



COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DO FILTRO
DINÂMICO: MODULAÇÃO UNIDIMENSIONAL**

Roberto Salomon de Souza
Orientadora: Dra. Maria Helena da Hora Maréchal
Co-orientadora: Dra. Simone Coutinho Cardoso
Colaborador: Delano Valdivino Santos Batista

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2005

Roberto Salomon de Souza

ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DO FILTRO DINÂMICO:
MODULAÇÃO UNIDIMENSIONAL

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Física Médica.

Orientadora: Dra. Maria Helena da Hora Maréchal
CNEN

Co-Orientadora: Dra. Simone Coutinho Cardoso
CNEN

Colaborador: Delano Valdivino Santos Batista
INCA

Rio de Janeiro – Brasil
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear
Coordenação de Pós-Graduação

2005

Souza, Roberto Salomon

Estudo das propriedades físicas do filtro dinâmico:
modulação unidimensional. Rio de Janeiro: IRD, 2005.

xiii, 64p. 29,7 cm: fig., tab.

Dissertação (mestrado) – Instituto de Radioproteção e
Dosimetria – Rio de Janeiro, 2005.

1. Controle da qualidade em radioterapia 2. Dosimetria
em radioterapia 3. Teses I. Instituto de Radioproteção e
Dosimetria II. Título

Roberto Salomon de Souza

ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS DO FILTRO DINÂMICO:
MODULAÇÃO UNIDIMENSIONAL

Rio de Janeiro, 14 de Outubro de 2005.

Dra. Maria Helena da Hora Maréchal - CNEN

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa – IRD/CNEN

Dr. Ricardo Fraga Gutterres - CNEN

Dr. Stenio Dore Magalhães – IF-UFRJ

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear e no Instituto Nacional de Câncer, sob orientação da Dra. Maria Helena da Hora Maréchal e co-orientação da Dra. Simone Coutinho Cardoso, com a colaboração do Físico Médico Delano Valdivino Santos Batista.

A Deus,
Aos meus pais e avós,
Aos meus irmãos,
Ao meu sobrinho Gabriel,
para servir-lhe de exemplo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por colocar as pessoas certas em meu caminho e por me emprestar todas as ferramentas necessárias ao meu desenvolvimento intelectual e moral.

Aos meus pais e avós, por toda a educação, dedicação e incentivo que me proporcionaram alcançar mais esse título.

À minha orientadora, Maria Helena da Hora Marèchal, que mesmo sem muito tempo disponível, acolheu carinhosamente o meu pedido de orientação.

À minha co-orientadora, Simone Coutinho Cardoso, que foi mais do que amiga, pela idéia de transformar o trabalho em uma dissertação de mestrado, pela paciência com a minha extrema falta de tempo, pelo incentivo e empolgação, e pela companhia nas muitas horas de medições em que deixou de estar na presença de sua própria família.

Ao Delano Valdivino Santos Batista, mais que colaborador, por todas as dicas, discussões e boa vontade com o trabalho.

Ao ex-coordenador da pós-graduação do IRD, Andrés Papa e à minha ex-chefe no Serviço de Física Médica do INCA, Lúcia Helena Bardella, por permitirem que eu cursasse algumas disciplinas em 2003 para não perder a matrícula do mestrado.

A essa pessoa maravilhosa que, para minha felicidade é minha chefe no Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA, Anna Maria Campos de Araujo, sem cujos incentivo e permissão, não teria terminado mais essa etapa da minha vida.

Aos colegas de trabalho do PQRT pelo incentivo e ao Paul Clivland por escanear as figuras.

Ao Paulo Cezar de Oliveira Abrahão por se dispor a perder algumas horas a mais de seu sábado de lazer para que eu fizesse as medidas de perfil de campo com o Wellhöffer.

Aos colegas do mestrado das turmas de 2003 e 2004 que se preocuparam comigo e me ajudaram nos estudos e na execução dos trabalhos.

Em especial à Luciana Tourinho Campos, minha querida namorada, amorosa e compreensiva companheira, que por diversas vezes abdicou de horas da minha atenção para que eu pudesse dar continuidade a esse trabalho. E também pela valiosa ajuda na avaliação das incertezas.

À professora Denise Pinheiro Cunha, da E.E. Bolívar onde leciono, pela revisão do abstract.

Ao Instituto Nacional de Câncer/MS por permitir sua execução.

RESUMO

O presente trabalho apresenta uma caracterização das propriedades físicas do filtro dinâmico em varredura do acelerador linear Clinac 2300CD, da Varian Medical Systems, por meio de determinações experimentais, comparando-as com cálculos feitos pelo sistema de planejamento de tratamento CadPlan, sob as mesmas condições.

Os parâmetros determinados foram: o fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central e fora dele, a dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático, o percentual de dose em profundidade, a dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central e fora dele, os ângulos dos filtros dinâmicos, e os perfis de campo em diversas profundidades.

Foi verificado que o fator filtro dinâmico diminui com o aumento do tamanho de campo e com o aumento do ângulo nominal do filtro, e que aumenta com o incremento da energia. O fator filtro dinâmico é independente do colimador X e do colimador dinâmico, exceto para campos pequenos. Não varia com a profundidade no eixo central, mas fora dele apresenta variações.

Foi encontrada uma diferença entre o ângulo nominal dos filtros e os obtidos experimentalmente. Porém, tal diferença não interfere no resultado do tratamento.

Ao final é sugerido um conjunto de parâmetros físicos a ser determinado para o comissionamento, para a implementação clínica e para o controle de qualidade do filtro dinâmico.

ABSTRACT

The present work shows an characterization of the Varian linear accelerator EDW physical properties, through experimental determinations, comparing them with calculations made by CadPlan treatment planning system, under the same conditions.

The following parameters were determined: EDW factor for square and rectangular fields on the central axis and off-axis, EDW factor dependency with the static collimator, percentage depth dose, EDW factor dependency with the depth on the central axis and off-axis, EDW angles and field profiles on several depths.

It was verified that the EDW factor diminishes with the field size increment and with EDW nominal angle increment, and increases with energy increment. It is independent of the X collimator and dynamic collimator, except for small field sizes. It doesn't vary with depth on the central axis, but varies on the off-axis distances.

A difference between EDW nominal angles and the EDW obtained experimentally was found, but it doesn't interfere in the treatment results.

At the end of this work, a set of physical parameters to be determined for the commissioning, clinical implementation and quality assurance of the EDW is suggested.

ÍNDICE

1 – Introdução	1
2 – Fundamentos Teóricos	3
2.1 – Planejamento do Tratamento em Radioterapia	3
2.1.1 – Parâmetros Físicos para o Planejamento do Tratamento	3
2.1.1.1 – Percentual de Dose em Profundidade	4
2.1.1.2 – Razão Tecido-Fantoma	4
2.1.1.3 – Razão Tecido-Máximo	5
2.1.1.4 – Fator de Espalhamento de Pico	5
2.1.1.5 – Fator de Espalhamento no Colimador	6
2.1.1.6 – Fator de Espalhamento no Fantoma	7
2.1.1.7 – Fator de Espalhamento Total	7
2.1.1.8 – Fator Bandeja	8
2.1.1.9 – Fator Filtro	9
2.1.1.10 – Fator <i>Off-Axis</i>	9
2.1.1.11 – Fator Distância	10
2.1.1.12 – Fator de Calibração	10
2.1.1.13 – Equação de Cálculo do Planejamento do Tratamento	11
2.1.2 – Sistemas Computadorizados de Planejamento do Tratamento ..	12
2.2 – Filtros Físicos e Eletrônicos	13
2.3 – Filtro Dinâmico da Varian	16
3 – Materiais e Métodos	25
3.1 – Materiais	25
3.1.1 – Acelerador Linear	25
3.1.2 – Conjunto Dosimétrico	25
3.1.3 – <i>Array</i> de Câmaras de Ionização	27
3.1.4 – Sistema de Planejamento do Tratamento	28
3.2 – Métodos	29
3.2.1 - Determinação do fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central	29

3.2.2 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático	30
3.2.3 - Determinação do Percentual de Dose em Profundidade (PDP) para campos com filtro dinâmico	31
3.2.4 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central	31
3.2.5 - Determinação dos ângulos dos filtros dinâmicos	31
3.2.6 - Determinação dos perfis dos campos com filtro dinâmico em diversas profundidades	32
3.2.7 - Determinação do fator filtro dinâmico em pontos fora do eixo central	32
3.2.8 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central	32
3.2.9 - Caso teste: irradiação para tratamento de mama	33
3.2.10 - Estimativa das incertezas	34
4 – Resultados e Discussão	36
4.1 - Determinação do fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central	36
4.2 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático	46
4.3 - Determinação do percentual de dose em profundidade (PDP) para campos com filtro dinâmico	49
4.4 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central	51
4.5 - Determinação dos ângulos dos filtros dinâmicos	53
4.6 - Determinação dos perfis dos campos com filtro dinâmico em diversas profundidades	55
4.7 - Determinação do fator filtro dinâmico em pontos fora do eixo central	58
4.8 - Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central	59

4.9 – Caso teste: irradiação para tratamento de mama	61
5 – Conclusões	62
6 – Recomendações	64

Referências Bibliográficas

Anexo I

Anexo II

Anexo III

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema da determinação do percentual de dose em profundidade.	4
Figura 2 - Diagrama ilustrativo das definições de TPR e TMR.	5
Figura 3 – Geometria para determinação do PSF em um ponto P.	6
Figura 4 - Geometria para determinação do S_c em um ponto P.	7
Figura 5 – Geometria para determinação do $S_{c,p}$ em um ponto P.	8
Figura 6 - Determinação do ângulo do filtro pela reta tangente à curva de isodose de 80% no eixo central do feixe de radiação.	14
Figura 7 - Determinação do ângulo do filtro pelas recomendações da ICRU e da IEC.	15
Figura 8 – Determinação do ângulo do filtro dinâmico pelo método dos gradientes.	16
Figura 9 – Demonstração da ação do movimento do colimador.	17
Figura 10 – GSTT para feixe de 6MV com filtro dinâmico de 60 graus.	18
Figura 11 – Fluência para o ângulo efetivo do filtro selecionado.	19
Figura 12 – Fluência para o tamanho de campo selecionado.	20
Figura 13 - Fluência normalizada para a dose total.	21
Figura 14 - STT da fluência normalizada para a dose total.	21
Figura 15 - Progressão da taxa de dose.	22
Figura 16 - Progressão da velocidade do colimador.	23
Figura 17 - Montagem experimental: acelerador linear, fantoma e câmara de ionização.	25
Figura 18 - Conjunto dosimétrico: câmara de ionização IC-70 e eletrômetro Keithley modelo 35040.	26
Figura 19 - Fantoma e suporte com posicionador manual para câmara de ionização.	26
Figura 20 - <i>Array</i> de câmaras de ionização da Wellhöfer.	27
Figura 21 - Eletrômetro multicanal do <i>array</i> de câmaras da Wellhöfer.	28
Figura 22 - Simulação no CadPlan em um fantoma virtual de 30cm x 30cm x 40cm.	28
Figura 23 - Demonstração do posicionamento da câmara de ionização em relação	30

ao filtro dinâmico.

Figura 24 - Fator filtro dinâmico medido no eixo central para campos quadrados e energia de 6 MV, para ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. 36

Figura 25 - Fator filtro dinâmico medido no eixo central para campos quadrados e energia de 15 MV, para ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. 37

Figura 26 - Gráfico comparativo entre os valores medidos no eixo central (em cores) e os valores esperados para o fator filtro dinâmico na energia de 6 MV, campos quadrados e ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. 38

Figura 27 - Fator filtro dinâmico medido para a energia de 6MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador $Y = 10\text{cm}$. 40

Figura 28 - Fator filtro dinâmico medido para a energia de 15MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador $Y = 10\text{cm}$. 40

Figura 29 - Comparação entre os fatores filtro dinâmico obtidos experimentalmente e os obtidos pelo sistema de planejamento CadPlan, para energia de 6MV, em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico. 45

Figura 30 - Comparação entre os fatores filtro dinâmico obtidos experimentalmente e os obtidos pelo sistema de planejamento CadPlan, para energia de 15MV, em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico. 45

Figura 31 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 2\text{cm}$ para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°. 46

Figura 32 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 5\text{cm}$ para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°. 47

Figura 33 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 10\text{cm}$ para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°. 47

Figura 34 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 2\text{cm}$ para energia de 15MV e ângulos de 30° e 60°. 48

Figura 35 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 5\text{cm}$ para energia de 15MV e ângulos de 30° e 60°. 48

Figura 36 - Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático $Y = 10\text{cm}$ para energia de 15MV e ângulos de 30° e 60°. 49

Figura 37 - Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade – 6MV. 52

Figura 38 - Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade – 15MV.	53
Figura 39 - Perfis do campo 20cm x 20cm em várias profundidades – 6MV.	56
Figura 40 - Perfis do campo 20cm x 20cm em várias profundidades – 15MV.	56
Figura 41 - Perfil do campo 20cm x 20cm com filtro de 60° medido a 10cm de profundidade e obtido através do CadPlan – 6MV.	57
Figura 42 - Perfil do campo 20cm x 20cm com filtro de 60° medido a 10cm de profundidade e obtido através do CadPlan – 15MV.	57
Figura 43 - Fator filtro dinâmico fora do eixo central – 6MV.	58
Figura 44 - Fator filtro dinâmico fora do eixo central – 15MV.	59
Figura 45 - Fator filtro dinâmico relativo ao do eixo central – 6MV.	60
Figura 46 - Fator filtro dinâmico relativo ao do eixo central – 15MV.	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Pesos para as fluências dos campos aberto e com filtro.	20
Tabela 2 – Avaliação das incertezas tipo A e tipo B.	34
Tabela 3 – Valores obtidos para o fator filtro dinâmico para a energia de 6 MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador $Y = 10\text{cm}$.	39
Tabela 4 – Valores obtidos para o fator filtro dinâmico para a energia de 15 MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador $Y = 10\text{cm}$.	39
Tabela 5 – Fatores filtro dinâmico para a energia de 6MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.	41
Tabela 6 – Fatores filtro dinâmico para a energia de 15MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.	42
Tabela 7 – Fatores filtro dinâmico obtidos no sistema de planejamento CadPlan para a energia de 6MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.	43
Tabela 8 – Fatores filtro dinâmico obtidos no sistema de planejamento CadPlan para a energia de 15MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.	44
Tabela 9 – Comparação entre os valores de PDP adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 6MV e campo 10cm x 10cm.	50
Tabela 10 – Comparação entre os valores de PDP adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 15MV e campo 10cm x 10cm.	50
Tabela 11 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 6MV, em várias profundidades no eixo central para o campo 10cm x 10cm.	51
Tabela 12 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 15MV, em várias profundidades no eixo central para o campo 10cm x 10cm.	52
Tabela 13 – Comparação entre os valores dos ângulos do filtro dinâmico obtidos	54

experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan, para as energias de 6MV e 15MV.

Tabela 14 – Valores para o ângulo do filtro dinâmico determinados experimentalmente pelo método dos gradientes. 54

Tabela 15 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente e os obtidos no CadPlan para a configuração de tratamento de mama - 6MV . 61

Tabela 16 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente e os obtidos no CadPlan para a configuração de tratamento de mama - 15MV. 61

LISTA DE SIGLAS

DFI – Distância Fonte-Isocentro.

DFS – Distância Fonte-Superfície.

DW – Dynamic Wedge.

EDW – Enhanced Dynamic Wedge.

FAC – Fator Abertura do Colimador.

GSTT – Golden Segmented Treatment Table.

IAEA – International Atomic Energy Agency.

IEC – International Electrotechnical Commission.

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements.

INCA – Instituto Nacional de Câncer.

MLC – Multileaf Collimator.

MU – Monitor Unit.

PDP – Percentual de Dose em Profundidade.

PSF – Peak Scatter Factor.

SAD – Source-Axis Distance.

SSD – Source-Surface Distance.

STT - Segmented Treatment Table.

TEC-DOC – Technical Document.

TMR - Tissue-Maximum Ratio.

TPR - Tissue-Phantom Ratio.

UM – Unidade Monitora.

VW – Virtual Wedge.

1 – INTRODUÇÃO

Em certos casos de neoplasias malignas tratadas com radioterapia, é muitas vezes necessário interpor entre o feixe de radiação e o paciente, um modificador de feixe. Esse modificador de feixe pode ser um bloco metálico, para proteger áreas que não se quer irradiar, ou um filtro, que tem a função de compensar a falta de tecido, ajustar as curvas de isodose ou melhorar o gradiente de dose dentro do tecido irradiado [1].

A utilização de filtros nos tratamentos de radioterapia é uma prática comum desde o surgimento dos primeiros irradiadores de ^{60}Co . Esses filtros, constituídos por uma cunha metálica, são ainda utilizados em irradiadores de ^{60}Co e em aceleradores lineares. Porém, com o advento dos aceleradores lineares controlados por computador, uma nova técnica permitiu o desenvolvimento dos filtros não físicos, ou eletrônicos, que são opcionais nos novos modelos, mas que cada vez mais têm o seu uso difundido nos serviços de radioterapia do país.

Kijewski *et al.* [2], em 1978, foram os primeiros a propor a idéia do uso de colimadores dinâmicos para gerar distribuições de dose equivalentes às produzidas por filtros físicos colocados em campos estáticos [3].

A utilização do filtro dinâmico (denominação para o filtro eletrônico da Varian Medical Systems), ao invés do filtro físico, proporciona vantagens clínicas, com relação à distribuição de dose, à dose na periferia do campo, entre outros, nos tratamentos de mama [4,5], de parótida [6], da degeneração macular [7], do cérebro [8] e nos tratamentos que se utilizam da técnica da radioterapia estereotáctica [9].

Com o surgimento de novas ferramentas em radioterapia, como o filtro dinâmico, cada vez mais usadas na prática clínica para uma crescente variedade de tumores, a complexidade dos processos de tratamento tem mostrado a necessidade de aperfeiçoar mecanismos para a garantia de um controle de qualidade efetivo. Pois, para assegurar que os pacientes sejam tratados de maneira segura, acurada e precisa, além da constância dos parâmetros físicos, é necessário que o planejamento do tratamento também seja verificado.

Entretanto, os testes e os procedimentos do conjunto acelerador-sistema de planejamento, necessários para a implementação clínica do filtro dinâmico, não estão padronizados. Existe, portanto, a necessidade de se fazer um estudo detalhado a fim de

estabelecer um conjunto de parâmetros físicos a ser determinado antes da implementação clínica do filtro dinâmico [10-18], pois as informações disponíveis no manual do fabricante [19], são limitadas à descrição do funcionamento do filtro dinâmico, não sugerindo quais parâmetros são importantes para o comissionamento, implementação clínica e controle de qualidade. O único parâmetro fornecido pelo manual, que também é descrito nesse trabalho, é o fator filtro dinâmico, apresentado sob a forma de um gráfico com valores genéricos, não específicos para cada acelerador. Portanto, essas informações precisam, ainda, ser confrontadas com os dados experimentais antes da sua implementação clínica. E a utilização do filtro dinâmico modifica os outros parâmetros envolvidos no cálculo da dose?

Para responder a esse questionamento, foram determinados os fatores filtro dinâmico em diferentes condições e verificada a dependência de outros parâmetros envolvidos no cálculo da dose com a utilização do filtro dinâmico.

A escolha de alguns parâmetros estudados no presente trabalho está intimamente ligada à utilização clínica do filtro dinâmico, motivo pelo qual foi escolhido o caso clínico de tratamento tangencial de mama como caso teste para validação dos resultados. O tratamento de tumores de mama é o caso mais comum da utilização do filtro dinâmico no Hospital do Câncer I do Instituto Nacional de Câncer, onde foi realizada a parte prática deste estudo. Dele advém a necessidade do levantamento de informações tais como: fator filtro dinâmico fora do eixo central, já que o ponto de prescrição de dose é fora do eixo central, como será detalhado mais adiante; e percentual de dose em profundidade (PDP), já que o sistema de planejamento CadPlan admite que os valores de PDP para o campo com filtro dinâmico são os mesmos para o do campo aberto.

Portanto, o objetivo do presente trabalho é fornecer uma visão abrangente do tema filtro dinâmico, caracterizando suas principais propriedades físicas, através de determinações experimentais, comparando-as com cálculos feitos pelo sistema de planejamento de tratamento CadPlan, sob as mesmas condições, a fim de sugerir um conjunto de parâmetros físicos a ser determinado para o seu comissionamento, implementação clínica e controle de qualidade.

2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – Planejamento do Tratamento em Radioterapia

O planejamento de um tratamento em radioterapia é um procedimento complexo que envolve conhecimentos específicos e profissionais especializados em uma equipe multidisciplinar. Ele tem como objetivo determinar a distribuição de dose no volume alvo e nos pontos de interesse em áreas adjacentes.

Para o cálculo da dose a ser administrada ao paciente, segundo as características de irradiação prescritas pelo radioterapeuta, é necessário determinar alguns parâmetros físicos do feixe e do equipamento a ser utilizado, nesse caso, o acelerador linear. Em geral, esses dados são determinados na ocasião do comissionamento do acelerador e conferidos com frequência recomendada em protocolos internacionais [20].

Em todos os serviços de radioterapia estes parâmetros são disponibilizados para os físicos médicos da instituição, na forma de tabelas e/ou gráficos para o cálculo dos tratamentos radioterápicos. Quando a instituição possui um sistema de planejamento computadorizado (2D ou 3D), estes dados são inseridos no sistema na ocasião do seu comissionamento.

Mesmo quando a instituição possui um sistema de planejamento do tratamento computadorizado, é prática comum e recomendação internacional [20] o cálculo manual para a conferência e controle de qualidade do referido sistema. Neste trabalho estão sendo determinados parâmetros que são utilizados para a conferência manual do cálculo da dose feito pelo sistema computadorizado de planejamento do tratamento.

2.1.1 – Parâmetros Físicos para o Planejamento do Tratamento

A dose absorvida no paciente varia com a profundidade. Esta variação depende de vários fatores como: energia do feixe ($h\nu$), tamanho de campo (A), distância da fonte (f), sistema de colimação do feixe e profundidade (d). Portanto, o cálculo de dose no paciente envolve considerações a respeito destes parâmetros e outros, já que eles afetam a distribuição de dose em profundidade.

2.1.1.1 – Percentual de Dose em Profundidade (PDP)

Uma maneira de caracterizar a distribuição de dose no eixo central é normalizar a dose na profundidade com relação à dose na profundidade de referência, em geral a profundidade de dose máxima. O percentual de dose em profundidade é definido como o quociente, expresso em porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade d pela dose absorvida na profundidade de referência d_0 ou $d_{máx}$, se esta profundidade for a profundidade de máxima dose (figura 1), ao longo do eixo central do feixe [1].

$$PDP(d, A, f, h\nu) = 100 \left(\frac{D_d}{D_{d_{máx}}} \right) \quad (2.1)$$

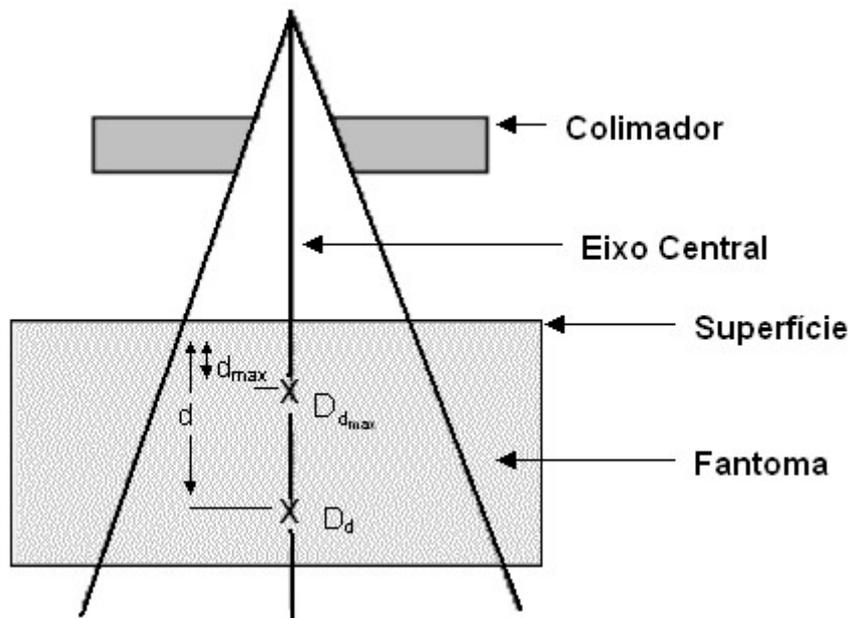


Figura 1 – Esquema da determinação do percentual de dose em profundidade.

2.1.1.2 – Razão Tecido-Fantoma (TPR)

A razão tecido-fantoma é definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma, a uma profundidade d e a uma distância f da fonte, pela dose em outro ponto, à mesma distância f da fonte, a uma profundidade fixa de referência (d_{ref}). O TPR é uma função geral, definida para eliminar a dependência com a distância da fonte, que pode ser normalizada em qualquer profundidade de referência - figura 2 [1].

$$TPR(d, A, h\nu) = \frac{D_d}{D_{d_{ref}}} \quad (2.2)$$

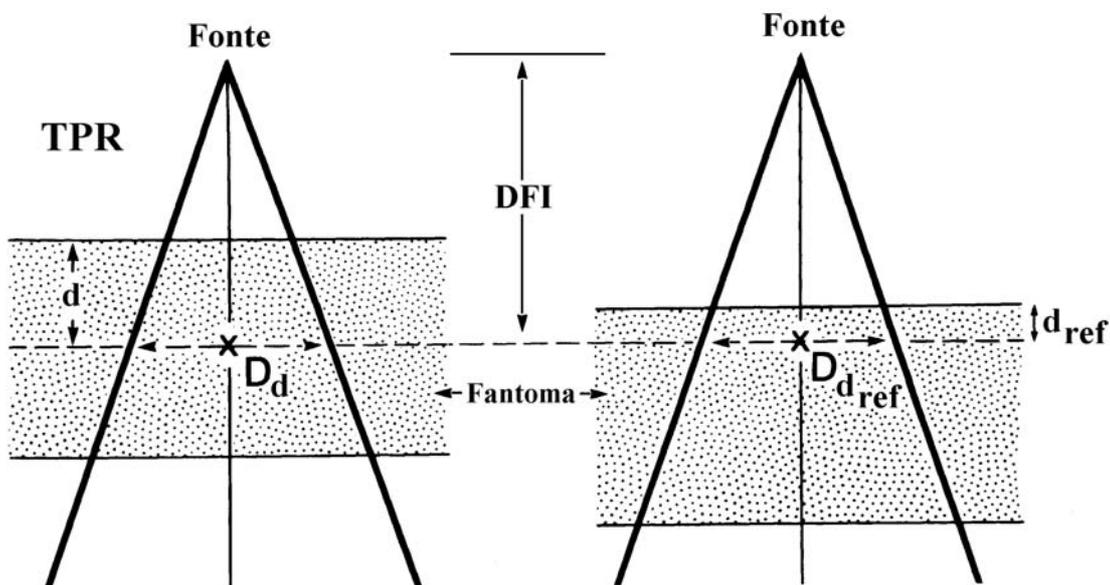


Figura 2 – Diagrama ilustrativo das definições de TPR e TMR.

2.1.1.3 – Razão Tecido-Máximo (TMR)

A razão tecido-máximo é um caso especial da razão tecido-fantoma e pode ser definida como a razão da dose em um dado ponto no fantoma a uma profundidade d , pela dose no mesmo ponto na profundidade de dose máxima. Ou seja, quando a profundidade de referência (d_{ref}) é a profundidade de máxima dose ($d_{máx}$), o TPR é igual ao TMR – figura 2 [1].

2.1.1.4 – Fator de Espalhamento de Pico (PSF)

O fator de espalhamento de pico (PSF, do inglês peak scatter factor) pode ser definido como a razão da dose no eixo central na profundidade de dose máxima no fantoma, pela dose no mesmo ponto no ar [1] e pode ser determinado conforme geometria demonstrada na figura 3 [21].

$$PSF(A, h\nu) = \frac{D_{máx}}{D_{máx,ar}} \quad (2.3)$$

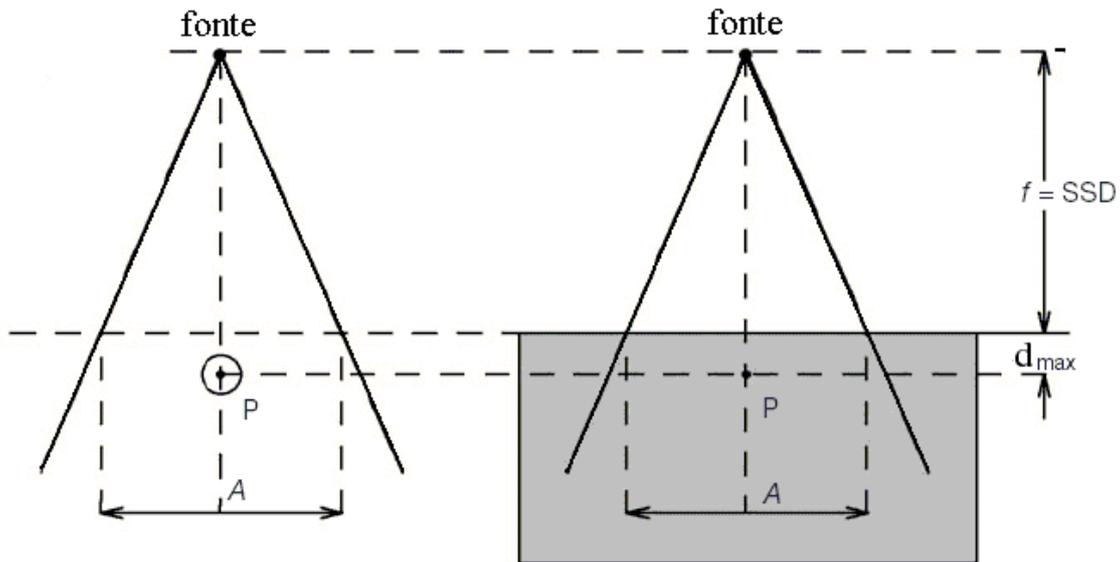


Figura 3 – Geometria para determinação do PSF em um ponto P.

Na prática utilizamos, para o caso de campos irregulares (sem forma geométrica definida) com colimação adicional por blocos ou colimadores multifolhas (MLC, do inglês multileaf collimator), a razão do PSF do campo colimado, calculado pelo método de Clarkson, pelo PSF do campo equivalente quadrado [1].

2.1.1.5 – Fator de Espalhamento no Colimador (S_c)

O rendimento do feixe (taxa de exposição, taxa de dose no ar, ou fluência de energia) medido no ar depende do tamanho de campo. Conforme aumenta-se o tamanho de campo, o rendimento aumenta, face ao aumento do espalhamento no colimador. O espalhamento no colimador inclui os fótons espalhados por todos os componentes do cabeçote do equipamento no caminho do feixe.

O fator de espalhamento no colimador, $S_c(A, h\nu)$, pode ser definido como a razão do rendimento no ar para um dado campo A pelo rendimento no ar para o campo de referência, geralmente 10cm x 10cm [1], e pode ser determinado conforme geometria demonstrada na figura 4 [21].

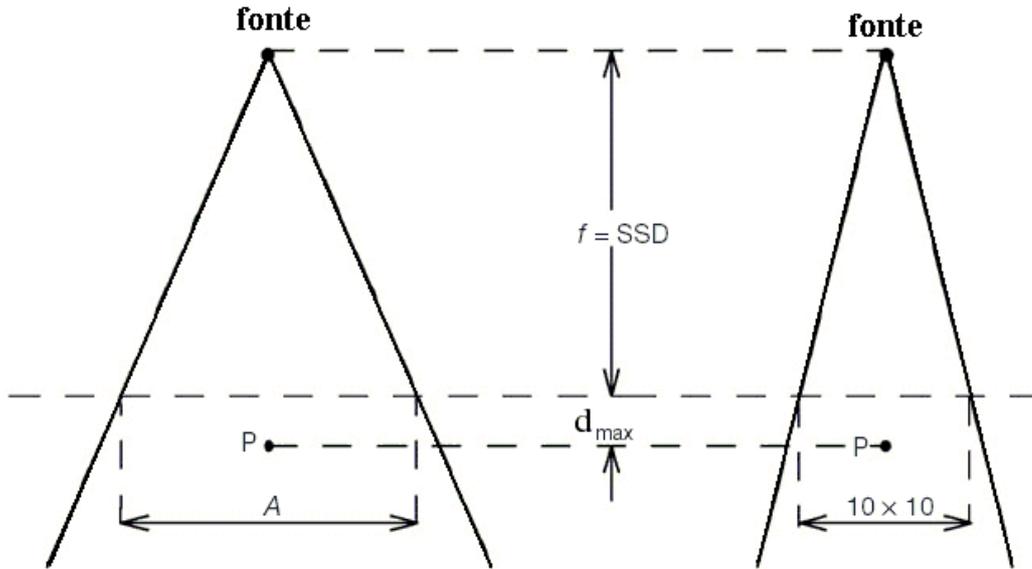


Figura 4 – Geometria para determinação do S_c em um ponto P.

2.1.1.6 – Fator de Espalhamento no Fantoma (S_p)

O fator de espalhamento no fantoma leva em consideração a mudança na radiação espalhada originada no fantoma, medida na profundidade de referência quando o tamanho de campo é alterado. Ele pode ser definido como a razão da taxa de dose para um dado campo A na profundidade de referência (em geral a profundidade de máxima dose) pela taxa de dose à mesma profundidade para o campo de referência, em geral 10cm x 10cm [1].

$$S_p(A) = \frac{PSF_A}{PSF_{10 \times 10}} \quad (2.4)$$

2.1.1.7 – Fator de Espalhamento Total ($S_{c,p}$)

O fator de espalhamento total é o fator de correção total dos espalhamentos produzidos pelo colimador e pelo fantoma. É definido como a razão da taxa de dose na profundidade de referência ($D_{máx}$) para um dado tamanho de campo pela taxa de dose para o tamanho de campo de referência (10cm x 10cm), na profundidade de referência, $D_{máx}$ [1]. Portanto, o fator de espalhamento total ($S_{c,p}$) contém o espalhamento no colimador e no fantoma.

$$S_{c,p}(A, h\nu) = S_c \cdot S_p \quad (2.5)$$

A figura 5 [21] demonstra a geometria pra a determinação do $S_{c,p}$ em um ponto P.

