

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES  
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

DOSIMETRIA DE FILTROS DINÂMICOS APRIMORADOS

ROSIANE APARECIDA DA SILVA

Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de Mestre  
em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear  
– Aplicações.

Orientadora:  
Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO  
2006

## AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, Dra. Laura Natal Rodrigues, por me aceitar no programa de mestrado mesmo sabendo da minha falta de experiência na área de radioterapia e pela oportunidade de realização deste trabalho.

Meus mais sinceros agradecimentos ao físico Danyel Soboll que permitiu que eu o acompanhasse nas medições feitas no Hospital do Câncer A.C. Camargo que possibilitaram que esse trabalho se concretizasse, que não apenas me recebeu no hospital com toda a amabilidade mas que também me ajudou a entender muitas questões relacionadas não apenas à dosimetria mas à radioterapia em geral. Agradeço do fundo do coração a você Danyel cuja ajuda foi realmente valiosa e, posso dizer, responsável para que esse trabalho esteja hoje concluído.

Agradeço profundamente a toda a equipe do Hospital do Câncer A.C. Camargo por permitir que eu, uma estranha ao hospital, realizasse parte crucial deste trabalho em suas dependências. Ao Rogério, Karina, Cristina, Brigitte, Gisele, Ernani, Prof<sup>o</sup> Adelino e tantos outros, que eu peço que me perdoem por não serem mencionados, que foram sempre muito simpáticos e estavam sempre dispostos a me ajudar e a quem eu também atribuo os créditos pela realização deste trabalho.

Meus agradecimentos também a Orlando Rodrigues Junior, do IPEN/CNEN, que prestou valiosa ajuda no desenvolvimento no MatLab de uma das equações apresentadas neste trabalho, o que facilitou e muito meu trabalho.

Por fim, um agradecimento especial a minha família e a todos os meus amigos, os administradores, os contadores, os auxiliares administrativos, os analistas de suporte, as donas-de-casa, enfim, a todos aqueles que não tem qualquer ligação com o mundo acadêmico e com a Física em geral, mas que pertencem ao meu universo e que durante todo esse tempo me estimularam, incentivando-me a continuar mesmo não sabendo exatamente com o que eu estava trabalhando.

## DOSIMETRIA DE FILTROS DINÂMICOS APRIMORADOS

Rosiane Aparecida da Silva

### RESUMO

O objetivo deste trabalho foi realizar a dosimetria de filtros dinâmicos aprimorados (“Enhanced Dynamic Wedge” – EDW). Isso foi feito com dois intuitos: 1) a avaliação da implementação clínica do filtro dinâmico aprimorado considerando-se suas vantagens e desvantagens; e 2) a comparação entre a eficiência e a melhor aplicabilidade de três sistemas dosimétricos diferentes em conjunto com o filtro dinâmico aprimorado. Os sistemas dosimétricos utilizados foram: o Sistema de Imagem de Feixe (“Beam Image System” – BIS<sup>2G</sup>), da Scanditronix-Wellhöfer, uma câmara de ionização cilíndrica de 0,6 cm<sup>3</sup> do tipo Farmer, e um arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas (“Ionization Chamber Linear Detector Array”) com 23 câmaras de ionização cilíndricas de 0,14 cm<sup>3</sup>, tipo Farmer. Com o Sistema de Imagem de Feixe – BIS<sup>2G</sup> foi possível obter curvas de fluência que permitiram analisar a simetria dos perfis de fluência, linearidade da dose, efeito da taxa de dose e efeito da gravidade, características diretamente ligadas à qualidade do funcionamento do filtro dinâmico aprimorado, além de ter sido possível também calcular o fator filtro para campos simétricos. Com a câmara de ionização mediu-se a porcentagem de dose em profundidade - PDP e calculou-se o fator filtro para campos simétricos e campos assimétricos (uma das vantagens do EDW). Com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas foi possível obter curvas de isodose que permitiram a verificação da simetria e a comparação com os resultados obtidos com o BIS<sup>2G</sup>, além do cálculo do fator filtro para campos simétricos. O fator filtro calculado através de medidas tomadas com os três sistemas foi também comparado com resultados obtidos por dois formalismos, de Gibbons<sup>1</sup> e de Klein *et al*<sup>2</sup>, bem conhecidos da literatura e que serviram para a validação dos resultados e deste trabalho. Destas comparações verificou-se que os ângulos do filtro dinâmico aprimorado que apresentam maior diferença entre resultados obtidos e os formalismos foram os ângulos de 45° e de 60° em relação ao método de Klein *et al* que apresentaram diferenças de 2,1% em relação ao BIS<sup>2G</sup>, 1,9% em relação à câmara de ionização e 1,1% em relação ao arranjo linear de câmaras de ionização.

## ENHANCED DYNAMIC WEDGES DOSIMETRY

Rosiane Aparecida da Silva

### ABSTRACT

The purpose of this work was to accomplish the dosimetry of Enhanced Dynamic Wedge (EDW). It was carried out with two intents: 1) the evaluation of the clinical implementation of the EDW considering its advantages and disadvantages, and 2) the comparison among the efficiency and the better applicability of three different dosimetric systems in a set with the EDW. The dosimetric systems used were: the Beam Image System (BIS<sup>2G</sup>), from Scanditronix-Wellhöfer, a cylindrical ionization chamber of 0.6 cm<sup>3</sup>, type Farmer, and an ionization chamber linear detector array, composed by 23 cylindrical ionization chamber of 0.14 cm<sup>3</sup>, type Farmer. With the BIS<sup>2G</sup> was possible to plot graphs of fluence that allowed to analyze the symmetry of the graphs of fluence, linearity of the dose, dose rate effect, and gravity effect, features directly connected to the quality of the working of the EDW, further on having been possible to calculate the wedge factor for symmetric fields. With the ionization chamber it was measured the PDP and it was calculated the wedge factor for symmetric and asymmetric fields (one advantage of EDW). With the array it was possible to plot graphs of isodosis that allowed the checking of the symmetry and the comparison with the results obtained with the BIS<sup>2G</sup>, besides the calculation of the wedge factor for symmetric fields. The wedge factors obtained from the measurements of the three systems were also compared with the results of the formalisms, of Gibbons<sup>1</sup> and of Klein *et al*<sup>2</sup>, both well known in the literature, and that were used to validate the results and the work. From these comparisons was verified that the angles of the EDW that show more difference between the results and the formalisms were the 46° and 60° angles related to the method of Klein *et al*, which show differences of 2.12% related to BIS<sup>2G</sup>, 1.92% related to the ionization chamber, and 1.10% related to ionization chamber linear detector array.

## SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO .....	1
1.1 – Considerações Gerais .....	1
1.2 – Fundamentos Teóricos .....	4
1.2.1 – Fótons, Produção e Propriedades dos Raios-X .....	5
1.2.1.1 – Produção e Propriedades dos Raios-X .....	5
1.2.1.2 – O Espectro de Raios-X .....	7
1.2.2 – O Acelerador Linear .....	8
1.2.3 – O Feixe de Fótons .....	12
1.3 – O Filtro Físico .....	14
1.4 – O Filtro Dinâmico .....	16
1.5 – Revisão Bibliográfica .....	20
1.6 – Medidas Dosimétricas .....	24
1.7 – Objetivos do Trabalho .....	24
2 – MATERIAIS E MÉTODOS .....	26
2.1 – Descrição dos Equipamentos .....	26
2.1.1 – Objeto Simulador de Água (“Blue Phantom”) .....	26
2.1.2 – Sistema de Imagem de Feixe (“Beam Imagem System” – BIS <sup>2G</sup> ) .....	28
2.1.3 – Câmara de Ionização .....	31
2.1.4 – Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas (“Ionization Chamber Linear Detector Array”) .....	34
2.2 – Procedimento Experimental .....	36
2.2.1 – Medidas com o Sistema de Imagem de Feixe (BIS <sup>2G</sup> ) .....	36
2.2.1.1 – Medidas de Fluência (gráfico 3D) .....	37
2.2.1.2 – Medidas de Simetria dos Perfis de Fluência .....	38
2.2.1.3 – Medidas de Linearidade da Dose .....	39
2.2.1.4 – Medidas do Efeito da Taxa de Dose .....	39
2.2.1.5 – Medidas do Efeito da Gravidade .....	40
2.2.1.6 – Fator Filtro com Campo Simétrico .....	41
2.2.2 – Medidas com a Câmara de Ionização .....	41
2.2.2.1 – Porcentagem de Dose em Profundidade .....	42

2.2.2.2 – Fator Filtro com Campos Simétricos .....	43
2.2.2.3 – Fator Filtro com Campos Assimétricos .....	43
2.2.3 – Medidas com o Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas ...	44
3 – RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	46
3.1 - Medidas com o Sistema de Imagem de Feixe (BIS <sup>2G</sup> ) .....	46
3.1.1 – Medidas de Simetria dos Perfis de Fluência .....	46
3.1.2 – Medidas de Linearidade da Dose .....	48
3.1.3 – Medidas do Efeito da Taxa de Dose .....	50
3.1.4 – Medidas do Efeito da Gravidade .....	52
3.1.5 – Fator Filtro com Campos Simétricos .....	57
3.2 - Medidas com a Câmara de Ionização .....	57
3.2.1 – Porcentagem de Dose em Profundidade .....	57
3.2.2 – Fator Filtro com Campos Simétricos .....	59
3.2.3 – Fator Filtro com Campos Assimétricos .....	68
3.3 - Medidas com o Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas .....	70
3.3.1 – Medidas de Simetria dos Perfis de Dose .....	70
3.3.2 – Fator Filtro com Campos Simétricos .....	74
3.4 – Comparação entre os Sistemas Dosimétricos e Formalismos .....	76
3.5 – Vantagens e Desvantagens do Filtro Dinâmico Aprimorado .....	79
4 – CONCLUSÕES .....	81
5 – REFERÊNCIAS .....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama esquemático de um tubo de raios-X .....	5
Figura 2 – Espectro de energia de raios-X .....	7
Figura 3 – Diagrama esquemático de um acelerador linear clínico .....	9
Figura 4 – Determinação do ângulo do filtro físico .....	15
Figura 5 – Seqüência ilustrando o movimento de varredura do colimador no filtro dinâmico aprimorado .....	16
Figura 6 – Perfil de dose obtido com o filtro dinâmico aprimorado .....	17
Figura 7 – Progressão da taxa de dose .....	19
Figura 8 – Determinação do ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	20
Figura 9 – Objeto simulador de água (“Blue Phantom”) do Hospital do Câncer A.C. Camargo .....	28
Figura 10 – (a) Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> ; (b) Diagrama esquemático do BIS <sup>2G</sup> .....	29
Figura 11 – Esquema do BIS <sup>2G</sup> e controle do computador .....	30
Figura 12 – Diagrama esquemático de uma câmara de ionização do tipo Farmer, com volume de 0,6 cm <sup>3</sup> (PTFCE – politriclorofluoretileno) .....	32
Figura 13 – Câmara de ionização cilíndrica tipo Farmer do Hospital do Câncer A.C. Camargo .....	33
Figura 14 – (a) Arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas CA24 e eletrômetro MD240; (b) Placas de nivelamento e câmara de referência do CA24 .....	35
Figura 15 – Gráfico mostrando a distribuição tridimensional de fluência medida pelo BIS <sup>2G</sup> .....	38
Figura 16 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN (integral vermelha) e Y2-OUT(integral verde) para verificação da simetria dos perfis de fluência.....	47
Figura 17 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelo colimador Y1-IN para verificação da linearidade da dose. (integral vermelha: 50 UM; integral	

verde: 200 UM) .....	49
Figura 18 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelo colimador Y1-IN para verificação do efeito da taxa de dose (integral vermelha: 240 UM/min; integral verde: 400 UM/min .....	51
Figura 19 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para o campo Aberto e o filtro de 10°) Col. a 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente Col. a 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento descendente - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento ascendente .....	53
Figura 20 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros de 10° e 15°) Col. a 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente Col. a 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento descendente - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento ascendente .....	54
Figura 21 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros	



de 25° e 30°)

Col. a 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento  
ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento  
descendente

Col. a 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento  
descendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento  
ascendente .....

55

Figura 22 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe – BIS<sup>2G</sup>

por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores

Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros  
de 45° e 60°)

Col. a 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento  
ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento  
descendente

Col. a 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento  
descendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento  
ascendente .....

56

Figura 23 – (a) Fator filtro calculado para todos os ângulos do filtro dinâmico

aprimorado a partir das medidas feitas com a câmara de ionização

posicionada no raio central e à profundidade de 10cm ; (b) Curva do

fator filtro para os filtros dinâmicos aprimorados em função do

tamanho do campo, para feixe de fótons de 6 MeV, obtida por Gibbons<sup>1</sup>

usando a equação 2 do item 1.5 .....

67

Figura 24 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização

múltiplas às profundidades de 5 e 15 cm para um campo de 5x5 cm<sup>2</sup>,

para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico

aprimorado .....

71

Figura 25 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização

múltiplas às profundidades de 5 e 15 cm para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>,

para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado .....	72
Figura 26 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas às profundidades de 5 e 15 cm para um campo de 20x20 cm <sup>2</sup> , para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado .....	73
Figura 27 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas às profundidades de 10cm para um campo de 10x15 cm <sup>2</sup> , para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado .....	74
Figura 28 – Curvas do fator filtro em função do tamanho do campo para campos simétricos: (a) Calculado a partir das medidas feitas com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm; (b) Calculado através do formalismo de Gibbons <sup>1</sup> ; (c) Calculado através do formalismo de Klein <i>et al</i> <sup>2</sup> .....	79

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fator filtro calculado no raio central para o Sistema de Imagem de Feixe – BIS <sup>2G</sup> posicionado na mesa de tratamento (SSD = 100 cm) com orientação Y1-IN (Y2-OUT fixo) .....	57
Tabela 2 – Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidades <b>p</b> , para o campo de 4x4 cm <sup>2</sup> .....	58
Tabela 3 – Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidades <b>p</b> , para o campo de 10x10 cm <sup>2</sup> .....	58
Tabela 4 – Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com a câmara de ionização posicionada no raio central, às profundidades <b>p</b> , para o campo de 16x16 cm <sup>2</sup> .....	59
Tabela 5 – Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com a câmara de ionização posicionada no raio central, às profundidades <b>p</b> , para o campo de 20x20 cm <sup>2</sup> .....	59
Tabela 6 – Leituras médias de carga, com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, para determinação do fator filtro com colimador Y1-IN em movimento e colimador Y2-OUT fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	61
Tabela 7 – Leituras médias de carga, com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, para determinação do fator filtro com colimador Y2-OUT em movimento e colimador Y1-IN fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	62
Tabela 8 – Fator filtro calculado com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com colimador Y1-IN em movimento e colimador Y2-OUT fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado ..	64
Tabela 9 – Fator filtro calculado com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com colimador Y2-OUT em movimento e colimador Y1-IN fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado ...	65
Tabela 10 – Fator filtro (média) calculado com a câmara de ionização posicionada no central, à profundidade de 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	66

Tabela 11 – Leituras médias de carga para cálculo de fator filtro para campos assimétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y1-IN em movimento e o colimador Y2-OUT fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	68
Tabela 12 – Leituras médias de carga para cálculo de fator filtro para campos assimétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y2-OUT em movimento e o colimador Y1-IN fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	69
Tabela 13 – Fator filtro calculado para campos assimétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y1-IN em movimento e o colimador Y2-OUT fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	69
Tabela 14 – Fator filtro calculado para campos assimétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y2-OUT em movimento e o colimador Y1-IN fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado .....	70
Tabela 15 – Fator filtro calculado para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas, à profundidades de 5 cm, para um campo de 10x10 cm <sup>2</sup> e para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado .....	75
Tabela 16 – Fator filtro calculado para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas, à profundidades de 15 cm, para um campo de 10x10 cm <sup>2</sup> e para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado .....	75
Tabela 17 – Porcentagem de diferença entre os resultados de fator filtro calculados a partir das medidas obtidas com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de 10x10 cm <sup>2</sup> e às profundidades de 5 e 15 cm, para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado .....	76
Tabela 18 – Fator filtro calculado através do formalismo de Gibbons <sup>1</sup> .....	77
Tabela 19 – Fator filtro calculado através do formalismo de Klein <i>et al</i> <sup>2</sup> .....	77
Tabela 20 – Comparação entre os resultados obtidos neste trabalho para os três sistemas dosimétricos, utilizados com o filtro dinâmico aprimorado, e o formalismo de Gibbons <sup>1</sup> .....	78
Tabela 21 – Comparação entre os resultados obtidos neste trabalho para os três sistemas dosimétricos, utilizados com o filtro dinâmico aprimorado e o	

formalismo de Klein <i>et al</i> <sup>2</sup> .....	78
---	----

## 1. INTRODUÇÃO

### 1. 1 - Considerações Gerais

Já no final do século XIX começava o estudo do efeito das radiações sobre os tecidos, ou seja, a Radiobiologia. Atualmente, a utilização da radiação em medicina está amplamente difundida, tanto na área diagnóstica quanto terapêutica. E o tipo de radiação utilizado é, basicamente, aquele chamado de radiação ionizante, ou seja, a radiação que apresenta a propriedade especial de ionização do meio que ela atravessa. A característica importante das radiações ionizantes é a liberação localizada de grandes quantidades de energia, capazes de quebrar ligações químicas bem fortes.

A radioterapia é a área da medicina que utiliza a radiação ionizante para o tratamento de doenças, principalmente alguns tipos de câncer e o ponto importante nesse tipo de tratamento é que as células doentes ou cancerígenas são eliminadas com maior rapidez e maior eficiência que as células saudáveis. Assim, o tratamento de câncer com radioterapia tem por finalidade curar ou manter um controle local da doença tendo como princípio básico maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano em tecidos vizinhos normais ou até mesmo órgãos de risco.

Em geral, os tecidos vizinhos normais, ou órgãos de risco, são limitadores da dose de radiação que é liberada para o tratamento. A dose liberada no tumor deve ser aumentada até que o nível de tolerância dos órgãos críticos circunvizinhos seja alcançado. O processo de planejamento do tratamento para alcançar esse objetivo, na medida em que ele determina a técnica detalhada usada para o tratamento com radiação para o paciente, depende muito dos equipamentos utilizados.

Dessa forma, a radioterapia tem sido amplamente utilizada para o tratamento de câncer, seja como modalidade simples ou em combinação com outros tratamentos, como a cirurgia ou a quimioterapia. A radioterapia se subdivide em teleterapia, quando a fonte de radiação é colocada a vários centímetros da região a ser tratada, e braquiterapia, quando a fonte está em contato com o tecido a ser tratado ou é nele implantada.

Na teleterapia, a tarefa de minimizar o efeito nos tecidos saudáveis leva em consideração a seleção do feixe de radiação, as energias dos feixes disponíveis, as direções de incidência do feixe, os perfis de campo e os esquemas de fracionamento de dose, de tal forma que o objetivo da otimização em radioterapia seja encontrar a melhor prescrição de tratamento para o paciente a partir de um grande número de variáveis.

As principais limitações para se atingir a eficiência máxima no tratamento do tumor em favor do paciente que está sendo tratado com radioterapia convencional são:

- a) as incertezas na extensão espacial verdadeira do tumor;
- b) conhecimento inadequado das formas e localizações exatas das estruturas normais;
- c) falta de ferramentas, de modo geral, para o planejamento eficiente do tratamento.

Essas limitações resultam na inclusão de margens de segurança maiores nos procedimentos de radioterapia a fim de reduzir o risco de recorrência local. Da mesma forma, para assegurar que complicações inaceitáveis nos tecidos normais sejam evitadas, a dose de radiação no tumor deve ser mantida em níveis sub-ótimos, o que pode ocasionar alguma falha local no que diz respeito à eliminação das células cancerígenas. Por isso, uma melhor localização e definição da extensão do tumor e das estruturas críticas normais e a habilidade em moldar as distribuições de dose apropriadamente são essenciais para reduzir as margens de segurança, possibilitando aumentos nas doses ao tumor e minimizando a dose para os tecidos normais.

A complexidade e sofisticação dos planejamentos de tratamento e de sistemas de planejamento de tratamento têm aumentado consideravelmente nos últimos anos. Além disso, os softwares característicos encontrados em sistemas de tratamento tradicionais apresentam hoje opções sofisticadas, tais como os tratamentos tridimensionais e a liberação de tratamento controlado por computador, que têm se tornado padrões nos sistemas mais recentes. Por outro lado, a complexidade dos processos de planejamento de tratamento pode aumentar com tratamentos mais complexos<sup>3</sup>.

Os tratamentos conformacionais tridimensionais são complexos e envolvem a utilização de vários campos. Geralmente todos estes campos têm formas irregulares e podem ter sua intensidade modulada arbitrariamente. Até recentemente, tratamentos tridimensionais (3D) conformacionais eram liberados manualmente, um campo de cada vez, com blocos de metal encomendados e fabricados especialmente para cada campo e cada paciente, modulando assim a intensidade do feixe de radiação de forma personalizada. Este tipo de tratamento é extremamente trabalhoso, demorado e sujeito a erros, além de limitar a implementação de estratégias de tratamento aperfeiçoadas para planos que envolvem um número de campos relativamente grande por sessão de tratamento<sup>3</sup>.

No tratamento de tumores, cuja forma não é retangular, em 80-90% dos tratamentos é usado algum tipo de bloco, com a finalidade básica de proteger estruturas críticas. Em vários desses tratamentos com blocos, compensadores, filtros e aplicadores auxiliares são manuseados diferentemente para cada paciente, requerendo equipamento e pessoal especial para sua fabricação. Deve-se levar em conta também que esses dispositivos sempre causam uma demora nos tratamentos devido ao seu peso considerável, que requer um cuidado adicional, e tempo

necessário no posicionamento do paciente. O objetivo da automatização em radioterapia é encontrar a melhor prescrição do tratamento para o paciente.

Em radioterapia com feixes de fótons de alta energia, distribuições de dose em forma de cunha (“wedge”) são comumente usadas em uma variedade de situações clínicas, tais como: regiões de sobreposição de feixes, para compensar a curvatura da superfície do paciente; heterogeneidade do tecido, e irregularidades na forma do volume do tumor. Há dois tipos de filtros que são utilizados e que permitem criar as distribuições de dose com a forma desejada e mais adequada a cada uma das situações acima mencionadas. Esses filtros são: filtro físico e filtro dinâmico.

Uma das maneiras de produzir um campo de radiação com contornos de isodose modulados em relação ao eixo central do feixe, sem utilizar um filtro fixo (filtro físico) ou a combinação de um filtro físico e um campo aberto (filtro universal) é conhecido como filtro dinâmico ou filtro não-físico.



## 1.2 - Fundamentos Teóricos

A radiação, desde a descoberta dos raios-X por Röntgen em 1895, tem sido de fundamental importância, representando um papel significativo também em medicina. Na medicina, o campo em que as aplicações da radiação são feitas é denominado genericamente radiologia e compreende a radioterapia, a radiologia diagnóstica e a medicina nuclear. A aplicação em maior destaque da terapia por radiação se encontra na especialidade médica da oncologia, ou tratamento de câncer.

A terapia por radiação, também chamada radioterapia, usa diferentes tipos de radiação ionizante para o tratamento de doenças. Radiação ionizante é aquela que, quando possui energia suficiente, atravessa a matéria ionizando ou removendo elétrons de átomos e moléculas que constituem o meio por onde passa, dessa forma modificando seu comportamento químico e físico. Esta radiação pode se apresentar sob a forma de partículas ou ondas eletromagnéticas ou ambas. Dessa forma, o uso de radiação com fins terapêuticos está baseado no fato de que as partículas do feixe de radiação incidente em uma porção de tecido podem provocar ionizações múltiplas no interior do núcleo de suas células.

São de interesse particular para a física da radiologia, e também para a medicina, os efeitos da radiação ionizante sobre a matéria, devido à sua propriedade de causar danos biológicos às células, por transferência de energia às mesmas. Sendo assim, havendo a necessidade de se destruir um tecido prejudicial à saúde, a radiação ionizante é bastante útil nesse tipo de terapia. A exposição das células à radiação pode levar à morte celular, além do risco de danos ao material genético das células. Os efeitos biológicos ocorrem, primeiramente, a níveis químicos e bioquímicos causando quebra nas estruturas moleculares e, conseqüentemente, uma disfunção nas moléculas. O alvo mais crítico na célula é o DNA, pois é o responsável pelas atividades celulares tais como desenvolvimento, funcionamento e reprodução da célula. Os danos às estruturas celulares se manifestam através da morte celular, falha na reprodução ou mutação. O último tipo pode levar ao desenvolvimento de tumores malignos ou cânceres.

Apesar do risco envolvido, a radiação ionizante é usada rotineiramente como parte integrante dos tratamentos em medicina. Isso devido ao fato de que os benefícios, associados aos avanços tecnológicos nessa área, têm sido muito maiores do que os possíveis danos, além de serem as células de câncer mais sensíveis à radiação do que as células normais <sup>4</sup>.

Por todos esses motivos, tornou-se muito importante saber como a radiação ionizante funciona a nível físico associado aos processos biológicos envolvidos. Em particular, a compreensão do desenvolvimento dos tumores e como os tecidos normais se recuperam dos danos causados pela radiação uma vez que durante o tratamento com radiação, embora a dose máxima de radiação esteja direcionada para o tumor, sempre há uma dose liberada aos tecidos normais vizinhos. Cuidados adicionais no planejamento do tratamento podem dirigir precisamente a dose ao tumor, minimizando os danos aos tecidos vizinhos normais.

### 1.2.1 – Fótons, Produção e Propriedades dos Raios-X

Os raios-X, assim denominados quando foram descobertos por Röntgen em 1895 porque sua natureza era então desconhecida, são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que  $1,0 \text{ \AA}$ . Röntgen observou os raios-X pela primeira vez enquanto estudava raios catódicos (corrente de elétrons) em um tubo. Ele observou que outro tipo de radiação era produzido e que poderia ser detectado fora das paredes do tubo. Essa radiação podia penetrar substâncias opacas, produzir fluorescência, escurecer uma placa fotográfica e ionizar um gás .

#### 1.2.1.1 – Produção e Propriedades dos Raios-X

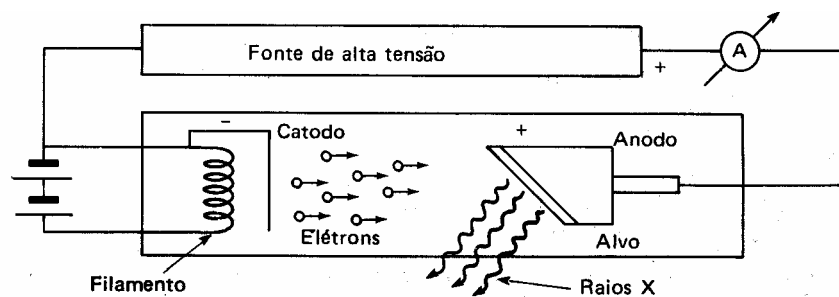


Figura 1 – Diagrama esquemático de um tubo de raios-X <sup>5</sup>

A Figura 1 é uma representação esquemática de um tubo de raios-X. Os raios-X são produzidos no alvo de tungstênio que está conectada a um tubo de vidro sob condições de alto vácuo. Em uma das extremidades do tubo está o catodo (eletrodo negativo) e na outra extremidade está o anodo (eletrodo positivo), ambos hermeticamente selados no tubo. O catodo é um filamento de tungstênio que, quando aquecido, emite elétrons, um fenômeno conhecido como emissão termoiônica. O anodo consiste de uma espessa haste de cobre na extremidade da qual é colocado um pequeno pedaço de tungstênio como alvo. Quando uma diferença de

potencial de alguns milhares de volts é aplicada entre o anodo e o catodo, os elétrons emitidos a partir do filamento são acelerados na direção do anodo e alcançam altas velocidades antes de atingir o alvo. Os raios-X são produzidos devido à desaceleração brusca dos elétrons causada pela força atrativa do núcleo de tungstênio. Essa desaceleração dos elétrons causa a emissão de um espectro contínuo de radiação eletromagnética <sup>5</sup>.

Há dois mecanismos diferentes pelos quais raios-X são produzidos. Um dá origem a raios-X de “bremsstrahlung” e o outro a raios-X característicos. O processo de “bremsstrahlung” é o resultado da interação entre um elétron com alta velocidade e um núcleo. Um elétron que passa próximo a um núcleo pode ser defletido de seu caminho original devido à ação de forças de atração coulombiana e perde assim sua energia. Como resultado, uma parte de sua energia é dissociada a partir dele e se propaga no espaço como radiação eletromagnética (fótons). Desde que um elétron pode ter uma ou mais interações de “bremsstrahlung” no meio material e uma interação pode resultar em uma perda total ou parcial da energia do elétron, o fóton de “bremsstrahlung” resultante pode ter qualquer energia até a energia inicial do elétron incidente.

