



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
CURSO DE LICENCIATURA EM FÍSICA

TATIANE SANTOS

**DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE FILTRO DINÂMICOS: UM
ESTUDO DE CASO DA RADIOTERAPIA**

Campina Grande – PB

2014

TATIANE SANTOS

DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE FILTRO DINÂMICOS: UM ESTUDO DE CASO DA RADIOTERAPIA.

Trabalho de Conclusão de Curso
Apresentado ao Curso de Graduação
Licenciatura em Física da Universidade
Estadual da Paraíba, em Cumprimento à
exigência para obtenção do grau de
Licenciada em Física.

Orientadores: Dra. Morgana Lígia Farias Freire
Dr. Ademar Marques Caldeira

Campina Grande – PB

2014

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

S237d Santos, Tatiane.

Determinação dos fatores de filtro dinâmicos [manuscrito] : um estudo de caso da Radioterapia. / Tatiane Santos. - 2014.
40 p. : il. color.

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) -
Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia,
2014.

"Orientação: Profa. Dra. Morgana Lígia Farias Freire,
Departamento de Física".

"Co-Orientação: Prof. Dr. Ademar Marques Caldeira,
Departamento de Física".

1. Radioterapia. 2. Filtros Dinâmicos. 3. Acelerador Linear.
4. Controle de qualidade. I. Título.

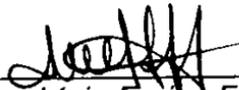
21. ed. CDD 615.84

TATIANE SANTOS

**DETERMINAÇÃO DOS FATORES DE FILTRO DINÂMICOS: UM ESTUDO DE
CASO DA RADIOTERAPIA.**

Aprovada em 12 de Março de 2014.

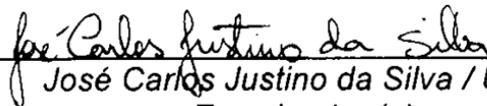
COMISSÃO EXAMINADORA



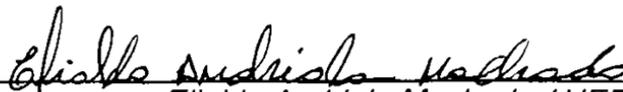
Dra. Morgana Lígia Farias Freire / UEPB
Orientadora



Dr. Ademir Marques Caldeira / UFCG
Co-orientador



José Carlos Justino da Silva / UEPB
Examinador (a)



Elialdo Andriola Machado / UEPB
Examinador (a)

CAMPINA GRANDE – PB

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha saudosa mamãe Cleonice Santos (In memoriam), a pessoa que mesmo ausente me incentivou e incentiva todos os dias a seguir em frente. A conclusão desta etapa é a realização de um sonho por ela sonhado quando em vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora Dra. Morgana Lígia de Farias Freire por estar ao meu lado me guiando, orientando meus passos com ensinamentos e incentivos para realização e conclusão deste trabalho, juntamente com o meu Orientador Dr. Ademar Marques Caldeira pela paciência, dedicação e por me aceitar neste estudo mesmo não possuindo experiência em Radioterapia o qual me proporcionou essa maravilhosa experiência que levarei para sempre.

Ao Hospital da FAP que juntamente com o físico Dr. Ademar Caldeira disponibilizou o espaço, tempo e equipamentos dos setores de Radioterapia para pesquisas e experimentos.

Aos professores do CCT especialmente ao Departamento de Física por toda experiência e conhecimentos compartilhados.

Agradeço a minha mãe Cleonice Santos (*In memoriam*), ao meu pai Paulo José dos Santos, ao meu amor Joel Silva de Almeida e aos meus irmãos Daniele dos Santos, Rafael dos Santos e João Vítor N. Santos, assim como aos meus grandes amigos que sempre estiveram ao meu lado me dando força com toda amizade, incentivo, e ajuda para prosseguir sempre.

Agradeço especialmente a Deus por está ao meu lado a todo instante me guiando e me ajudando, me dando saúde, fé e coragem pra seguir sempre em frente.

SUMÁRIO

RESUMO	1
1. INTRODUÇÃO	2
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1 Acelerador Linear de Partículas.....	4
2.2 Radiações Eletromagnéticas: Raio X.....	6
2.3 Filtros Físicos e Dinâmicos.....	8
2.3.1 Filtros Físicos.....	9
2.3.2 Filtros Dinâmicos.....	9
3. MATERIAIS E MÉTODOS	12
3.1 Descrição dos Equipamentos.....	12
3.1.1 Objeto Simulador de água.....	12
3.1.2 Câmara de Ionização e Eletrômetro.....	12
3.2 METODOLOGIA.....	14
3.3 O EXPERIMENTO.....	16
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	18
5. CONCLUSÕES	30
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Os principais sistemas para produção de feixes de um acelerador clínico.....	5
FIGURA 2: Imagem da mão da esposa de Roentgen (1896).....	6
FIGURA 3: Tubo de Raio X.....	7
FIGURA 4: Produção de Raio X característico.....	7
FIGURA 5: Produção de Raio X freamento.....	8
FIGURA 6: Movimento de Varredura do colimador dinâmico.....	10
FIGURA 7: Objeto simulador de água (Phantoms).....	12
FIGURA 8: Câmara de Ionização.....	13
FIGURA 9: Eletrômetro.....	14
FIGURA 10: Acelerador linear de partículas utilizado para medição dos fatores de filtros dinâmicos. (1) braço do acelerador linear ou gantry. (2) Sistema de colimação e (3) Mesa de tratamento.....	15
FIGURA 11: Acelerador linear, Mesa de tratamento, Phantoms e Câmara de Ionização.....	15
FIGURA 12: Determinação do percentual de dose em profundidade PDP, Khan, F. M. (1994).....	16
FIGURA 13: Esquema de comportamento dos colimadores Y1 e Y2.....	18
FIGURA 14: Fator filtro (FF) dos filtros dinâmicos em função do campo para os ângulos de 30°, 45° e 60° e profundidades, 5cm, 10cm e 20cm.....	27
FIGURA 15: Fator filtro dinâmico em função dos campos assimétricos, para uma profundidade de 10cm, com abertura específica para o colimador X.....	28
FIGURA 16: Perfil do campo 10x10cm ² para uma profundidade de 10cm, com os filtros de 30°, 45° e 60°.....	29

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Medidas para filtro 30° com medidas de campos quadrados, na profundidade de 5,10 e 20cm, com Y1-IN Móvel (T = 25° C).....	19
TABELA 2: Alguns valores para filtro de 30°, com Y2 – OUT Móvel (T = 25°C).....	20
TABELA 3: Medidas para o filtro 45° com medidas de campos quadrados, na profundidade de 5, 10 e 20cm, com Y1 – IN Móvel (T = 23°C).....	20
TABELA 4: Alguns valores para filtro 45°, com Y2 – OUT Móvel (T = 23°C).....	20
TABELA 5: Medidas para o filtro 60° com medidas de campo quadrados, na profundidade de 5, 10 e 20cm, com Y1 – IN Móvel (T = 18°C).....	21
TABELA 6: Alguns valores para filtro de 60°, com Y2 – OUT Móvel (T = 18°C).....	21
TABELA 7: Alguns valores para filtro de 30°.....	22
TABELA 8: Alguns valores para filtro de 45°.....	22
TABELA 9: Alguns valores para filtro de 60°.....	22
TABELA 10: Para filtro de 30° com Y1 – IN Móvel (T = 25°C).....	23
TABELA 11: Para filtro de 45° com Y1 – IN Móvel (T = 23°C).....	24
TABELA 12: Para filtro de 60° com Y1 – IN Móvel (T = 18°C).....	25
TABELA 13: As medidas que seguem mostram que não há dependência de nenhum dos ângulos estudados com a linearidade.....	26

RESUMO

Este trabalho apresenta a dosimetria e o comissionamento dos filtros dinâmicos aprimorados usados nos tratamentos de radioterapia com aceleradores linear. Os valores dos filtros dinâmicos obtidos nesse trabalho serão usados no serviço de radioterapia e auxiliarão na confirmação dos cálculos de tempo exposto a radiação para os pacientes. Verificamos a independência dos valores dos filtros dinâmicos com a profundidade e com a taxa de dose, apresentando um desvio percentual máximo de 0,5% para ambas as medidas. Do mesmo modo existe uma independência nos valores de porcentagem da dose em profundidade para todos os filtros usados no trabalho. Através das medidas realizadas neste trabalho com respeito à simetria entre as orientações dos colimadores, a linearidade, o perfil de dose e o fator filtro, conclui-se que o sistema de planejamento utilizado no serviço de radioterapia no Hospital da FAP, em Campina Grande, é confiável, pois estão de acordo com os dados repassados pelo Instituto de Pesquisa do Câncer e os resultados divulgados pela literatura, mostrando um controle de qualidade adequado e preciso para os pacientes tratados na instituição.