No INCA, este fator é denominado Fator Abertura do Colimador (FAC) na água.

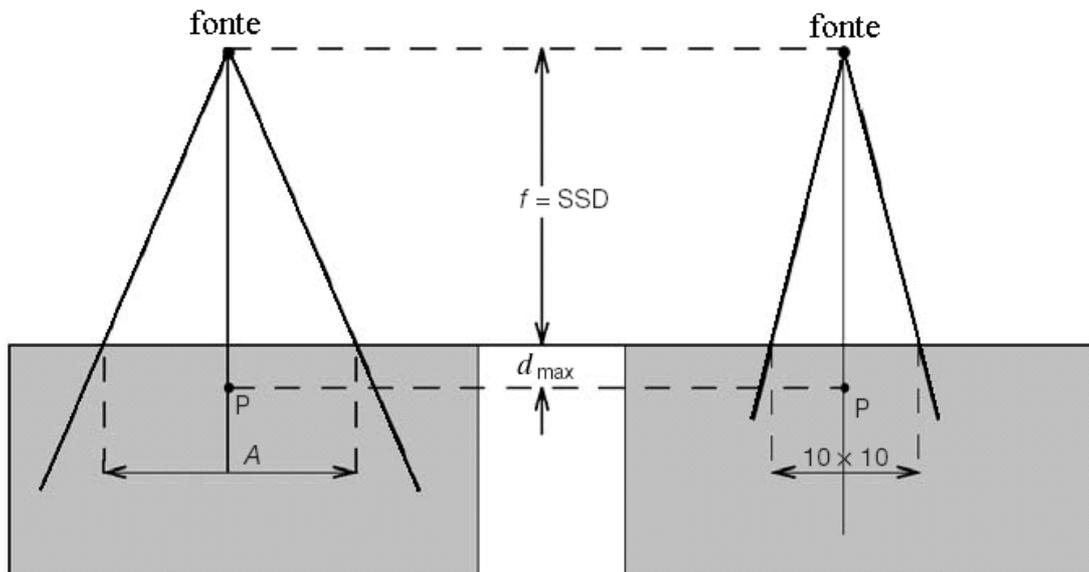


Figura 5 – Geometria para determinação do $S_{c,p}$ em um ponto P.

2.1.1.8 – Fator Bandeja (F_B)

Em certos tratamentos é necessária a colocação de blocos atenuadores, cuja função é blindar a área dentro do campo de radiação, correspondente ao órgão ou região anatômica do paciente que se quer proteger. O fator bandeja é o fator que corrige a atenuação da bandeja de acrílico que suporta estes blocos. É definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com a interposição da bandeja, pelas leituras efetuadas sem a interposição da bandeja, na mesma profundidade e com o mesmo tamanho de campo. É necessário ser medido para cada tipo ou espessura de bandeja.

2.1.1.9 – Fator Filtro (F_F)

Como já citado anteriormente, o filtro pode ser físico ou eletrônico, e tem a função de compensar a falta de tecido, ajustar as curvas de isodose ou melhorar o gradiente de dose dentro do tecido irradiado [1]. No caso do filtro físico, é necessário determinar o fator de atenuação do feixe devido à sua colocação. Para o filtro dinâmico, a determinação do fator filtro é igualmente necessária, pois embora ele não produza uma atenuação do feixe, produz uma modulação unidimensional da intensidade, que provoca o mesmo efeito de um filtro físico com relação à distribuição de dose.

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

O fator filtro dinâmico é definido como a razão das leituras das cargas coletadas, efetuadas pela câmara de ionização, com o uso do filtro, pelas leituras efetuadas sem o filtro, na mesma profundidade de referência (10cm) e com o mesmo tamanho de campo [19].

Para ambos os casos, utiliza-se, no cálculo do fator filtro, a média das leituras executadas com o filtro nas posições IN (L_{IN}) e OUT (L_{OUT}). No caso do filtro dinâmico, é dito que a direção é IN quando o colimador Y1 se movimenta (colimador dinâmico) e o colimador Y2 permanece estático. A direção OUT é quando o colimador Y2 é dinâmico e o Y1 estático. Assim,

$$F_F = \frac{\left(\frac{L_{IN} + L_{OUT}}{2} \right)}{L_{0^{\circ}}} \quad (2.6)$$

onde $L_{0^{\circ}}$ é a leitura efetuada sem o filtro.

2.1.1.10 – Fator *Off-Axis* (FOA)

Para se calcular a dose em um ponto de interesse fora do eixo central, é necessário introduzir um fator de correção chamado fator *off-axis*. O fator *off-axis* é a razão entre a dose no ponto de interesse pela dose no eixo central na mesma profundidade, para um campo aberto simétrico.

2.1.1.11 – Fator Distância (F_D)

Em radioterapia existem duas principais técnicas de tratamento, a técnica em SSD, do inglês *source-surface distance* (distância fonte-superfície - DFS) e a técnica em SAD, do inglês *source-axis distance* (distância fonte-isocentro - DFI), também conhecida com técnica isocêntrica. Na primeira, o isocentro da máquina é posicionado na superfície do fantoma e, na segunda, na profundidade desejada. No caso real de tratamento, esta profundidade é o centro geométrico do tumor.

A calibração do acelerador pode ser feita destas duas maneiras. Porém, se um tratamento for efetuado em uma distância fonte-superfície diferente daquela de calibração, faz-se necessária a correção pelo fator distância.

Para a calibração em SSD e tratamento realizado com a técnica em SAD, o fator distância é:

$$F_D = \left(\frac{DFS_{cal} + d_{cal}}{DFS_{trat} + d_{trat}} \right)^2 \quad (2.7)$$

onde DFS_{cal} e d_{cal} são, respectivamente, a distância fonte-superfície e a profundidade de calibração e DFS_{trat} e d_{trat} a distância fonte-superfície e a profundidade de tratamento.

Para a calibração em SAD e tratamento realizado com a técnica em SSD o fator distância é:

$$F_D = \left(\frac{DFS_{cal} + d_{cal}}{DFS_{trat} + d_{máx}} \right)^2 \quad (2.8)$$

onde $d_{máx}$ é a profundidade de máxima dose.

2.1.1.12 – Fator de Calibração (FC)

Quando se irradia com feixes de raios X de alta energia em um acelerador linear, é preciso saber o seu fator de calibração (unidade: cGy/UM), pois o mesmo não utiliza o tempo como dado de entrada para a quantidade de radiação a ser emitida, já que não possui uma fonte radioativa com taxa de dose (unidade: cGy/min) conhecida. O acelerador utiliza as Unidades Monitoras (unidade: UM) e a taxa de dose (unidade: UM/min) como dados de entrada. Portanto, para se calcular a dose a ser aplicada ao paciente, faz-se necessário saber, também, o fator de calibração do acelerador.

O fator de calibração é calculado através da determinação da dose absorvida.

$$FC = \frac{D_{w,Q}}{UM} \quad (2.9)$$

onde $D_{w,Q}$ é a dose absorvida na água na qualidade Q do feixe.

Todos esses parâmetros físicos são necessários ao cálculo de dose para o planejamento do tratamento do paciente portador de neoplasia maligna. Esses mesmos parâmetros são os que devem ser introduzidos no sistema computadorizado de planejamento do tratamento.

2.1.1.13 – Equação de Cálculo do Planejamento do Tratamento

Uma vez que o médico radioterapeuta definiu, através de métodos diagnósticos e de simulação, a localização do tumor, a área a ser irradiada e a dose a ser administrada ao paciente, o físico médico irá proceder ao planejamento do tratamento e o cálculo das unidades monitoras necessárias para que seja administrada ao paciente exatamente a dose prescrita pelo radioterapeuta.

A equação geral utilizada no cálculo envolve fatores que nem sempre serão utilizados, pois cada tratamento é individualizado.

Para os tratamentos efetuados em SSD, a equação geral é [1]:

$$UM = \frac{D}{FC \cdot PDP \cdot FAC \cdot F_B \cdot \frac{PSF_{col}}{PSF_{eq}} \cdot F_F \cdot FOA \cdot F_D} \quad (2.10)$$

E, para os tratamentos efetuados em SAD, a equação geral fica [1]:

$$UM = \frac{D}{FC \cdot TPR \cdot FAC \cdot F_B \cdot \frac{PSF_{col}}{PSF_{eq}} \cdot F_F \cdot FOA \cdot F_D} \quad (2.11)$$

Como esses fatores influenciam na dose que será administrada ao paciente, é necessário que eles sejam determinados antes do início da operação do serviço de radioterapia, no chamado comissionamento do acelerador, bem como devem ser checados periodicamente [20]. E, dentre os fatores citados, encontra-se o fator filtro dinâmico. Mesmo assim, muitas vezes não é feito o comissionamento do filtro dinâmico junto com o acelerador.

2.1.2 – 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.

Um dos sistemas de planejamento de tratamento da Varian Medical Systems é o CadPlan. Ele possui um algoritmo para o cálculo das distribuições de dose relativas e das unidades monitoras para campos de irradiação que utilizam o filtro dinâmico. Este algoritmo é baseado na combinação dos dados do feixe em um campo aberto e nos dados da tabela de tratamento segmentada (STT). As STTs utilizadas no acelerador são pré-instaladas e armazenadas no programa do CadPlan [15].

Os sistemas de planejamento de 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 (tempo) para uma determinada dose prescrita quando são introduzidos os dados de calibração no sistema de planejamento e os dados de saída, que devem ser claros e precisos e incluir a distribuição de isodose em forma gráfica [22]. Os sistemas de planejamento do tratamento devem ser verificados com parâmetros típicos empregados na clínica e a uma dada periodicidade. Essa verificação deve ser independente dos algoritmos de cálculo utilizados pelo sistema de planejamento, utilizando tabelas e gráficos gerados experimentalmente, que serão utilizados para a conferência manual dos cálculos desse sistema de planejamento. É recomendado que o tempo ou a unidade monitora calculados pelo sistema de planejamento esteja em concordância de $\pm 2\%$ 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. Entretanto, outros sistemas dosimétricos, como dosímetros termoluminescentes (TLD), diodos e filmes radiográficos podem ser ocasionalmente utilizados. Porém, as câmaras de ionização são preferidas, face à sua melhor precisão e menor dependência energética [1].

2.2 – Filtros Físicos e Eletrônicos

Como já citado anteriormente, em certos casos de neoplasias malignas tratados com radioterapia, é muitas vezes necessário interpor entre o feixe de radiação e o paciente, um filtro, que pode ser físico ou eletrônico, e que tem a função de compensar a falta de tecido, ajustar as curvas de isodose ou melhorar o gradiente de dose dentro do tecido irradiado [1].

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 com determinado ângulo conhecido. O uso de filtros físicos é um método bem estabelecido para otimizar distribuições de dose em radioterapia.

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 eletrônicos. Esta técnica é um caso especial da modulação dinâmica da intensidade de radiação.

Os filtros eletrônicos são filtros não físicos, que geram distribuições de dose com perfil oblíquo, moldado pelo movimento de colimadores e ajuste da taxa de dose durante o tratamento [3], sem o endurecimento do feixe, por não interpor um modificador de feixe entre este e o paciente. Portanto, um filtro físico e um filtro eletrônico geram distribuições de dose diferentes.

Os filtros eletrônicos recebem denominações diferentes dos dois maiores fabricantes de aceleradores lineares: a Varian Medical Systems e a Siemens. A primeira, atualmente o denomina Enhanced Dynamic Wedge (EDW), Filtro Dinâmico Aprimorado, e a segunda, Virtual Wedge (VW), Filtro Virtual [13].

Um aspecto importante a ser observado é que, ao longo do tempo, a definição dos ângulos dos filtros variou. Inicialmente, o ângulo nominal dos filtros foi definido pela reta tangente ao contorno da curva de isodose de 80% no eixo central do feixe de radiação, conforme pode ser observado na figura 6 [23].

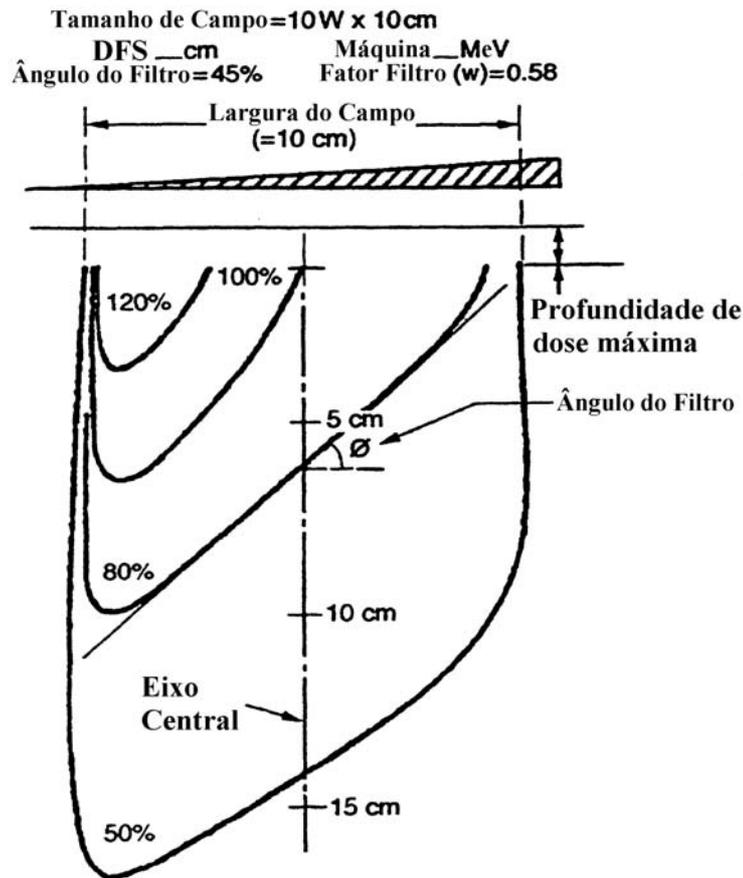


Figura 6 – Determinação do ângulo do filtro pela reta tangente à curva de isodose de 80% no eixo central do feixe de radiação.

Posteriormente, a definição dos ângulos dos filtros passou a seguir as recomendações da Comissão Eletrotécnica Internacional – IEC [24] e da Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas – ICRU [25], cujo ângulo é definido pela linha que liga dois pontos, a um quarto do tamanho do campo em cada um dos lados do eixo central, da curva de isodose que intercepta o eixo central a 10cm de profundidade, conforme mostra a figura 7 [24].

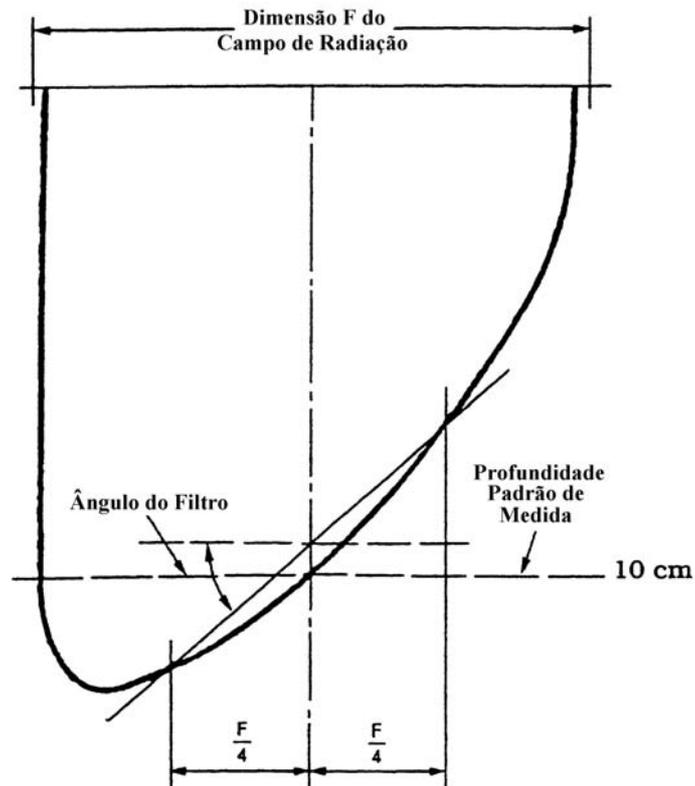


Figura 7 – Determinação do ângulo do filtro pelas recomendações da ICRU e da IEC.

Uma forma alternativa de se determinar o ângulo do filtro é através do gradiente do campo em um ponto [26], isto é, o ponto em que a reta tangente toca a curva de isodose, em geral, a 10cm de profundidade [24]. O ângulo θ do filtro é o ângulo formado entre o vetor gradiente de dose, cuja direção é perpendicular à reta tangente à curva de isodose, e o vetor gradiente do PDP, cuja direção é a direção do eixo central do campo, o que pode ser observado na figura 8.

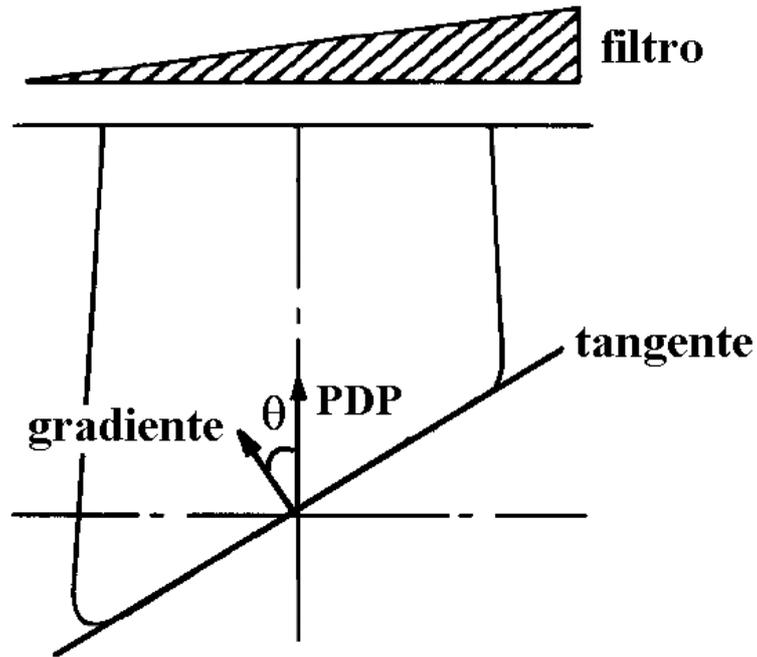


Figura 8 – Determinação do ângulo do filtro dinâmico pelo método dos gradientes.

2.3 – Filtro Dinâmico da Varian

Nos anos 90 a empresa Varian introduziu a opção do filtro dinâmico (Dynamic Wedge – DW) em seus aceleradores controlados por computador. Desde então, a sua implementação clínica tem sido discutida por uma série de pesquisadores [9-14].

A base da modalidade Filtro Dinâmico é a tabela de tratamento segmentada (Segmented Treatment Table – STT) que governa a posição dos colimadores em relação ao número de unidades monitoras executadas.

A STT do filtro dinâmico especifica o movimento dos colimadores em passos iguais como função da dose fracionada acumulada; começando com o campo aberto e movimentando os colimadores até que fiquem praticamente fechados na posição final, conforme figura 9 [19].

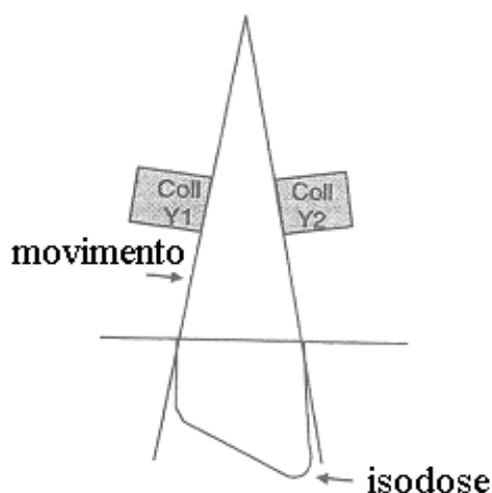


Figura 9 – Demonstração da ação do movimento do colimador.

Em geral, todo o tratamento com EDW começa com alguma parcela da dose sendo liberada com um campo aberto. Depois a fração apropriada da dose é liberada de acordo com o movimento do colimador. A fração exata da dose que é liberada com o campo aberto é uma função da energia, tamanho de campo e ângulo do filtro. Da mesma maneira, a relação entre a posição do colimador e a quantidade de dose liberada é função das mesmas variáveis.

As tabelas STT estão armazenadas no computador do acelerador para cada energia, tamanho de campo e ângulo do filtro disponíveis.

A primeira versão do DW somente permitia a execução de ângulos nominais de 15°, 30°, 45° e 60° para tamanhos de campo simétricos até 20 cm na direção do filtro [12].

Desde 1995 a Varian tem implementado a modalidade Filtro Dinâmico em Varredura (EDW) em seus aceleradores. O EDW é baseado no conceito de um filtro universal em que uma distribuição de dose de um campo filtrado pode ser produzida por uma combinação linear de distribuições de um campo aberto e um campo filtrado máximo, como por exemplo, o filtro de 60°. Essa aproximação reduziu drasticamente o número de dados armazenados para o EDW e aumentou a versatilidade de sua performance. Qualquer tamanho de campo, simétrico ou assimétrico, contido dentro dos limites do movimento dos colimadores é possível.

A vantagem do EDW para o DW reside no software utilizado. Para o EDW emprega-se somente uma única tabela de tratamento segmentada, a “Golden Segmented

Treatment Table” - GSTT, moldada para energia, unidade monitor, tamanho de campo, ângulo e orientação do filtro desejados, a partir de uma fluência de referência de um perfil de um filtro de 60° sobre um campo de 30 cm, o que simplifica a sua implementação.

A seguir são descritas as etapas para a geração dessa STT derivada, para um dado tamanho de campo, energia e ângulo nominal do filtro [20,27]:

1. Ler a fluência para a energia selecionada

O EDW usa um conjunto de dados de um perfil de fluência pré-determinado para cada energia de fótons. Esses perfis de fluência são armazenados em arquivos no disco rígido do computador do Clinac, as GSTTs, que são uma representação tabular da função da dose pela posição do colimador - figura 10 [27].

```

#-----#
#   CLINAC SEGMENTED TREATMENT TABLE (STT) #
#           ENERGY: 6 MV                    #
#           WEDGE ANGLE: 60 degrees          #
#-----#
Dose      Position
0.150691  -20.00 cm
0.168051  -19.00 cm
0.187220  -18.00 cm
0.208376  -17.00 cm
0.231707  -16.00 cm
0.257422  -15.00 cm
0.285748  -14.00 cm
0.316933  -13.00 cm
0.351245  -12.00 cm
0.388978  -11.00 cm
0.430453  -10.00 cm
0.476017  -9.00 cm
0.526050  -8.00 cm
0.580964  -7.00 cm
0.641210  -6.00 cm
0.707274  -5.00 cm
0.779690  -4.00 cm
0.859035  -3.00 cm
0.945937  -2.00 cm
1.041080  -1.00 cm
1.145206  0.00 cm
1.259122  1.00 cm
1.383704  2.00 cm
1.519904  3.00 cm
1.668756  4.00 cm
1.831381  5.00 cm
2.008999  6.00 cm
2.202931  7.00 cm
2.414611  8.00 cm
2.645597  9.00 cm
2.897577  10.00 cm

```

Figura 10 – GSTT para feixe de 6MV com filtro dinâmico de 60 graus.

2. Derivar a fluência para o ângulo efetivo do filtro selecionado

O perfil de fluência do filtro de 60° é combinado com o do campo aberto (0°) para determinar o perfil de fluência que corresponda ao ângulo efetivo do filtro. Este ângulo é computado pela média ponderada dos perfis de fluência do campo aberto e do

filtro de 60°. O método da razão das tangentes é utilizado [28] e dois pesos W_{0° e W_{60° são computados baseados no ângulo efetivo do filtro θ :

$$W_{0^\circ} = \frac{tg60^\circ - tg\theta}{tg60^\circ} \quad (2.12)$$

$$W_{60^\circ} = \frac{tg\theta}{tg60^\circ} \quad (2.13)$$

A fluência do ângulo efetivo é então computada como a média ponderada das doses nas fluências de 0° e 60°. A seguinte equação de combinação linear é usada:

$$Dose_\theta = (Dose_{0^\circ})W_{0^\circ} + (Dose_{60^\circ})W_{60^\circ} \quad (2.14)$$

A figura 11 [19] descreve a operação da média ponderada para determinar a fluência do ângulo efetivo do filtro e a tabela 1 [19] lista os dois pesos para todos os ângulos efetivos.

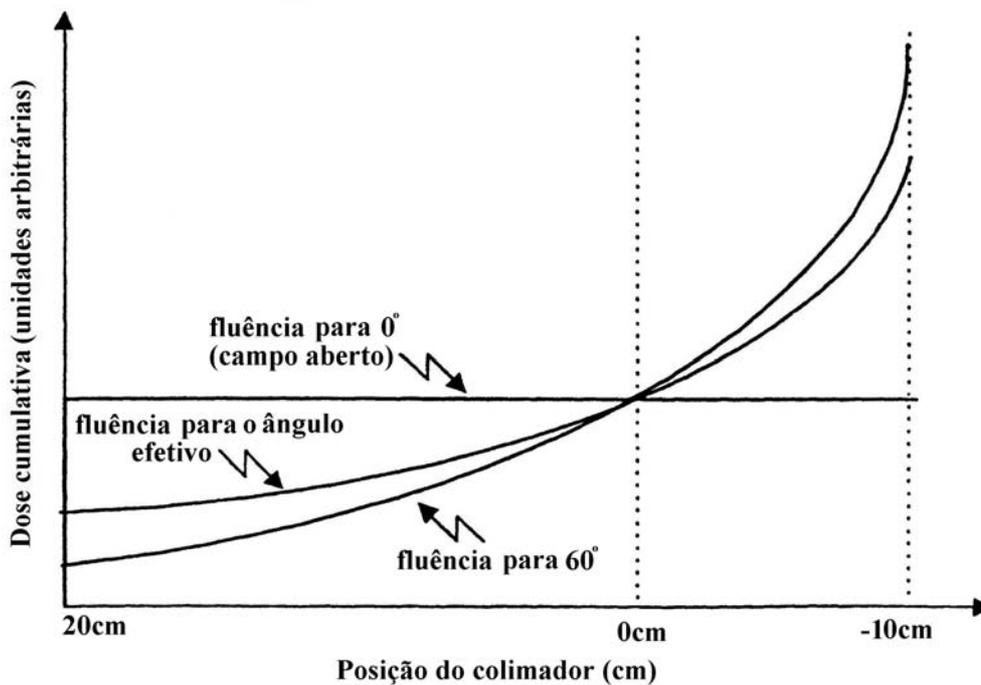


Figura 11 – Fluência para o ângulo efetivo do filtro selecionado.

Tabela 1 – Pesos para as fluências dos campos aberto e com filtro.

Ângulo do Filtro	Peso da fluência para o campo aberto w_{0°	Peso da fluência para o campo com filtro w_{60°
10°	0,89820	0,10180
15°	0,84530	0,15470
20°	0,78986	0,21014
25°	0,73078	0,26922
30°	0,66667	0,33333
45°	0,42265	0,57735
60°	0,00000	1,00000

3. Selecionar a fluência para o tamanho de campo solicitado

Os valores para a fluência do ângulo efetivo são selecionados para o tamanho de campo específico do tratamento - figura 12 [19].

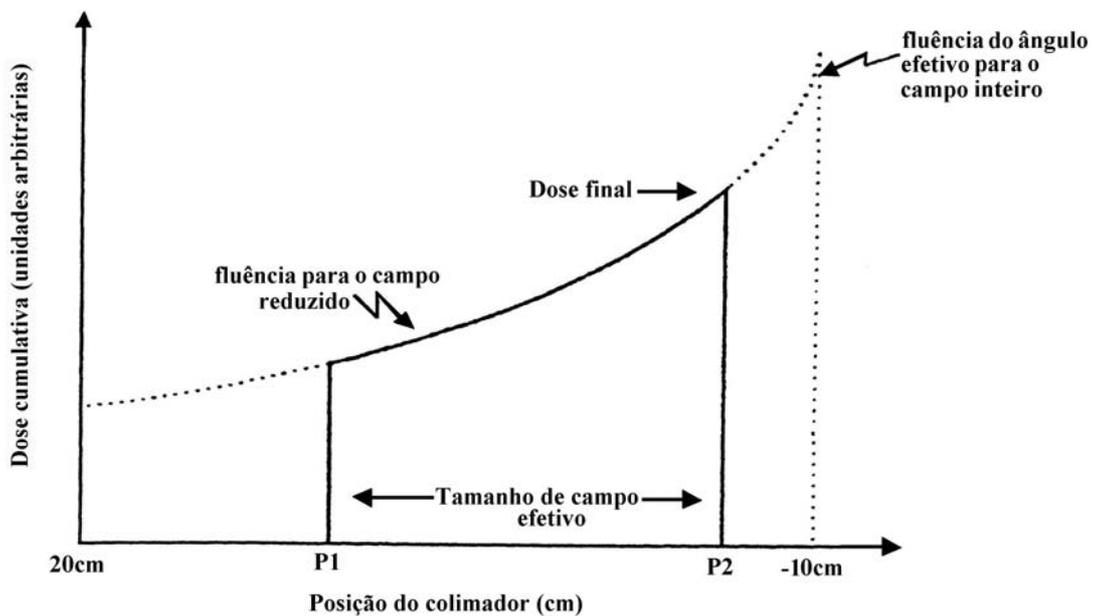


Figura 12 – Fluência para o tamanho de campo selecionado.

4. Normalizar a fluência para a dose total

A fluência efetiva selecionada é normalizada para gerar a STT específica para o tratamento, conforme pode ser visto nas figuras 13 e 14 [19]. A normalização é feita

pelo escalonamento de dose proporcional, de forma que a dose final (dose no ponto P2 da figura 12) seja a dose (valor de UM) programada pelo operador da máquina. A STT específica para o tratamento é definida no final deste passo.

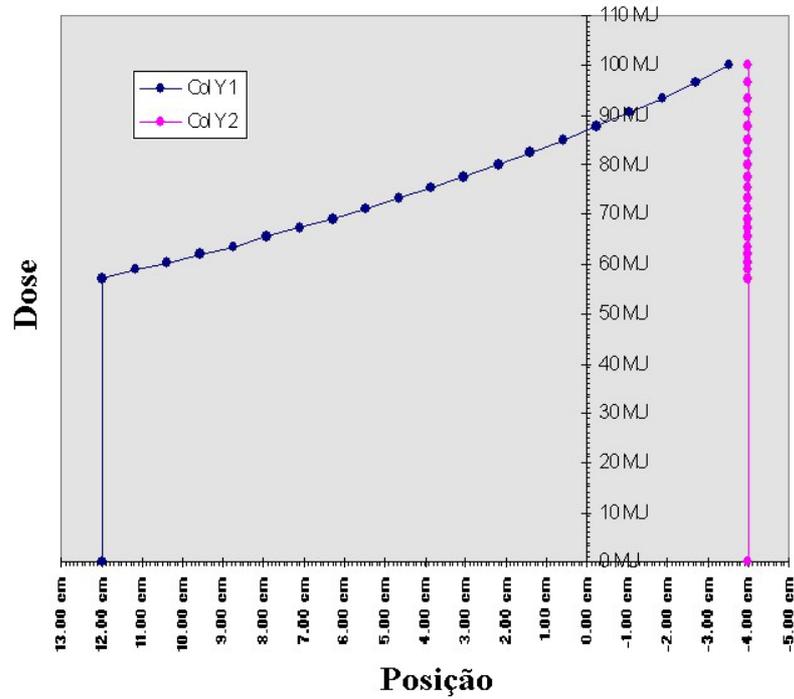


Figura 13 – Fluência normalizada para a dose total.

DOSE (MU)	COLL Y1 (cm)	COLL Y2 (cm)
0.00	12.00	4.00
57.25	12.00	4.00
58.75	11.18	4.00
60.36	10.38	4.00
61.92	9.55	4.00
63.63	8.73	4.00
65.41	7.93	4.00
67.17	7.10	4.00
69.09	6.30	4.00
71.12	5.48	4.00
73.17	4.65	4.00
75.35	3.85	4.00
77.59	3.03	4.00
79.94	2.20	4.00
82.40	1.40	4.00
84.92	0.58	4.00
87.73	-0.23	4.00
90.66	-1.05	4.00
93.52	-1.88	4.00
96.67	-2.68	4.00
100.00	-3.50	4.00

Figura 14 – STT da fluência normalizada para a dose total.

5. Computar a taxa de dose e velocidade do colimador para todos os segmentos

Uma vez que a STT tenha sido normalizada, a taxa de dose - figura 15 [19] e a velocidade do colimador - figura 16 [19] a serem usadas para cada segmento do tratamento com o filtro dinâmico são calculadas pelo sistema computacional do Clinac.

O número de Unidades Monitoras liberadas conforme o colimador movimentasse é continuamente ajustado para alcançar a distribuição de dose desejada.

A taxa de dose e a velocidade do colimador são também variadas durante o tratamento de maneira a permitir que o tratamento seja executado no menor tempo possível.