Elétrons incidentes no alvo também produzem radiação característica. Um elétron com um energia cinética pode interagir com os átomos do alvo ejetando um elétron orbital, das camadas K, L ou M, deixando assim o átomo ionizado. Quando uma vacância é criada em uma das órbitas, um elétron orbital de uma camada externa passará para essa órbita para preencher a vacância irradiando energia na forma de radiação eletromagnética. Esta radiação é chamada de radiação característica, ou seja, característica dos átomos no alvo e das camadas entre as quais a transição ocorre. Ao contrário da radiação de “bremsstrahlung”, a radiação característica é emitida em energias discretas <sup>6</sup>.

### **1.2.1.2 – O Espectro de Raios-X**

Fótons de raios-X produzidos por uma máquina de raios-X são heterogêneos em energia. O espectro de energia dos raios-X mostra uma distribuição contínua correspondente à radiação de “bremsstrahlung” sobreposta pela radiação característica de energias discretas. A Figura 2 mostra uma distribuição espectral de raios-X típica.

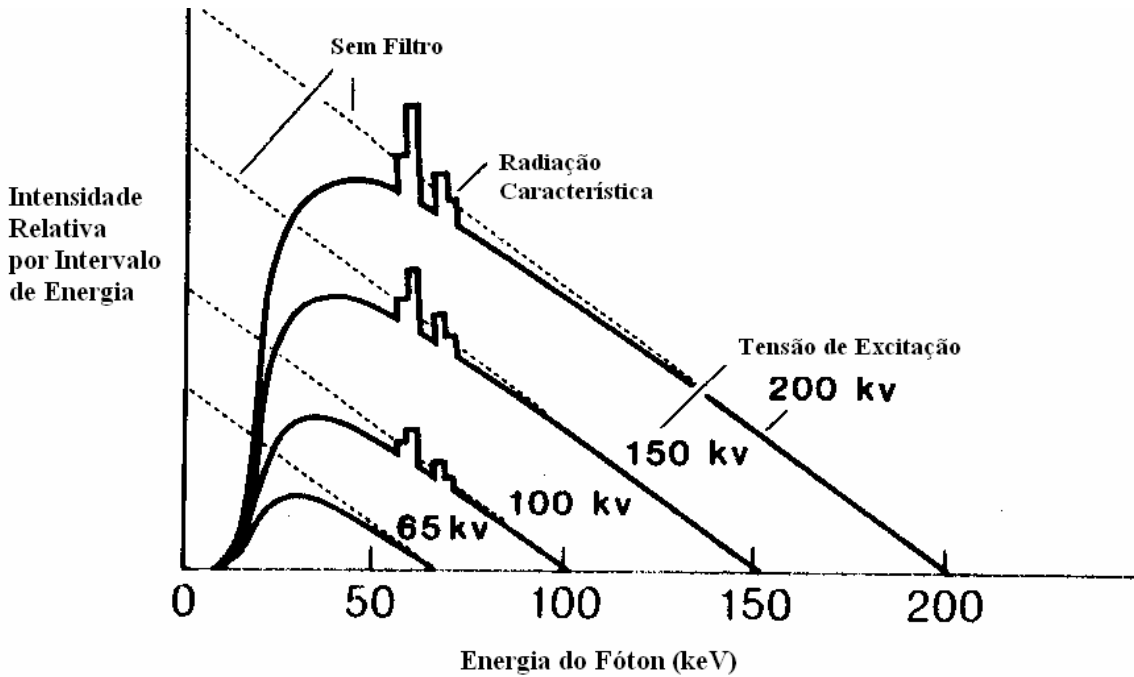


Figura 2 – Espectro de energia de raios-X <sup>6</sup>

Se nenhum tipo de filtro estiver presente no feixe, o espectro de energia será uma linha reta, como mostrado na Figura 2. O objetivo de se filtrar o feixe é deixar permanecer no mesmo apenas os fótons de alta energia pela absorção, por parte do filtro, dos componentes de baixa energia do espectro. O efeito de se filtrar faz com o feixe “endureça”, ou seja, o feixe de fótons alcança uma energia média mais alta e, portanto, maior poder de penetração. Assim, a adição de filtros é uma forma de se melhorar o poder de penetração do feixe. Como o feixe de raios-X tem uma distribuição espectral de energias, que depende da diferença de potencial aplicada, das múltiplas interações de “bremsstrahlung” que ocorrem e da possível filtração, é difícil caracterizar a qualidade do feixe de radiação em termos de energia, poder de penetração, ou grau de endurecimento do feixe <sup>6</sup>.

### 1.2.2 – O Acelerador Linear

Numerosos tipos de aceleradores de partículas têm sido desenvolvidos para pesquisa básica em física nuclear de altas energias, e muitos deles têm sido modificados para uso em radioterapia. Os vários tipos de aceleradores diferem na forma em que eles produzem a aceleração do campo elétrico e na maneira como eles agem nas partículas a serem aceleradas. O acelerador linear (linac) é um aparelho que usa ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, tais como os elétrons, por exemplo, para altas energias através de um tubo linear. Nos aceleradores para uso clínico, o próprio feixe de elétrons pode ser usado

para tratamento de tumores superficiais, ou pode-se fazê-lo atingir um alvo para produzir raios-X para tratamento de tumores mais profundos.

Há vários tipos de aceleradores lineares disponíveis para uso clínico, mas os usados em radioterapia aceleram elétrons por ondas que se propagam ou ondas estacionárias na frequência de microondas (no intervalo de  $10^3$  a  $10^4$  MHz). Alguns fornecem raios-X apenas em intervalos de energia de baixa megavoltagem (4 a 6 MeV) enquanto que outros fornecem raios-X e elétrons em energias de várias megavoltagens.

A diferença entre os dois tipos de aceleradores, o que acelera elétrons por ondas que se propagam e o que acelera elétrons por ondas estacionárias, consiste no projeto da estrutura do acelerador. Em um acelerador linear, os elétrons são acelerados seguindo trajetórias retilíneas em estruturas especiais sob condições de alto vácuo denominadas guias de onda. Funcionalmente, as estruturas de ondas que se propagam exigem uma terminação, ou “dummy”, carregado de forma a absorver a potência residual na extremidade da estrutura prevenindo, assim, que a onda seja refletida de volta. Por outro lado, a estrutura de ondas estacionárias fornece uma reflexão máxima da onda em ambas as extremidades da estrutura tal que a combinação da onda “para frente” e da onda “para trás” dá origem a ondas estacionárias<sup>6</sup>.

Os aceleradores são geralmente montados isocentricamente e os sistemas operacionais são distribuídos em cinco seções maiores da máquina:

- 1) cabeçote;
- 2) suporte do cabeçote;
- 3) gabinete modulador;
- 4) conjunto para suporte do paciente ou mesa de tratamento;
- 5) console de controle.

A Figura 3 é um diagrama de um acelerador linear clínico mostrando seus principais componentes e sistemas auxiliares.

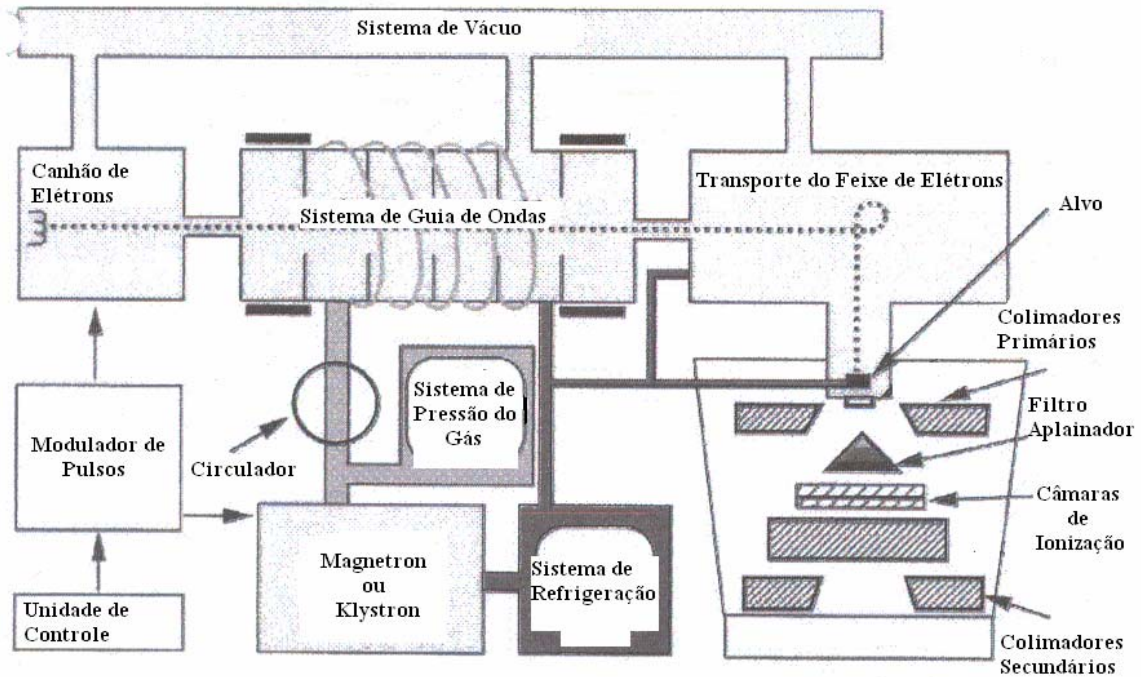


Figura 3 - Diagrama esquemático de um acelerador linear clínico <sup>6</sup>

Os principais componentes para produção de feixe de um acelerador moderno para uso clínico são agrupados em geral em seis classes:

- 1) sistema de injeção;
- 2) sistema de geração de microondas;
- 3) sistema de guia de ondas;
- 4) sistema auxiliar;
- 5) sistema de transporte de feixe; e
- 6) sistema de colimação e monitoramento do feixe <sup>6</sup>.

Uma fonte de tensão fornece uma corrente contínua ao modulador, que inclui uma rede formadora de pulsos. Pulsos de alta tensão a partir do modulador são transportados à fonte de microondas (magnetron ou “klystron”) e simultaneamente ao canhão de elétrons. Pulsos de microondas produzidos na fonte de microondas são injetados no tubo do acelerador via sistema de guia de ondas. O sistema de guia de ondas consiste de um tubo de cobre com seu interior dividido por discos ou diafragmas de aberturas e espaçamentos variados. Esta seção é evacuada a alto vácuo. No momento adequado, elétrons produzidos pelo canhão de elétrons, são também injetados em forma de pulsos no tubo do acelerador.

O magnetron é um aparelho que produz microondas. Ele funciona como um oscilador de alta potência gerando pulsos de microondas de vários microssegundos de duração e com uma taxa de repetição de várias centenas de pulsos por segundo. O magnetron tem uma construção cilíndrica, tendo um catodo central e um anodo externo com cavidades ressonantes construídas em cobre. O espaço entre catodo e anodo é mantido sob condições de alto vácuo quando o catodo é aquecido por um filamento interno e os elétrons são gerados por emissão termoiônica. Um campo magnético estático é aplicado perpendicularmente ao plano da seção transversal das cavidades e um campo elétrico oscilante é aplicado entre o catodo e o anodo. Os elétrons emitidos a partir do catodo são acelerados na direção do anodo pela ação do campo elétrico oscilante. Sob ação simultânea do campo magnético, os elétrons se movem em espirais na direção das cavidades ressonantes, irradiando assim energia sob a forma de microondas.

O “klystron” não é um gerador de microondas, mas sim um amplificador de microondas. Ele necessita ser dirigido por um oscilador de microondas de baixa potência. Um modelo elementar de “klystrons” tem duas cavidades. Os elétrons produzidos pelo catodo são acelerados por um pulso de tensão negativo até a primeira cavidade, denominada cavidade agrupadora (“buncher”), que é alimentada por microondas de baixa potência. As microondas estabelecem um campo elétrico alternante através da cavidade. A velocidade dos elétrons é alterada pela ação deste campo elétrico a um grau variante por um processo conhecido como modulação de velocidade. Alguns elétrons sofrem aceleração, outros desaceleração e outros, ainda, não são afetados. Como resultado, há a produção de um agrupamento de elétrons quando o feixe de velocidade modulada passa através do tubo (espaço livre de campo) que liga a cavidade agrupadora à cavidade coletora. Os elétrons induzem cargas nas extremidades dessa cavidade gerando um campo elétrico que retarda seu movimento sofrendo, portanto desaceleração e, pelo princípio de conservação de energia, a energia cinética dos elétrons é convertida em microondas de alta potência.

Quando os elétrons são injetados na estrutura do acelerador, a partir do canhão de elétrons, com uma energia inicial de cerca de 50 keV, os elétrons interagem com o campo eletromagnético das microondas. Os elétrons ganham energia a partir de um campo elétrico senoidal por um processo de aceleração análogo ao de um “surfista”.

Quando os elétrons emergem a partir da janela de saída do tubo do acelerador eles se encontram na forma de um feixe fino de elétrons de cerca de 3mm de diâmetro. Nos aceleradores lineares de baixa energia (até 6 MeV) com tubo do acelerador relativamente curto,

os elétrons continuam a se mover em linha reta até a cabeça de tratamento e colidem com um alvo para produção de raios-X. Contudo, nos aceleradores de alta energia a estrutura do acelerador é muito longa e, portanto, colocada horizontalmente ou a um ângulo adequado (em geral, 90° ou 270°) entre o tubo do acelerador e o alvo. A precisão da curvatura do feixe de elétrons é alcançada pelo sistema de transporte de feixe que consiste de magnetos para curvatura, bobinas de focalização e outros componentes.

A cabeça de tratamento consiste de uma camada espessa de material de alta densidade (como chumbo, tungstênio ou uma liga dos dois), que fornece uma blindagem suficiente contra radiação de fuga de acordo com as normas de proteção radiológica. Ela contém um alvo para produção de raios-X, uma folha de espalhamento, um filtro aplainador, câmaras de ionização, colimadores fixos e móveis e um sistema localizador de luz. Para fazer com que a intensidade do feixe seja uniforme através do campo, um filtro aplainador é inserido no feixe, que pode ser de chumbo, tungstênio, alumínio ou uma combinação de materiais também pode ser usada.

No que diz respeito ao sistema de colimação e monitoramento do feixe, o feixe de tratamento passa inicialmente por um colimador primário fixo localizado após o alvo para produção de raios-X. Quando o acelerador está no modo de produção de raios-X, o feixe colimado passa através do filtro aplainador. No modo de produção de elétrons, o filtro é retirado do caminho dos elétrons. O feixe de raios-X aplainado ou o feixe de elétrons incide nas câmaras de monitoramento de dose. Este sistema de monitoramento consiste de várias câmaras de ionização ou de uma única câmara de placas paralelas.

A função da câmara de ionização no acelerador é monitorar a taxa de dose, a dose integrada, e a simetria do campo. Após passar através das câmaras de ionização, o feixe sofre uma colimação adicional através de um colimador de raios-X continuamente em movimento. Este colimador consiste de dois pares de blocos de chumbo ou tungstênio que fornecem uma abertura retangular de  $0 \times 0 \text{ cm}^2$  ao tamanho de campo máximo (em geral  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ) projetado a uma distância padrão de 100 cm a partir da fonte de raios-X. A definição do tamanho é fornecida por um sistema localizador de luz na cabeça de tratamento que consiste de uma combinação de espelhos e uma fonte de luz localizada no espaço entre as câmaras e os colimadores móveis permitindo, dessa forma, que um campo de luz esteja de acordo com o campo de radiação.



Muitos dos aceleradores lineares para uso clínico são construídos de forma que a fonte de radiação possa girar ao redor de um eixo horizontal. Quando o cabeçote gira o eixo do colimador (que coincide com o eixo central do feixe) move-se em um plano vertical. O ponto de intersecção do eixo do colimador e do eixo de rotação do cabeçote é conhecido como isocentro.

A montagem isocêntrica das máquinas de radiação tem vantagem sobre as unidades que se movem apenas para cima e para baixo, uma vez que essas não são adequadas para técnicas de tratamento em que feixes são dirigidos a partir de diferentes direções que se interceptam no mesmo ponto, ou seja, isocentro, localizado no interior do paciente <sup>6</sup>.

### 1.2.3 – O Feixe de Fótons

Conforme descrito anteriormente, o comportamento de um feixe de fótons pode ser caracterizado por seu espectro de energia e a forma do espectro de energia depende da energia dos elétrons. O feixe de fótons, comumente chamado de feixe de raios-X, produzido pelo bombardeamento de um material alvo por elétrons, que é utilizado em diagnóstico e terapia com radiação é um feixe multienergético ou heterogêneo. Essa heterogeneidade é devida a uma série de fatores incluindo flutuação de potencial, radiação de “bremsstrahlung”, radiação característica e interações múltiplas entre os elétrons <sup>5,7</sup>.

A flutuação de potencial afeta a energia cinética dos elétrons acelerados antes deles atingirem o alvo. Diferentes energias cinéticas dos elétrons resultam em um feixe com fótons de diferentes energias. Radiação de “bremsstrahlung” emitida durante a desaceleração de elétrons terá energias diferentes dependendo da direção do elétron incidente em relação ao núcleo do átomo alvo.

Quando um feixe de elétrons atinge o alvo, há energia transferida ao material do alvo o que leva à ejeção de elétrons e à excitação atômica. O efeito resultante é a emissão de raios-X característicos com energias diferentes a partir de um número de estados de energia diferentes durante a desexcitação. Além disso, um feixe de elétrons pode ter colisões múltiplas com o material do alvo o que liberaria diferentes quantidades de energia durante cada colisão. Esses efeitos somados produzem um feixe de energia polienergético.

Parte da energia do feixe de fótons que atravessa um meio, tal como o tecido humano, é absorvida pelo meio podendo causar dano biológico. A energia depositada por

unidade de massa do meio é denominada dose absorvida e os efeitos biológicos da radiação são analisados pela Efetividade Biológica Relativa (RBE). A energia do feixe de fótons escolhida em radioterapia está diretamente associada à capacidade de penetração do feixe e, dessa forma, à liberação de dose em profundidade no tecido. A penetrabilidade do feixe de raios-X é usada para se avaliar a qualidade do feixe. Um feixe de raios-X de alta penetrabilidade é denominado “feixe duro” (“hard beam”) e, portanto, o feixe com um grande número de componentes de baixa energia é denominado “feixe mole” (“soft beam”)<sup>8,9</sup>.

Quando um feixe de radiação atravessa um meio material, a intensidade da radiação transmitida é atenuada. A diminuição da intensidade do feixe é denominada atenuação do feixe, o meio é denominado absorvedor ou atenuador e essa atenuação é diretamente proporcional à espessura do absorvedor. Os atenuadores mais comuns utilizados em radioterapia são os filtros que são intencionalmente adicionados no caminho do feixe de radiação.

A adição de um filtro no caminho do feixe de fótons altera a penetrabilidade do feixe uma vez que remove os componentes de baixa energia, tornando, dessa forma, o feixe mais homogêneo. Como resultado, a energia efetiva do feixe aumenta, aumentando a penetrabilidade do mesmo. Assim, a qualidade do feixe aumenta quando a espessura do filtro é aumentada. Entretanto, existe um comprometimento entre o grau de endurecimento do feixe e a quantidade necessária de intensidade da radiação para se realizar um procedimento de tratamento que possa ser bem sucedido<sup>8</sup>.

Para feixes de megavoltagem, a qualidade do feixe de radiação é especificada em termos da razão de porcentagem de dose em profundidade ou de relação em duas profundidades distintas. A porcentagem de dose em profundidade é definida como a razão da intensidade da radiação em um meio a uma determinada profundidade com relação à intensidade a uma profundidade de referência. A profundidade de referência é geralmente a profundidade da intensidade máxima e é medida em um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>.

### **1.3- O Filtro Físico**

Filtros físicos são construídos em materiais metálicos, geralmente chumbo ou aço, que são interpostos no caminho do feixe de radiação, acoplados ao cabeçote do acelerador linear, de forma a produzir um gradiente na intensidade do feixe de radiação. Estes filtros causam um decréscimo progressivo na intensidade do feixe através do campo de radiação assim

como uma inclinação na curva de isodose sob a incidência do feixe normal. Assim, o filtro físico é desenhado de forma a produzir curvas de distribuição de dose pela atenuação da intensidade do feixe.

A disponibilidade dos filtros físicos tem ajudado muito o planejamento do tratamento quanto à liberação da dose ao volume do tumor. Filtros físicos têm sido usados como compensadores que permitem delinear curvas em forma de cunha (“wedge”) e podem ser usados dessa forma para produzir distribuições de dose mais adequadas ao tratamento planejado, como em situações em que eles podem ser usados para compensar a curvatura de uma superfície (contorno do paciente) ou decréscimos na espessura do tecido ou órgão a ser irradiado <sup>5</sup>.

No filtro físico, as curvas de isodose do campo são normalizadas para 100% no eixo central na profundidade de dose máxima do campo aberto. O ângulo nominal é definido pela tangente da curva de 80% da dose no eixo central, que varia na profundidade de 5 a 10 cm, dependendo da energia do feixe (Figura 4). Os filtros físicos são otimizados para produzir o ângulo desejado nos maiores tamanhos de campo abrangidos, 20 cm para ângulos de 15°, 30°, 45° e 15 cm para o ângulo de 60°.

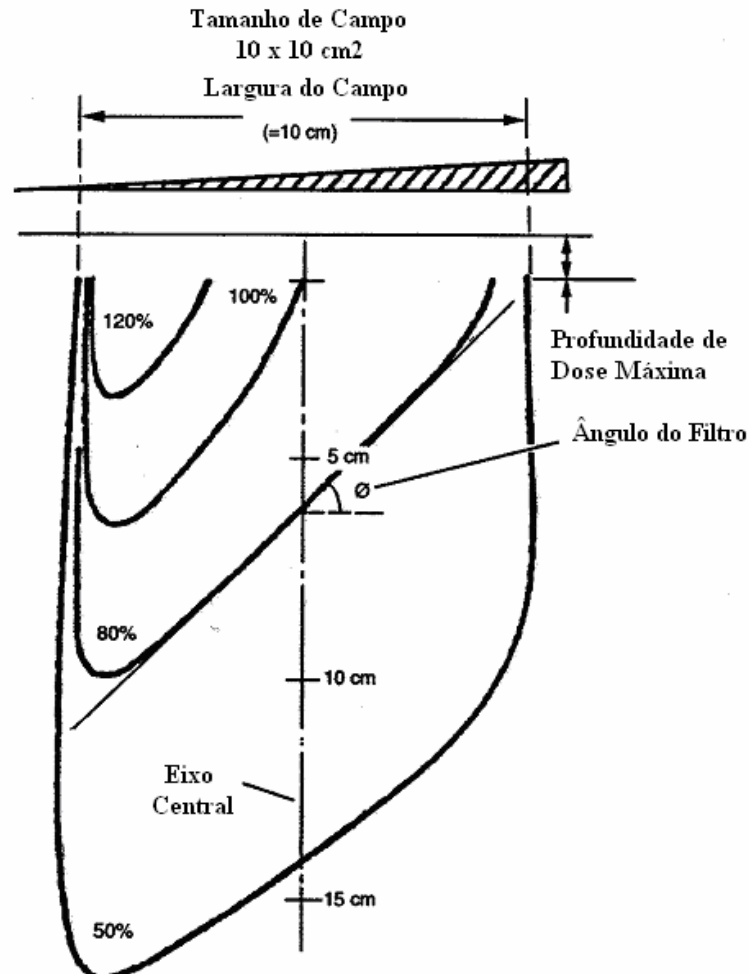


Figura 4 – Determinação do ângulo do filtro físico<sup>10</sup>.

Filtros físicos podem alterar a qualidade do feixe de fótons causando o “endurecimento” do feixe, ou seja, o filtro de metal bloqueia os fótons de menor energia do feixe (menos penetrantes) permitindo a passagem apenas dos fótons de maior energia. É necessária uma intervenção manual para posicionar o filtro físico na unidade de tratamento, na posição de bandeja apropriada para tal finalidade. Existe um inter-travamento que verifica se o filtro com a angulação desejada foi posicionado corretamente. Entretanto, como em alguns casos emprega-se uma orientação diferente da usual, visando dar uma uniformidade melhor em torno do volume alvo, isto pode eventualmente ocasionar erros. Nestes casos, deve-se explicitar na ficha de tratamento do paciente deve ser explicitada a orientação do filtro a ser usada.

#### 1.4 - O Filtro Dinâmico

Durante muitos anos, os filtros têm sido empregados movendo-se manualmente um bloco de chumbo em posições sucessivas através de um campo de tratamento aberto. Um

esforço particular foi feito nos últimos anos para que se fizesse uso de computadores comercialmente integrados com o controle do acelerador linear, o que tornaria mais eficiente a implementação de rotinas de tratamento clínico.

O filtro dinâmico é a denominação dada para a técnica que difere do filtro físico (filtro de metal) uma vez que nenhum modificador externo é utilizado para criar o perfil de dose do filtro. Um filtro dinâmico gera uma distribuição espacial de dose similar à produzida por um filtro físico sem a presença do mesmo no caminho do feixe de radiação. Ao contrário, o perfil de isodose (em forma de cunha – “wedge”) é criado pela ação de varredura de um dos colimadores do cabeçote do acelerador da posição "aberta" até a posição "fechada" enquanto o feixe está ligado (Figura 5).

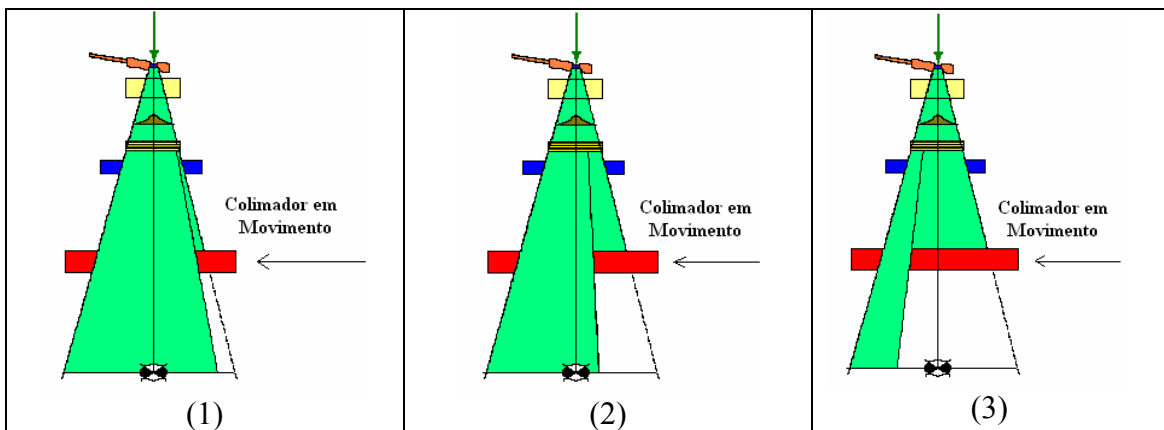


Figura 5 - Seqüência ilustrando o movimento de varredura do colimador no filtro dinâmico.

O filtro dinâmico aprimorado (“Enhanced Dynamic Wedge” - EDW) é uma ferramenta utilizada em conjunto com o acelerador linear Clinac da Varian, empregado em associação com o sistema de planejamento Eclipse, desenvolvido também pela Varian.

O filtro dinâmico permite duas orientações de varredura dos colimadores, denominadas de Y1-IN e Y2-OUT, respectivamente. A seleção dessas orientações determina qual dos colimadores está se movendo durante o tratamento ou quando o feixe está ligado. Assim, quando se quer criar um filtro com a orientação Y1-IN, o sistema de controle do computador faz com que o colimador Y1 se mova de forma a varrer o campo de tratamento enquanto o colimador oposto Y2 permanece parado. Da mesma forma, são criados filtros movendo-se o colimador Y2 e mantendo-se fixo o colimador Y1. O perfil de isodose obtido

corresponde àquele de um filtro físico sendo que o "calcanhar" da curva está orientado na direção do colimador que se move e o "dedo" da curva na direção do colimador oposto fixo (Figura 6).