Palavras-chave: Radioterapia. Filtros Dinâmicos. Acelerador Linear.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma técnica que utiliza a radiação ionizante principalmente no combate de doenças oncológicas, mais conhecidas como câncer. A radioterapia foi desenvolvida a partir do descobrimento dos raios X e com os trabalhos de isolamento de radioisótopos pelo casal Currie (PEDUZZI, 2006). No decorrer do tratamento, um feixe de radiação interage com as células cancerígenas, com energia suficiente para danificá-las, provocando a morte celular.

As técnicas, geralmente, usadas na radioterapia adotam que durante o cálculo da distribuição dos feixes de radiação é importante que a energia depositada (dose) dentro do volume tumoral fique com homogeneidade dentro dos padrões recomendados para cada tipo de tratamento. No entanto, dependendo da região do tratamento, da técnica utilizada e da forma de cálculo usada, essa homogeneidade fica comprometida sem o auxílio de acessórios de tratamentos como, por exemplo: Blocos de proteção, *Bolus*, filtros etc. Um dos acessórios mais importantes usados durante o tratamento é o filtro dinâmico, geralmente encontrado nos aceleradores lineares modernos. Eles distorcem as curvas de energias depositadas pelo feixe de radiação (curvas de isodose) para poder compensar o gradiente de dose provocado, por exemplo, pelas diferenças anatômicas dos pacientes (KHAN, F. M. 1994).

Os filtros dinâmicos ganharam esse nome por que os atuais aceleradores conseguem simular, através dos movimentos dos colimadores, filtros físicos reais (que possuem forma de cunha) que criam para cada “setup” de tratamento um valor conhecido como fator filtro dinâmico. Atualmente, os sistemas de planejamento usados para calcular o tempo de tratamento de cada paciente, consideram simultaneamente diversos parâmetros que contribuem nesse tempo, inclusive o fator filtro dinâmico, que possui uma das maiores influências no tempo de tratamento. Para estimar os valores do fator filtro dinâmico os sistemas de planejamento consideram uma sobreposição de diversos tamanhos de campo, de tal modo que os valores são usados no cálculo do tempo, mas não são conhecidos nem expressos numericamente e, portanto, não se tem a certeza se o sistema de planejamento está correto. Assim, surge a necessidade de realizar medidas para

determinar o fator filtro e confirmar a veracidade do sistema de planejamento e garantir a qualidade de tratamento.

O trabalho apresenta os resultados dos valores de fator filtro dinâmico para os filtros de 30°, 45° e 60°, em configurações usadas pelos pacientes durante os tratamentos. As medidas foram realizadas para campos simétricos, assimétricos e também em campo aberto sem os filtros. Medidas realizadas em campos quadrados de 5, 10 e 20 cm mostraram a dependência com o tamanho do campo e as realizadas nas profundidades de 1,5; 5 e 10 cm verificaram a dependência do fator filtro com profundidade. Também foi inferida a mudança nos valores dos fatores filtros com a taxa de dose e a direção do filtro (IN ou OUT).

As medidas dos fatores filtros foram realizadas usando o acelerador linear Clinac de 6 M eVs de energia, que esta focada na câmara de ionização, conectada a um eletrômetro. A câmara de ionização está posicionada em uma determinada profundidade do phantoms (Objeto simulado de água) e cria as cargas proporcionalmente a radiação, emitida pelo acelerador, que posteriormente são coletadas e contabilizadas pelo eletrômetro. Todo sistema é controlado por um sistema de software via computador que permite o controle de dosagem, tipo dos colimadores e unidade monitor.

O filtro dinâmico permite duas posições de varredura dos colimadores que são chamados de Y1 – IN e Y2 – OUT, a posição dos colimadores é controlada via computador em que este movimento corresponde a um determinado filtro. Uma vez que os mesmos são simétricos, nesse trabalho somente realizamos as medidas com os filtros no sentido Y1 – IN. Os resultados mostram uma independência dos fatores filtro em relação a taxa de dose e verificou que a porcentagem da taxa de dose não modifica quando foram utilizados os filtros dinâmicos. Também foram analisados os resultados do tamanho para campos simétricos, em que se observou um aumento no valor do fator filtro, no entanto atinge uma estabilidade para campos maiores que 20 cm. Já para campos assimétricos se teve a maior influência para os valores Y2. Através dos resultados percebemos que a maior diferença encontrada foi de 1,5%, corroborando com a confirmação da veracidade do sistema de planejamento utilizado no hospital da FAP (Fundação de Assistencial da Paraíba) de Campina Grande-PB.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1- ACELERADOR LINEAR DE PARTÍCULAS

O Acelerador linear de partículas trata-se de um equipamento que se utiliza ondas eletromagnéticas para acelerar partículas carregadas, por exemplo, os elétrons, nesses aceleradores para uso clínico o próprio feixe de elétrons pode ser usado no tratamento de tumores superficiais, ou fazendo-os colidir com um alvo e produzir raios X, tendo as energias dos feixes geralmente 4, 6, 10 ou 15 Mev, para tratamento de tumores mais profundos. Em outras palavras, o feixe de elétrons de alta energia ao se chocar com algum alvo de número atômico alto produz um espectro de raios X de alta energia.

Os aceleradores lineares são montados isocentricamente, isocentro é um ponto espacial no qual se localiza sempre a mesma distância da fonte de radiação. Quando o cabeçote do acelerador linear gira, o eixo do colimador se move em um plano vertical coincidente com o eixo central do feixe, geralmente esta distância é de 100 cm. O tratamento com acelerador linear é mais adequado, pois a partir de diferentes direções os feixes podem ser dirigidos a um mesmo ponto, onde esse isocentro possa está localizado no interior do paciente. Ainda com relação aos aceleradores linear podemos dizer que são compostos pelos seguintes elementos: cabeçote, suporte do cabeçote, gabinete modular, mesa de tratamento e console de controle.

E utilizado o processo de produção de raios X, pois seu uso possui melhor qualidade e facilidade clínica e física de irradiar os tumores mais profundos. O acelerador linear trata-se de um dispositivo que tem com função a emissão de radiação para diversos tratamentos, sendo que as radiações emitidas são os raios X de alta energia ou elétrons acelerados (partícula beta). No caso dos raios X, temos que estes são classificados como ondas eletromagnéticas de grande poder de penetração em tecidos humanos e por isso são utilizados para tratamentos de câncer profundo; já os elétrons são radiações corpusculares, possuem um menor

poder de penetração com relação aos raios X e são geralmente indicados para os tratamentos superficiais.

Este diagrama da Figura 1 apresenta os principais componentes para a produção de feixes, processo interno de um acelerador clínico.

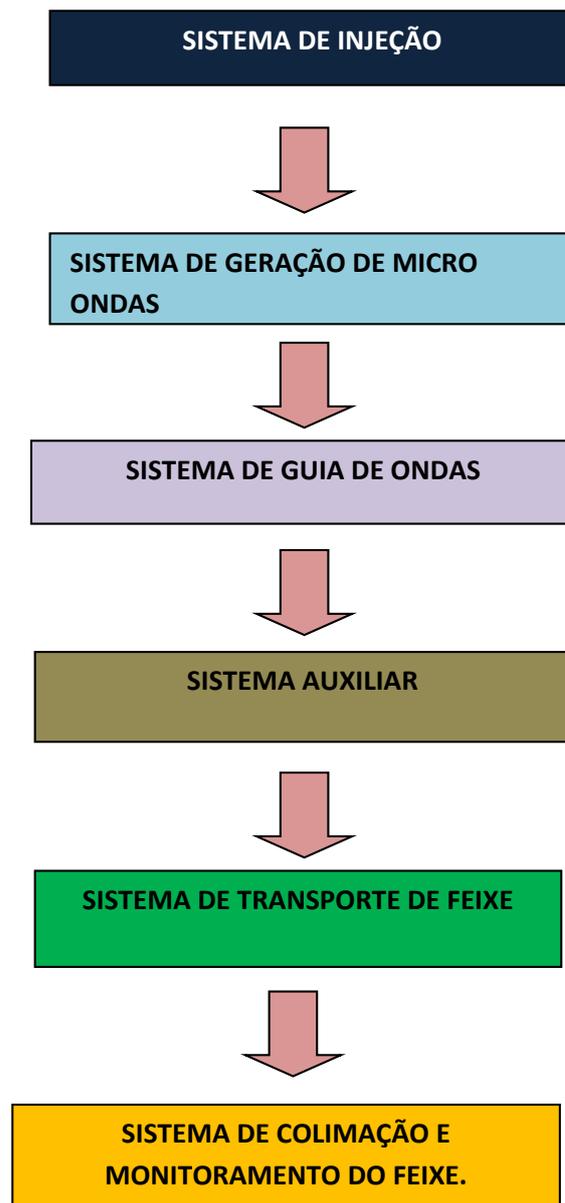


Figura 1: Os principais sistemas para produção de feixes de um acelerador clínico.

