiro volume é o Volume Tumoral Grosseiro (GTV), que se apresenta clinicamente visível nas imagens, apresentando grande concentração de células tumorais. Em segundo lugar, está o Volume Tumoral Clínico (CTV), constituído pelo GTV acrescido de uma margem clínica de segurança. Por último, temos o Volume Tumoral Planejado (PTV), que cobre uma área maior para incluir incertezas do equipamento utilizado no tratamento e os movimentos dos órgãos, como por exemplo, o movimento do pulmão durante a respiração ou os movimentos peristálticos do sistema digestório.

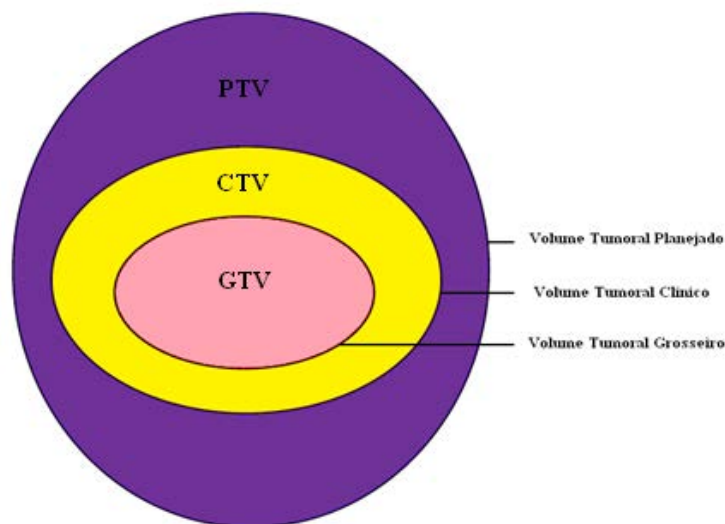


Figura 5 – Volumes Tumorais

Na década de 1990, a técnica de 3DCRT foi aprimorada com o desenvolvimento da Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Nesta modalidade, a combinação dos

colimadores multilâminas (MLC) com a otimização dos algoritmos de planejamento, proporciona a modulação da intensidade do feixe de radiação. Logo, este é mais intenso na região do GTV e menos intenso em nas regiões próximas a tecidos saudáveis, isso melhorou a irradiação de superfícies côncavas e de regiões críticas, como a medula espinal. Atualmente, esta técnica é empregada nas clínicas e nos hospitais mais modernos, principalmente, em tumores de cabeça, pescoço e próstata.

Nos próximos capítulos, nós nos concentraremos em descrever como é realizada a implementação da IMRT, o seu planejamento e o controle de qualidade.

2. Implementação da IMRT

A implementação da radioterapia de intensidade modulada, se inicia com a aquisição dos equipamentos (aceleradores lineares, colimadores e etc). Em seguida, os testes de aceitação e o comissionamento são realizados, para verificar a precisão de todos os parâmetros do equipamento e do sistema de planejamento. Durante esse processo, as principais ferramentas dosimétricas são: o *phantom* (ferramenta que simula as características do corpo humano), que pode ser do tipo plano com placas de acrílico (água-equivalente) ou antropomórfico (Figura 6), câmara de ionização, eletrômetro, filmes e seu respectivo sistema de revelação. As câmaras cilíndricamente simétricas são preferíveis as de placas paralelas, para a irradiação de feixes múltiplos por causa de sua simetria radial.



Figura 6 – Phantom antropomórfico e ao lado o phantom plano.

Disponível em: <http://www.medwow.com/> e <http://en.yidong-tech.com>

2.1 Testes de Aceite

Os testes de aceite são realizados pelo físico na presença do representante do fabricante do acelerador linear, após a finalização da montagem do equipamento, estes testes verificam a segurança, a mecânica e as medidas dosimétricas. Abaixo estão todos os testes de aceite para terapia com fótons, que o físico deverá realizar, segundo O Manual sobre testes de aceite e comissionamento em aceleradores lineares:

✓ Verificar os *interlocks* (intertravamentos): das portas, do feixe desligado, de todos os movimentos e paradas, e todos os *interlocks* de emergência. Além, de verificar as luzes e todos os sistemas de monitoração do paciente.

✓ Verificar a fuga de radiação com um contador Geiger, nas barreiras primárias com abertura de campo máxima, *gantry* em 45°, na ausência de qualquer objeto no caminho do feixe. Nas barreiras secundárias com as mesmas características de posição, mas com adição de um phantom para espalhar a radiação. Lembrando que a primeira região a ser testada deve a do console da máquina.

✓ Verificar o colimador e o vazamento do cabeçote, fechando os colimadores e cobrindo o cabeçote com filmes, marcados segundo a sua posição, que serão irradiados com uma dose suficiente para sensibilizar os filmes.

✓ Verificar a rotação do eixo do colimador. Primeiramente, fixamos uma lâmina de papel milimetrado sobre a mesa do acelerador. Em seguida, instalamos um indicador mecânico e com o gantry a 0° efetuamos rotações de 45° em 45° no colimador, os pontos do eixo central devem estar dentro de um círculo com diâmetro ≤ 2 mm (Figura 7).



