



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

MEDIDAS DE FILTROS DINÂMICOS EM RADIOTERAPIA
Suzana Araújo Barbosa

CAMPINA GRANDE

- 2013 -

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

MEDIDAS DE FILTROS DINÂMICOS EM RADIOTERAPIA

Suzana Araújo Barbosa

Dissertação realizada sob a orientação do Prof. Dr. Danieverton Moretti, apresentada à Unidade Acadêmica de Física em complementação aos requisitos para obtenção do título de Mestre em Física.

CAMPINA GRANDE

- 2013 -

B238e Barbosa, Suzana Araújo.
 Medidas de filtros dinâmicos em radioterapia / Suzana Araújo
 Barbosa. – Campina Grande, 2013.
 74 f. : il. color.

 Dissertação (Mestrado em Física) – Universidade Federal de Campina
 Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2013.
 "Orientação: Prof. Dr. Danievertton Moretti".
 Referências.

 1. Radioterapia. 2. Filtro Dinâmico. 3. Fator Filtro. I. Moretti,
 Danievertton. II. Título.

CDU 53.089(043)

ESTUDO E DOSIMETRIA DE FILTROS DINÂMICOS EM RADIOTERAPIA

SUZANA ARAÚJO BARBOSA

Aprovada em _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Danievertton Moretti

Orientador

Prof. Dr. Amauri Fragoso de Medeiros

Examinador

Prof^a Dr^a. Morgana Lígia de Farias Freire

Examinador

Prof. Dr. Ademar Marques Caldeira Filho

Examinador

A minha saudosa mãe.

Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas

Que já tem a forma do nosso corpo

E esquecer os nossos caminhos

Que nos levam sempre aos mesmos lugares.

É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la

Teremos ficado... para sempre

À margem de nós mesmos.

Fernando Pessoa

AGRADECIMENTOS

-Ao Prof. Dr. Danievertton Moretti, pela orientação, sugestões, estímulo e competência com que conduziu este trabalho.

-Ao Prof. Dr. Ademar Caldeira pela confiança, paciência e por tudo que tenho aprendido durante esse tempo de convivência. O meu muito obrigado por dividir seus conhecimentos.

-Aos professores da banca examinadora pelas sugestões e direcionamentos.

-A todos os professores desta Unidade Acadêmica que contribuíram com a minha formação.

-A CAPES pelo suporte financeiro.

-Ao querido Yorkismar de Andrade Mendonça pelo amor, paciência e apoio emocional.

-Aos meus familiares de sangue e do coração, amigos e amigas, agradeço infinitamente por toda contribuição e por entenderem minhas ausências; elas foram necessárias nesta etapa. Saibam que fazem parte da minha vida.

-Aos irmãos da pós-graduação, aqueles os quais dividimos momentos memoráveis, que levarei por toda minha vida, em especial: Eugênio Bastos, Maria Aparecida e Fábio Alves.

-Aos funcionários da Unidade Acadêmica de Física e a querida Dona Dalva, pela grata convivência durante a minha permanência nesta Unidade.

-Aos que me deram força, tenha sido com um abraço ou com um simples sorriso. Tenha sido, até mesmo, com decepções, através das quais certamente cresci.

-Finalmente, agradeço com todo meu amor, a minha mãe, Gertrudes Araújo Barbosa (Im memoriam), não apenas pela minha vida, mas pelo amor incomparável e dedicação sem limites. Seu exemplo é parte do que eu sou e está guardado no meu coração todos os dias da minha vida. Admiro, amo e respeito, pelo ontem e para sempre.

RESUMO

Sabe-se que para garantir um melhor resultado no tratamento dos pacientes em Radioterapia é conveniente uma constância de parâmetros físicos como também a verificação do sistema de planejamento trabalhado. O trabalho que segue apresenta um estudo das propriedades físicas dos filtros dinâmicos do acelerador linear 6eX, da Varian Medical Systems, por meio de verificações experimentais, comparando-as com cálculos desenvolvidos pelo sistema de planejamento Eclipse, sob as mesmas condições. Foram determinados os fatores filtro para campos simétricos e assimétricos para o eixo central e fora dele, verificando a influência dos colimadores X e Y em diferentes aberturas; verificou-se também a dependência do fator filtro com a profundidade, com o aumento dos campos e com o aumento do ângulo empregado nos filtros, além dos perfis dos campos para profundidade específicas. A interpretação dos resultados dos fatores filtro, possibilita os cálculos do planejamento do tratamento em Radioterapia para uma eventual falta ou conferência do sistema de planejamento.

Palavras Chaves: Radioterapia, Filtro Dinâmico, Fator Filtro.

ABSTRACT

It is known that to ensure a better outcome in the treatment of patients in Radiotherapy, there should be a constancy of the physical parameters as well as a verification of the worked planning system. The following work presents a study of the physical properties of the dynamic filters of the linear accelerator 6ex, from Varian Medical Systems, using experimental verification by comparing them with calculations made by the planning system Eclipse under the same conditions. The filter factors were determined for symmetrical and asymmetrical fields to the central axis and off of it, by checking the influence of collimators X and Y in different openings, there is also the dependence of the filter factor with the depth, with the increase of the fields and angles used in the filters, and the field profiles for specific depths. The interpretation of the results of the filter factors, enables calculations in radiotherapy treatment planning, for a possible lack of planning system.

Key Words: Radiotherapy, Dynamic Filter, Filter Factor.

Conteúdo

1	Introdução	1
2	Fundamentos Teóricos	5
2.1	Raio X	6
2.1.1	Produção e Propriedades de Raio X	6
2.1.2	Espectro de Raio X	7
2.2	Interação da Radiação Eletromagnética Ionizante com a Matéria	10
2.3	Unidades de Radiação Ionizante	14
2.3.1	Unidade Monitora (UM)	14
2.3.2	Exposição (X)	14
2.3.3	Dose Absorvida (D)	15
2.3.4	Equilíbrio Eletrônico	16
2.3.5	Teoria Cavitária	16
2.3.6	Câmara de Ionização	17
2.4	Planejamento em Radioterapia	19
2.4.1	Parâmetros Físicos para o Planejamento do Tratamento	20
2.4.2	Equação de Cálculo do Planejamento do Tratamento	29
2.4.3	Sistemas Computadorizados de Planejamento do Tratamento	30
2.5	Filtro Físico	31
2.6	Filtro Dinâmico	32
3	Materiais e Métodos	35

3.1	Materiais	35
3.1.1	Acelerador Linear	35
3.1.2	Fantoma	38
3.1.3	Câmara de Ionização	38
3.1.4	Eletrômetro	39
3.1.5	Sistema de Planejamento	40
3.1.6	Montagem Experimental	40
3.2	Métodos Utilizados	41
3.2.1	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Simétricos no Eixo Central	41
3.2.2	Determinação e verificação do Fator Filtro Dinâmico para Cam- pos Assimétricos no Eixo Cental com abertura específica do Co- limador X	43
3.2.3	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Cental com o Colimador Y em Diferentes Aberturas	44
3.2.4	Verificação da Dependência do Fator Filtro Dinâmico com a Pro- fundidade no Eixo Central	44
3.2.5	Determinação dos Perfis dos Campos em Profundidade Específica	44
3.2.6	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Pontos Fora do Eixo Central	45
3.2.7	Comparação Entre o Fator Filtro Experimental e do Sistema de Planejamento: Caso Teste	45
4	 Resultados e Discussões	46
4.1	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Simétricos no Eixo Central	46
4.2	Determinação e verificação do Fator Filtro Dinâmico para Campos As- simétricos no Eixo Central com abertura específica do Colimador X	49

4.3	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Central com o Colimador Y em Diferentes Aberturas	51
4.4	Verificação da Dependência do Fator Filtro Dinâmico com a Profundidade no Eixo Central	53
4.5	Determinação dos Perfis dos Campos em Profundidade Específica . . .	54
4.6	Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Pontos Fora do Eixo Central	55
4.7	Comparação Entre o Fator Filtro Experimental e do Sistema de Planejamento: Caso Teste	56
5	Conclusão	60

Lista de Figuras

2.1	Esquema do tubo de raios x.	7
2.2	Ilustração da produção contínua de raios X.	8
2.3	Ilustração da produção contínua de raios X.	9
2.4	Curva na região de “ <i>build-up</i> ”. [2].	13
2.5	Esquema de determinação do percentual de dose em profundidade [2].	22
2.6	Diagrama ilustrativo para TPR [2].	23
2.7	Esquema para determinação do PSF [2].	24
2.8	Esquema para determinação de S_c em um ponto P.	25
2.9	Esquema para determinação de $S_{c,p}$	26
2.10	Esquema do comportamento dos colimadores Y1 e Y2.	27
2.11	Ilustração do movimento de varredura do colimador dinâmico [22].	32
3.1	Diagrama esquemático de um acelerador linear.	36
3.2	Acelerador Linear da Radioterapia do Centro de Cancerologia da Fundação Assistencial da Paraíba – FAP.	37
3.3	Fantoma e suporte com posicionador manual para câmara de ionização.	38
3.4	Câmara de ionização.	39
3.5	Eletrômetro.	39
3.6	Simulação de um fantoma virtual pelo sistema de planejamento.	40
3.7	Acelerador linear, mesa de tratamento, câmara de ionização e fantoma.	41
3.8	Esquema do posicionamento da câmara de ionização em relação ao filtro dinâmico.	43

4.1	Fator filtro dinâmico para a profundidade fixa no eixo central para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	47
4.2	Fator filtro dinâmico para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 10°	48
4.3	Fator filtro dinâmico para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 60°	48
4.4	Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para Y=5 cm e ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	50
4.5	Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para Y=10 cm e ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	50
4.6	Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para Y=20 cm e ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	51
4.7	Fator Filtro Dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 4 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	52
4.8	Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 fixo em 10 cm e Y2 igual a 4, 6, 8 e 10 cm, para filtros com ângulos de 10°, 30° e 60°	53
4.9	Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade para um campo 14 × 14 e filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	54
4.10	Perfil do campo 10 × 10 cm ² em profundidade de 10 cm para os filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	55
4.11	Fator filtro dinâmico para diversas distâncias fora do eixo central para os filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	56
4.12	Representação do sistema de planejamento para uma mama	57
5.1	Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	67

5.2	Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	68
5.3	Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	68
5.4	Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 15°	69
5.5	Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 20°	70
5.6	Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 25°	70
5.7	Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 30°.. . . .	71
5.8	Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 45°	71
5.9	Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 6 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	72
5.10	Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 8 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	73
5.11	Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 10 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°	73
5.12	Fator Filtro Dinâmico com colimador X fixo em 10cm, colimador Y1 fixo em 10cm e Y2 igual a 4cm, 6cm, 8cm e 10cm, para filtros com ângulos de 15°, 20°, 25° e 45°	74

Capítulo 1

Introdução

Os avanços nos estudos de radiobiologia, ou seja, a radiação sobre tecidos se deram, a partir do final do século XIX e início do século XX. Essa radiação, a qual é caracterizada por ser ionizante, é empregada à saúde, especialmente na medicina, e hoje tanto a área diagnóstica quanto a terapêutica encontra-se bem expandidas. Entende-se radiação ionizante como a radiação composta por propriedades especiais, as quais tem um domínio de ionizar o meio que atravessa e quebrar ligações químicas fortes pela liberação localizada de grandes quantidades de energia.

O uso da radiação ionizante para o tratamento de doenças, em especial os cânceres, tem fundamento na maior eficiência de eliminação das células cancerígenas do que nas células sadias, deste modo, a consequência de um tratamento radioterápico é a cura ou o controle da doença, aumentando o dano a parte lesionada e diminuindo o dano aos tecidos vizinhos normais. A dose de radiação tem como limite os tecidos vizinhos não lesionados e esta é calculada por um processo de planejamento do tratamento e dependerá do equipamento utilizado. Para minimizar os efeitos da radiação nos tecidos sadios é necessário levar em consideração o feixe de radiação, as energias dos feixes, as direções de incidência dos feixes, os campos e os esquemas de tratamento de dose, desta forma, encontra-se uma melhor prescrição de tratamento para o paciente.

Para atingir uma máxima eficiência no tratamento contra o câncer, é necessário ter

conhecimento sobre diversos fatores, dentre os principais estão: certezas na extensão verdadeira do tumor e ferramentas cabíveis para o planejamento do tratamento. Conhecendo e trabalhando com tais fatores, as margens de segurança são aumentadas, conseqüentemente tecidos normais adjacentes a extensão do tumor podem receber doses, o que não é ideal; por este motivo as referidas doses são mantidas a níveis sub-ótimos, o que pode trazer possíveis falhas na eliminação de células cancerígenas. Por isso, a localização e definição da extensão do tumor agregada à habilidade de adaptar as distribuições de doses são essenciais para reduzir as margens de segurança.

Recentemente os sistemas de tratamento são produzidos de forma sofisticada com software que permitem tratamentos tridimensionais e o controle via computador. Esses tratamentos requerem a utilização de vários campos, normalmente com formas irregulares, o que por sua vez, possibilita a implementação de diversas estratégias e aperfeiçoamento do tratamento[1].

No tratamento de neoplasias malignas, é necessário proteger as estruturas críticas, ou seja, tecidos não afetados pelo tumor. Essa proteção encontra-se em conformidade com a necessidade pessoal e especial do paciente, assim muitas vezes, se faz necessário interpor entre o paciente e o feixe de radiação um modificador de feixe, que pode ser um bloco metálico compensador, ou um filtro que tem como função compensar a falta de tecido e, por sua vez, ajustar as curvas de isodose, como também aprimorar o gradiente de dose dentro do tecido irradiado [2].

O uso dos filtros nos tratamentos radioterápicos é uma prática corriqueira tanto em irradiadores ^{60}Co como em aceleradores lineares. Porém, com o crescimento constante da tecnologia e o advento dos aceleradores lineares controlados por computadores, surgiram novas técnicas a utilização de filtros não-físicos passou a ser habitual.

Por volta de 1978 surgiram os primeiros artigos expondo a ideia do uso de colimadores dinâmicos com finalidade de geração de distribuições de doses equivalentes àquelas produzias por filtros físicos [3]. Assim, ficaram reconhecidos filtros dinâmicos

ou filtros eletrônicos da Varian Medical Systems esses colimadores dinâmicos[4].

Se compararmos os filtros físicos com os filtros dinâmicos são claras as vantagens clínicas ao que diz respeito à distribuição de dose bem como à dose que chega às extremidades do campo com o uso dos filtros dinâmicos, principalmente nos tratamentos de mama [5, 6], degeneração muscular [7], parótida [8], do cérebro [9] e nos tratamentos que fazem uso de técnicas da radioterapia estereotáxica [10], ou seja, tratamentos planejados por meio da fusão de imagens de tomografia e ressonância magnética, possibilitando assim um melhor ajuste ao tamanho do tumor, devido suas imagens 3D.

Com os processos de tratamento cada vez mais complexos, há a necessidade de aprimoramento nos mecanismos, visando um aumento no controle de qualidade, para assim, o tratamento ser potencialmente efetivo. Sabe-se que para garantir um melhor resultado no tratamento dos pacientes é necessário além de um comportamento constante de parâmetros físicos a verificação do planejamento do tratamento.

Em contrapartida, os procedimentos do conjunto acelerador-sistema de planejamento, relacionado à adição e prática clínica de filtros dinâmicos, não seguem um padrão. Deste modo, torna-se necessário um estudo criterioso a fim de constituir um conjunto de parâmetros físicos que possam ser determinados antes da implementação clínica do filtro dinâmico [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19].

Segundo [20], que é o manual do fabricante, suas descrições se restringem ao funcionamento do filtro dinâmico não indicando os parâmetros importantes para o comissionamento¹; implementação clínica e controle de qualidade.

O fator filtro dinâmico, para [20], tem especificações genéricas. Ele é um fator de transmissão e varia de acordo com a energia do feixe de radiação, do material e da geometria; assim tais informações precisam ser checadas com dados experimentais para posteriormente serem implementadas. A partir de tais informações precisamos conhecer se o fator filtro tem o domínio de alterar outros parâmetros envolvidos no

¹Processo que consiste na aplicação integrada de um conjunto de técnicas e procedimentos para verificar, inspecionar e testar componentes.

cálculo da dose.

Para ter conhecimento se o filtro dinâmico tem características específicas para alterar outros parâmetros envolvidos, foram determinados os fatores filtros dinâmicos para condições distintas e também se conferiu a dependência de outros parâmetros envolvidos no cálculo da dose de radiação com a utilização desse filtro. Os parâmetros estudados no trabalho que segue está vinculada a utilização clínica do filtro dinâmico, para isso escolhemos um caso clinico de tratamento de mama para a validação dos resultados.

Os parâmetros estudados no trabalho foram escolhidos por suas ligações com os filtros dinâmicos, que tem uma importância ímpar para o tratamento dos diversos tipos de tumores. O perfil prático para a validação dos resultados do trabalho foi realizado no setor de Radioterapia da Fundação Assistencial da Paraíba (FAP).

Portanto, tem-se como objetivo do trabalho compreender, caracterizar e relacionar as principais propriedades físicas envolvidas com o filtro dinâmico, sendo estas por meio de determinações experimentais em várias condições. Posteriormente é feita uma checagem dos dados experimentais, com o sistema de planejamento, sob as mesmas condições, utilizado a literatura estudada. Deste modo, sugere-se um conjunto de parâmetros físicos que facilitarão o comissionamento, implementação clínica e além de tudo um maior controle de qualidade.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

Desde a descoberta do Raios-x, em 1895, por Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), esta radiação tem representado um papel significativo, sobretudo na medicina, sendo mais especificamente na radioterapia, radiologia diagnóstica e medicina nuclear.

Sabe-se que a terapia por radiação é utilizada para o tratamento de doenças, sendo esta terapia baseada em diferentes tipos de radiação ionizante. A radiação ionizante é caracterizada pela ionização ou remoção de elétrons e moléculas que constituem a matéria; esse processo modifica o comportamento físico e químico desta matéria.

A radiação ionizante causa prejuízos biológicos às células, pela transferência de energias às mesmas; esses prejuízos podem acarretar na morte celular bem como danos no material genético das células. Os efeitos biológicos ocorrem a níveis químicos e bioquímicos, causando a quebra nas estruturas moleculares, provocando uma disfunção nas moléculas, falhas na reprodução e mutação. A partir desses efeitos, pode existir o desenvolvimento de cânceres.

Apesar dos danos citados anteriormente, a radiação ionizante é usada para tratamentos em medicina, ou seja, seus benefícios são maiores que seus prejuízos; o que possibilita este feito é o fato que as células do câncer são mais sensíveis à radiação que as células normais. Deste modo, tornou-se importante entender a radiação ionizante a nível físico associado aos processos biológicos.

2.1 Raio X

Os raios-x são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que 1\AA e energia da ordem de keV. Röntgen observou os raios-x pela primeira vez quando estudava raios catódicos, tema de estudo de Hertz e Lenard, em um tubo a vácuo. Desta forma, percebeu que esta radiação poderia ser detectada fora do tubo pela criação de linhas pretas em um pedaço de papel com platino-cianeto de Bário [21].

2.1.1 Produção e Propriedades de Raio X

No tubo de raios X encontra-se dois elementos, um eletrodo positivo (ânodo) e outro negativo (cátodo). Os raios X são produzidos quando um fluxo de elétrons em altas velocidade¹ e energia provenientes do cátodo aquecido² chocam-se com o ânodo emitindo radiação.

O cátodo é constituído de duas partes principais: o filamento e o copo focalizador, eles têm como função emitir e focalizar elétrons em forma de feixe em sentido ao ânodo. De forma geral, o cátodo é um fio em forma de espiral dentro de uma cavidade (copo focalizador). O filamento é normalmente feito de Tungstênio, pois tem alto ponto de fusão e não vaporiza facilmente³.

O corpo de focagem serve para focalizar os elétrons que saem do cátodo e fazer com que eles se choquem exatamente no ânodo. O aquecimento do filamento (Cátodo é responsável pelo controle da corrente no interior do tubo. Quanto mais aquecido for o filamento, um maior número de elétrons será emitido pelo mesmo, e por consequência terá a corrente que fluirá entre ânodo e cátodo. Assim, a corrente de filamento controla a corrente entre ânodo e cátodo.