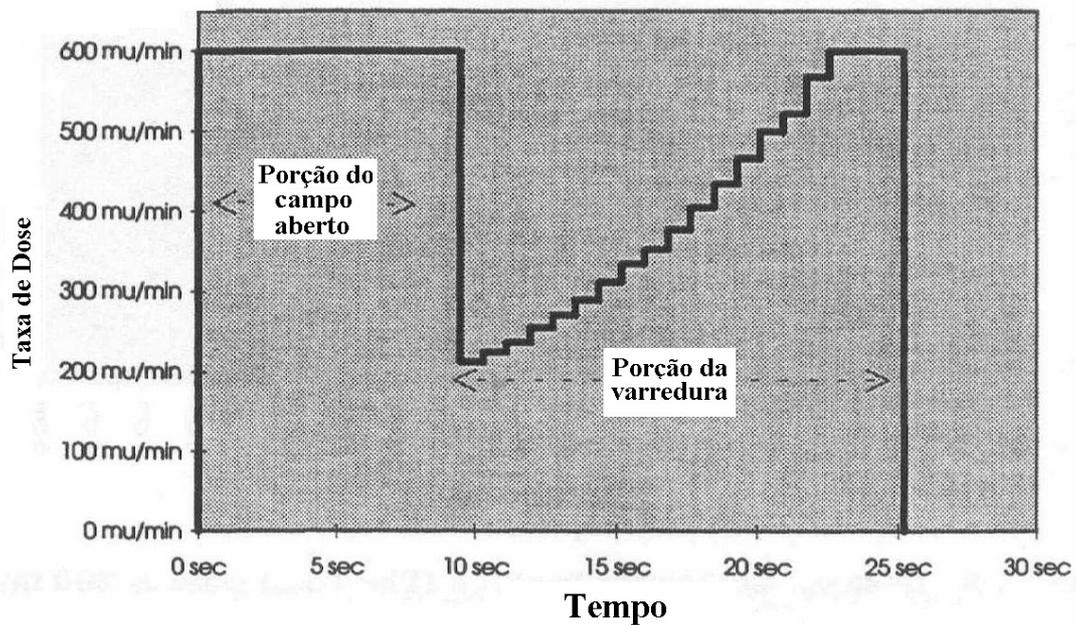


Figura 15 – Progressão da taxa de dose.

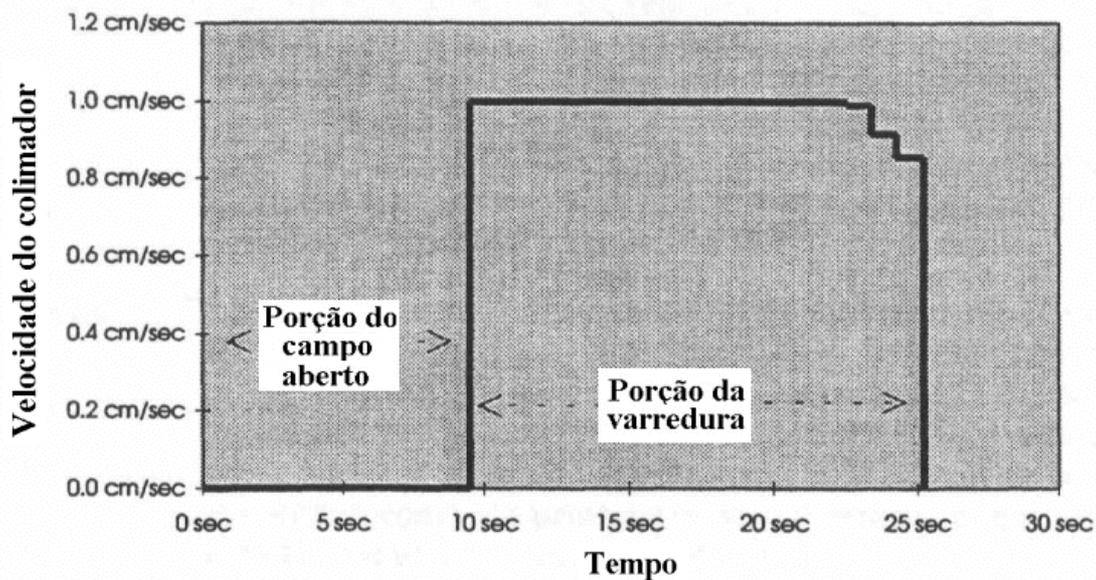


Figura 16 – Progressão da velocidade do colimador.

As principais características do EDW são [19]:

- Usados em campos simétricos e assimétricos;
- Ângulos nominais do filtro disponíveis: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°;
- Tamanhos de campo até 30 cm de largura;
- O movimento do colimador durante o tratamento é mostrado em tempo real.

As vantagens do filtro dinâmico em relação ao filtro físico são:

- Programação remota, pois não há necessidade do posicionamento físico do filtro, tornando o procedimento mais rápido, fácil, seguro e menos cansativo para o técnico;
- Potencial diminuição do tempo de tratamento, pois não existe absorvedor de feixe;
- Não há o “endurecimento” do feixe;
- Menor dose na periferia do campo;
- Menor dose de entrada na pele do paciente;
- Menor penumbra;
- Campos maiores.

As desvantagens do filtro dinâmico em relação ao filtro físico são:

- Não é capaz de executar UMs muito pequenas devido aos limites operacionais de velocidade do colimador e taxa de dose;
- Requer um controle de qualidade mais intenso e demorado;
- Não pode ser usado em outros tratamentos dinâmicos, como o rotatório por exemplo.

Tanto para o DW quanto para o EDW existem problemas na determinação do fator filtro. Em ambos os casos, o fator filtro depende fortemente do tamanho de campo, necessitando sua determinação para um grande número destes [29-34], visto que é necessária a verificação manual dos cálculos de dose do sistema de planejamento de tratamento e que, muitas vezes, esses dados não são levantados na ocasião do comissionamento do acelerador linear.

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e os métodos utilizados na realização desse trabalho, cuja parte prática foi integralmente desenvolvida no Hospital do Câncer I do Instituto Nacional de Câncer – INCA, no Rio de Janeiro.

3.1 – Materiais

3.1.1 – Acelerador linear

As medidas foram realizadas para os potenciais aceleradores nominais de 6MV e 15MV (raios X de alta energia) no acelerador linear de elétrons Clinac 2300CD, da Varian Medical Systems, número de série 209, instalado no INCA (figura 17).



Figura 17 – Montagem experimental: acelerador linear, fantoma e câmara de ionização.

3.1.2 – Conjunto dosimétrico

Os instrumentos utilizados nas medições foram: duas câmaras de ionização cilíndricas tipo Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$, sendo uma da Wellhöfer Dosimetrie, modelo IC-70,

número de série 205 (figura 18) e outra da PTW, modelo TN30013, número de série 0490; um eletrômetro Keithley, modelo 35040, número de série 86600 (figura 18) e um fantoma de água 30 x 30 x 40 cm³ com posicionador manual com precisão de 0,1 mm



(figura 19).

Figura 18 – Conjunto dosimétrico: câmara de ionização IC-70 e eletrômetro Keithley modelo 35040.

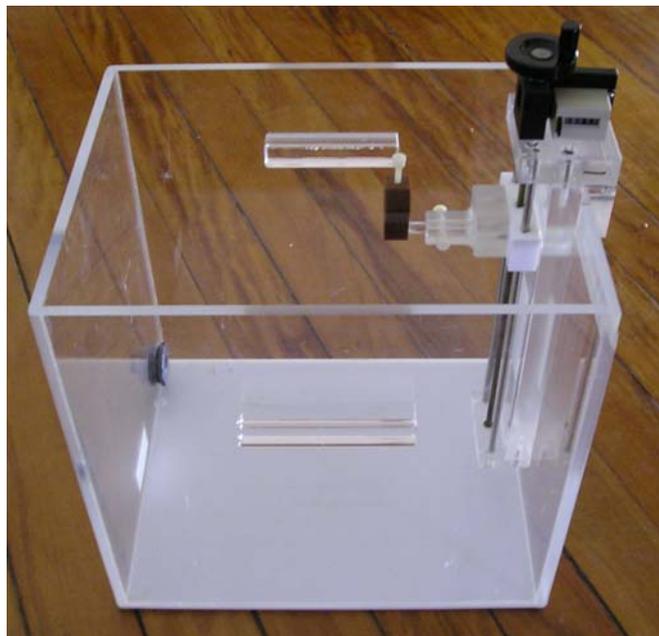


Figura 19 – Fantoma e suporte com posicionador manual para câmara de ionização.

3.1.3 – *Array* de câmaras de ionização

Para o levantamento dos perfis de campo aberto e com filtro, foi utilizado o sistema de dosimetria Blue Phantom da Wellhöfer Dosimetrie, constituído de um tanque de acrílico de 67,5cm x 64,5cm x 56cm, um *array* de 23 câmaras de ionização cilíndricas de 0,13cm³, modelo CA24, número de série KY-002-175 (figura 20) e um eletrômetro multicanal modelo MD240, número de série 6026 (figura 21). As câmaras de ionização são espaçadas de 2cm entre si e suas paredes são ar-equivalentes.

O *array* e o eletrômetro foram acoplados a um microcomputador com software próprio, o WP700, versão 3.5.

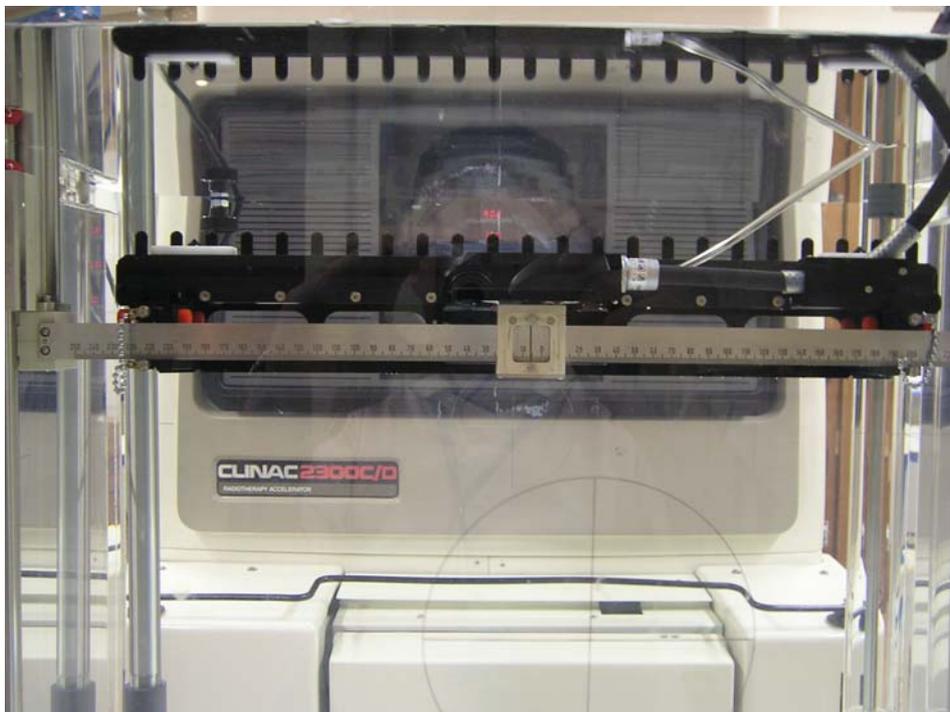


Figura 20 – *Array* de câmaras de ionização da Wellhöfer.



Figura 21 – Eletrômetro multicanal do *array* de câmaras da Wellhöfer.

3.1.4 – Sistema de Planejamento do Tratamento

O sistema de planejamento usado para a comparação com os dados experimentais foi o CadPlan, versão 6.4.7, da Varian Medical Systems, que utiliza o modelo de convolução de *pencil beam* [14].

No sistema de planejamento CadPlan, foi criado um fantoma virtual de 30cm x 30cm x 40cm, onde todas as simulações foram feitas (figura 22).



Figura 22 – Simulação no CadPlan em um fantoma virtual de 30cm x 30cm x 40cm.

3.2 - Métodos

A caracterização das propriedades físicas do filtro dinâmico em varredura foi feita através de várias etapas, conforme descrito a seguir. Em todas elas, os valores obtidos experimentalmente foram comparados com os valores obtidos na simulação feita no sistema de planejamento CadPlan, sob as mesmas condições.

As medidas foram feitas com a câmara de ionização imersa em água no fantoma para os dois potenciais de fótons disponíveis, 6MV e 15MV, com o gantry e o colimador do acelerador a 0° de angulação, utilizando-se 50 UM a uma taxa de dose de 400 UM/min. A tensão do eletrômetro foi de -300V e a unidade das leituras foi o nC.

Embora o MV seja unidade de diferença de potencial e não de energia, é utilizado como um jargão em Física Médica, quando se quer designar a energia nominal de um feixe de fótons, visto que tal valor refere-se ao potencial acelerador nominal a que são submetidos os elétrons para produzir o citado feixe de fótons. Portanto, também nesse trabalho, será adotada esta nomenclatura.

3.2.1 – Determinação do fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central

O fator filtro dinâmico foi determinado a 10cm de profundidade, para campos quadrados e retangulares, verificando sua dependência com a energia do feixe, ângulo do filtro, tamanho de campo e a influência da abertura dos colimadores X (direção não modulada) e Y. Foram escolhidos tamanhos de campo de 4cm a 20cm de lado, que é a faixa de alcance do filtro dinâmico para campos simétricos, e medidos os campos pares. Os campos ímpares foram interpolados. Foi medido, primeiramente, o campo aberto e, em seguida, os campos com o filtro nas posições IN e OUT para o mesmo tamanho de campo. Calculou-se o fator filtro dinâmico da mesma forma que se calcula o fator filtro físico: dividindo-se a média das leituras obtidas com filtro nas posições IN e OUT pela leitura obtida com o campo aberto. O posicionamento da câmara de ionização em relação ao filtro é demonstrado na figura 23.

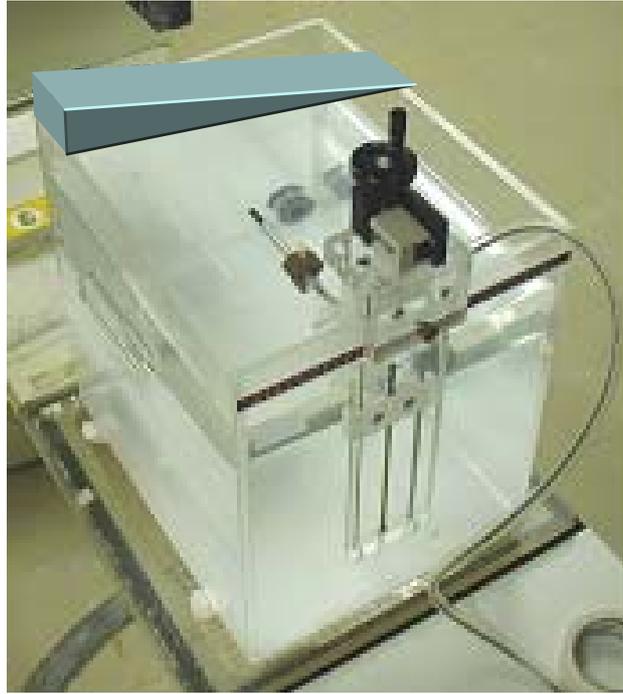


Figura 23 – Demonstração do posicionamento da câmara de ionização em relação ao filtro dinâmico.

3.2.2 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático

O colimador dinâmico que realiza a modulação do feixe é o colimador Y, composto de duas lâminas: Y1 e Y2. Porém, como visto anteriormente, a orientação do filtro dinâmico pode ser IN (colimador Y1 dinâmico e Y2 estático) ou OUT (colimador Y2 dinâmico e Y1 estático).

Para a verificação da dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático, manteve-se o referido colimador com uma abertura constante de 2cm e variou-se a abertura do colimador dinâmico em quatro posições (2cm, 5cm, 10cm, e 20cm). Em seguida, repetiu-se o mesmo procedimento para as aberturas do colimador estático de 5cm e 10cm. O colimador X permaneceu com a abertura de 10cm em todas as medidas.

3.2.3 – Determinação do Percentual de Dose em Profundidade (PDP) para campos com filtro dinâmico

O percentual de dose em profundidade foi determinado para o campo 10cm x 10cm, para todos os filtros em três profundidades (5cm, 10cm e 20cm), a fim de validar o cálculo do sistema de planejamento que assume que o PDP para o filtro dinâmico é o mesmo para o campo aberto. Para a determinação do PDP nas profundidades de 5cm, 10cm e 20 cm, procedeu-se da mesma forma que para campos sem filtro: dividindo-se a leitura com filtro nas profundidades de 5cm, 10cm e 20 cm pela leitura com filtro na profundidade de máxima dose da energia em que se estava medindo. Repetiu-se o procedimento para cada filtro.

3.2.4 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central

A verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central foi feita determinando-se o fator filtro dinâmico, conforme descrito anteriormente, em quatro profundidades: de máxima dose, 5cm, 10cm e 20cm. As medidas foram realizadas para o campo 10cm x 10cm para todos os filtros.

3.2.5 – Determinação do ângulo dos filtros dinâmicos

Determinou-se o ângulo dos filtros dinâmicos, a fim de se verificar se o ângulo medido experimentalmente corresponde ao utilizado pelo sistema de planejamento. Utilizaram-se duas formas de determinação. Na primeira, fizeram-se três leituras a 10 cm de profundidade no eixo central, calculando-se a média aritmética como referência. Em seguida moveu-se a câmara para +2,5 cm em relação ao eixo central do feixe (direção do gradiente do filtro), e posicionando-se a mesma na água até que se encontrasse a leitura de referência. Anotou-se a profundidade. O mesmo foi feito para – 2,5 cm em relação ao eixo central do feixe. O ângulo do filtro corresponde ao ângulo entre a horizontal e a reta que une as posições finais das duas medidas fora do eixo central (figura 7). Esse procedimento foi repetido para todos os ângulos de filtro dinâmico, nas posições IN e OUT.

A outra forma de determinação do ângulo do filtro foi através do método dos gradientes. Utilizando-se métodos de cálculo numérico, encontrou-se o módulo do vetor gradiente para a direção do vetor gradiente do PDP e do vetor gradiente de dose para o campo com filtro a 10cm de profundidade. Por trigonometria, determinou-se o ângulo do filtro.

3.2.6 – Determinação dos perfis dos campos com filtro dinâmico em diversas profundidades

Foram descritos os perfis de campo para o campo aberto 20cm x 20cm e para os campos 20cm x 20cm com todos os filtros, nas profundidades de máxima dose, 10cm e 20cm.

O levantamento dos perfis de campo foi feito com o *array* de câmaras de ionização e permite avaliar a constância do fator filtro dinâmico fora do eixo central e nas profundidades medidas.

3.2.7 – Determinação do fator filtro dinâmico em pontos fora do eixo central

A determinação do fator filtro dinâmico para pontos fora do eixo central, foi feita através do levantamento dos perfis para o campo 20cm x 20cm, que abrange toda a faixa de tamanhos de campo simétricos possíveis de serem executados com o filtro dinâmico.

Após terem sido levantados os perfis de campo, as leituras foram normalizadas para o eixo central. Em seguida, dividiu-se, para cada valor de deslocamento em relação ao eixo central, as leituras correspondentes ao perfil do campo com filtro pelas leituras do campo aberto (sem filtro), obtendo-se o fator filtro dinâmico relativo ao eixo central.

3.2.8 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central

A verificação do fator filtro dinâmico com a profundidade, em pontos fora do eixo central, também foi feita a partir do levantamento dos perfis para o campo 20cm x 20cm nas profundidades de máxima dose, 10cm e 20cm.

Após terem sido levantados os perfis de campo nas profundidades acima citadas, as leituras foram normalizadas para o eixo central e o deslocamento corrigido para a profundidade, devido à divergência do feixe, a fim de se avaliar o fator filtro dinâmico na profundidade relativo aos mesmos valores da superfície. Em seguida, dividiu-se, para cada valor de deslocamento em relação ao eixo central, as leituras correspondentes ao perfil do campo com filtro pelas leituras do campo aberto (sem filtro), obtendo-se o fator filtro dinâmico para cada profundidade, relativo ao eixo central.

3.2.9 – Caso teste: irradiação para tratamento de mama

A irradiação tangente de mama dá-se com o campo semibloqueado, com o filtro dinâmico colocado na região não bloqueada do campo. Portanto, uma medida de dose não pode ser feita no centro do campo de radiação, pois o detetor estaria parcialmente bloqueado da radiação e parcialmente na região de penumbra do campo. Em geral, o ponto de prescrição da dose nos tratamentos de mama, é aproximadamente a 2cm do centro do campo, motivo pelo qual, convencionou-se no INCA, que esse seria o ponto para a medida da dose em um campo de radiação para tratamento de mama.

Esse arranjo foi reproduzido para o caso usado como teste de validação das medições do fator filtro dinâmico fora do eixo central, visto que os tratamentos de mama são os casos mais freqüentes em que o ponto de prescrição de dose está fora do centro do campo.

Foram feitas medições na profundidade de 10cm com o campo $X = 15\text{cm}$ e $Y_{\text{assimétrico}} = 10\text{cm}$, com os filtros dinâmicos de 25° , 30° , 45° , 60° , que são os tamanhos de campo e filtros mais utilizados nos tratamentos de mama. Primeiramente, mediu-se com a configuração $Y1 = 10\text{cm}$ e $Y2 = 0\text{cm}$ (orientação IN) colocando-se a câmara de ionização a 2cm do centro do campo, do lado da componente $Y1$ do colimador (região não bloqueada do campo). Em seguida, mediu-se com a configuração $Y1 = 0\text{cm}$ e $Y2 = 10\text{cm}$ (orientação OUT) colocando-se a câmara de ionização a 2cm do centro do campo do lado da componente $Y2$ do colimador (região não bloqueada do campo). Foram feitas medições nestas duas configurações, sendo que em cada uma delas foram feitas medições sem nenhum filtro e com um dos filtros citados. O fator filtro para este caso teste foi determinado dividindo-se a média das leituras nas configurações IN e OUT com o filtro, pela média das leituras nas configurações IN e OUT sem o filtro.

3.2.10 – Estimativa das incertezas

A avaliação das incertezas foi feita de maneira conservadora, levando-se em consideração que todas os conjuntos de leituras estiveram dentro de um desvio padrão inferior a 1%.

Foram avaliadas as incertezas tipo A (u_A), método de avaliação da incerteza pela análise estatística de séries de observações [35] e as do tipo B (u_B), método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística de séries de observações [35], onde a incerteza padrão combinada desses valores é igual a:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (3.1)$$

Para a incerteza associada à resolução do eletrômetro, que é um instrumento digital, considerou-se uma distribuição retangular, descrita pela equação:

$$u_B = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (3.2)$$

onde a é igual à resolução do eletrômetro, que é de 0,001nC, para a faixa de energia e UM utilizadas. A tabela 2 apresenta um resumo das incertezas tipo A e tipo B associadas aos conjuntos de leituras efetuadas para a determinação do fator filtro dinâmico.

Tabela 2 – Avaliação das incertezas tipo A e tipo B.

INCERTEZAS			
Tipo A (u_A)		Tipo B (u_B)	
Desvio padrão das leituras	0,01nC	Conjunto dosimétrico	0,0006nC
Total	0,01nC	Total	0,0006nC
Incerteza combinada (u_C) = ±0,01nC			

Considerando-se que o fator filtro dinâmico (aqui denominado F) é a razão da leitura efetuada para o campo sem filtro (aqui denominada x) pela leitura efetuada para o campo com filtro (aqui denominada y), temos que:

$$F = \frac{x}{y} \quad (3.3)$$

Fazendo-se a derivada parcial em relação às variáveis x e y temos:

$$\frac{\partial F}{\partial x} = \frac{1}{y} = \frac{F}{x} \quad (3.4)$$

$$\text{e } \frac{\partial F}{\partial y} = \frac{-x}{y^2} = \frac{-F}{y} \quad (3.5)$$

$$\text{Daí, } u_F^2 = \left(\frac{F}{x}\right)^2 u_x^2 + \left(\frac{-F}{y}\right)^2 u_y^2 = F^2 \left[\left(\frac{1}{x}\right)^2 u_x^2 + \left(\frac{-1}{y}\right)^2 u_y^2 \right] \quad (3.6)$$

$$\text{então: } \left(\frac{u_F}{F}\right)^2 = \left(\frac{u_x}{x}\right)^2 + \left(\frac{u_y}{y}\right)^2 \quad (3.7)$$

A incerteza total para o fator filtro dinâmico é dada por:

$$u_F = F \sqrt{\left(\frac{u_x}{x}\right)^2 + \left(\frac{u_y}{y}\right)^2} \quad (3.8)$$

Como a incerteza padrão combinada para cada medida (x e y) é $u_C = \pm 0,01 \text{nC}$, temos, para o maior desvio obtido entre as medidas, que: $u_F = \pm 0,003$.

Para um intervalo de confiança de 95%, a incerteza expandida U é dada por:

$$U = k u_F \quad (3.10)$$

onde $k = 2,776$ na distribuição de *student* para 4 graus de liberdade, resultando em $U = 0,008$.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesse capítulo são apresentados os resultados obtidos para as propriedades físicas do filtro dinâmico, objeto do presente estudo.

4.1 – Determinação do fator filtro dinâmico para campos quadrados e retangulares no eixo central

As figuras 24 e 25 mostram, respectivamente, os fatores filtro dinâmico experimentais de campos quadrados variando entre 4 e 20cm de aresta, para as energias de 6 e 15MV, medidos para todos os ângulos disponíveis de filtro dinâmico: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60° .

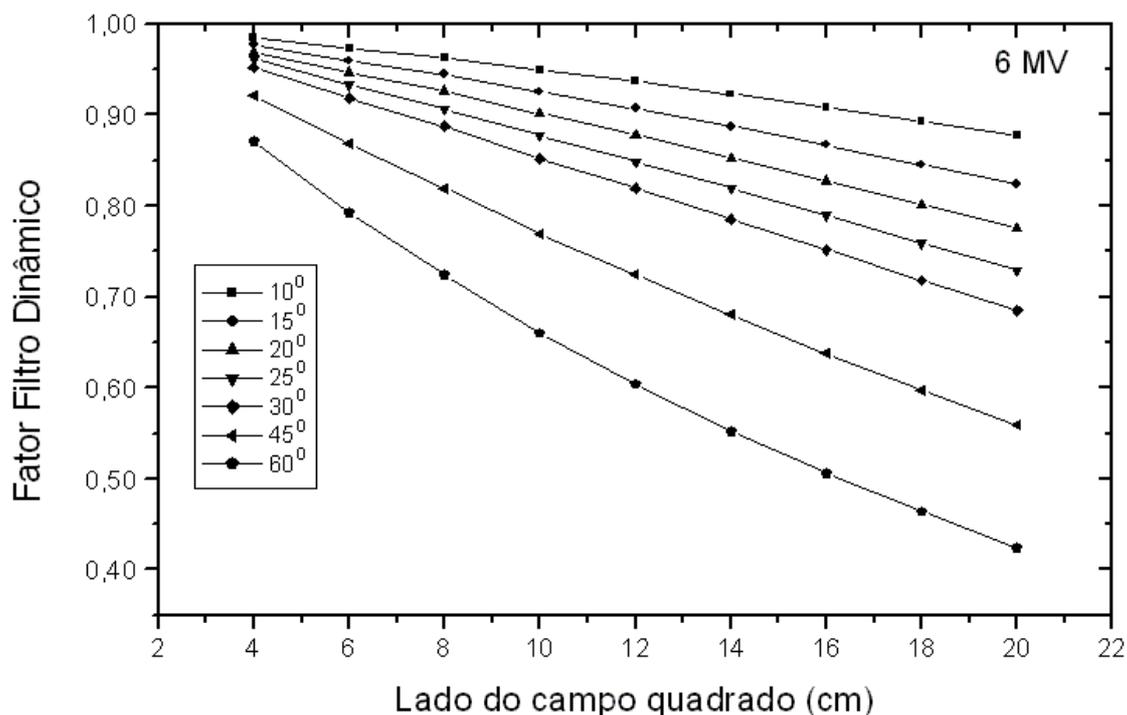


Figura 24 – Fator filtro dinâmico medido no eixo central para campos quadrados e energia de 6MV, para ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

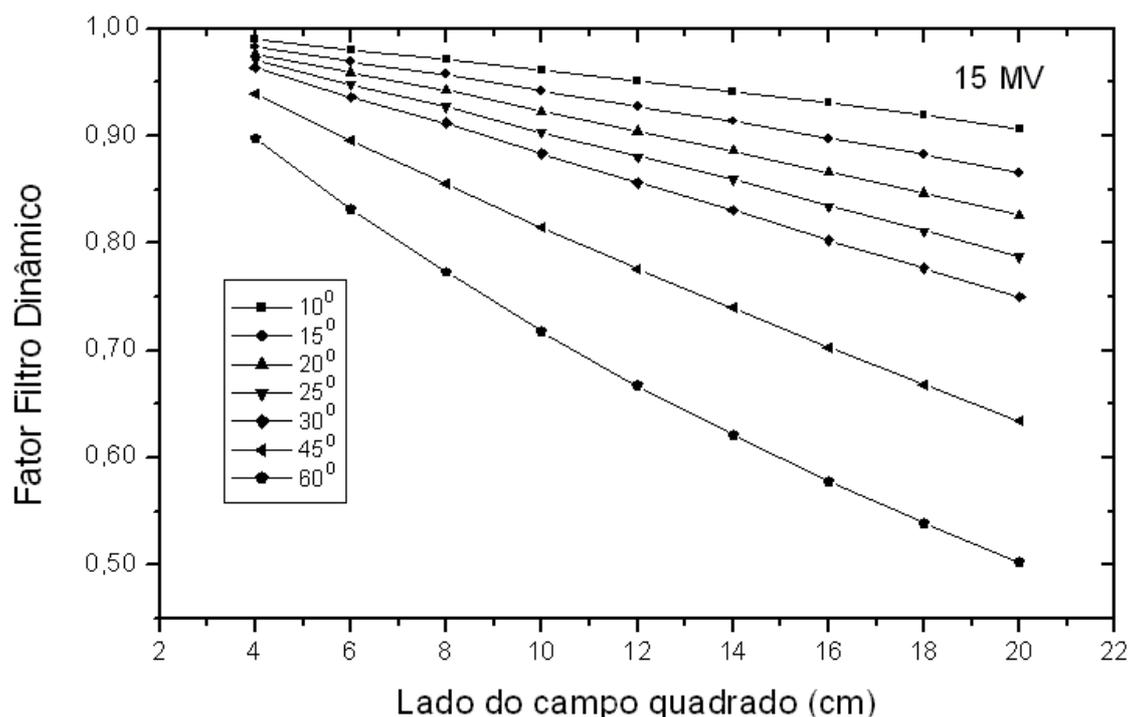


Figura 25 – Fator filtro dinâmico medido no eixo central para campos quadrados e energia de 15MV, para ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

É possível observar que o fator filtro dinâmico diminui com o aumento do tamanho de campo e com o aumento do ângulo nominal do filtro, e aumenta com o aumento da energia.

A comparação entre os fatores filtro dinâmico fornecidos pelo fabricante e aqueles obtidos experimentalmente é mostrada na figura 26. O maior desvio encontrado entre os valores obtidos experimentalmente e os valores fornecidos pelo fabricante em seu manual é de, aproximadamente, 4% para o fator filtro dinâmico de 10°, para o campo 20cm x 20cm. Tal desvio mostra a importância de o fator filtro dinâmico ser determinado para cada máquina antes da implementação clínica do filtro dinâmico.

Desvios dessa ordem não são interessantes, pois de acordo com a recomendação da ICRU [21], a incerteza total do tratamento deve ser de $\pm 5\%$, incluídos aí, a incerteza na dosimetria, no planejamento e no posicionamento do paciente no momento da irradiação.

Um gráfico similar não foi feito para a energia de 15MV porque o manual do fabricante não apresenta os resultados para 15MV.

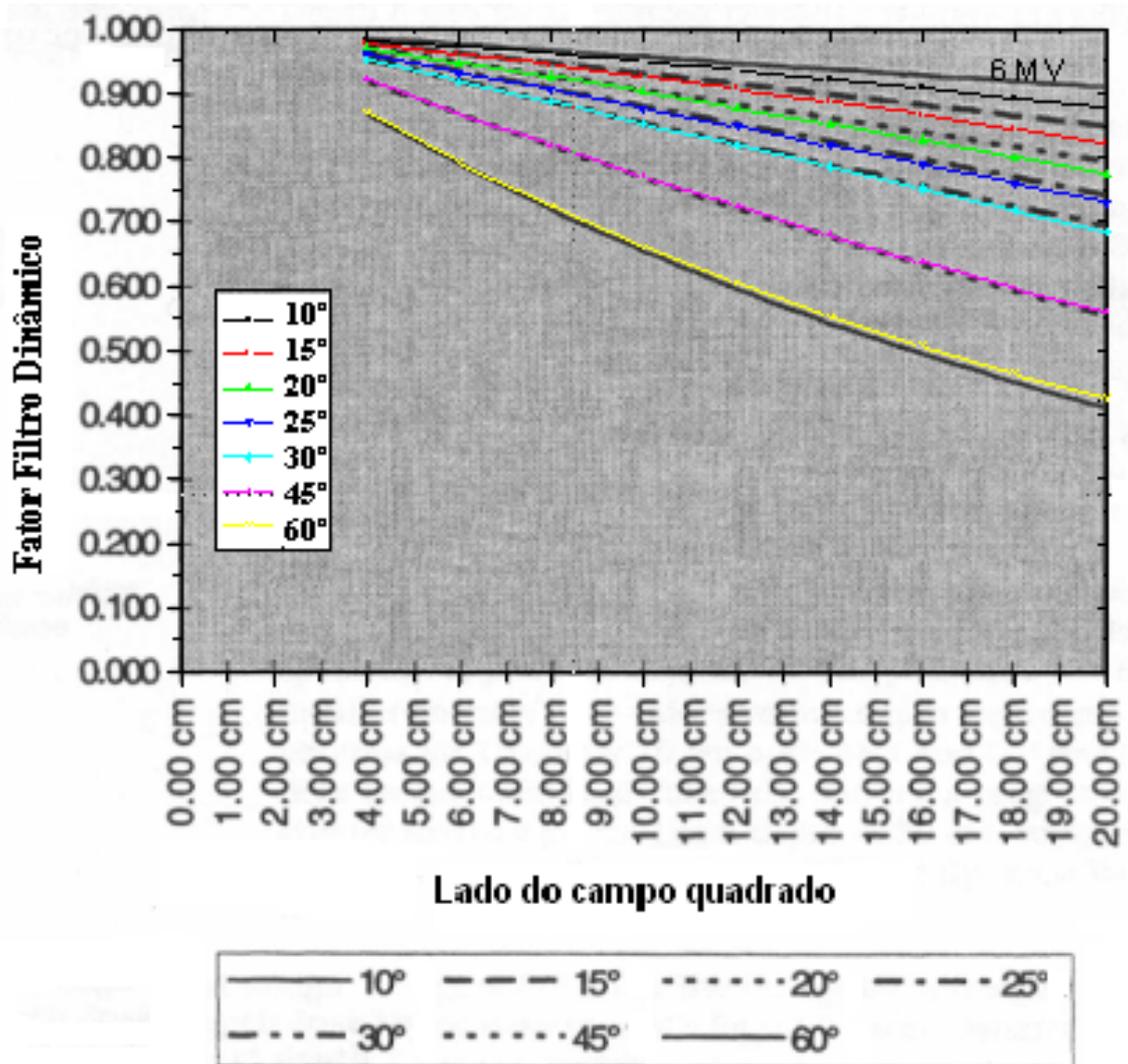


Figura 26 - Gráfico comparativo entre os valores medidos no eixo central (em cores) e os valores esperados para o fator filtro dinâmico na energia de 6 MV, campos quadrados e ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°.