2.2 RADIAÇÕES ELETROMAGNÉTICAS: RAIOS X

Em 1895, o cientista Wilhelm Roentgen, na Universidade de Wurzburg (Alemanha), ao estudar descargas elétricas em gases sob baixa pressão, descobriu um tipo de raio capaz de tornar fluorescente ou fosforescente certas substâncias. Devido a sua natureza desconhecida, esses foram batizados de raios X. Os raios X foram denominados como sendo uma incógnita porque sua natureza era desconhecida (SEGRÈ, 1987; MARTINS, 1998; SILVEIRA e PEDUZZI, 2006). Semanas depois da descoberta, Roentgen radiografou a mão da sua mulher, após a exposição por mais de 10 minutos a radiação (Figura 2).



Figura 2: Imagem da mão da esposa de Roentgen (1896)

No entanto, hoje se sabe que os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que $1,0 \text{ \AA}$ e é produzido através do freamento de elétrons de grande energia. Em outras palavras, tratar-se de um tipo de radiação eletromagnética produzida pela brusca desaceleração de elétrons previamente acelerados, provocada pelo choque com um anteparo metálico (SILVA, 2006). A Figura 3 apresenta um esquema de tubo de raios X e como os mesmos são produzidos.

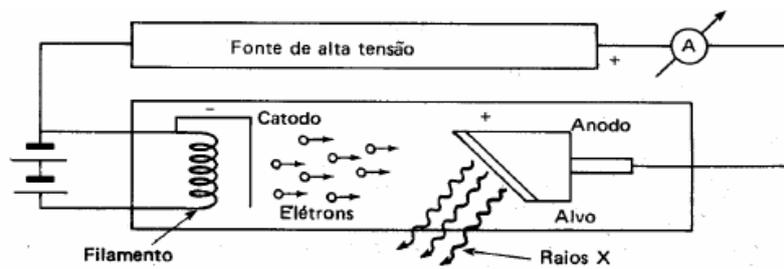


Figura 3: Esquema do tubo de raios X,
 Fonte: Silva (2006)

Segundo Scaff (1997) para elétrons de baixa energia ocorre o fenômeno de excitação, mas para os elétrons de alta energia existe uma interação inelástica com os núcleos atômicos, que resulta na emissão de radiação.

A produção de raios X devido às interações inelásticas geram dois tipos de espectros, um chamado de *Espectro de Linhas* que se obtém da seguinte forma, após a colisão do elétron incidente com o elétron orbital, elétron incidente transfere energia suficiente para ejetar o elétron orbital deixando uma lacuna, que será preenchida através do rearranjo dos elétrons de uma orbita mais externa, a passagem dos elétrons gera uma diminuição na energia potencial dos elétrons e o excesso de energia é emitido como raios X, também chamado de espectro característico, a Figura 4 apresenta como se produz os raios X característicos:

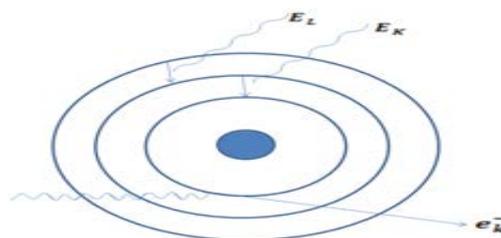


Figura 4: Produção dos raios X característicos (Barbosa, A. 2013).

O outro tipo de espectro é o *Espectro Contínuo* que é obtido da seguinte forma, quando os elétrons passam perto do núcleo, sofrem atração ou deflexão

sendo fortemente acelerados, sua energia é dissociada e se propaga como radiação eletromagnética. A Figura 5 apresenta-se como se produz os raios x de freamento.

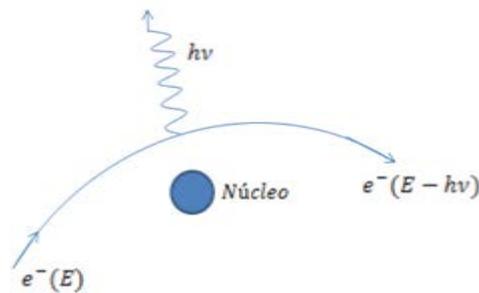


Figura 5: Produção de raios X de freamento (Barbosa, A. 2013).

Deve-se ressaltar que vários tipos de aceleradores de partículas têm sido desenvolvidos para pesquisa em física nuclear de altas energias, e muitos deles têm sido modificados para uso em radioterapia. Segundo Silva (2006), tem-se que:

[...] vários tipos de aceleradores diferem na forma em que eles produzem a aceleração do campo elétrico e na maneira como eles agem nas partículas a serem aceleradas. O acelerador linear (linac) é um aparelho que usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, tais como os elétrons, por exemplo, para altas energias através de um tubo linear (SILVA, 2006. p. 20-21).

2.3 FILTROS FÍSICOS E DINÂMICOS

No tratamento de tumores com o uso da Radioterapia se faz necessário a utilização de um filtro entre o feixe de radiação e o paciente, podendo ser este um filtro físico ou dinâmico, tendo a função de ajustar as curvas de isodose, como também proteger tecidos saudáveis.

2.3.1 Filtros Físicos

Os filtros físicos são placas metálicas, geralmente constituídas de chumbo ou aço, que são colocadas no caminho do feixe de radiação, se localiza no cabeçote do acelerador linear de partículas, com a função de provocar um decaimento de forma progressiva na intensidade do feixe através do campo de radiação, como também a inclinação na curva de isodose com relação ao feixe normal, atenuando a intensidade do feixe. Eles são utilizados para produzir uma distribuição de dose mais adequada e compensar a curvatura da superfície do paciente.

Os filtros físicos podem alterar a qualidade do feixe de fótons causando o endurecimento do feixe da seguinte forma, bloqueando os feixes menos penetrantes e deixando passar apenas os de maior energia.

Para o uso do filtro físico é necessário que haja uma intervenção manual, para que o mesmo seja inserido no acelerador, mesmo havendo um sistema que verifica se a cunha foi inserida corretamente, há casos que é necessário uma orientação diferente dos padrões e neste caso pode ocorrer erros.

2.3.2 Filtros Dinâmicos

Perdurou por muito tempo o uso de filtros físicos, nos quais se fazia necessária à intervenção manual. Nos últimos anos, com o avanço tecnológico foi possível desenvolver equipamentos, softwares e computadores integrados para controle e melhoramento do acelerador linear de partículas, tornando mais eficiente o tratamento. A partir daí foi desenvolvido um sistema de filtros dinâmicos que diferem dos filtros físicos que necessitava que um técnico em radioterapia inserisse uma cunha de metal no interior da máquina, não sendo mais necessária esta intervenção. O filtro dinâmico EDW (Enhanced Dynamic Wedge) gera uma distribuição espacial de dose similar ao filtro físico, este perfil de isodose é criado a partir da varredura dos colimadores do cabeçote do acelerador da posição “aberta” até a posição “fechada” enquanto o feixe esta sendo incidido.

Kijewski et al (1978) foram os primeiros a propor a idealização do uso de colimadores dinâmicos para gerar distribuições de dose equivalentes às produzidas por filtros físicos colocados em campos estáticos. No entanto, de fato só foi uma idealização, pois só foi possível o uso dessa idealização ou técnica com o advento de modernos aceleradores lineares controlados por computador.

O EDW é agora uma ferramenta utilizada em conjunto com o acelerador linear, o qual trabalha em conjunto com o sistema de planejamento, esse filtro nos permite duas orientações de varredura dos colimadores que são chamadas de Y1-IN e Y2- OUT, então se quiser criar um filtro com orientação Y1-IN o sistema de controle faz com que o colimador Y1-IN se mova fazendo varredura em todo o campo de tratamento enquanto o colimador Y2-OUT permanece imóvel, podendo fazer o mesmo com o Y2-OUT e deixando o Y1-IN imóvel (Figura 6).