O ânodo serve de suporte para o alvo e atua como elemento condutor de calor. O

¹Esse fluxo de elétrons são acelerados por uma diferença de potencial existente entre o cátodo e o ânodo.

² Aquecimento por efeito Joule

³a vaporização do filamento provoca o enegrecimento do interior do tubo e a consequente mudança nas características elétricas do mesmo.

ânodo deve ser de um material (tungstênio) de boa condutividade térmica, alto ponto de fusão e alto número atômico, de forma a otimizar a relação de perda de energia dos elétrons por radiação (raios X) e a perda de energia por aquecimento. Existem dois tipos de ânodo: ânodo fixo e ânodo giratório.

Os raios X são produzidos devido à desaceleração brusca dos elétrons causada pela força atrativa do núcleo de tungstênio, essa desaceleração produz um espectro contínuo de radiação eletromagnética [22]. A figura 2.1 representa o esquema do tubo de raio X e como os raios X são produzidos a partir do choque com o ânodo.

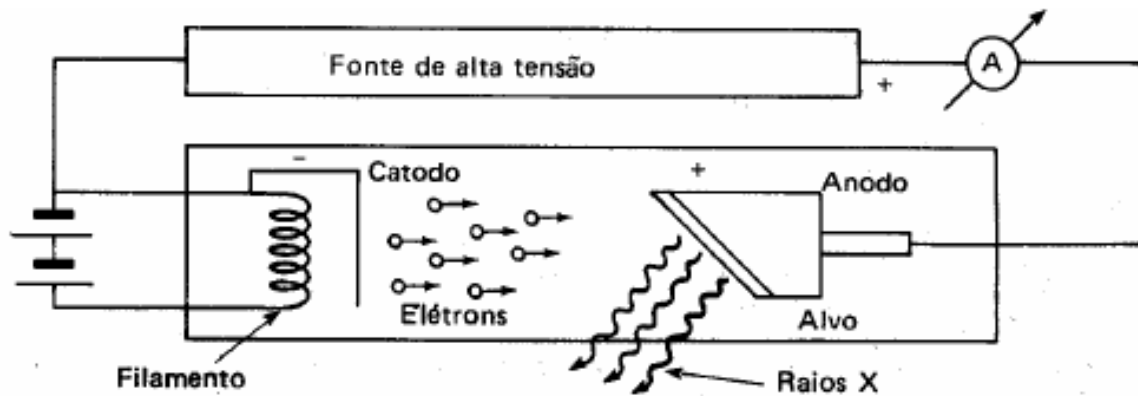


Figura 2.1: Esquema do tubo de raios x. [23].

2.1.2 Espectro de Raio X

O *Stopping Power*, reconhecido como poder de freamento “S” é dado pela a energia perdida por unidade de trajetória de uma partícula incidente em meio absorvedor, como segue expresso na equação seguinte.

$$S = -\frac{dE}{dx} \quad (2.1.1)$$

As interações que resultam na perda de energia dos elétrons são distintas de acordo com a intensidade de energia dos elétrons. Para elétrons de baixa energia ocorrem o

fenômeno de excitação, mas para elétrons de alta energia existe uma interação inelástica com os núcleos atômicos, resultando na emissão de radiação [24].

A produção de raios X resultante das interações inelásticas nos fornecem um espectro característico (de linhas) de raios X e um espectro contínuo de raios X. O primeiro é resultado da colisão de um elétron incidente e um elétrons orbital, este elétron incidente transfere ao elétron orbital energia suficiente para ejetá-lo de sua órbita, deixando uma lacuna.

A instabilidade gerada nesse átomo devido ao aparecimento da lacuna é corrigida pelo rearranjo dos elétrons de uma órbita mais externa para esta lacuna; assim, a passagem dos elétrons gera uma diminuição na energia potencial do elétrons e o excesso de energia é emitido como raio X. É chamado de espectro característico, pois seus valores são discretos e característicos de cada elemento. A figura 2.2 ilustra os raios X característicos.

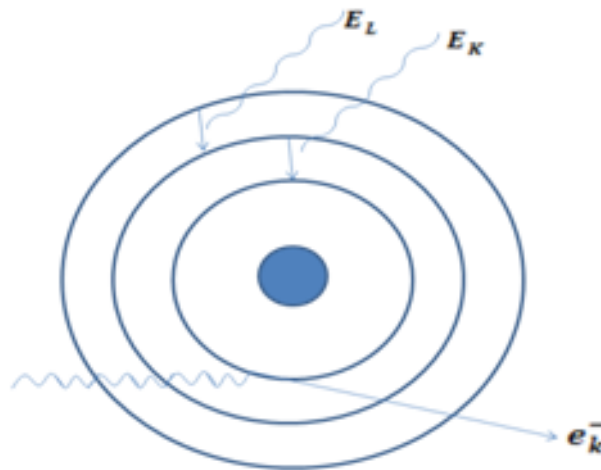


Figura 2.2: Ilustração da produção contínua de raios X.

Onde:

- E_L é o elétron assumindo a lacuna na camada L, diminuindo sua energia potencial e emitindo raio X;

- E_K é o elétron assumindo a lacuna da camada K, diminuindo sua energia potencial e emitindo raio X;

- e_k^- é o elétron atômico ejetado.

Os raios X de espectro contínuo é obtido baseado na teoria clássica, quando os elétrons passam perto do núcleo alvo, sofrem grande atração e deflexão na sua trajetória, sendo, portanto, acelerados, sua energia é dissociada e se propaga como radiação eletromagnética.

A radiação eletromagnética pode assumir qualquer valor de energia até o seu valor máximo que é a energia cinética do elétron incidente, propondo dessa forma um espectro contínuo de raios X [24]. A figura a seguir, ilustra a produção contínua de raios X.

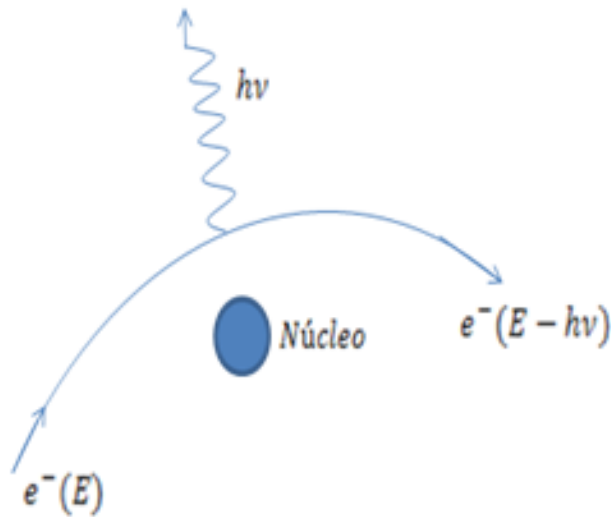


Figura 2.3: Ilustração da produção contínua de raios X.

Onde:

- e^- é o elétron antes com toda sua energia;
- $h\nu$ é a energia perdida pelo elétron em consequencia da atração exercida pelo núcleo;
- $e^-(E - h\nu)$ é o elétron depois de perder sua energia, ou seja, quando são defletidos.

2.2 Interação da Radiação Eletromagnética Ionizante com a Matéria

Ao ser inserido e se propagar na matéria um feixe de radiação eletromagnética ionizante sofre diminuição na sua intensidade por ser atenuado. Existe um coeficiente de atenuação linear, chamado μ^4 e este representa a probabilidade de fótons serem removidos do feixe de radiação, para cada energia do feixe e para cada material absorvedor há um coeficiente de atenuação específico.

Uma espessura dx reduz a intensidade do feixe de uma quantidade dI , proporcional a intensidade I , à espessura dx , e também a função do material absorvedor $[\phi(Z)]$ e da energia do feixe $[\phi(E)]$. Assim escrevemos:

$$dI = -I dx [\phi(Z)] [\phi(E)] \quad (2.2.2)$$

Mas, a dependência com o material $[\phi(Z)]$ e com a energia do feixe $[\phi(E)]$ é expressa pelo coeficiente de atenuação linear μ e o sinal negativo representa o decréscimo da intensidade do feixe com o aumento da espessura. Integrando a equação anterior obtém-se:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.2.3)$$

onde:

- I_0 é a intensidade incidente no meio absorvedor; - I é a intensidade transmitida pelo absorvedor; - x é espessura do absorvedor; - μ é o coeficiente de atenuação linear.

É interessante ressaltar que existe ainda o coeficiente de atenuação de massa $\frac{\mu^5}{\rho}$ e o coeficiente de atenuação eletrônico μ_e^6 , o primeiro é o coeficiente de atenuação linear dividido pela densidade do material, o segundo, por sua vez, é o coeficiente de

⁴Normalmente expresso em cm^{-1}

⁵ É a redução fracional da intensidade do feixe produzida por um absorvedor de espessura $1g/cm^2$

⁶ É a redução fracional da intensidade do feixe, produzida por um absorvedor de espessura 1 elétron/ cm^2

atenuação de massa pelo número de elétrons por grama do material [24].

Há vários mecanismos de interação de radiação com a matéria, porém a ocorrência de alguns é tão incomum que apenas citaremos. O efeito fotoelétrico é a emissão de um elétron por um material, quando exposto a uma radiação eletromagnética superior à energia de remoção dos elétrons, provocando a sua saída das órbitas, de duas formas: sem energia cinética (se a energia da radiação for igual à energia de remoção) ou com energia cinética, se a energia da radiação exceder a energia de remoção dos elétrons [38].

O espalhamento de Thomson é a interação da radiação eletromagnética com elétrons livres no meio absorvedor, o campo elétrico faz o elétron oscilar. Um elétron oscilando representa um dipolo clássico (carga em movimento), que irradia em todas as direções, isto é, o elétron espalha parte da energia da radiação incidente.

O efeito Compton é a diminuição de energia (aumento de comprimento de onda) de um fóton de raio-X ou de raio gama, quando ele interage com a matéria, Compton atribuiu esse efeito a liberação de um elétron.

Uma outra interação da radiação eletromagnética com a matéria produz um efeito de produção de pares, que nada mais é que a interação com um fóton de energia determinada (igual ou superior a $1,022 \text{ MeV}$)⁷ nas vizinhanças do núcleo de um átomo, promovendo a criação de uma partícula negativa (elétron) e uma positiva (pósitron). Daí o nome dado a esta interação.

O coeficiente de atenuação μ mede a energia absorvida pelo meio e a soma dos coeficientes de absorção de energia dos efeitos fotoelétricos, Compton e produção de pares, o espalhamento Thomson foi excluído porque nenhuma energia é transferida para o meio.

Segundo [24], radiações eletromagnéticas, como raios X e raios γ ⁸, produzem menos

⁷Nesse tipo de interação a energia mínima necessária é dada de acordo com a relação relativística de equivalência entre massa e energia, $E = 2m_0c^2$, onde m_0 é a massa de repouso do elétron e c é a velocidade de propagação da luz no vácuo

⁸Radiação produzida geralmente por elementos radioativos, processos subatômicos como a aniquilação de um par pósitron-elétron

ionizações do que as partículas α^9 e β^{10} , comparando estas radiações verifica-se que γ ou raios X são mais penetrantes que α ou β , deste modo, conclui-se que o poder de ionização é inversamente proporcional à penetração. As ionizações produzidas no mesmo meio pelas radiações α , β e γ ou X estão entre si como 10000, 100 e 1.

A partir da interação dos fótons com a matéria, são produzidas partículas ionizantes, isto é, elétrons com altas energias, também conhecido como partículas β ou pósitron. Essas partículas ionizantes recebem energia cinética E_{tr}^{11} pela interação fóton-matéria e em seguida perde no meio uma energia, chamada e energia absorvida E_{ab} , deste modo, fornece ao mesmo meio inserido uma dose D^{12} .

Ionização específica é dada como os íons produzidos na trajetória da partícula ionizante. Como em intervalos de tempo muito pequenos acontecem muitas interações, rapidamente a partícula ionizante perde sua energia cinética e, portanto, sua velocidade. Assim entende-se que a ionização é inversamente proporcional a velocidade da partícula ionizante¹³, no nosso caso, sendo a partícula β .

A densidade de ionização cresce com o trajeto da partícula de ionização, obtendo o seu valor máximo na posição de alcance desta partícula. Como as partículas ionizantes podem ter diversos alcances, dependendo da sua energia, a deposição de energia ao meio, isto é, a dose, pode ser liberada a uma distância¹⁴ entre a interação inicial (fóton-matéria) e o seu alcance máximo.

Partículas ionizantes liberadas por radiações de megavoltagem, como é o caso do trabalho que segue, percorre fração de centímetros na água ou tecidos humanos até serem freadas. Portanto, admite-se que a maior quantidade de dose estará a uma certa distancia do ponto de interação inicial[24].

⁹São partículas carregadas por dois prótons e dois nêutrons, sendo, portanto, átomos de hélio.

¹⁰Elétrons de alta energia ou pósitrons emitidos de núcleos atômicos.

¹¹Energia média transferida em energia cinética das partículas carregadas.

¹²Deposição de energia ao meio.

¹³A afirmação acima não é válida quando as partículas tiverem velocidades relativísticas

¹⁴A distância dependerá se a radiação liberada é em quilovoltagem ou megavoltagem, por exemplo, partículas em quilovoltagem percorrem alguns milímetros no meio se comparar com uma partícula de 20MV, que percorrerá 8cm.

Entre a superfície irradiada e o alcance das partículas de ionização onde sua dose é máxima (máximo de ionização), existe uma região chamada de “*build-up*”, essa região tem uma espessura específica chamada de equilíbrio eletrônico [2, 24], o que será abordado posteriormente. Após o máximo de ionização, essa ionização é diminuída tanto pela atenuação como pela lei do inverso do quadrado da distância. Na figura (2.4) verifica-se a curva na região de “*build-up*” para a energia do feixe incidido na matéria.

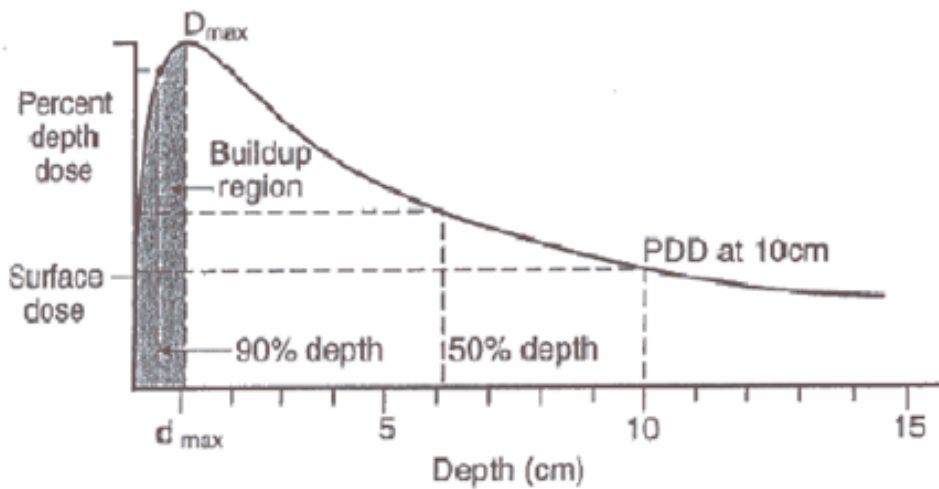


Figura 2.4: Curva na região de “*build-up*”. [2]

Na figura 2.4 a dose cresce até chegar ao seu máximo e depois decresce com o aumento da profundidade. A dose máxima, ou ainda, a máxima ionização não é na superfície da água (fantoma) ou do paciente (tecido humano); esse fato é ocorrido pois para haver o máximo de ionização é necessário interação com a matéria e isso não é conseguido na superfície.

A radiação interagem com a matéria ionizando-a e perde sua velocidade com o aumento do alcance, como a velocidade, segundo [24], é inversamente proporcional a ionização, quanto menor a velocidade maior será essa ionização. O ponto entre a interação inicial e o valor máximo de ionização é a região escura da figura (“*build-up*”).

2.3 Unidades de Radiação Ionizante

Para o desenvolvimento do trabalho em Radioterapia bem como o estudo desta área faz-se necessário o entendimento de um conjunto de conceitos fundamentais. Nesta seção faremos uma exposição de tais conceitos, tratando sucintamente cada um deles.

2.3.1 Unidade Monitora (UM)

A medida da quantidade de radiação que o feixe emite para um dado tempo é reconhecida como rendimento do equipamento, entretanto em equipamentos que produzem radiações de megavoltagem não consegue-se medir a quantidade de radiação no tempo, mas sim se a quantidade de radiação integrada, isto é a quantidade de ionização acumulada durante o tempo total do tratamento dinâmico[39]. Essa radiação integrada é usualmente conhecida como UM (Unidade monitora)[24].

2.3.2 Exposição (X)

Segundo [24] e [25] a exposição é dada pelo valor de todas as carga elétricas de todos os íons de mesmo sinal, produzido no ar, quando todos os elétrons produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar são freados. Desta forma, exposição é a habilidade de a radiação ionizar o ar.

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, como sendo a habilidade ou a capacidade da radiação X e gama em produzir ionizações no ar. Esta grandeza não é definida para neutrons, partículas α ou β [28]. A exposição é representada pela expressão que segue e sua unidade é o C/kg no Sistema Internacional (SI).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.3.4)$$

Exposição em Röntgen, é definida como sendo a quantidade de radiação X ou γ tal que, a emissão corpuscular ela associada, em um cm^3 de ar, produz no mesmo, íons

transportando uma u.e.s (unidade eletrostática de carga) de cada sinal, nas condições normais de temperatura e pressão (CNTP = 0°C e 760mmHg).

2.3.3 Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, pois é válida para quase todos os tipos de radiações ionizantes (X , γ , α e β) e deve ser definida para qualquer tipo de material absorvedor [28].

A dose absorvida é definida como sendo a medida da energia total depositada pela radiação ionizante na matéria em um determinado elemento de massa do volume. A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o *Gray* (Gy) [25, 40].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.3.5)$$

Onde:

- dE é a energia depositada pela radiação ionizante;
- dm é a massa do volume do meio.

Baseado em [26, 28], existe uma relação entre a dose absorvida (D) em um meio e a exposição(X), essa relação é dada pela proporção da exposição e um fator de conversão da exposição em dose absorvida, cujo valor depende da energia da radiação e do tipo de material que está sendo irradiado, o resultado da proporção resulta na dose absorvida.

$$D = X f_{\lambda} \quad (2.3.6)$$

Onde:

- X a exposição;
- D é a dose absorvida pelo meio;
- f_{λ} é o fator de conversão da exposição em dose absorvida irradiado.

2.3.4 Equilíbrio Eletrônico

O equilíbrio eletrônico está intimamente ligado com o grau de exposição. Pela definição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda sua energia por meio de ionizações em um volume específico de ar e as cargas de mesmo sinal devem ser somadas. Porém, existem elétrons nesse processo que são produzidos no volume específico e depositam sua energia fora deste volume com suas cargas também fora da soma total, em contrapartida, elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e suas cargas serem consideradas na soma total. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais existe uma condição de equilíbrio eletrônico, necessária para definição de exposição [27, 28].

2.3.5 Teoria Cavitária

Para medir a dose absorvida num meio é necessário introduzir um instrumento sensível à radiação nesse meio. Esse instrumento (detector de radiação) difere em número atômico e densidade do meio onde é inserido, representando uma descontinuidade, ou seja, constitui uma cavidade nesse meio [28].

Para se determinar o tipo de teoria cavitária a ser aplicada, verifica-se o tamanho da cavidade quando se é comparado com o alcance dos elétrons presentes no meio. A finalidade da teoria da cavidade é relacionar a dose absorvida numa cavidade ou num detector de tamanho e composição (número atômico) arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico diferentes [28].

Existem vários modelos de teoria cavitária, dentre eles o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray [29, 30], por ter sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada.