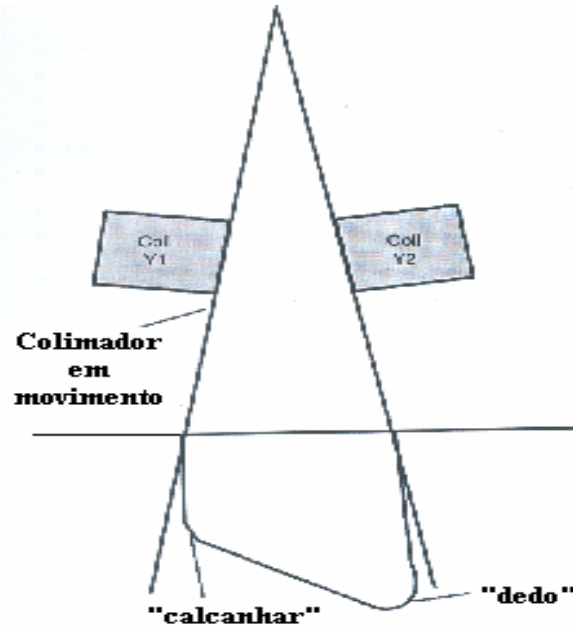


Figura 6 – Perfil de dose obtido com o filtro dinâmico <sup>10</sup>.

A taxa de dose e a velocidade do colimador são moduladas de acordo com um padrão pré-calculado, que é uma combinação da dose liberada enquanto o colimador varre o campo criando, dessa forma, o perfil de isodose de acordo com o filtro que foi selecionado pelo operador do equipamento. Do ponto de vista clínico, o perfil de isodose obtido correspondente a um determinado filtro é um parâmetro de grande importância uma vez que depende apenas da relação entre dose liberada em função da posição do colimador que é controlada pelo computador. A relação entre a dose liberada e a modulação da velocidade do colimador é uma função contínua, embora a velocidade do colimador e a taxa de dose variem de acordo com padrões pré-calculados.

O sistema de controle do acelerador calcula a taxa de dose bem como a velocidade do colimador que será usada para cada ponto do tratamento antes do início do mesmo e para cada segmento individualmente, de forma que o tratamento seja liberado no menor tempo possível. O tempo de tratamento pode ainda ser minimizado escolhendo-se a velocidade máxima do colimador para cada segmento de campo através da determinação das unidades monitoras requeridas para o efeito desejado dentro de cada segmento. Assim, em segmentos que exigem

um menor número de unidades monitoras para serem liberadas, a velocidade máxima é selecionada e, conseqüentemente, a taxa de dose é menor. Já para segmentos que requerem um grande número de unidades monitoras, o colimador é movido com velocidade menor e a taxa de dose muda para um valor maior.

A relação da taxa de dose em função da posição do colimador durante um tratamento com os filtros dinâmicos está contida em uma tabela de posição em função da dose, conhecida com Tabela de Tratamento Segmentado ("Segmented Treatment Table" - STT), que produz o perfil da dose para o filtro selecionado pelo operador. Os parâmetros relevantes para o filtro dinâmico, como energia do feixe, orientação (colimador que se moverá), tamanho do campo e ângulo do filtro são selecionados pelo operador para que o sistema de controle calcule a tabela de tratamento segmentado correspondente.

Qualquer tratamento com filtro dinâmico aprimorado se inicia com uma fração da dose sendo liberada ao campo total (ou campo aberto), ou seja, antes que o colimador comece a se mover da posição "aberta" até a posição "fechada". Durante essa fase de campo aberto, a taxa de dose é constante e igual à taxa de dose selecionada pelo operador.

Depois de estabelecida a fase de campo aberto, inicia-se o movimento do colimador de forma a varrer o campo na direção do colimador fixo. O tamanho final do campo no final da varredura tem como dimensão na orientação do colimador que se move sempre o valor de 0,5cm (que é o menor valor permitido). Neste trabalho, foram feitas medidas com ambas as orientações, ou seja, movendo-se ambos os colimadores Y1-IN (com Y2-OUT fixo) e depois Y2-OUT (com Y1-IN fixo). Em geral, os colimadores começam a se mover com velocidade máxima, enquanto a taxa de dose é reduzida. À medida em que a área varrida pelo colimador aumenta, a velocidade do mesmo diminui e a taxa de dose aumenta proporcionalmente, mas sem exceder a taxa de dose selecionada (Figura 7). A progressão exata da taxa de dose e da velocidade do colimador depende do ângulo do filtro, do tamanho de campo, do número total de unidades monitoras e da energia do feixe selecionados pelo operador, o que permite que a função dose em função da posição do colimador seja completamente determinada<sup>10</sup>.

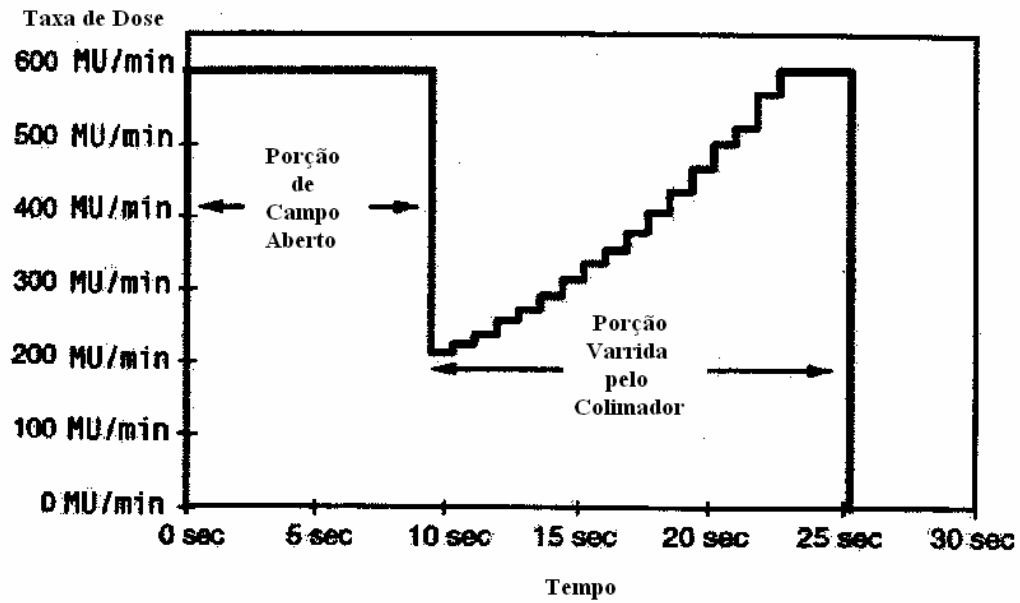


Figura 7 – Progressão da taxa de dose <sup>10</sup>

A definição de ângulo para EDW é diferente daquela para filtros físicos. Ao contrário do filtro físico, o filtro dinâmico aprimorado segue a definição recomendada pelo IEC Report 976 <sup>11</sup> e pelo ICRU Report 24 <sup>12</sup>. Nesse caso, o ângulo nominal é obtido unindo-se os dois pontos sobre a isodose que intercepta o raio central, na profundidade de 10 cm, que estão localizados à distância de 1/4 do tamanho do campo, medidos a partir do raio central (Figura 8)

<sup>10</sup>



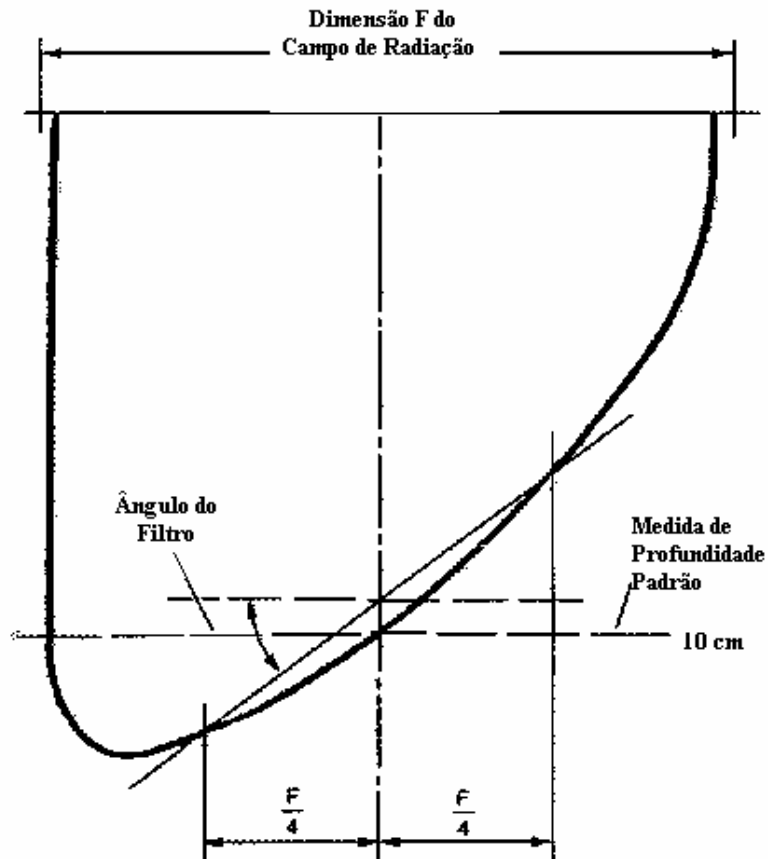


Figura 8 - Determinação do ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW) <sup>10</sup>.

### 1.5 - Revisão Bibliográfica

O conceito de filtro dinâmico foi proposto originalmente por Kijewski *et al* <sup>13</sup> que postulou que um computador conectado a um acelerador linear poderia ser usado para movimentar o colimador do acelerador através do campo de tratamento desejado enquanto o tratamento com radiação está em progresso, criando assim um perfil de feixe modelado pelo filtro. De acordo com os resultados obtidos por Kijewski, pelo ajuste do curso do movimento do colimador, pode-se produzir campos com qualquer ângulo do filtro. O mesmo resultado pode ser alcançado com filtros físicos que necessitam ser manuseados, enquanto que com os filtros dinâmicos exige-se apenas alterações dos comandos enviados do computador à máquina de terapia.

Propostos no final dos anos 70, os filtros dinâmicos têm sido amplamente implementados em aceleradores da Varian com o Varian Dynamic Wedge (DW) usado em conjunto com o sistema de planejamento CadPlan, e da Siemens com o Siemens Virtual Wedge

(VW). Recentemente a Varian introduziu o Enhanced Dynamic Wedge (EDW) empregado em associação com o sistema de planejamento Eclipse para adicionar funcionalidade a essa modalidade<sup>13,14,15</sup>. A natureza dinâmica das funções do filtro dinâmico oferece uma grande facilidade para tratamento com feixe de fótons.

Em 1991, a Varian introduziu o Dynamic Wedge, a primeira implementação clínica deste tipo. Os fundamentos para este tipo de filtro estão nos trabalhos de Leavitt *et al*<sup>17,18,19</sup>. Esta implementação inicial estava limitada a quatro ângulos (15°, 30°, 45° e 60°) e a campos simétricos. Com o filtro dinâmico aprimorado (“Enhanced Dynamic Wedge”) foi possível acrescentar mais três ângulos: 10°, 20° e 25°, que não são usados com o filtro físico. O filtro dinâmico aprimorado tem sido implementado nos aceleradores da Varian desde 1996.

A vantagem do filtro dinâmico aprimorado (EDW) em relação ao filtro dinâmico (DW) é que apenas uma tabela de tratamento segmentado “golden” (“Golden’ Segmented Treatment Table” - GSTT) é usada, o que simplifica muito a implementação do filtro dinâmico. Muitos autores têm discutido a implementação do filtro dinâmico aprimorado, e o alvo principal destas discussões tem sido os campos simétricos, bem como os cálculos dos fatores de saída (“output”) para os sistemas de planejamento de tratamento<sup>20</sup>.

O projeto de um filtro dinâmico aprimorado se caracteriza, essencialmente, por dois aspectos: 1) o colimador que se move pára a 0,5 cm de distância do colimador fixo e 2) o fator de saída depende fortemente da posição final do colimador que se move e do centro do campo no plano do filtro. O primeiro aspecto resulta em uma dose maior no “dedo” da curva de isodose para um filtro dinâmico se comparado a um filtro físico, e o segundo aspecto cria uma escala para os fatores de saída no eixo central. Para um campo simétrico, o fator de saída no eixo central para o filtro dinâmico aprimorado diminui à medida que a posição final do colimador que se movimenta aumenta (no acelerador da Varian). Já para um campo assimétrico, de mesmo tamanho comparado a um campo simétrico, o fator de saída aumenta quando o centro do campo assimétrico é movido em direção ao “calcanhar” da curva de isodose<sup>10,20</sup>. Nos aceleradores da Varian que fazem uso do filtro dinâmico aprimorado, tanto a velocidade do colimador que se move quanto a taxa de dose são interativamente ajustadas para otimizar a distribuição da dose.

Uma das grandezas que pode ser utilizada para a avaliação do filtro dinâmico aprimorado, e não apenas do filtro físico, é o Fator Filtro – FF. O fator filtro é um fator de transmissão e pode variar de acordo com a energia do feixe de radiação, do material de que é

feito o filtro e da geometria do mesmo, da geometria do campo e da profundidade de medida. Para ambos os campos simétricos e assimétricos o fator filtro no eixo central pode ser calculado a partir da equação abaixo:

$$FF = \frac{D_F}{D_{aberto}} \quad (1)$$

onde  $D_F$  é a dose na água com filtro a uma profundidade definida P e  $D_{aberto}$  é a dose medida a mesma profundidade P, mas com o campo aberto, ou seja, sem filtro <sup>7, 20, 21</sup>.

Existem, entretanto, na literatura publicada, outros formalismos, ou métodos, que permitem a determinação do fator filtro para filtros dinâmicos aprimorados. Esses métodos permitem que sejam calculados os fatores filtro para cada ângulo de filtro considerado sem que sejam, necessariamente, feitas medidas diretas das doses de radiação recebidas por um meio.

Um desses métodos foi proposto por Gibbons <sup>1</sup> e apresenta uma expressão analítica para o fator filtro do filtro dinâmico aprimorado baseado em um modelo que leva em conta a fração de unidades monitoras (UM) liberada. A expressão final obtida por Gibbons é dada na equação 2:

$$FF = \frac{F_0 S_G(0) + F_{60} S_G(Y_0) + F_{60} a_1 b_1 \alpha e^{\beta Y_0} \left( \frac{e^{(b_-) Y_{CF}} - e^{(b_-) Y_0}}{b_-} + e^{2b_1 Y_0} \frac{e^{-(b_+) Y_{CF}} - e^{-(b_+) Y_0}}{b_+} \right)}{F_0 S_G(0) + F_{60} S_G(Y_{CF})} \quad (2)$$

em que:

$$F_0 = 1 - F_{60}$$

$$F_{60} = \frac{\tan(\theta)}{\tan(60^\circ)}$$

$S_G(Y)$  = “golden” STT’s (GSTT’s) no ponto Y (posição do colimador que em movimento);

$$S_G(Y) = a_0 + a_1 e^{b_1 Y}$$

$a_0$ ,  $a_1$  e  $b_1$  = parâmetros para a forma exponencial de  $S_G(Y)$  para a energia de 6 MV, sendo

$$a_0 = -0,0496, a_1 = 1,1940 \text{ e } b_1 = 0,09054;$$

$$Y_{CF}^* = Y_{CF}(\text{posição do colimador fixo}) - 0,5$$

$\alpha$  e  $\beta$  são valores de parâmetros determinados para o perfil que melhor se adapta à curva de isodose para um campo  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  para o feixe de 6 MV, sendo que  $\alpha = 0,119$  e  $\beta = 0,152$  e

$$b_+ = b_1 + \beta;$$

$$b_- = b_1 - \beta;$$

$Y_0$  = posição do raio central em relação ao colimador em movimento; quando o campo é simétrico,  $Y_0 = 0$ .

Essa é a equação final para o fator filtro para o filtro dinâmico aprimorado generalizada para campos assimétricos. Quando o campo é simétrico  $Y_0 = 0$  e a equação é simplificada.

Outro método, ou formalismo, usado para se determinar o fator filtro sem a necessidade de medidas da dose no meio é o desenvolvido por Klein *et al*<sup>2</sup> que usou um algoritmo para calcular o fator filtro para qualquer ângulo e dimensão de campo. Para um feixe de fótons de 6 MeV o fator filtro pode ser calculado pela equação 3:

$$FF = \frac{1}{1 - 0,5774 \tan(\theta) \left[ 1 - 0,9687 e^{(0,0636 \cdot Y_{CF})} \cdot (0,9921 + 0,0157 \cdot Y_{CF})^2 \right]} \quad (3)$$

em que  $\theta$  = ângulo do filtro e  $Y_{CF}$  é a posição do colimador fixo.

Existem muitos outros trabalhos publicados, o que mostra a importância do uso e implementação dos filtros dinâmicos na radioterapia. Foi dado um maior destaque a estes dois formalismos uma vez que, com os valores de fator filtro calculados por meio deles se poderá fazer uma comparação com os valores obtidos através das medidas apresentadas neste trabalho o que, por sua vez, servirá para que se faça uma avaliação dos resultados obtidos permitindo-se assim, a validação dos mesmos e, conseqüentemente, do trabalho como um todo.

## 1.6 - Medidas Dosimétricas

As medidas em dosimetria são necessárias para validar as principais características dos filtros dinâmicos. As medidas deverão ser avaliadas em função do tamanho de campo e ângulo do filtro para distribuição de dose em profundidade, fator filtro e perfis de dose do feixe. Em alguns sistemas de planejamento esses termos são gerados a partir de tabelas de tratamento segmentado fornecidas para cada energia específica do feixe. Várias ferramentas de medidas em dosimetria estão disponíveis e a escolha dessas ferramentas depende dos dados exigidos pelo sistema de planejamento do tratamento em questão. Vários instrumentos para medida estão disponíveis comercialmente para medidas com filtros dinâmicos <sup>7,8</sup> Estes incluem câmaras de ionização dispostas em arranjos lineares e sistemas de imagem de feixe, além de outros.

### **1.7 – Objetivos do Trabalho**

O objetivo deste trabalho consiste na dosimetria de filtros dinâmicos aprimorados (EDW). Novos equipamentos e técnicas para o aprimoramento do uso da radiação em terapia têm sido criados e avanços recentes permitiram que novas ferramentas fossem desenvolvidas, melhorando consideravelmente os resultados durante o tratamento.

Neste trabalho, a avaliação da funcionalidade, e conseqüente aplicabilidade, dos filtros dinâmicos aprimorados foi realizada através de resultados de medidas utilizando-se três sistemas dosimétricos diferentes, a saber, o sistema de imagem de feixe (“Beam Image System” – BIS<sup>2G</sup>), uma câmara de ionização cilíndrica e um arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas (“ionization chamber linear detector array”).

Esses equipamentos foram complementados com softwares para a aquisição dos dados que, juntamente com o controle computadorizado de vários parâmetros do acelerador linear durante a irradiação, permitiram também a verificação da otimização dos tratamentos criados e liberados para cada situação.

Dessa forma, fazendo uso desses equipamentos serão analisadas algumas características dos filtros dinâmicos aprimorados, a partir de medidas que permitirão verificar a simetria dos perfis de fluência e dose, a linearidade da dose, o efeito da taxa de dose e o efeito da gravidade, no que diz respeito ao funcionamento dos dois colimadores do filtro. Também foram feitas medidas com a câmara de ionização que permitiram determinar a porcentagem de

dose em profundidade (PDP) e calculado, para os três sistemas dosimétricos usados, os fatores filtro para cada ângulo do filtro dinâmico.

Os resultados obtidos com esses três sistemas, e sua conseqüente análise permitirão a comparação entre os diferentes sistemas dosimétricos com o intuito de validar os resultados e avaliar a viabilidade do uso do filtro dinâmico aprimorado, bem como sua operação adequada através da verificação de seu perfeito funcionamento. Da mesma forma, será possível fazer a devida comparação desses resultados e os formalismos citados com o objetivo de validar os resultados desse trabalho.

## 2 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 - Descrição dos Equipamentos

#### 2.1.1 - Objeto Simulador de Água

A água é o meio substituto universal para tecidos moles usado tanto com feixes de fótons quanto com feixes de elétrons, e é também o material padrão para objetos simuladores (“phantoms”) utilizados em medidas dosimétricas em radioterapia. Entretanto, algumas medidas dosimétricas são também realizadas em materiais sólidos, tais como o poliestireno, lucite, água sólida e outros, que simulam a água em termos de densidade de massa, número de elétrons por grama e número atômico efetivo. Geralmente, a água é recomendada para calibração de feixes de fótons e elétrons de megavoltagem (TRS398, IAEA 2000).

Um objeto simulador de água automatizado pode ser empregado com câmaras de ionização e diodos para varrer todo o campo de radiação. Sendo assim, esse tipo de objeto simulador é freqüentemente denominado analisador de campo de radiação (“Radiation Field Analyzer” – RFA) ou um graficador de isodoses. Um objeto simulador (RFA) bidimensional é bastante útil, porém um analisador de campo tridimensional é preferível uma vez que ele permite a varredura de campos de radiação em direções ortogonais sem necessidade de mudança no posicionamento do objeto simulador<sup>16</sup>.

O mecanismo de movimento transversal para as câmaras de ionização ou diodos também pode ser usado para movimentar filmes dosimétricos para serem lidos por densitometria óptica. O mecanismo deve ter uma exatidão de movimento de 1 mm e uma precisão de 0,5 mm. Uma varredura do objeto simulador RFA deve ser capaz de varrer 50 cm na direção horizontal e 40 cm na vertical. A margem do objeto simulador ao redor do campo nominal deve ser de no mínimo 5 cm de água em todas as direções e deve haver ao menos 10 cm de água abaixo da câmara para produzir o espalhamento necessário. O tanque de água deve ser no mínimo 10 cm mais largo que a varredura em cada dimensão.

O objeto simulador (RFA) deve ser preenchido com água, preferencialmente água destilada, e então posicionado com o detector de radiação centralizado no eixo central do feixe de radiação. O mecanismo de movimento transversal deve então mover o detector de radiação ao longo do eixo central do feixe de radiação. Depois do cabeçote do acelerador ter sido

nivelado, com o feixe dirigido verticalmente para baixo, o nivelamento do mecanismo de movimento pode ser obtido pela varredura do detector de radiação ao longo do eixo central do feixe de radiação indicado pela imagem das marcas do campo luminoso. Qualquer desvio do detector a partir do eixo central, quando o detector é movido para fora da superfície da água, indica que o mecanismo de movimento não está corretamente nivelado.

Neste trabalho foi utilizado um objeto simulador de água - “Blue Phantom”, fabricado pela Scanditronix-Wellhöfer <sup>22</sup>, que consiste de um objeto simulador de água tridimensional (tanque de Perspex, com paredes laterais de 10 mm, parede do fundo de 15 mm e dimensões de 480 x 480 x 480 mm<sup>3</sup>). Este objeto simulador está integrado ao software para aquisição e análise de dados OmniPro<sup>TM</sup>-Accept, da Scanditronix-Wellhöfer <sup>23</sup>. O objeto simulador possui indicadores de posição de calibração e nivelamento do mecanismo de movimento integrados que reduzem os tempos de posicionamento (“set-up”). Ele também possibilita um modo de varredura contínuo avançado que assegura o menor tempo de medida combinado com uma alta resolução espacial. Na posição horizontal X há uma barra deslizante em que os suportes para vários detectores podem ser montados. O detector de campo pode ser posicionado nas três dimensões para medidas de feixes verticais e horizontais. Cada direção de varredura é equipada com uma régua de aço inoxidável calibrada, de forma a possibilitar um posicionamento preciso. Há também um controle manual que possibilita um ajuste mais preciso das posições dos detectores de radiação (Figura 9).

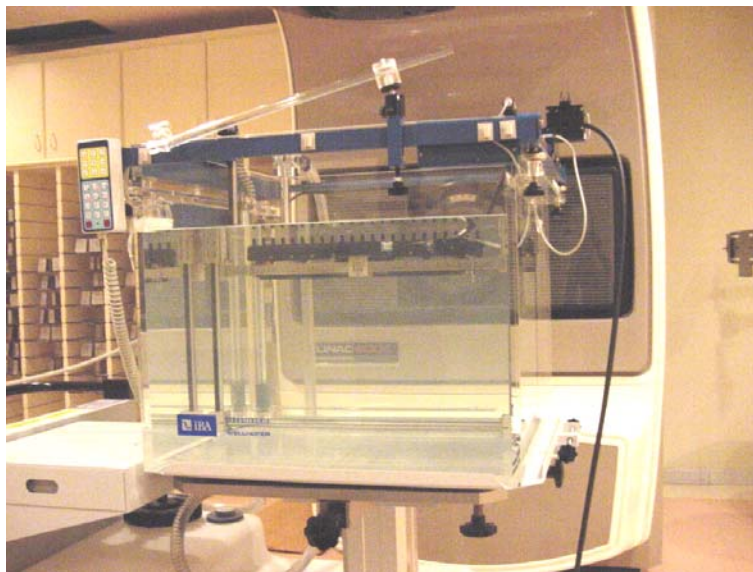


Figura 9 – Objeto simulador de água – “Blue Phantom” do Hospital do Câncer A.C.Camargo



### 2.1.2 - Sistema de Imagem de Feixe (“Beam Image System” – BIS<sup>2G</sup>)

Um dos sistemas dosimétricos utilizado neste trabalho é o sistema de imagem de feixe (“Beam Image System” – BIS<sup>2G</sup>)<sup>24</sup>, que é um sistema opticamente selado consistindo de uma placa de cobre coberta com uma tela cintiladora de Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S. Os raios-X que interagem com a placa de cobre são convertidos em luz através da alta eficiência quântica da tela cintiladora e então incidem em um sistema que consiste de um espelho e um conjunto de lentes de alta qualidade e são refletidos para uma câmara digital CCD (“Charge-Coupled Device”)<sup>25</sup>. A câmara digital oferece uma saída de dados de 12 bits com uma resolução de 820 x 820 pixels. Cada pixel cobre uma área de 0,37 x 0,37 mm<sup>2</sup> a 100 cm de distância foco-superfície (“Source Surface Distance” - SSD). O tempo mínimo de amostragem para imagens bidimensionais é de 120 ms e é selecionado pelo usuário com intervalo de tempo de 1 ms. Assim, o aparelho de imagem consiste dos seguintes componentes:

1. invólucro da câmara / lentes;
2. cone;
3. subsistema cintilador / espelho;
4. tripé<sup>18</sup>;

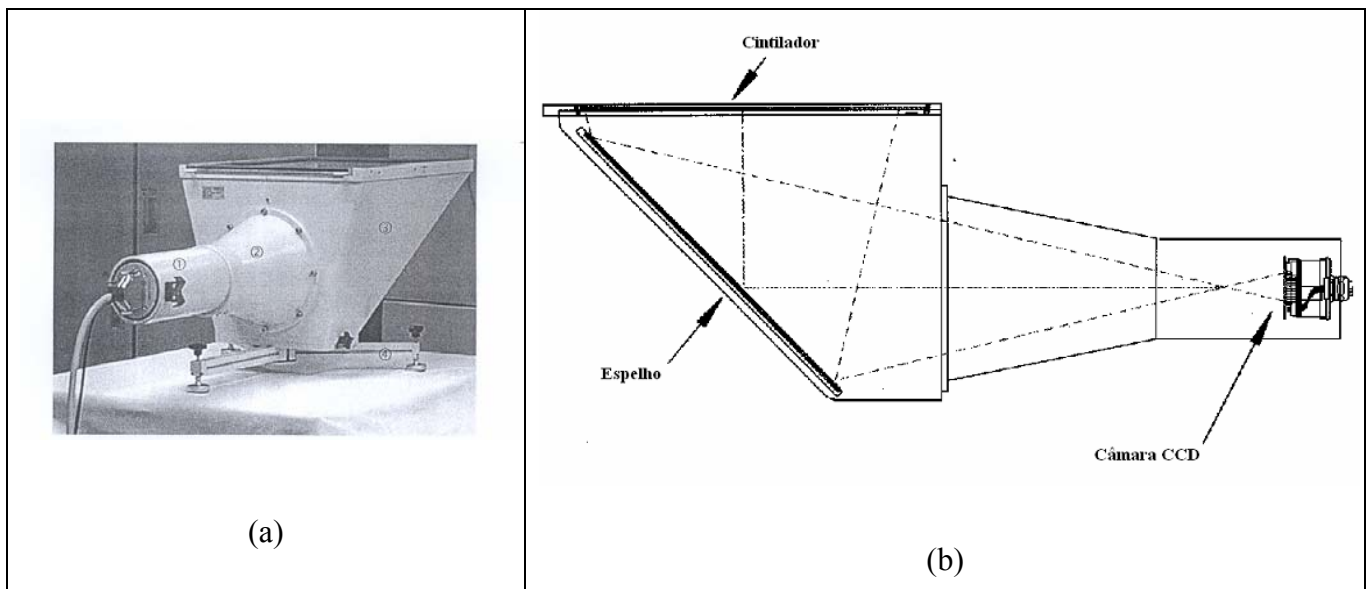


Figura 10 – (a) Sistema de Imagem de Feixe – BIS<sup>2G</sup> e (b) diagrama esquemático do BIS<sup>2G</sup><sup>24</sup>.