Figura 7 – Verificação da rotação do eixo do colimador^[3].

✓ Verificar a rotação do eixo do gantry com a instalação de um indicador mecânico do raio central, cuja extremidade deve coincidir com a distância foco-eixo de rotação (isocentro). No fim da mesa, colocamos uma ponteira coincidindo com a extremidade do indicador mecânico do raio central e efetuamos a rotação do gantry, esse ponto deve se mover dentro de uma esfera com diâmetro $\leq 2\text{mm}$ quando o gantry girar 360° (Figura 8).



Figura 8 – Verificação da rotação do eixo do gantry ^[3].

✓ Verificar o movimento do colimador, posicionando um indicador em um ponto dentro do encaixe do colimador que esteja em contato com um dos colimadores e anotar a leitura. Em seguida, girar o colimador em 180° e anotar a leitura. A simetria do colimador sobre o eixo central é um quarto da diferença das duas leituras, e este valor projetado sobre o isocentro deve ser menor do que 1 mm, este processo deve ser repetido para o outro conjunto do colimador. Para verificar a perpendicularidade dos colimadores, um aferidor é colocado nos colimadores na horizontal e na vertical, enquanto o ângulo do colimador é verificado em 0° , 90° , 180° e 270° com o aferidor em todas as posições angulares.

✓ Verificar o campo luminoso e o campo de radiação, colocando sobre a mesa, na altura do isocentro, uma lâmina de papel milimetrado, com o gantry e o eixo do colimador na vertical. A imagem projetada da linha cruzada (*cross – hair*), deve coincidir com o eixo do colimador e não pode variar mais do que 1mm com a rotação completa do colimador. Para a verificação do campo luminoso e do campo de radiação, um filme próprio é usado e colocado perpendicularmente ao colimador, os limites do campo são marcados com objetos radiopacos, o filme é irradiado e processado, os campos luminoso e de radiação devem coincidir em um valor $\leq 2\text{mm}$.

✓ Verificar o eixo de rotação da mesa com um indicador posicionado verticalmente abaixo do eixo de rotação do colimador e uma lâmina de papel milimetrado

sobre a mesa com o *cross – hair* desenhado. À mesa é girada e a imagem da linha cruzada pode ser vista. O arco formado durante a rotação deve possuir um diâmetro menor do que 1mm.

✓ Verificar a localização do isocentro, que deve ser realizada para cada energia do feixe da seguinte forma: um filme é colocado em blocos de acrílico (no mesmo plano do eixo central do feixe) e durante a rotação do gantry, o filme fica centralizado perpendicularmente ao eixo do gantry. Um segundo bloco é posicionado paralelamente ao filme com uma abertura dos colimadores de 1mm x 1mm. Então, o filme é exposto em vários ângulos (diferentes de 180°) e em todos os quadrantes. Depois de revelado, o filme deve apresentar várias linhas em cruz, e o ponto de intersecção de todos os eixos é o isocentro. Tal ponto deve estar a uma distância de 1mm a 2mm do isocentro mecânico indicado pela marcação no filme.

✓ Verificar o indicador da distância óptica com cinco blocos de 5 cm de espessura, empilhados sobre a mesa até a altura do isocentro. O indicador de distância óptica deve ter a mesma distância do isocentro.

✓ Verificar os indicadores da angulação do *gantry*, colocando um aferidor através dos trilhos que seguram a bandeja. Assim, à medida que giramos o *gantry* de 45° em 45°, a variação entre o valor nominal e o indicado no aferidor não deve ultrapassar 0,5°.

✓ Verificar o tamanho de campo do colimador com a comparação entre a medida do campo desenhado sobre uma lâmina de papel milimetrado, colocada sobre a mesa na altura do isocentro e o valor do campo.

✓ Verificar o movimento da mesa, primeiramente, na vertical, com uma lâmina de papel milimetrado sobre a mesa e com o gantry alinhado com o eixo de rotação do colimador, desenha-se uma linha cruzada no papel e à medida que a mesa se movimenta na vertical a imagem da linha cruzada não pode se desviar daquela marcada no papel. Na horizontal, o procedimento é mesmo, mas agora a mesa se movimenta lateralmente. Na longitudinal, a mesa é posicionada a 90° e o movimento longitudinal pode ser verificado com o eixo do colimador orientado no plano horizontal.

✓ Determinar a energia do feixe de fótons com uma câmara de ionização em um *phantom*, de acordo com o protocolo escolhido pelo físico.

✓ Determinar a uniformidade do feixe de fótons, que é especificada de acordo com os perfis dos feixes transversos. Juntamente, com o achatamento e a simetria do feixe que são determinados em 80% do perfil do eixo central, a uma profundidade de 10cm dentro do *phantom* de água.

✓ Determinar a penumbra, definida como a distância entre 80% a 20% dos pontos de dose na profundidade de 10 cm no phantom de água, medida em relação ao perfil do eixo transversal.