Os resultados obtidos experimentalmente para a determinação do fator filtro dinâmico para campos retangulares, variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro (direção transversal, colimador X) e mantendo-se o colimador Y = 10cm, são mostrados nas tabelas 3 e 4 e nas figuras 27 e 28.

Tabela 3 – Valores obtidos para o fator filtro dinâmico para a energia de 6 MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador Y = 10cm.

Fator Filtro Dinâmico x Colimador X - 6 MV							
Colimador X (cm)	Ângulos						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
5	0,950	0,926	0,902	0,878	0,853	0,771	0,660
10	0,949	0,925	0,901	0,877	0,852	0,770	0,661
15	0,950	0,926	0,902	0,878	0,853	0,771	0,662
20	0,951	0,927	0,903	0,879	0,854	0,773	0,663
30	0,951	0,926	0,903	0,879	0,854	0,772	0,663

Tabela 4 – Valores obtidos para o fator filtro dinâmico para a energia de 15 MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador Y = 10cm.

Fator Filtro Dinâmico x Colimador X - 15 MV							
Colimador X (cm)	Ângulos						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
5	0,963	0,943	0,924	0,905	0,885	0,815	0,718
10	0,961	0,942	0,923	0,904	0,883	0,814	0,717
15	0,962	0,942	0,924	0,904	0,884	0,815	0,717
20	0,962	0,943	0,924	0,904	0,884	0,815	0,718
30	0,962	0,944	0,924	0,905	0,884	0,816	0,718

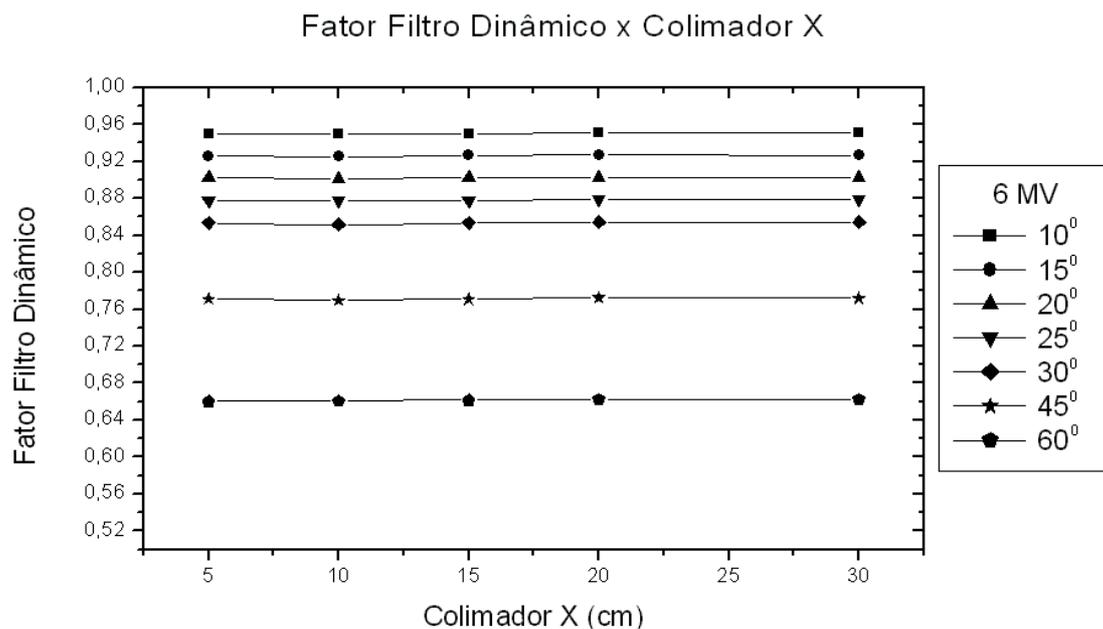


Figura 27 – Fator filtro dinâmico medido para a energia de 6MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador Y = 10cm.

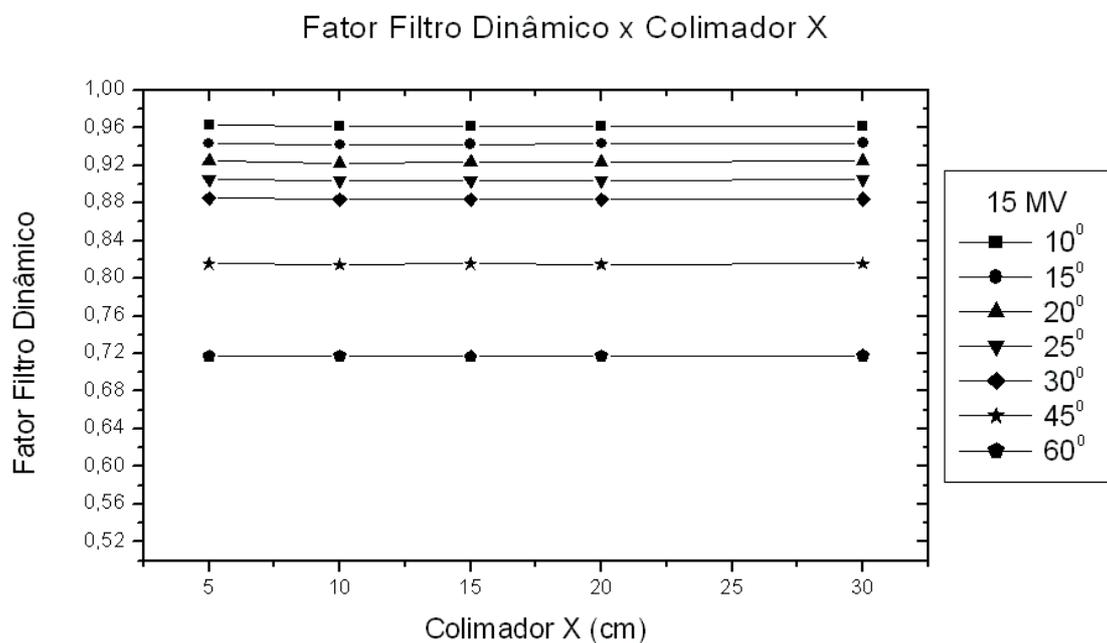


Figura 28 – Fator filtro dinâmico medido para a energia de 15MV em campos retangulares variando-se o campo na direção de não-gradiente do filtro e mantendo-se o colimador Y = 10cm.

A razão da determinação do fator filtro dinâmico para campos retangulares reside na verificação da sua dependência com o colimador X, que não executa a modulação do feixe.

Uma vez verificada a independência do fator filtro dinâmico com a abertura do colimador X, construíram-se duas tabelas de fatores filtro dinâmico experimentais, em função do lado Y do campo, do ângulo do filtro e da energia (tabelas 5 e 6).

Tabela 5 – Fatores filtro dinâmico para a energia de 6MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

Filtro Lado Y do campo (cm)	Fator filtro dinâmico - 6MV						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
4	0,984	0,977	0,969	0,962	0,952	0,921	0,871
5	0,979	0,968	0,958	0,947	0,935	0,895	0,832
6	0,973	0,960	0,946	0,933	0,918	0,868	0,793
7	0,968	0,952	0,936	0,920	0,903	0,844	0,758
8	0,963	0,945	0,926	0,907	0,887	0,819	0,724
9	0,956	0,935	0,914	0,892	0,869	0,794	0,692
10	0,949	0,925	0,901	0,877	0,852	0,770	0,661
11	0,943	0,916	0,889	0,863	0,836	0,747	0,632
12	0,937	0,907	0,878	0,849	0,819	0,725	0,604
13	0,930	0,897	0,865	0,834	0,803	0,702	0,578
14	0,923	0,888	0,852	0,819	0,786	0,680	0,553
15	0,916	0,878	0,840	0,804	0,769	0,659	0,530
16	0,909	0,867	0,827	0,790	0,752	0,638	0,507
17	0,901	0,856	0,814	0,774	0,735	0,617	0,485
18	0,892	0,845	0,801	0,759	0,718	0,597	0,464
19	0,885	0,834	0,788	0,744	0,702	0,578	0,444
20	0,877	0,824	0,775	0,729	0,685	0,559	0,424

Tabela 6 – Fatores filtro dinâmico para a energia de 15MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

Filtro Lado Y do campo (cm)	Fator filtro dinâmico - 15MV						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
4	0,989	0,983	0,977	0,971	0,964	0,939	0,898
5	0,985	0,976	0,968	0,960	0,950	0,917	0,864
6	0,980	0,969	0,959	0,948	0,936	0,895	0,831
7	0,976	0,964	0,951	0,938	0,924	0,875	0,802
8	0,972	0,958	0,943	0,927	0,912	0,855	0,773
9	0,967	0,950	0,933	0,915	0,898	0,835	0,745
10	0,961	0,942	0,923	0,904	0,883	0,814	0,717
11	0,957	0,935	0,913	0,892	0,870	0,795	0,692
12	0,952	0,928	0,904	0,881	0,856	0,776	0,667
13	0,947	0,921	0,895	0,870	0,844	0,757	0,644
14	0,942	0,914	0,886	0,859	0,831	0,739	0,621
15	0,936	0,906	0,876	0,847	0,817	0,721	0,600
16	0,931	0,898	0,866	0,835	0,803	0,703	0,578
17	0,925	0,890	0,856	0,823	0,790	0,685	0,559
18	0,920	0,882	0,847	0,811	0,777	0,668	0,539
19	0,913	0,874	0,836	0,800	0,763	0,651	0,521
20	0,907	0,865	0,826	0,788	0,750	0,634	0,502

A construção das tabelas de fatores filtro dinâmico em função somente do lado Y do campo requer um número menor de medidas do que seria necessário caso o fator filtro dinâmico dependesse da abertura do colimador X.

As tabelas 7 e 8 mostram os valores para os fatores filtro dinâmico obtidos no sistema de planejamento CadPlan, em função do lado Y do campo, do ângulo do filtro e da energia.

Tabela 7 – Fatores filtro dinâmico obtidos no sistema de planejamento CadPlan para a energia de 6MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

Filtro Lado Y do campo (cm)	Fator filtro dinâmico - 6MV						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
4	0,985	0,977	0,969	0,962	0,952	0,919	0,867
5	0,980	0,969	0,958	0,946	0,936	0,893	0,828
6	0,973	0,961	0,947	0,932	0,919	0,867	0,790
7	0,967	0,952	0,935	0,919	0,901	0,842	0,755
8	0,961	0,943	0,924	0,905	0,886	0,817	0,721
9	0,956	0,936	0,914	0,892	0,870	0,794	0,691
10	0,949	0,925	0,900	0,877	0,852	0,769	0,659
11	0,944	0,917	0,890	0,864	0,837	0,748	0,632
12	0,937	0,906	0,878	0,848	0,819	0,724	0,604
13	0,931	0,898	0,866	0,836	0,803	0,703	0,579
14	0,922	0,887	0,853	0,820	0,786	0,681	0,554
15	0,913	0,873	0,835	0,798	0,762	0,659	0,531
16	0,908	0,868	0,828	0,791	0,753	0,640	0,508
17	0,901	0,857	0,816	0,775	0,737	0,619	0,487
18	0,894	0,847	0,803	0,761	0,721	0,600	0,467
19	0,885	0,836	0,789	0,746	0,703	0,580	0,447
20	0,877	0,825	0,777	0,731	0,688	0,562	0,429

Tabela 8 – Fatores filtro dinâmico obtidos no sistema de planejamento CadPlan para a energia de 15MV em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

Filtro Lado Y do campo (cm)	Fator filtro dinâmico - 15MV						
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
4	0,988	0,982	0,978	0,968	0,961	0,933	0,890
5	0,984	0,975	0,966	0,956	0,947	0,912	0,857
6	0,979	0,968	0,959	0,947	0,935	0,892	0,827
7	0,976	0,963	0,950	0,937	0,923	0,873	0,799
8	0,970	0,955	0,940	0,924	0,908	0,852	0,768
9	0,966	0,949	0,932	0,914	0,896	0,834	0,743
10	0,962	0,943	0,924	0,904	0,883	0,814	0,716
11	0,957	0,936	0,914	0,893	0,871	0,795	0,692
12	0,952	0,929	0,905	0,881	0,857	0,776	0,667
13	0,947	0,921	0,895	0,871	0,844	0,758	0,644
14	0,941	0,912	0,885	0,858	0,830	0,738	0,621
15	0,936	0,906	0,877	0,847	0,817	0,721	0,600
16	0,931	0,899	0,866	0,836	0,804	0,704	0,579
17	0,926	0,891	0,857	0,825	0,791	0,687	0,560
18	0,918	0,882	0,847	0,811	0,778	0,669	0,540
19	0,914	0,875	0,837	0,800	0,765	0,655	0,523
20	0,907	0,866	0,827	0,788	0,751	0,637	0,505

As figuras 29 e 30 apresentam gráficos comparativos entre os valores obtidos experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan para o fator filtro dinâmico, em função do lado Y do campo, do ângulo do filtro e da energia.

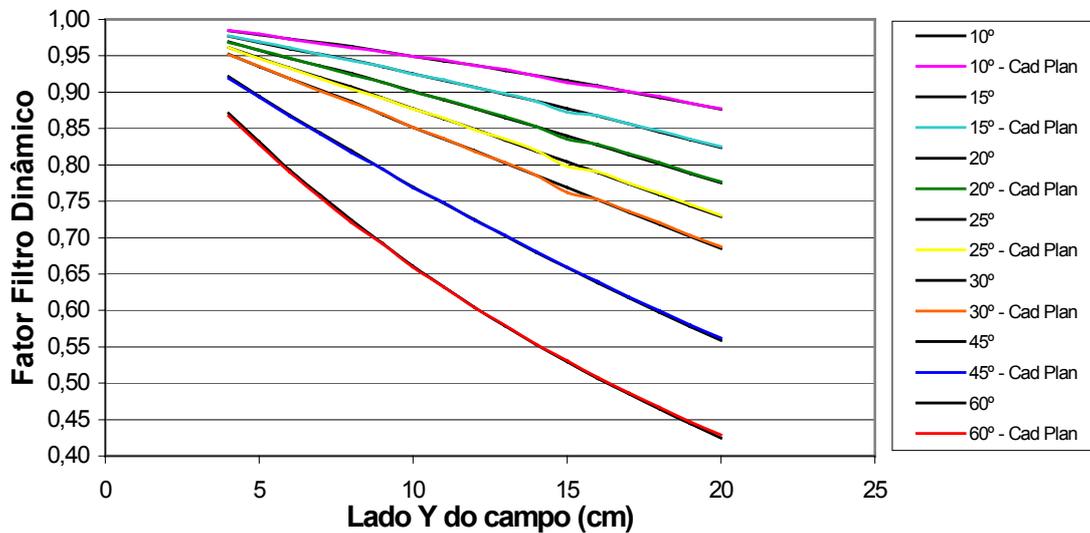


Figura 29 – Comparação entre os fatores filtro dinâmico obtidos experimentalmente e os obtidos pelo sistema de planejamento CadPlan, para energia de 6MV, em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

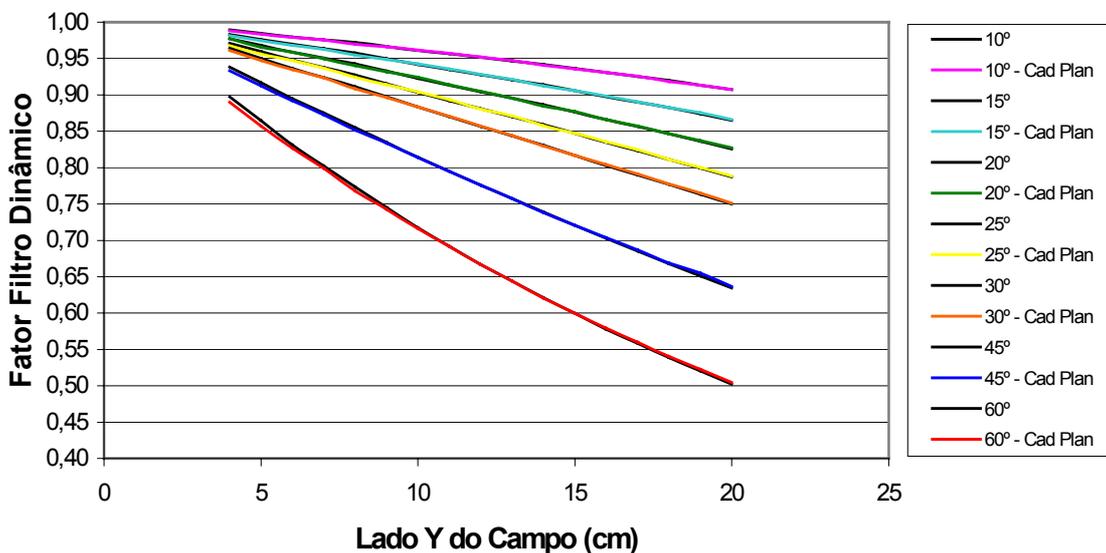


Figura 30 – Comparação entre os fatores filtro dinâmico obtidos experimentalmente e os obtidos pelo sistema de planejamento CadPlan, para energia de 15MV, em função do lado Y do campo e do ângulo do filtro dinâmico.

A comparação feita entre os fatores filtro dinâmico determinados experimentalmente e os fatores filtro dinâmico obtidos através do sistema de

planejamento do tratamento CadPlan, nas mesmas condições, mostrou que os valores concordam dentro de um desvio percentual máximo de 1%, para a energia de 6MV, campo 20cm x 20cm e filtro de 60°. Todos os demais desvios estiveram dentro de uma variação média de 0,3%, como pode ser observado nas figuras 29 e 30.

4.2 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático

A fim de se verificar a dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático, foi feita uma série de medidas fixando-se o colimador estático e variando-se o dinâmico. O colimador estático foi fixado em 2cm, 5cm e 10cm, enquanto o dinâmico variava entre 2 e 20cm. Os resultados obtidos, para a energia de 6MV são apresentados nas figuras 31 a 33 e para a energia de 15MV entre as figuras 34 e 36. Os filtros medidos foram 30° e 60°.

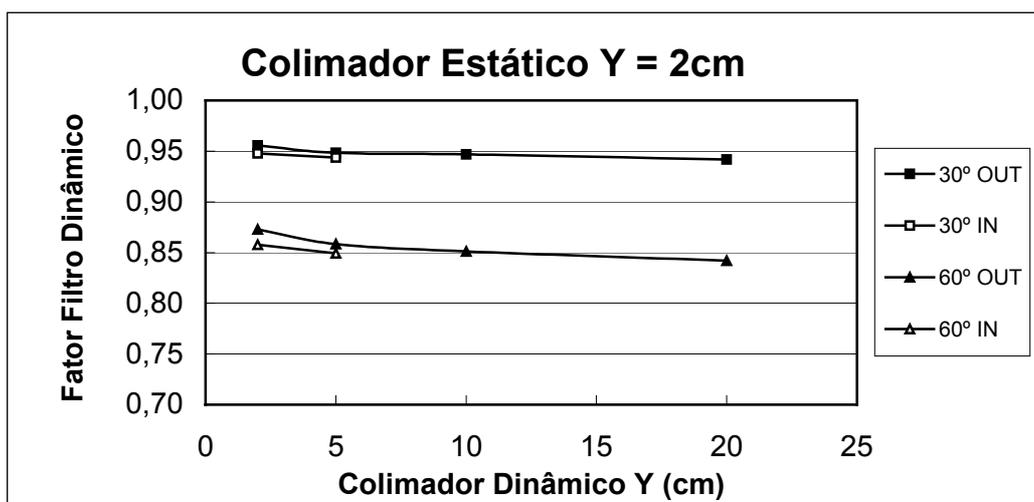


Figura 31 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 2cm para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°.

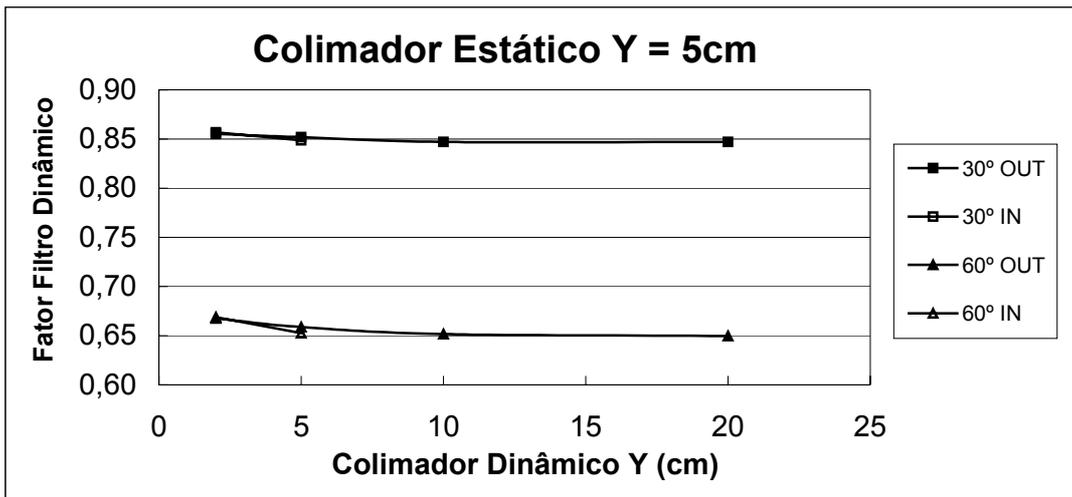


Figura 32 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 5cm para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°.

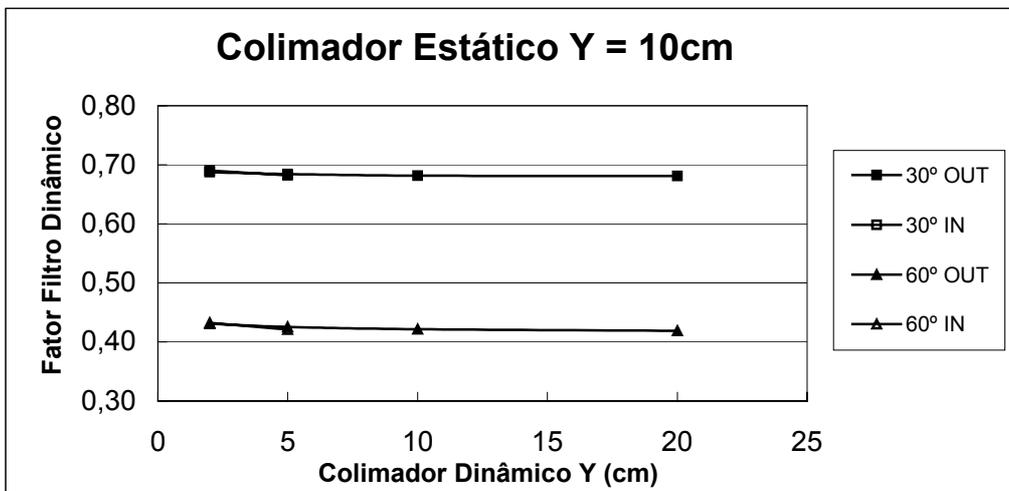


Figura 33 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 10cm para energia de 6MV e ângulos de 30° e 60°.

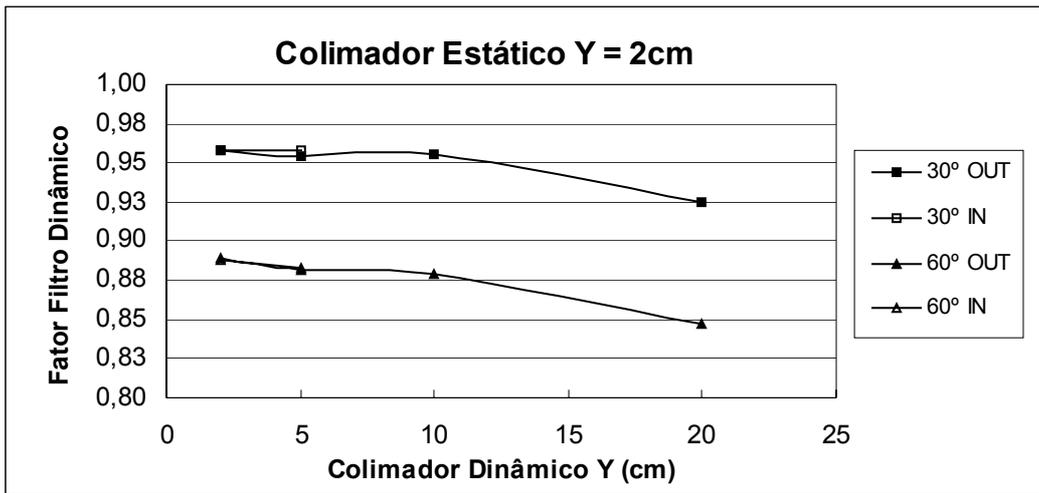


Figura 34 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 2cm para energia de 15MV.

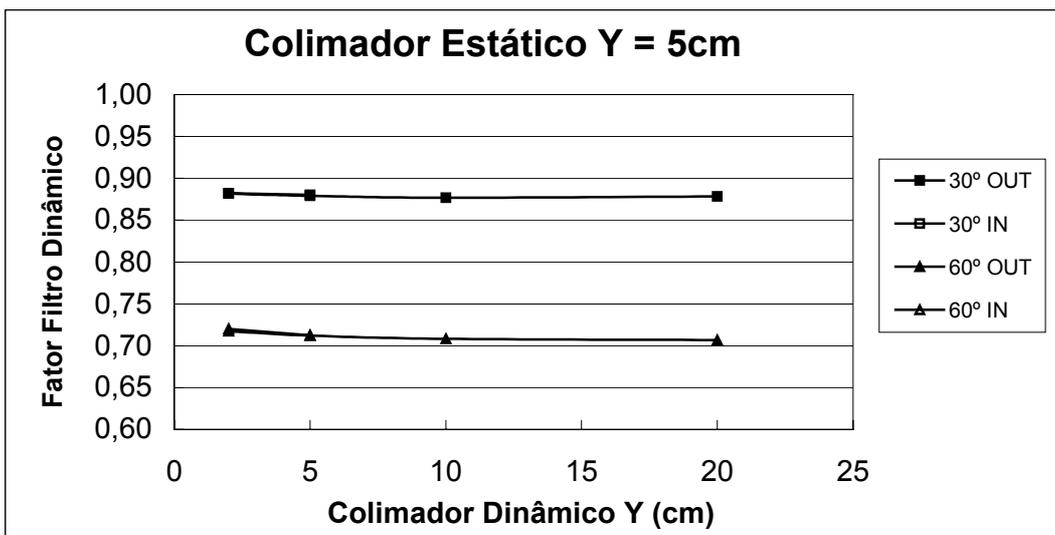


Figura 35 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 5cm para energia de 15MV.

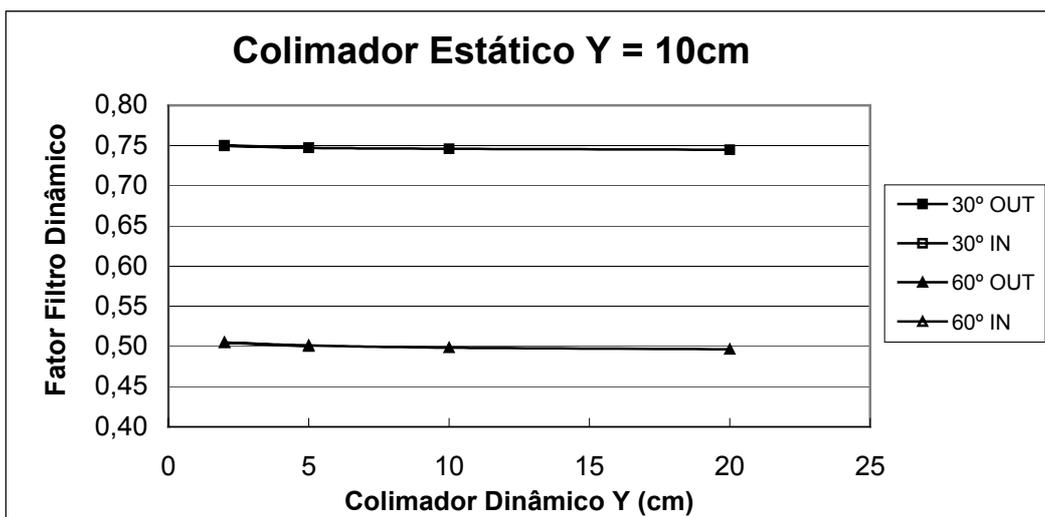


Figura 36 – Dependência do fator filtro dinâmico com o colimador estático Y = 10cm para energia de 15MV.

Analisando as figuras 31 a 36 é possível verificar que as maiores discrepâncias encontradas foram para o filtro de 60°, que apresentou um desvio de até 3,6% para 6MV, e de até 4,8% para 15MV, ambos para valores de 2cm de abertura do colimador estático. Se levarmos em conta somente os campos cujos colimadores dinâmicos estão entre 10cm e 20cm de abertura o desvio fica em, no máximo, 0,5% para a energia de 6MV e 0,1% para a energia de 15MV, novamente a exceção mostra-se para valores de 2cm de abertura do colimador estático.

4.3 – Determinação do Percentual de Dose em Profundidade (PDP) para campos com filtro dinâmico

As tabelas 9 e 10 são comparativas entre os valores de PDP adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os obtidos experimentalmente para o campo 10cm x 10cm, para as energias de 6 e 15MV.

Tabela 9 – Comparação entre os valores de PDP adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 6MV e campo 10cm x 10cm.

Prof. (cm) Ângulos	PDP medido			PDP CadPlan			PDP Filtro Físico CadPlan		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
Sem Filtro	87,2%	67,6%	39,1%	87,0%	67,4%	39,1%	87,3%	67,8%	39,2%
10°	87,4%	67,7%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%			
15°	87,5%	67,7%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%	88,2%	68,9%	40,2%
20°	87,4%	67,7%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%			
25°	87,4%	67,6%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%			
30°	87,4%	67,7%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%	88,3%	68,8%	40,6%
45°	87,4%	67,7%	39,2%	87,0%	67,4%	39,1%	88,8%	69,7%	41,4%
60°	87,3%	67,7%	39,3%	87,0%	67,4%	39,1%	89,6%	70,5%	42,4%

Tabela 10 – Comparação entre os valores de PDP adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 15MV e campo 10cm x 10cm.

Prof. (cm) Ângulos	PDP medido			PDP CadPlan			PDP Filtro Físico CadPlan		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
Sem Filtro	95,4%	77,8%	50,5%	95,5%	77,7%	50,3%	95,6%	77,9%	50,5%
10°	95,1%	77,4%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%			
15°	95,3%	77,4%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%	95,6%	78,1%	50,9%
20°	95,1%	77,3%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%			
25°	95,2%	77,4%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%			
30°	95,2%	77,4%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%	96,0%	78,4%	51,2%
45°	95,2%	77,4%	50,3%	95,5%	77,7%	50,3%	95,5%	78,0%	50,7%
60°	95,4%	77,6%	50,4%	95,5%	77,7%	50,3%	95,3%	77,9%	50,9%

Da análise das tabelas 9 e 10 é possível verificar que os percentuais de dose em profundidade para os campos de irradiação com filtro dinâmico são os mesmos que para os campos sem filtro. Isso implica em não ser necessário medir o percentual de dose em profundidade para cada ângulo do filtro dinâmico, diminuindo o número de parâmetros a serem medidos para o comissionamento e para a implementação clínica do filtro dinâmico.

4.4 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade no eixo central

As tabelas 11 e 12 e as figuras 37 e 38 apresentam os valores do fator filtro dinâmico, determinados experimentalmente e obtidos no sistema de planejamento CadPlan, para o campo 10cm x 10cm em várias profundidades para as energias de 6 e 15MV.

Tabela 11 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 6MV, em várias profundidades no eixo central para o campo 10cm x 10cm.