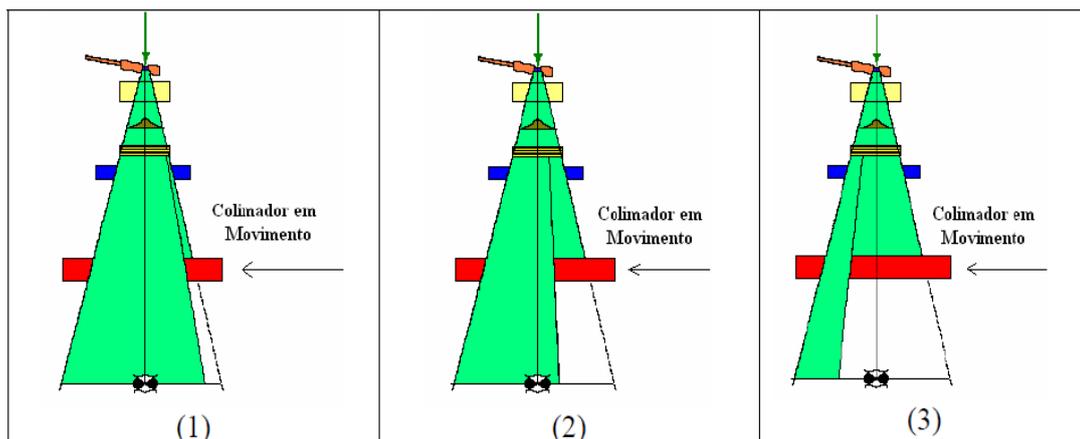


Figura 6: Movimento de varredura do colimador dinâmico

Fonte: Silva (2006).

A velocidade do colimador e a taxa de dose são ajustadas seguindo padrões pré-estabelecidos, sendo assim uma combinação da dose liberada durante a varredura e o campo criado, logo temos o perfil de isodose de acordo com o filtro selecionado previamente.

O sistema de controle realiza os cálculos da taxa de dose e da velocidade do colimador para cada ponto do tratamento antes de iniciar a varredura, para que a dose seja liberada no menor tempo, porém este tempo ainda pode ser minimizado selecionando a maior velocidade do colimador em cada segmento de campo através

das unidades monitoras, de acordo com a necessidade. Em um caso que se faça necessário um grande número de unidades monitoras, tem-se que o colimador se move com velocidade menor e a taxa de dose é inserida com maior valor.

O tratamento com filtro dinâmico sempre se inicia com uma fração da dose sendo liberada em campo aberto, durante essa fase a taxa de dose é constante, porém excede o valor previamente selecionado, logo após se inicia o movimento em direção ao colimador fixo. De modo geral os colimadores começam a se mover com velocidade máxima e dose reduzida, com o aumento da área a velocidade e a taxa da dose diminui.

O filtro físico é um modificador de feixe externo usado para criar o perfil assimétrico de dose, já o filtro dinâmico é um filtro não físico que gera distribuições de dose com perfil oblíquo, moldadas pelo movimento de colimadores e ajuste da taxa de dose, trata-se da modulação dinâmica da intensidade de radiação.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

3.1.1 Objeto Simulador de Água

O objeto simulador de água (Phantoms) é utilizado, pois a água é ideal para simular tecidos moles devido as suas propriedades como, por exemplo, densidade e número atômico, o uso do Phantoms é também recomendado para calibração de feixe de fótons e elétrons. (Figura 7).

Posiciona-se o detector centralizado no eixo central do feixe de radiação, o cabeçote do acelerador está orientado para fazer o feixe incidir para baixo. Usa-se uma régua calibrada em cada direção para termos um posicionamento preciso.

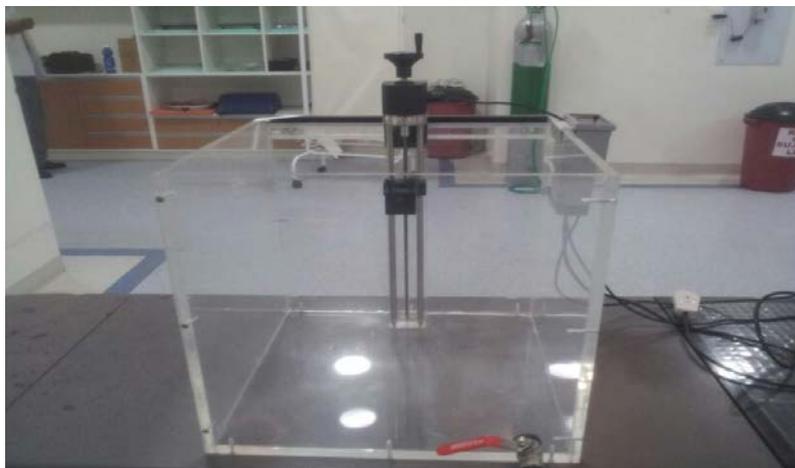


Figura 7: Objeto simulador de água (Phantoms).

3.1.2 Câmera de Ionização e Eletrômetro

Este detector é um dos mais usados e comuns nas rotinas das clínicas, usado para medidas de íons criados (cargas elétricas) pelo feixe de radiação, também recomendada para medição de dosimetria (dose: *dose absorvida* + metria:

medida), medidas de perfis de dose em profundidade em feixes de fótons, elétrons etc.

A câmara de ionização (Figura 8) consiste em uma cavidade de ar atmosférico envolvido por uma parede externa condutora e um eletrodo central condutor, que são separados por um material isolante de alta qualidade, muito eficiente para diminuir a fuga de corrente, com diversos tamanhos e volumes de ar.



Figura 8: Câmara de Ionização

A radiação ionizante, ao interagir com a câmara de ionização, cria cargas elétricas dentro do volume de ar e são coletados nos eletrodos devido à diferença de potencial entre eles.

Conectadas a câmara de ionização estão os eletrômetros que fornecem a diferença de potencial para os eletrodos e contabilizam as cargas criadas dentro da câmara. O conjunto câmara e eletrômetro são basicamente um capacitor, que faz a contagem de cargas ou de correntes muito pequenas sendo induzidas através de um feixe de radiação.

Neste trabalho foi utilizada a câmara de ionização cilíndrica tipo dedal, seu fabricante é IBA e possui número de série 1536 como podemos ver na figura 11, e o eletrômetro tem como modelo Dosel 1, número de série 13977 da Scanditronix Wellhofer – IBA, como podemos ver na Figura 9.



Figura 9: Eletrômetro.

3.2 METODOLOGIA

O presente estudo foi realizado no Hospital da FAP (Fundação Assistencial da Paraíba) em Campina Grande, no estado da Paraíba. Nesse hospital tem-se o serviço de Oncologia. Até 2010, esse setor utilizava a unidade de cobalto-terapia para fazer os tratamentos dos pacientes. Nesse mesmo ano adquiriu um acelerador linear de 6 Mev que melhorou o padrão, a qualidade e proporcionou novos tipos de tratamento.

Após conhecer o funcionamento do Hospital da FAP e a estrutura do setor de Radioterapia, começamos a coletar os dados para obtermos os fatores filtro dinâmico.

O sistema utilizado para conferência da utilização dos filtros dinâmicos no serviço de radioterapia tem como função corrigir a heterogeneidade da dose. A partir desta premissa, acredita-se ser possível analisar as vantagens e desvantagens reais de um sistema para tratamento de tumores, levando-se em consideração a necessidade de precisão, pois é um tratamento utilizado diretamente nos seres humanos, havendo uma grande necessidade de proteção aos tecidos saudáveis e que seja focalizado e direcionado apenas aos tecidos lesionados.

Para iniciar a coleta de informações se faz necessário a montagem do "Set up". Na Figura 10 apresentam-se as partes identificadas pelos números 1, 2 e 3. Que representam o braço do acelerador linear ou gantry; o sistema de colimação e a mesa de tratamento respectivamente.



Figura 10: Acelerador Linear de partículas utilizado para medição dos fatores de filtros dinâmicos. (1) braço do acelerador linear ou gantry; (2) sistema de colimação e (3) mesa de tratamento.

O “Phantoms”, ou seja, objeto simulador de água foi utilizado juntamente com a câmara que é o detector de radiação. O conjunto, caixa e câmara foram usados para fazer a varredura da radiação (Figura 11). O detector de radiação foi centralizado e zerado para que estivesse de acordo com o eixo central de radiação do acelerador linear de partículas, o qual também está calibrado e com o feixe direcionado verticalmente para baixo, para assim poder fazer a varredura.



Figura 11 Acelerador linear, mesa de tratamento, phantoms e câmara de ionização.

O eletrômetro é o responsável por medir a corrente ou a carga em um determinado espaço de tempo. Todo sistema está interligado com computadores, com programas que possibilitam fazer o sistema atuar estando fora da sala de tratamento, a qual é monitorada por câmeras.