✓ Determinar as características da unidade monitor (UM), com uma câmara de ionização posicionada a certa profundidade no *phantom*, medindo a ionização em diferentes unidades monitoras e checando a linearidade da UM em um gráfico da ionização versus unidade monitor.

2.2. Comissionamento

Durante o comissionamento, o físico adquire todos os parâmetros dosimétricos necessários para a realização dos tratamentos e os registra em um livro. Colocando-os, em seguida, no sistema de planejamento computadorizado. Portanto, o físico tem total responsabilidade sobre a obtenção e avaliação dos parâmetros que estão descritos a seguir:

✓ Todas as porcentagens de dose profunda são determinadas para cada UM, por uma câmara de ionização em um *phantom* de água. As medidas são feitas para vários tamanhos de campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e comparadas com as medidas feitas no campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

✓ Os fatores de output para cada abertura de campo, medidos em cGy/UM, são obtidos pela razão entre o output medido na profundidade de máximo (Z_{max}) com uma determinada abertura de campo, e o output medido na Z_{max} com abertura de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

✓ O fator espalhamento do colimador que é medido no ar com uma capa de buildup espessa o suficiente para alcançar o equilíbrio eletrônico. O seu valor é obtido, posicionando a câmara de ionização a uma distância foco superfície (DFS) estendida, com o campo definido para uma DFS normal. Já o fator de correção do colimador é medido com a câmara a 200 cm para campos menores que $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a 100cm.

✓ O fator de espalhamento do phantom, obtido pela divisão do fator de output pelo fator de correção do espalhamento do colimador.

✓ A penumbra do MLC, que dependerá do formato das lâminas; o fator de output para os campos colimados com MLC, cujo valor é aproximado ao produto do fator espalhamento do colimador pelo fator espalhamento do phantom; e a fuga da radiação através das lâminas do MLC que é avaliada, irradiando - se um filme colocado perpendicularmente ao

eixo do colimador, com as lâminas fechadas, cujos valores estão entre 3 a 5 % da dose no isocentro.

✓ Os perfis dos feixes transversos, medidos com um detector ou um diodo ou com um filme radiográfico.

✓ A posição virtual da fonte calculada pela medida da dose no ar a diferentes distâncias da posição nominal da fonte com uma câmara de ionização.

3. Particularidades do comissionamento da IMRT

A técnica de radioterapia com intensidade modulada apresenta uma série de particularidades: colimadores, comissionamento, planejamento e controle de qualidade.

3.1. Colimadores

Existem vários métodos de colimação para alcançar a modulação da intensidade, cada técnica possui regras específicas de comissionamento e controle de qualidade (QA – *Quality Control*). Os métodos mais conhecidos são aqueles com MLC segmentar ou MLC dinâmico.

3.1.1. MLC segmentar

O termo IMRT segmentar ou *step-and-shoot* é usado para descrever a técnica cuja forma do colimador é constante durante a irradiação e muda entre as irradiações. O *gantry* permanece fixo durante a irradiação, e cada forma do colimador pode ser considerado um segmento, a soma ponderada de todos os segmentos fornece o padrão de intensidade desejado. A IMRT segmentar adiciona muitos segmentos juntos, alguns podem ser muitos estreitos. Logo, um controle da exatidão do posicionamento das lâminas é muito importante, pois pequenas variações na posição das lâminas do colimador podem produzir variações significantes na dose.

Para a IMRT, a distância da borda do campo de radiação em relação à localização nominal das lâminas do colimador, deve ser bem precisa para evitar variações na dose. No caso do MLC de bordas arredondadas, esta distância varia de 0,4 á 1,1 mm dependendo do tipo de MLC, da energia do feixe e da sua localização em relação ao eixo central. Todo MLC deve ser calibrado de forma que a posição nominal das lâminas coincida com o campo de luz

ou com o campo de radiação, sendo que na escolha entre uma e outra deve prevalecer à forma indicada pelo fabricante.

Neste processo, o físico medirá o deslocamento entre a borda das lâminas e a borda do campo de radiação e desenvolverá uma sequência de testes com filmes radiográficos que apresentem faixas irradiadas, confinadas em diferentes áreas do campo, ajustando-as para levar em conta qualquer deslocamento. O exame das linhas coincidentes fornece informações sobre a uniformidade da dose. A Figura 9, mostra o filme deste controle de qualidade que é produzido pelo movimento das lâminas em intervalos de 2 mm seguido por irradiações na forma *step-and-shoot*, a faixa na figura indica o local da verificação usado para avaliar a qualidade da correspondência das linhas.