ENERGIA = 6 MV						
FILTRO	Profundidade: 1,5 cm			Profundidade: 5,0 cm		
	Fator filtro dinâmico			Fator filtro dinâmico		
	Medido	CadPlan	Desvio %	Medido	CadPlan	Desvio %
10°	0,950	0,950	0,00	0,953	0,950	0,27
15°	0,925	0,926	0,11	0,929	0,926	0,36
20°	0,902	0,902	0,01	0,905	0,902	0,26
25°	0,878	0,878	0,03	0,881	0,878	0,29
30°	0,853	0,853	0,01	0,856	0,853	0,27
45°	0,770	0,771	0,06	0,773	0,771	0,23
60°	0,660	0,661	0,07	0,662	0,662	0,05
FILTRO	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 20 cm		
	Fator filtro dinâmico			Fator filtro dinâmico		
	Medido	CadPlan	Desvio %	Medido	CadPlan	Desvio %
10°	0,951	0,949	0,20	0,952	0,951	0,02
15°	0,927	0,926	0,18	0,928	0,927	0,10
20°	0,904	0,901	0,28	0,905	0,903	0,13
25°	0,879	0,878	0,18	0,880	0,880	0,03
30°	0,855	0,853	0,20	0,856	0,856	0,00
45°	0,772	0,770	0,25	0,773	0,773	0,02
60°	0,662	0,662	0,03	0,663	0,664	0,05

Tabela 12 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico adotados pelo sistema de planejamento CadPlan e os medidos para a energia de 15MV, em várias profundidades no eixo central para o campo 10cm x 10cm.

ENERGIA = 15 MV						
FILTRO	Profundidade: 3,0 cm			Profundidade: 5,0 cm		
	Fator filtro dinâmico			Fator filtro dinâmico		
	Medido	CadPlan	Desvio %	Medido	CadPlan	Desvio %
10°	0,967	0,962	0,51	0,964	0,961	0,37
15°	0,948	0,944	0,42	0,946	0,942	0,41
20°	0,928	0,924	0,45	0,926	0,923	0,31
25°	0,908	0,905	0,37	0,906	0,903	0,35
30°	0,888	0,884	0,39	0,886	0,883	0,30
45°	0,818	0,815	0,39	0,817	0,814	0,33
60°	0,720	0,719	0,13	0,720	0,718	0,27
FILTRO	Profundidade: 10 cm			Profundidade: 20 cm		
	Fator filtro dinâmico			Fator filtro dinâmico		
	Medido	CadPlan	Desvio %	Medido	CadPlan	Desvio %
10°	0,962	0,962	0,04	0,963	0,962	0,13
15°	0,943	0,943	0,05	0,944	0,944	0,04
20°	0,923	0,925	0,20	0,925	0,924	0,09
25°	0,904	0,905	0,10	0,905	0,905	0,02
30°	0,884	0,885	0,05	0,885	0,885	0,00
45°	0,815	0,816	0,12	0,816	0,816	0,04
60°	0,717	0,719	0,22	0,718	0,719	0,11

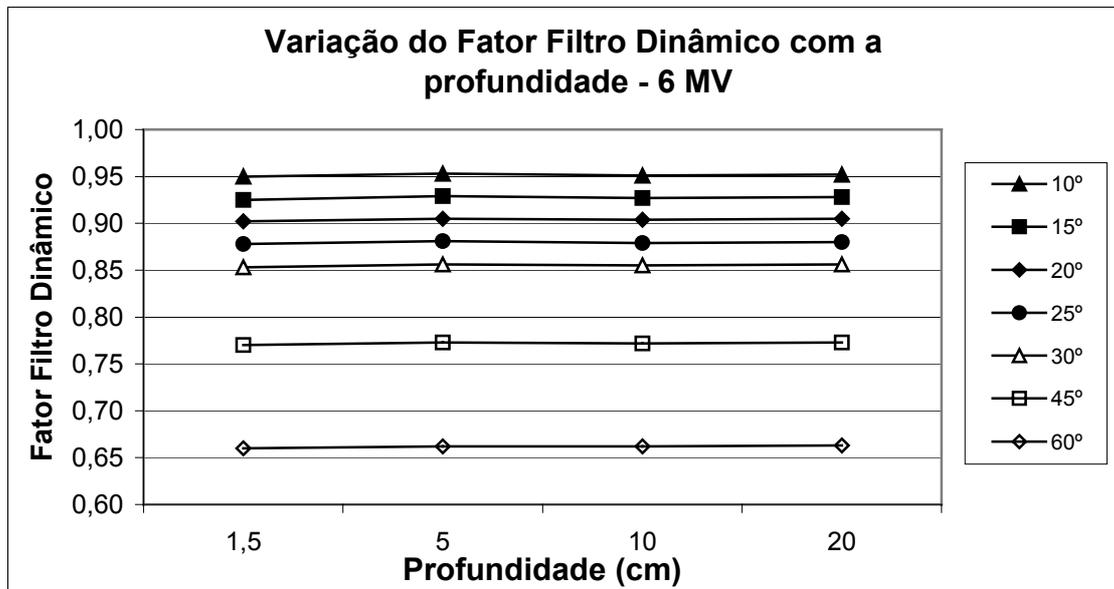


Figura 37 – Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade – 6MV.

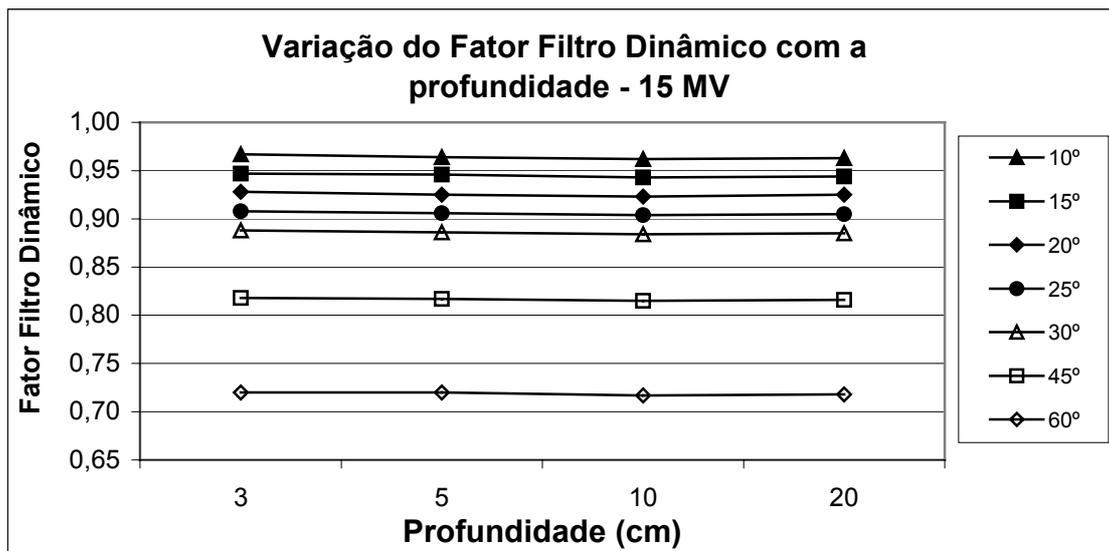


Figura 38 – Variação do fator filtro dinâmico com a profundidade – 15MV.

Nas tabelas 11 e 12 e nas figuras 37 e 38 podemos observar que o fator filtro dinâmico não varia com a profundidade no eixo central, apresentando desvios de, no máximo, 0,5% para o filtro de 60° na energia de 6MV e de 0,6% para o filtro de 20° na energia de 15MV. A concordância com os valores obtidos através do sistema de planejamento CadPlan é excelente, tendo sido o maior desvio encontrado de 0,5% para o filtro de 10°, na profundidade de 3cm para a energia de 15MV. Como a incerteza expandida U para a determinação experimental do fator filtro dinâmico é de 0,8%, considera-se que todos os desvios encontrados para a dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade estão dentro da incerteza da medição.

4.5 – Determinação do ângulo dos filtros dinâmicos

A tabela 13 apresenta uma comparação entre os valores dos ângulos do filtro dinâmico obtidos experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan, para as energias de 6MV e 15MV. A tabela 14 apresenta os resultados obtidos pelo método dos gradientes para os mesmos ângulos e energias.

Tabela 13 – Comparação entre os valores dos ângulos do filtro dinâmico obtidos experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan, para as energias de 6MV e 15MV.

6MV			15MV		
Ângulo			Ângulo		
Nominal	CadPlan	Medido	Nominal	CadPlan	Medido
10° IN	8,2°	8,8°	10° IN	8,3°	5,9°
10° OUT		9,5°	10° OUT		12,3°
15° IN	12,2°	13,5°	15° IN	12,7°	10,8°
15° OUT		13,5°	15° OUT		16,7°
20° IN	16,5°	16,7°	20° IN	17,3°	14,6°
20° OUT		18,0°	20° OUT		20,6°
25° IN	21,1°	21,8°	25° IN	22,0°	19,8°
25° OUT		21,8°	25° OUT		25,6°
30° IN	25,2°	26,6°	30° IN	26,6°	25,6°
30° OUT		26,8°	30° OUT		30,2°
45° IN	39,6°	40,8°	45° IN	40,9°	39,8°
45° OUT		40,9°	45° OUT		43,5°
60° IN	55,7°	56,5°	60° IN	55,2°	56,3°
60° OUT		56,5°	60° OUT		57,8°

Tabela 14 – Valores para o ângulo do filtro dinâmico determinados experimentalmente pelo método dos gradientes.

6MV		15MV	
Ângulo		Ângulo	
Nominal	Determinado	Nominal	Determinado
10°	11,1	10°	11,4
15°	16,2	15°	17,6
20°	21,1	20°	22,5
25°	26,1	25°	27,8
30°	31,3	30°	33,0
45°	45,8	45°	47,5
60°	59,9	60°	61,4

A diferença observada entre os ângulos nominais dos filtros e os obtidos experimentalmente indica que a inclinação do vetor gradiente obtido não é exatamente a mesma do filtro dinâmico, como pode ser observado nas tabelas 13 e 14. Não foram observadas na literatura recomendações para diferenças máximas admissíveis entre os ângulos experimentais e os utilizados no cálculo. É importante salientar que uma diferença em graus do ângulo, não repercute linearmente em uma diferença em dose. Além disto, a diferença encontrada entre o ângulo nominal e o medido não interfere no resultado do tratamento, pois o sistema de planejamento utiliza como base de cálculo a mesma tabela (STT) empregada pelo acelerador para o cálculo da taxa de dose e velocidade de varredura para a produção do perfil de dose com filtro. Segundo a referência [15], a incerteza observada nos ângulos nominais dos filtros é aceitável, por que o planejamento do tratamento é sempre executado usando a distribuição de dose determinada por um filtro de determinado ângulo.

Um outro ponto a destacar foi que o ângulo do filtro obtido no CadPlan para a maioria dos filtros de 15MV ficou entre os ângulos nas direções IN e OUT. Como os filtros são usados muitas vezes em tratamentos pela técnica de par oposto (filtro IN em um lado do paciente e OUT no outro lado), o resultado efetivo do tratamento aproxima-se muito do simulado pelo sistema de planejamento.

Através do método dos gradientes de determinação do ângulo do filtro dinâmico os desvios se mostraram menores (tabela 14). É possível também observar, através da análise dos dados apresentados na tabela 14, que os desvios crescem com a diminuição do ângulo nominal do filtro.

4.6 – Determinação dos perfis dos campos com filtro dinâmico em diversas profundidades

Aqui são apresentados os perfis do campo 20cm x 20cm aberto e com o filtro dinâmico de 60°, nas profundidades de máxima dose, 10cm e 20cm (figuras 39 e 40). Os gráficos para os demais ângulos de filtros encontram-se no Anexo I.

Também são apresentados os gráficos comparativos dos perfis do campo 20cm x 20cm, com filtro de 60°, medidos a 10cm de profundidade, e dos obtidos através do sistema de planejamento CadPlan, nas mesmas condições (figuras 41 e 42). Os gráficos para os demais ângulos de filtros encontram-se no Anexo II.

Perfis de Campo 6MV

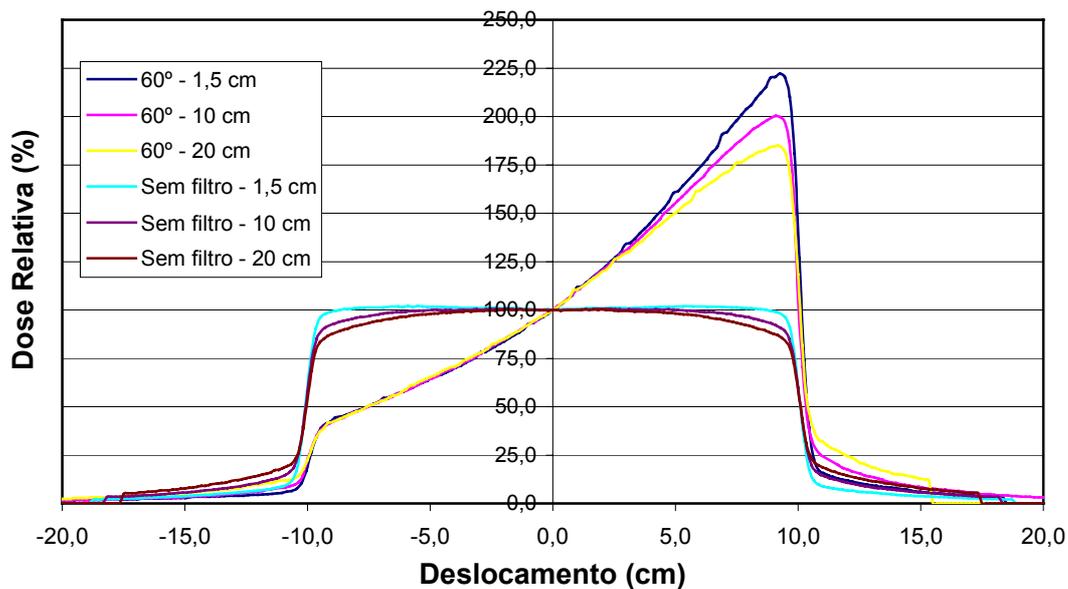


Figura 39 – Perfis do campo 20cm x 20cm em várias profundidades – 6MV.

Perfis de Campo 15MV

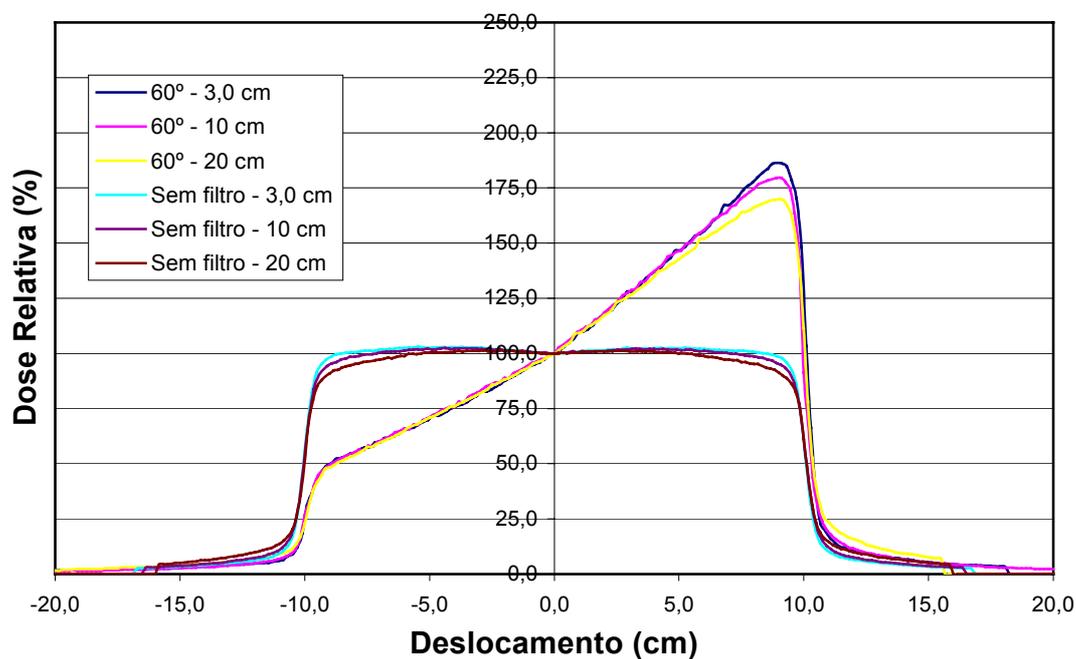


Figura 40 – Perfis do campo 20cm x 20cm em várias profundidades – 15MV.

Perfil de Campo 60° - 6MV

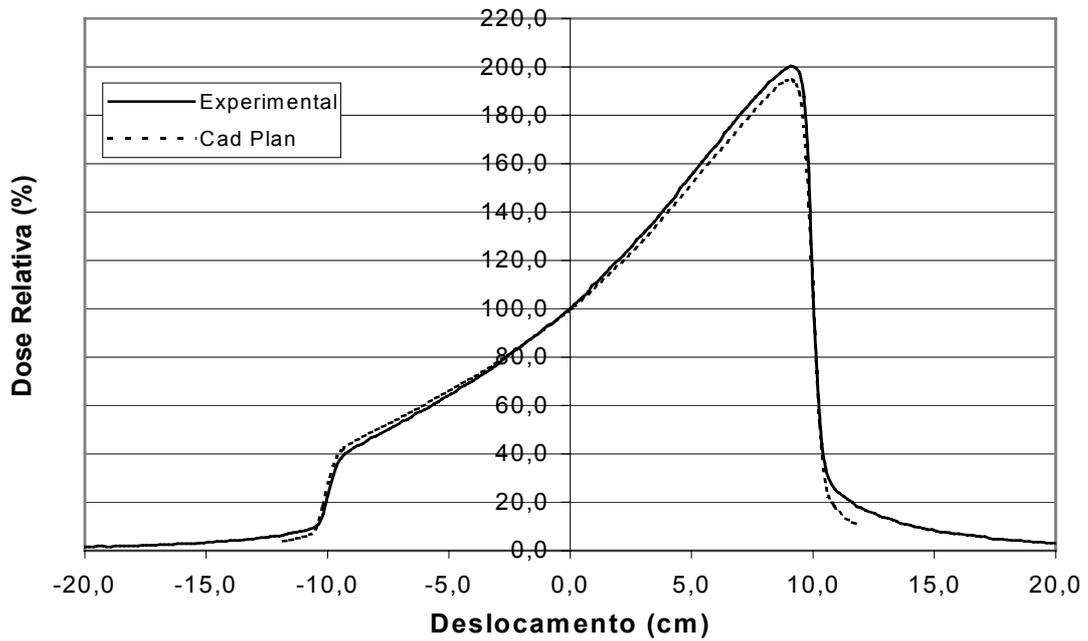


Figura 41– Perfil do campo 20cm x 20cm com filtro de 60° medido a 10cm de profundidade e obtido através do CadPlan – 6MV.

Perfil de Campo 60° - 15MV

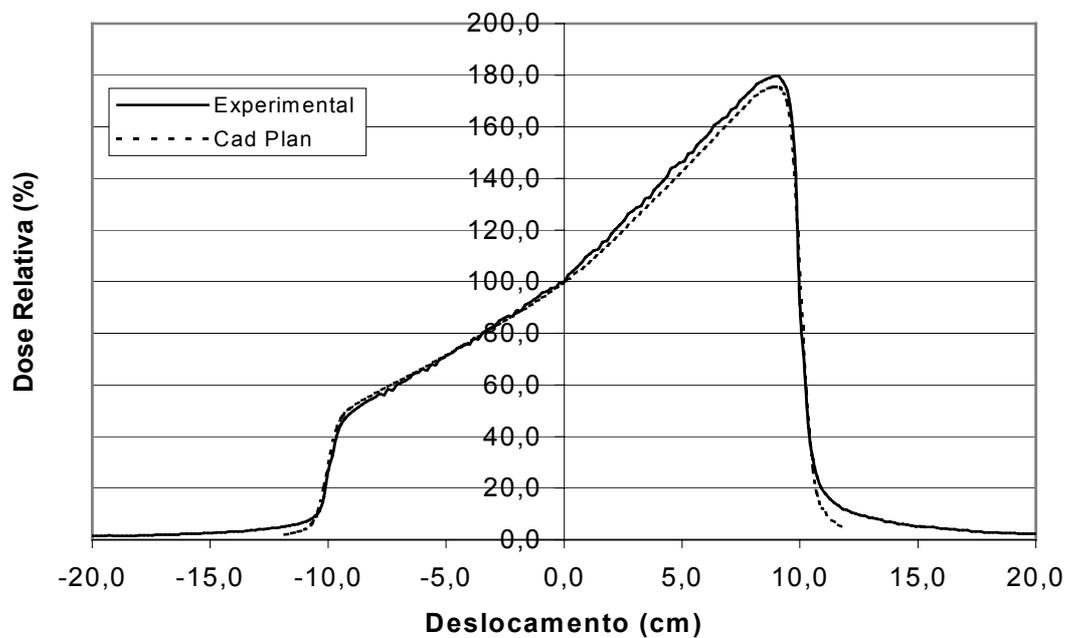


Figura 42 – Perfil do campo 20cm x 20cm com filtro de 60° medido a 10cm de profundidade e obtido através do CadPlan – 15MV.

Observando as figuras 39 e 40, podemos notar que os perfis de campo só diferem na profundidade nas bordas do campo. Tal diferença é explicada pela maior atenuação do feixe nas bordas que nas proximidades do eixo central, devido à sua intensidade diminuir com o inverso do quadrado da distância e também devido à menor contribuição do feixe principal.

Os perfis de campo obtidos experimentalmente e através do CadPlan, mostraram uma excelente concordância, salvo poucos pontos nas bordas do campo, onde foram encontrados desvios de até 3%.

4.7 – Determinação do fator filtro dinâmico em pontos fora do eixo central

Nessa seção, são apresentados os resultados para a determinação do fator filtro dinâmico para pontos fora do eixo central, para as energias de 6MV e 15MV (figuras 43 e 44).

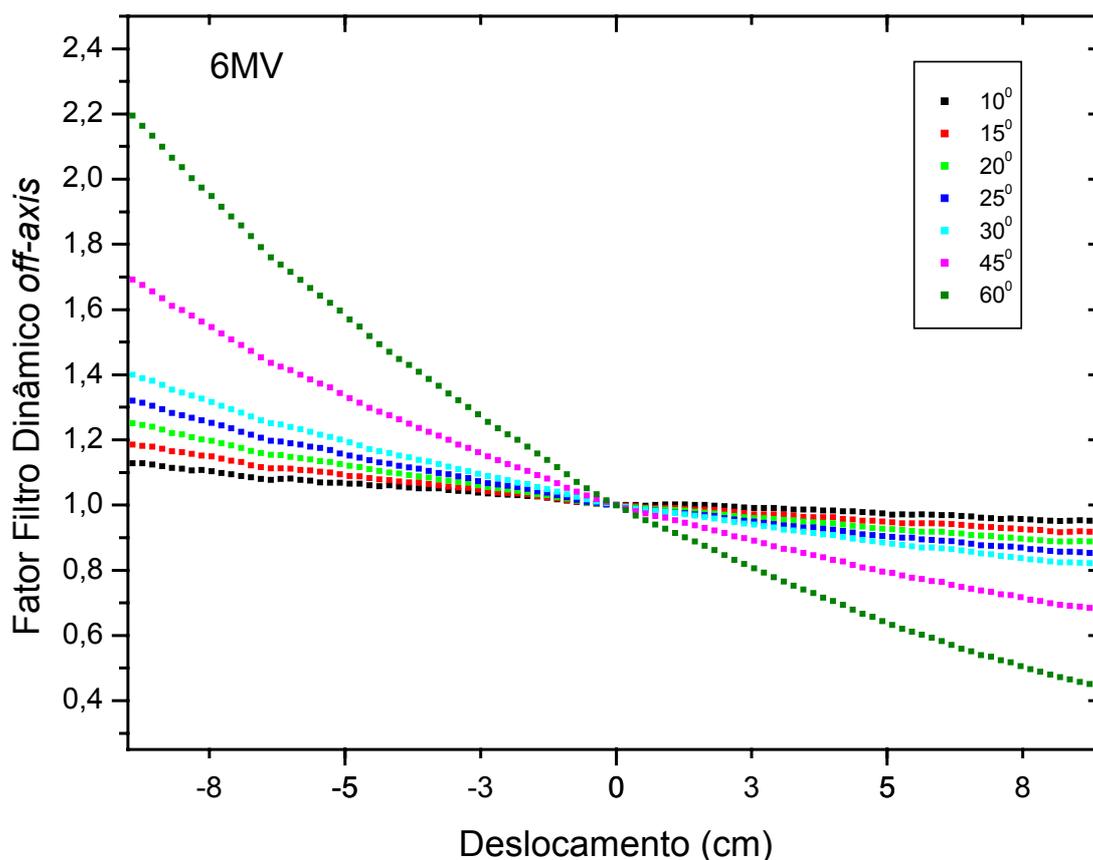


Figura 43 – Fator filtro dinâmico fora do eixo central – 6MV.

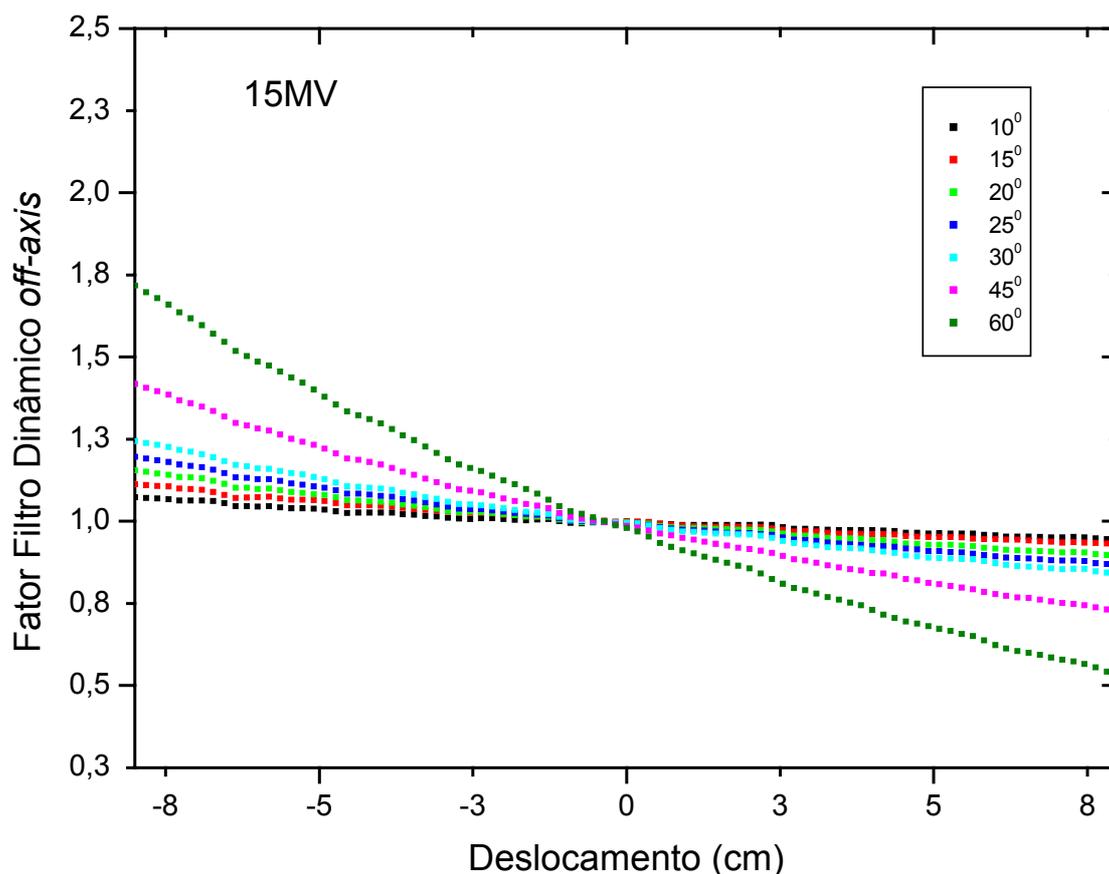


Figura 44 – Fator filtro dinâmico fora do eixo central – 15MV.

A partir do levantamento dos perfis de campo com filtro dinâmico (figuras 39 a 42 e Anexos I e II), pôde-se criar os dois gráficos apresentados nas figuras 43 e 44 para a determinação do fator filtro dinâmico fora do eixo central. A importância desses gráficos é permitir o cálculo da dose absorvida em qualquer ponto dentro do campo de irradiação, mesmo fora do eixo central.

4.8 – Verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central

Uma vez determinados os fatores filtro dinâmico fora do eixo central é necessário saber se eles variam na profundidade. As figuras 45 e 46 apresentam os resultados para a verificação da dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central, para as energias de 6 e 15MV nas

profundidades de máxima dose, 10cm e 20cm, para o filtro dinâmico de 60°. Os gráficos para os demais ângulos de filtros encontram-se no Anexo III.

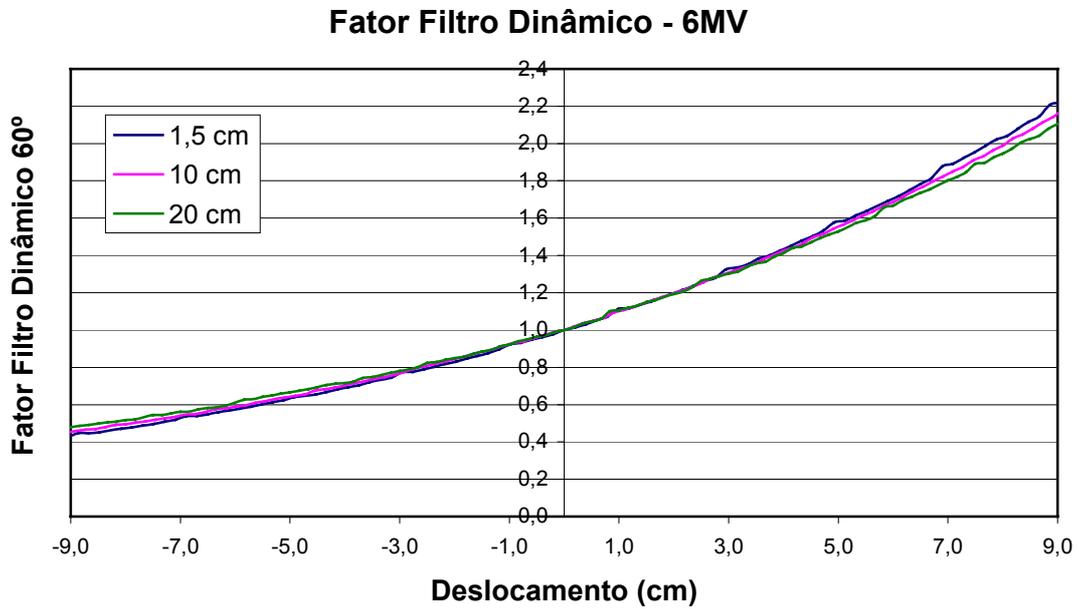


Figura 45 – Fator filtro dinâmico relativo ao do eixo central – 6MV.

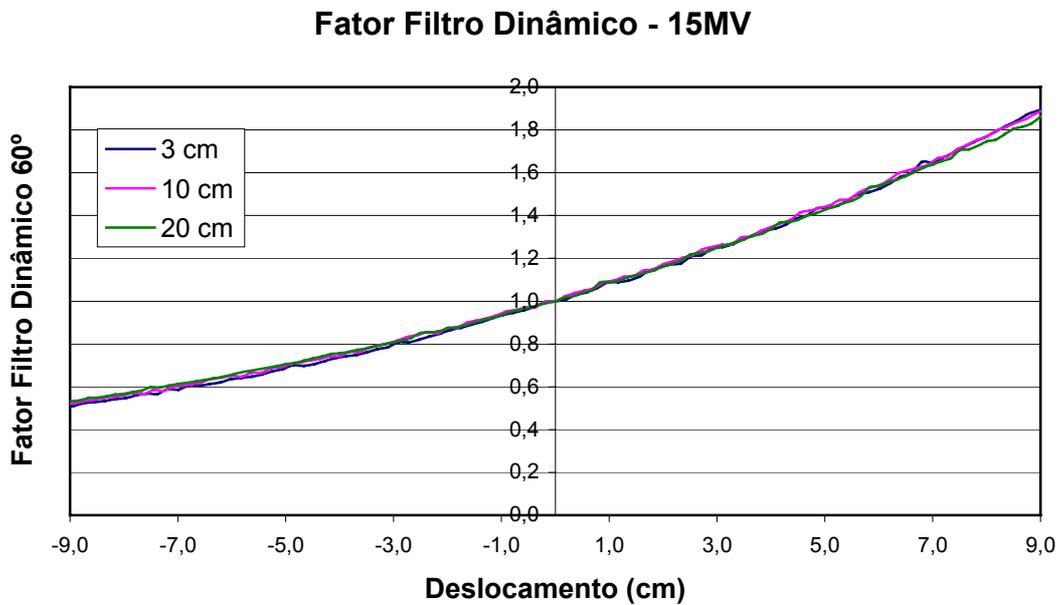


Figura 46 – Fator filtro dinâmico relativo ao do eixo central – 15MV.

4.9 – Caso teste: irradiação para tratamento de mama

Como forma de validar os resultados apresentados nas seções 4.7 e 4.8, foi feito um caso teste utilizando-se os tamanhos de campo e filtros dinâmicos mais usados para tratamentos de mama.

Nessa seção são apresentados os valores para o fator filtro dinâmico, obtidos experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan (tabelas 15 e 16).

Tabela 15 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente e os obtidos no CadPlan para a configuração de tratamento de mama - 6MV.

Fator Filtro Dinâmico 6MV			
Ângulo	Medido	CadPlan	Desvio %
25°	0,9650	0,9696	0,47
30°	0,9560	0,9591	0,32
45°	0,9220	0,9190	-0,33
60°	0,8620	0,8562	-0,68

Tabela 16 – Comparação entre os valores do fator filtro dinâmico medidos experimentalmente e os obtidos no CadPlan para a configuração de tratamento de mama - 15MV.

Fator Filtro Dinâmico 15MV			
Ângulo	Medido	CadPlan	Desvio %
25°	0,9730	0,9710	-0,21
30°	0,9660	0,9638	-0,23
45°	0,9410	0,9358	-0,56
60°	0,8940	0,8883	-0,64

Os maiores desvios encontrados nos resultados obtidos através da comparação entre o valor fornecido pelo CadPlan e o determinado experimentalmente foram para o ângulo de 60°: 0,7%, para a energia de 6MV e 0,6% para a energia de 15MV (tabelas 14 e 15).