O sistema de imagem de feixe com o cintilador inserido é posicionado em uma mesa (que pode ser a mesa de tratamento) abaixo do cabeçote do acelerador linear. Com uma moldura

de adaptação opcional, é também possível montar o aparelho de imagem diretamente no cabeçote do acelerador. Neste trabalho foram usadas as duas montagens. Quando o acelerador irradia o cintilador, a luz é gerada como uma função da taxa de dose. Através do espelho, a luz é refletida na direção das lentes. Uma matriz CCD dentro da câmara converte a luz em carga elétrica. A carga é digitalizada e transmitida para o computador que possui uma placa apropriada para uso com o software OminPro<sup>TM</sup>-I'mRT, da Scanditronix-Wellhöfer<sup>26</sup>.

O referido software permite importar dados de distribuições de fluência calculadas para um sistema de planejamento de tratamento e comparar com os dados medidos experimentalmente. Os dados que ele pode comparar são valores de dose absoluta em um único ponto, mapas de intensidade e dose relativa, tanto em campos estático como dinâmico. O sistema OmniPro<sup>TM</sup>-I'mRT (que é o conjunto de software e hardware) pode ser configurado de diferentes formas, sendo uma delas o ImRT QA/BIS<sup>2G</sup> utilizado no presente trabalho.

Para reduzir a luz indireta que atinge a câmara CCD o cone tem uma superfície interna áspera. A superfície interna curva da janela de entrada (entre o cintilador e o espelho) é coberta por uma folha metálica para proteger o aparelho de poeira. Uma blindagem de chumbo com uma espessura de 3 mm cobre a metade superior do invólucro das lentes/câmara para protegê-las da radiação. O tripé com o qual o aparelho é equipado é usado para posicionamento e nivelamento do mesmo. Quatro marcas de referência no lado de fora do invólucro do cintilador/espelho possibilitam o posicionamento do aparelho de imagem alinhando-se o mesmo com os lasers existentes na sala de tratamento.

O cintilador é usado para medidas de campos de radiação. O cintilador é inserido em duas fendas no topo do aparelho de imagem. A folha metálica de Fast Lanex (lado branco) deve ser colocada embaixo, enquanto que o lado negro (liga de latão coberta com veludo) deve ser colocada por cima na direção da fonte de radiação. Com o cintilador em sua posição correta, a luz ambiente não deverá entrar no aparelho (de qualquer forma, durante a aquisição de dados pelo software pode ser descontada a radiação de fundo).

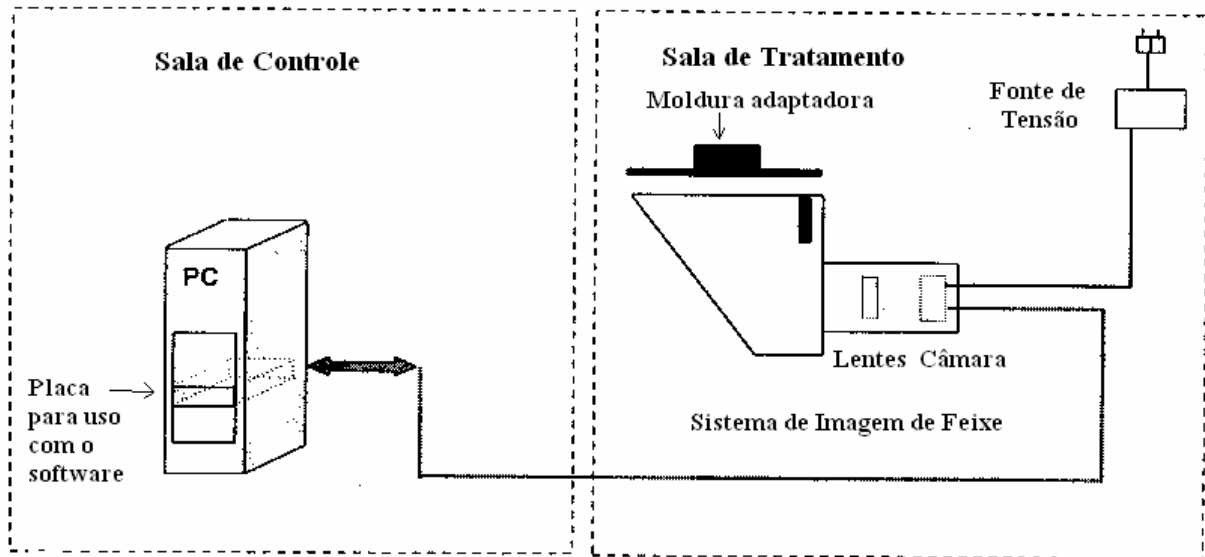


Figura 11 – Esquema do BIS e controle do computador<sup>24</sup>

Neste trabalho, foi utilizada ainda uma placa de acrílico de 1,5 cm de espessura, com o propósito de assegurar o equilíbrio eletrônico, tanto no caso em que o aparelho foi montado na mesa de tratamento como também quando foi acoplado ao cabeçote do acelerador, sendo que a SSD de 100 cm (quando montado na mesa) foi medida em relação ao cintilador.

### 2.1.3 - Câmara de Ionização

A câmara de ionização é dos um dos detectores mais usados e o mais prático tipo de dosímetro para medidas precisas da dose absorvida no meio pelo feixe de radiação usado em radioterapia. A determinação da dose absorvida, levando-se em conta as condições em que se dá a irradiação, é denominada calibração do feixe de radiação. As câmaras de ionização são recomendadas para dosimetria absoluta (quando o dosímetro produz o sinal para a dose em seu volume sensível que pode ser determinada sem exigir calibração em um campo de radiação conhecido) e usadas em dosimetria relativa ( quando o dosímetro exige calibração), para medidas de perfis de dose e dose em profundidade em feixes de fótons e de elétrons<sup>17</sup>. Feixes de fótons e elétrons para uso clínico são mais comumente calibrados com câmaras de ionização usadas como dosímetros absolutos e têm seus coeficientes de calibração determinados no ar ou na água em referência ao laboratório padrão primário nacional de dosimetria (“Primary Standards Dosimetry Laboratory” - PSDL)<sup>7,8</sup>.

Câmaras de ionização podem ter várias formas e tamanhos dependendo da finalidade a que se destinam, mas basicamente consistem de uma cavidade envolvida por uma parede externa condutora e tendo um eletrodo central condutor. A parede externa condutora e o eletrodo central coletor da câmara são separados por um material isolante de alta qualidade que age de forma a reduzir a fuga de corrente quando uma tensão de polarização é aplicada à câmara. Um eletrodo de guarda é geralmente projetado com a câmara para reduzir a corrente de fuga da mesma. Esse eletrodo de guarda intercepta a corrente de fuga e permite que a mesma seja aterrada evitando assim o eletrodo coletor<sup>7</sup>.

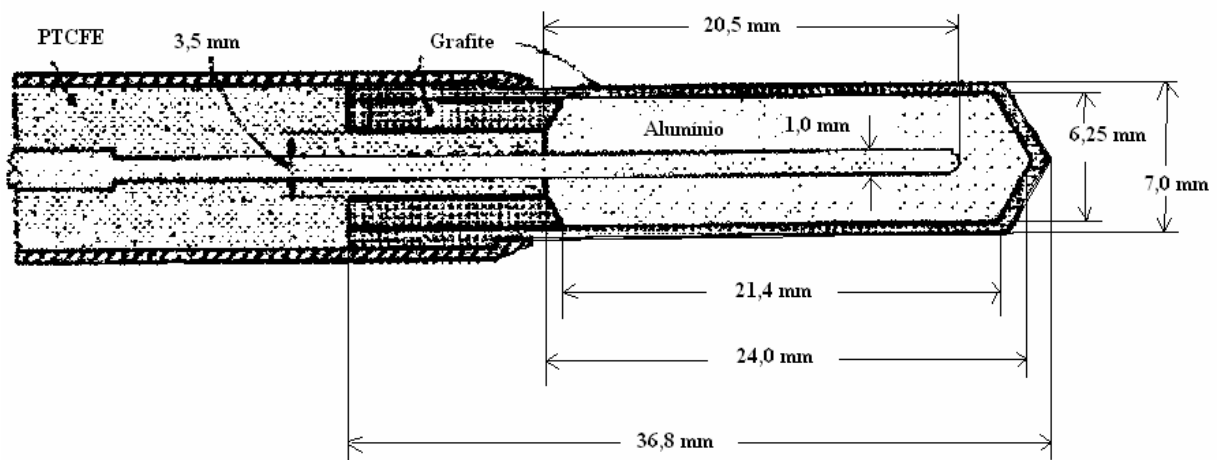


Figura 12 – Diagrama esquemático de uma câmara de ionização do tipo Farmer, com volume de  $0,6 \text{ cm}^3$  (PTCFE – politrifluoretileno)<sup>7</sup>.

O volume sensível da câmara é geralmente preenchido com ar e as grandezas medidas de dose e de taxa de dose são feitas por meio da carga de ionização,  $Q$ , ou a corrente de ionização,  $I$ , produzidas pela radiação na massa de ar da câmara  $m_{ar}$ . A carga  $Q$  e a massa de ar  $m_{ar}$  estão relacionadas à dose absorvida no ar pela equação:

$$D_{ar} = \frac{Q}{m_{ar}} \left( \frac{W_{ar}}{e} \right) \quad (4)$$

em que  $(W_{ar}/e)$  é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar por unidade de carga<sup>7</sup>.

O evento inicial de interação da radiação ionizante com a câmara é caracterizado pela liberação de elétrons de alta energia na parede da câmara através de efeito fotoelétrico,

efeito Compton ou produção de pares. Alguns desses elétrons secundários entram no volume sensível da câmara e ionizam moléculas de ar produzindo íons positivos e elétrons de baixa energia no gás sensível (ar) da câmara. Os elétrons de baixa energia se ligam às moléculas de oxigênio eletronegativas no ar formando íons negativos. Dessa forma, na câmara de ionização as partículas que são coletadas são os pares de íons positivos e negativos.

Neste trabalho foi utilizada uma câmara de ionização cilíndrica mais comum para calibração de feixes de raios-X e elétrons de megavoltagens (Figura 13). A câmara de ionização cilíndrica mais utilizada na prática é a de  $0,6 \text{ cm}^3$  desenhada pelo Farmer e fabricada pelo Baldwin para calibração do feixe em dosimetria de radioterapia. Seu volume sensível lembra um dedal ("thimble") e por esse motivo a câmara tipo Farmer também é conhecida como câmara dedal. A câmara de ionização utilizada neste trabalho foi do tipo Farmer PTW, modelo 30013, número de série 659, com volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$ .



Figura 13 – Câmara de ionização cilíndrica tipo Farmer do Hospital do Câncer A.C. Camargo

Sistemas de dosimetria baseados em câmaras de ionização são em princípio bastante simples e se constituem de três componentes:

1. Câmara de ionização adequada;
2. Eletrômetro;
3. Fonte de tensão.

O sistema de circuitos elétricos de um sistema de dosimetria baseado em câmara de ionização simples se parece com um capacitor (a câmara de ionização) conectado a uma bateria (fonte de tensão) com o eletrômetro medindo a carga e descarga de corrente no "capacitor".

Como uma câmara de ionização é basicamente um capacitor em que a carga ou a corrente de ionização são induzidas através de um feixe de radiação e essa carga ou corrente são muito pequenas (da ordem de  $10^{-9}$  ampère ou ainda menores), os eletrômetros são os aparelhos mais sensíveis para medida dessas pequenas correntes. Pode-se obter um alto ganho quando se utiliza um eletrômetro em conjunto com uma câmara de ionização. Além disso, o eletrômetro também pode funcionar como um amplificador operacional, com um resistor ou capacitor padrão para medir a corrente da câmara ou a carga coletada em um intervalo de tempo fixo<sup>7,9</sup>.

A fonte de alimentação da câmara de ionização/eletrômetro pode estar separada ou fazer parte do eletrômetro. Em ambos os casos é importante que se possa mudar a magnitude e polaridade da tensão da fonte alimentação, de forma que a eficiência da coleção de íons da câmara possa ser determinada para um feixe de radiação específico.

### **2.1.3 - Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas ( "Ionization Chamber Linear Detector Array")**

O detector linear de câmaras múltiplas utilizado neste trabalho foi o modelo CA24 , da Scanditronix-Wellhöfer, que consiste de 23 câmaras de ionização tipo dedal, de  $0,14 \text{ cm}^3$  cada, à prova d'água montadas em linha reta com 2 cm de espaçamento entre as câmaras. Como o uso de aceleradores lineares controlados por computador criou novos métodos de tratamento por radiação, o detector linear de câmaras múltiplas foi projetado especificamente para esse tipo de tratamento de forma a complementar o conjunto de equipamentos de dosimetria existentes.

O CA24 foi projetado para medidas de perfis de dose e percentagem de dose profunda na água, além de fornecer medidas rápidas e confiáveis com campos dinâmicos, assim como medidas de dose e análise de distribuições de dose em tempo real para ajuste on-line do acelerador linear; possibilita também a medida e cálculos de ângulos de filtros de acordo com os protocolos IEC e ICRU<sup>12</sup>.

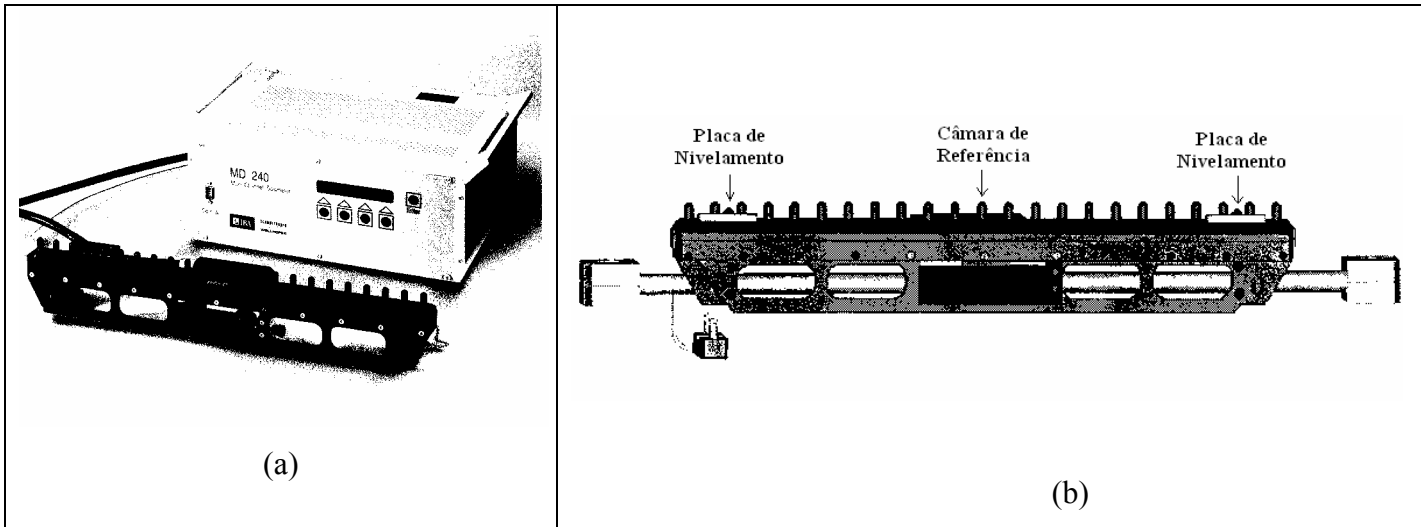


Figura 14 – (a) Arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas CA24 e eletrômetro MD240; (b) placas de nivelamento e câmara de referência do CA24.

O detector linear modelo CA24 é usado em combinação com o eletrômetro ou dosímetro multicanal modelo MD240. Além disso, uma câmara de referência ainda pode ser conectada ao arranjo linear de câmaras múltiplas, de forma a compensar variações a longo prazo no rendimento do acelerador. Entretanto, esse procedimento não foi adotado neste trabalho. A unidade de controle CU500E é que faz o controle de movimento dos mecanismos no objeto simulador.

Como princípio de operação, o arranjo linear de câmaras com uma única medida coleta 23 pontos (dados) a 2cm de intervalo, trabalhando em conjunto com o eletrômetro modelo MD240. O movimento é controlado por computador na distância definida pelo operador, podendo-se aumentar a resolução até 0,5 mm adicionando-se conjuntos de 23 pontos como desejado. Além disso, o arranjo linear de câmaras de ionização tem sensibilidade para uma taxa de dose (com 0,5% de resolução) na faixa de 0,02 Gy/min a 30 Gy/min. É importante mencionar ainda que, do conjunto de 23 câmaras do arranjo, a câmara do centro tem a função de câmara de referência, ou seja, os sinais das demais câmaras são comparados ao sinal desta câmara de referência.

Assim, as distribuições de dose unidimensionais ou bidimensionais podem ser medidas rapidamente. Para campos dinâmicos de radiação ou varredura de feixes produzidos por aceleradores, cada conjunto de 23 pontos é armazenado em um ciclo inteiro de tratamento.

O modelo CA24 é integrado ao software OmniPro™-Accept, para medidas, calibração e análise de dados. O modelo MD240 também é controlado pelo software e todos os parâmetros relevantes são continuamente verificados. Isso permite que uma matriz bidimensional possa ser calculada a partir de uma série de perfis paralelos e que curvas de isodose pré-definidas possam subsequentemente ser extraídas<sup>27</sup>.

## **2.2 – Procedimento Experimental**

### **2.2.1 – Medidas com o Sistema de Imagem de Feixe (BIS<sup>2G</sup>)**

Neste trabalho foi utilizado o Sistema de Imagem de Feixe BIS<sup>2G</sup> (descrito no item 2.1.2) em três posições distintas. O objetivo do uso do equipamento neste caso era a determinação da simetria, linearidade, efeito da taxa de dose e efeito da gravidade sobre o filtro dinâmico, no que diz respeito aos colimadores Y1-IN e Y2-OUT, e suas respectivas orientações, além do cálculo do fator filtro para campos simétricos. As duas orientações do filtro dinâmico aprimorado foram assim testadas para determinar qualquer dependência com a direção, taxa de dose e quantidade de unidades monitoras liberadas durante a varredura do campo. Além disto, foi possível testar o funcionamento dos motores que movimentam os colimadores, o que permitiu avaliar a eficiência e o perfeito funcionamento do filtro dinâmico.

O sistema OmniPro™-ImRT, nesse caso consistindo do software e do BIS<sup>2G</sup>, permite que se obtenha curvas de fluência da radiação que atinge a placa cintiladora através da seleção dos parâmetros desejados (tais como, energia do feixe, tamanho do campo, taxa de dose, quantidade de unidades monitoras liberadas e ângulo do filtro). As curvas obtidas através das medidas com o BIS<sup>2G</sup> para as duas orientações de varreduras podem, através deste software, ser sobrepostas e, dessa forma, permitem que se avalie o funcionamento do equipamento, ou seja, do filtro dinâmico.

Em uma primeira montagem em que se determinou a simetria, a linearidade e o efeito da taxa de dose, o Sistema de Imagem de Feixe BIS<sup>2G</sup> foi posicionado sobre a mesa de tratamento, abaixo do cabeçote do acelerador que foi mantido em uma angulação de 0°. Foi utilizada uma placa de acrílico de 1,5 cm de espessura sobre a superfície detectora do BIS<sup>2G</sup> e essa superfície detectora foi posicionada a 100 cm da fonte de radiação (distância usual de tratamento). Essa placa de acrílico foi utilizada como material para prover o equilíbrio de partículas secundárias carregadas.



Depois, para se verificar se o efeito da gravidade poderia ter alguma influência direta sobre o movimento dos colimadores ou sobre os motores que movimentam os mesmos, e dessa forma sobre a eficiência no movimento dos colimadores e confiabilidade dos resultados na aplicação dos filtros dinâmicos, o BIS<sup>2G</sup> foi acoplado por meio de uma moldura (estrutura) adaptada ao cabeçote do acelerador que permitia que o BIS<sup>2G</sup> se movesse juntamente com o mesmo. Ainda nessa montagem, mesmo com o BIS<sup>2G</sup> fixado junto ao cabeçote, foi usada a placa de acrílico junto à superfície detectora do BIS<sup>2G</sup>. O cabeçote foi então posicionado em dois ângulos, 90° e 270° respectivamente, testando-se os movimentos de ambos os colimadores nessas duas posições através da varredura do campo de radiação em cada uma das orientações Y1 e Y2 dos colimadores. Todas as medidas foram feitas para cada um dos ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60° do filtro dinâmico aprimorado.

### 2.2.1.1 – Medidas de Fluência (gráfico 3D)

O Sistema de Imagem de Feixe (BIS<sup>2G</sup>) é um sistema dosimétrico que, devido a suas características particulares, não faz leitura de dose mas sim de fluência das partículas carregadas que atingem a placa cintiladora.

Dessa forma, embora possamos, através do software que faz a leitura dos sinais recebidos pelo aparelho, obter curvas semelhantes às curvas de isodose é necessário lembrar que as medidas feitas por esse sistema não são de dose e são, na realidade, tridimensionais uma vez que é feita a leitura em toda a região atingida pelo feixe de radiação (Figura 15).

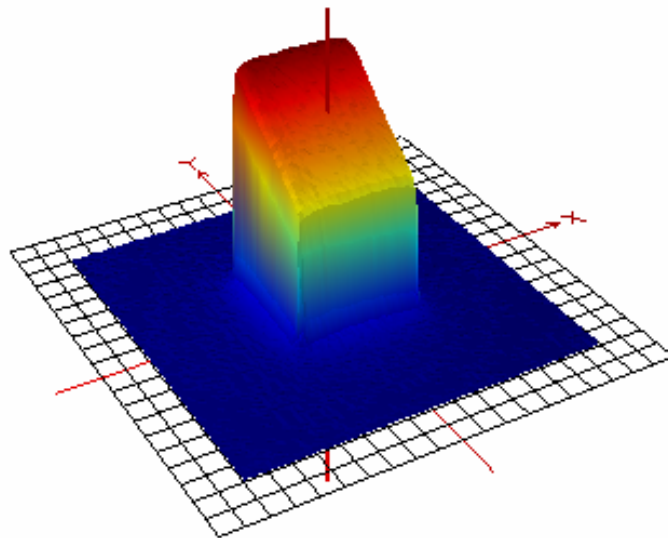


Figura 15 – Gráfico mostrando a distribuição tridimensional de fluência medida pelo BIS<sup>2G</sup>.

### **2.2.1.2 – Medidas de Simetria dos Perfis de Fluência**

Como o filtro dinâmico suporta duas orientações de varredura dos colimadores, Y1-IN e Y2-OUT, cuja seleção indica qual dos dois colimadores está se movendo e qual está fixo, é importante verificar se existe alguma diferença quanto ao comportamento dos colimadores durante este movimento de varredura.

Uma vez que a taxa de dose e a velocidade do colimador são moduladas de acordo com um padrão pré-estabelecido e controladas pelo computador, a verificação da simetria entre os dois perfis de fluência medidos, uma para cada movimento de cada colimador, se torna necessária para verificar se há alguma dependência com a orientação, o que poderia levar a discrepâncias no funcionamento dos colimadores, implicando em diferenças no planejamento do tratamento, o que não é desejado.

A perfeita sobreposição das curvas de perfis de fluência indica uma perfeita concordância e sincronia quanto à velocidade de movimento de varredura dos colimadores em relação um ao outro, e também quanto à fração de dose liberada para cada segmento de campo individualmente, indicando a indistinguibilidade da relação taxa de dose em função da posição do colimador para os dois colimadores.

As medidas foram feitas para todos os ângulos dos filtros, para o campo padrão de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com dose liberada de 50 unidades monitoras (UM), com taxa de dose de 400 UM/min e normalizadas a 100% no raio central.

### **2.2.1.3 – Medidas de Linearidade da Dose**

Outra característica importante que se deve avaliar na dosimetria inicial com filtros dinâmicos é a linearidade da dose. A linearidade da dose, nesse caso, foi verificada em relação à dose total acumulada, durante o movimento de varredura para cada um dos colimadores, e em relação à taxa de dose. A dose foi liberada em quantidades diferentes de unidades monitoras em valores múltiplos. O sistema apresenta linearidade, nesse caso, quando as duas curvas medidas para um mesmo colimador, para os dois valores de quantidades de unidades monitoras liberadas, se sobrepõem, nesse caso, quando normalizadas a 100% no raio central. Isso significa que o

resultado independe da quantidade de unidades monitoras liberadas, que a dose acumulada é a mesma e que os perfis são similares.

As medidas foram feitas para todos os ângulos dos filtros, para o campo padrão  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com doses liberadas de 50 e 200 UM e com uma taxa de dose de 400 UM/min.

#### **2.2.1.4 – Medidas do Efeito da Taxa de Dose**

Da mesma forma, o comissionamento dos filtros dinâmicos requer a avaliação dos mesmos quanto ao efeito da taxa de dose. Assim como para a linearidade da dose, a dependência com a taxa de dose foi verificada em relação à dose total acumulada. Quando se inicia o processo de varredura dos colimadores, a velocidade do colimador se reduz à medida que a taxa de dose aumenta gradualmente, mas nunca excede a taxa de dose selecionada.

Em geral, a dinâmica da taxa de dose e da velocidade do colimador dependem do ângulo do filtro, do tamanho do campo, da quantidade total de unidades monitoras e da energia do feixe. Foram tomadas medidas com dois valores diferentes de taxas de dose, para um mesmo valor de unidade monitora, tamanho de campo, ângulo do filtro e energia do feixe, permitindo assim que a dose em função da posição do colimador fosse completamente determinada. As curvas de fluência obtidas dessa forma, quando normalizadas a 100% no raio central, puderam ser sobrepostas levando, nesse caso, a se verificar também a independência dos resultados em relação à taxa de dose.

As medidas foram feitas para todos os ângulos dos filtros, para o campo padrão  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com doses liberadas de 50 UM e com taxas de dose de 240 UM/min e 400 UM/min.

#### **2.2.1.5 – Medidas do Efeito da Gravidade**

A característica mais importante relacionada à aplicação dos filtros dinâmicos é a possibilidade de movimento de varredura dos colimadores pelo campo de radiação durante a irradiação, permitindo assim modular os ângulos do filtro como se houvesse um filtro físico acoplado ao acelerador linear, além da escolha do colimador que se deseja movimentar, sendo cada colimador definido de acordo com a orientação de seu movimento e tendo duas orientações possíveis, Y1-IN e Y2-OUT, tudo isso controlado pelo computador.

Sendo assim, uma vez que existem essas duas possibilidades de orientação, quando se deseja criar um filtro através do movimento de um colimador, se torna necessário também verificar as possíveis influências que possam haver sobre o movimento do colimador em relação ao seu posicionamento e sua orientação de movimento.

Nas medidas feitas para se verificar a simetria, a linearidade e o efeito da taxa de dose com o BIS<sup>2G</sup>, não se levou em consideração o efeito que a gravidade poderia ter no funcionamento do equipamento uma vez que o cabeçote do acelerador foi mantido em uma angulação de 0°, sendo, dessa forma, a influência da aceleração da gravidade homogeneamente distribuída pelos colimadores. Entretanto, se faz necessário avaliar a possível influência que a gravidade pode ter no desempenho do equipamento, de forma a testar o perfeito funcionamento dos motores na tentativa de compensar os efeitos da gravidade sobre os movimentos dos colimadores.

Para isso, foram feitas medidas com o BIS<sup>2G</sup> acoplado ao cabeçote do acelerador de forma a acompanhar a rotação do mesmo. Testou-se o desempenho dos motores em equilibrar o efeito da gravidade em dois ângulos diferentes do cabeçote do acelerador, 90° e 270° respectivamente. Assim, os colimadores se moviam perpendicularmente em relação ao nível do solo, em movimentos ascendentes ou descendentes, dependendo do colimador (e da orientação) escolhido.

Para essas medidas, procurou-se usar um campo maior (de tamanho 20x20 cm<sup>2</sup>) que permitisse testar o motor colocando-o em uma situação que exigia maior esforço do mesmo. As medidas foram feitas também para 50 UM e taxa de dose de 400 UM/min. Foram determinadas as curvas de fluência para cada um dos filtros com o BIS<sup>2G</sup>, a 90° e 270° respectivamente, para os colimadores Y1-IN e Y2-OUT que foram também normalizadas a 100% no raio central e sobrepostas para se verificar qualquer possível discrepância em relação aos colimadores. Também foram feitas medidas para um mesmo colimador nas duas posições diferentes, o que permitiria verificar o melhor desempenho dos motores individualmente.