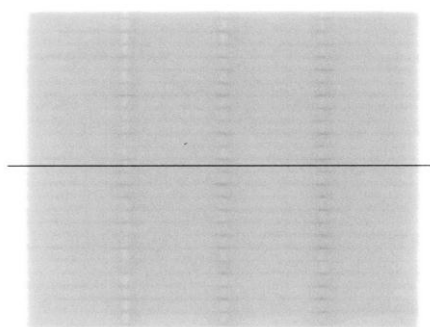


Figura 9 – Controle de qualidade em filme radiográfico

Tais filmes devem ser obtidos em diferentes ângulos de colimador e gantry, para checar o efeito da gravidade sobre as linhas coincidentes. Os testes de uniformidade podem detectar variações na posição das lâminas, com uma precisão de 0,2 mm e são muito importantes. Porque um deslocamento de poucos milímetros provoca erros na quantidade de dose entregue durante o tratamento. Um teste bastante útil, para analisar a posição das lâminas do colimador é realizado irradiando um filme com uma sequência de faixas de 1 mm em intervalos regulares. Em seguida, uma inspeção visual detecta variações de até 0,2 mm na posição das lâminas.

No final, os físicos devem checar completamente a posição das lâminas durante o comissionamento da IMRT, para em seguida desenvolver uma sequência de testes que será realizada na rotina clínica.

3.1.2. MLC para IMRT Dinâmica

Na IMRT dinâmica, também chamada de *Sliding window*, a forma do colimador muda durante a irradiação e o *gantry* permanece fixo. Nela, cada par de lâminas do MLC forma uma abertura, que se move de forma unidirecional com uma velocidade independente. Neste método de tratamento, a posição e a velocidade de cada par de lâminas, juntamente, com a UM e a taxa de dose interagem durante todo o procedimento.

Nesta técnica, existe uma pequena abertura entre as lâminas e a região tratada está coberta pelas lâminas, na maior parte do tempo. Desta forma, a entrega de dose é muito sensível a transmissão de radiação entre as lâminas do MLC. Portanto, a exatidão do posicionamento das mesmas tem uma importância maior para IMRT dinâmica do que para a IMRT segmentar. Os filmes descritos para a IMRT segmentar, também podem ser empregados no seu controle de qualidade da técnica dinâmica. Neste caso, uma variação de 0,2 mm na abertura programada das lâminas, apresentada no filme, pode resultar em uma variação de 3% na dose, para cada campo planejado. Em adição, a exatidão na entrega da dose na IMRT dinâmica depende da exatidão do controle da velocidade de cada lâmina, e o sistema de controle pode variar a velocidade de acordo com as necessidades dosimétricas do tratamento.

Um exemplo de teste padrão, para verificar a velocidade das lâminas, consiste em programar uma abertura de 1 cm de largura, para cada par de lâminas, esta abertura deve percorrer uma distância fixa, como a largura do campo de radiação. Desta forma, variando a UM programada, podemos regular a taxa de dose e a velocidade das lâminas. Em seguida, a leitura de uma câmara de ionização nos fornece um valor proporcional a UM programada, indicando possíveis desvios do valor padrão.

O seguinte teste pode ser feito para analisar a estabilidade da velocidade, um par de lâminas é programado para se mover com uma abertura fixa ao redor do campo. Este movimento a uma taxa uniforme produz um padrão de fluência, que será registrado sobre um filme. Desta forma, podemos analisar a estabilidade da velocidade das lâminas através da união de vários padrões de movimentos sobre um único filme. Além disso, a união das medidas da câmara de ionização com as do filme constituem um eficiente teste de controle de qualidade.

Nas lâminas centrais, uma abertura ao redor do eixo central pode ser examinada com a câmara iônica, para um valor de UM fixo, verificando a constância da dose. Simultaneamente, um filme colocado em cima da câmara, forma a imagem da abertura das lâminas centrais, bem como daquelas que estão fora do eixo, que se movem em diferentes velocidades, fornecendo dados adicionais sobre a constância da dose.

Assim, a partir dos testes realizados durante o comissionamento, o físico seleciona os mais importantes para compor o controle de qualidade rotineiro e avaliar, em longo prazo, os efeitos da gravidade sobre o maquinário do colimador multilâminas. Lembrando que tais considerações também se aplicam a IMRT segmentar.

Uma especificidade da IMRT dinâmica é o seu sistema de controle, que possui uma distância mínima entre as lâminas para evitar colisões. Tal distância regula a dose mínima entregue no tratamento e a quantidade limite de tecido, que pode ser alcançada com esta técnica. O físico deve verificar esta distância com um teste específico, que reúne vários pares de lâminas com estas distâncias mínimas, se movendo a diferentes velocidades ao redor do campo de radiação.

Outro item importante no comissionamento dos dois tipos de IMRT citados são os algoritmos que fazem o seqüenciamento das lâminas. Os algoritmos são os responsáveis por traduzir as informações contidas no sistema de planejamento em instruções, de como as lâminas devem se mover durante o tratamento. Estes algoritmos têm sido aprimorados para melhorar a técnica de IMRT reduzindo o número de segmentos, a quantidade de UM e o tempo de entrega da dose. O comissionamento dos algoritmos não é um processo isolado ele faz parte do comissionamento dos sistemas de planejamento, mas é importante que o físico compreenda os conceitos envolvidos para fazer a melhor escolha após a comparação entre diferentes opções de IMRT dinâmica e segmentar.