5 – CONCLUSÕES

Através da análise dos resultados apresentados nas figuras 24 a 26 e tabelas 5 a 8, é possível verificar que o fator filtro dinâmico diminui com o aumento do tamanho de campo e com o aumento do ângulo nominal do filtro, e aumenta com o aumento da energia. Porém, conforme tabelas 3 e 4 e figuras 27 e 28, este fator filtro dinâmico independe da abertura do colimador X.

A comparação feita entre os fatores filtro dinâmico determinados experimentalmente e os fatores filtro dinâmico obtidos através do sistema de planejamento do tratamento CadPlan, nas mesmas condições, mostrou que os valores concordam dentro de um desvio percentual máximo de 1%, como pode ser observado nas tabelas 5 a 8 e nas figuras 29 e 30.

Analisando as figuras 31 a 36 é possível concluir que o fator filtro dinâmico é independente do colimador dinâmico. A exceção dá-se para valores de 2cm de abertura do colimador estático, o que nos leva a concluir que essa dependência não se dá para campos pequenos.

É possível atribuir, para o cálculo de tratamento com campos de irradiação que utilizem filtro dinâmico, o mesmo percentual de dose em profundidade que o utilizado para o campo aberto (sem filtro), como pode ser visto nas tabelas 9 e 10. Dessa maneira, fica validado o cálculo do sistema de planejamento CadPlan que atribui o mesmo PDP do campo aberto para os campos com filtro dinâmico.

Foi observado, conforme tabelas 11 e 12 e figuras 37 e 38, que o fator filtro dinâmico não varia com a profundidade no eixo central.

Quanto à diferença encontrada entre os ângulos nominais dos filtros dinâmicos, e os obtidos experimentalmente, verificou-se que a inclinação da curva de isodose ou do vetor gradiente obtidos não é exatamente a mesma do filtro dinâmico, como pode ser observado nas tabelas 13 e 14. Porém, trata-se de uma discrepância apenas semântica, visto que os tratamentos são executados com base nas distribuições de dose observadas no sistema de planejamento CadPlan, para cada tratamento que se utiliza do filtro dinâmico, independente de sua denominação. Além disto, como já citado na discussão dos resultados, a diferença encontrada entre o ângulo nominal do filtro dinâmico e o ângulo medido não interfere no resultado do tratamento, pois o sistema de planejamento utiliza como base de cálculo a mesma tabela (STT) empregada pelo acelerador para o

cálculo da taxa de dose e velocidade de varredura para a produção do perfil de dose com filtro.

A partir do levantamento dos perfis de campo com filtro dinâmico foram criados dois gráficos (figuras 43 e 44) para a determinação do fator filtro dinâmico fora do eixo central, para permitir o cálculo da dose absorvida em qualquer ponto dentro do campo de irradiação, mesmo fora do eixo central.

Como forma de validar esses gráficos, foi feito um caso teste utilizando-se os tamanhos de campo e filtros dinâmicos mais usados para tratamentos de mama. O maior desvio encontrado nos resultados obtidos através da comparação entre o valor fornecido pelo sistema de planejamento do tratamento CadPlan e o determinado experimentalmente, foi de 0,7%, que é considerado um resultado excelente.

Das figuras 45 e 46 e do Anexo III, pode-se concluir que, o fator filtro dinâmico varia com a profundidade fora do eixo central, principalmente para pontos próximos à borda do campo, mas é invariante para pontos no eixo central.

6 – RECOMENDAÇÕES

Antes da implementação clínica do filtro dinâmico e para o comissionamento do mesmo, é importante o levantamento de alguns parâmetros físicos.

Como recomendação desse trabalho, é sugerido que sejam determinados, como parâmetros indispensáveis:

- o fator filtro dinâmico no eixo central e fora dele, em campos simétricos de 4cm a 20cm, para todas as energias de fótons e ângulos de filtros disponíveis, em até 20cm de profundidade;
- os perfis de campo para todas as energias de fótons e ângulos de filtros disponíveis, em até 20cm de profundidade;

Como parâmetro complementar, é sugerido que sejam determinados os ângulos dos filtros dinâmicos através do método dos gradientes, por ser o mais preciso.

Após o comissionamento do filtro dinâmico com a determinação de, pelo menos os parâmetros acima citados, é sugerido que seja feita uma comparação com o sistema de planejamento utilizado na instituição.

Para os testes controle de qualidade, é sugerido medir, com frequência anual (adaptação da referência [20]):

- o fator filtro dinâmico no eixo central e fora dele, em campos simétricos de 4cm a 20cm, para todas as energias de fótons e ângulos de filtros disponíveis, em até 20cm de profundidade;
- a repetitividade dos perfis de dose com a variação das unidades monitoras e taxa de dose;
- a simetria dos perfis com as orientações IN e OUT;
- a linearidade da dose com a variação das unidades monitoras;
- a repetitividade da dose com a variação da taxa de dose;
- o efeito da gravidade para vários ângulos do gantry.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] KHAN, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*, 2 ed., Baltimore, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [2] 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, Nº 5, pp. 426-429, Sep./Oct. 1978.
- [3] LEAVITT, D. D., MARTIN, M., MOELLER, J. H., LEE, W. L., “Dynamic Wedge Field Techniques through Computer-Controlled Collimator Motion”, *Medical Physics*, Vol. 17, Nº 1, pp. 87-91, Jan. 1990.
- [4] 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, Nº 3, pp. 185-191, 1997.
- [5] LEAVITT, D. D., “New Application of Enhanced Dynamic Wedge for Tangent Breast Irradiation”, *Medical Dosimetry*, Vol. 22, Nº 3, pp. 247-251, 1997.
- [6] 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, Nº 3, pp. 197-199, 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, Nº 1, pp. 21-26, 1999.
- [8] TOBLER, M. and. LEAVITT, D. D., “Clinical Application of Enhanced Dynamic Wedge in Three-Dimensional Treatment Planning: A Case Report”, *Medical Dosimetry*, Vol. 22, Nº 3, pp. 201-206, 1997.
- [9] LEAVITT, D. D., WILLIAMS, G., TOBLER, M., et al., “Application of Enhanced Dynamic Wedge to Stereotactic Radiotherapy”, *Medical Dosimetry*, Vol. 25, Nº 2, pp. 61-69, 2000.
- [10] 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, Nº 3, pp. 177-183, 1997.

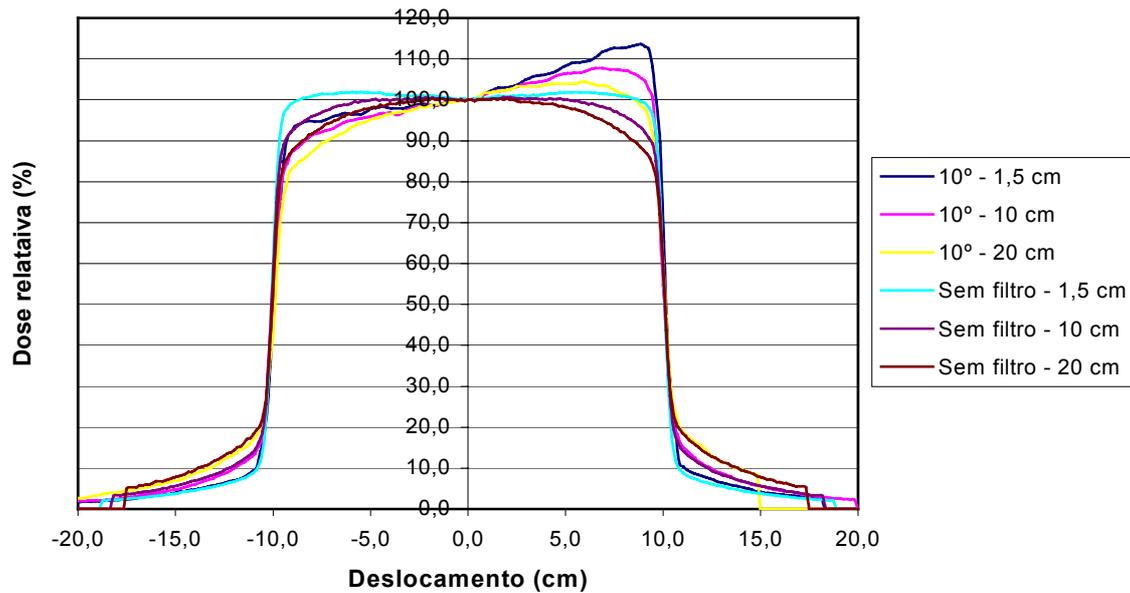
- [11] KLEIN, E. E., LOW, D. A., MEIGOONI, A. S., et al., “Dosimetry and Clinical Implementation of Dynamic Wedge”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 31, Nº 3, pp. 583-592, Feb. 1995.
- [12] KLEIN, E. E., GERBER, R., ZHU, X. R., et al., “Multiple Machine Implementation of Enhanced Dynamic Wedge”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 40, Nº 4, pp. 977-985, 1998.
- [13] CHANG, S. X., GIBBONS, J. P., “Clinical Implementation of Non-Physical Wedges”, *1999 AAPM Refresher Course*, pp. 1-13, 1999.
- [14] KOKEN, P. W., HEUKELOM, S., CUIJPERS, J. P., “On the Practice of the Clinical Implementation of Enhanced Dynamic Wedges”, *Medical Dosimetry*, Vol. 28, Nº 1, pp. 13-19, 2003.
- [15] 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, Nº 3, pp. 207-211, 1997.
- [16] 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, Nº 7, pp. 1891-1896, 2003.
- [17] KUPERMAN, V. Y., “Analytical Representation for Varian EDW Factors at Off-Center Points”, *Medical Physics*, Vol. 32, Nº 5, pp. 1256-1261, 2005.
- [18] ALAEI, P., HIGGINS, P., “Performance Evaluation and Quality Assurance of Enhanced Dynamic Wedges”, *Medical Physics*, Vol. 32, Nº 6, pp. 1998, 2005.
- [19] *C-Series Clinac – Enhanced Dynamic Wedge Implementation Guide*, 1 ed., USA, Varian Associates Inc., Oncology Systems, 1996.
- [20] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia: Protocolo de Controle de Qualidade*, TECDOC-1151, tradução: INCA, Rio de Janeiro, 2000.
- [21] PODGORSK, E. B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, Austria, International Atomic Energy Agency, 2005.
- [22] YU, M. K., “Analytical Representation of Enhanced Dynamic Wedge Factors for Symmetric and Asymmetric Photon Fields”, *Medical Physics*, Vol. 29, Nº 11, pp. 2606-2610, Nov. 2002.
- [23] HUGHES, D. B., KARZMARK, C. J., LEVY, R. M., “Conventions for Wedge Filter Specifications”, *British Journal of Radiology*, Vol. 45, pp. 868, 1972.

- [24] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, *Medical Electron Accelerators – Functional Performance Characteristics*, IEC Performance Standard 976, Geneva, IEC, 1989.
- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, Report n° 24, Bethesda, USA, ICRU, 1976.
- [26] *Blackburn's Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics*, 1 ed., Wisconsin – USA, Medical Physics Publishing Corporation, 1989.
- [27] LEAVITT, D. D., HUNTZINGER, C., ETMEKTZOGLOU, T., “Dynamic Collimator and Dose Rate Control: Enabling Technology for Enhanced Dynamic Wedge”, *Medical Dosimetry*, Vol. 22, N° 3, pp. 167-170, 1997.
- [28] PETTI, P. L., SIDDON, R. L., “Effective Wedge Angles With a Universal Wedge”, *Physics Medicine & Biology*, Vol. 30, N° 9, pp. 985-991, 1985.
- [29] BIDMEAD, A. M., GARTON, A. J., CHILDS, P. J., “Beam Data Measurements for Dynamic Wedges on Varian 600C (6-MV) and 2100C (6 and 10 MV) Linear Accelerator”, *Physics Medicine & Biology*, Vol. 40, N° 3, pp. 393-411, Mar. 1995.
- [30] LIU, C., ZHU, T. C., PALTA, J. R., “Characterizing Output for Dynamic Wedges”, *Medical Physics*, Vol. 23, N° 7, pp. 1213-1218, Jul. 1996.
- [31] LIU, C., LI, Z., PALTA, J. R., “Characterizing Output for the Varian Dynamic Wedge Field”, *Medical Physics*, Vol. 25, N° 1, pp. 64-70, Jan. 1998.
- [32] ZHU, T. C., DING, L., LIU, C. R., et al., “Performance Evaluation of a Diode Array for Enhanced Dynamic Wedge Dosimetry”, *Medical Physics*, Vol. 24, N° 7, pp.1173-1180, Jul. 1997.
- [33] LIU, H. H., LIEF, E. P., McCULLOUGH, E. C., “Measuring Dose Distributions for Enhanced Dynamic Wedges Using a Multichamber Detector Array”, *Medical Physics*, Vol. 24, N° 9, pp.1515-1519, Sep. 1997.
- [34] GIBBONS, J.P., “Calculation of Enhanced Dynamic Wedge Factors for Symmetric and Asymmetric Photon Fields”, *Medical Physics*, Vol. 25, N° 8, pp.1411-1418, Aug. 1998.
- [35] ABNT, INMETRO, SBM, *Guia para a Expressão da Incerteza de Medição*, 3 ed. Brasileira, ABNT, INMETRO, RJ, Brasil, 2003.

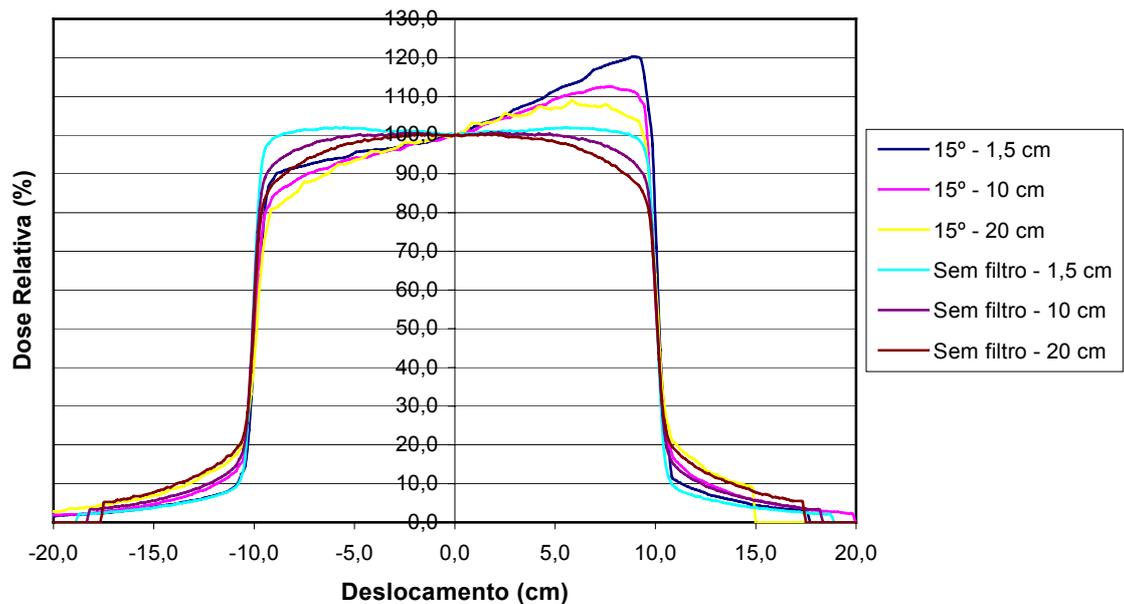
ANEXO I

Perfis do campo 20cm x 20cm em várias profundidades para as energias de 6MV e 15MV