Gray anunciou o princípio cavitário em 1929, embora Bragg em 1912 já tivesse discutido o assunto de forma qualitativa. A teoria cavitária desenvolvida por Gray foi

baseada na ionização do ar provocada pela radiação gama.

Considerando o meio uniformemente irradiado e existindo o equilíbrio eletrônico, a energia depositada por elétrons secundários num elemento de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento [28]. Desta forma, o princípio de equivalência, enunciado em [29, 30], propõe que a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume, é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido, sendo $1/\rho$ a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio. A relação de Bragg-Gray pode ser dada pela relação:

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot mS_{meio,cavidade} \quad (2.3.7)$$

Onde:

- D_{meio} é a dose absorvida no meio;

- $D_{cavidade}$ é a dose absorvida na cavidade;

- $mS_{meio,cavidade}$ é a razão entre os freamentos médios de massa e da cavidade.

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos elétrons que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de frenagem, e que este é independente da energia dos elétrons.

2.3.6 Câmara de Ionização

Para detectar radiações, foi desenvolvido um sistema detector baseado nas interações que um meio sofre ao ser atravessado por estas radiações. Esses detectores estão baseados na ionização de um gás e são construídos considerando a coleta de íons produzidos no volume sensível a partir da radiação ionizante neste.

O mais simples exemplo dos detectores a gás citados anteriormente é a câmara de ionização e esta é baseada na coleta de cargas criadas a partir das ionizações.

A câmara de ionização é constituída de um eletrodo coletor central e da sua parede condutora. O eletrodo se comporta como um ânodo e a parede, por sua vez, se comporta como um cátodo. O volume sensível da câmara de ionização é delimitado por sua parede e trata-se de uma cavidade preenchida por um gás ou uma mistura de gases [28].

Segundo [31] e [32], a forma da câmara de ionização depende de alguns fatores, tais como, a distância entre os eletrodos e a espessura da parede, estes fatores, por sua vez, garantem a recombinação de íons e como consequência a condição de equilíbrio eletrônico.

É aplicada uma diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo, deste modo, os íons em pares são separados e os íons negativos se encaminham para o ânodo e, por sua vez, os íons positivos para o cátodo. Este fluxo produz uma corrente elétrica da ordem de 10^{-12} A e se faz necessário um dispositivo para realizar as medidas de corrente, este dispositivo é chamado de eletrômetro [28].

Existem vários tipos de câmara de ionização com dimensões e formas distintas e o seu uso depende exclusivamente do que será medido (exposição ou dose absorvida), da radiação a ser medida (Raios X, α , β ou γ), a sua intensidade e energia. Neste trabalho utilizaremos especificamente a câmara de ionização cilíndrica, do tipo dedal.

O funcionamento da câmara de ionização tipo dedal é dado tanto pelo princípio de equilíbrio eletrônico como pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas não mede diretamente a exposição, por isso, faz-se necessário uma calibração em relação ao dosímetro.

A câmara de ionização tipo dedal é um instrumento de dimensões pequenas¹⁵, onde há um volume de ar delimitado pela parede condutora. Inserido nesse volume sensível de gás encontra-se um eletrodo que coleta os íons formados no gás.

Com relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários, o material da parede da câmara e do eletrodo central são equivalentes ao do gás sensível, para assim não causar perturbação no campo de radiação, isto é, a parede se comporta como uma

¹⁵Em torno de 10cm.

camada de ar condensado fazendo com o que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários não sejam perturbados pela parede. Os elétrons secundários são gerados pela interação da radiação primária com o material da parede, no volume de gás.

A parede condutora da câmara de ionização possui uma espessura maior do que o alcance dos elétrons secundários produzidos fora do volume sensível, isto é, fora da câmara, o que significa que a ionização detectada pelo eletrodo central está associado aos elétrons secundários criados e freados dentro do volume da câmara, pois ocorre o equilíbrio eletrônico. A energia transferida dos elétrons secundários, que são gerados na parede, para o volume sensível é igual à energia transferida dos elétrons, gerados no volume do ar, para a parede da câmara [25].

2.4 Planejamento em Radioterapia

O planejamento de um tratamento em radioterapia é relativamente complexo, pois envolve conhecimentos específicos e agrega profissionais especializados. O planejamento de um tratamento tem função de determinar a distribuição espacial de dose na área lesionada bem como em áreas adjacentes de interesse.

Para se conseguir uma dose administrada, segundo o Médico Radioterapeuta, faz-se necessário a determinação de alguns parâmetros físicos do feixe de radiação como também do equipamento utilizado. Para os cálculos de dose serem feitos são disponibilizados nos serviços de Radioterapia os parâmetros necessários em forma de gráficos e tabelas, mas quando se trata de sistemas de planejamento computadorizados, isto é, sistemas de planejamento em 2D e 3D os dados de tais parâmetros são inseridos no próprio sistema.

Em instituições que dispõem de sistemas de planejamento computadorizados é recomendado [33] que exista o cálculo manual dos parâmetros físicos para um controle de qualidade do sistema, pois assim pode-se comparar os valores encontrados dos

parâmetros referidos com os sistema de planejamento.

2.4.1 Parâmetros Físicos para o Planejamento do Tratamento

Os parâmetros físicos devem ser previamente caracterizados para utilização do equipamento, no caso, o acelerador linear. A dose absorvida por um paciente ou fantoma varia a medida que o feixe de radiação penetra em profundidade, o que depende de alguns parâmetros, tais como: energia do feixe, profundidade, tamanho do campo, distância à fonte, sistema de colimação do feixe, etc [2]. Portanto, o cálculo da dose considera vários parâmetros, o quais afetam a distribuição de dose em profundidade.

- **Distância Fonte-Superfície (DFS)**

A Distância Fonte – Superfície (DFS), também conhecida por SSD *Source Skin Distance* é a distância padrão entre a fonte de radiação e a pele do paciente, ou a superfície do fantoma. Esta distância é verificada com o auxílio da escala luminosa existente no equipamento. Usualmente essa distância é 100cm.

- **Isocentro**

O isocentro é o ponto onde encontra-se o eixo de rotação do braço do acelerador linear ("gantry")¹⁶ com o eixo de rotação do colimador da unidade de tratamento, ou seja, é um ponto virtual de intersecção do eixo horizontal com o eixo central do feixe [24].

- **D_{máx}**

A profundidade de equilíbrio máximo é a profundidade onde ocorre o equilíbrio eletrônico, já abordado anteriormente. Normalmente, a profundidade de ionização máxima (máximo de dose) aumenta com o aumento da energia dos fótons, ou seja, quanto maior é a radiação maior será a profundidade de equilíbrio eletrônico.

¹⁶O gantry tem a função de proporcionar uma rotação ao equipamento, facilitando o recebimento de dose.

D_{max} só ocorre na superfície da água(fantoma)/pele(paciente) para o feixe de radiação de baixa energia; sua ocorrência é abaixo da superfície apenas para feixes de radiação de megavoltagem, como é o caso do trabalho que segue.

- **Percentual da Dose em Profundidade (PDP)**

A distribuição de dose no eixo central é expressa a partir da normalização da dose, em uma dada profundidade, com relação a uma dose referência, a qual é utilizada a profundidade de dose máxima. Deste modo, para ser obtido um percentual de dose em profundidade, define-se o quociente, expresso em porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade d pela dose absorvida na profundidade de referência d_{max} [2]. Assim, temos o PDP expresso como:

$$PDP(d, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \quad (2.4.8)$$

Onde PDP tem dependência da:

- d , profundidade;
- A , tamanho do campo;
- f , distância da fonte;
- $h\nu$, energia do feixe.

Para melhor entender a relação que engloba o percentual de dose em profundidade, é interessante ressaltar que a dose de referência citada anteriormente, a qual chamamos de D_{max} , é a dose absorvida para uma menor profundidade, e a dose que foi chamada de D_d , que é uma dose a qualquer, tem uma maior profundidade. A partir da figura 2.5 verifica-se a disposição tanto das doses como das profundidades para cada dose e a relação entre elas.

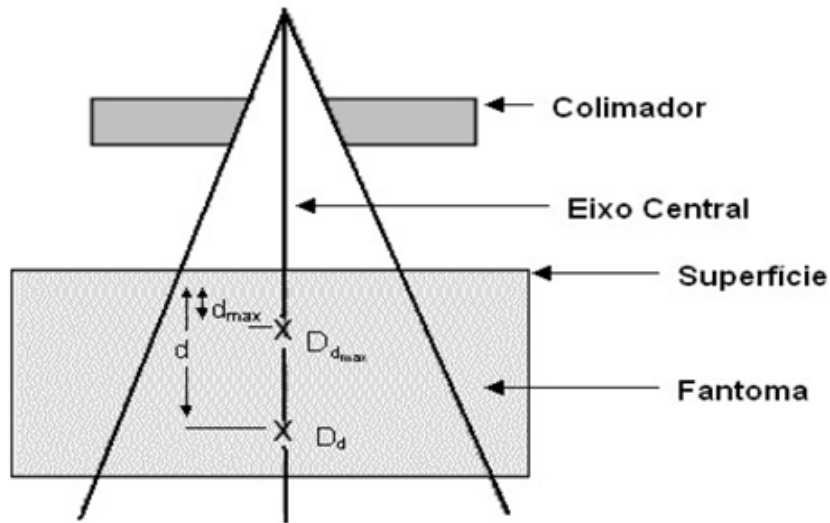


Figura 2.5: Esquema de determinação do percentual de dose em profundidade[2].

Onde:

- d é a profundidade da dose D_d ;
- d_{max} é a profundidade da dose $D_{d_{max}}$

• Razão Tecido-Máximo

A razão tecido-máximo – TMR (*Tissue Maximum Ratio*), é uma grandeza associada ao cálculo de UM em tratamentos isocêntricos, de maneira similar à porcentagem de dose profunda (PDP). Este tem por objetivo caracterizar a dose no eixo central através da normalização da dose em uma profundidade de referência.

O levantamento de dados torna-se tecnicamente difícil, pois é necessária a variação da altura da coluna de água dentro do fantoma, ao invés da variação da profundidade da câmara de ionização como é feito na porcentagem de dose profunda (PDP). Dessa forma, o valor da relação tecido máximo (TMR) é calculado a partir dos valores de porcentagem de dose profunda (PDP) corrigidos para algumas condições.

A TMR é expressa pela razão entre a dose, em um ponto específico, a uma profundidade d pela dose nesse mesmo ponto na profundidade de dose máxima. Refere-se à TMR, quando a profundidade de referência (d_{ref}) é a profundidade de dose máxima (D_{max}) [2].

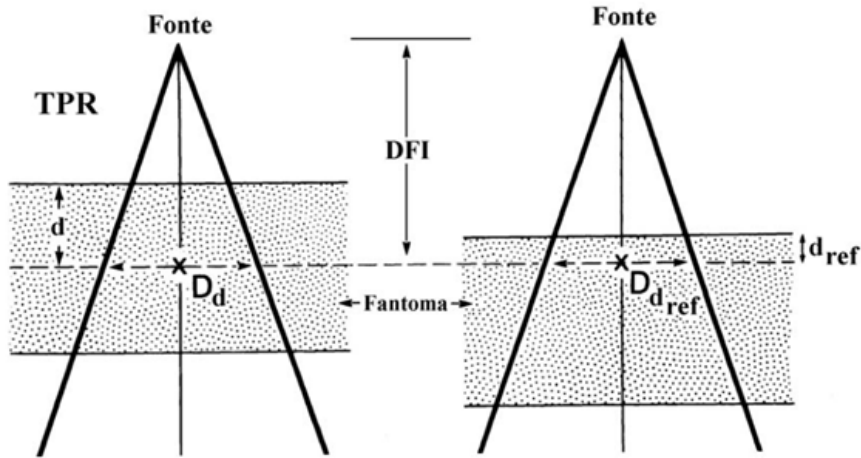


Figura 2.6: Diagrama ilustrativo para TPR[2].

Onde:

- d é uma profundidade específica;
- D_d é a dose para uma profundidade específica;
- d_{ref} é a profundidade de referência;
- $D_{d_{ref}}$ é a dose para a profundidade de referência.

- **Fator Espalhamento de Pico (PSF)**

O fator espalhamento de pico ou *peak scatter factor*, é definido como a razão da dose no eixo central na profundidade de dose máxima no fantoma, pela dose no mesmo ponto no ar [2, 24, 35], como é expresso na equação 2.4.9.

$$PSF(A, h\nu) = \frac{D_{max}}{D_{max,ar}} \quad (2.4.9)$$

O PSF tem dependência do tamanho do campo (A), bem como da radiação ($h\nu$).

A partir figura 2.7, percebe-se a geometria da determinação do fator espalhamento de pico.

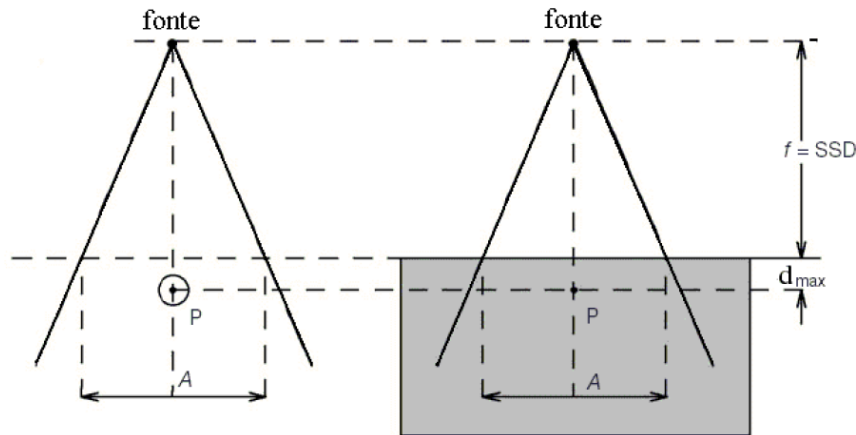


Figura 2.7: Esquema para determinação do PSF[2].

Onde:

- $f = 100\text{cm}$ é a distância entre a fonte e a superfície;
- p é o ponto específico o qual existe a dose máxima;
- A é o tamanho de campo.

• Fator Espalhamento Total ou Fator Campo - FAC

O fator espalhamento total é a correção dos espalhamentos pelo colimador (S_c) e pelo fantoma (S_p).

Sabe-se que espalhamento pelo colimador (S_c) é dado pelo aumento do campo, proporcionando um maior rendimento (taxa de exposição, taxa de dose no ar, fluência de energia). O S_c é definido como a razão do rendimento no ar para um dado campo A pelo rendimento no ar para um campo referência, 100 cm^2 [2]. A partir da figura 2.8 verifica-se a relação do S_c [34].

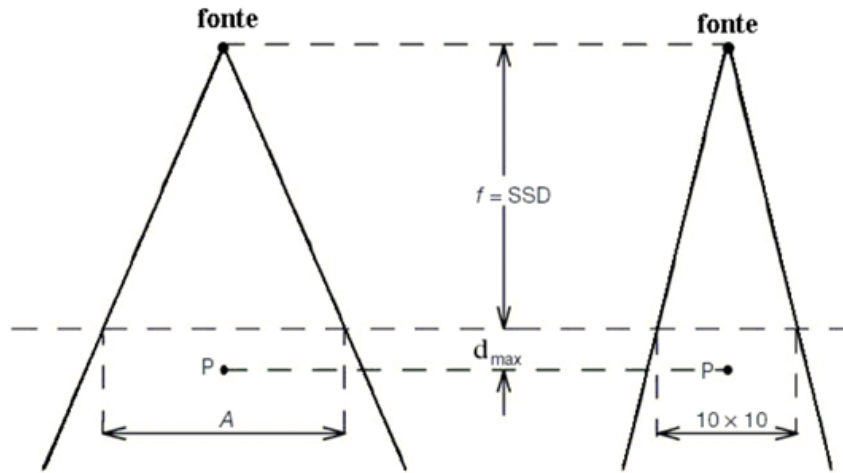


Figura 2.8: Esquema para determinação de S_c em um ponto P .

Onde:

- $f = 100\text{cm}$ é a distância entre a fonte e a superfície;
- p é o ponto específico o qual existe a dose máxima;
- A é o tamanho de campo.

O espalhamento (S_c) tem a relação baseada apenas no tamanho do campo, para um ponto de profundidade específica onde a dose é máxima.

O fator espalhamento no fantoma (S_p) considera a alteração da radiação que acontece no fantoma, sendo esta medida em uma profundidade referência com a mudança de campo. Define-se S_p a razão da dose para um campo A pela taxa de dose para um campo referência (100 cm^2), ambas na profundidade de dose máxima. Assim, o fator espalhamento total ($S_{c,p}$) é dada por [2]:

$$S_{c,p}(A, h\nu) = S_c S_p \quad (2.4.10)$$

A partir da figura 2.9, verifica-se $S_{c,p}$ pela relação baseada no tamanho do campo, com a profundidade específica [34] .

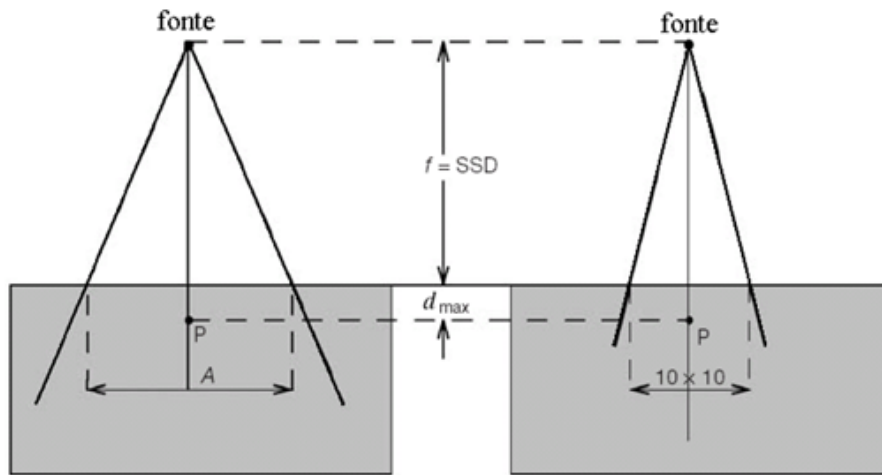


Figura 2.9: Esquema para determinação de $S_{c,p}$.

Onde:

- $f = 100\text{cm}$ é a distância entre a fonte e a superfície;
- p é o ponto específico o qual existe a dose máxima;
- A é o tamanho de campo.

• Fator Bandeja

Em alguns tratamentos há a presença de blocos atenuadores, que atenuam a área dentro do campo de radiação, ou seja, atenuam a área que corresponde aos órgãos ou região que se quer proteger.

O fator bandeja vai corrigir a atenuação da bandeja que suporta tais blocos atenuadores. Define-se fator bandeja como a razão das leituras de cargas coletadas, feitas pela câmara de ionização, com a presença da bandeja, pelas leituras de cargas coletadas sem a presença da bandeja, sempre na mesma profundidade e com um mesmo tamanho de campo.

• Fator Filtro

Já é sabido que existe um acessório no acelerador chamado Filtro, que pode ser um filtro físico ou um filtro dinâmico e estes tem a função de compensar e ajustar

as doses para assim ser conseguido um melhor perfil de dose irradiado no tecido. Para os cálculos do fator filtro utiliza-se as leituras efetuadas na posição IN e OUT, que depende do comportamento dos colimadores Y1 e Y2. A figura 2.10 expressa tal comportamento.