Tendo todo o “Set up” montado, com todas as informações necessárias para o dimensionamento do sistema, foram realizadas as medidas dos fatores de filtros e dos fatores de filtros dinâmicos em campos simétricos e assimétricos com o intuito de verificar os resultados. Sendo que a Porcentagem da Dose em Profundidade (PDP) é dada por:

$$PDP = (D_d / D_{Máx}) \times 100.$$

A PDP é definida como o quociente, expresso em porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade D_d pela dose absorvida na profundidade de referência $D_{Máx}$, se esta profundidade for a profundidade de máxima dose ao longo do eixo central do feixe (KHAN, 1994)

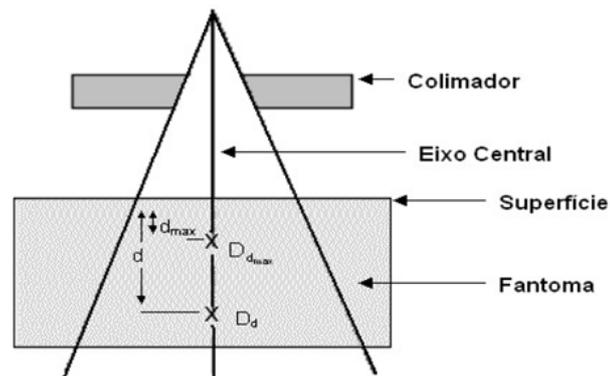


Figura 12: Determinação do percentual de dose em profundidade, ou seja, a PDP.

Fonte: Khan (1994)

3.3 O EXPERIMENTO

Neste caso foram realizadas as medidas para campo com profundidade de 5, 10 e 20 cm, 100 Unidades Monitora (que é a quantidade de radiação utilizada) para ângulos de 30°, 45° e 60°, com e sem filtro. Foi verificado que ao iniciar os movimentos dos colimadores a velocidade do colimador reduz e a taxa de dose vai aumentando gradualmente, porém não ultrapassava a taxa de dose selecionada.

Para as medidas em campos simétricos foram fixados um dos colimadores e movendo o outro. Já para os casos de campos assimétricos, em que se têm

colimadores independentes, tivemos a possibilidade de posicioná-los e montarmos os campos variados durante um tratamento, ou seja, trata-se do caso em que não se faz necessário mover o paciente durante o tratamento.

Também foram realizadas as medidas de linearidade da dose durante a irradiação, verificando a simetria entre os perfis de dose tanto na direção Y1-IN como em Y2-OUT, permitindo verificar qualquer discrepância entre os perfis por causa da variação do campo.

Tomando o colimador Y2-OUT fixo e Y1-IN em varredura, profundidade de 10 cm, distância da fonte à superfície de 90 cm e UM 100 em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia -300 V para os ângulos de 30° , 45° e 60° , com o cabeçote do acelerador a 0° para determinar a linearidade da dose em relação ao total de dose acumulada durante a irradiação, realizamos as medidas que nos permitiu analisar o funcionamento dos colimadores e a eficiência dos filtros dinâmicos, como também verificar se há diferença com relação a profundidade em que a dose é medida. Realizamos também as medidas fazendo uma varredura lateral nas distâncias: - 5 cm, - 4 cm, - 3 cm, - 2 cm, - 1 cm, 0, 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm e 5 cm. Em seguida os valores dessas medidas foram colocados em planilhas eletrônicas, para realização dos devidos cálculos e confecção dos gráficos para visualização e análise dos resultados obtidos.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os filtros dinâmicos são acessórios utilizados nos sistemas de planejamento que corrige a heterogeneidade de doses. Dispostos em alguns aceleradores lineares conseguem produzir um perfil de dose não planar através dos movimentos dos colimadores Y ($Y1 = IN$ e $Y2 = OUT$) e com a redução da taxa de dose (Figura 13). Deve-se ter em mente que a determinação dos fatores filtros dinâmicos servem para conferência do sistema de planejamento usado no serviço de radioterapia.

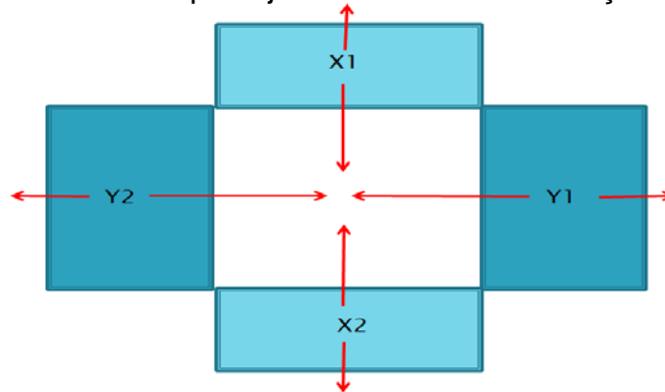


Figura 13: Esquema do comportamento dos colimadores Y1 e Y2.

Os valores dos filtros dinâmicos foram obtidos usando a mesma relação que os filtros físicos (cunhas com ângulos específicos que modificam o perfil da dose), ou seja:

$$\text{Fator Filtro} = \text{Leitura com Filtro} / \text{Leitura sem Filtro}.$$

O fator filtro dinâmico é definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com o uso do filtro, pelas leituras efetuadas sem o filtro, na mesma profundidade de referência e com o mesmo tamanho de campo.

As medidas foram inicialmente realizadas para os filtros mais usados nos sistemas de planejamento, ou seja, 30° , 45° e 60° (Tabelas 1 a 6). Iniciamos com medidas de campos quadrados, na profundidade de 5, 10 e 20 cm para verificar a dependência com o tamanho do campo e se existe dependência do fator filtro com a profundidade, usando 100 Unidades de Monitor, SSD = 100 cm.

As primeiras medidas foram realizadas para os filtros IN (Tabelas 1, 3 e 5) e OUT (Tabelas 2, 4 e 6) em movimento, foi então constatado que os valores obtidos foram os mesmos, por isso só apresentamos nas tabelas apenas alguns valores dos filtros OUT.

Foi também verificada nos cálculos que se seguem a dependência do “Fator filtro dinâmico” com a profundidade e determinada PDP para vários campos, para validar o cálculo do sistema de planejamento assume que o PDP para filtros dinâmicos é o mesmo em campo aberto.

O mesmo procedimento foi realizado para campos com e sem filtro, nas profundidades 5 cm, 10 cm e 20 cm, para leituras com filtro em profundidade de máxima dose de energia em que medimos, e este mesmo procedimento foi repetido para cada filtro, L1 refere-se as medidas sem filtro e L2 as medidas com filtro.

Todas as medidas que seguem são com relação as quantidades de cargas detectadas pela câmara de ionização nas profundidades definidas e filtros também destacados em cada tabela, para podermos calcular o fator filtro que serão expressos em gráficos posteriormente, para facilitar as nossas análises.

TABELA 1: MEDIDAS DAS QUANTIDADES DE CARGAS PARA O FILTRO 30° COM CAMPOS QUADRADOS, NA PROFUNDIDADE DE 5, 10 E 20 cm, COM Y1 – IN MOVEL (T = 25° C).

Campo	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro
	Y1		Y1		Y1	
	5cm	5cm	10cm	10cm	20cm	20cm
4x4	15,170 nC	14,410 nC	11,140 nC	10,570 nC	6,094 nC	5,782 nC
6x6	15,850 nC	14,550 nC	11,860 nC	10,880 nC	6,621 nC	6,068 nC
8x8	16,300 nC	14,420 nC	12,400 nC	10,960 nC	7,061 nC	6,246 nC
10x10	16,640 nC	14,160 nC	12,810 nC	10,900 nC	7,434 nC	6,324 nC
12x12	16,890 nC	13,820 nC	13,130 nC	10,730 nC	7,738 nC	6,329 nC
14x14	17,100 nC	13,410 nC	13,390 nC	10,500 nC	8,001 nC	6,279 nC
16x16	17,290 nC	12,960 nC	13,600 nC	10,210 nC	8,225 nC	6,182 nC
18x18	17,430 nC	12,490 nC	13,790 nC	9,885 nC	8,413 nC	6,046 nC
20x20	17,570 nC	12,010 nC	13,950 nC	9,543 nC	8,583 nC	5,883 nC

TABELA 2: ALGUNS VALORES PARA FILTRO DE 30°, COM Y2 – OUT MÓVEL (T = 25° C).

<i>Campo</i>	<i>5 cm C/Filtro</i>	<i>10 cm C/Filtro</i>	<i>20 cm C/Filtro</i>
4x4	14,420 nC	10,760 nC	5,810 nC
6x6	14,550 nC	11,060 nC	6,095 nC
12x12	13,810 nC	10,900 nC	6,349 nC

TABELA 3: MEDIDAS DAS QUANTIDADES DE CARGAS PARA O FILTRO 45° COM CAMPOS QUADRADOS, NA PROFUNDIDADE DE 5, 10 E 20 cm, COM Y1 – IN MOVEL (T = 23° C).