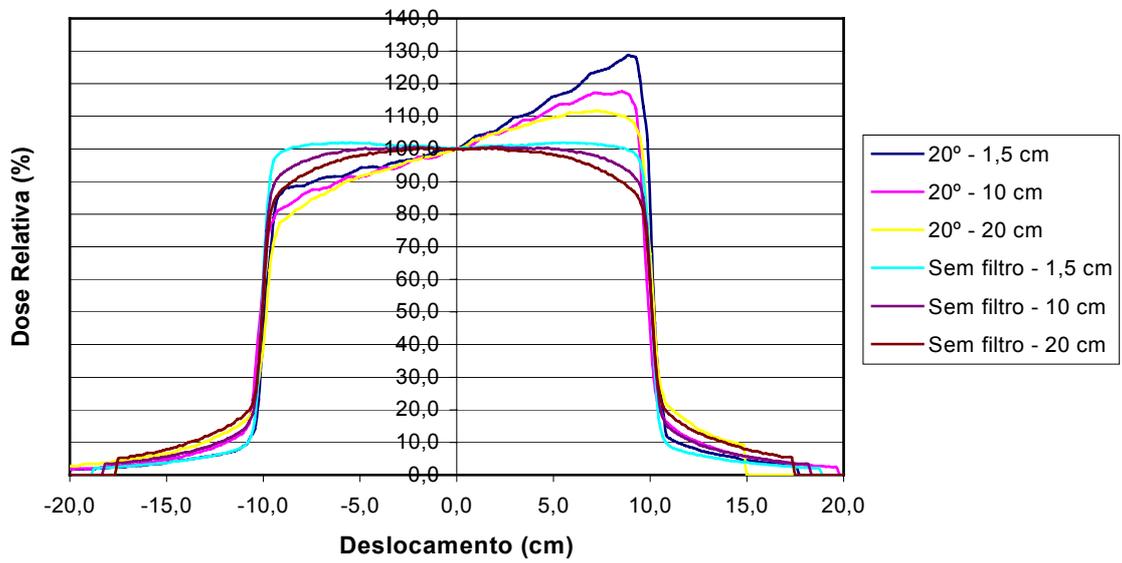
Perfis de Campo 6MV



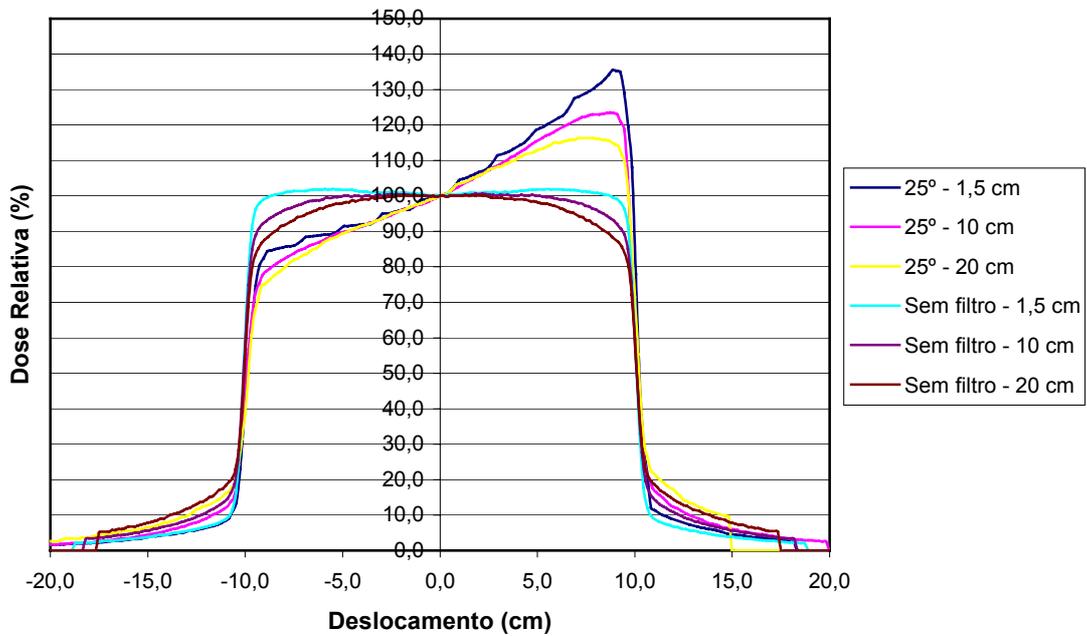
Perfis de Campo 6MV



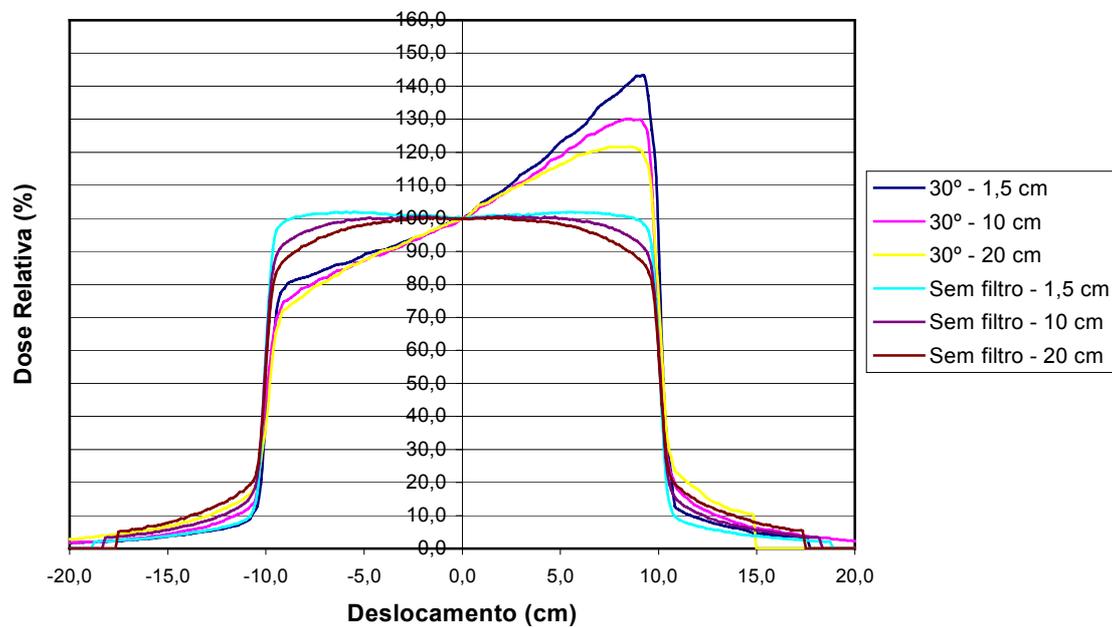
Perfis de Campo 6MV



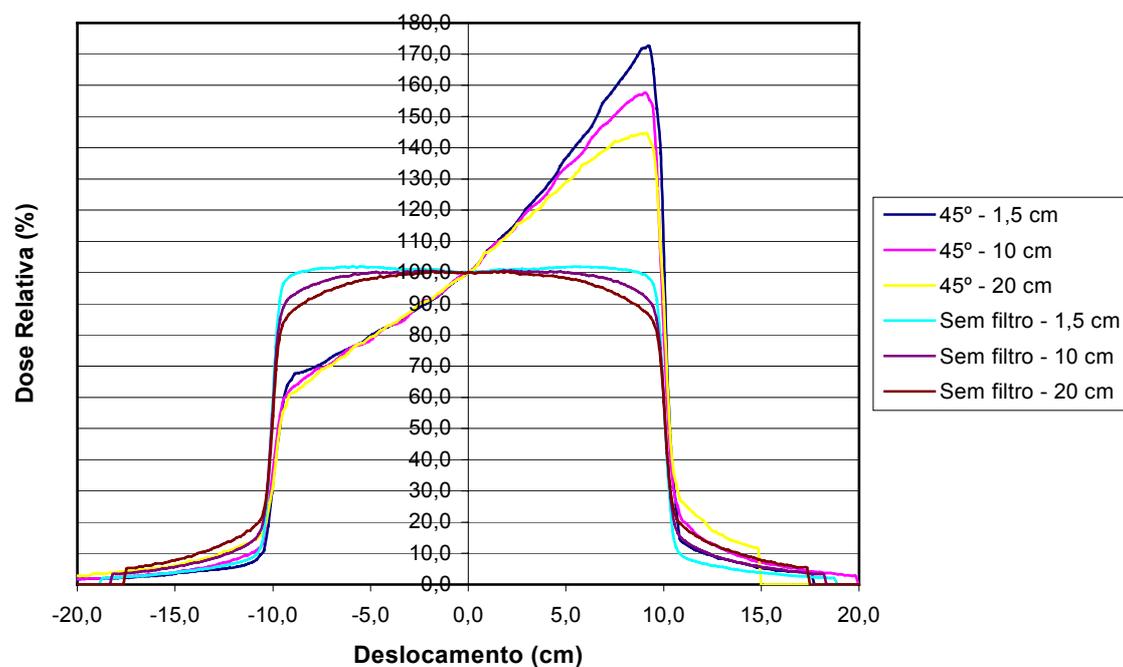
Perfis de Campo 6MV



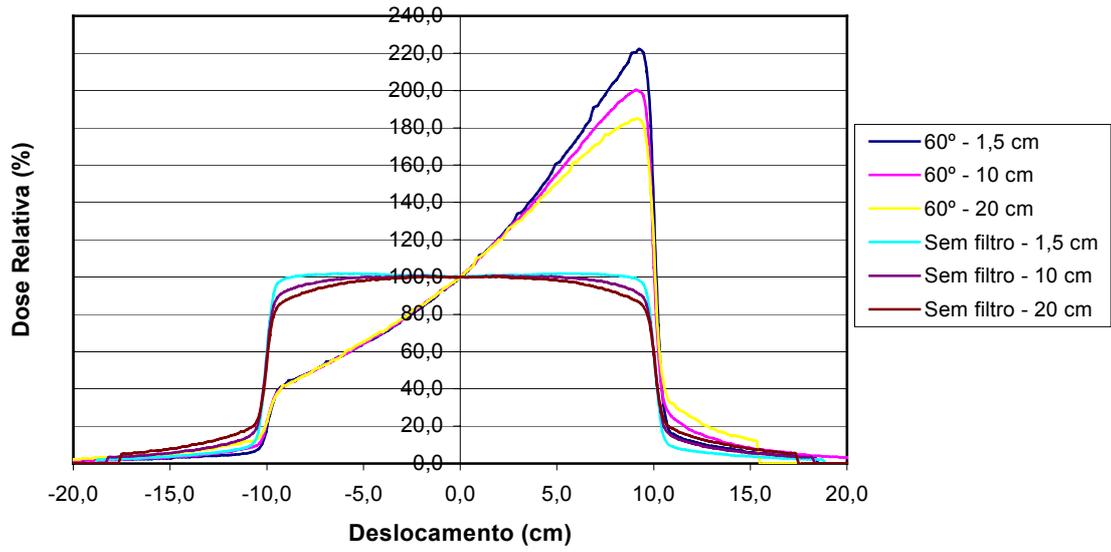
Perfis de Campo 6MV



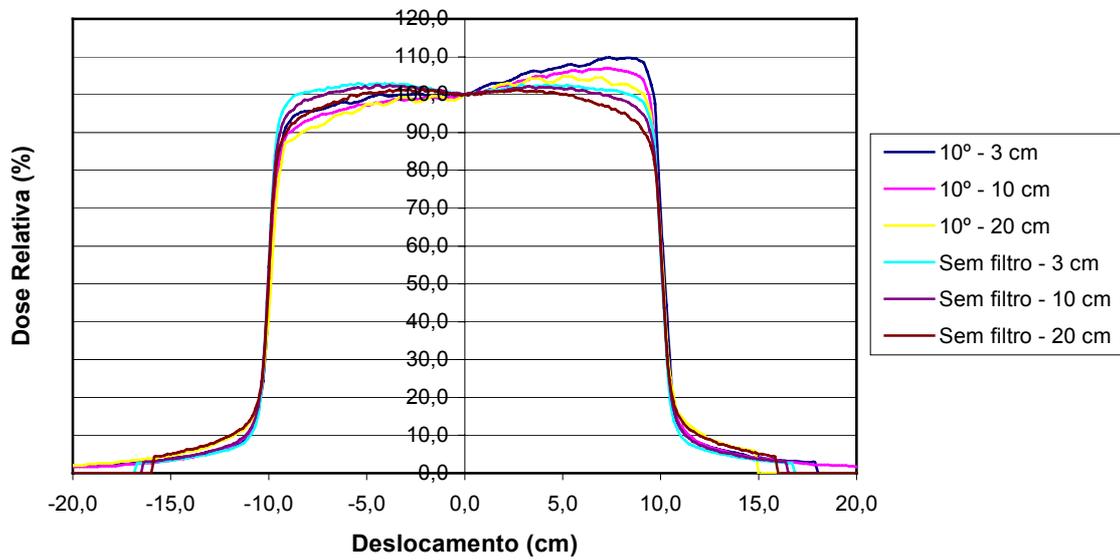
Perfis de Campo 6MV



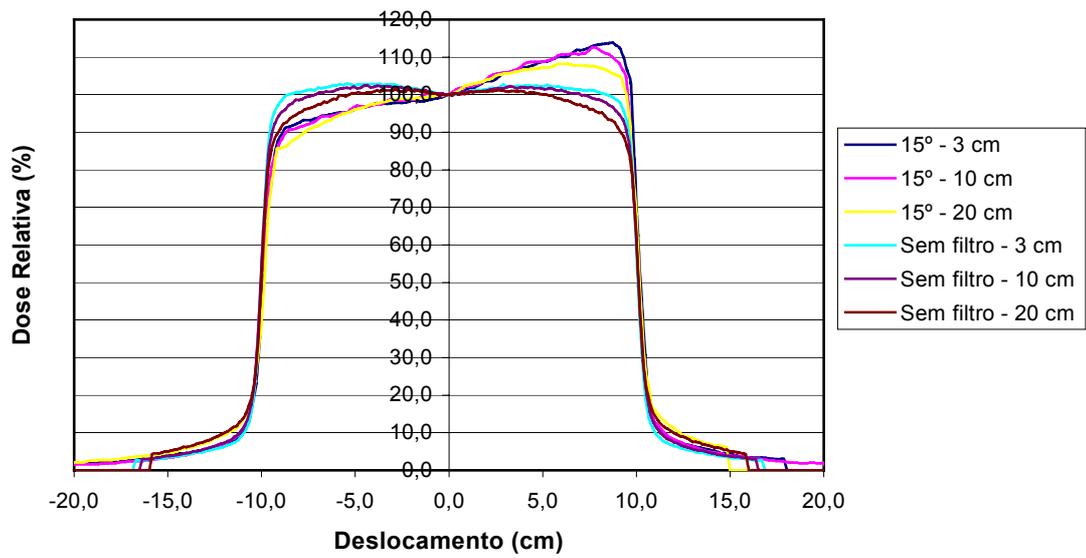
Perfis de Campo 6MV



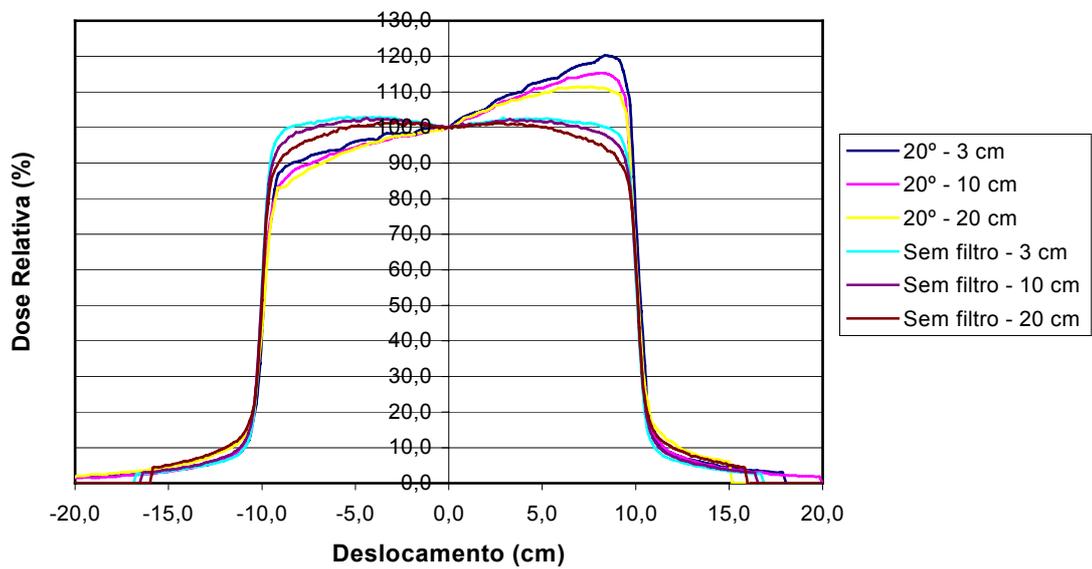
Perfis de Campo 15MV



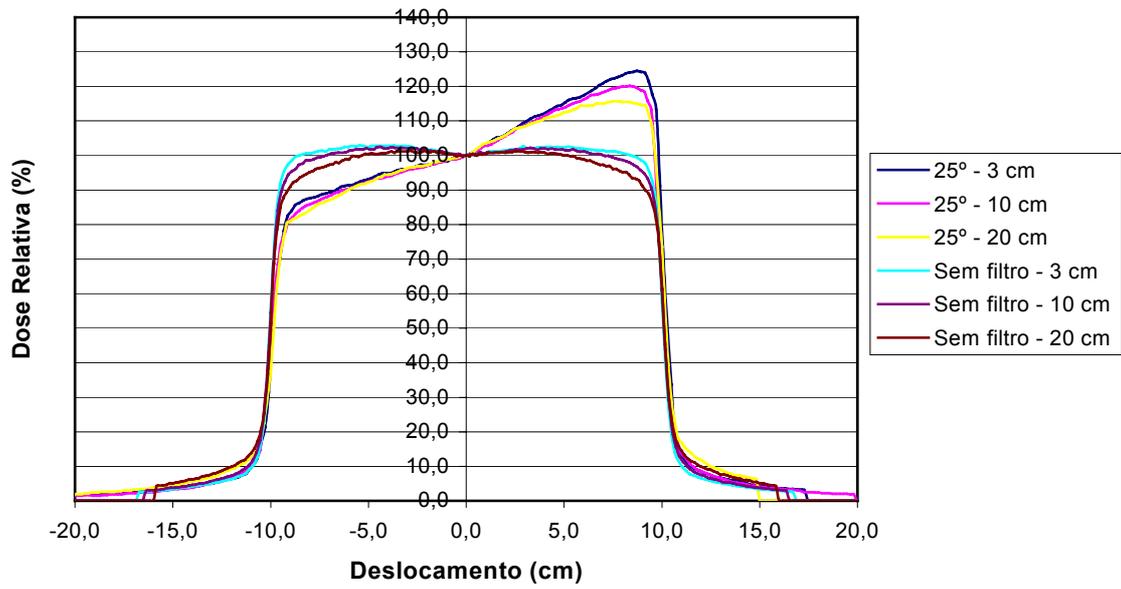
Perfis de Campo 15MV



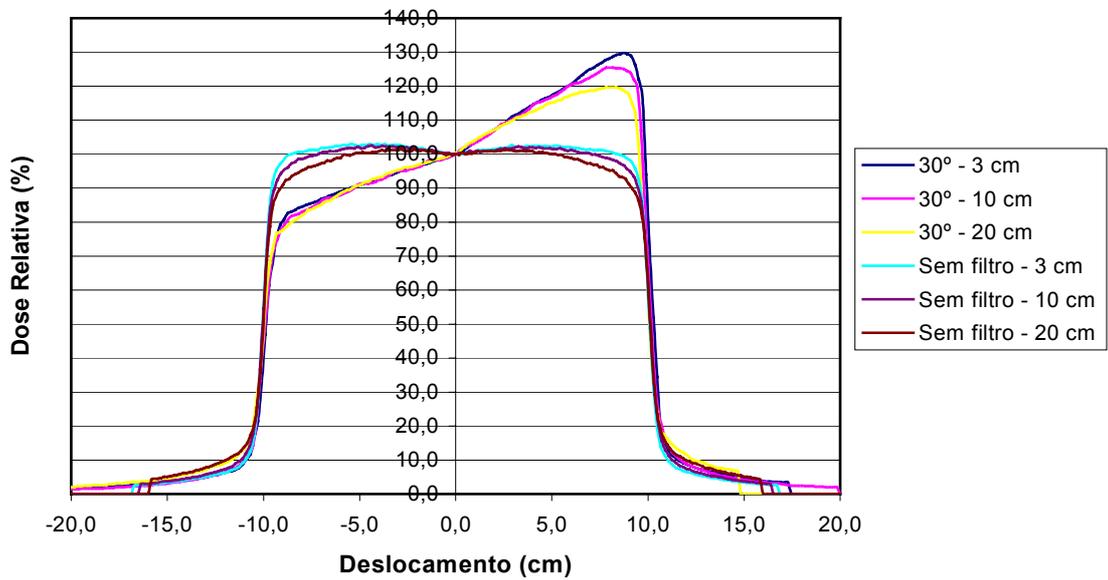
Perfis de Campo 15MV



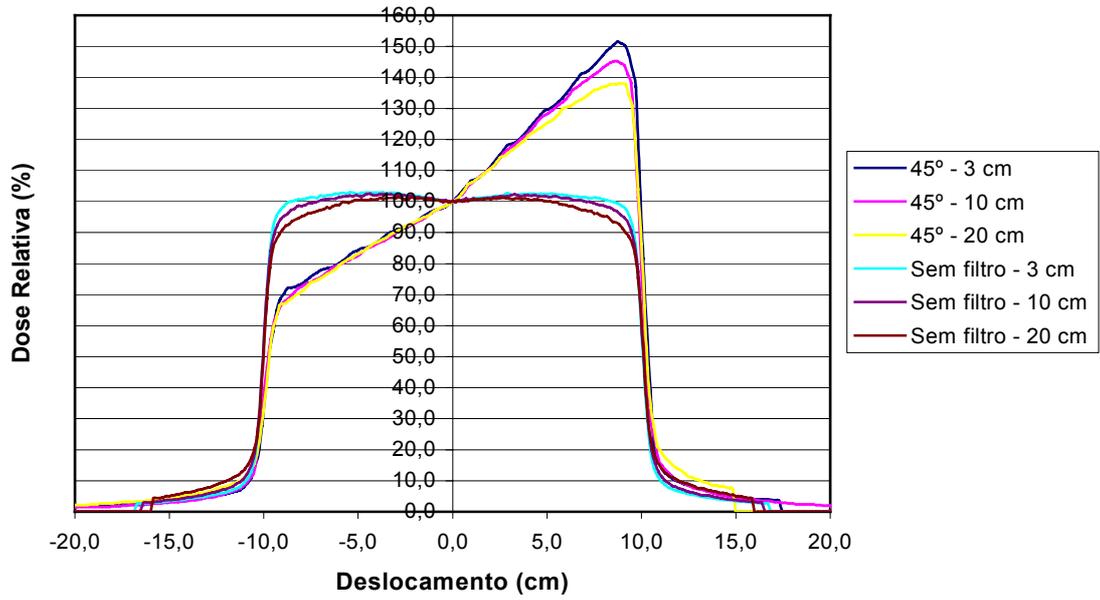
Perfis de Campo 15MV



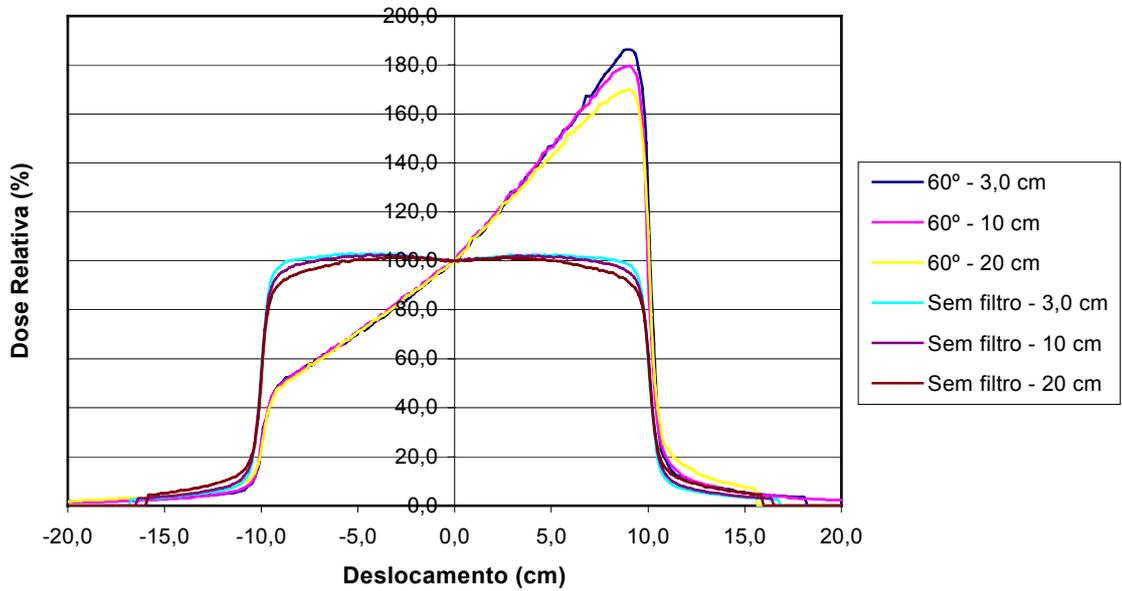
Perfis de Campo 15MV



Perfis de Campo 15MV



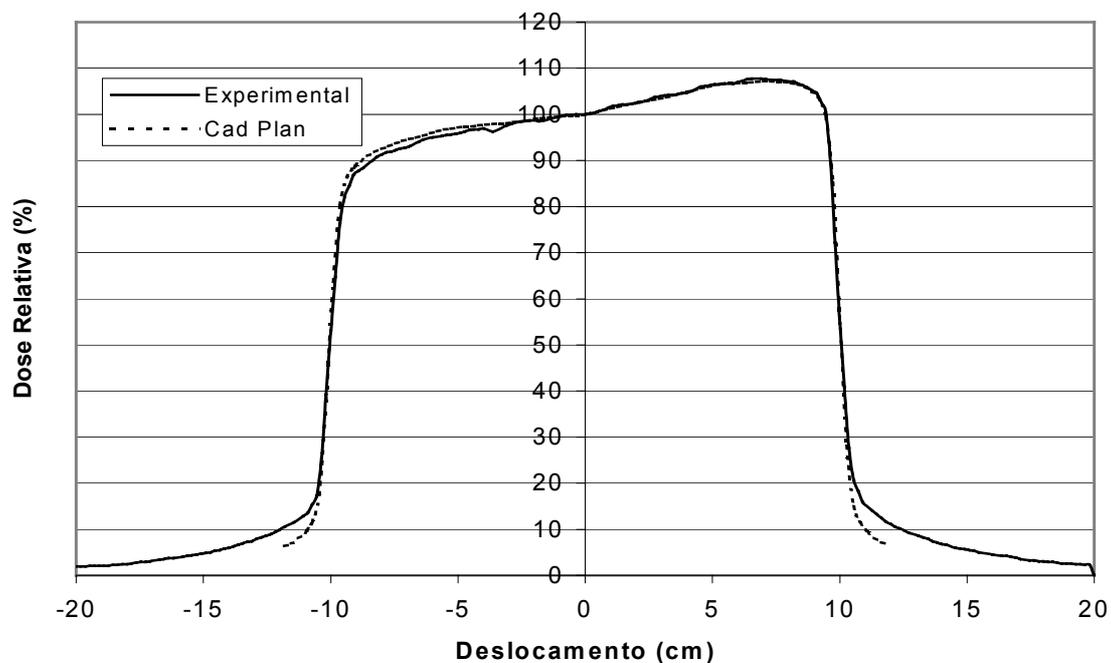
Perfis de Campo 15MV



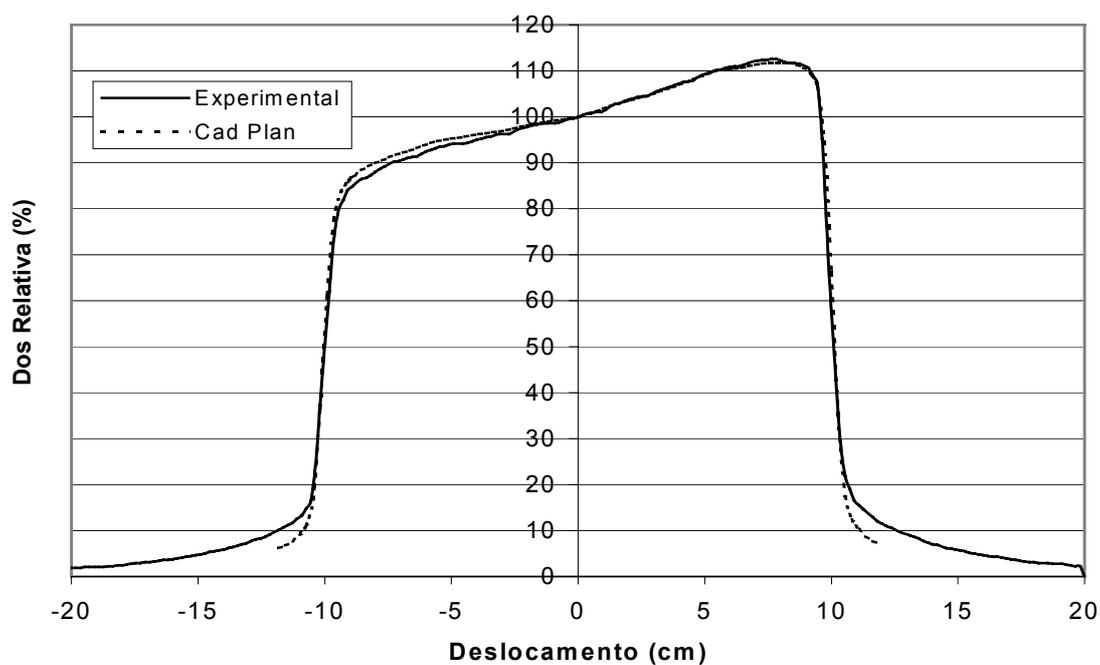
ANEXO II

Perfis do campo 20cm x 20cm a 10cm de profundidade, obtidos experimentalmente e através do sistema de planejamento CadPlan para as energias de 6MV e 15MV