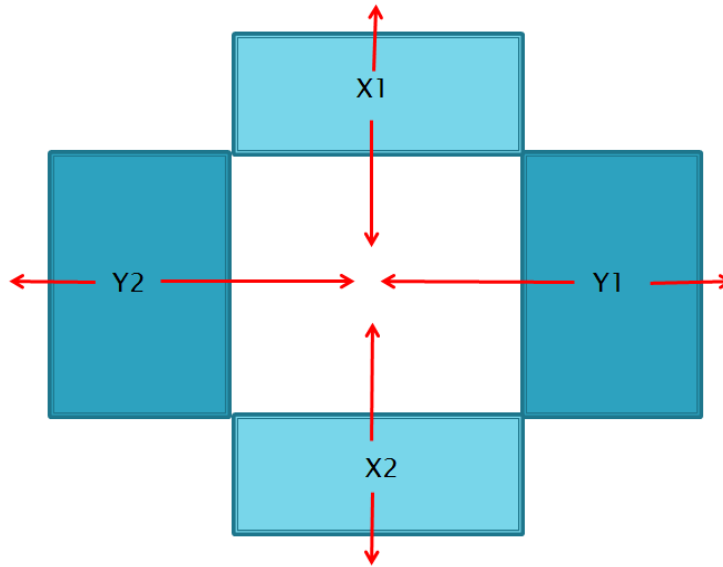


Figura 2.10: Esquema do comportamento dos colimadores Y1 e Y2.

Leituras na posição IN significa que o colimador Y1 será movimentado e o colimador Y2 ficará estático, já leituras na posição OUT, o colimador Y1 ficará estático e Y2 será movimentado.

O fator filtro físico e dinâmico é medido de forma idêntica; deste modo, o fator filtro é definido como a razão entre as leituras de cargas coletadas, feitas pela câmara de ionização, com o filtro, pelas leituras efetuadas sem a presença do filtro, para uma mesma profundidade e um mesmo tamanho de campo.

$$FF = \frac{D_f}{D_{Aberto}} \quad (2.4.11)$$

Onde:

- D_f representa a dose com a influência do filtro;

- D_{Aberto} representa a dose sem filtro.

- **Fator Distância**

Existem duas distâncias que podem ser usadas como técnicas no tratamento, a técnica SSD *source-surface distance* (distância fonte-superfície - DFS) e a técnica SAD *source-axis distance* (distância fonte-isocentro - DFI).

Na primeira técnica o isocentro da máquina é posicionado na superfície do fantoma, na segunda é posicionado no centro geométrico do tumor. Torna-se importante ressaltar que se um tratamento for efetuado em uma distância fonte-superfície diferente da calibração, é necessária a correção do fator distância. Para calibrar em SSD e tratar com a técnica SAD, o fator distância que segue tem que ser levado em consideração.

$$F_D = \left(\frac{DFS_{cal} + d_{cal}}{DFS_{trat} + d_{trat}} \right)^2 \quad (2.4.12)$$

Onde:

- DFS_{cal} - distância fonte-superfície;

- d_{cal} - profundidade de calibração;

- DFS_{trat} - distância fonte-superfície;

- d_{trat} - profundidade de tratamento.

Para calibrar em SAD e realizar o tratamento em SSD, utiliza-se o fator distância:

$$F_D = \left(\frac{DFS_{cal} + d_{cal}}{DFS_{trat} + d_{max}} \right)^2 \quad (2.4.13)$$

Onde:

- d_{max} é a profundidade de máxima dose.

- **Fator Off-Axis (FOA)**

Se o intuito for calcular a dose em um ponto fora do eixo central, é necessário calcular o fator *off-axis*. O fator *off-axis* é um fator de correção, dado pela razão entre a dose no ponto de interesse pela dose no eixo central na mesma profundidade, para um campo simétrico aberto¹⁷.

- **Fator Calibração (FC)**

Quando feixes de raios X são irradiados em aceleradores lineares, por não ter uma fonte radioativa com uma taxa de dose conhecida o tempo não é um dado reconhecido para a quantidade de radiação a ser emitida.

O acelerador utiliza Unidades Monitoras (UM) e Taxas de dose (UM/Min) como dados de entrada. Portanto faz-se necessário o fator calibração do acelerador (cGy/UM), para a dose a ser administrada seja calculada de forma coerente.

O fator calibração é calculado através da dose absorvida na água por uma quantidade de feixes Q e dividido por UM.

$$FC = \frac{D_{w,Q}}{UM} \quad (2.4.14)$$

Todos esses parâmetros físicos anteriormente citados são necessários ao cálculo de dose para o planejamento do tratamento do paciente em Radioterapia. Esses mesmos parâmetros são os que devem ser introduzidos no sistema computadorizado de planejamento do tratamento.

2.4.2 Equação de Cálculo do Planejamento do Tratamento

Depois que é conhecida a localização do tumor¹⁸, a área a ser irradiada e a dose a ser administrada pelo médico radioterapeuta, o físico fará o planejamento e os cálculos das unidades monitoras para cada paciente de acordo com a prescrição do médico.

¹⁷O campo simétrico aberto é o campo sem a presença de filtro, com abertura igual dos colimadores X e Y

¹⁸ Com o auxílio de métodos diagnósticos e simulações.

Existe uma equação geral que é utilizada para cada tratamento individual, esta equação relaciona os vários parâmetros físicos tomando como base SSD [2, 22, 35]. A equação 2.4.15 expressa as unidades monitoras necessárias para o tratamento dos pacientes.

$$UM = \frac{D}{FC \cdot PDP \cdot FAC \cdot F_B \cdot \frac{PSF_{col}}{PSF_{eq}} \cdot FF \cdot FOA \cdot F_D} \quad (2.4.15)$$

Todos os fatores envolvidos influenciam diretamente a dose a ser administrada no paciente e estes fatores tem que ser calculados anteriormente ao início do serviço de radioterapia.

2.4.3 Sistemas Computadorizados de Planejamento do Tratamento

Os sistemas computadorizados de planejamento de tratamento em radioterapia são utilizados para calcular a distribuição de dose e estabelecer os parâmetros necessários ao planejamento de forma automatizada.

Recentemente os sistemas utilizados consistem em um aparato informatizado, um conjunto de programas independentes, cada um para uma finalidade específica, dessa forma, o tempo é minimizado e pode-se fazer várias combinações de tratamento até chegar ao tratamento desejado, desse modo, promove-se um maior grau de segurança e qualidade do planejamento, obtendo um resultado eficiente no tratamento do paciente[24].

Essa estrutura de planejamento em radioterapia externa incluem: o cálculo das distribuições de dose relativas para cada equipamento, energia e modalidade de tratamento; a soma das doses relativas provenientes dos diferentes feixes; o cálculo da unidade monitora para uma determinada dose prescrita quando são introduzidos os dados de calibração no sistema e os dados de saída, que devem ser claros e precisos e incluir a distribuição de isodose em forma gráfica.

Os sistemas de planejamento de tratamento devem ser verificados com parâmetros

típicos. Essa verificação deve ser independente dos cálculos usados pelo próprio sistema, utiliza-se tabelas e gráficos gerados experimentalmente, que servirão para a conferência manual dos cálculos desse sistema [35]. É recomendado que a unidade monitora calculada pelo sistema esteja em concordância de $\pm 3\%$ com os cálculos manuais, empregando-se a mesma metodologia [20].

A determinação dos parâmetros necessários a essa verificação independente é, usualmente, feito utilizando pequenas câmaras de ionização imersas em um fantoma de água diante da sua precisão e menor dependência energética [2].

2.5 Filtro Físico

O filtro em cunha, ou filtro físico, é um modificador de feixe externo usado para criar o perfil assimétrico de dose, constituído de uma cunha metálica, geralmente chumbo ou aço, com determinado ângulo conhecido. O uso de filtros físicos é um método bem estabelecido para produzir curvas de distribuição de dose pela atenuação da intensidade do feixe e otimizar essas distribuições de dose em radioterapia.

Os filtros físicos são acoplados ao cabeçote do acelerador, isto é, são interpostos no caminho do feixe de radiação produzindo assim um gradiente na intensidade do feixe de radiação.

No filtro físico, as curvas de isodose do campo são normalizadas para 100% no eixo central na profundidade de dose máxima do campo aberto. O ângulo do filtro é definido pela tangente da curva de 80% da dose no eixo central, que varia na profundidade dependendo da energia. Os filtros físicos são otimizados para produzir ângulos de 15° , 30° , 45° e 60° [22].

A qualidade do feixe de fótons é alterada pela presença do filtro físico; o que significa em um “endurecimento” no feixe de fótons, isto é, os fótons de menos energia do feixe são bloqueados permitindo a passagem apenas dos fótons de maior energia.

A orientação do filtro físico no cabeçote do acelerador linear vai de acordo com o

tratamento dos pacientes, visando dar uma uniformidade em torno do tumor. Como o filtro físico é um acessório externo, torna-se necessário a intervenção humana para o seu posicionamento. Porém, existem casos de planejamento de tratamento que a intervenção do filtro físico não é suficiente para conseguir o resultado desejado, pois os ângulos desses filtros são limitados, por esse motivo, surgiram os filtros dinâmicos.

2.6 Filtro Dinâmico

Uma das vantagens oferecidas pelos modernos aceleradores lineares controlados por computador é a capacidade de variar dinamicamente a posição dos colimadores durante o tratamento. Esta característica permitiu o desenvolvimento de filtros dinâmicos, também conhecidos como filtros eletrônicos. Esta técnica é um caso especial da modulação dinâmica da intensidade de radiação, nela nenhum modificador externo é utilizado para criar um perfil de dose do filtro.

O filtro dinâmico gera uma distribuição de dose similar à produzida pelo filtro físico, mas sem nenhuma intervenção externa. O perfil da isodose é obtido a partir da varredura de um dos colimadores do cabeçote do acelerador, como a figura 2.11.

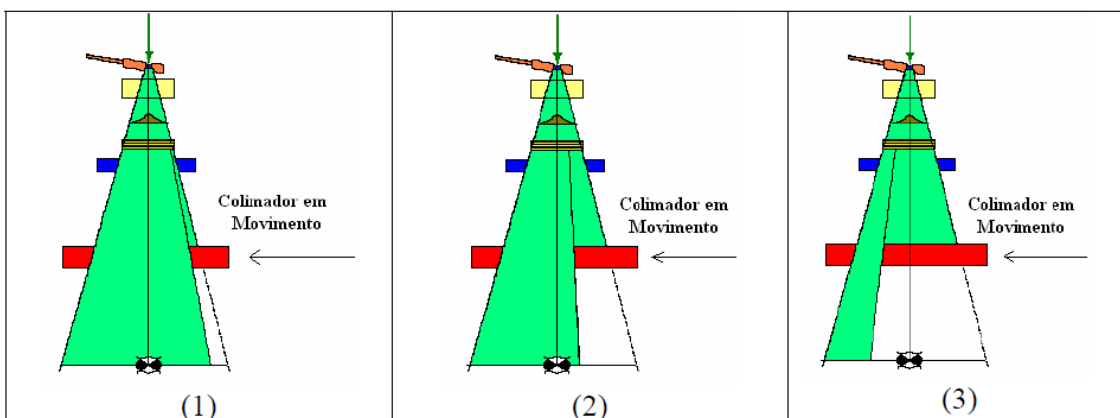


Figura 2.11: Ilustração do movimento de varredura do colimador dinâmico [22].

O movimento dos colimadores permite duas orientações para os filtros dinâmicos, são respectivamente Y1 – IN e Y2 - OUT. Quando se quer criar um filtro se movendo na orientação Y1 – IN, o sistema que controla os colimadores faz com o que Y1 varra todo

o campo de tratamento enquanto Y2 permanece estático. Do mesmo modo, quando se quer criar um filtro na orientação Y2 – OUT, Y2 varre todo o campo enquanto Y1 fica parado.

Tanto a taxa de dose como a velocidade do colimador são moduladas de acordo com um padrão do próprio sistema de planejamento, proporcionando a liberação de dose enquanto o colimador varre o campo criado. Deste modo, cria-se um perfil de isodose de acordo com o filtro selecionado. Torna-se importante ressaltar que o perfil da isodose relacionado a um filtro previamente determinado é um parâmetro de extrema relevância, pois relaciona a taxa de dose liberada apenas em função da posição do colimador.

A relação entre a taxa de dose em função da posição do colimador durante um tratamento com filtros dinâmicos está contida em uma tabela conhecida como Tabela de Tratamento Segmentado (Segmented Treatment Table - STT), que produz um perfil de dose escolhido pelo operador.

O tratamento que faz uso do filtro dinâmico é iniciado com uma fração de dose sendo liberada ao campo aberto, antes da varredura do campo pelo colimador. A taxa de dose é igual a taxa de dose selecionada pelo operador. Quando o movimento do colimador é iniciado, de forma a fazer uma varredura no campo na direção do colimador fixo, a distância final entre os colimadores é de 0,5cm.

Com o aumento da área varrida pelo colimador, sua velocidade diminui assim como a taxa de dose aumenta de forma proporcional até o limite da taxa selecionada pelo operador. A taxa de dose e velocidade do colimador tem dependência do ângulo do filtro, tamanho do campo, número de unidades monitoras e da energia do feixe selecionado [33].

A natureza dinâmica das funções do filtro dinâmico oferece uma grande facilidade para tratamentos com altas energias e desde 1991, quando houve a primeira intervenção junto aos sistemas de tratamento, neste período a implementação inicial dos filtros

dinâmicos era limitada a quatro ângulos (15° , 30° , 45° e 60°), para campos simétricos, com o aprimoramento dos filtros dinâmicos houve o acréscimo de mais três ângulos (10° , 20° e 25°) [11], [36] e [37].

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Neste capítulo serão expostos os materiais e os métodos empregados para a realização deste trabalho. A parte experimental do trabalho foi desenvolvida em sua totalidade na Radioterapia do Centro de Cancerologia Dr. Ulisses Pinto, localizado na Fundação Assistencial da Paraíba – FAP, em Campina Grande, Paraíba.

3.1 Materiais

3.1.1 Acelerador Linear

Os aceleradores lineares vêm sendo desenvolvidos para suprir as diversas pesquisas em Física Nuclear de altas energias, como também para a utilização em radioterapia. Seus tipos diferem de acordo como as partículas são aceleradas.

O acelerador linear utilizado na pesquisa tem modelo 6eX, com número de série *SN1134*, Varian Medical Systems como fabricante e uma energia de 6MeV. Ele usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar elétrons, através de um filtro linear. A partir da figura 3.1 verificamos a composição do acelerador linear clínico com seus principais componentes.

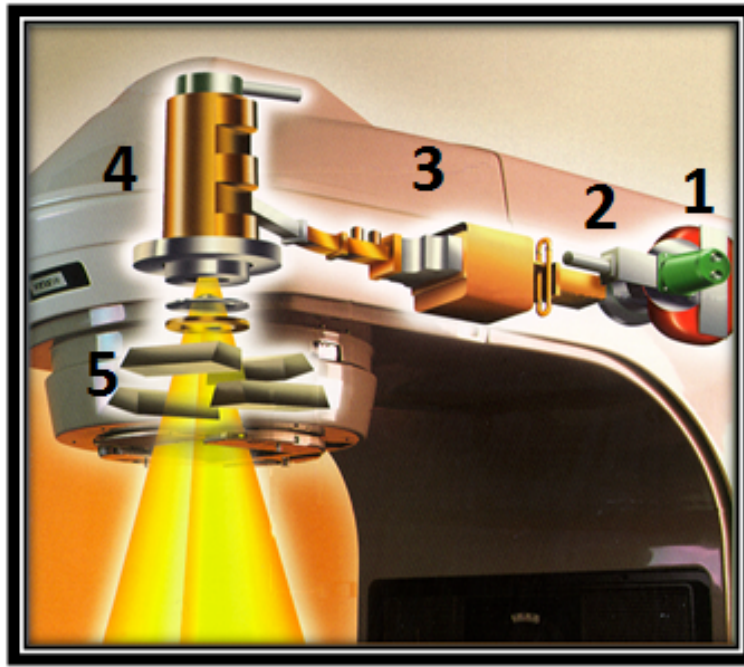


Figura 3.1: Diagrama esquemático de um acelerador linear.

Os principais componentes para a produção de feixe em uma acelerador linear para uso clínico são:

1. Sistema de injeção
2. Sistema de geração de microondas
3. Sistema de guia de ondas
4. Sistema de transporte de feixe
5. Sistema de colimação e monitoramento do feixe.

Quando os elétrons saem do canhão de elétrons e são injetados na estrutura do acelerador, eles interagem com o campo eletromagnético e, por isso, recebem energia. A saída desses elétrons se dá a partir da janela de saída do tubo do acelerador com forma de feixe fino de elétrons.

O sistema de colimação e monitoramento do feixe é constituído por um alvo para a produção de raios-X, uma folha de espalhamento, um filtro aplainador, câmaras de

ionização, colimadores fixos e móveis e um sistema localizador de luz que são formados por materiais como: chumbo, tungstênio ou a liga dos dois; que oferece blindagem adequada para uma possível radiação de fuga.

A câmara de ionização no acelerador, diferente da câmara de ionização externa utilizada no experimento, tem como função monitorar a taxa de dose e a simetria do campo. O feixe, após passar pela câmara de ionização, sofre uma colimação através do colimador de raios X que encontra-se em movimento.

Muitos aceleradores são construídos de forma que a fonte de radiação gira ao redor de um eixo horizontal, o que torna-se uma vantagem se compararmos com aquelas unidades que apenas se movem horizontalmente. A figura 3.8 exibe o Acelerador linear utilizado na pesquisa.



Figura 3.2: Acelerador Linear da Radioterapia do Centro de Cancerologia da Fundação Assistencial da Paraíba – FAP.

Os componentes externos em um acelerador linear são:

1. Braço do acelerador linear ou gantry
2. Sistema de colimação ou Colimador
3. Mesa para tratamento

3.1.2 Fantoma

Como a água é a matéria padrão para simuladores utilizados em medidas dosimétricas, foi usado um Fantoma de água, de $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ com um eixo central onde a camada de ionização é inserida de forma manual. Esse eixo central se movimenta na vertical para que a câmara de ionização assuma as diversas profundidades para as possíveis medidas.

O fantoma nada mais é do que um recipiente para o preenchimento de água com um posicionador manual para a câmara de ionização.

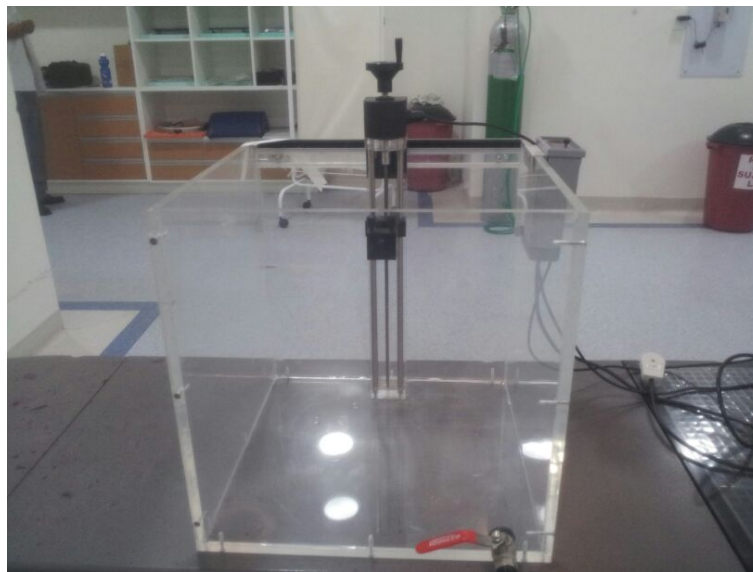


Figura 3.3: Fantoma e suporte com posicionador manual para câmara de ionização.

3.1.3 Câmara de Ionização

A câmara de ionização utilizada tem um formato cilíndrico, ela é conhecida como câmara de ionização cilíndrica tipo dedal, seu fabricante é IBA, com número de série 1536.



Figura 3.4: Câmara de ionização.

3.1.4 Eletrômetro

A câmara de ionização é conectada ao eletrômetro, sendo este o equipamento que mede carga e descarga de 40pc para 1.0C em resolução 0.1pC. O eletrômetro usado na parte experimental do trabalho tem como modelo Dose1, número de série 13977 da Scanditronix Wellhofer - IBA.



Figura 3.5: Eletrômetro.

3.1.5 Sistema de Planejamento

O sistema de planejamento utilizado para a comparação dos dados experimentais foi o Eclipse, versão 10 da Varian Medical Systems e faz uso do modelo Pencil Beam 3A. Foi criado um fantoma virtual, nas mesmas condições das medidas feitas experimentalmente.