No geral, as responsabilidades do físico relacionadas ao sistema do MLC são: calibrar o colimador da forma mais adequada, conhecer qual a precisão do posicionamento das lâminas, saber como proceder quando o controle de qualidade indica alguma falha e como recuperar a entrega da dose nestes casos.

3.2. Sistema de Planejamento

O sistema planejamento da IMRT, deve apresentar uma exatidão dosimétrica que será testada por uma série de testes durante comissionamento. Muitos destes testes requerem que o sistema permita ao usuário determinar o padrão de intensidade desejado, para aplicá-lo em um *phantom* de forma que as doses resultantes possam ser medidas e verificadas.

Primeiramente, o *phantom* é irradiado com um único feixe, e o resultado é avaliado. Em seguida, o *phantom* é irradiado usando múltiplos feixes e várias irradiações de alvos hipotéticos com múltiplos feixes são realizadas. As finalidades destes testes iniciais são determinar os parâmetros do feixe e o seu nível de precisão em situações simples e naquelas

que são esperadas na rotina clínica. Em seguida descrevemos as checagens que devem ser realizadas pelo físico:

(a) Irradiar uma série de campos sobre o *phantom* e confirmar se os perfis de dose dentro e fora do eixo central correspondem aos valores esperados.

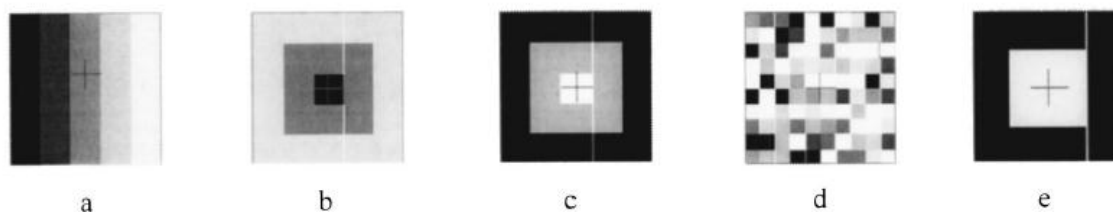


Figura 10 – Exemplos das formas usadas nos testes de comissionamento [4].

(b) Em uma série de padrões de intensidades simples representados na figura 10 de (a) até (c), medir a dose/UM em pontos múltiplos e em regiões de baixo gradiente com um câmara iônica e avaliar os perfis de dose em várias localizações e direções com um filme, criando uma série de padrões que tenham mudanças sistemáticas nos níveis de intensidade. Como observado anteriormente cuidado e atenção devem ser dados a concordância ao longo das bordas de alto gradiente, pois neste ponto podemos identificar problemas de penumbra que podem prejudicar todo o plano do paciente. Algumas distribuições aleatórias (Figuras 10 de (d) até (e) e 11) ajudam a identificar o nível de precisão do tratamento.

(c) Planejar uma forma modulada simples e irradiando-a usando vários ângulos de gantry, diferentes posições de colimador e de deslocamentos translacionais, confirmando se esses movimentos geométricos estão adequadamente implementados.

(d) Aplicar um padrão de intensidade simples com feixes múltiplos irradiando o *phantom* em diferentes ângulos. Por exemplo, criando uma matriz 10 X 10 cm com *beamlets* de alta intensidade, com um região central de 5 X 5 cm com intensidade reduzida (Figura 10 (e)) e em seguida irradiando este arranjo com sete feixes axiais com incrementos angulares iguais, de forma que cada um tenha um padrão de intensidade. Podemos testar o planejamento e a entrega de uma soma de compôs simples e variar as intensidades na região central para checar o planejamento e a entrega ao longo de uma gama de opções.

(e) Projetar uma série de alvos idealizados no phantom para serem tratados com campos múltiplos. Comece com um alvo simples que requer pouca modulação e progrida gradualmente para alvos complexos ou combinações de órgãos críticos que necessitam de mais modulação. Faça as medidas da dose em uma região de baixo gradiente com uma câmara de ionização, e da distribuição de dose em várias regiões com o filme.

(f) Avalie a precisão do cálculo de dose na presença de heterogeneidades usando geometria simples.

(g) Caso os recursos permitam ou então exista alguma necessidade especial deve-se testar alvos simples e complexos em um *phantoms* heterogêneos ou antropomórficos.

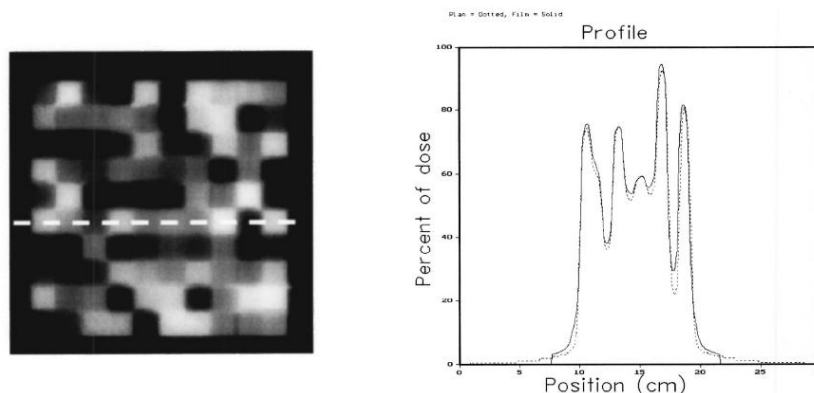


Figura 11 – Perfil da dose medida com um filme em regiões de baixo gradiente [4].