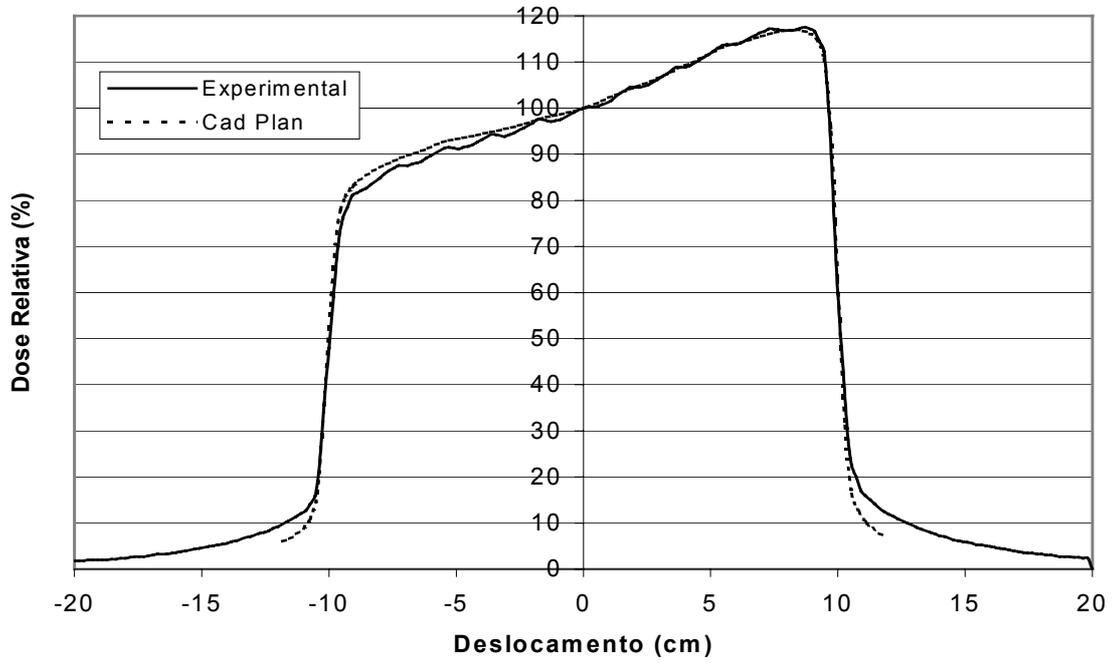
Perfil de Campo 10° - 6MV



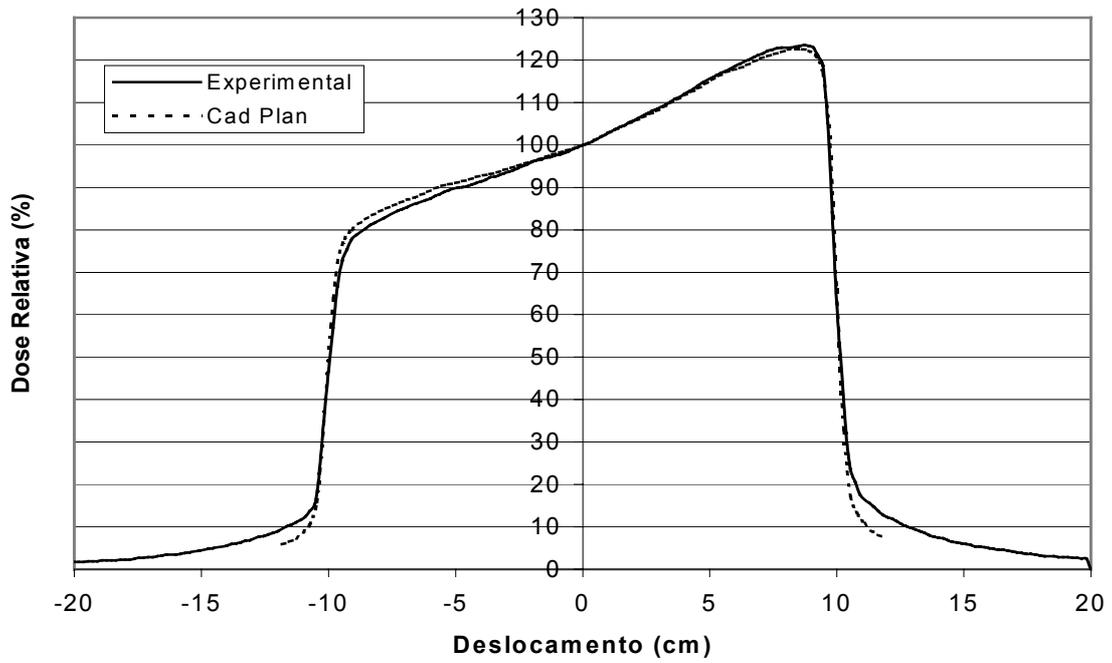
Perfil de Campo 15° - 6MV



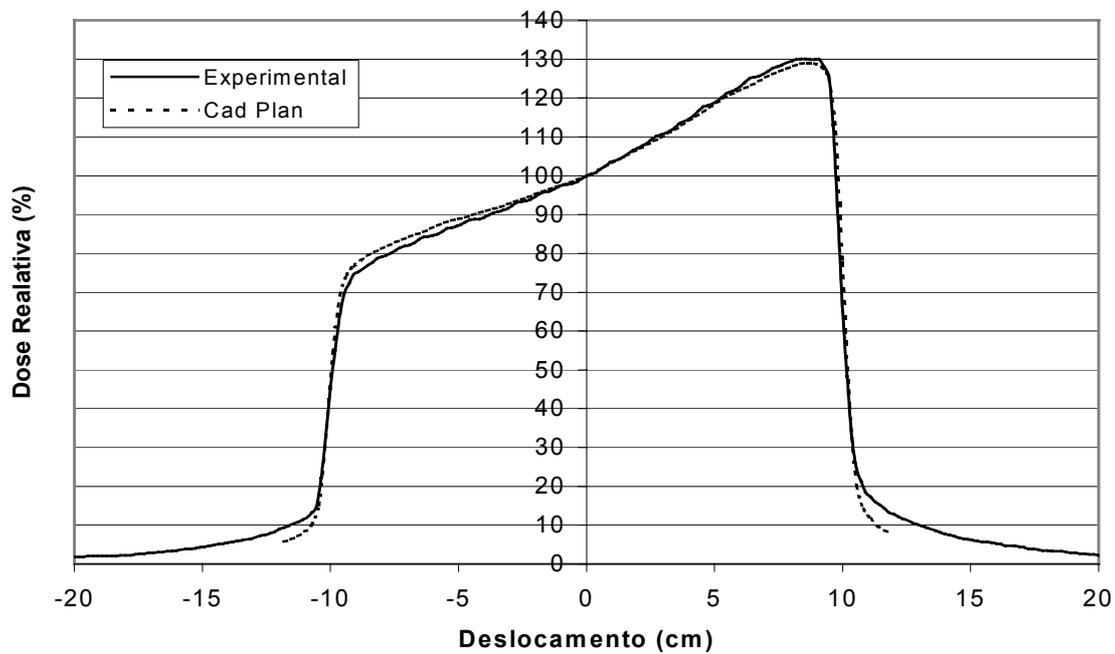
Perfil de Campo 20° - 6MV



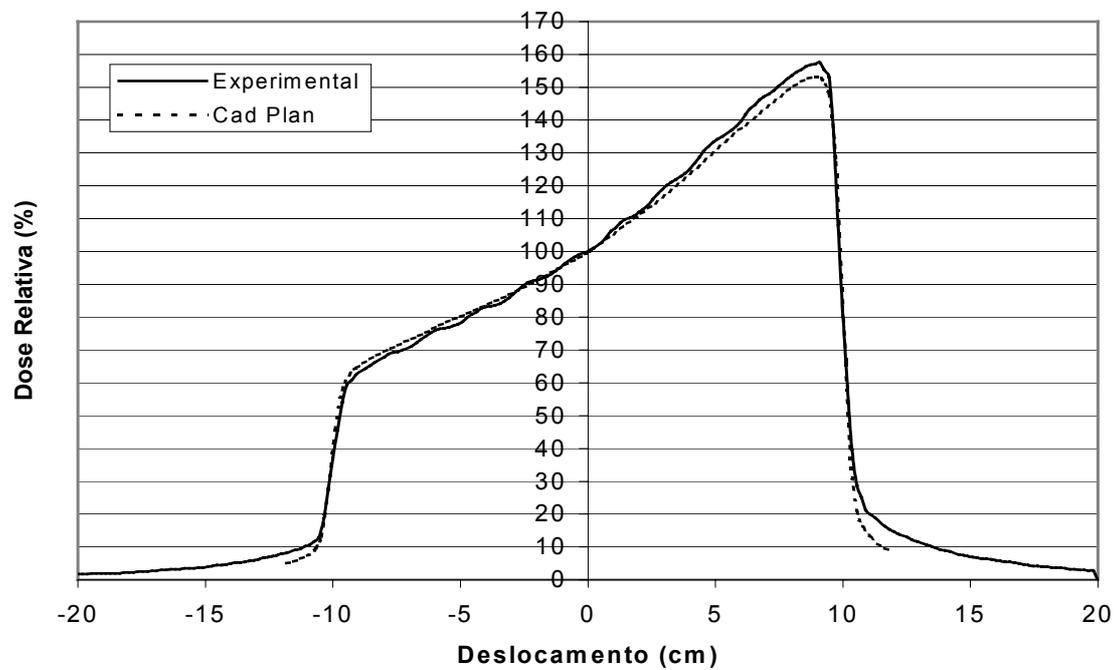
Perfil de Campo 25° - 6MV



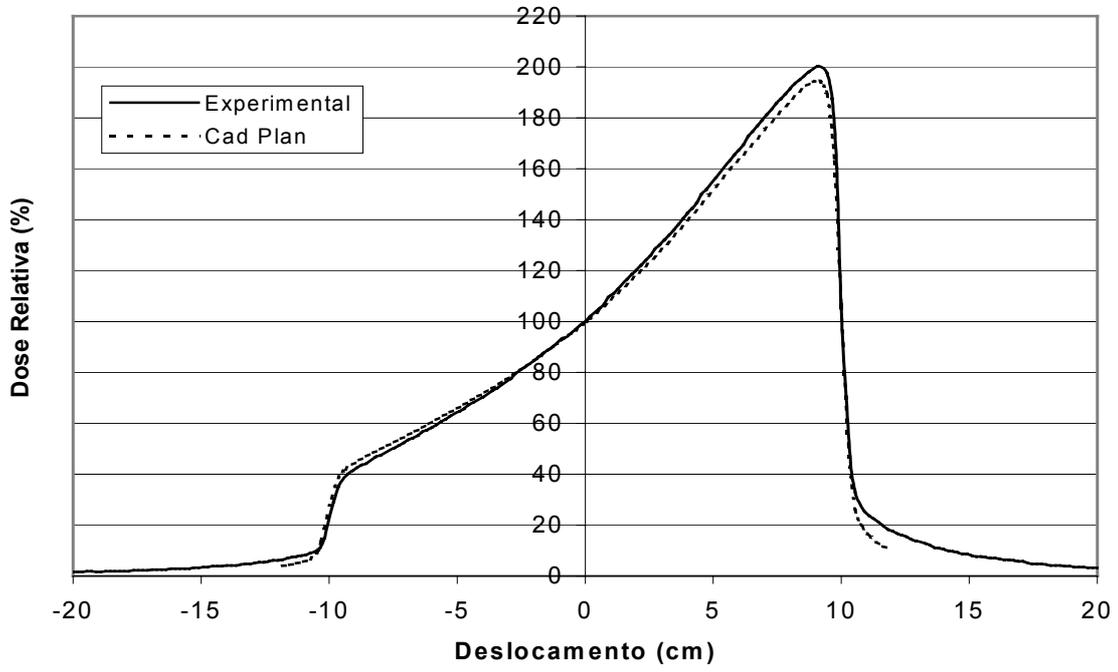
Perfil de Campo 30° - 6MV



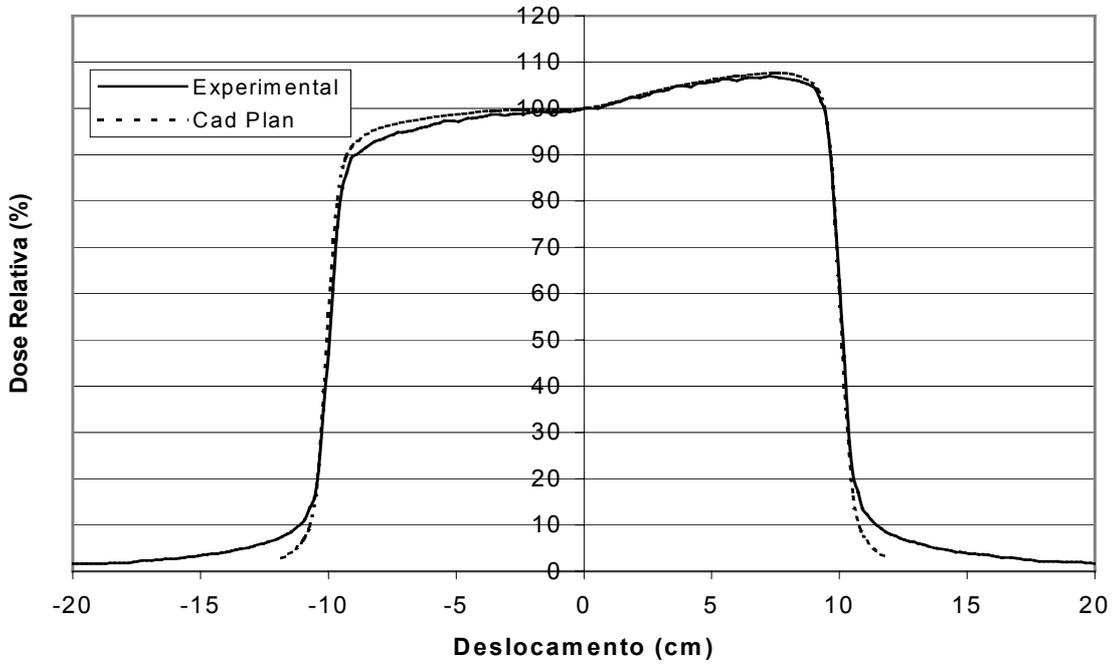
Perfil de Campo 45° - 6MV



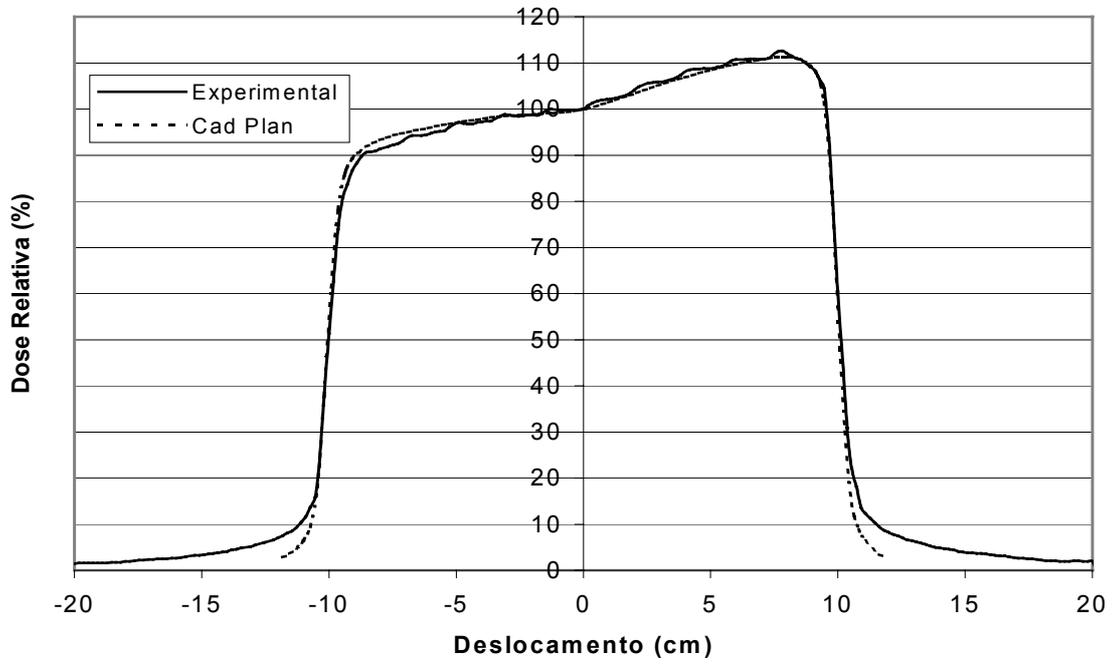
Perfil de Campo 60° - 6MV



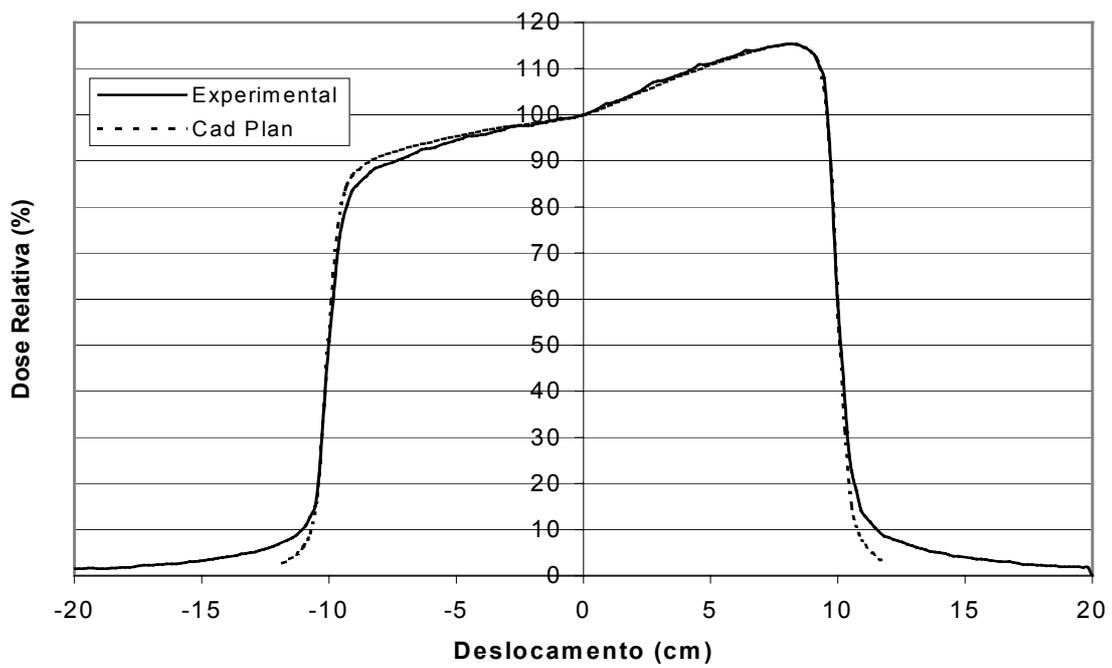
Perfil de Campo 10° - 15MV



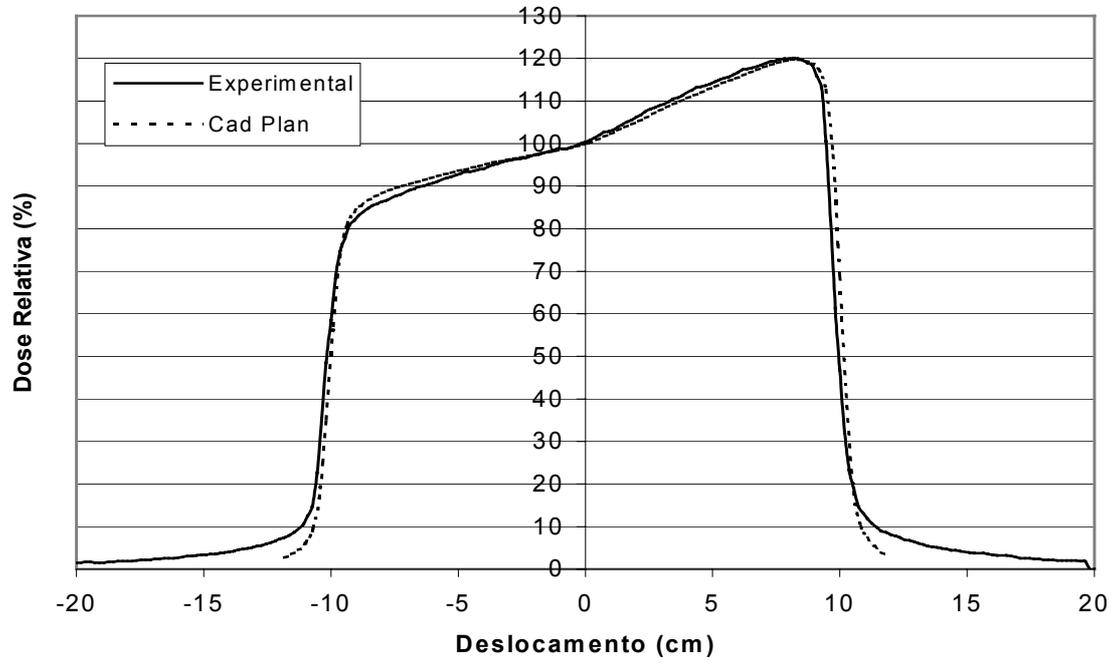
Perfil de Campo 15° - 15MV



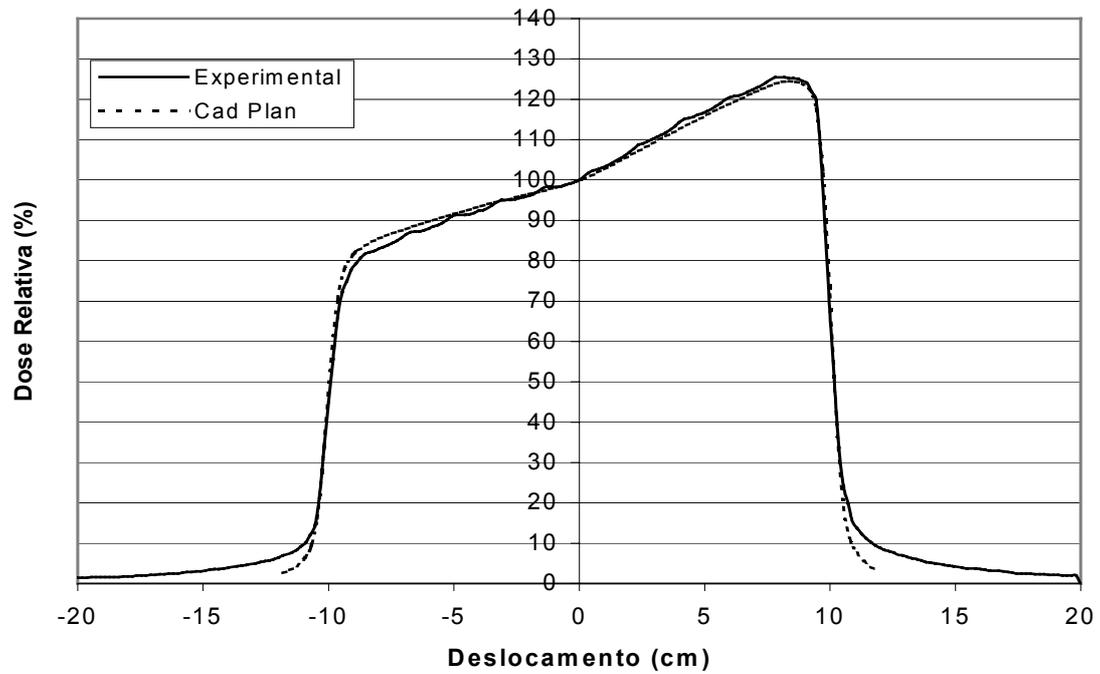
Perfil de Campo 20° - 15MV



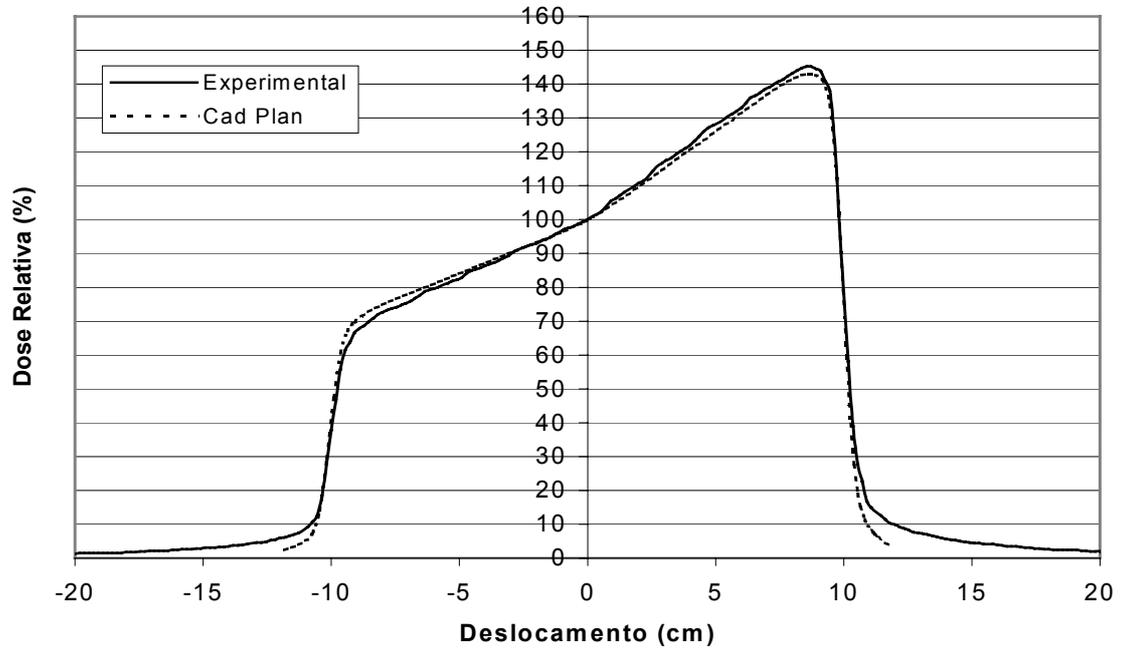
Perfil de Campo 25° - 15MV



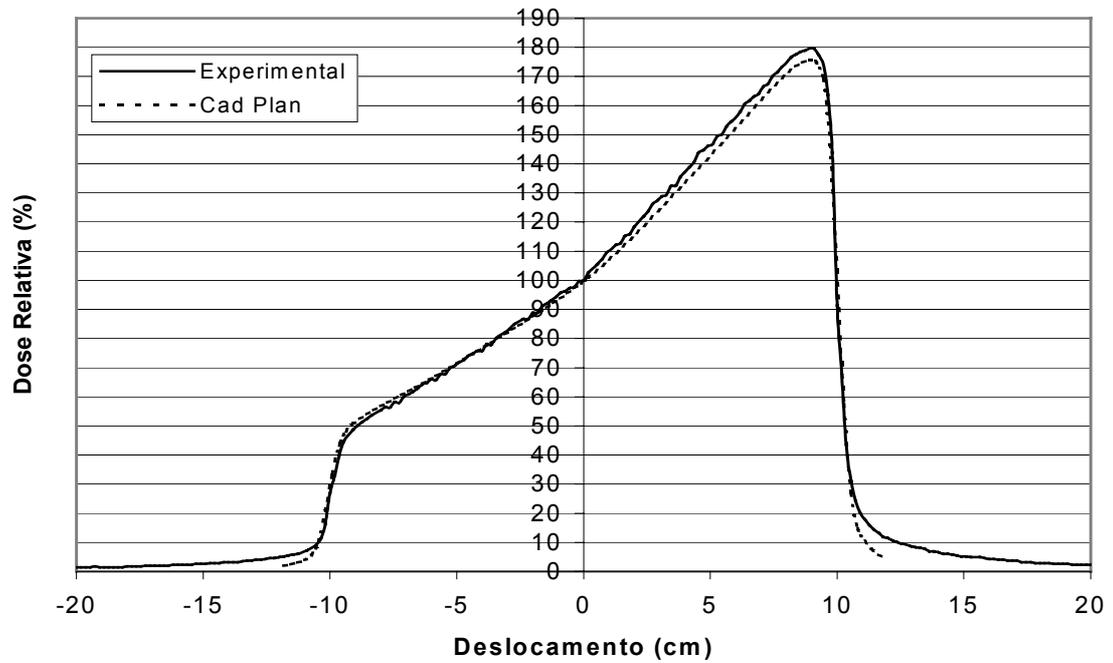
Perfil de Campo 30° - 15MV



Perfil de Campo 45° - 15MV



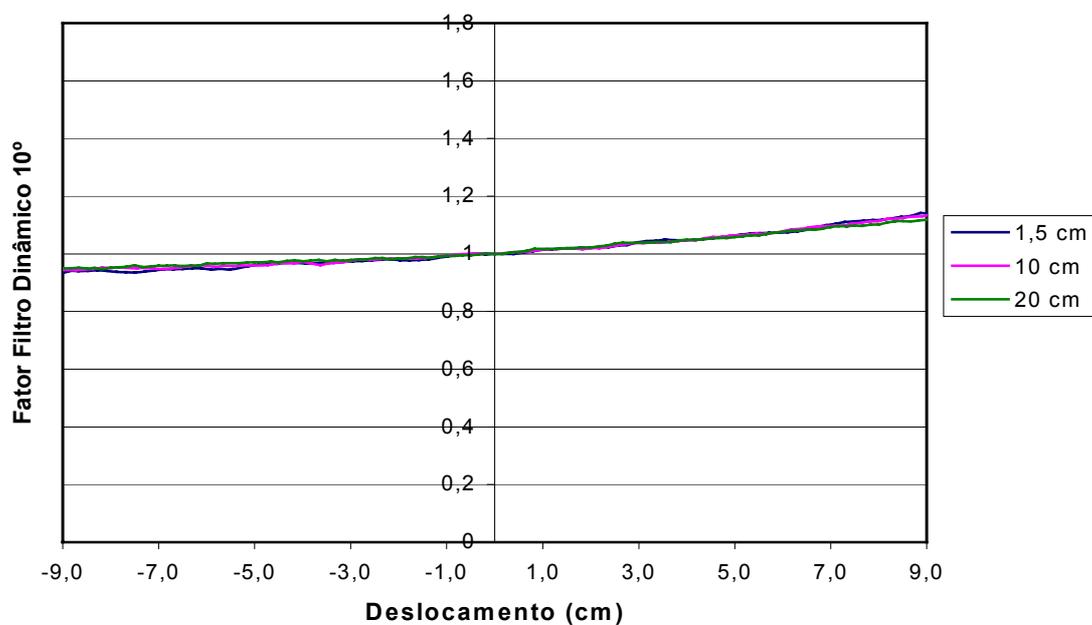
Perfil de Campo 60° - 15MV



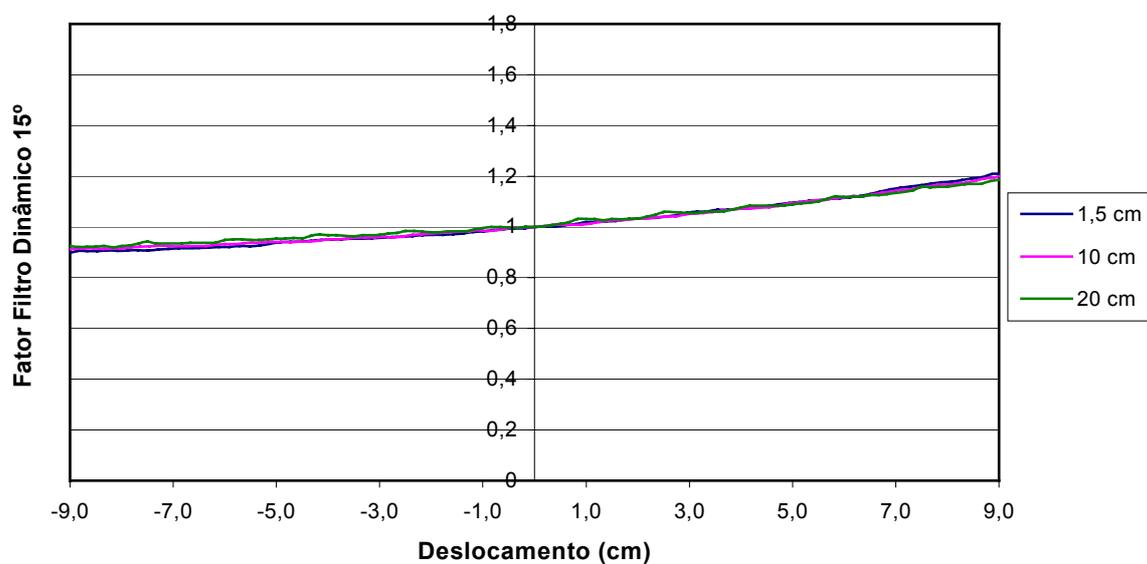
ANEXO III

Dependência do fator filtro dinâmico com a profundidade em pontos fora do eixo central

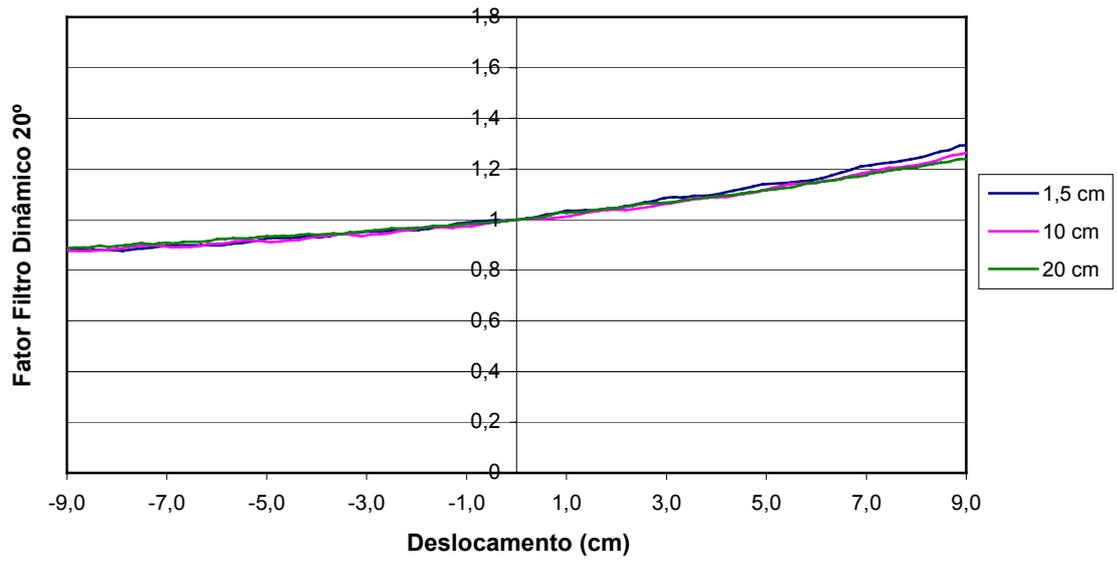
Fator Filtro Dinâmico 6MV



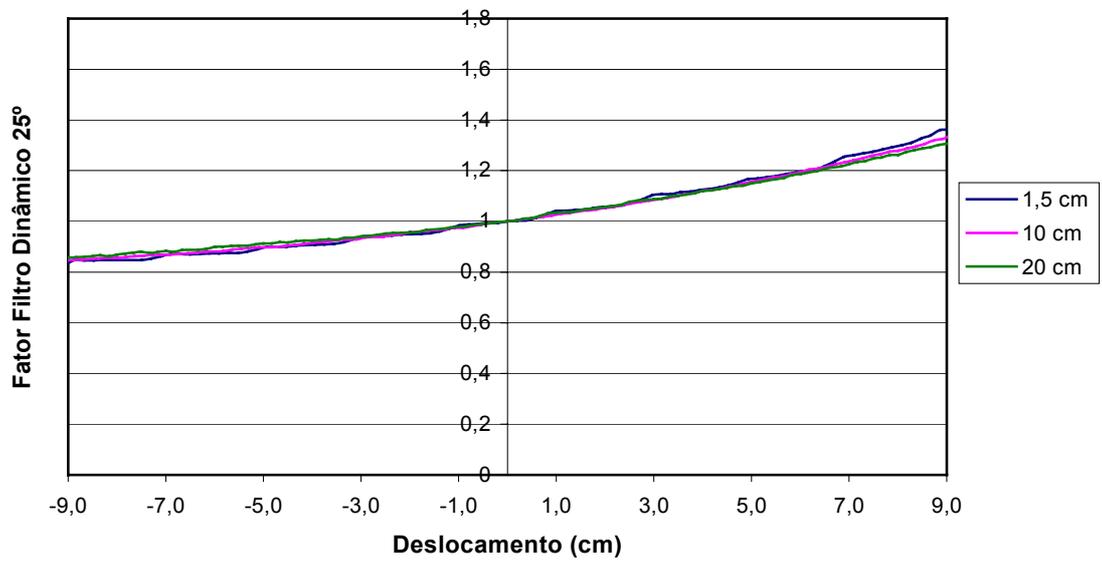
Fator Filtro Dinâmico 6MV



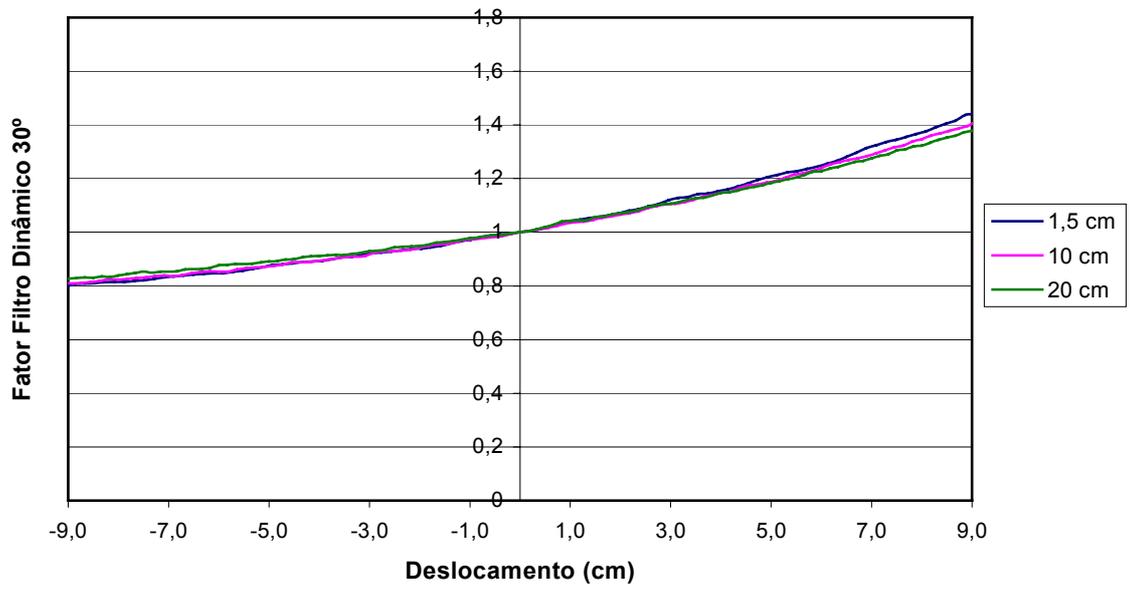
Fator Filtro Dinâmico 6MV



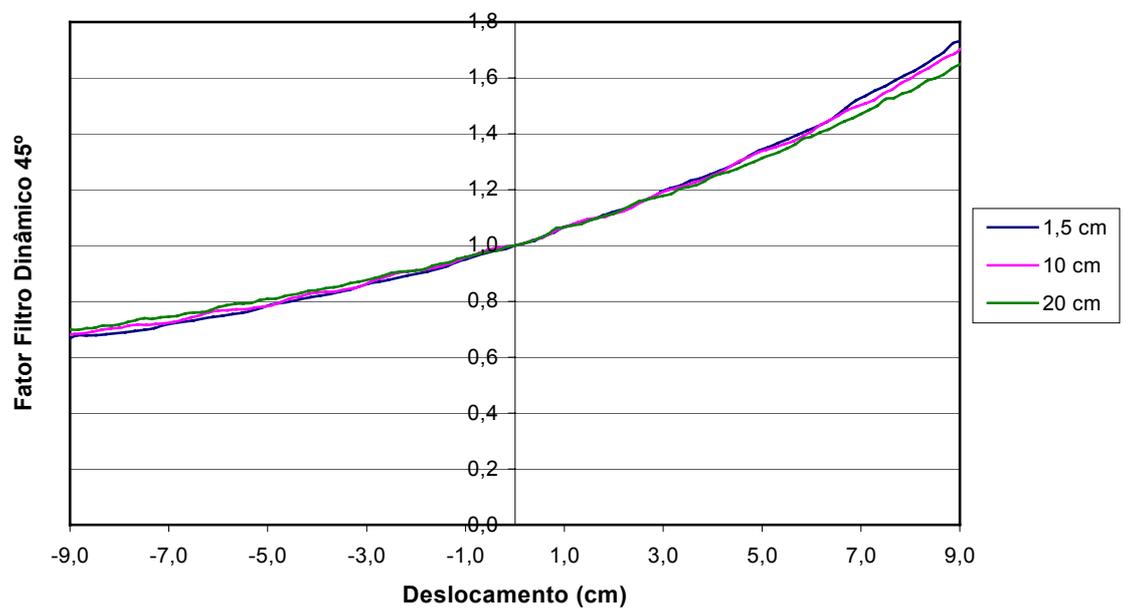
Fator Filtro Dinâmico 6MV



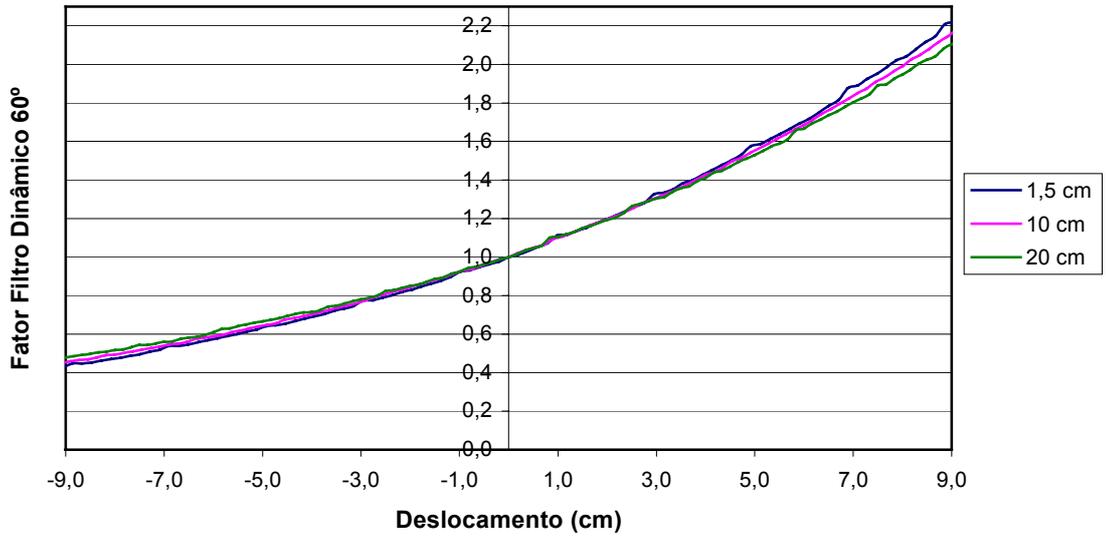
Fator Filtro Dinâmico 6MV



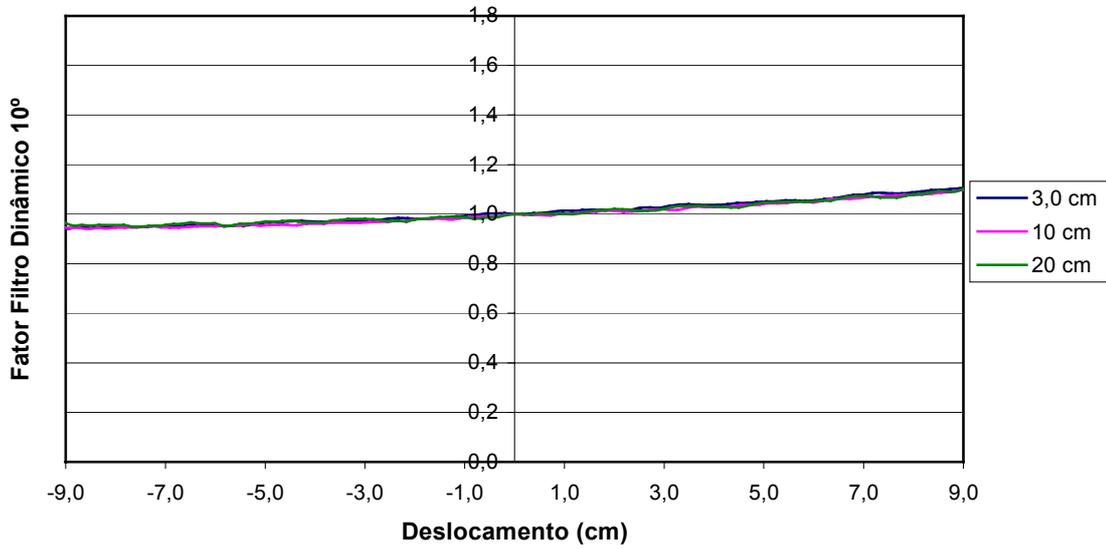
Fator Filtro Dinâmico 6MV



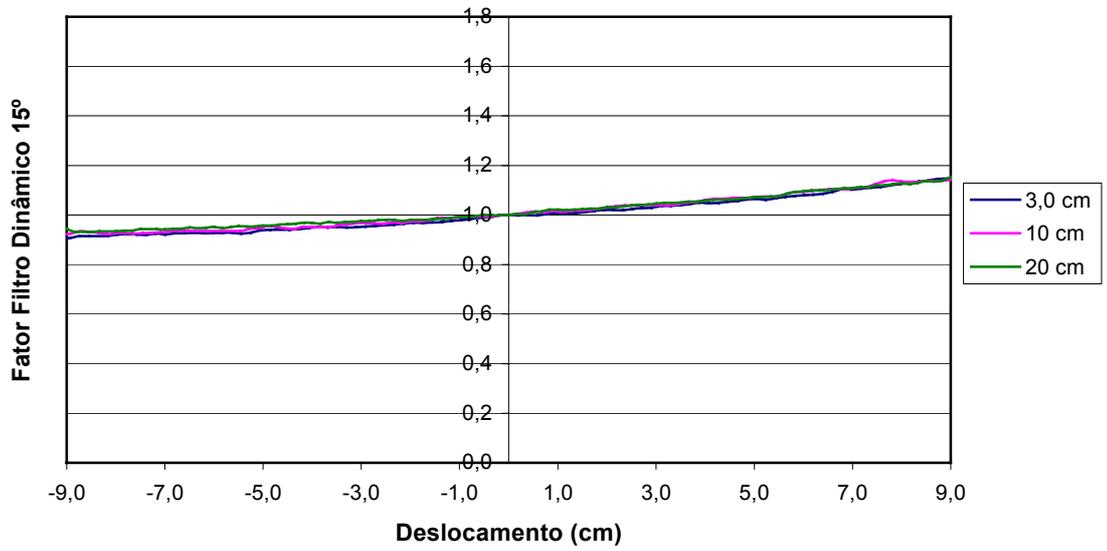
Fator Filtro Dinâmico 6MV



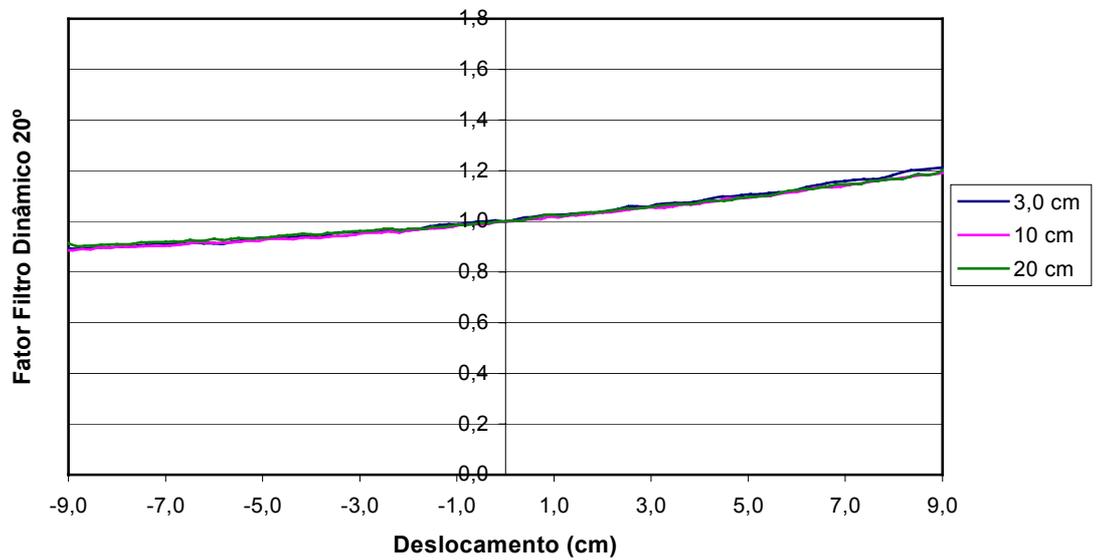
Fator Filtro Dinâmico 15MV



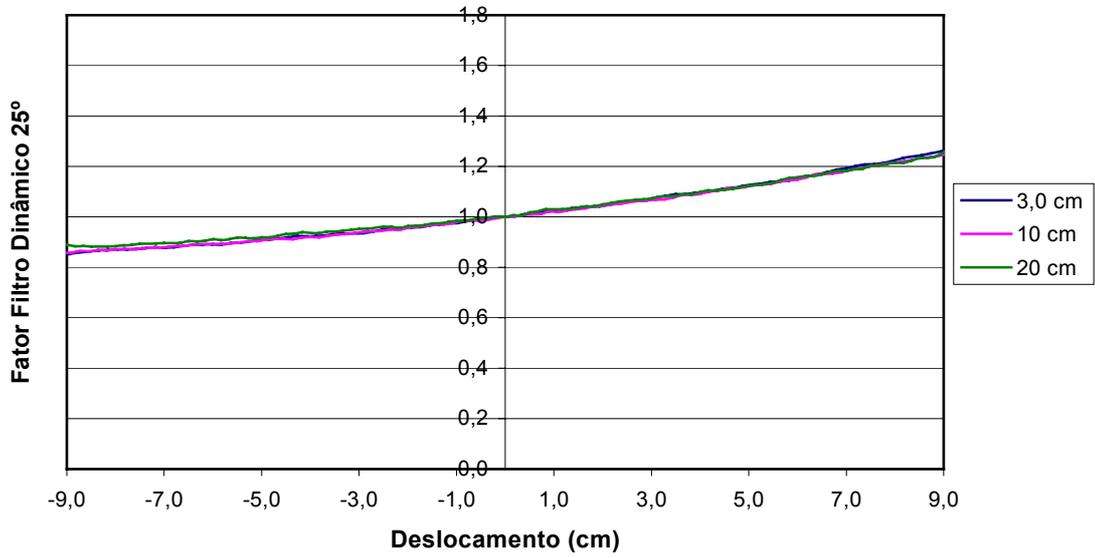
Fator Filtro Dinâmico 15MV



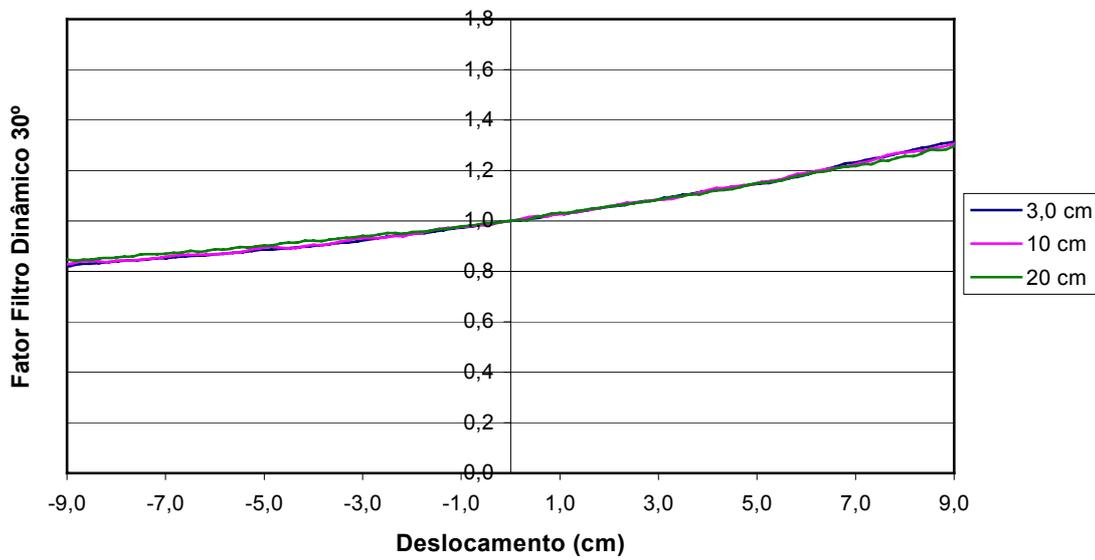
Fator Filtro Dinâmico 15MV



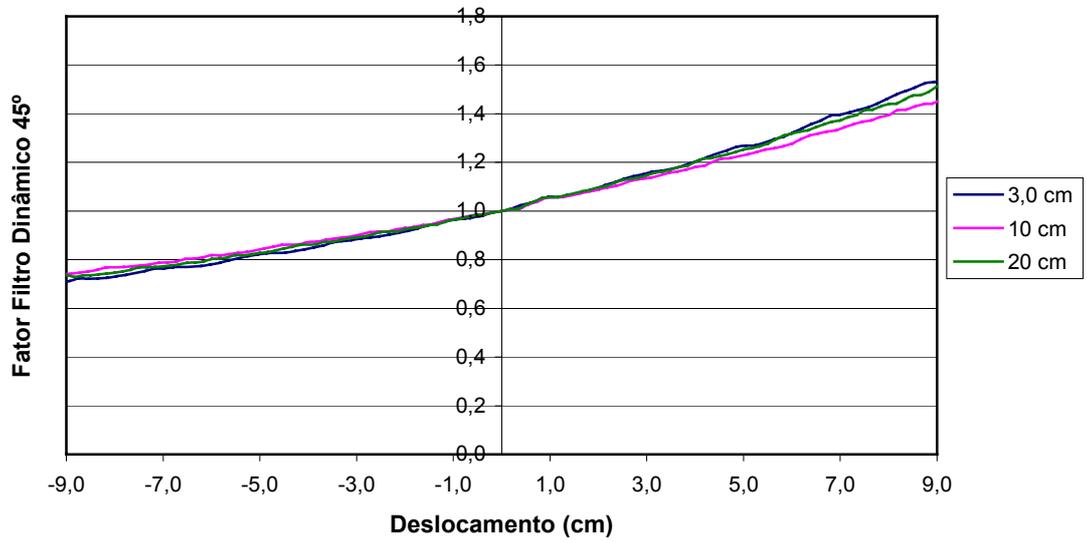
Fator Filtro Dinâmico 15MV



Fator Filtro Dinâmico 15MV



Fator Filtro Dinâmico 15MV



Fator Filtro Dinâmico 15MV