A figura 3.6, expressa uma simulação de um fantoma virtual para o sistema de planejamento, nela encontra-se as curvas de isodose características para a presença de um filtro. Essa figura é apenas um exemplo de simulação feita para a comparação dos valores do fator filtro.



Figura 3.6: Simulação de um fantoma virtual pelo sistema de planejamento.

3.1.6 Montagem Experimental

A montagem para o experimento foi baseada no posicionado do fantoma na mesa de tratamento, que fica embaixo do gantry do acelerador linear. Deste modo consegue-se coletar as informações através da câmara de ionização e verificar no eletrômetro.



Figura 3.7: Acelerador linear, mesa de tratamento, câmara de ionização e fantoma.

3.2 Métodos Utilizados

A caracterização das propriedades físicas do filtro dinâmico em varredura foi feita através de várias etapas e em todas elas pretendeu-se comparar valores experimentais com os valores obtidos no sistema de planeamento Eclipse.

As medidas foram realizadas com a câmara de ionização imersa em água no fantoma para uma energia de 6 MeV, com o Grantriy e colimador do acelerador a uma angulação de 0° . Foi utilizada 50 UM a uma taxa de 300 UM/min. A tensão utilizada no eletrômetro foi de -300V e a referida unidade de leitura para este equipamento é em nC.

3.2.1 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Simétricos no Eixo Central

O fator filtro, como já foi falado, é um fator de transmissão, o qual pode variar de acordo com a energia do feixe de radiação, do material, do ângulo do filtro, bem como da geometria do campo.

Para a determinação do Fator Filtro Dinâmico para campos simétricos foram utilizados vários tamanhos de campos, sendo estes entre 4,0 cm a 20,0 cm de lado. Foram

medidos apenas os campos com lados pares¹.

A primeira medida foi feita com campo aberto, isto é, sem a presença de nenhum filtro; posteriormente foram realizadas medidas com a presença proeminente dos filtros de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. Assim, para as diversas áreas de campo, foram realizadas medidas para a influencia dos vários filtros em profundidades distintas. As profundidades utilizadas foram: 1, 5, 5, 10 e 20 cm.

Com os dados obtidos calculou-se o fator filtro, ou seja, a razão entre a leitura com a presença do filtro e a leitura com o campo aberto para as diversas medidas.

A modulação da área do feixe de radiação é feita pelo colimador dinâmico Y, que é composto de duas lâminas: Y1 e Y2. Para cada medida com a presença do filtro, foi utilizada um posicionamento do colimador IN (colimador Y1 dinâmico e Y2 estático); o que não diferencia do posicionamento do colimador OUT (colimador Y2 dinâmico e Y1 estático).

A partir da figura 3.8, percebe-se o posicionamento do filtro diante da câmara de ionização nas referidas profundidades D; onde C1 e C2 são os tamanhos de campo dependentes do posicionamento dos colimadores e SSD é a distância entre a fonte até a superfície.

¹Se for de interesse calcular campos com lados ímpares, pode-ser interpolar os dados obtidos com os lados pares e assim obter um resultado.

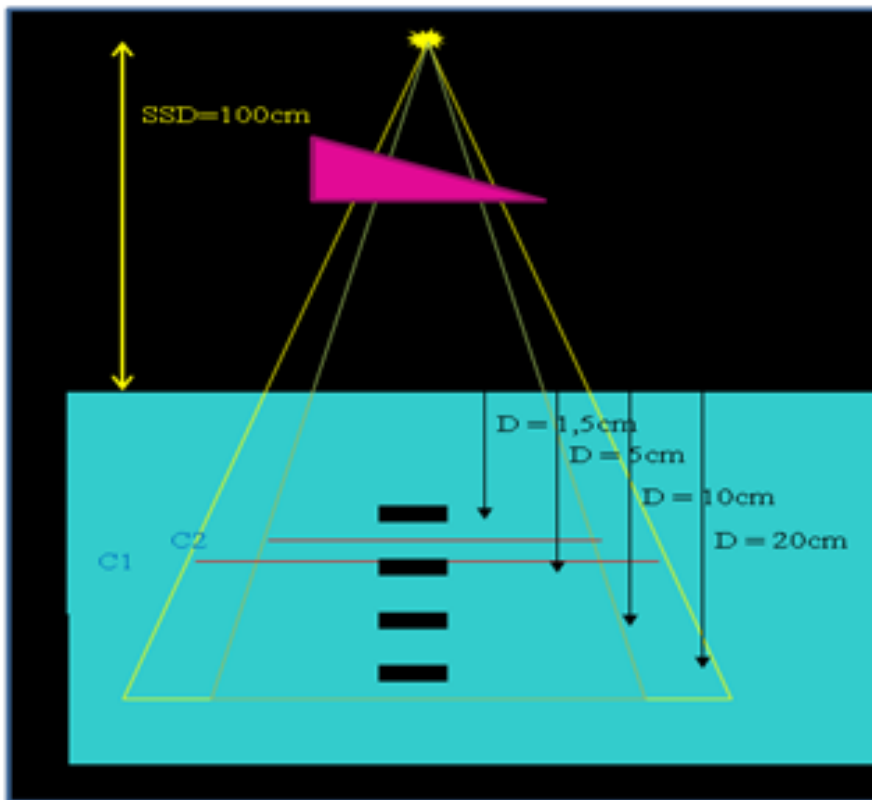


Figura 3.8: Esquema do posicionamento da câmara de ionização em relação ao filtro dinâmico.

3.2.2 Determinação e verificação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Central com abertura específica do Colimador X

As medidas com campos assimétricos foram realizadas para verificarmos o comportamento do fator filtro dinâmico frente a o colimador X estático.

Como foi colocado anteriormente, a orientação do filtro dinâmico utilizada no trabalho foi IN, isto é, colimador Y1 dinâmico e Y2 estático. Para tal verificação conservou-se ambos colimadores com uma abertura constante, em três situações distintas, com 5, 10 e 20 cm. Quando essa abertura é de 5 cm, por exemplo, $Y1 = 2,5\text{cm}$ e $Y2 = 2,5\text{cm}$, porém quem faz a varredura de toda a área do campo é apenas Y1, por ter um comportamento dinâmico e Y2 permanece estático.

Para se obter uma composição de campo assimétrica para as três situação descritas anteriormente foi feito medidas para diferentes aberturas do colimador X, sendo este

fixo, e em cada uma delas empregou-se filtros dinâmicos distintos, com angulações de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° . As aberturas do colimador X de 5, 8, 10, 12,15, 20 e 30 cm promovendo, dessa forma, um perfil assimétrico de campo.

3.2.3 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Cental com o Colimador Y em Diferentes Aberturas

Para essas medidas fixou-se o colimador X em 10 cm^2 e fez variar aberturas para o colimador Y, não de forma simétrica, onde Y1 seria igual a Y2, como o caso anterior, mas variando também esses valores.

O colimador Y1 teve uma abertura de 5, 10, 15 e 20 cm para uma abertura de 2 cm do colimador Y2 e esse processo foi repetido para Y2 igual a 4, 6, 8 e 10 cm. A profundidade utilizada para as referidas medidas foi igual a 10 cm e os filtros foram: 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

Com os dados citados anteriormente tem-se por objetivo entender a dependência do fator filtro frente aos colimadores Y1 e Y2.

3.2.4 Verificação da Dependência do Fator Filtro Dinâmico com a Profundidade no Eixo Central

Para verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em um mesmo eixo, utilizamos quatro profundidades³ 1,5, 5, 10 e 20 cm para campos $14 \times 14\text{ cm}^4$, isto é, a mesma área (196cm^2) com o advento do uso de todos os filtros. De posse desses dados foi calculado o fator filtro e observado sua dependência.

3.2.5 Determinação dos Perfis dos Campos em Profundidade Específica

Para descrever os perfis de campo foram medidos os campos 10×10 aberto (sem a

²Fixar em 10 cm significa a abertura entre X1 e X2.

³A escolha de várias profundidades é para compreender se o fator filtro depende dessas profundidades.

⁴É interessante ressaltar que a escolha da área do campo foi aleatória, poderia ser $10 \times 10\text{ cm}$, $12 \times 12\text{ cm}$, etc.

presença de filtro) e com os filtros de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60° na profundidade específica de 10 cm e fora do eixo central para as distâncias de -5 a 5 cm do eixo central. Foi feita uma normalização das leituras para para o eixo central.

Essas medidas permitem avaliar a constância do fator filtro dinâmico fora do eixo central e nas profundidades medidas.

3.2.6 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Pontos Fora do Eixo Central

Para determinarmos experimentalmente o fator filtro dinâmico fora do eixo central, fez-se um levantamento dos perfis para campo 10 × 10 a uma profundidade de 10 cm. De posse dos perfis de campo não normalizados com as respectivas leituras; dividiu-se as leituras correspondentes ao perfil do campo com filtro pelas leituras do campo aberto, levando em consideração o valor de deslocamento em relação ao eixo central, desta forma, obtendo-se o fator filtro dinâmico relacionado ao eixo central.

3.2.7 Comparação Entre o Fator Filtro Experimental e do Sistema de Planejamento: Caso Teste

O caso teste foi realizado para o planejamento de tratamento de uma mama e o interesse é fazer comparações para campos simétricos e assimétricos. Desta forma, propõe-se valores para cada campo e suas respectivas doses, obtendo-se deste modo, a unidade monitor correspondente e conseqüentemente, baseado no cálculo da equação de cálculo de planejamento do tratamento, o fator filtro dinâmico para o sistema. De posse desses valores do sistema de planejamento e dos valores que foram medidos experimentalmente é feito um erro percentual entre os valores de fator filtro.

Capítulo 4

Resultados e Discussões

No capítulo que segue serão apresentados os resultados obtidos para as propriedades físicas do filtro dinâmico contidas no capítulo anterior.

Nas três primeiras seções determinamos o fator filtro dinâmico para campos simétricos e assimétricos e sua respectiva dependência dos colimadores X e Y. Nas seções seguintes, foram verificadas a dependência com outros fatores, tais como, eixo central e perfil do campo. Finalmente foi feita uma comparação com os valores de fator filtro experimental com o do sistema de planejamento para um caso teste.

4.1 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Simétricos no Eixo Central

Verifica-se a partir da figura 4.1 os fatores filtro dinâmico medidos experimentalmente variando o tamanho do campo de 16 cm^2 a 400 cm^2 , a uma profundidade de 10 cm e os filtros com ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° . Demais gráficos para profundidade de 1,5, 5,0 e 20,0 cm encontra-se no Apêndice 5.

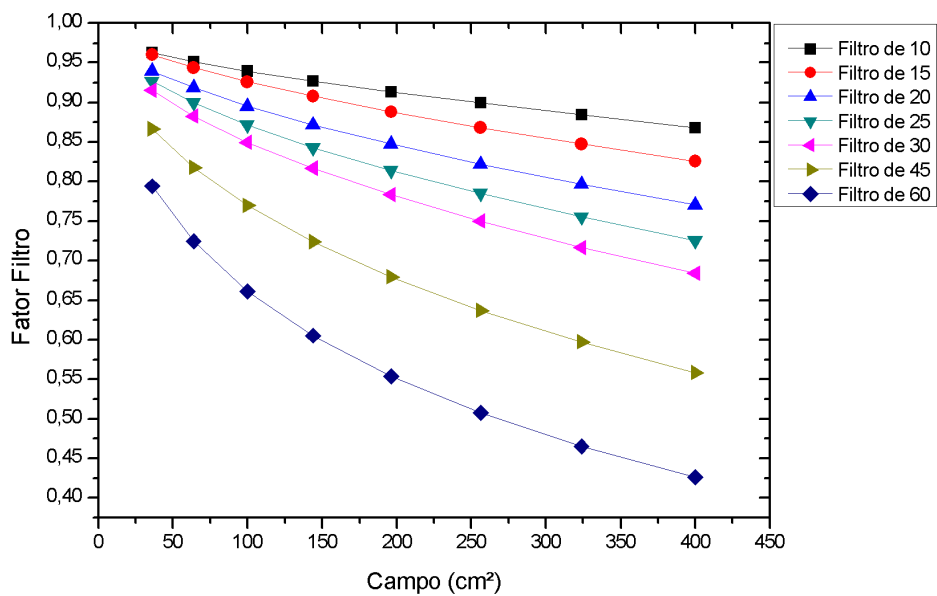


Figura 4.1: Fator filtro dinâmico para a profundidade fixa no eixo central para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

Pela figura 4.1, nota-se que ao passo que o campo aumenta o fator filtro dinâmico diminui, pois há um maior número de espalhamento com o aumento do campo¹. Dessa forma, lembrando que o fator filtro é a dose com filtro dividida pela dose sem filtro, um aumento no tamanho do campo representa um maior valor da dose sem filtro, conseqüentemente um menor fator filtro.

O aumento do ângulo filtro também é um parâmetro que faz com que o fator filtro diminua. Com o aumento do ângulo do filtro as doses decrescem², desse modo, como a dose sem o filtro será bem maior se comparada com a dose com o filtro, o valor do fator filtro é menor.

As figuras 4.2 e 4.3 demonstram o comportamento do fator filtro com o aumento dos campos para filtros específicos. Demais gráficos para tal comportamento encontra-se no Apêndice 5

¹O aumento do campo implica em um maior número de espalhamento em função da maior região que a câmara de ionização, detectará.

²Com o aumento do ângulo do filtro, o tempo de varredura dos colimadores que fazem o papel de filtro dinâmico é menor, assim proporcionando uma maior atenuação no feixe de radiação.

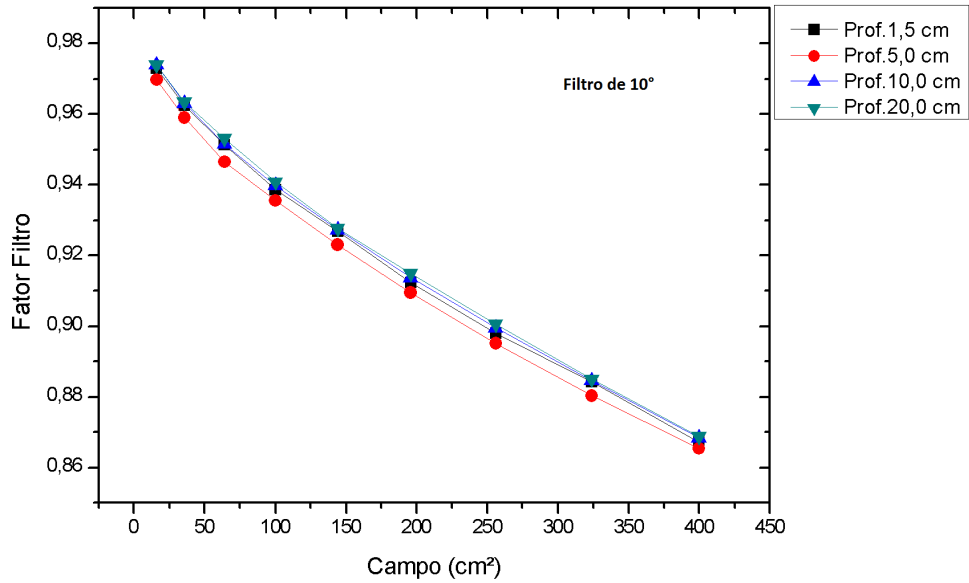


Figura 4.2: Fator filtro dinâmico para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 10°.

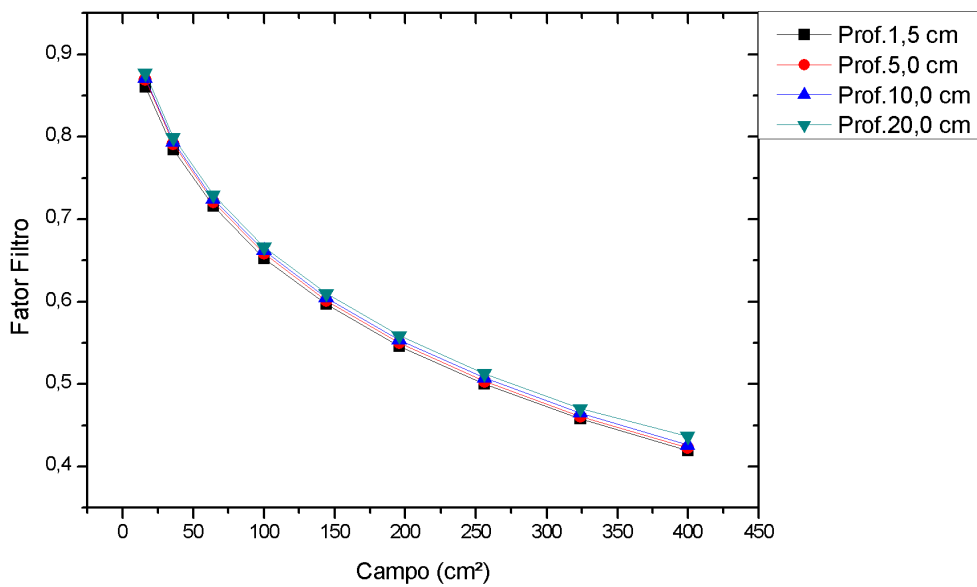


Figura 4.3: Fator filtro dinâmico para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 60°.

Nas figuras 4.2 e 4.3 fixamos as profundidades 1,5, 5,0, 10,0, e 20,0 cm para o filtro de 10° e 60°, e a partir delas, constata-se que o fator filtro, para o ângulo de 60°,

respectivamente, tem uma diminuição relativamente "mais rápida" se comparado com o fator filtro para o ângulo de 10° , reafirmando o que foi dito no parágrafo anterior, que com o aumento do ângulo do filtro o fator filtro dinâmico diminui.

O comportamento do fator filtro para a mudança de profundidades praticamente não é alterado, como deveríamos esperar, uma vez que, quando é feito o cálculo do fator filtro dinâmico, divide-se uma dose com a presença do filtro dinâmico em um ponto pela dose sem o filtro dinâmico no mesmo ponto, sem alterar a profundidade.

Como os tratamentos em Radioterapia não são compostos apenas por campos simétricos, foram feitas medidas para campos assimétricos, como a seção que segue.

4.2 Determinação e verificação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Central com abertura específica do Colimador X

Para determinarmos experimentalmente o fator filtro e assim conseguirmos verificar essa dependência junto ao colimador X, foram feitas diversas medidas fixando-se o colimador X em determinados valores e variando o colimador dinâmico Y³.

Os valores que o colimador X assumiu foram: 5, 8, 10, 12, 15, 20 e 30 cm, enquanto os valores que o colimador Y assumiu foram: 5, 10 e 20 cm. Para cada valor assumido por Y foram verificados todos os valores de X para todos os filtros em questão em uma mesma profundidade, sendo esta igual a 10 cm.

A partir das Figuras 4.4, 4.5 e 4.6 verifica-se os resultados obtidos para os filtros com ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

³As medidas foram realizadas fixando o valor do colimador X em função da variação do colimador Y (para diversos valores do colimador X), porém para melhor expôr a independência do colimador X as figuras de 4.4 a 4.6 mostram o fator filtro em função de uma variação desse colimador.