O documento da AAPM não fornece uma tabela com os valores esperados para tais testes, pois eles variam muito de um equipamento para outro. Desta forma, o físico determina estes parâmetros de acordo com os tipos de planos que serão realizados e com a rotina clínica do local no qual o sistema entrará em funcionamento.

Contudo, existe um consenso em desenvolvimento de que as medidas apresentadas pelas câmaras de ionização em regiões de baixo gradiente devem coincidir com aqueles que foram planejados variando de 2% a 3%, já em regiões de altos gradientes as variações devem permanecer entre 3% a 4% do valor presente no plano.

3.3. Controle de Qualidade em IMRT

Um controle de qualidade abrangente deve checar os cálculos de dose e UM, a transferência de informações do sistema de planejamento para o sistema de entrega e a entrega da dose.

Os cálculos de dose e UM são verificados por algoritmos que avaliam os arquivos de entrega do MLC comparando-os com os valores previstos pelo sistema de planejamento da IMRT. Para verificação das medidas usa-se uma técnica que aplica para cada campo vários segmentos de MLC, diferentes trajetórias de lâminas e UM, a partir do cálculo final de cada paciente e em seguida recalcula a distribuição de dose final que será entregue ao phantom. O

phantom é irradiado de acordo com esse plano e as doses são medidas com câmaras de ionização, filmes ou outros detectores e comparadas com a prescrição. A lógica da metodologia com o phantom é a de que ela verifica a transcrição correta dos parâmetros de entrega da IMRT, o seqüenciamento das lâminas e o cálculo da UM.

As medições no phantom testam o cálculo de dose e os mecanismos de entrega, mas não checam algumas suposições usadas no sistema de planejamento. Desta forma, as técnicas de medida da dose no próprio paciente são melhores, para isso vários grupos fazem uso do EPID (*Electronic Portal Imaging Device*) para o controle de qualidade. O EPID é constituído por um tela fluorescente, espelhos e uma câmara CCD (dispositivo no qual a luz que incidente sobre um conjunto de centenas de milhares de detectores, produz cargas eléctricas, que são, medidas, convertidas em números e gravadas no arquivo de computador^[5]). O funcionamento do EPID acontece da seguinte forma, ele transforma os fótons visíveis incidentes sobre o EPID em pontos na tela fluorescentes cada um com um valor na escala de cinza linearmente proporcional a dose transmitida. Diariamente as variações dos valores na escala de cinza por unidades de dose transmitida ao portal são avaliadas e não ultrapassam 0,4% ^[4].

Finalizando, o comissionamento é uma tarefa desafiadora que deve ser realizada com a total compreensão das características clínicas e dosimétricas da radioterapia de intensidade modulada, para que médicos e físicos tenham sucesso neste empreendimento.

4. Rotina Clínica

Neste capítulo, a rotina clínica da IMRT do Hospital Sírio-Libânes acompanhada durante o estágio observacional e o controle de qualidade do planejamento individual com o Map-Check visto em visita ao Hospital A. C. Camargo.

Resumidamente, a rotina da IMRT é inicialmente igual à de outras modalidades de radioterapia, diferindo nos sistemas de planejamento e no sistema de entrega, ou seja, no tipo de acelerador linear. O processo se inicia com a aquisição de imagens por tomografia e ressonância, em seguida softwares especiais analisam estas imagens as unem em uma só, tirando o melhor de cada técnica para a determinação da localização do tumor. Com a imagem pronta, o paciente vai para o simulador (Figura 12) nele são definidos o posicionamento do paciente, as marcações e os imobilizadores (Figura 13) que serão utilizados. Em seguida, os volumes tumorais: grosseiro, clínico e planejado, as referências e o isocentro são definidos pelo médico radioterapeuta em um software específico, juntamente com os órgãos de risco,

aqueles que devem receber uma quantidade mínima ou nula de radiação durante o tratamento. Após isso, com a quantidade de dose total e o número de sessões já estabelecidas, estas informações são repassadas ao físico que com o auxílio de programas de computador específicos, faz o planejamento da quantidade de feixes de radiação e do posicionamento, da mesa e do gantry.



Figura 12 – Simulador



Figura 13 – Imobilizadores: máscara termoplástica (A) e Vac- lock (B)

Disponível em: <http://www.multicare.com/site/pt/radioterapia/fixacao-e-immobilizacao.html>

Em seguida, o controle de qualidade de cada planejamento é realizado utilizando os já citados filme, câmara de ionização, EPID ou o MapCHECK cujas características serão descritas no próximo item deste capítulo.