#### **2.2.1.6 – Fator Filtro com Campo Simétrico**

Utilizando-se os resultados obtidos anteriormente com as medidas dos perfis (de fluência) do BIS<sup>2G</sup> para o campo simétrico de 10x10 cm<sup>2</sup>, foi possível calcular, através da

equação 1 do item 1.5, o fator filtro, no raio central, para cada um dos ângulos do filtro, o que foi feito com o intuito de se comparar os sistemas dosimétricos utilizados neste trabalho.

### 2.2.2 – Medidas com a Câmara de Ionização

A câmara de ionização utilizada foi uma câmara cilíndrica à prova d'água padrão, comumente usada para dosimetria de feixes de fótons e elétrons de alta energia. Na construção deste tipo de câmara, o material da parede geralmente é de grafite com uma capa de equilíbrio eletrônico de acrílico e o eletrodo é de alumínio.

Neste trabalho foram feitas medidas de carga de ionização induzidas na câmara de ionização por meio da irradiação com feixe de fótons do acelerador linear Clinac 600C da Varian. As medidas possibilitaram o cálculo da porcentagem de dose em profundidade (PDP) e também foram feitas as leituras em duas situações diferentes: uma para campos simétricos; e a outra para campos assimétricos, para se calcular o fator filtro (FF) para cada filtro dinâmico considerado, com o objetivo de comparar os resultados.

A PDP é definida como a porcentagem da taxa de dose em qualquer profundidade em relação à dose a uma profundidade de referência ao longo do eixo do feixe, ou raio central, e é dada por:

$$PDP = \frac{D_P}{D_{REF}} \times 100 \quad (5)$$

onde  $D_P$  é a dose a uma profundidade qualquer e  $D_{REF}$  é a dose na profundidade de referência (ou, normalizando, a distribuição de dose máxima  $D_{m\acute{a}x} = 100\%$  na profundidade máxima  $z_{m\acute{a}x}$ ).

O fator filtro é um fator de transmissão e é definido em função do decréscimo na intensidade do feixe como um resultado do posicionamento de algum tipo de acessório interposto no caminho do feixe de radiação. Nesse caso, não foi fixado nenhum acessório, mas como o filtro dinâmico reproduz os efeitos de se utilizar um filtro físico, foi possível calcular o fator filtro para o filtro dinâmico a partir da equação 1 apresentada no item 1.5.

As medidas foram feitas para campos simétricos e assimétricos, para os filtros dinâmicos aprimorados de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°, com doses liberadas de 50 UM, a

uma taxa de dose de 400 UM/min, para as duas orientações, Y1-IN e Y2-OUT. A câmara de ionização usada foi do tipo Farmer, já descrita no item 2.1.3, e o eletrômetro foi o PTW Unidos, modelo 10002, número de série 20526 .

### **2.2.2.1 – Porcentagem de Dose em Profundidade**

A porcentagem de dose em profundidade foi calculada, a partir das medidas feitas com a câmara de ionização, para campos simétricos em relação ao raio central estabelecendo-se o eixo da câmara perpendicular ao raio central e no mesmo plano do mesmo. A câmara foi fixada em quatro profundidades diferentes, a saber, 1,5 cm, 5 cm, 10 cm (padrão) e 15 cm. Com o acelerador linear irradiando a câmara foram feitas leituras de carga pelo eletrômetro para cada filtro e para o campo aberto (sem filtro) e também para cada profundidade. As medidas foram feitas fixando-se o colimador Y2-OUT e movendo-se o colimador Y1-IN.

Os campos simétricos considerados para cálculo da PDP foram de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . As medidas foram normalizadas em relação ao campo aberto, cujo valor de leituras passou, dessa forma, a ser considerado com sendo 100% da dose liberada na profundidade de 1,5 cm, que corresponde à profundidade de dose máxima para um feixe de fótons de 6 MeV empregado neste trabalho.

### **2.2.2.2 – Fator Filtro com Campos Simétricos**

Para os campos simétricos, o fator filtro foi calculado para as duas orientações dos colimadores Y1-IN e Y2-OUT, ou seja, fixando-se um e movendo-se o outro, sendo que para o colimador Y1-IN se movendo (mantendo o colimador Y2-OUT fixo) foram feitas medidas com os campos de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (padrão),  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ ,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ ,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$ ,  $18 \times 18 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Para o colimador Y2-OUT se movendo (mantendo o colimador Y1-OUT fixo) foram feitas medidas com os campos de  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ ,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$  e  $18 \times 18 \text{ cm}^2$ , consideradas suficientes para uma comparação entre o desempenho dos dois colimadores. Para esse caso, as medidas foram feitas à 10 cm de profundidade e no raio central.

### **2.2.2.3 – Fator Filtro com Campos Assimétricos**

Quando se tem a opção de dois colimadores com movimentos independentes, como no caso do filtro dinâmico, pode-se posicionar os colimadores de forma a se obter campos

assimétricos em relação ao eixo central. Isso permite, durante o tratamento, que se reduzam, dividam e combinem campos, sem a necessidade de mudança no posicionamento do paciente, o que é bastante conveniente para o tratamento.

Para essa situação, foram realizadas medidas para o cálculo do fator filtro para as duas orientações dos colimadores (com Y1-IN se movendo e Y2-OUT fixo e depois com Y1-IN fixo e movendo-se Y2-OUT), com a câmara de ionização posicionada a uma profundidade de 10 cm, e também foram feitas medidas no eixo central. Os resultados podem, dessa forma, ser comparados com os resultados para campos simétricos.

### **2.2.3 – Medidas com o Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas**

O arranjo linear de câmaras de ionização utilizado nesta parte do trabalho, como descrito no item 2.1.3, consiste de 23 câmaras de ionização de  $0,14 \text{ cm}^3$  montadas em linha reta com 2 cm de espaçamento entre elas. Dessa forma, com uma única medida de dose pode-se coletar 23 pontos, o que permite que, com essas medidas de dados do feixe, uma matriz seja criada e que curvas de perfis de dose possam ser determinadas. Tal arranjo foi utilizado em conjunto com o objeto simulador de água -“Blue Phantom”, mencionado no item 2.1.1., com o eletrômetro MD240 e com o software OmniPro<sup>TM</sup>-Accept., com um tempo de amostragem de 150 ms.

Um dos objetivos da utilização de tal arranjo foi a verificação da simetria entre os perfis de dose em determinadas posições em função da posição do colimador que se movimentava. A simetria entre os perfis de dose foi verificada para as duas orientações de varredura dos colimadores, para o colimador Y1-IN fixo enquanto o colimador Y2-OUT se movimentava e depois com o colimador Y1-IN se movendo e o colimador Y2-OUT fixo. Calculou-se também o fator filtro para o campo simétrico de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  para se comparar os sistemas dosimétricos.

O software OmniPro<sup>TM</sup>-Accept, que está integrado a este modelo de arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas, permite que sejam traçados vários perfis de dose para análise dos resultados. Foram medidos perfis de dose para campos simétricos de tamanhos diferentes com o objetivo de se verificar qualquer discrepância entre os perfis devido à variação no

tamanho do campo. Os tamanhos de campos analisados nesta situação foram de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Para cada campo foram também feitas medidas em duas profundidades diferentes, à 5 e 15 cm respectivamente, com a intenção também de se verificar alguma possível variação da forma do perfil, e conseqüentemente da simetria, em relação à profundidade. Além disto, foram feitas medidas de perfis de dose para o campo assimétrico de  $10 \times 15 \text{ cm}^2$ , à profundidade de 10 cm, para verificação dos desempenhos dos colimadores nas duas situações mencionadas.

Essas medidas permitiram a análise das distribuições de dose e foram feitas para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado e também para o campo aberto. A simetria, nesse caso, é extremamente importante uma vez que permite analisar não apenas o desempenho dos colimadores em relação um ao outro, já que qualquer possível diferença nos resultados pode implicar em diferenças quanto ao funcionamento de cada colimador e, portanto, quanto à eficiência do filtro dinâmico, e também permite verificar possíveis diferenças com relação à profundidade em que a dose é medida. As medidas de dose foram feitas com liberação de dose a 50 UM e a uma taxa de dose de 400 UM/min.



### **3 – RESULTADOS E DISCUSSÕES**

#### **3.1 – Medidas com o Sistema de Imagem de Feixe (BIS<sup>2G</sup>)**

##### **3.1.1 – Medidas de Simetria dos Perfis de Fluência**

A primeira montagem com o acelerador linear Clinac 600C e o Sistema de Imagem de Feixe (BIS<sup>2G</sup>) foi realizada para verificação da simetria entre as curvas de fluência (similares às de perfis de dose) obtidas por meio da varredura do campo por parte dos colimadores Y1-IN (com Y2-OUT fixo) e Y2-OUT (com Y1-IN fixo) enquanto o feixe de radiação estava ligado.

As medidas foram feitas com o cabeçote do acelerador a 0°, para campos de 10x10 cm<sup>2</sup>, com liberação de dose a 50 UM, a uma taxa de dose de 400UM/min e para todos os ângulos estudados do filtro dinâmico, ou seja, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°. As curvas obtidas foram normalizadas a 100% no raio central. Através da inversão de uma das curvas (padronizou-se inverter a curva obtida pela varredura do colimador Y1-IN) foi possível sobrepor as duas curvas obtidas para cada caso e, dessa forma verificar-se a simetria entre as duas.

Para todos os filtros analisados percebe-se a perfeita sobreposição das curvas de perfis de dose para as duas orientações possíveis dos colimadores indicando uma concordância e sincronia quanto à velocidade de movimento de varredura dos colimadores em relação um ao outro, e também quanto à fração de dose liberada para cada segmento de campo individualmente, indicando a indistinguibilidade da relação da taxa de dose em função da posição do colimador para os dois colimadores, o que mostra que não existe dependência quanto à orientação escolhida dos colimadores. A Figura 16 mostra os perfis de dose sobrepostos obtidos para a análise da simetria.

## SIMETRIA

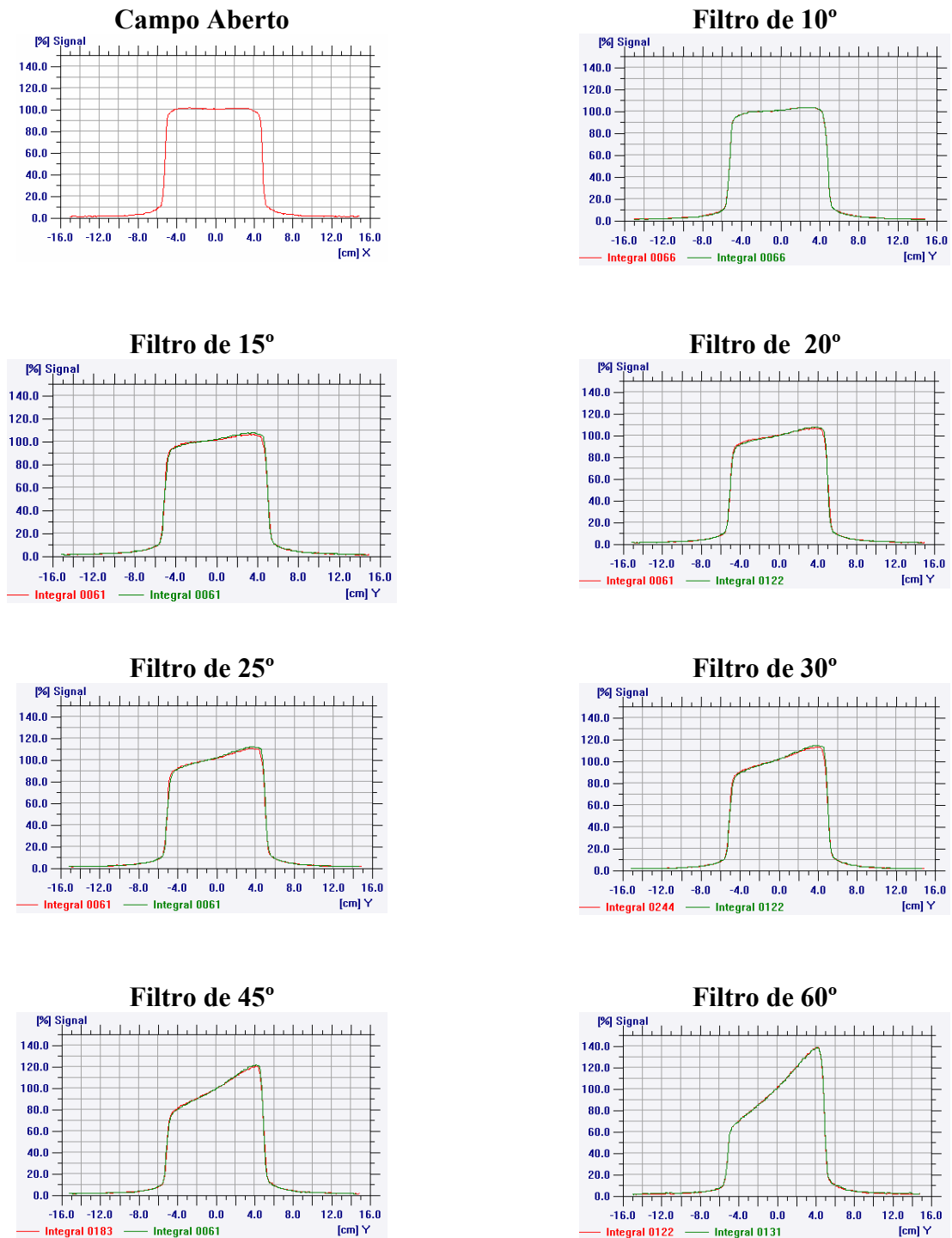


Figura 16 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN (integral vermelha)

e

Y2-OUT (integral verde) do filtro dinâmico aprimorado para verificação da simetria dos perfis de fluência.

### 3.1.2 – Medidas de Linearidade da Dose

Ainda com o cabeçote do acelerador a 0° foram feitas medidas de perfis de fluência para a determinação da linearidade da dose em relação à dose total acumulada durante a irradiação. A linearidade foi analisada para uma orientação do colimador (utilizou-se, nesse caso, o colimador Y1-IN em movimento de varredura e o colimador Y2-OUT fixo).

Uma primeira série de medidas foi realizada com dose liberada a 50 UM e a segunda série de medidas para dose liberada a 200 UM. O software OmniPro- Accept permite que se altere a escala para se multiplicar as medidas do perfil medido com determinados parâmetros. Dessa forma, as medidas de fluência foram normalizadas a 100% no raio central e fez-se a sobreposição das curvas.

Também nesse caso foi possível observar a perfeita sobreposição das curvas de acordo com a Figura 17, o que mostra que não existe nenhuma dependência com a linearidade para nenhum dos ângulos de filtros estudados. As medidas também foram feitas para campos de 10x10 cm<sup>2</sup>, com taxa de dose de 400 UM/min e para todos os ângulos do filtro dinâmico.

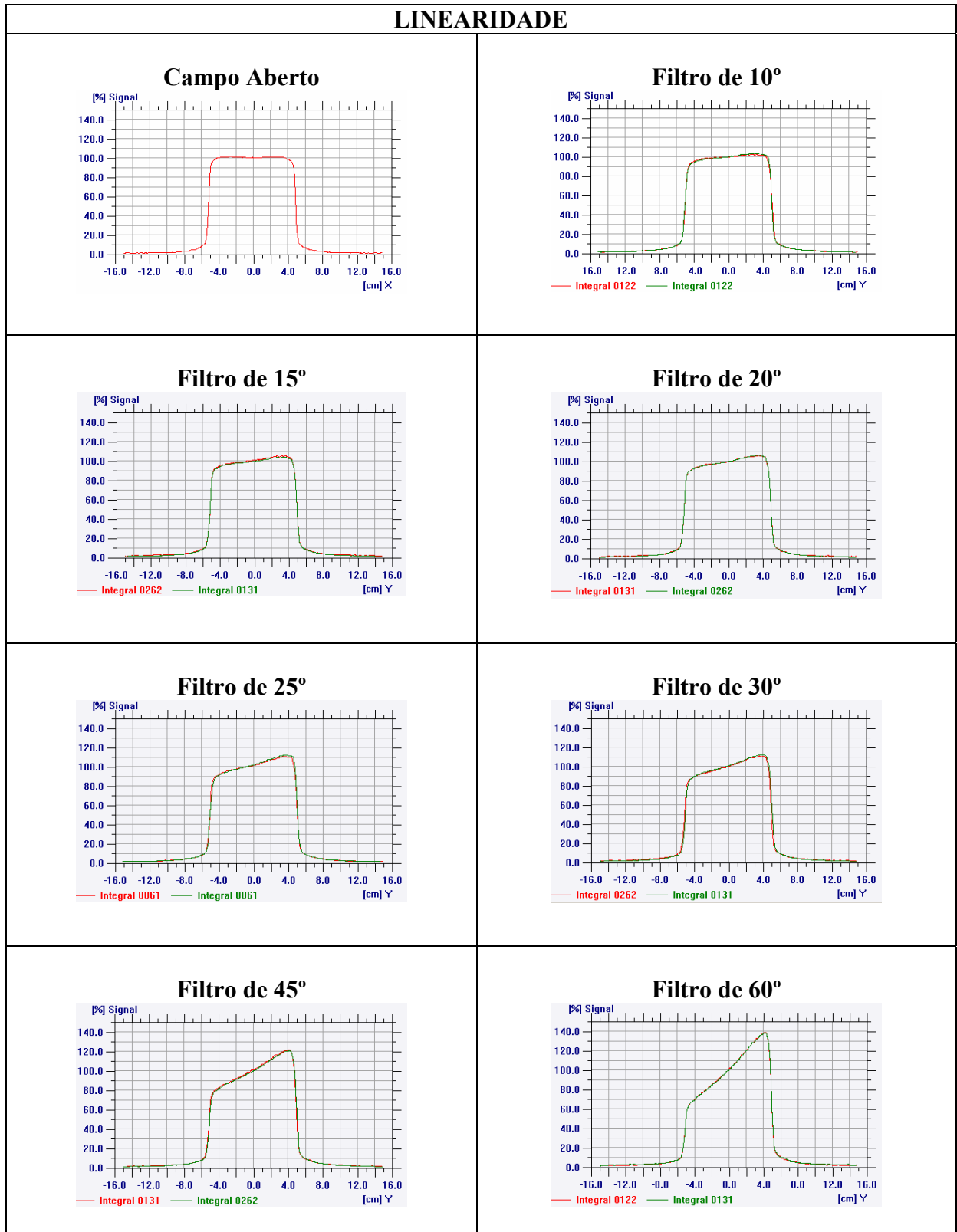


Figura 17 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelo colimador Y1-IN do filtro dinâmico para verificação da linearidade da dose (integral vermelha: 50 UM; integral verde: 200 UM).

### 3.1.3 – Medidas do Efeito da Taxa de Dose

O estudo do efeito da taxa de dose para uma avaliação mais completa da eficiência dos filtros dinâmicos também foi realizado. Essas medidas foram feitas com o colimador Y1-IN se movendo e Y2-OUT fixo, com o cabeçote do acelerador linear a  $0^\circ$ , para campos de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com doses liberadas a 50 UM, para taxas de dose de 240 e 400 UM/min e para todos os ângulos do filtro dinâmico que estão sendo avaliados.

Utilizando-se do recurso disponível no software foi possível, da mesma forma que para o estudo da linearidade, normalizar as curvas de fluência medidas a 100% no raio central, e se sobrepor as curvas medidas para taxa de dose de 240 UM/min e de 400 UM/min. A Figura 18 mostra os resultados obtidos para esse caso. Pode-se verificar também a independência dos resultados em relação à taxa de dose.

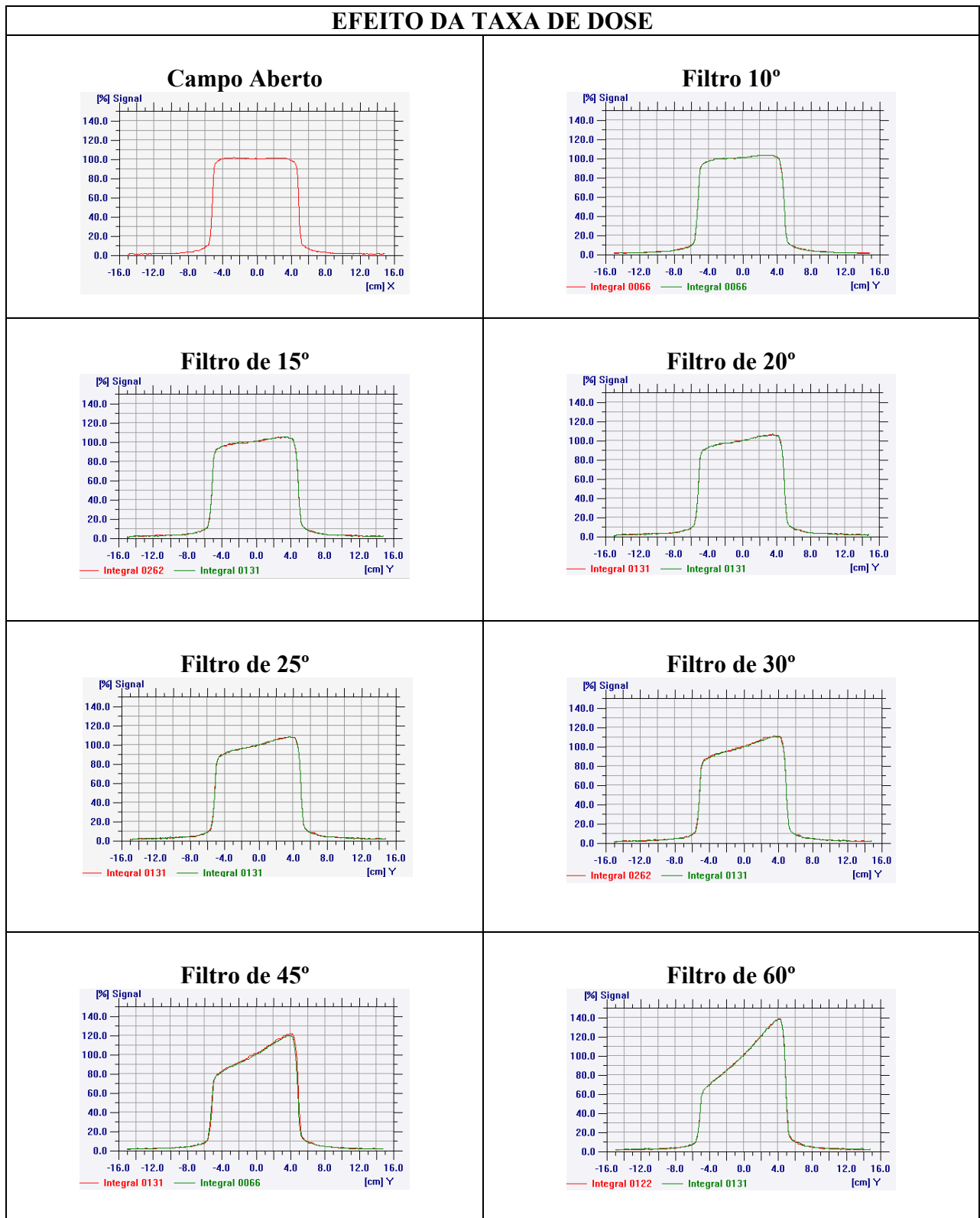


Figura 18 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelo colimadores Y1-IN do filtro dinâmico aprimorado para verificação do efeito da taxa de dose (integral vermelha: 240 UM/min; integral verde: 400 UM/min).

### 3.1.4 – Medidas do Efeito da Gravidade

Nesse caso, foi avaliada a possível influência da gravidade no movimento de cada um dos colimadores com a finalidade de se testar o funcionamento dos motores de cada um dos colimadores na tentativa de compensar o efeito da gravidade sobre os mesmos. Para isso, foram feitas medidas de fluência pelo BIS<sup>2G</sup> com o cabeçote do acelerador em duas inclinações diferentes, a 90° e a 270°, de forma que se pudesse também verificar qualquer diferença nos resultados quanto à escolha do colimador que se movimentava.

Sendo assim, o Sistema de Imagem de Feixe (BIS<sup>2G</sup>) foi acoplado ao cabeçote do acelerador de forma a acompanhar a rotação do mesmo. Nas duas posições definidas, com o cabeçote a 90° e a 270°, os colimadores se moviam perpendicularmente em relação ao nível do solo e em movimentos ascendentes ou descendentes, dependendo do colimador (e da orientação) escolhido.

Para essas medidas procurou-se usar um campo maior (de tamanho 20x20 cm<sup>2</sup>) que permitisse testar o desempenho do motor colocando-o em uma situação que exigia mais esforço do mesmo. As medidas foram feitas para doses liberadas de 50 UM, taxa de dose de 400 UM/min e para todos os ângulos do filtro dinâmico.

Também nesse caso, as curvas de fluência obtidas para cada uma das orientações dos colimadores foram sobrepostas para se verificar qualquer possível discrepância em relação aos colimadores, além de serem feitas medidas para um mesmo colimador nas duas posições diferentes, a 90° e 270°, o que permitiu verificar melhor o desempenho dos motores. Os perfis obtidos podem ser vistos na Figuras 19 a 22.