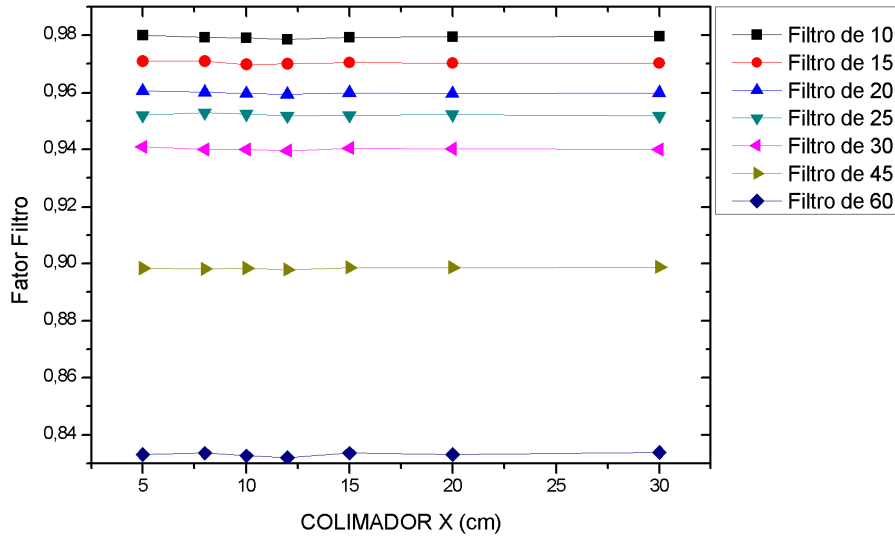


Figura 4.4: Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para $Y=5$ cm e ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

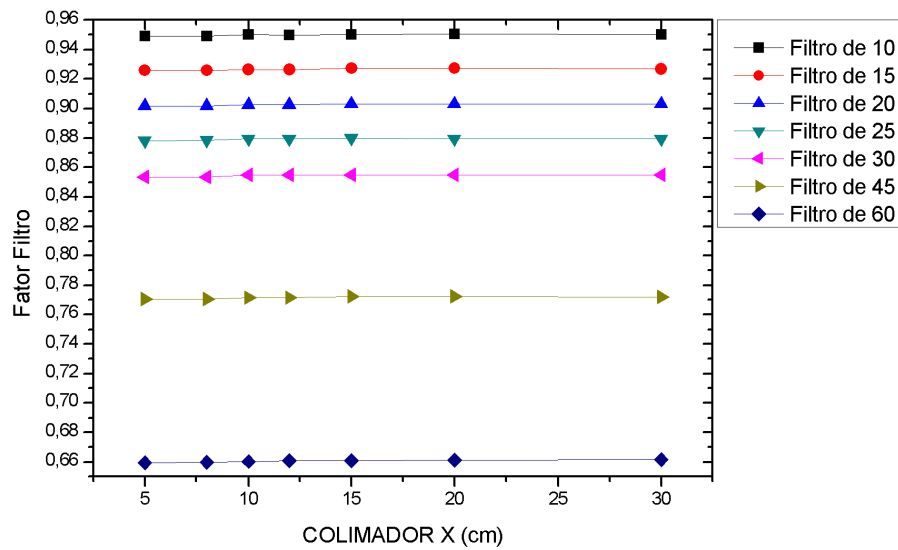


Figura 4.5: Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para $Y=10$ cm e ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

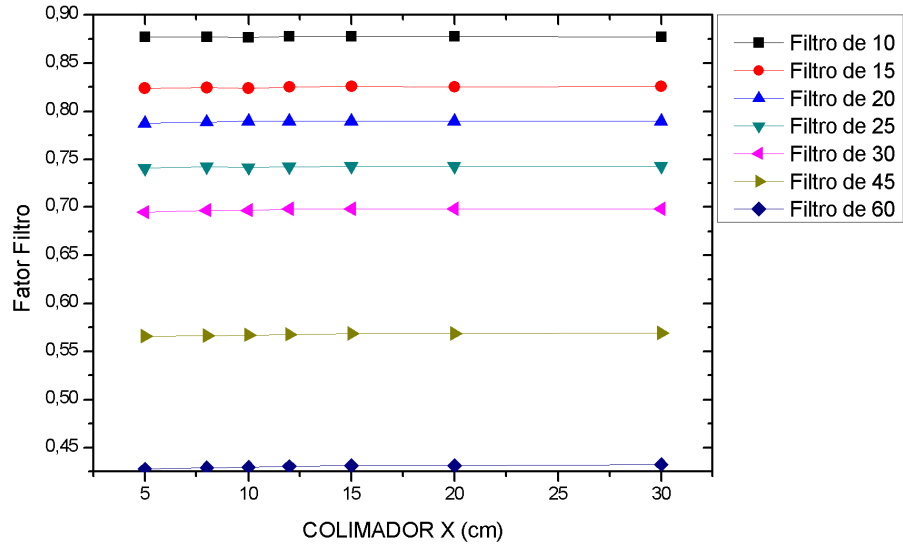


Figura 4.6: Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático X para $Y=20$ cm e ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

Analisando as figuras 4.4 a 4.6 verificamos que a influência do colimador X no fator filtro dinâmico, para as três situações ($Y=5$, $Y=10$ e $Y=20$ cm) tem pouca representatividade, uma vez que, o fator filtro dinâmico demonstra ser constante mesmo com o colimador X.

O fator filtro dinâmico tem seus valores reduzidos apenas pela influência da alteração dos filtros e, mesmo assim, para cada filtro, os comportamento das curvas do fator filtro são análogos.

4.3 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Central com o Colimador Y em Diferentes Aberturas

Para a realização dessas medidas fixou-se o colimador X a uma distância de 10 cm^4 , isto é, $X_1=5$ cm e $X_2=5$ cm, do eixo central e foi variando os valores do colimador Y, sendo os valores de Y_1 igual a 2, 5, 10, 15 e 20 cm e os valores de Y_2 igual a 4,

⁴A importância de fixar um valor para o colimador X, é verificar a influência do fator filtro dinâmico apenas com a alteração do colimador Y.

6, 8 e 10 cm. Ou seja, para cada valor de Y2, Y1 foi varrido para o intervalo citado anteriormente, com a mesma profundidade igual a 10 cm.

A figura 4.7 mostra o fator filtro para o colimador Y1 variando e Y2 fixo em 4 cm. As demais figuras representando o aumento de Y2, encontra-se no apêndice 5.

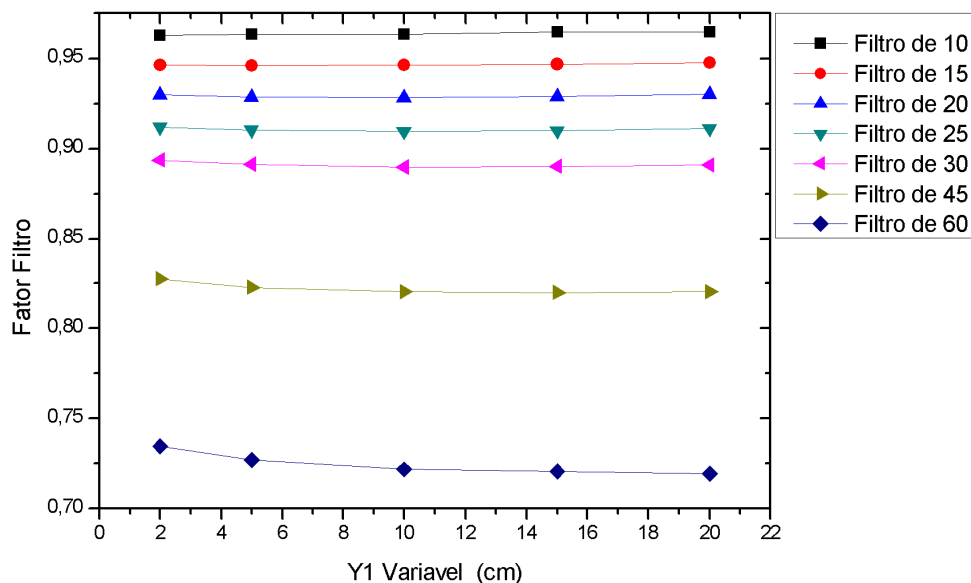


Figura 4.7: Fator Filtro Dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 4 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

Da figura 4.7 notamos que o perfil do fator filtro, quando o colimador X é fixo, não depende diretamente do colimador Y1, independentemente do filtro utilizado. No entanto, a pequena distorção para o filtro de 45° e 60° é devido a alta velocidade de varredura destes filtros em uma pequena distância até a câmara de ionização, promovendo diminuição no fator filtro dinâmico.

Nota-se, a partir da figura 4.8, que o fator filtro dinâmico diminui quando Y2 tem uma maior distância ao eixo central assim como o ângulo do filtro utilizado aumenta. Para outros valores de filtros, figura em Apêndice 5.

Para um melhor compreensão e para futuras aplicações no sistema de planejamento fizemos um ajuste linear para cada filtro, do tipo $ax + b = y$. Deste modo, conseguimos

ajustar os pontos e expressar o comportamento do fator filtro.

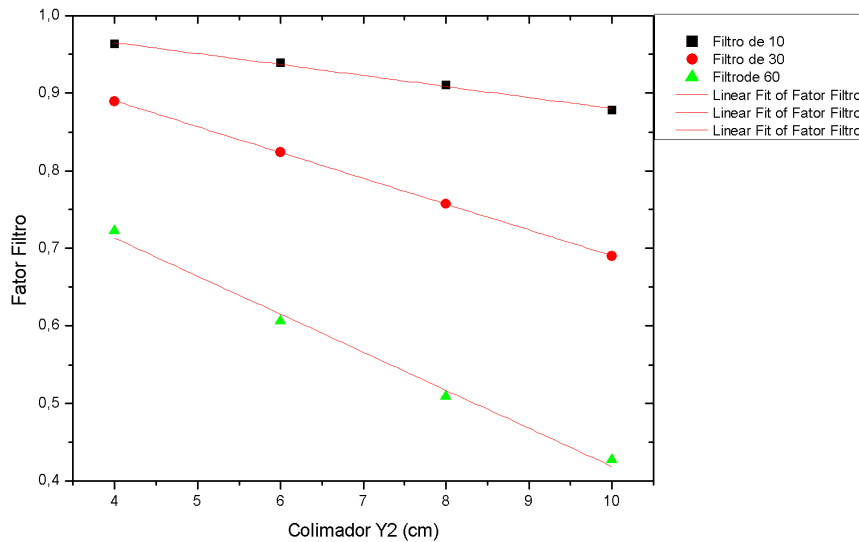


Figura 4.8: Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 fixo em 10 cm e Y2 igual a 4, 6, 8 e 10 cm, para filtros com ângulos de 10°, 30° e 60°.

Pela equação da reta que melhor expressa o comportamento para cada filtro da figura 4.8, verifica-se uma inclinação em módulo de 0,01418 com erro padrão de 0,0046 para o filtro de 10°, 0,0333 com erro padrão de 0,00122 para o filtro de 30° e finalmente uma inclinação de 0,0491 com erro padrão de 0,01986 para o filtro com angulação de 60°. Uma inclinação negativa corresponde, em nosso caso, significa uma maior diferença no fator filtro.

Até este momento verificou-se a dependência do fator filtro com os colimadores X e Y, deste ponto em diante, será trabalhado a dependência do fator filtro dinâmico com outros fatores, como na seção que segue.

4.4 Verificação da Dependência do Fator Filtro Dinâmico com a Profundidade no Eixo Central

A figura 4.9 apresenta os valores dos fatores filtro dinâmico, determinados de forma experimental, para o campo 14×14 nas profundidades de 1,5, 5, 10 e 20 cm no eixo

central.

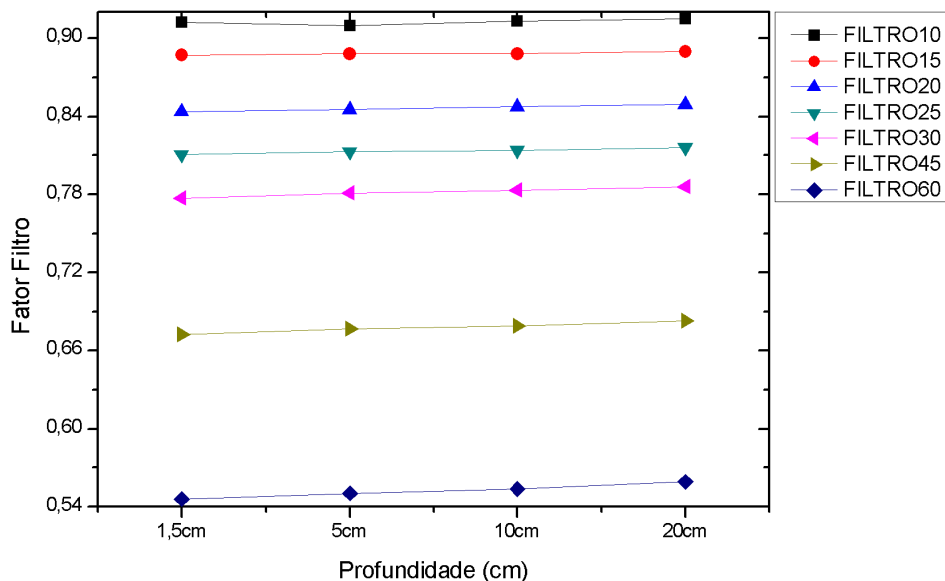


Figura 4.9: Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade para um campo 14×14 e filtros com ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

É observado, a partir da figura 4.9, que o fator filtro dinâmico apresenta pequena variação com a profundidade, mas diminui apenas com o aumento do ângulo do filtro. Este resultado é esperado, pois como trata-se de um mesmo campo, a região alcançada pela radiação é igual em todos os casos. O fator filtro dinâmico varia com o aumento do ângulo do filtro pois a velocidade com esse aumento é diminuída, deste modo, existe uma maior atenuação de radiação quando o ângulo do filtro é aumentado.

4.5 Determinação dos Perfis dos Campos em Profundidade Específica

Nesta seção apresenta-se o perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para a profundidade específica de 10 cm para os filtros com ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° . Torna-se importante ressaltar que a figura 4.10 encontra-se normalizada em relação ao eixo central.

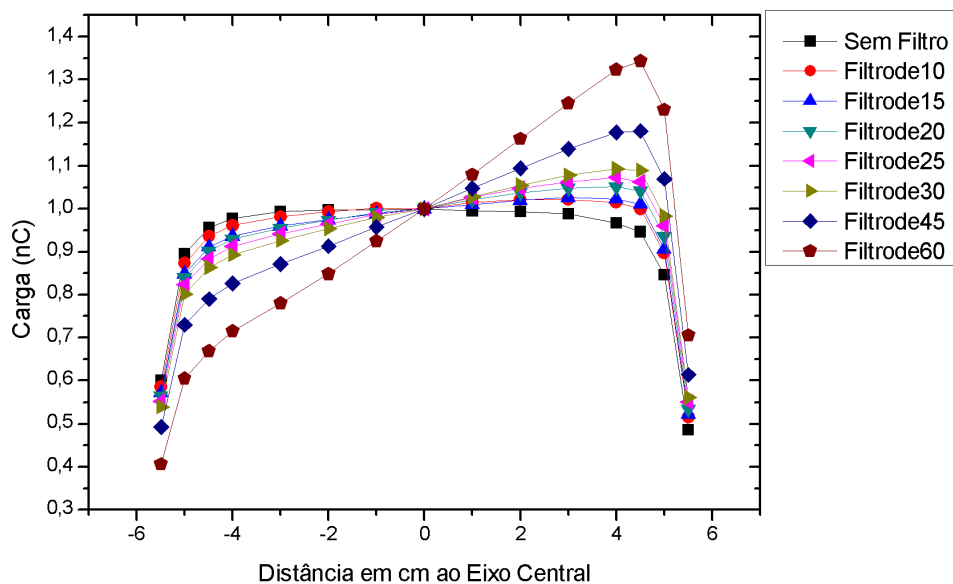


Figura 4.10: Perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ em profundidade de 10 cm para os filtros com ângulos de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° e 60° .

De acordo com a figura 4.10, verifica-se uma diminuição de cargas com o aumento da distância entre o eixo central e a borda do campo. Esta diminuição corresponde a lei inverso do quadrado da distância e a uma menor contribuição do feixe principal de radiação.

A partir dos perfis dos campos, consegue-se determinar os fatores filtro dinâmico fora do eixo central como propõe a próxima seção.

4.6 Determinação do Fator Filtro Dinâmico para Pontos Fora do Eixo Central

Nesta seção foi verificado o fator filtro fora do eixo central, para pontos de -5 a 5 cm, em uma profundidade de 10 cm para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

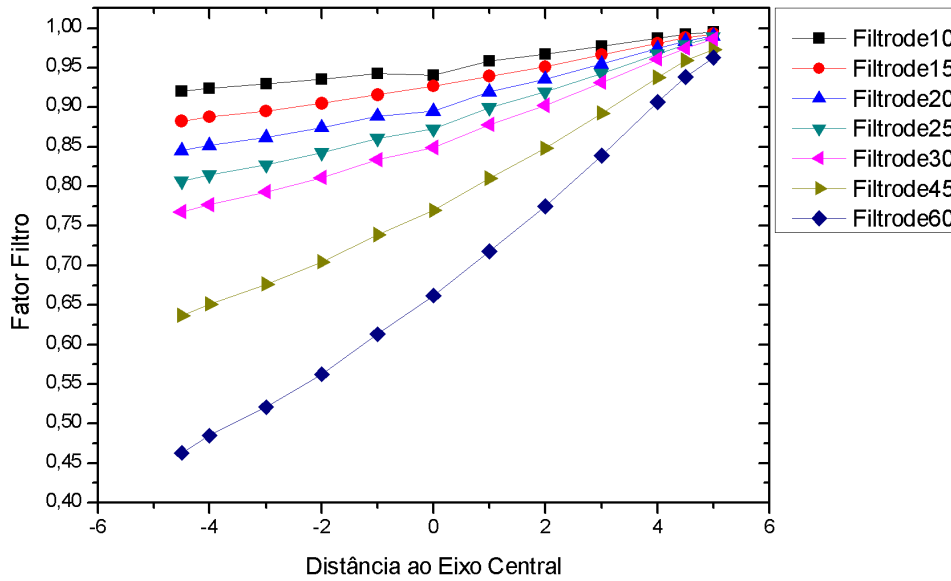


Figura 4.11: Fator filtro dinâmico para diversas distâncias fora do eixo central para os filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

Nas medidas para realização do fator filtro da figura 4.11 foram utilizadas um posicionamento do colimador IN, isto é, Y1 varrendo a área do campo e Y2 estático, como já foi dito anteriormente.

O sentido de varredura de Y1 é de -5cm para 5cm, por isso, foi obtido um fator filtro crescente com o aumento da distância positiva se comparado com o eixo central. Para ângulos de filtros maiores o fator filtro é menor.

Até esta seção foram determinados os fatores filtro dinâmico baseado em diversos parâmetros, agora faremos uma comparação entre o fator filtro dinâmico experimental e do sistema de planejamento, fundamentado em medidas para o planejamento de tratamento de uma mama.

4.7 Comparação Entre o Fator Filtro Experimental e do Sistema de Planejamento: Caso Teste

Para verificarmos e validarmos os resultados obtidos, fez-se um caso teste, o sistema de planejamento de tratamento de uma mama e a figura 4.12 representa um exemplo

para uma situação de tamanho de campo e unidade monitor específica.

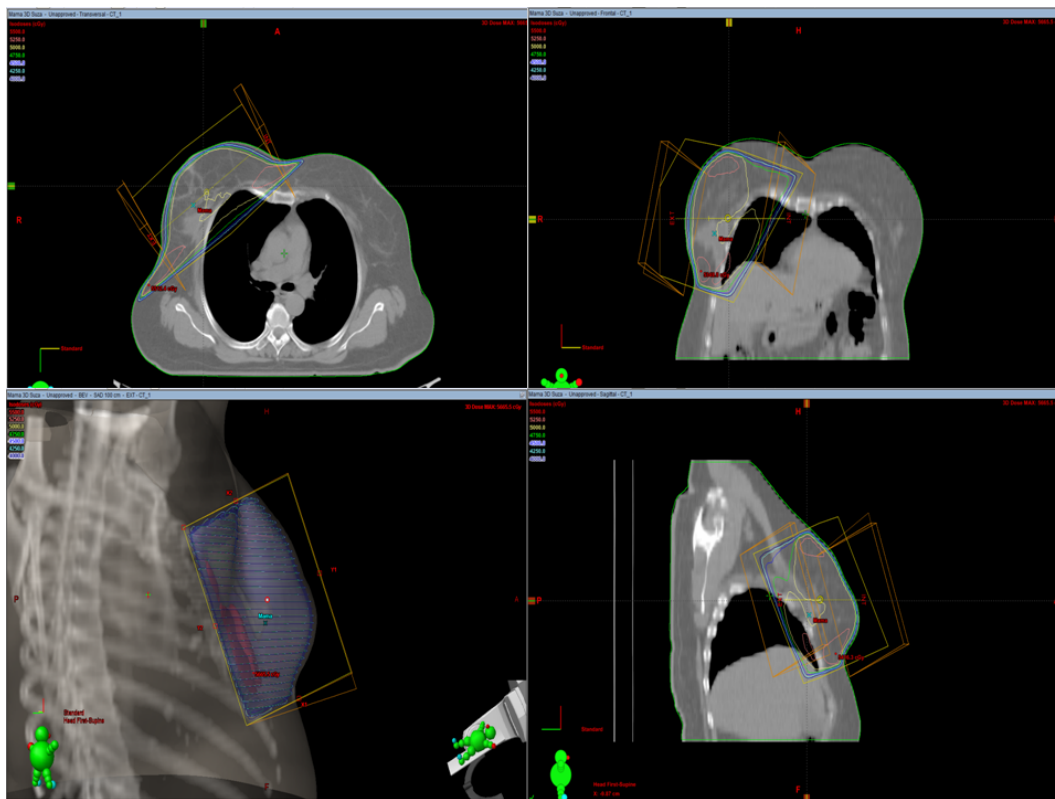


Figura 4.12: Representação do sistema de planejamento para uma mama.