4.1. Controle de qualidade com o MapCHECK

O MapCHECK (Figura 14) é um dispositivo de dosimetria planar fabricado pela Sun Nuclear Corporation utilizado no controle de qualidade rotineiro do planejamento individual dos pacientes, fornecendo uma boa avaliação da distribuição de dose no mapa de fluência, ele é capaz de detectar desalinhamentos no movimento das lâminas do colimador de mais ou menos 1mm e sua resolução de 0,8x0,8 mm é ideal para à análise de regiões de alto gradiente de dose^[6]. A matriz de diodos em duas dimensões é composta por 445 diodos detectores dispostos em uma grade de 22x22 cm, a porção central de 10x10cm contem diodos com 7 mm de espaçamento entre eles, enquanto a região vizinha a área central apresenta diodos separados a uma distância de 14mm. Durante a exposição cada diodo produz uma carga elétrica proporcional à dose recebida.

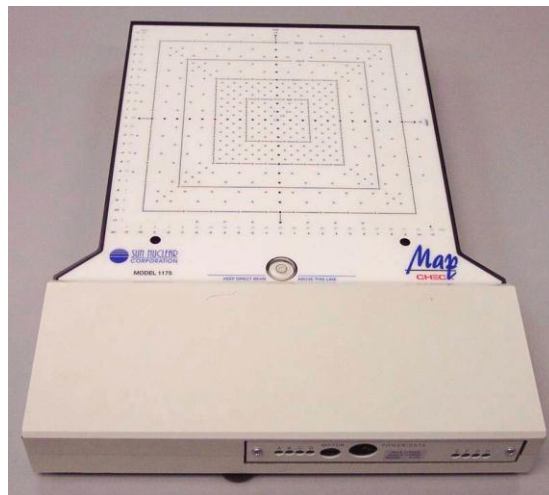


Figura 14 – Aparelho de dosimetria planar, MapCHECK.

Os equipamentos de dosimetria planar utilização a análise gama (γ), representada na equação 1, combina a diferença da “distância de concordância” entre os valores dos pontos medidos com o diodo e os valores correspondentes destes pontos no planejamento, chamada de diferença de dose (ΔD) e a diferença em porcentagem entre o valor medido e aquele calculado pelo plano, chamada apenas de diferença (Δd). Os critérios utilizados são $\Delta D_m = 2$ mm e $\Delta d_m = 3\%$, $\Delta r = |r_m - r_c|$ que é a diferença entre a posição do voxel de dose medida e a posição do voxel da dose calculada e $\Delta D = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ que é a diferença das doses absorvidas em r_m e r_c ^[7]. Para que o ponto em questão seja aprovado a função gama deve retornar um valor menor do que 1^[7].

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_m^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_m^2}} \quad (\text{Equação 1})$$

No Hospital A. C. Camargo o dispositivo mais usado para a dosimetria da IMRT é o MapCHECK, a descrição do procedimento é seguinte, os dados do sistema de planejamento são transferidos para o software do MapCheck, o gantry é alinhado a zero graus para que os feixes tenham uma incidência normal a superfície dos diodos, uma camada adicional buildup formada por uma placa de acrílico do tamanho da grade é posicionada na superfície, o MapCHECK é colocado sobre a mesa do acelerador linear e é alinhado com os laser (Fig.16) e a exposição é iniciada.

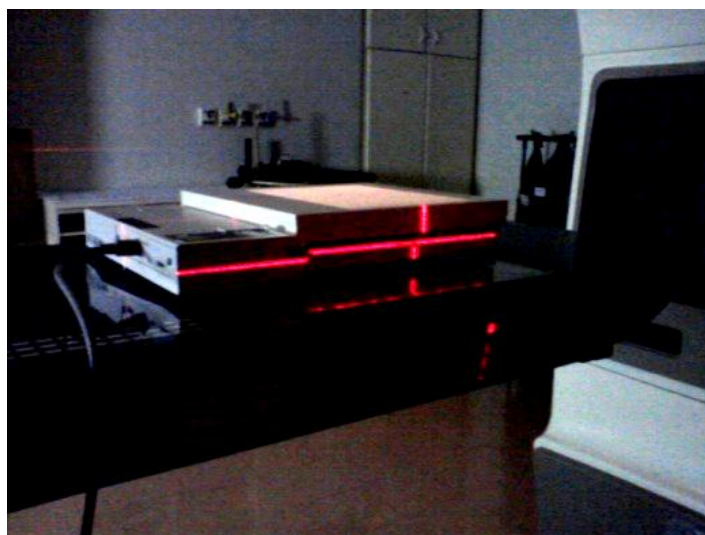


Figura 15 – Alinhamento do MapCHECK.

Em seguida, no software do próprio MapCHECK existem ferramentas de análise e avaliação dos resultados que são comparadas com as informações do sistema de planejamento. Na figura 15, temos a visão do software as informações importadas do planejamento ficam no lado superior direito, na parte inferior direita temos o perfil na direção x para um y fixo da estrutura, após acionar o botão comparar, a imagem da resultante da análise dosimétrica aparece no lado superior esquerdo, na qual os pontos em vermelho são aqueles cuja diferença em porcentagem entre o valor medido e aquele calculado pelo plano estão em 3% e nos pontos em azul este valor é menor do que 3%, na parte inferior esquerda a mesma imagem da parte superior é representada em uma escala de cinzas. Na visualização das imagens verificamos que as semelhanças são bastante significativas e satisfazem o seu propósito.