<b>EFEITO DA GRAVIDADE</b>
----------------------------

<b>Campo Aberto</b>
---------------------

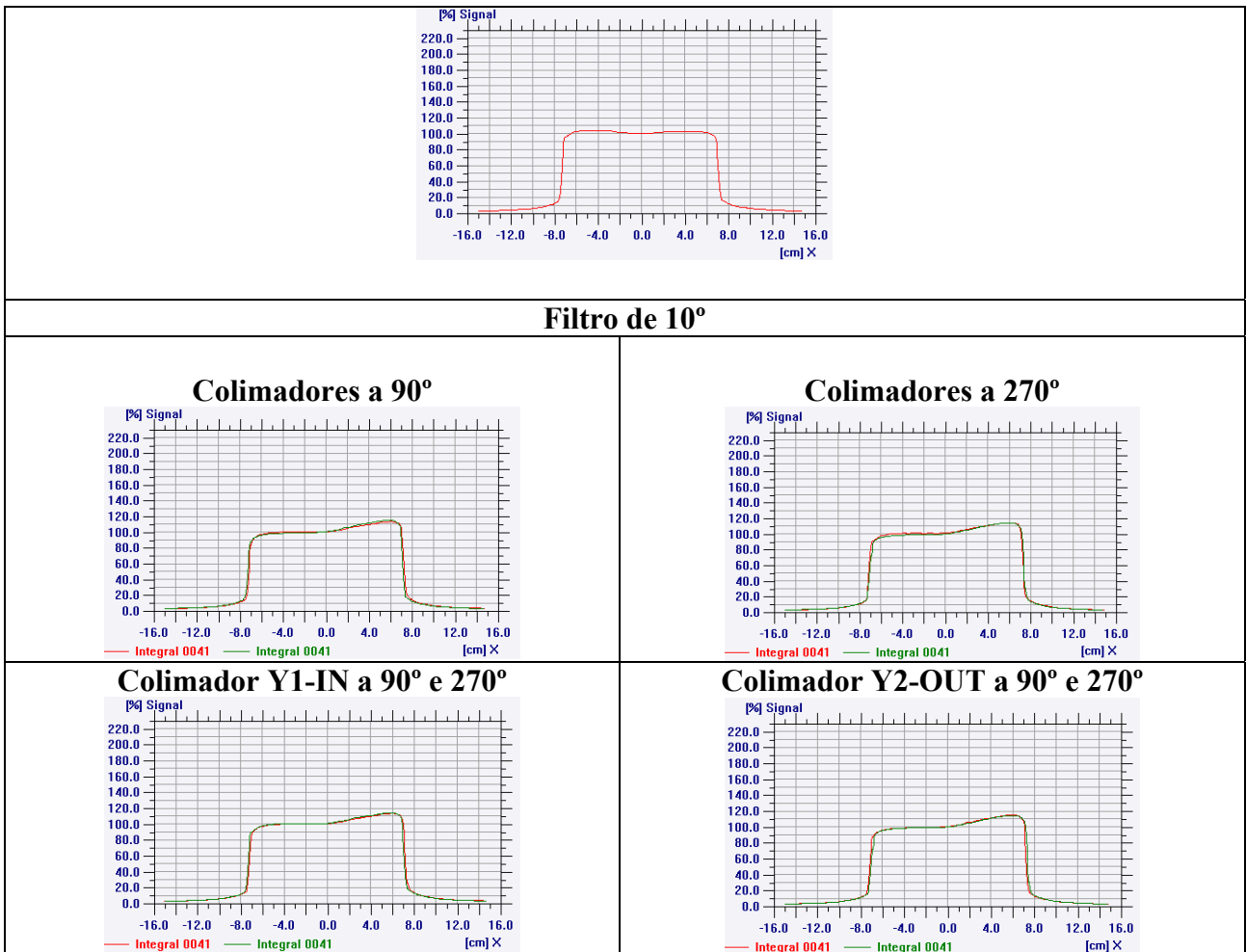


Figura 19 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-In e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para o campo aberto e o filtro de 10°)

Col. A 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente  
 - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

Col. A 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente  
 - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente



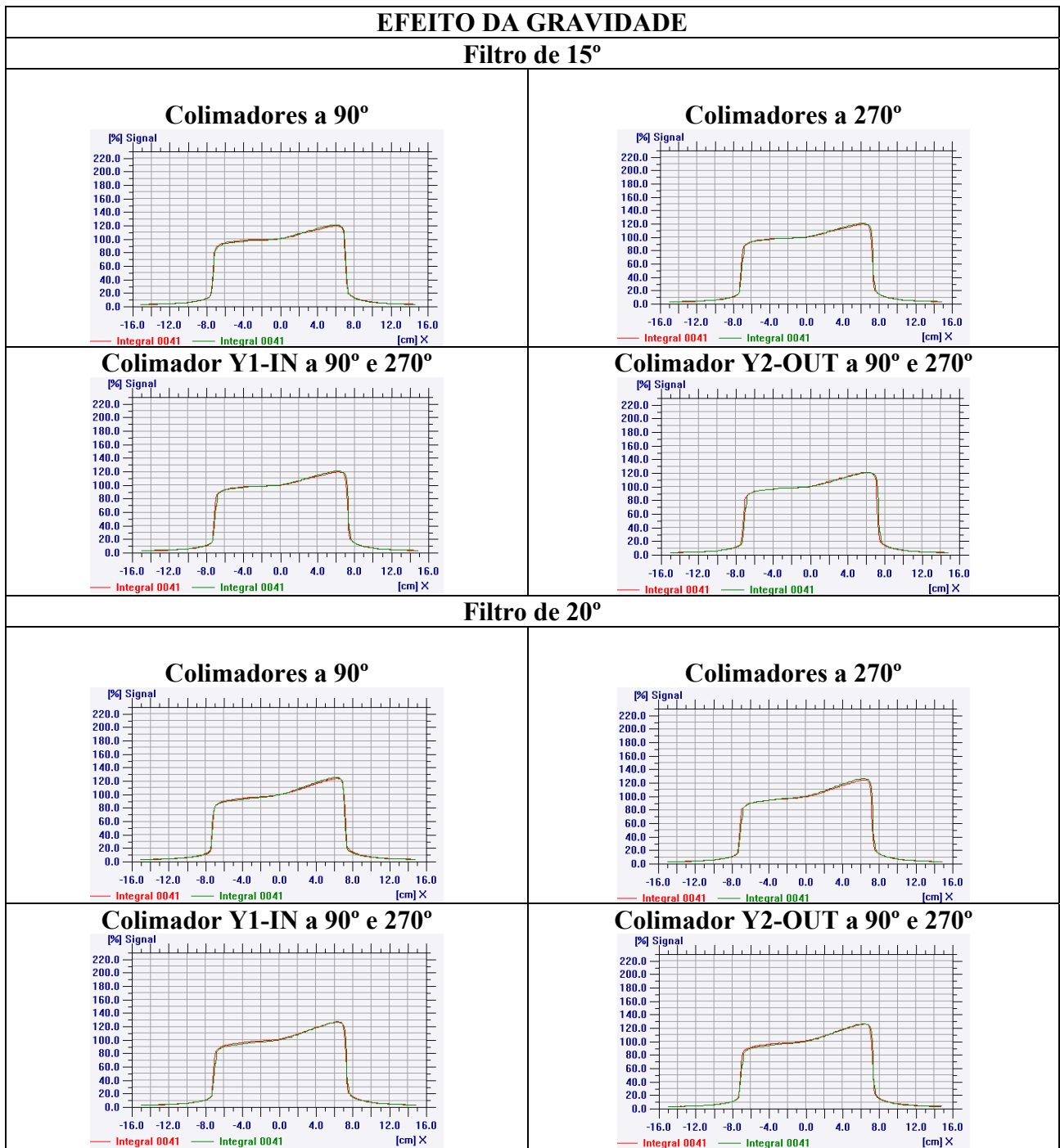


Figura 19 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-In e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para o campo aberto e o filtro de 10°)  
 Col. A 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente  
 - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente  
 Col. A 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente  
 - integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

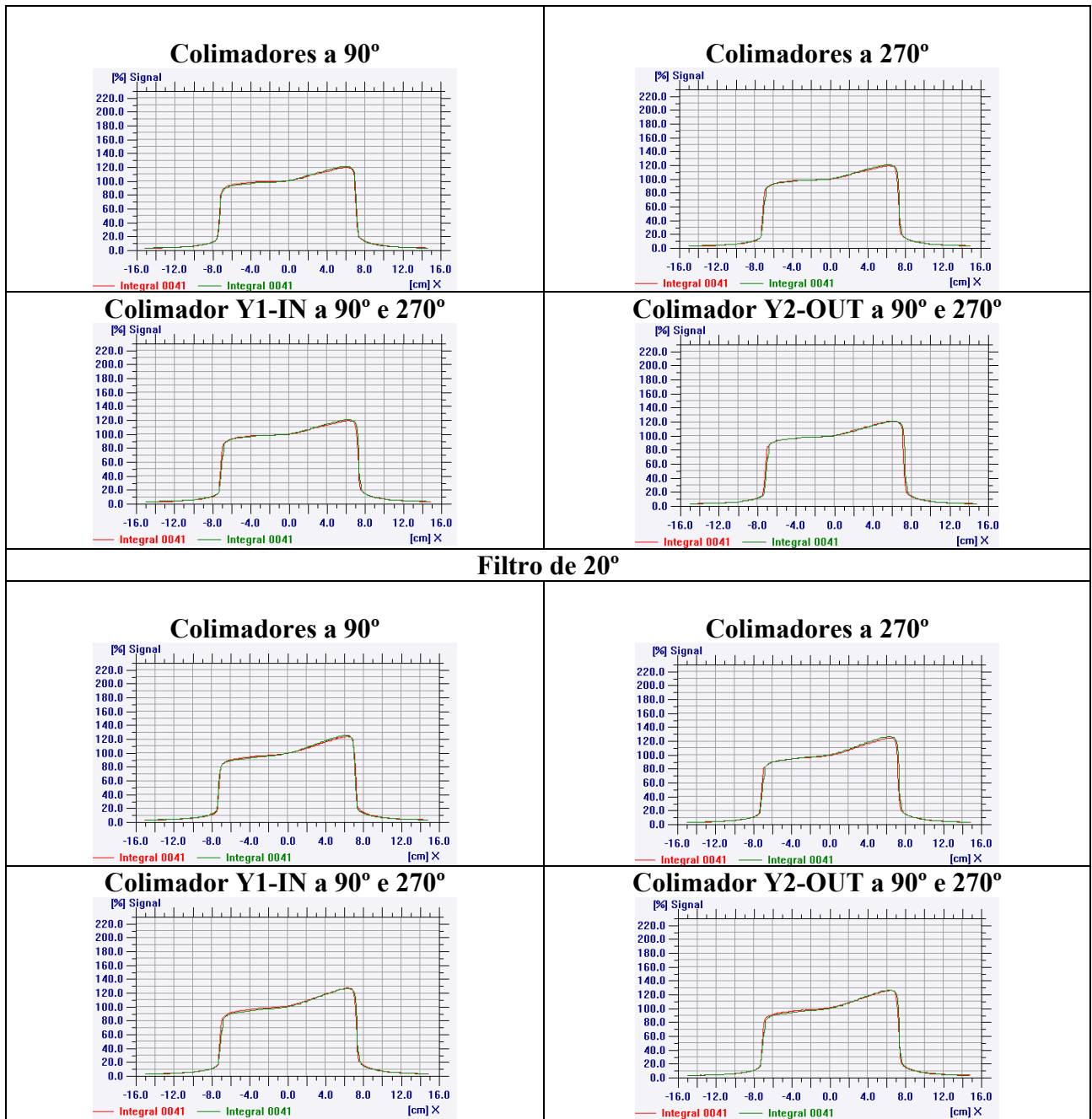


Figura 20 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros de 15° e 20°)

Col. A 90° - integral vermelha: colimador Y1-In em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

Col a 270° - integral vermelha: colimador Y2-OUT em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y1-IN em movimento descendente

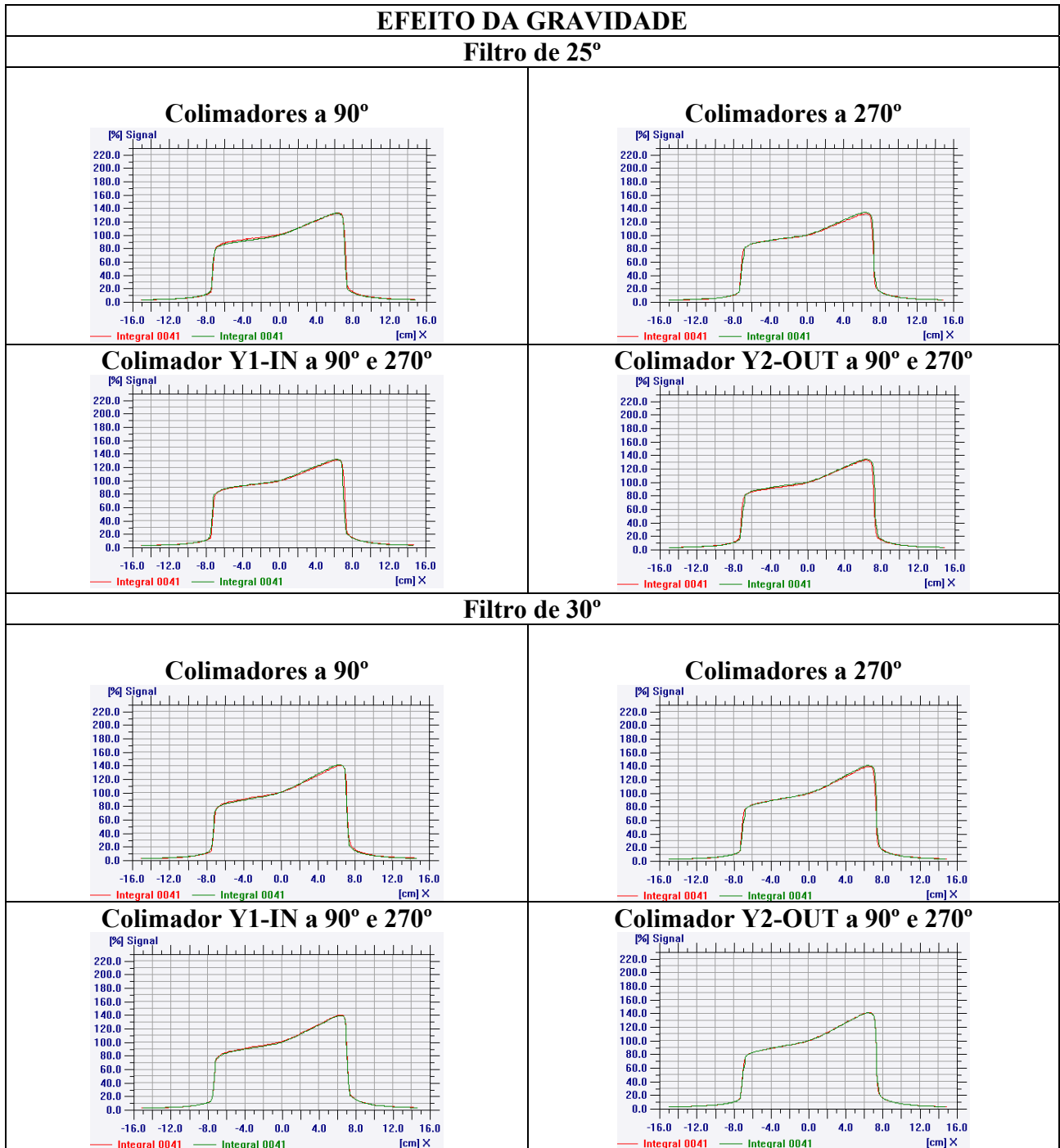


Figura 21 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros de 25° e 30°)

Col. A 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

Col. A 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

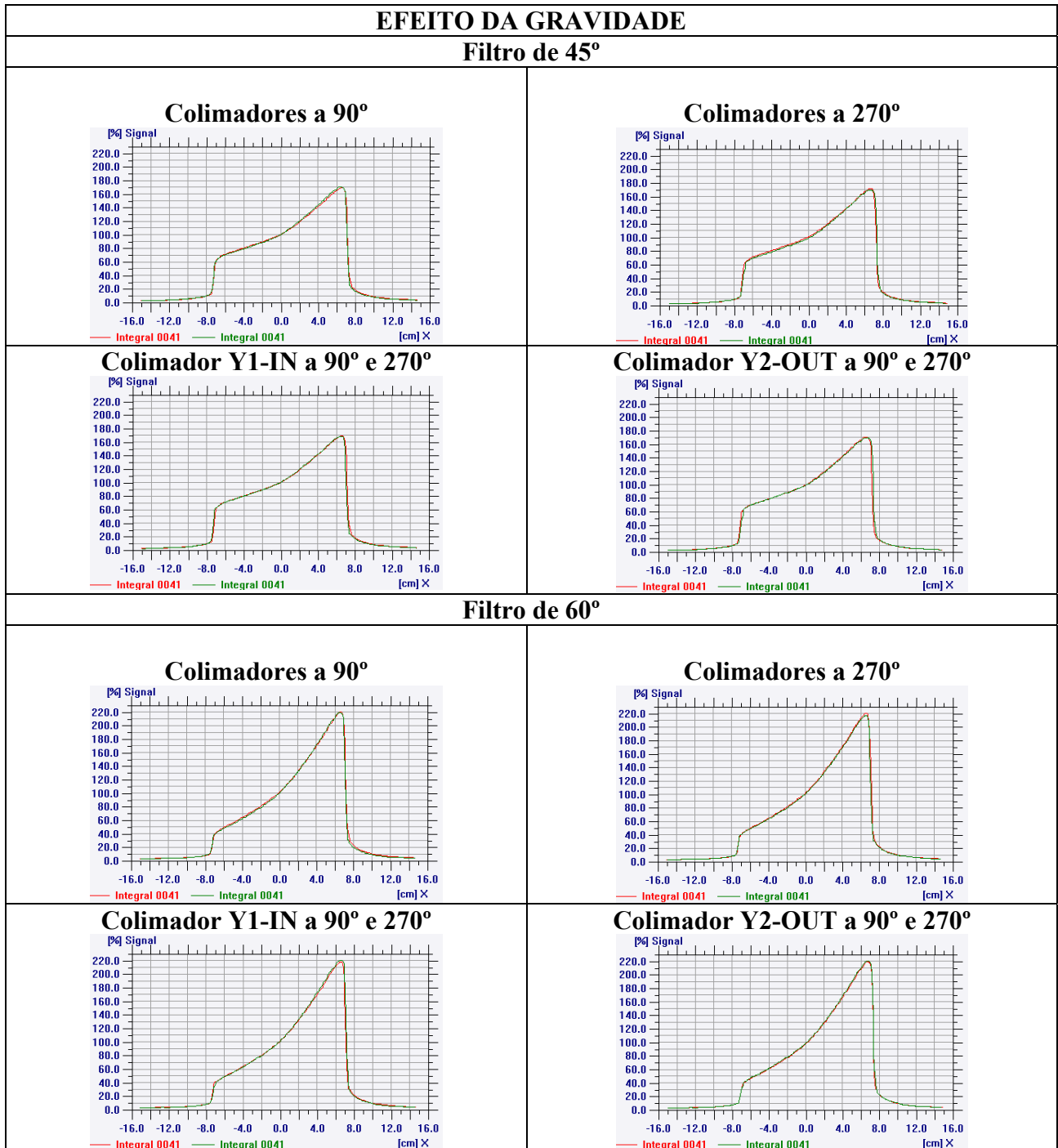


Figura 22 – Curvas de fluência obtidas pelo Sistema de Imagem de Feixe - BIS<sup>2G</sup> por meio da varredura do campo de radiação pelos colimadores Y1-IN e Y2-OUT para verificação do efeito da gravidade (para os filtros de 45° e 60°)

Col. A 90° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

Col. A 270° - integral vermelha: colimador Y1-IN em movimento ascendente

- integral verde: colimador Y2-OUT em movimento descendente

### 3.1.5 – Fator Filtro com Campo Simétrico

Pela equação 1, do item 1.5, foi calculado o fator filtro para o campo simétrico de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , taxa de dose de 400 UM/min e 50 UM, no raio central, com o BIS<sup>2G</sup> posicionado na mesa de tratamento (SSD=100 cm), pelos dados obtidos com a varredura do colimador Y1-IN (Y2-OUT fixo). Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 1, abaixo:

Tabela 1 – Fator filtro calculado no raio central para o BIS<sup>2G</sup> posicionado na mesa de tratamento (SSD=100cm), para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com orientação Y1-IN (Y2-OUT fixo).

<b>Fator Filtro</b>			
<b>Filtro 10°</b>	0,9513	±	0,0013
<b>Filtro 15°</b>	0,9282	±	0,0010
<b>Filtro 20°</b>	0,9002	±	0,0030
<b>Filtro 25°</b>	0,8769	±	0,0015
<b>Filtro 30°</b>	0,8533	±	0,0010
<b>Filtro 45°</b>	0,7744	±	0,0010
<b>Filtro 60°</b>	0,6692	±	0,0010

## 3.2 – Medidas com a Câmara de Ionização

### 3.2.1 – Porcentagem de Dose em Profundidade

O cálculo da porcentagem de dose em profundidade para campos simétricos foi feito para medidas às profundidades de 1,5 cm, 5 cm, 10 cm e 15 cm. Dessa forma, com a câmara de ionização fixada paralelamente ao raio central e nessas posições, foram feitas medidas com a orientação Y1-IN, ou seja movimentando-se o colimador Y1-IN enquanto o colimador Y2-OUT permanecia fixo. Obteve-se um conjunto de medidas, sendo que para cada profundidade e para cada filtro do filtro dinâmico realizaram-se duas leituras de carga pelo eletrômetro e calculou-se a média das mesmas. As leituras foram normalizadas a 100% na profundidade de dose máxima, ou seja ,1,5 cm para o campo aberto.

Os campos simétricos considerados para cálculo da porcentagem de dose em profundidade foram de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . As Tabelas de 2 a 5 mostram os valores obtidos para cada um dos campos.

Tabela 2 – Leituras e Porcentagem de dose em profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com câmara de ionização posicinada nas profundidades  $p$ , no raio central, para um campo de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$

<b>Campo <math>4 \times 4 \text{ cm}^2</math></b>										
	<b>p = 1,5 cm</b>			<b>p = 5 cm</b>		<b>p = 10 cm</b>		<b>p = 15 cm</b>		
	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>		<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	
<b>Campo aberto</b>	8067,00 ± 1,41	100		6746,00 ± 0,00	83,6	4983,50 ± 3,54	61,8	3657,00 ± 1,41	45,3	
<b>Filtro 10°</b>	7955,50 ± 2,12	100		6650,00 ± 2,83	83,6	4908,00 ± 0,00	61,7	3609,50 ± 4,95	45,4	
<b>Filtro 15°</b>	7896,00 ± 1,41	100		6607,00 ± 5,66	83,7	4881,00 ± 4,24	61,8	3586,00 ± 1,41	45,4	
<b>Filtro 20°</b>	7852,00 ± 4,24	100		6555,50 ± 0,71	83,5	4838,00 ± 2,83	61,6	3559,00 ± 1,41	45,3	
<b>Filtro 25°</b>	7772,50 ± 2,12	100		6506,50 ± 0,71	83,7	4803,00 ± 1,41	61,8	3530,50 ± 0,71	45,4	
<b>Filtro 30°</b>	7710,00 ± 2,83	100		6450,00 ± 0,00	83,7	4758,00 ± 1,41	61,7	3504,50 ± 0,71	45,5	
<b>Filtro 45°</b>	7469,00 ± 1,41	100		6248,50 ± 3,54	83,7	4618,00 ± 0,00	61,8	3389,50 ± 7,78	45,4	
<b>Filtro 60°</b>	7084,50 ± 0,71	100		5927,50 ± 0,71	83,7	4382,00 ± 2,83	61,9	3226,00 ± 0,00	45,5	

Tabela 3 – Leituras e Porcentagem de dose em profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com câmara de ionização posicionada nas profundidades  $p$ , no raio central, para um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$

<b>Campo <math>10 \times 10 \text{ cm}^2</math></b>										
	<b>p = 1,5 cm</b>			<b>p = 5 cm</b>		<b>p = 10 cm</b>		<b>p = 15 cm</b>		
	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>		<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	<b>Leitura Média (pC)</b>	<b>PDP (%)</b>	
<b>Campo aberto</b>	8567,00 ± 0,00	100		7400,00 ± 2,83	86,4	5729,50 ± 3,54	66,9	4350,50 ± 0,71	50,8	
<b>Filtro 10°</b>	8142,50 ± 2,12	100		7039,50 ± 2,12	86,5	5451,00 ± 0,00	66,9	4139,00 ± 4,24	50,8	
<b>Filtro 15°</b>	7951,50 ± 3,54	100		6862,00 ± 1,41	86,3	5315,50 ± 0,71	66,8	4041,00 ± 1,41	50,8	
<b>Filtro 20°</b>	7752,00 ± 0,00	100		6687,00 ± 0,00	86,3	5180,00 ± 0,00	66,8	3937,50 ± 0,71	50,8	
<b>Filtro 25°</b>	7556,00 ± 1,41	100		6520,00 ± 1,41	86,3	5046,00 ± 4,24	66,8	3833,50 ± 2,12	50,7	
<b>Filtro 30°</b>	7338,50 ± 0,71	100		6339,00 ± 1,41	86,4	4907,00 ± 1,41	66,9	3735,00 ± 0,00	50,9	
<b>Filtro 45°</b>	6642,50 ± 2,12	100		5736,00 ± 2,83	86,4	4447,00 ± 0,00	66,9	3382,50 ± 0,71	50,9	
<b>Filtro 60°</b>	5706,00 ± 1,41	100		4931,00 ± 1,41	86,4	3826,50 ± 0,71	67,1	2914,50 ± 0,71	51,1	

Tabela 4 – Leituras e Porcentagem de dose em profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com câmara de ionização posicionada nas profundidades  $p$ , no raio central, para um campo de  $16 \times 16 \text{ cm}^2$

<b>Campo <math>16 \times 16 \text{ cm}^2</math></b>										
	<b>p = 1,5 cm</b>			<b>p = 5 cm</b>		<b>p = 10 cm</b>		<b>p = 15 cm</b>		

	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)
<b>Campo aberto</b>	8811,00 ± 8,49	100	7691,50 ± 2,12	87,3	6092,50 ± 6,36	69,1	4733,50 ± 0,71	53,7
<b>Filtro 10°</b>	8026,50 ± 2,12	100	6990,00 ± 1,41	87,1	5540,50 ± 2,12	69,0	4311,50 ± 2,12	53,7
<b>Filtro 15°</b>	7672,00 ± 1,41	100	6673,50 ± 0,71	87,0	5290,50 ± 0,71	69,0	4120,00 ± 0,00	53,7
<b>Filtro 20°</b>	7316,00 ± 1,41	100	6376,00 ± 1,41	87,2	5055,00 ± 1,41	69,1	3938,00 ± 0,00	53,8
<b>Filtro 25°</b>	6981,50 ± 3,54	100	6087,50 ± 0,71	87,2	4830,00 ± 0,00	69,2	3760,00 ± 1,41	53,9
<b>Filtro 30°</b>	6652,50 ± 0,71	100	5802,00 ± 0,00	87,2	4601,00 ± 1,41	69,2	3585,00 ± 1,41	53,9
<b>Filtro 45°</b>	5642,00 ± 0,00	100	4922,50 ± 0,71	87,2	3910,00 ± 1,41	69,3	3052,50 ± 2,12	54,1
<b>Filtro 60°</b>	4480,50 ± 0,71	100	3913,50 ± 0,71	87,3	3114,00 ± 0,00	69,5	2437,50 ± 0,71	54,4

Tabela 5 – Leituras e Porcentagem de dose em profundidade (PDP) com filtros dinâmicos aprimorados para leituras com câmara de ionização posicionadas nas profundidades

**p,**  
no raio central, para um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>

	Campo 20x20 cm <sup>2</sup>							
	p = 1,5 cm		p = 5 cm		p = 10 cm		p = 15 cm	
	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)	Leitura Média (pC)	PDP (%)
<b>Campo aberto</b>	8929,50 ± 9,19	100	7821,00 ± 2,83	87,6	6251,00 ± 0,00	70,0	4904,00 ± 1,41	54,9
<b>Filtro 10°</b>	7844,50 ± 0,71	100	6858,50 ± 0,71	87,4	5484,50 ± 1,50	69,9	4311,00 ± 0,00	55,0
<b>Filtro 15°</b>	7372,00 ± 0,00	100	6451,00 ± 0,00	87,5	5160,50 ± 0,50	70,0	4054,50 ± 2,12	55,0
<b>Filtro 20°</b>	6934,00 ± 2,83	100	6073,00 ± 2,83	87,6	4857,00 ± 1,00	70,0	3818,50 ± 0,71	55,1
<b>Filtro 25°</b>	6524,50 ± 0,71	100	5716,50 ± 0,71	87,6	4572,50 ± 3,50	70,1	3600,50 ± 0,71	55,2
<b>Filtro 30°</b>	6132,00 ± 0,00	100	5374,50 ± 2,12	87,6	4300,00 ± 1,00	70,1	3387,50 ± 0,71	55,2
<b>Filtro 45°</b>	4998,50 ± 0,71	100	4384,00 ± 1,41	87,7	3514,00 ± 0,00	70,3	2774,00 ± 0,00	55,5
<b>Filtro 60°</b>	3804,00 ± 0,00	100	3334,00 ± 1,41	87,6	2683,50 ± 0,50	70,5	2124,00 ± 0,00	55,8

### 3.2.2 – Fator Filtro com Campos Simétricos

O fator filtro foi calculado para as duas orientações dos colimadores através da equação 1 apresentada no item 1.5, para a profundidade d=10cm, para campos simétricos com a câmara de ionização no eixo central. As leituras foram feitas com uma taxa de dose de 400 UM/min e dose liberada de 50 UM.

Os dados medidos para a determinação da porcentagem de dose em profundidade (PDP), ou seja, as medidas feitas com tamanhos de campos de 4x4 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup>, 16x16 cm<sup>2</sup> e 20x20 cm<sup>2</sup>, para o colimador Y2-OUT fixo com o colimador Y1-IN se movendo, foram aproveitadas nessa parte do trabalho e acrescentaram-se medidas para os tamanhos de campo de

6x6 cm<sup>2</sup>, 8x8 cm<sup>2</sup>, 12x12 cm<sup>2</sup>, 14x14 cm<sup>2</sup> e 18x18 cm<sup>2</sup>. Foram feitas duas leituras de carga pelo eletrômetro e considerada a média das leituras. Os dados são apresentados nas Tabelas 6 e 7.



Tabela 6 – Leituras de carga em campos simétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, para determinação de fator filtro com colimador Y1-IN se movendo e colimador Y2-OUT fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW).