Foram feitas comparações para campos simétricos e assimétricos⁵, baseadas nos dados obtidos experimentalmente e do sistema de planejamento para um caso teste, o planejamento do tratamento de uma mama.

O sistema de planejamento processa os dados de dose e campo inseridos pelo usuário, retornando a unidade monitor correspondente. Com esta informação, obtêm-se os valores dos fatores filtros a partir da equação do cálculo do planejamento do tratamento. Estes, comparados aos valores experimentais, resultam em um erro característico para cada situação.

As tabelas 4.1 e 4.2 apresentam valores experimentais e do sistema de planejamento para o caso da mama, a primeira para campos simétricos e a segunda para campos assimétricos, calculando-se os erros percentuais para cada situação, tomando como valor verdadeiro as medidas experimentais.

⁵Tomando como base o eixo central.

Tabela 4.1: Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico, adotados pelo sistema de planejamento, e os medidos experimentalmente para campos simétricos.

CAMPOS SIMÉTRICOS				
Filtro	Colimador	Profundidade: 10 cm		
		Fator Filtro Dinâmico		
		Experimental	Sistema	Erro%
10°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,9515	0,9587	0,75%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,8996	0,9024	0,31%
15°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,9438	0,9409	0,30%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,8684	0,8702	0,21%
20°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,9183	0,9238	0,59%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,8225	0,8259	0,41%
25°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,9000	0,9073	0,81%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,7851	0,786	0,11%
30°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,8829	0,8914	0,96%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,7500	0,7497	0,04%
45°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,8174	0,8195	0,25%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,6370	0,6412	0,66%
60°	Y = 8 cm X = 8 cm	0,7246	0,7259	0,18%
	Y = 16 cm X = 16 cm	0,5074	0,5076	0,04%

Tabela 4.2: Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico, adotados pelo sistema de planejamento, e os medidos experimentalmente para campos assimétricos

CAMPOS ASSIMÉTRICOS				
Filtro	Colimador	Profundidade: 10 cm		
		Fator Filtro Dinâmico		
		Experimental	Sistema	Erro %
10°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,9646	0,9439	2,10%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,9113	0,9000	1,24%
15°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,9466	0,9294	1,81%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,8711	0,8608	1,18%
20°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,9288	0,9122	1,78%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,8326	0,8316	0,10%
25°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,9097	0,8956	1,55%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,7940	0,7914	0,32%
30°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,8901	0,8796	1,18%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,7578	0,7548	0,39%
45°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,8200	0,8075	1,52%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,6417	0,6372	0,70%
60°	Y1 = 15 cm Y2 = 4 cm x = 10 cm	0,7205	0,7139	0,91%
	Y1 = 15 cm Y2 = 8 cm x = 10 cm	0,5075	0,5058	0,33%

Capítulo 5

Conclusão

Em Radioterapia, torna-se imprescindível a determinação de parâmetros físicos e a verificação do sistema de planejamento para possibilitar um melhor resultado no tratamento dos pacientes. Deste modo, o presente trabalho, propôs um estudo das propriedades físicas dos filtros dinâmicos do acelerador linear 6eX, verificando através da comparação de medidas experimentais com o sistema de planejamento, nas mesmas condições.

Através dos resultados apresentados, verifica-se que o fator filtro dinâmico diminui com o aumento do campo bem como com o aumento do ângulo do filtro para várias profundidades. Constatou-se que este fator independe da profundidade em campos simétricos e assimétricos, se a energia, o campo e o filtro forem iguais. Também foi concluído que o fator filtro independe da abertura do colimador X, assim como, do colimador Y1. que representa uma característica importante para o planejamento do tratamento, uma vez que, se por algum motivo o colimador X ou Y1 forem alterados, não implicará em uma mudança expressiva dos resultados finais.

Para garantir a coerência na UM recebida pelo paciente e aquela indicada pelo Médico Radioterapeuta, tem que ser dada uma atenção diferenciada para o colimador Y2, pois é este o responsável pela determinação do fator filtro, assim como foi constatado no trabalho.

Os perfis dos campos foram determinados para conseguirmos obter o fator filtro

dinâmico para pontos fora do eixo central. Constatou-se deste modo, que o fator filtro dinâmico cresce com o aumento da distância positiva se comparado com o eixo central; este fato, encontra-se de acordo com a não influência do colimador Y1.

Para validar os gráficos expostos, foi feito um caso teste com tamanhos de campos específicos e todos os filtros dinâmicos para o planejamento do tratamento de uma mama. O maior erro encontrado na comparação entre os valores dos fatores filtro dinâmicos experimentais e o sistema de planejamento foi em torno de 2% que está abaixo dos $\pm 3\%$ recomendado.

A interpretação dos resultados dos fatores filtro, possibilita os cálculos do planejamento do tratamento em Radioterapia para uma eventual falta ou conferência do sistema de planejamento.

Bibliografia

- [1] FRAASS, B.; DOPPKE, K.; HUNT, M.; KUTCHER, G.; STARKSCHALL, G.; STERN, R.; VAN DYKE, J. **Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning.** Med. Phys. 25, 1773-1829, 1998.
- [2] KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. 2 ed., Baltimore, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [3] KIJEWSKI, P. K., CHIN, L. M., BJARNGARD, B. E. **Wedge-Shaped Dose Distribution by Computer-Controlled Collimator Motion and Dose Delivery.** Medical Physics, Vol. 5, N° 5, pp. 426-429, Sep./Oct. 1978.
- [4] LEAVITT, D. D., MARTIN, M., MOELLER, J. H., LEE, W. L. **Dynamic Wedge Field Techniques through Computer-Controlled Collimator Motion.** Medical Physics, Vol. 17, N° 1, pp. 87-91, Jan. 1990.
- [5] WARLICK, W. B., O'REAR, J. H., EARLEY, L., et al. **Dose to the Contralateral Breast: A Comparison of Two Techniques Using Enhanced Dynamic Wedge Versus a Standard Wedge.** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 185-191, 1997.
- [6] LEAVITT, D. D. **New Application of Enhanced Dynamic Wedge for Tangent Breast Irradiation.** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 247-251, 1997.

- [7] EDLUND, T., LEAVITT, D. D., GIBBS, F. A. **Dosimetrical Advantages of Enhanced Dynamic Wedge in Small Field Irradiation for the Treatment of Macular Degeneration.** Medical Dosimetry, Vol. 24, N° 1, pp. 21-26, 1999.
- [8] EDLUND, T. **Treatment Planning of Oblique Wedge Fields Comparing Enhanced Dynamic Wedge and Standard 60 Degree Wedge for Parotid Type Treatments.** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 197-199, 1997.
- [9] TOBLER, M. and LEAVITT, D. D. **Clinical Application of Enhanced Dynamic Wedge in Three-Dimensional Treatment Planning: A Case Report.** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 201-206, 1997.
- [10] LEAVITT, D. D., WILLIAMS, G., TOBLER, M., et al. **Application of Enhanced Dynamic Wedge to Stereotactic Radiotherapy.** Medical Dosimetry, Vol. 25, N° 2, pp. 61-69, 2000.
- [11] LEAVITT, D. D., LEE, W. L., GAFFNEY, D. K. et al. **Dosimetrical Parameters of Enhanced Dynamic Wedge for Treatment Planning and Verification.** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 177-183, 1997.
- [12] KLEIN, E. E., LOW, D. A., MEIGOONI, A. S., et al. **Dosimetry and Clinical Implementation of Dynamic Wedge.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 31, N° 3, pp. 583-592, Feb. 1995.
- [13] KLEIN, E. E., GERBER, R., ZHU, X. R., et al. **Multiple Machine Implementation of Enhanced Dynamic Wedge.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 40, N° 4, pp. 977-985, 1998.
- [14] CHANG, S. X., GIBBONS, J. P. **Clinical Implementation of Non-Physical Wedges.** 1999 AAPM Refresher Course, pp. 1-13, 1999.

- [15] KOKEN, P. W., HEUKELOM, S., CUIJPERS, J. P. **On the Practice of the Clinical Implementation of Enhanced Dynamic Wedges**. Medical Dosimetry, Vol. 28, N° 1, pp. 13-19, 2003.
- [16] SAMUELSSON, A., JOHANSSON, K. A., MATTSSON, O., et al. **Practical Implementation of Enhanced Dynamic Wedge in the Cad-Plan Treatment Planning System**. Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 207-211, 1997.
- [17] LIU, C., KIM, S., KAHLER, D. L., PALTA, J. R. **Generalized Monitor Unit Calculation for the Varian Enhanced Dynamic Wedge Field**. Medical Physics, Vol. 30, N° 7, pp. 1891-1896, 2003.
- [18] KUPERMAN, V. Y. **Analytical Representation for Varian EDW Factors at Off-Center Points**. Medical Physics, Vol. 32, N° 5, pp. 1256-1261, 2005.
- [19] ALAEI, P., HIGGINS, P. **Performance Evaluation and Quality Assurance of Enhanced Dynamic Wedges**. Medical Physics, Vol. 32, N° 6, pp. 1998, 2005.
- [20] C-Series Clinac – Enhanced Dynamic Wedge Implementation Guide, 1 ed., USA, Varian Associates Inc., Oncology Systems, 1996.
- [21] MARTINS, R. **A descoberta dos Raios X: O Primeiro Comunicado de Rontgen**. Revista Brasileira de Ensino de Física, Vol. 20, N° 4, pp. 373-391, 1998.
- [22] SILVA, R. A. **Dosimetria de Filtros Dinâmicos Aprimorados**. Dissertação de Mestrado. IPEN/USP, São Paulo, SP, Brasil, 2006.
- [23] SAW, C.B. **Foundation of Radiological Physics – CD-ROM**. Curso de Radioterapia de última Geração, Hospital Sírio Libanês, São Paulo, 2002.
- [24] SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation quantities and units** Bethesda Maryland, 1980 (ICRU - Report 33).
- [26] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual de dosimetria en radioterapia** Vienna, 1971 (Technical Reports Series No. 110).
- [27] JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology** Springfield. Illinois, 4^a ed., 1983.
- [28] BULLA, R. T. **Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Dosimetria de Feixes de Elétrons** IPEN/USP: São Paulo, 1999.
- [29] ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry Ionization chambers** John Wiley & Sons Inc, Madison, Wisconsin, pp.292-343, 1986.
- [30] ATTIX, F.H. **Dosimetry and calibration of photon and electron beams with cavity ion chambers** John Wiley & Sons Inc, Madison, Wisconsin, pp.346-388, 1986.
- [31] BOAG, J.W. Ionization chambers. In: KASE, K.R.; BJÄRNGÅRD, B.E.; ATTIX, F.H. **The dosimetry of ionizing radiation** Academic Press, New York, N.Y., 1987.
- [32] ROESCH, W.C.; ATTIX, F.H. Basic concepts of dosimetry. In: Attix, F.H.; ROESCH, W.C. (Eds.) **Radiation dosimetry** Academic Press, New York, N.Y., 2^a ed., v.1, p.2-41, 1987.
- [33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY, **Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia: Protocolo de Controle de Qualidade**. TECDOC – 1151, Tradução: INCA, Rio de Janeiro, 2000.

- [34] PODGORSK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students** Austria, International Atomic Energy Agency, 2005.
- [35] SOUSA, R. S. **Estudo das Propriedades Físicas dos Filtros Dinâmicos** IRD, Rio de Janeiro, 2005.
- [36] LEAVITT, D.D.; KLEIN, E. **Dosimetry Measurement Tools for Commissioning Enhanced Dynamic Wedge** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 171-176, 1998
- [37] LEAVITT, D.D.; HUNTZINGER, C.; ETMEKETZOGLOU. T. **Dynimic Collimator and Dose Rate Control: Enabling Technology for Enhanced Dynamic Wedge** Medical Dosimetry, Vol. 22, N° 3, pp. 167-170, 1998.
- [38] REZENDE, S. M. **Materiais e Dispositivos Eletrônicos**. São Paulo: Livraria da Física, 2004.
- [39] FLOSI, A. A. **Desenvolvimento do Cálculo de Unidades Monitoras para IMRT**. Dissertação de Mestrado. IPEN/USP, São Paulo, SP, Brasil, 2011.
- [40] SILVA, A. O. **Comparação da Dose Absorvida no Tratamento do Câncer Ginecológico por Braquiterapia de Alta taxa de Dose Utilizando o Planejamento Convencional do Tratamento e Simulação por Monte Carlo**. Dissertação de Mestrado. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2010.

Apêndice A - Fator Filtro Dinâmico para Campos Simétricos no Eixo Central

Neste apêndice são apresentadas as curvas do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente variando o tamanho do campo de 16 cm² a 400 cm² no eixo central, a uma profundidade de 1,5 cm, 5,0 cm e 20,0 cm e os filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

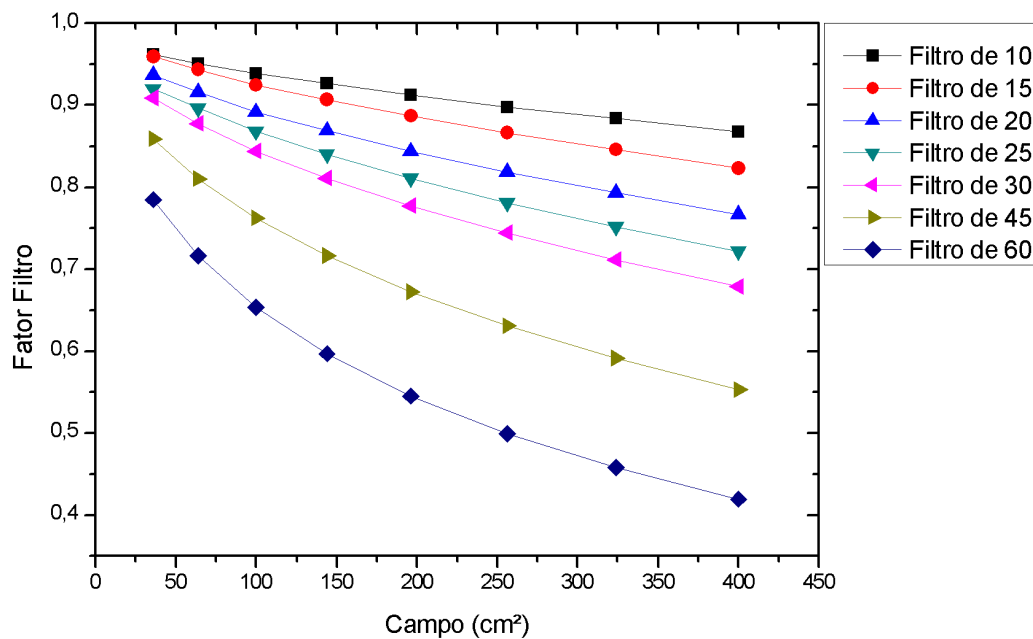


Figura 5.1: Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

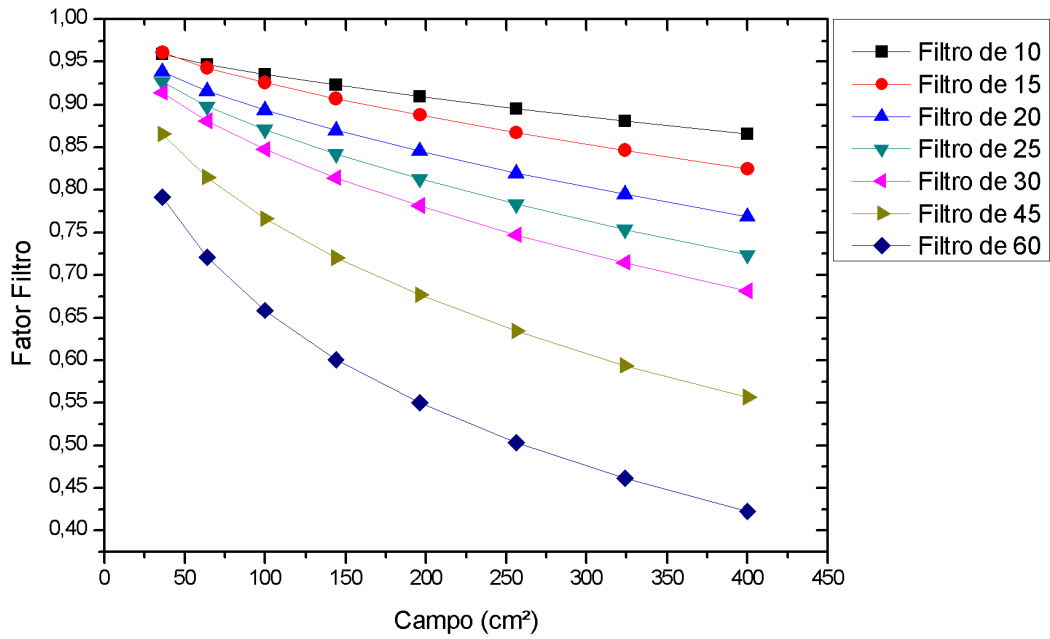


Figura 5.2: Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

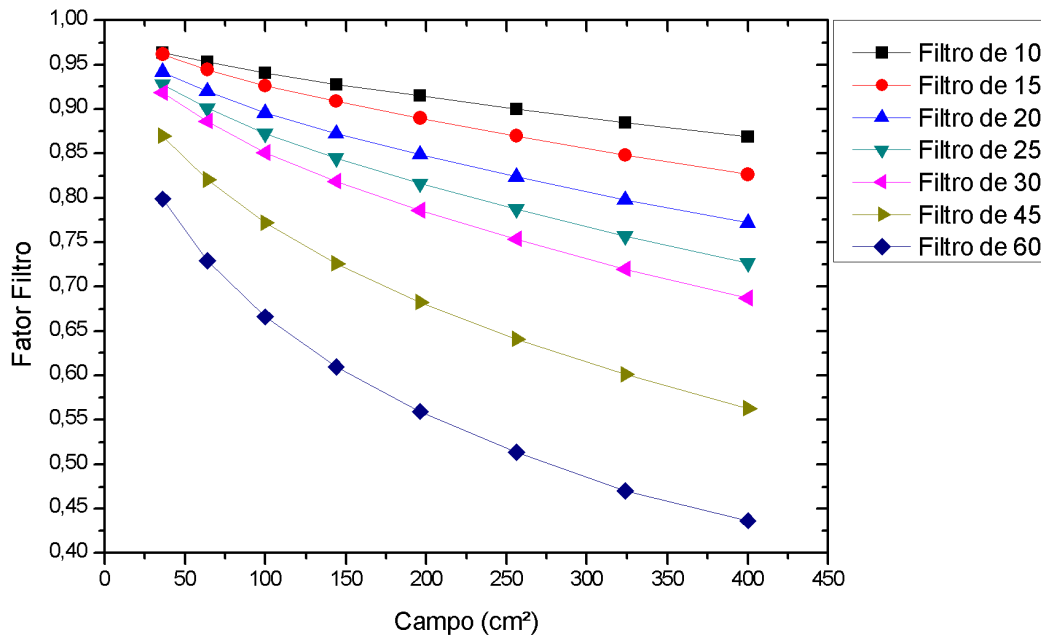


Figura 5.3: Fator filtro para a profundidade fixa no eixo central para um filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

Os gráficos que seguem apresentam os fatores filtro dinâmico medidos experimentalmente variando o tamanho do campo de 16 cm² a 400 cm² no eixo central, para todas as profundidades, fixando os filtros com ângulos de 15°, 20°, 25°, 30°, 45°.