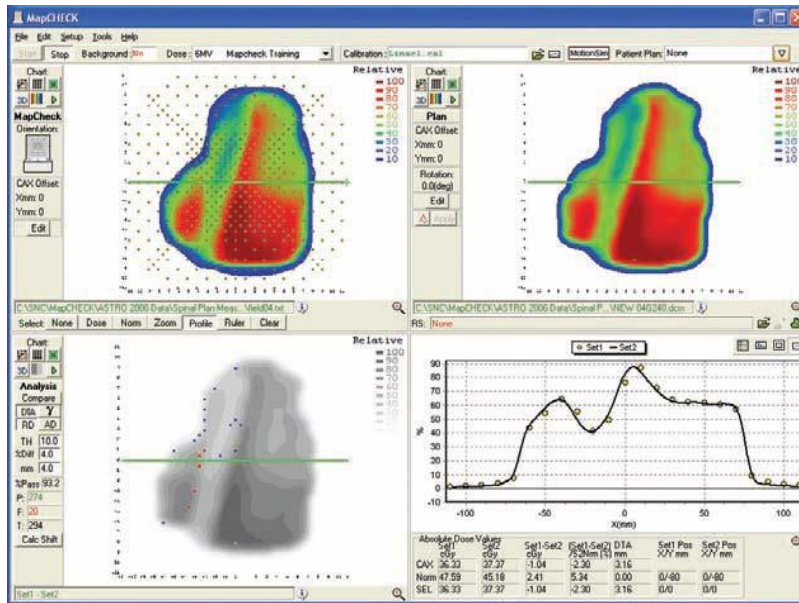


Figura 16 – Software do MapCHECK [6].

Logo, podemos concluir que o MapCHECK é uma ótima ferramenta para a dosimetria plana dos planejamentos de IMRT.

4.2. IMRT no Hospital A. C. Camargo em 2011

A técnica de radioterapia de intensidade modulada está sendo gradualmente implementada em diversos hospitais e clínicas de radioterapia. No ano de 2011 no Hospital A. C. Camargo 303 paciente foram tratados com IMRT (ver tabela 1).

Tabela 1 – Procedimentos de IMRT em 2011 no hospital A.C. Camargo

Meses	Número de pacientes tratados
Janeiro	26
Fevereiro	19
Março	20
Abril	23
Mai	22
Junho	25
Julho	23
Agosto	26
Setembro	24
Outubro	30
Novembro	40
Dezembro	25
TOTAL	303

5. Conclusão

A radioterapia de intensidade modulada é uma técnica de radioterapia bastante eficiente para o tratamento de estruturas côncavas. Contudo, por se tratar de uma técnica recente e de alto custo de implantação, no Brasil, ela está presente apenas nos hospitais e clínicas mais modernas e o número de procedimentos realizados ainda é pequeno em relação à radioterapia convencional, se restringindo a regiões específicas do corpo.

Também, concluímos que a técnica de IMRT apresenta importantes especificidades em todo o seu comissionamento que devem sempre ser levadas em consideração por toda a equipe multidisciplinar da radioterapia entre elas estão os colimadores, o sistema de planejamento e o controle de qualidade. Além disso, o físico da radioterapia tem uma grande responsabilidade para uma implementação eficiente da IMRT bem como na sua manutenção durante a rotina clínica.

Finalizando, a IMRT possui um grande potencial de crescimento e mais pesquisas são necessárias melhorando os sistemas de entrega e planejamento, para que possamos aplica – lá em regiões diferentes daquelas apresentadas anteriormente (cabeça, pescoço e próstata).

6. Referências

1. HERON, J. F. **Some historical data on radiotherapy**. França, 2009. Disponível em:http://www.oncoprof.net/Generale2000/g08_Radiotherapie/Index/g08gb_idx02.html. Acesso em 10 de dezembro de 2011.
2. AUSTRIA. International Atomic Energy Agency. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**, Austria, 2005.
3. SCAFF, Luiz **Física na Radioterapia: a base analógica de uma era digital**. 1ed. São Paulo: Projeto Saber,2010.
4. EZZEL, Gary A.; GALVIN, James M.; LOW, Daniel; PALTA, Jatinder R.; ROSEN, Isaac; SHARPE, Michael B.; XIA, Pia; XIAO, Ying; XING, Lei; YU, Cedric X. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. **Medical Physics**. v. 30, n. 8, p. 2089-2115 Agosto 2003.
5. JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 3ed. Illinois: Charles, 1974.
6. AHLUWALIA, B.; SAINI, D. S. , “IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of Detectors”. *Silver Jubilee AMPI Conference*, New Delhi, India, Outubro de 2004.