**Colimador Y2-OUT Fixo**

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Leitura Média em Campo Aberto (pC)		Leitura Média com Filtros (pC)													
			10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°							
4x4	4983,5	3,5	4908,0	0,0	4881,0	4,2	4838,0	2,8	4803,0	1,4	4758,0	1,4	4618,0	0,0	4382,0	2,8
		0 ± 4		0 ± 0		0 ± 4		0 ± 3		0 ± 1		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 3
6x6	5313,0	0,0	5180,5	0,7	5116,5	3,5	5049,5	3,5	4980,5	3,5	4901,0	8,4	4596,0	1,4	4258,5	0,7
		0 ± 0		0 ± 1		0 ± 4		0 ± 4		0 ± 4		0 ± 9		0 ± 1		0 ± 1
8x8	5555,0	0,0	5352,0	2,8	5257,5	0,7	5159,5	0,7	5055,0	4,2	4955,0	0,0	4583,0	0,0	4061,0	0,0
		0 ± 0		0 ± 3		0 ± 1		0 ± 1		0 ± 4		0 ± 0		0 ± 0		0 ± 0
10x10	5729,5	3,5	5451,0	0,0	5315,5	0,7	5180,0	0,0	5046,0	4,2	4907,0	1,4	4447,0	0,0	3826,5	0,7
		0 ± 4		0 ± 0		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 4		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 1
12x12	5880,0	5,6	5520,5	6,3	5348,5	0,7	5182,0	0,0	5015,5	0,7	4843,5	3,5	4293,5	0,7	3592,0	0,0
		0 ± 6		0 ± 6		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 1		0 ± 4		0 ± 1		0 ± 0
14x14	5998,0	0,0	5549,0	4,2	5339,5	0,7	5137,5	2,1	4938,0	0,0	4736,0	1,4	4110,0	0,0	3353,0	0,0
		0 ± 0		0 ± 4		0 ± 1		0 ± 2		0 ± 0		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 0
16x16	6092,5	6,3	5540,5	2,1	5290,5	0,7	5055,0	1,4	4830,0	0,0	4601,0	1,4	3910,0	1,4	3114,0	0,0
		0 ± 6		0 ± 2		0 ± 1		0 ± 1		0 ± 0		0 ± 1		0 ± 1		0 ± 0
18x18	6174,5 ± 3,5		5527,0 ± 0,0		5244,0 ± 0,0		4972,5 ± 0,7		4713,0 ± 0,0		4467,5 ± 0,7		3719,5 ± 0,7		2898,5 ± 0,7	



Tabela 7 – Leituras de carga em campos simétricos com câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, para determinação de fator filtro com colimador Y2-OUT se movendo e colimador Y1-IN fixo, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW).

<b>Colimador Y1-IN Fixo</b>																	
<b>Tamanh o de Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Leitura Média em Campo Aberto (pC)</b>			<b>Leitura Média com Filtros (pC)</b>													
				<b>10°</b>		<b>15°</b>		<b>20°</b>		<b>25°</b>		<b>30°</b>		<b>45°</b>		<b>60°</b>	
6x6	5313,0	0,0	5169,5	0,7	5103,0	1,4	5030,5	0,7	4957,0	0,0	4878,0	0,0	4598,5	4,9	4182,0	1,4	
	0	± 0	0	± 1	0	± 1	0	± 1	0	± 0	0	± 0	0	± 5	0	± 1	
8x8	5555,0	0,0	5343,5	0,7	5241,0	0,0	5136,5	0,7	5028,5	0,7	4915,5	0,7	4531,5	0,7	3988,0	0,0	
	0	± 0	0	± 1	0	± 0	0	± 1	0	± 1	0	± 1	0	± 1	0	± 0	
12x12	5880,0	5,6	5510,0	0,0	5332,5	0,7	5162,0	0,0	4987,5	0,7	4815,0	0,0	4246,0	2,8	3525,5	0,7	
	0	± 6	0	± 0	0	± 1	0	± 0	0	± 1	0	± 0	0	± 3	0	± 1	
14x14	5998,0	0,0	5536,5	0,7	5320,0	0,0	5115,0	0,0	4910,5	3,5	4707,5	0,7	4067,5	0,7	3290,0	0,0	
	0	± 0	0	± 1	0	± 0	0	± 0	0	± 4	0	± 1	0	± 1	0	± 0	
18x18	6174,5	3,5	5519,0	0,0	5226,5	0,7	4955,0	1,4	4690,0	0,0	4434,5	2,1	3679,0	1,4	2843,0	0,0	
	0	± 4	0	± 0	0	± 1	0	± 1	0	± 0	0	± 2	0	± 1	0	± 0	

Para as duas orientações dos colimadores foram calculados os fatores filtro para cada ângulo do filtro dinâmico (10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°) e para cada tamanho de campo considerado nas duas situações. Com os valores de fator filtro calculados para as duas orientações, calculou-se a média dos dois valores e esse valor médio foi considerado como o fator filtro para cada ângulo e tamanho de campo estudado, lembrando que os valores para os tamanhos de campo de 4x4 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup>, 16x16 cm<sup>2</sup> e 20x20 cm<sup>2</sup> tomados das medidas feitas para determinação da PDP foram feitos apenas para a situação em que o colimador Y1-IN se movimentava com o colimador Y2-OUT fixo. Não foram feitas medidas com o colimador Y2-OUT se movendo tendo o colimador Y1-IN fixo para esses tamanhos de campo. Sendo assim, para esses valores de tamanho de campo não foi calculada a média, mas foram considerados apenas os valores calculados para uma das orientações (Y1-IN). As Tabelas 8, 9 e 10 apresentam os valores calculados para o fator filtro com a câmara de ionização no raio central.

Tabela 8 – Fator filtro calculado para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW) para campos simétricos com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y1-IN se movendo e o colimador Y2-OUT fixo.

<b>Colimador Y2-OUT Fixo</b>														
<b>Fator Filtro</b>														
<b>Tamanho de Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Filtros</b>													
	<b>10°</b>	<b>15°</b>	<b>20°</b>	<b>25°</b>	<b>30°</b>	<b>45°</b>	<b>60°</b>							
	0,984	0,001	0,979	0,003	0,970	0,002	0,963	0,001	0,954	0,001	0,926	0,001	0,879	0,002
4x4	9 ± 0	4 ± 5	8 ± 8	8 ± 4	8 ± 4	7 ± 0	3 ± 8							
	0,975	0,000	0,963	0,003	0,950	0,003	0,937	0,003	0,922	0,008	0,865	0,001	0,801	0,000
6x6	1 ± 9	0 ± 5	4 ± 5	4 ± 5	5 ± 5	0 ± 5	5 ± 7							
	0,963	0,002	0,946	0,000	0,928	0,001	0,910	0,004	0,892	0,001	0,825	0,001	0,731	0,001
8x8	5 ± 8	4 ± 9	8 ± 0	0 ± 2	0 ± 0	0 ± 0	1 ± 0							
	0,951	0,001	0,927	0,001	0,904	0,001	0,880	0,004	0,856	0,001	0,776	0,001	0,667	0,001
10x10	4 ± 0	8 ± 0	1 ± 0	7 ± 3	4 ± 4	2 ± 0	9 ± 0							
	0,938	0,006	0,909	0,001	0,881	0,001	0,853	0,001	0,823	0,003	0,730	0,001	0,610	0,001
12x12	9 ± 4	6 ± 0	3 ± 0	0 ± 0	7 ± 6	2 ± 0	9 ± 4							
	0,925	0,004	0,890	0,002	0,856	0,002	0,823	0,001	0,789	0,001	0,685	0,001	0,559	0,001
14x14	1 ± 2	2 ± 5	5 ± 1	3 ± 0	6 ± 4	2 ± 0	0 ± 0							
	0,909	0,002	0,868	0,001	0,829	0,001	0,792	0,001	0,755	0,001	0,641	0,001	0,511	0,001
16x16	4 ± 1	4 ± 0	7 ± 4	8 ± 5	2 ± 4	8 ± 4	1 ± 2							
	0,895	0,001	0,849	0,001	0,805	0,000	0,763	0,001	0,723	0,000	0,602	0,001	0,469	0,001
18x18	1 ± 0	3 ± 5	3 ± 7	3 ± 0	5 ± 7	4 ± 0	4 ± 5							
20x20	0,877 ± 0,001	0,825 ± 0,001	0,777 ± 0,001	0,731 ± 0,003	0,687 ± 0,001	0,562 ± 0,001	0,429 ± 0,001							

---

4 5      5 0      0 0      5 5      9 0      2 4      3 0

Tabela 9 – Fator filtro calculado para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW) para campos simétricos com a câmara de ionização posicionada no raio central, à profundidade de 10 cm, com o colimador Y2-OUT se movendo e o colimador Y1-IN fixo.

<b>Colimador Y1-IN Fixo</b>																		
<b>Fator Filtro</b>																		
<b>Tamanho de Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Filtros</b>																	
	<b>10°</b>		<b>15°</b>		<b>20°</b>		<b>25°</b>		<b>30°</b>		<b>45°</b>		<b>60°</b>					
6x6	0,973	0,001	0,960	0,004	0,946	0,002	0,933	0,001	0,918	0,001	0,865	0,001	0,787	0,002	0 ± 0	5 ± 2	8 ± 8	0 ± 4
8x8	0,961	0,001	0,943	0,003	0,924	0,003	0,905	0,003	0,884	0,008	0,815	0,001	0,717	0,001	9 ± 0	5 ± 5	7 ± 5	2 ± 5
12x12	0,937	0,002	0,906	0,001	0,877	0,001	0,848	0,004	0,818	0,001	0,722	0,001	0,599	0,001	1 ± 8	9 ± 0	9 ± 5	2 ± 2
14x14	0,923	0,001	0,887	0,001	0,852	0,001	0,818	0,004	0,784	0,001	0,678	0,001	0,548	0,000	1 ± 0	0 ± 0	8 ± 0	7 ± 3
18x18	0,893	0,006	0,846	0,001	0,802	0,001	0,759	0,001	0,718	0,003	0,595	0,001	0,460	0,001	8 ± 4	5 ± 0	5 ± 0	6 ± 4

Tabela 10 – Fator filtro (média) calculado para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado (EDW) com a câmara de ionização no raio central e à profundidade de 10 cm.

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Fator Filtro (média)													
	Filtros													
	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°	10°	15°	20°	25°	30°	45°	60°
4x4	0,984	0,001	0,979	0,003	0,970	0,002	0,963	0,001	0,954	0,001	0,926	0,001	0,879	0,002
	9 ± 0	4 ± 5	8 ± 8	8 ± 8	4 ± 4	8 ± 7	0 ± 0	3 ± 3	8 ± 8					
6x6	0,974	0,012	0,961	0,018	0,948	0,023	0,935	0,029	0,920	0,034	0,865	0,048	0,794	0,073
	0 ± 1	7 ± 1	6 ± 7	2 ± 6	3 ± 8	3 ± 3	1 ± 1	3 ± 3	0 ± 0					
8x8	0,962	0,025	0,945	0,037	0,926	0,047	0,907	0,057	0,888	0,066	0,820	0,092	0,724	0,113
	7 ± 3	0 ± 3	7 ± 7	6 ± 6	5 ± 5	4 ± 4	9 ± 9	4 ± 4	8 ± 8					
10x10	0,951	0,001	0,927	0,001	0,904	0,001	0,880	0,004	0,856	0,001	0,776	0,001	0,667	0,001
	4 ± 0	8 ± 0	1 ± 1	7 ± 7	3 ± 3	4 ± 4	2 ± 2	0 ± 0	9 ± 9	0 ± 0				
12x12	0,938	0,043	0,908	0,059	0,879	0,073	0,850	0,086	0,821	0,096	0,726	0,118	0,605	0,126
	0 ± 1	2 ± 7	6 ± 6	7 ± 7	6 ± 6	0 ± 0	3 ± 3	4 ± 4	1 ± 1	1 ± 1	2 ± 2	4 ± 4		
14x14	0,924	0,001	0,888	0,001	0,854	0,001	0,821	0,002	0,787	0,002	0,681	0,003	0,553	0,005
	1 ± 0	6 ± 6	7 ± 7	9 ± 9	0 ± 0	3 ± 3	2 ± 2	4 ± 4	7 ± 7	6 ± 6	8 ± 8	3 ± 3		
16x16	0,909	0,002	0,868	0,001	0,829	0,001	0,792	0,001	0,755	0,001	0,641	0,001	0,511	0,001
	4 ± 1	4 ± 0	7 ± 7	4 ± 4	8 ± 8	5 ± 5	2 ± 2	4 ± 4	8 ± 8	4 ± 4	1 ± 1	2 ± 2		
18x18	0,894	0,000	0,847	0,001	0,803	0,001	0,761	0,001	0,720	0,002	0,599	0,003	0,464	0,004
	± 0,000	± 0,001	± 0,001	± 0,001	± 0,001	± 0,001	± 0,001	± 0,002	± 0,002	± 0,002	± 0,002	± 0,003	± 0,004	



	5		6	9		4	9		4	4		9	9		7	1		3	9		5
	0,877		0,001	0,825		0,001	0,777		0,001	0,731		0,003	0,687		0,001	0,562		0,001	0,429		0,001
20x20	4	±	5	5	±	0	0	±	0	5	±	5	9	±	0	2	±	4	3	±	0

---

Com esses resultados, foi possível plotar o gráfico do fator filtro em função do tamanho do campo para campos simétricos. Esse gráfico pôde ser comparado ao gráfico obtido por Gibbons<sup>1</sup> para feixe de fótons de 6 MeV, conforme Figura 23 abaixo.

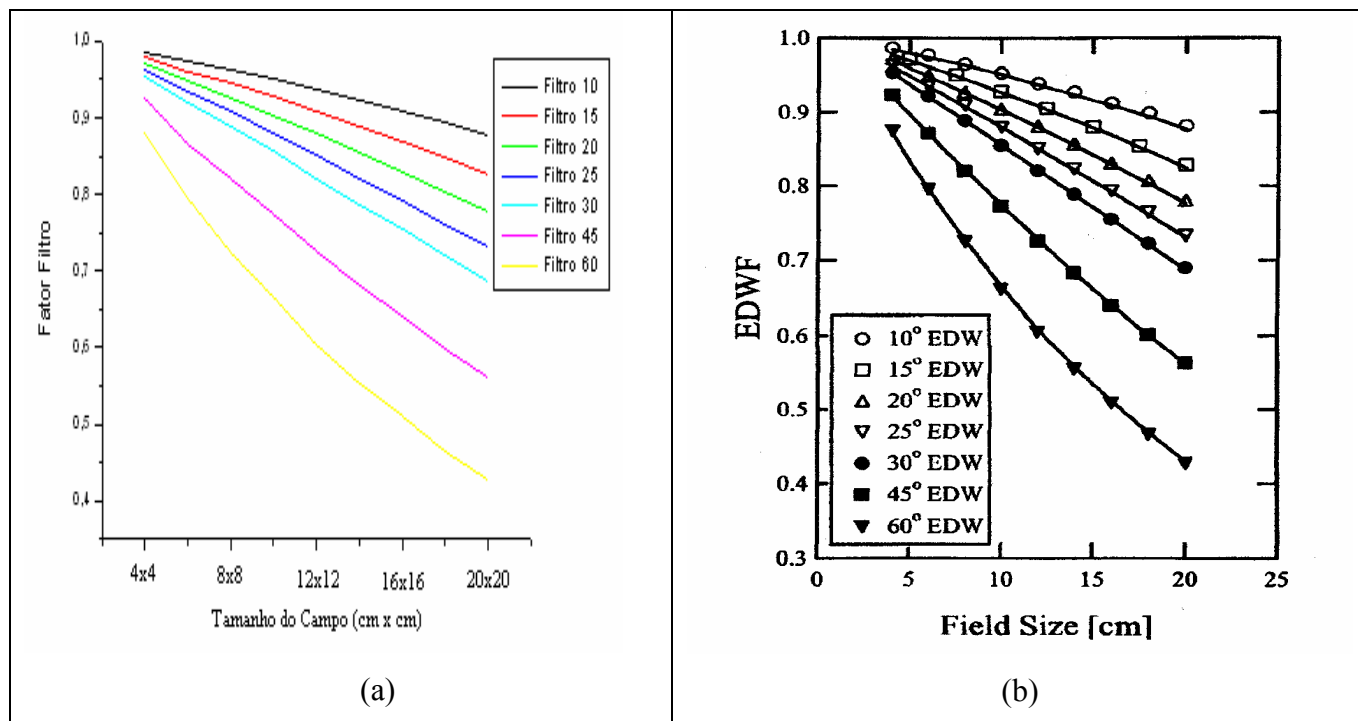


Figura 23 – (a) Fator filtro calculado para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado a partir das medidas feitas com câmara de ionização posicionada no raio central e à profundidade de 10 cm, para feixe de fótons de 6 MeV;  
 (b) Curva do fator filtro para os filtros dinâmicos aprimorados em função do tamanho do campo para feixe de fótons de 6 MeV obtida por Gibbons<sup>1</sup> usando a equação 2 do item 1.5

### 3.2.3 – Fator Filtro com Campos Assimétricos

Foi calculado também o fator filtro para campos assimétricos com a câmara de ionização posicionada na direção do raio central do feixe de radiação e à profundidade de 10 cm. Foram realizadas duas séries de medidas de carga elétrica pelo eletrômetro quando a câmara de ionização era irradiada e para cada situação, ou seja, para o campo aberto e para cada um dos filtros do filtro dinâmico aprimorado e com o colimador fixo posicionado a 10 cm. Foram consideradas, então as médias das leituras. Além disso, foram estabelecidas quatro posições iniciais do colimador que se movimentava em relação ao raio central: 2cm, 5cm, 10 cm e 20 cm.

O fator filtro foi calculado para cada situação, sendo que para a situação em que o colimador Y2-OUT estava fixo em 10 cm com o colimador Y1-IN iniciando a varredura do campo a partir da posição 5cm foi feita apenas uma série de medidas (por esse motivo não houve cálculo da média). As Tabelas 11 a 14 mostram os resultados obtidos e os valores calculados para o fator filtro para as duas orientações.

Tabela 11 – Leituras médias de carga para cálculo de fator filtro para campos assimétricos, com câmara de ionização posicionada no raio central e à profundidade de 10cm para colimador Y1-IN se movendo e colimador Y2-OUT fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Colimador Y2-OUT Fixo = 10 cm</b>				
<b>Leituras Médias</b>				
<b>(pC)</b>				
<b>Posição Inicial do Colimador Y1-IN</b>				
	<b>2 cm</b>	<b>5 cm</b>	<b>10 cm</b>	<b>20 cm</b>
<b>Campo</b>				
<b>Aberto</b>	5620,00 ± 0,00	5845,00 ± 1,41	5942,00 ± 4,24	5985,00 ± 1,41
<b>Filtro 10°</b>	4941,50 ± 3,53	5136,00 ± 1,02	5221,50 ± 2,12	5362,50 ± 0,71
<b>Filtro 15°</b>	4652,00 ± 1,41	4832,00 ± 0,97	4908,00 ± 1,41	4953,00 ± 2,83
<b>Filtro 20°</b>	4382,00 ± 4,24	4551,00 ± 0,91	4621,00 ± 1,41	4660,00 ± 2,83
<b>Filtro 25°</b>	4131,50 ± 3,53	4286,00 ± 0,86	4349,00 ± 0,00	4385,00 ± 1,41
<b>Filtro 30°</b>	3891,00 ± 1,41	4036,00 ± 0,81	4094,00 ± 2,83	4123,00 ± 0,00
<b>Filtro 45°</b>	3191,50 ± 0,71	3299,00 ± 0,66	3341,50 ± 0,71	3365,00 ± 0,00
<b>Filtro 60°</b>	2454,00 ± 0,00	2532,00 ± 0,51	2546,00 ± 0,00	2560,00 ± 0,00

Tabela 12 – Leituras médias de carga para cálculo de fator filtro para campos assimétricos, com câmara de ionização posicionada no eixo central com colimador Y2-OUT se movendo e colimador Y1-IN fixo em 10 cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Colimador Y1-In Fixo = 10 cm</b>				
<b>Leituras Médias (pC)</b>				
<b>Posição Inicial do Colimador Y2-OUT</b>				
	<b>2 cm</b>	<b>5 cm</b>	<b>10 cm</b>	<b>20 cm</b>
<b>Campo</b>				
<b>Aberto</b>	5587,00 ± 0,00	5838,50 ± 2,12	5953,50 ± 3,54	5997,00 ± 0,00
<b>Filtro 10°</b>	4897,00 ± 0,00	5116,00 ± 0,00	5213,00 ± 7,07	5260,00 ± 2,83
<b>Filtro 15°</b>	4604,00 ± 2,83	4809,00 ± 0,00	4895,50 ± 0,71	4938,50 ± 2,12
<b>Filtro 20°</b>	4333,00 ± 0,00	4522,00 ± 0,00	4600,50 ± 0,71	4644,00 ± 0,00
<b>Filtro 25°</b>	4077,00 ± 0,00	4253,00 ± 0,00	4326,00 ± 0,00	4363,00 ± 0,00
<b>Filtro 30°</b>	3833,50 ± 0,71	3997,00 ± 0,00	4060,00 ± 1,41	4099,00 ± 1,41
<b>Filtro 45°</b>	3134,00 ± 0,00	3255,00 ± 0,00	3300,00 ± 0,00	3325,50 ± 0,71
<b>Filtro 60°</b>	2389,00 ± 0,00	2473,00 ± 0,00	2494,50 ± 0,71	2504,00 ± 1,41

Tabela 13 – Fator filtro calculado para campos assimétricos, com câmara de ionização posicionada no raio central e à profundidade de 10 cm com colimador Y1-IN se movendo e colimador Y2-OUT fixo em 10cm, para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado

<b>Colimador Y2-OUT Fixo = 10 cm</b>				
<b>Fator Filtro</b>				
<b>Posição Inicial do Colimador Y1-IN</b>				
	<b>2 cm</b>	<b>5 cm</b>	<b>10 cm</b>	<b>20 cm</b>
<b>Filtro 10°</b>	0,8797 ± 0,0035	0,8787 ± 0,0010	0,8787 ± 0,0010	0,8960 ± 0,0028
<b>Filtro 15°</b>	0,8278 ± 0,0015	0,8267 ± 0,0010	0,8260 ± 0,0010	0,8276 ± 0,0010
<b>Filtro 20°</b>	0,7797 ± 0,0015	0,7786 ± 0,0010	0,7777 ± 0,0010	0,7786 ± 0,0010
<b>Filtro 25°</b>	0,7351 ± 0,0028	0,7333 ± 0,0015	0,7319 ± 0,0010	0,7327 ± 0,0010
<b>Filtro 30°</b>	0,7351 ± 0,0028	0,6905 ± 0,0010	0,6890 ± 0,0015	0,6889 ± 0,0015
<b>Filtro 45°</b>	0,5679 ± 0,0035	0,5644 ± 0,0020	0,5624 ± 0,0010	0,5622 ± 0,0010
<b>Filtro 60°</b>	0,4367 ± 0,0035	0,4332 ± 0,0020	0,4285 ± 0,0010	0,4277 ± 0,0010

Tabela 14 – Fator Filtro calculado para campos assimétricos, com câmara de ionização posicionada no raio central e à profundidade de 10 cm, com colimador Y2-OUT se movendo e colimador Y1-IN fixo em 10cm, e para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Colimador Y1-In Fixo = 10 cm</b>								
<b>Fator Filtro</b>								
<b>Posição Inicial do Colimador Y2-OUT</b>								
	<b>2 cm</b>		<b>5 cm</b>		<b>10 cm</b>		<b>20 cm</b>	
<b>Filtro 10°</b>	0,8765	± 0,0010	0,8763	± 0,0010	0,8756	± 0,0010	0,8771	± 0,0028
<b>Filtro 15°</b>	0,8241	± 0,0010	0,8237	± 0,0010	0,8223	± 0,0010	0,8235	± 0,0020
<b>Filtro 20°</b>	0,7756	± 0,0015	0,7745	± 0,0015	0,7727	± 0,0028	0,7744	± 0,0015
<b>Filtro 25°</b>	0,7297	± 0,0028	0,7284	± 0,0028	0,7266	± 0,0015	0,7275	± 0,0010
<b>Filtro 30°</b>	0,6861	± 0,0020	0,6846	± 0,0010	0,6820	± 0,0035	0,6835	± 0,0015
<b>Filtro 45°</b>	0,5609	± 0,0035	0,5575	± 0,0028	0,5543	± 0,0010	0,5545	± 0,0010
<b>Filtro 60°</b>	0,4276	± 0,0035	0,4236	± 0,0020	0,4190	± 0,0020	0,4175	± 0,0010

Verificou-se a partir desses resultados é que o valor do fator filtro calculado para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado não varia significativamente com a posição do colimador que se movimenta, o que está de acordo com o resultado obtido com campos simétricos em que o fator filtro aparece como função do tamanho do campo.

### **3.3 – Medidas com o Arranjo Linear de Câmaras de Ionização Múltiplas**

#### **3.3.1 – Medidas de Simetria dos Perfis de Dose**

As medidas com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas foram feitas para verificação da simetria entre os perfis de dose medidos para as duas orientações de varredura dos colimadores e para cada um dos filtros do filtro dinâmico aprimorado. Os perfis foram obtidos por meio do software OminPro- Accept integrado ao modelo de arranjo linear de câmaras de ionização utilizado.

As medidas foram realizados para campos simétricos de 5x5 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup> e 20x20 cm<sup>2</sup> com o arranjo posicionado a 5 cm e a 10 cm de profundidade e também para o campo assimétrico de 10x15 cm<sup>2</sup> à profundidade de 10 cm., com um tempo de

amostragem de 150 ms e espaçamento de 2 cm. As figuras 24 a 27 mostram os perfis obtidos para cada situação. Foram liberadas doses à taxa de 400 UM/min e 50 UM.

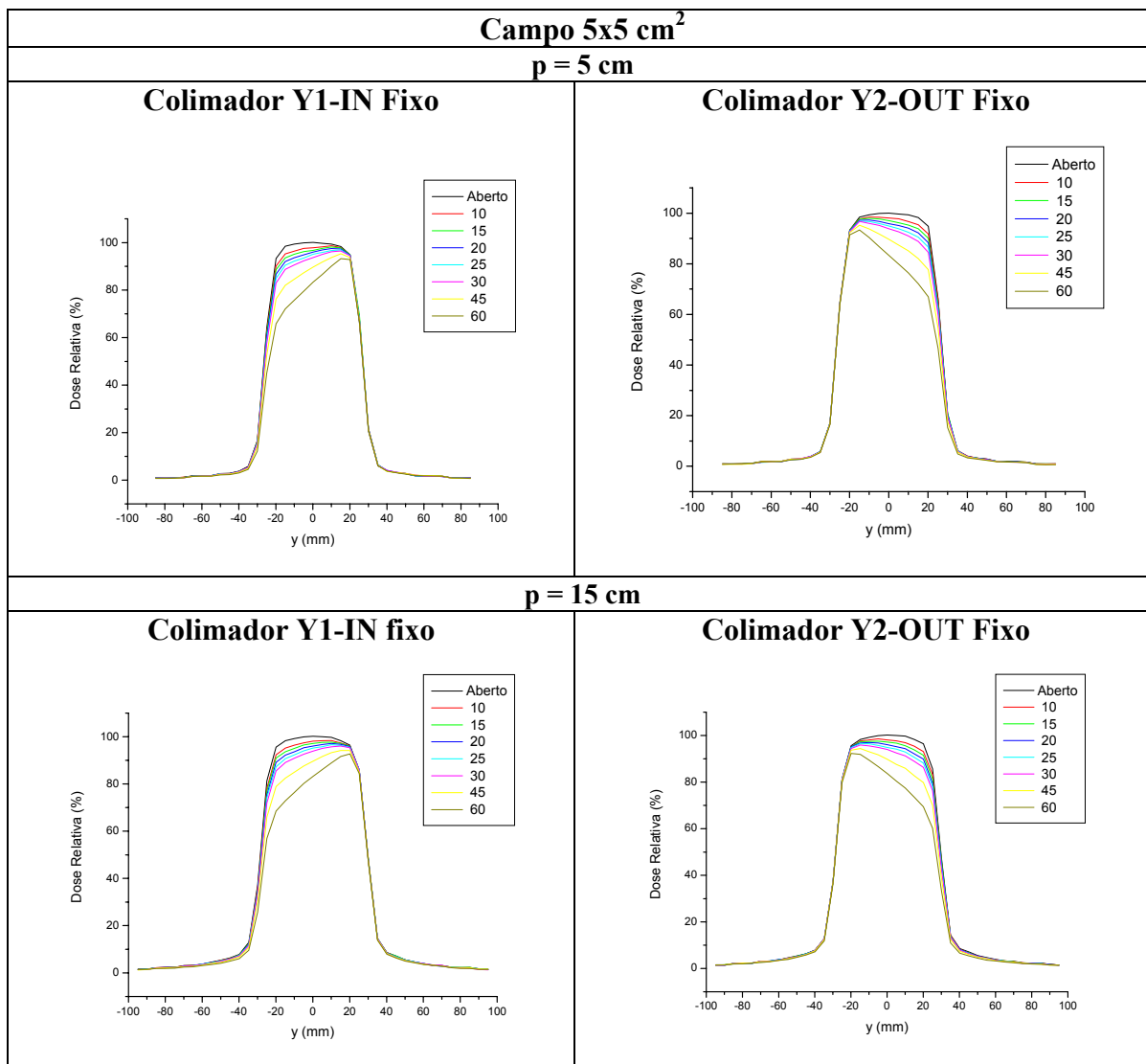


Figura 24 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de 5x5 cm<sup>2</sup>, às profundidades de 5 e 15 cm, para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado.