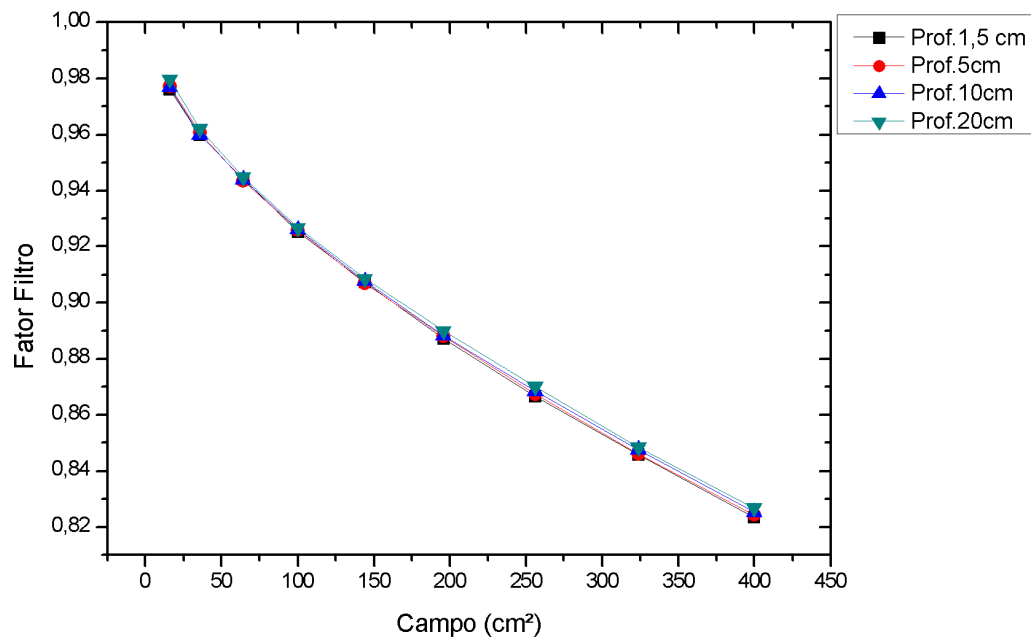


Figura 5.4: Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 15°.

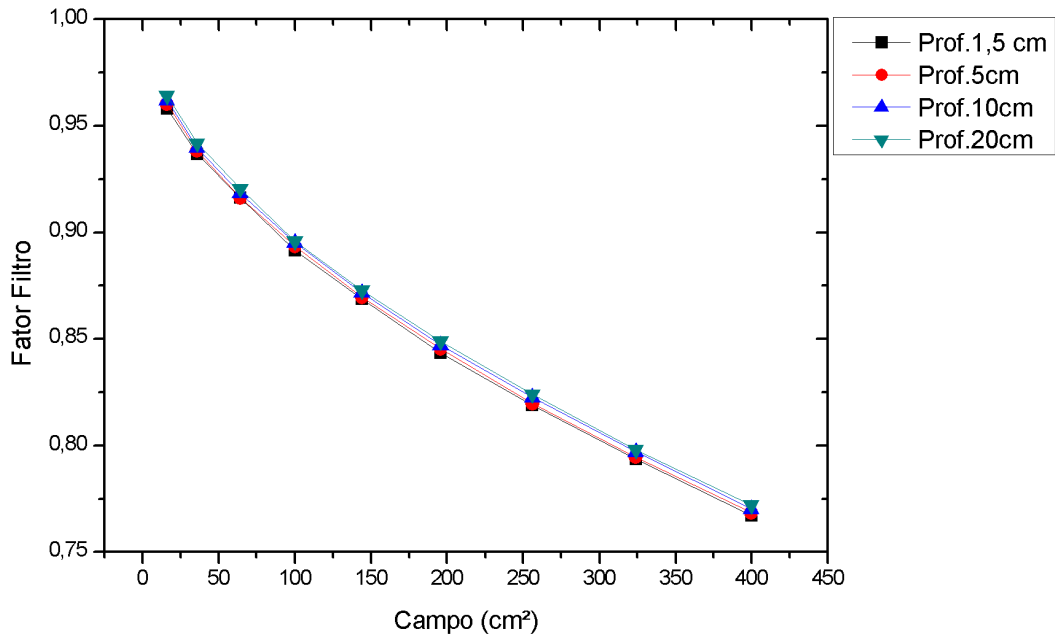


Figura 5.5: Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 20°.

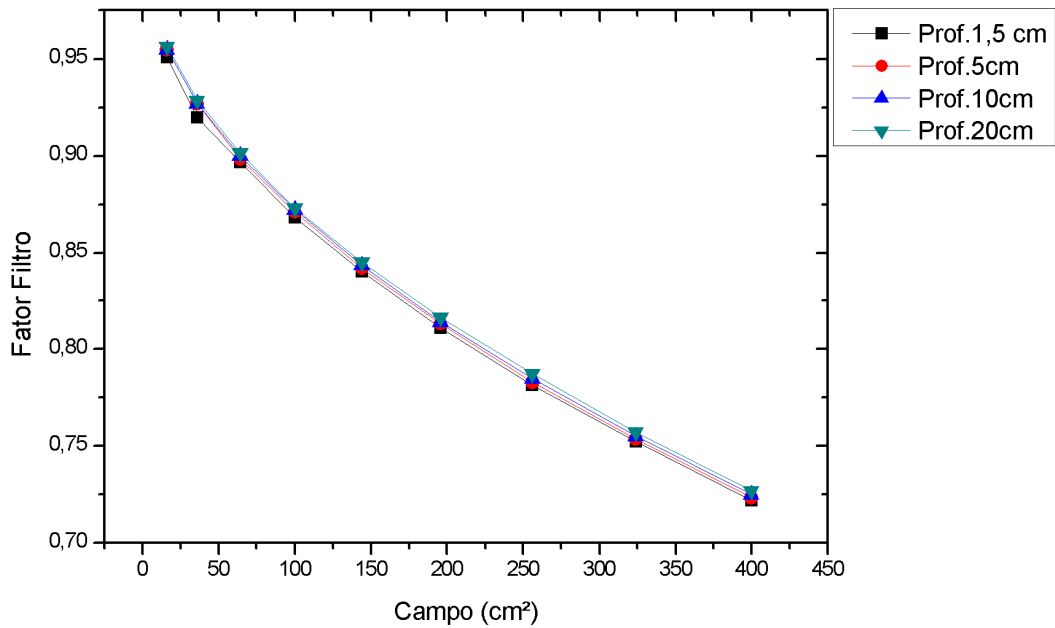


Figura 5.6: Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 25°.

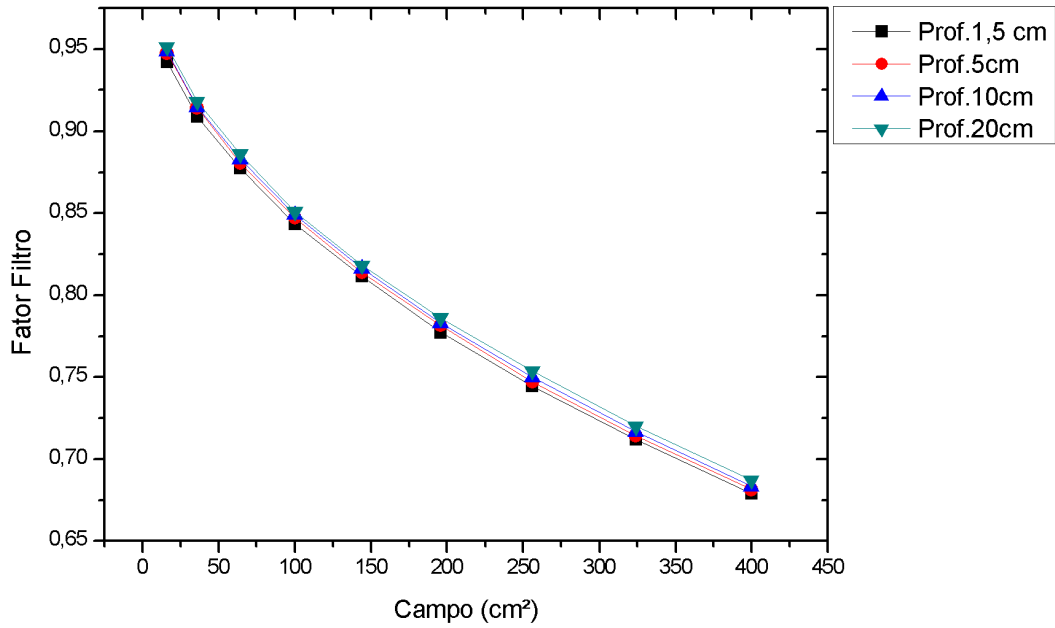


Figura 5.7: Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 30°..

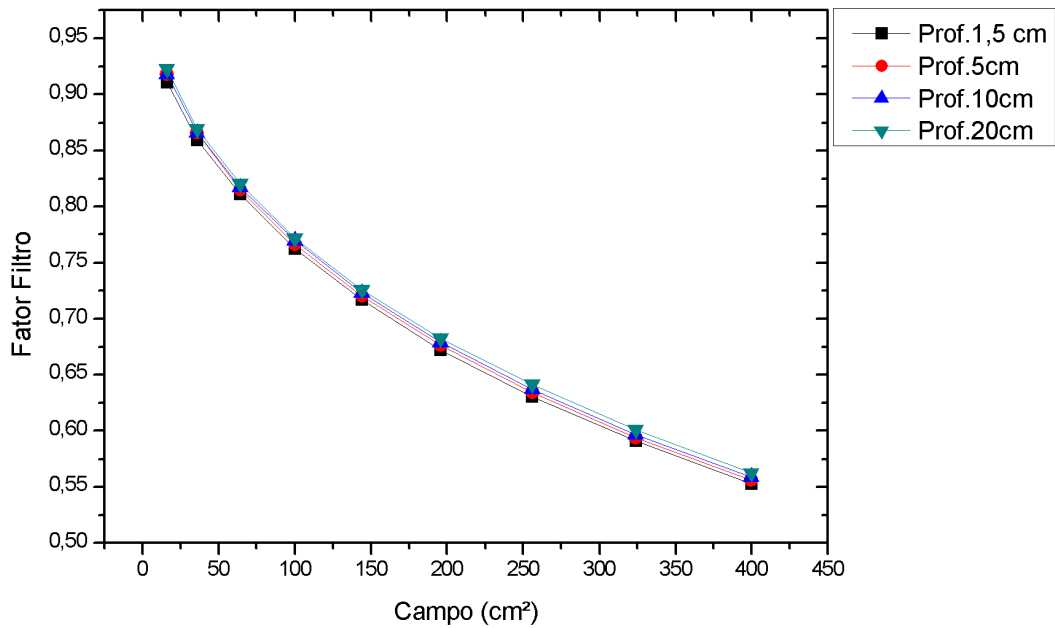


Figura 5.8: Fator Filtro para as profundidades 1,5, 5,0, 10,0 e 20,0 cm para o filtro com ângulo de 45°.

Apêndice B - Fator Filtro Dinâmico para Campos Assimétricos no Eixo Central

Neste apêndice são apresentadas as curvas do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente, fixando o colimador X em 10 cm a uma profundidade de 10 cm no eixo central. O colimador Y1 tem valores iguais a 2, 5, 10, 15 e 20 cm enquanto os valores do colimador Y2 são iguais a 4, 6, 8 e 10 cm. Para cada valor de Y2 foram verificados os valores de Y1.

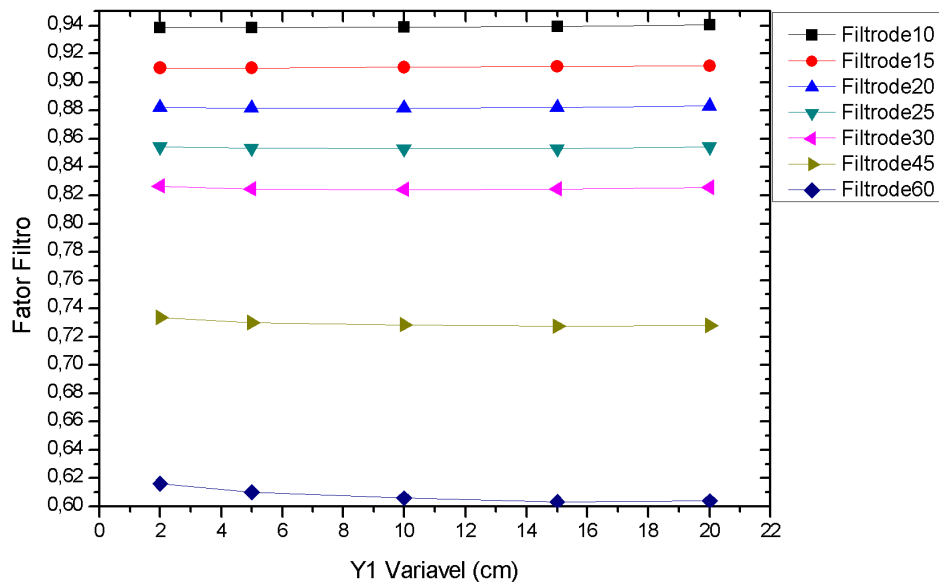


Figura 5.9: Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 6 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

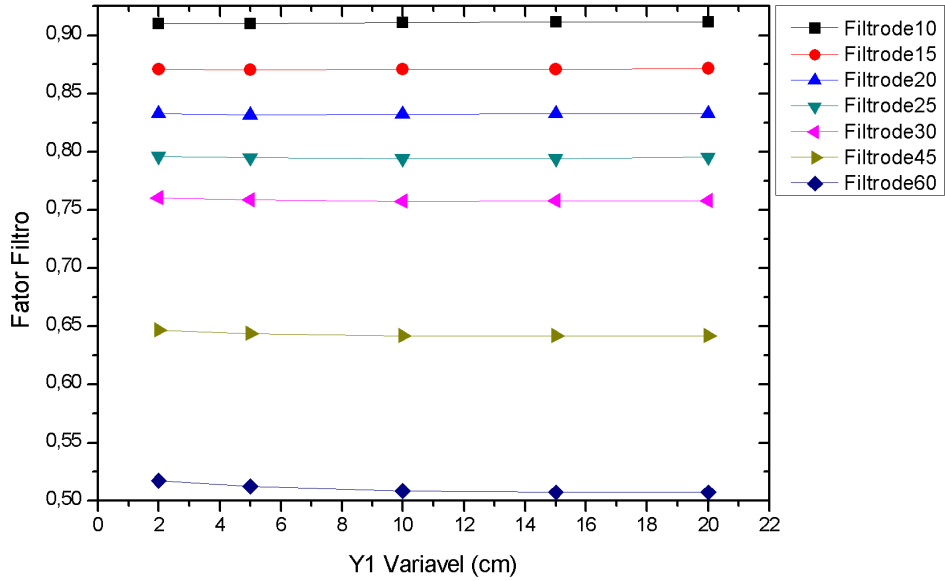


Figura 5.10: Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 8 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

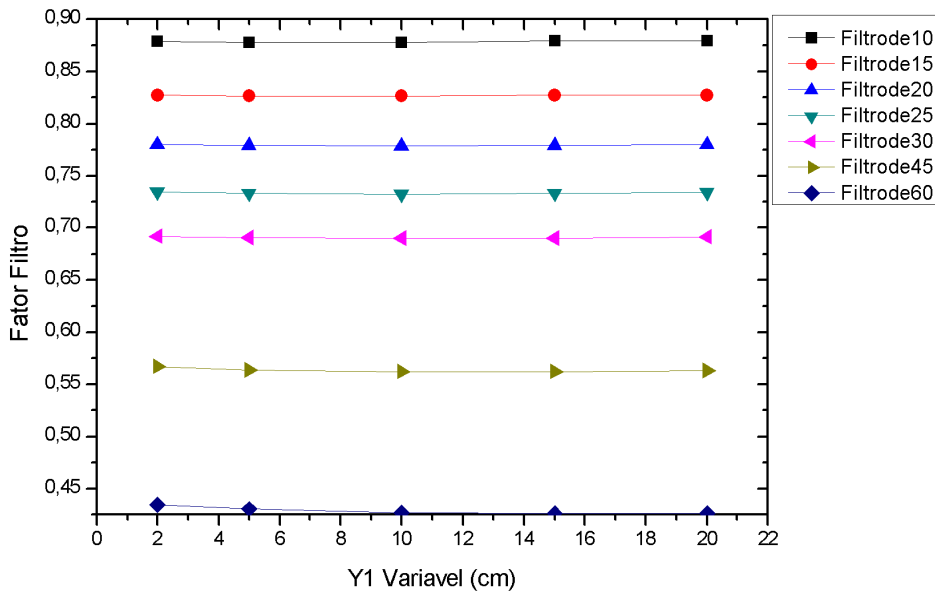


Figura 5.11: Fator filtro dinâmico com colimador X fixo em 10 cm, colimador Y1 variando e Y2 fixo em 10 cm para filtros com ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

A figura 5.12 mostra o comportamento do fator filtro dinâmico para campos assimétricos para ângulos de filtros específicos.

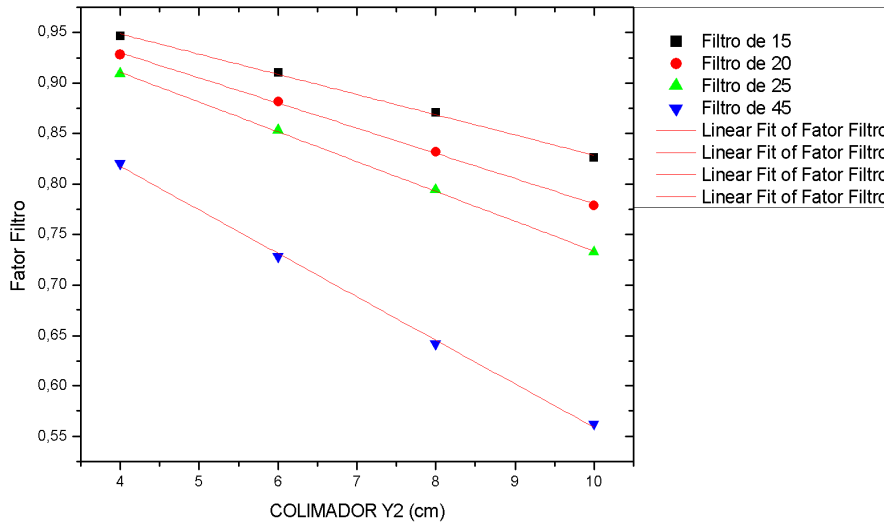


Figura 5.12: Fator Filtro Dinâmico com colimador X fixo em 10cm, colimador Y1 fixo em 10cm e Y2 igual a 4cm, 6cm, 8cm e 10cm, para filtros com ângulos de 15°, 20°, 25° e 45°.

Pela equação da reta que melhor expressa o comportamento para cada filtro da figura 5.12, verifica-se uma inclinação em módulo de 0,01999 com erro padrão de 0,00508 para o filtro de 15°, 0,02491 com erro padrão de 0,00405 para o filtro de 20°, 0,02949 com erro padrão de 0,00297 para o filtro de 25° e finalmente uma inclinação de 0,04302 com erro padrão de 0,00727 para o filtro com angulação de 45°.

Se compararmos o valor da inclinação desses filtros, obtem-se matematicamente que com o aumento do filtro há uma diminuição expressiva no valor do fator filtro quando o colimador Y2 tem seu valor aumentado.