<i>Campo</i>	<i>L1 Sem</i>	<i>L2 Com</i>	<i>L1 Sem</i>	<i>L2 Com</i>	<i>L1 Sem</i>	<i>L2 Com</i>
	<i>Filtro</i>	<i>Filtro Y1</i>	<i>Filtro</i>	<i>Filtro Y1</i>	<i>Filtro</i>	<i>Filtro Y1</i>
	<i>5cm</i>	<i>5cm</i>	<i>10cm</i>	<i>10cm</i>	<i>20cm</i>	<i>20cm</i>
4x4	15,180 nC	13,920 nC	11,210 nC	10,270 nC	6,101 nC	5,577 nC
6x6	15,860 nC	13,730 nC	11,930 nC	10,320 nC	6,626 nC	5,723 nC
8x8	16,320 nC	13,310 nC	12,470 nC	10,150 nC	7,067 nC	5,759 nC
10x10	16,650 nC	12,780 nC	12,880 nC	9,880 nC	7,439 nC	5,705 nC
12x12	16,910 nC	12,190 nC	13,200 nC	9,516 nC	7,743 nC	5,586 nC
14x14	17,130 nC	11,590 nC	13,460 nC	9,112 nC	8,009 nC	5,430 nC
16x16	17,300 nC	10,970 nC	13,680 nC	8,680 nC	8,233 nC	5,236 nC
18x18	17,440 nC	10,360 nC	13,860 nC	8,245 nC	8,420 nC	5,024 nC
20x20	17,580 nC	9,763 nC	14,030 nC	7,801 nC	8,590 nC	4,799 nC

TABELA 4: ALGUNS VALORES PARA FILTRO 45°, COM Y2 – OUT MÓVEL (T = 23° C).

<i>Campo</i>	<i>5 cm C/Filtro</i>	<i>10 cm C/Filtro</i>	<i>20 cm C/Filtro</i>
4x4	13,940 nC	10,300 nC	5,620 nC
6x6	13,740 nC	10,350 nC	5,763 nC
12x12	12,190 nC	9,551 nC	5,623 nC

TABELA 5: MEDIDAS DAS QUANTIDADES DE CARGAS PARA O FILTRO 60° COM CAMPOS QUADRADOS, NA PROFUNDIDADE DE 5, 10 E 20 cm, COM Y1 – IN MOVEL (T = 18° C).

Campo	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro Y1	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro Y1	L1 Sem Filtro	L2 Com Filtro Y1
	5 cm	5 cm	10 cm	10 cm	20 cm	20 cm
4x4	15,390 nC	13,340 nC	11,380 nC	9,854 nC	6,162 nC	5,320 nC
6x6	16,070 nC	12,710 nC	12,110 nC	9,556 nC	6,696 nC	5,270 nC
8x8	16,530 nC	11,920 nC	12,660 nC	9,113 nC	7,142 nC	5,130 nC
10x10	16,880 nC	11,090 nC	13,080 nC	8,588 nC	7,516 nC	4,934 nC
12x12	17,140 nC	10,290 nC	13,400 nC	8,047 nC	7,826 nC	4,699 nC
14x14	17,360 nC	9,521 nC	13,670 nC	7,502 nC	8,092 nC	4,450 nC
16x16	17,530 nC	8,803 nC	13,890 nC	6,977 nC	8,318 nC	4,193 nC
18x18	17,680 nC	8,131 nC	14,080 nC	6,482 nC	8,510 nC	3,938 nC
20x20	17,830 nC	7,507 nC	14,240 nC	6,017 nC	8,674 nC	3,689 nC

TABELA 6: ALGUNS VALORES PARA FILTRO DE 60°, COM Y2 – OUT MÓVEL (T = 18° C).

Campo	5 cm C/Filtro	10 cm C/Filtro	20 cm C/Filtro
4x4	13,330 nC	9,872 nC	5,362 nC
6x6	12,680 nC	9,579 nC	5,316 nC
12x12	10,270 nC	8,059 nC	4,742 nC

A dependência do fator filtro com relação à abertura do colimador X pode ser verificada nas Tabelas 7, 8, 9, 10, 11 e 12 e já podemos Verificar que o colimador X não realiza modulação do feixe, mesmo sendo uma pequena abertura, pois o fator filtro dinâmico nesse caso é praticamente constante. Então temos campo Y = 10 cm fixo, unidade monitor 100, profundidade 10 cm e SSD = 100 cm.

TABELA 7: ALGUNS VALORES PARA FILTRO DE 30°

<i>Campo</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
<i>X e Y = 10 cm</i>	10 cm	10 cm	10 cm
5	12,070 nC	10,260 nC	10,450 nC
8	12,600 nC	10,720 nC	
10	12,810 nC	10,900 nC	11,100 nC
12	12,960 nC	11,030 nC	
15	13,110 nC	11,160 nC	11,360 nC
20	13,260 nC	11,300 nC	
30	13,400 nC	11,420 nC	

TABELA 8: ALGUNS VALORES PARA FILTRO DE 45°

<i>Campo</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
<i>X e Y = 10 cm</i>	10 cm	10 cm	10 cm
5	12,230 nC	9,372 nC	9,437 nC
8	12,770 nC	9,795 nC	
10	12,980 nC	9,959 nC	10,020 nC
12	13,130 nC	10,070 nC	
15	13,280 nC	10,190 nC	10,310 nC
20	13,430 nC	10,310 nC	
30	13,560 nC	10,410 nC	

TABELA 9: ALGUNS VALORES PARA FILTRO DE 60°

<i>Campo</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
<i>X e Y = 10 cm</i>	10 cm	10 cm	10 cm
5	12,310 nC	8,077 nC	8,102 nC
8	12,870 nC	8,458 nC	-
10	13,080 nC	8,597 nC	8,608 nC
12	13,230 nC	8,700 nC	-
15	13,380 nC	8,800 nC	8,810 nC
20	13,540 nC	8,901 nC	-
30	13,670 nC	9,000 nC	-

Agora segue as medidas para os campos regulares na posição IN e algumas medidas em OUT, realizamos estas medidas para profundidade 10 cm, unidade monitor 100 e campo X = 10 e SSD = 100 cm, ainda verificando a dependência do colimador X.

TABELA 10: PARA FILTRO 30° COM Y1 – IN MOVEL (T = 25° C)

<i>Campo Y1</i>	<i>Campo Y2</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro</i> <i>Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
0	2	5,051 nC	-	-
5	2	12,300 nC	11,660 nC	11,900 nC
10	2	13,020 nC	11,870 nC	-
15	2	12,640 nC	11,930 nC	12,180 nC
20	2	12,670 nC	11,970 nC	-
0	4	5,447 nC	4,943 nC	-
5	4	12,720 nC	11,260 nC	-
10	4	12,960 nC	11,450 nC	11,690 nC
15	4	13,050 nC	11,520 nC	-
20	4	13,090 nC	11,540 nC	11,790 nC
0	6	5,683 nC	4,6380 nC	-
5	6	12,910 nC	10,580 nC	10,800 nC
10	6	13,160 nC	10,760 nC	-
15	6	13,250 nC	10,820 nC	11,050 nC
20	6	13,280 nC	10,850 nC	-
0	8	5,724 nC	4,482 nC	-
5	8	13,010 nC	9,795 nC	-
10	8	13,260 nC	9,957 nC	10,160 nC
15	8	13,350 nC	10,020 nC	-
20	8	13,380 nC	10,040 nC	10,250 nC
0	10	5,770 nC	4,170 nC	-
5	10	13,080 nC	8,969 nC	9,150 nC
10	10	13,330 nC	9,114 nC	-
15	10	13,420 nC	9,173 nC	9,352 nC
20	10	13,460 nC	9,197 nC	-

TABELA 11: PARA FILTRO 45° COM Y1 – IN MOVEL (T = 23° C)

<i>Campo Y1</i>	<i>Campo Y2</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
0	2	5,122 nC	-	-
5	2	12,450 nC	11,350 nC	11,450 nC
10	2	12,690 nC	11,530 nC	-
15	2	12,780 nC	11,580 nC	11,690 nC
20	2	12,820 nC	11,610 nC	-
0	4	5,600 nC	4,609 nC	-
5	4	12,870 nC	10,490 nC	-
10	4	13,120 nC	10,640 nC	10,750 nC
15	4	13,210 nC	10,700 nC	-
20	4	13,250 nC	10,730 nC	10,830 nC
0	6	5,701 nC	4,210 nC	-
5	6	13,080 nC	9,444 nC	9,535 nC
10	6	13,320 nC	9,583 nC	-
15	6	13,410 nC	9,630 nC	9,722 nC
20	6	13,440 nC	9,656 nC	-
0	8	5,801 nC	3,856 nC	-
5	8	13,170 nC	8,386 nC	-
10	8	13,420 nC	8,505 nC	8,588 nC
15	8	13,510 nC	8,551 nC	-
20	8	13,550 nC	8,572 nC	8,65 nC
0	10	5,867 nC	3,432 nC	-
5	10	13,240 nC	7,381 nC	7,452 nC
10	10	13,480 nC	7,487 nC	-
15	10	13,570 nC	7,529 nC	7,593 nC
20	10	13,610 nC	7,545 nC	-

TABELA 12: PARA FILTRO 60° COM Y1 – IN MOVEL (T = 18° C)

<i>Campo Y1</i>	<i>Campo Y2</i>	<i>L1 Sem Filtro</i>	<i>L2 Com Filtro Y1</i>	<i>OUT Y2</i>
0	2	5,473 nC	-	-
5	2	12,550 nC	10,750 nC	10,760 nC
10	2	12,790 nC	10,870 nC	-
15	2	12,880 nC	10,900 nC	10,900 nC
20	2	12,920 nC	10,920 nC	-
0	4	5,847 nC	4,402 nC	-
5	4	12,970 nC	9,312 nC	-
10	4	13,220 nC	9,408 nC	9,419 nC
15	4	13,300 nC	9,447 nC	-
20	4	13,340 nC	9,453 nC	9,461 nC
0	6	6,044 nC	3,868 nC	-
5	6	13,170 nC	7,926 nC	7,932 nC
10	6	13,410 nC	8,008 nC	-
15	6	13,500 nC	8,030 nC	8,040 nC
20	6	13,540 nC	8,040 nC	-
0	8	6,148 nC	3,338 nC	-
5	8	13,270 nC	6,701 nC	-
10	8	13,520 nC	6,772 nC	6,778 nC
15	8	13,610 nC	6,792 nC	-
20	8	13,640 nC	6,797 nC	6,803 nC
0	10	6,213 nC	2,884 nC	-
5	10	13,340 nC	5,657 nC	5,662 nC
10	10	13,580 nC	5,715 nC	-
15	10	13,670 nC	5,730 nC	5,734 nC
20	10	13,710 nC	5,736 nC	-

Com relação às medidas de linearidade da dose, estas foram realizadas para verificar sua relação com a dose total acumulada durante o processo de irradiação. Para isso tomou-se o colimador Y1 – IN em que se realizou a varredura e o colimador Y2 – OUT fixo, com os seguintes dados: profundidade de 10 cm, distância fonte superfície 90 cm e com 100 UM, para um campo 10x10 cm² e energia de - 300 v para os ângulos de 30°, 45° e 60°. Com o cabeçote do acelerador a 0° foram realizadas as medidas para determinar a linearidade da dose em relação ao total de dose acumulada durante a irradiação. As medidas realizadas e apresentadas na Tabela 13 evidenciam que não há dependência de nenhum dos ângulos estudados com a linearidade

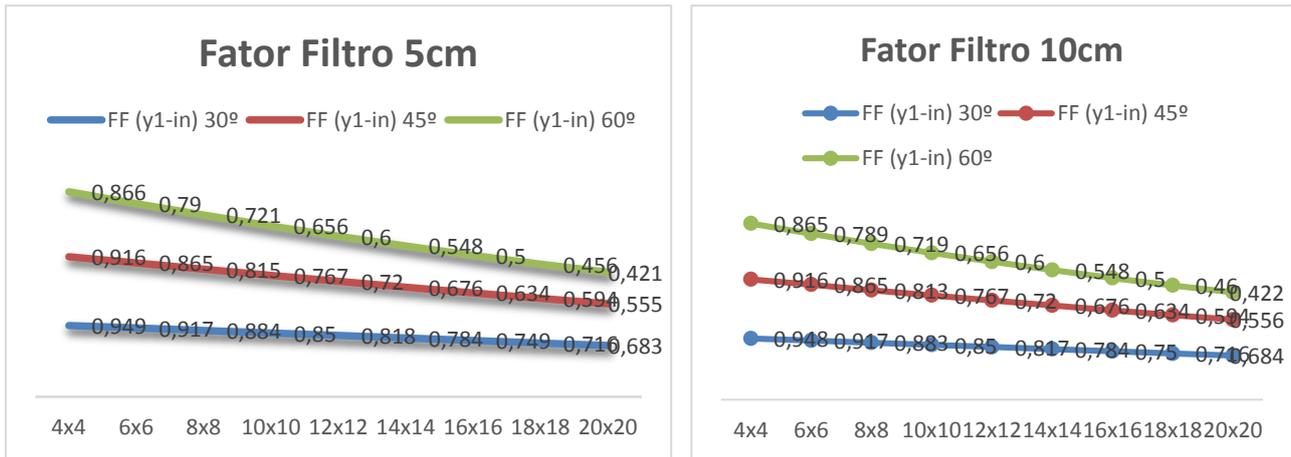
TABELA 13: UNIDADES MEDIDAS COM O COLIMADOR Y1 – IN COM VARREDURA E O COLIMADOR Y2 – OUT FIXO, PARA OS ÂNGULOS DE 30°, 45° E 60°.

	-5cm	-4cm	-3cm	-2cm	-1cm	0	1cm	2cm	3cm	4cm	5cm
30°	7,924 <i>nc</i>	14,28 <i>Nc</i>	14,27 <i>nc</i>	13,94 <i>nc</i>	13,53 <i>nc</i>	13,13 <i>nc</i>	12,75 <i>nc</i>	12,46 <i>nc</i>	11,99 <i>nc</i>	11,3 <i>nc</i>	5,525 <i>nc</i>
45°	7,89 <i>nc</i>	14,06 <i>Nc</i>	13,71 <i>nc</i>	13,13 <i>nc</i>	12,46 <i>nc</i>	11,83 <i>nc</i>	11,25 <i>nc</i>	10,79 <i>nc</i>	10,15 <i>nc</i>	9,378 <i>nc</i>	4,521 <i>nc</i>
60°	7,771 <i>nc</i>	13,74 <i>Nc</i>	12,99 <i>nc</i>	12,05 <i>nc</i>	11,04 <i>nc</i>	10,13 <i>nc</i>	9,33 <i>nc</i>	8,573 <i>nc</i>	7,697 <i>nc</i>	6,803 <i>nc</i>	3,234 <i>nc</i>

nc – nanocoulomb (Medidas com o eletrômetro)

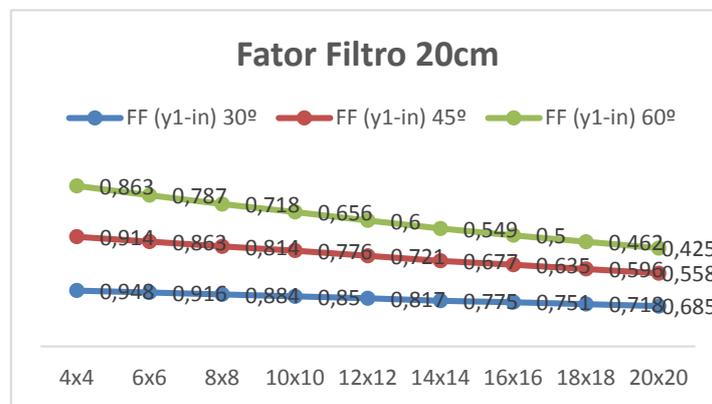
Observando a sobreposição das curvas de acordo com a figura 16 que seguem constatamos que não há dependência com a linearidade para nenhum ângulo estudado.

Os gráficos plotados são com relação às medidas realizadas experimentalmente no Hospital da FAP para filtros dinâmicos em função dos campos simétricos e assimétrico, obtém-se então o fator filtro, para os ângulos de 30°, 45° e 60° e profundidades, 5 cm, 10 cm e 20 cm. Os resultados encontrados estão de acordo com a literatura e com os dados obtidos e utilizados pelo sistema de planejamento e são os mesmos utilizados pelo setor de Radioterapia do hospital da FAP de Campina Grande PB, as mesmas análises se aplicam para os filtros de baixa, que são 10°, 15° e 25°.



(a)

(b)



(c)

Figura 14: Fator filtro (FF) dos filtros dinâmicos em função do campo para os ângulos de 30°, 45° e 60° e profundidades, 5 cm, 10 cm e 20 cm

Através dos gráficos apresentados na Figura 14, observamos que quanto mais o campo aumenta a uma diminuição do fator filtro dinâmico, pois percebemos que quanto maior o campo maior também o espalhamento da radiação ionizante. Assim o aumento do tamanho do campo significa maior dose recebida pela superfície sem filtro dinâmico (BARBOSA, 2013).

Outro fator importante a se destacar é que quanto maior o ângulo do filtro menor o fator filtro, pois o tempo de varredura dos colimadores que fazem a função

do fator filtro dinâmico é menor, levando então a uma atenuação do feixe de radiação. Já o fator filtro com relação à profundidade quase não se altera.

A determinação do fator filtro dinâmico com relação aos campos assimétricos (para a profundidade de 10 cm) para verificar a dependência com relação ao colimador X, foi outro procedimento realizado. Para isso fixou a abertura do colimador Y em 10 cm e variou-se as aberturas do colimador X em 5 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm, 15 cm, 20 cm e 30 cm. Dessa forma, para cada valor assumido para X verificamos os valores de Y para os filtros de 30°, 45° e 60° na profundidade de 10 cm (BARBOSA, 2013).

Desta forma, através da Figura 15 identifica-se que a influência do colimador X no fator filtro dinâmico é que esta não realiza a modulação do feixe de radiação nas aberturas X igual a 5 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm, 15 cm, 20 cm e 30 cm, e abertura do colimador Y igual a 10 cm para todos os ângulos dos filtros de energias de 6 Me. Na realidade o que se verifica é apenas uma pequena influência com relação a alteração do filtro, porém muito pequena, o comportamento da curvatura do fator filtro é semelhante a do outro como podemos ver no gráfico.

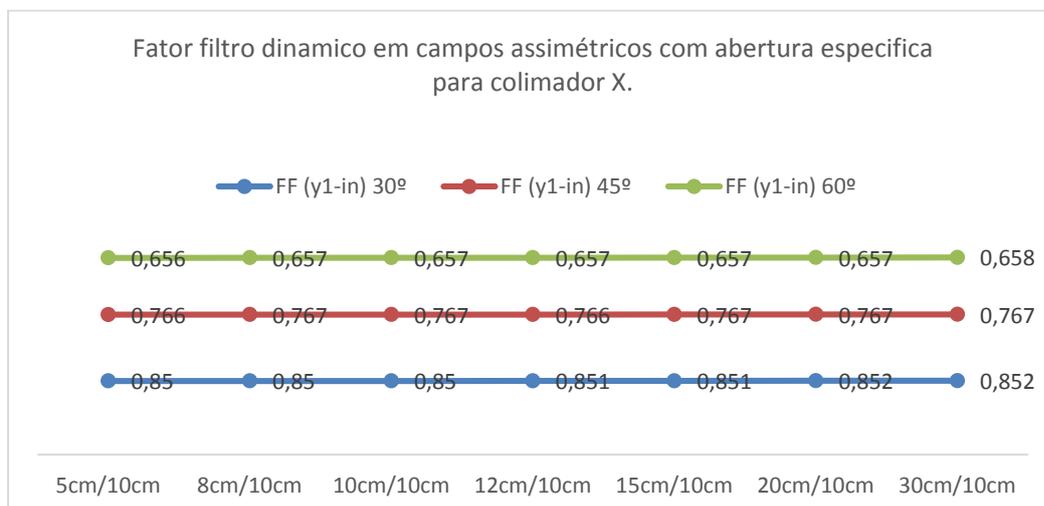


Figura 15: Fator de filtro dinâmico em função dos campos assimétricos, para uma profundidade de 10 cm, com abertura específica para o colimador X.

Com relação ao perfil do campo, temos a Figura 16, ou seja, como as cargas se comportam com relação à distância da câmara de ionização ao eixo central. Deve-se ressaltar que os dados do gráfico estão normalizados com relação ao eixo central.

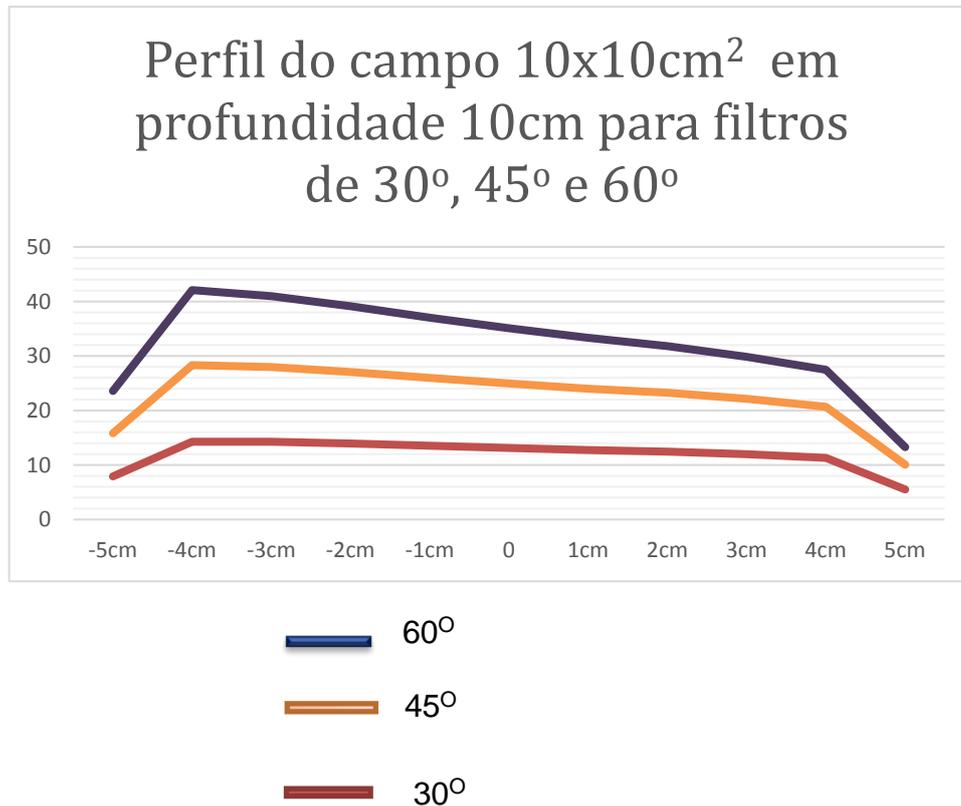


Figura 16: Perfil do campo $10 \times 10 \text{cm}^2$ para uma profundidade de 10 cm, com os filtros de 30° , 45° e 60° .

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

Este trabalho avaliou o funcionamento dos filtros dinâmicos em termos de valores que realmente estavam de acordo com os dados repassados pelo Instituto de Pesquisa do Câncer e os resultados divulgados pela literatura.

Através das medidas realizadas neste trabalho com respeito à simetria entre as orientações dos colimadores, a linearidade, o perfil de dose e o fator filtro, conclui-se que o sistema de planejamento utilizado no serviço de radioterapia no Hospital da FAP, em Campina Grande, é realizado de forma confiável, tendo equipamentos de bastante precisão.

Também se verificou que uma das vantagens dos filtros dinâmicos em relação aos filtros físicos é que estes permitem realizar medidas de campo tanto simétrico como assimétrico. Percebeu-se, inclusive, que foi possível trabalhar com os colimadores de forma simétrica (ou seja, independem do movimento dos colimadores Y1-IN e Y2- OUT) como também realizar as medidas para perfis de dose e campos assimétricos.

As comparações realizadas entre os dados obtidos e os resultados divulgados pela literatura, as maiores diferenças encontradas não comprometem, estando dentro da faixa aceitável de variação.

Este estudo foi muito importante, pois verificou-se que os tecidos saudáveis dos pacientes próximos às regiões tumorais foram poupados. Assim, as análises realizadas com filtros dinâmicos aprimorados são eficientes e ajuda a melhorar ainda mais os planejamentos e o tratamento de oncologias através da radiação.

A tecnologia adotada no sistema de tratamento de oncologia do Hospital da FAP em Campina Grande se mostra bastante eficiente tendo em vista o sistema ao qual vem seguindo repassado pelo Instituto de Pesquisa do Câncer.

REFERÊNCIAS

BARBOSA, A. SUZANA. Medidas de filtros Dinâmicos em Radioterapia. Dissertação de Mestrado. UFPB, Campina Grande, PB, Brasil, 2013.

CONTROLE DO CÂNCER: UMA PROPOSTA DE INTEGRAÇÃO ENSINO – SERVIÇO. 2 ed. Ver. Atual. – Rio de Janeiro: Pro-onco. 1993. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=100>.

Florianópolis - SC: Evolução dos Conceitos da Física. 2008 Disponível em: <www.lantec.ufsc.br/fisica/textos_hipermedia/tex3-evol%20jul15.pdf>.

KHAN, F. M. The Physics of Radiation Therapy. 2 ed. Baltimore USA, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.

KIJEWSKI, P. K., CHIN, L. M.; BJARNGARD, B. E., Wedge Shaped Dose Distribution by Computer-Controlled Collimator Motion. Med. Phys. 5, 426-429, 1978.

MARTINS, R. A descoberta dos Raios X: O Primeiro comunicado de Roentgen. Revista Brasileira de Ensino de Física, vol. 20, Nº 4, pp 373-391, 1998.

SCAF F, L. A. M. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier, 1997.

SEGRÈ, E. Dos raios X aos quarks: físicos modernos e suas descobertas. Brasília: Universidade de Brasília, 1987.

SILVA, R. A. da. Dosimetria de filtros dinâmicos aprimorados. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Autarquia associada à Universidade de São Paulo. Dissertação de Mestrado, 2006.

SILVEIRA, F. L.; PEDUZZI, L. O. Q. Três episódios da descoberta científica: da caricatura empirista a uma *outra* história. Caderno Brasileiro de Ensino de Física, v. 23, n. 1: p. 26-52, 2006.