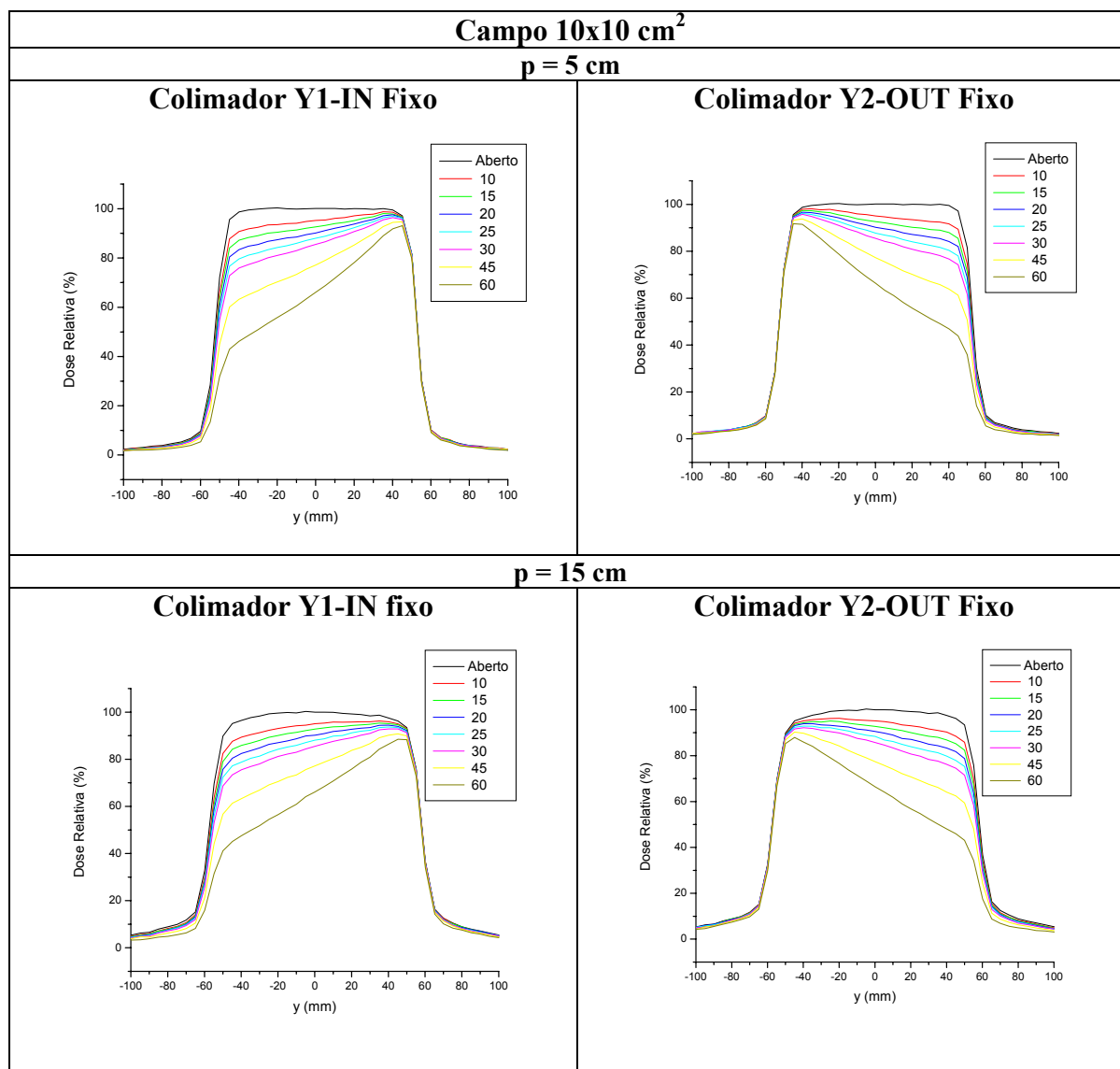


Figura 25 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, às profundidades de 5 e 15 cm, para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado.

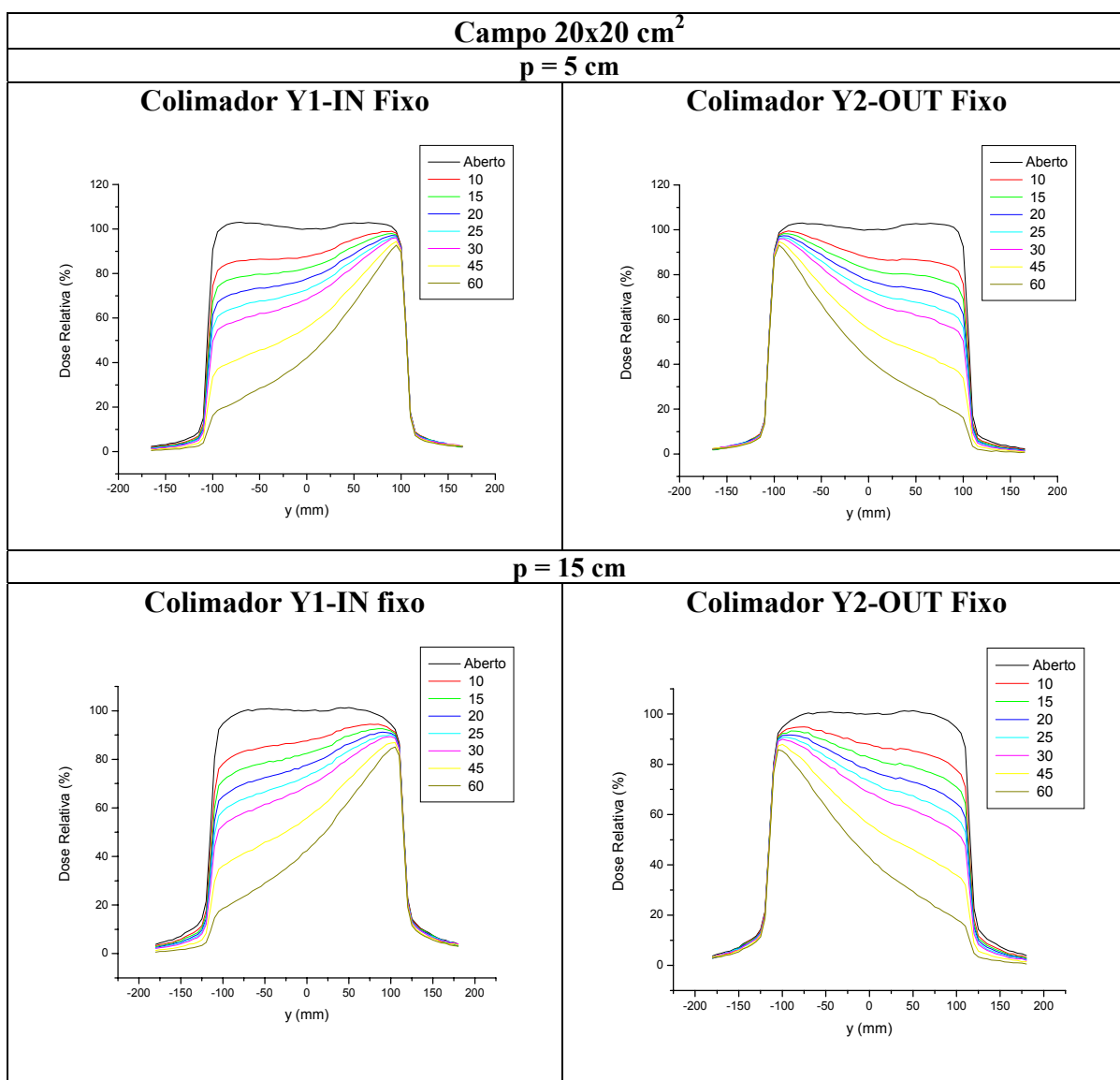


Figura 26 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para

um campo de 20x20 cm<sup>2</sup>, às profundidades de 5 e 15 cm, para o campo aberto

e para

todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado.



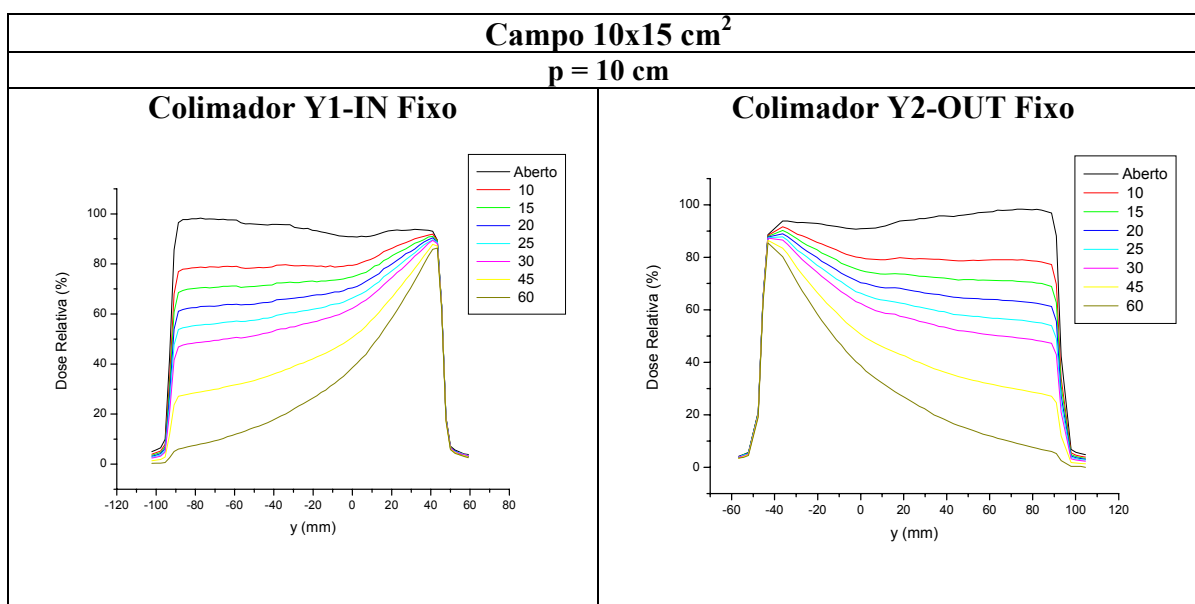


Figura 27 – Perfis de dose medidos com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de 10x15 cm<sup>2</sup>, à profundidade de 10 cm, para o campo aberto e para todos os filtros do filtro dinâmico aprimorado.

### 3.3.2 – Fator Filtro com Campos Simétrico

O fator filtro também foi calculado, através da equação 1 da seção 1.5, para o arranjo linear de câmaras de ionização para o campo 10x10 cm<sup>2</sup>, às profundidades de 5 cm e 15 cm, com taxa de dose de 400 UM/min e dose liberada de 50 UM, para as duas orientações do filtro dinâmico aprimorado. Calculou-se, então, a média dos resultados para cada orientação com a finalidade de comparação entre eles e os resultados obtidos com os outros sistemas dosimétricos, também levando-se em conta todas as variações nos parâmetros considerados, como profundidade, taxa de dose, quantidade de unidades monitoras liberadas, tamanhos de campos e ângulos dos filtros. Os resultados são apresentados nas Tabelas 15 e 16. A Tabela 17 mostra a porcentagem de diferença entre os resultados das tabelas anteriores (em relação às médias).

Tabela 15 – Fator filtro calculado para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e a uma profundidade de 5 cm., para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Fator Filtro (p = 5 cm)</b>									
	<b>Colimador Y1</b>			<b>Colimador Y2</b>			<b>Média</b>		
<b>Filtro 10°</b>	0,9496	±	0,0007	0,9515	±	0,0011	0,9505	±	0,0011
<b>Filtro 15°</b>	0,9251	±	0,0011	0,9256	±	0,0011	0,9253	±	0,0010
<b>Filtro 20°</b>	0,9011	±	0,0007	0,9006	±	0,0011	0,9008	±	0,0007
<b>Filtro 25°</b>	0,8761	±	0,0007	0,8791	±	0,0007	0,8776	±	0,0007
<b>Filtro 30°</b>	0,8541	±	0,0011	0,8546	±	0,0011	0,8544	±	0,0010
<b>Filtro 45°</b>	0,7717	±	0,0010	0,7702	±	0,0010	0,7710	±	0,0007
<b>Filtro 60°</b>	0,6623	±	0,0015	0,6603	±	0,0007	0,6613	±	0,0007

Tabela 16 – Fator filtro calculado para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e a uma profundidade de 15 cm, para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Fator Filtro (p = 15 cm)</b>									
	<b>Colimador Y1</b>			<b>Colimador Y2</b>			<b>Média</b>		
<b>Filtro 10°</b>	0,9520	±	0,0010	0,9510	±	0,0010	0,9515	±	0,0010
<b>Filtro 15°</b>	0,9270	±	0,0010	0,9280	±	0,0015	0,9275	±	0,0010
<b>Filtro 20°</b>	0,9060	±	0,0010	0,9020	±	0,0015	0,9040	±	0,0007
<b>Filtro 25°</b>	0,8840	±	0,0007	0,8810	±	0,0010	0,8825	±	0,0010

<b>Filtro</b> <b>30°</b>	0,8570 ± 0,0010	0,8550 ± 0,0010	0,8560 ± 0,0010
<b>Filtro</b> <b>45°</b>	0,7740 ± 0,0010	0,7720 ± 0,0010	0,7730 ± 0,0010
<b>Filtro</b> <b>60°</b>	0,6640 ± 0,0010	0,6610 ± 0,0010	0,6625 ± 0,0010

Tabela 17 – Porcentagem de diferença entre os resultados de fator filtro calculados a partir das

medidas obtidas com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup> e às profundidades de 5 e 15 cm, para todos os ângulos do filtro dinâmico aprimorado.

<b>Fator Filtro Média</b>			
	<b>p = 5cm</b>	<b>p = 15 cm</b>	<b>% Diferença</b>
<b>Filtro 10°</b>	0,9505	0,9515	0,11
<b>Filtro 15°</b>	0,9253	0,9275	0,24
<b>Filtro 20°</b>	0,9008	0,9040	0,35
<b>Filtro 25°</b>	0,8776	0,8825	0,56
<b>Filtro 30°</b>	0,8544	0,8560	0,19
<b>Filtro 45°</b>	0,7710	0,7730	0,26
<b>Filtro 60°</b>	0,6613	0,6625	0,18

Com esses resultados verificou-se que o fator filtro aumenta ligeiramente com a profundidade, mas as porcentagens de diferença entre as leituras para cada um dos filtros não se mostraram significativas, sendo que a maior diferença (para o filtro de 25°) foi menor que 0,6%.

### 3.4 – Comparação entre os Sistemas Dosimétricos e os Formalismos

Os resultados obtidos neste trabalho permitiram que se fizesse uma comparação não apenas entre os sistemas dosimétricos utilizados com também com resultados similares

encontrados na literatura, a saber, os formalismos de Gibbons<sup>1</sup> e de Klein *et al*<sup>2</sup>, de acordo com as equações 2 e 3 apresentadas no item 1.5. Essas comparações foram feitas considerando-se os resultados de fator filtro obtidos através dos formalismos e aqueles calculados neste trabalho. As Tabelas 18 e 19 apresentam os resultados obtidos através dos formalismos mencionados e as Tabelas 20 e 21 os resultados dessa comparação bem como as porcentagens de divergência entre os resultados para o campo 10x10 cm<sup>2</sup> (padrão), sendo que foram considerados os resultados obtidos: para o BIS<sup>2G</sup> posicionado na mesa de tratamento (SSD = 100 cm), com orientação Y1-IN (Y2-OUT fixo); para a câmara de ionização posicionada no raio central à profundidade de 10 cm; e para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas posicionado a 15 cm de profundidade.

Tabela 18– Fator filtro calculado através do formalismo de Gibbons<sup>1</sup>.

<b>Fator Filtro</b>							
<b>Tamanho de Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Filtro 10°</b>	<b>Filtro 15°</b>	<b>Filtro 20°</b>	<b>Filtro 25°</b>	<b>Filtro 30°</b>	<b>Filtro 45°</b>	<b>Filtro 60°</b>
4x4	0,9860	0,9789	0,9716	0,9639	0,9557	0,9258	0,8787
6x6	0,9750	0,9625	0,9498	0,9336	0,9228	0,8737	0,8005
8x8	0,9633	0,9452	0,9271	0,9085	0,8892	0,8229	0,7294
10x10	0,9507	0,9270	0,9035	0,8796	0,8552	0,7737	0,6648
12x12	0,9374	0,9079	0,8789	0,8501	0,8209	0,7263	0,6061
14x14	0,9232	0,8878	0,8536	0,8199	0,7863	0,6806	0,5529
16x16	0,9082	0,8669	0,8275	0,7893	0,7517	0,6367	0,5041
18x18	0,8923	0,8450	0,8007	0,7583	0,7172	0,5948	0,4599
20x20	0,8755	0,8224	0,7733	0,7270	0,6828	0,5548	0,4196

Tabela 19 – Fator filtro calculado através do formalismo de Klein *et al*<sup>2</sup>

<b>Fator Filtro</b>							
---------------------	--	--	--	--	--	--	--

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Filtro 10°	Filtro 15°	Filtro 20°	Filtro 25°	Filtro 30°	Filtro 45°	Filtro 60°
4x4	0,9847	0,9770	0,9690	0,9606	0,9516	0,9191	0,8677
6x6	0,9736	0,9605	0,9470	0,9332	0,9185	0,8668	0,7898
8x8	0,9618	0,9431	0,9242	0,9049	0,8849	0,8161	0,7193
10x10	0,9492	0,9247	0,9005	0,8759	0,8508	0,7670	0,6553
12x12	0,9358	0,9055	0,8759	0,8464	0,8165	0,7198	0,5973
14x14	0,9216	0,8855	0,8505	0,8162	0,7820	0,6744	0,5446
16x16	0,9065	0,8645	0,8245	0,7857	0,7476	0,6310	0,4968
18x18	0,8907	0,8428	0,7978	0,7549	0,7133	0,5896	0,4534
20x20	0,8740	0,8203	0,7707	0,7240	0,6793	0,5502	0,4139

Tabela 20 – Comparação entre os resultados obtidos neste trabalho para os três sistemas dosimétricos estudados em conjunto com o filtro dinâmico aprimorado e o formalismo de Gibbons<sup>1</sup>.

	Fator Filtro						
	BIS <sup>2G</sup> (SSD = 100 cm)	C.I. (p= 10 cm)	“Array” (p = 15 cm)	Gibbons	% ( em relação ao BIS <sup>2G</sup> )	% ( em relação à C.I.)	% (em relação “Array”
<b>Filtro 10°</b>	0,9513	0,9514	0,9515	0,9507	0,06	0,07	0,08
<b>Filtro 15°</b>	0,9282	0,9278	0,9275	0,9270	0,13	0,09	0,05
<b>Filtro 20°</b>	0,9026	0,9041	0,9040	0,9035	0,10	0,07	0,06
<b>Filtro 25°</b>	0,8769	0,8807	0,8825	0,8796	0,03	0,13	0,33
<b>Filtro 30°</b>	0,8538	0,8564	0,8560	0,8552	0,16	0,14	0,09
<b>Filtro 45°</b>	0,7744	0,7762	0,7730	0,7737	0,09	0,03	0,09
<b>Filtro 60°</b>	0,6692	0,6679	0,6625	0,6648	0,06	0,05	0,35

Tabela 21 – Comparação entre os resultados obtidos neste trabalho para os três sistemas dosimétricos estudados em conjunto com o filtro dinâmico aprimorado e o formalismo de Klein *et al*<sup>2</sup>

	Fator Filtro						
	BIS <sup>2G</sup> (SSD = 100 cm)	C.I. (p= 10 cm)	“Array” (p = 15 cm)	Klein <i>et al</i>	% ( em relação ao BIS <sup>2G</sup> )	% ( em relação à C.I.)	% (em relação “Array”

<b>Filtro 10°</b>	0,9513	0,9514	0,9515	0,9492	0,22	0,23	0,24
<b>Filtro 15°</b>	0,9282	0,9278	0,9275	0,9247	0,38	0,34	0,30
<b>Filtro 20°</b>	0,9026	0,9041	0,9040	0,9005	0,23	0,40	0,39
<b>Filtro 25°</b>	0,8769	0,8807	0,8825	0,8759	0,11	0,55	0,75
<b>Filtro 30°</b>	0,8538	0,8564	0,8560	0,8508	0,39	0,66	0,61
<b>Filtro 45°</b>	0,7744	0,7762	0,7730	0,7670	1,00	1,20	0,78
<b>Filtro 60°</b>	0,6692	0,6679	0,6625	0,6553	2,12	1,92	1,10

Pela Tabela 21 acima, é possível notar que a porcentagem de diferença entre os resultados obtidos neste trabalho e o método de Klein *et al*<sup>2</sup> aumenta consideravelmente para ângulos maiores do que 45°, sendo as diferenças maiores para o BIS<sup>2G</sup> e para a câmara de ionização.

Foi possível também fazer a comparação de uma forma mais visual através dos gráficos de fator filtro em função do tamanho do campo para campos simétricos e para cada ângulo do filtro dinâmico aprimorado, como mostra a Figura 28.

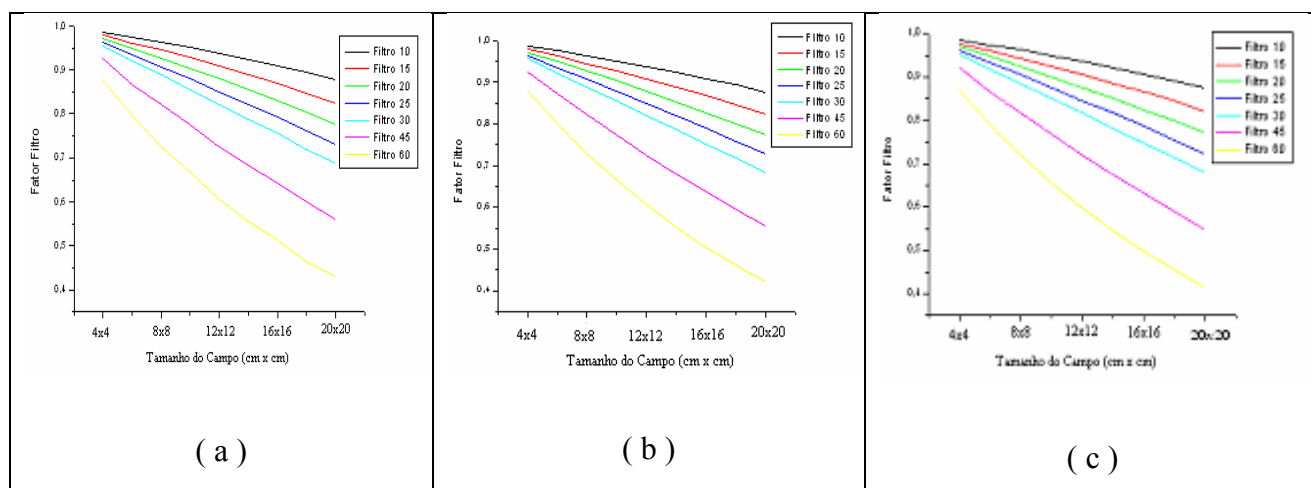


Figura 28 - Curvas do Fator Filtro em função da posição do colimador Y fixo  
 (a) Calculado através das medidas com a câmara de ionização posicionada no raio central à profundidade de 10 cm;  
 (b) Calculado através do formalismo de Gibbons<sup>1</sup>;  
 (c) Calculado através do formalismo de Klein *et al*<sup>2</sup>.

Os resultados estão bastante próximos entre si para os três sistemas dosimétricos utilizados neste trabalho e também em relação aos dois formalismos

considerados, uma vez que as porcentagens de diferença entre eles não se mostram tão significativas a ponto de comprometer a intenção da comparação que é a validação dos resultados.

### 3.5 – Vantagens e Desvantagens do Filtro Dinâmico Aprimorado

A automatização dos novos aceleradores pode diminuir significativamente o tempo de tratamento e o filtro dinâmico aprimorado permite uma tal flexibilidade durante o tratamento que garante a melhora sensível do mesmo. O sistema de controle pelo computador assegura que a dose liberada em função da posição do colimador que se move siga um padrão exato e pré-calculado o que aumenta a precisão na liberação da dose prescrita e da distribuição da mesma.

A automatização do tratamento é a mais aparente e significativa vantagem do uso do filtro dinâmico. Outras vantagens quanto à implementação clínica de filtros dinâmicos aprimorados são que eles permitem:

- que se utilizem ambos os campos tanto simétricos como assimétricos;
- a implementação de um número maior de ângulos de 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° e 60°;
- o aumento do tamanho do campo até 40 x 30 cm<sup>2</sup>;
- a determinação do fator filtro que é uma função suave e contínua do tamanho do campo;
- uma quantidade significativamente menor de Tabelas de Tratamento Segmentado (STT – uma por energia do feixe de fótons, comparando-se com o filtro dinâmico (DW) que exigia 132 Tabelas de Tratamento Segmentado por energia do feixe de fótons;
- que a curva de isodose prescrita na determinação do ângulo do filtro dinâmico aprimorado se estenda a uma fração maior do campo quando comparada com a do filtro físico<sup>10</sup>.

O uso de filtros dinâmicos aprimorados constitui um avanço importante pela facilidade do tratamento, uma vez que não é necessária a manipulação do filtro, como

no caso do filtro físico, o que leva a uma maior eficiência no tratamento. Permite também uma distribuição de dose mais uniforme e ainda a aplicação clínica em planejamentos de tratamentos 3D, cuja complexidade do tratamento necessita da diminuição da complexidade na liberação do tratamento<sup>28,29</sup>. O aumento na precisão no que diz respeito à área a receber a dose de radiação também tem grande importância uma vez que leva a poupar os tecidos saudáveis próximos ao tumor.

Entretanto, apesar de todas essas vantagens ligadas à aplicação do filtro dinâmico, existe a questão do custo-benefício. Uma desvantagem, então, quanto ao uso dos filtros dinâmicos aprimorados é o alto custo que eles apresentam à unidade clínica de tratamento dos pacientes que nem sempre dispõe de recursos financeiros tanto para a aquisição do equipamento quanto para a implementação do mesmo. Além disso, a implementação clínica do filtro dinâmico aprimorado implica no estabelecimento de um programa de controle de qualidade específico a fim de assegurar o uso seguro no tratamento de pacientes com radioterapia.



#### 4 – CONCLUSÕES

Conforme mencionado no item 1.7, neste trabalho, através do uso de três sistemas dosimétricos diferentes, cada um com suas próprias peculiaridades, e também através de comparações com trabalhos já publicados a respeito, foi possível realizar-se a avaliação da funcionalidade e aplicabilidade do filtro dinâmico aprimorado.

O trabalho consistiu no uso dos três sistemas dosimétricos com o filtro dinâmico aprimorado com dois intuitos: 1) a avaliação da implementação clínica do filtro dinâmico aprimorado e suas vantagens e desvantagens; e 2) a comparação entre a eficiência e a melhor aplicabilidade dos três sistemas dosimétricos em conjunto com o filtro dinâmico.

Sendo assim, as medidas dos dados apresentados neste trabalho foram direcionadas visando-se a obtenção de resultados que permitissem chegar a conclusões mais objetivas em relação às duas questões apresentadas. E, da mesma forma, as comparações com métodos já estudados e divulgados na literatura permitiram o reforço das conclusões às quais foi possível chegar em relação ao objetivo desse trabalho.

Como cada sistema dosimétrico apresenta características bem distintas e particulares no que diz respeito à forma como medem a radiação liberada pelo acelerador linear, foi possível analisar diferentes características do filtro dinâmico aprimorado. E estas características do filtro formaram um conjunto que pode ser considerado bastante positivo para uma avaliação adequada do uso do filtro dinâmico.

Então, baseado nos resultados referentes ao funcionamento dos colimadores no que se refere à simetria entre as duas orientações dos colimadores (que permitiram verificar a indistinguibilidade entre eles), a linearidade das unidades monitoras, o efeito da taxa de dose e o efeito da gravidade obtidos com o BIS<sup>2G</sup>, foi possível concluir que o equipamento é bastante preciso e, dessa forma, confiável o que é importante para um equipamento utilizado na irradiação de pacientes, principalmente visando-se poupar tecidos saudáveis vizinhos à região que deverá de fato ser submetida à radiação.

Com a câmara de ionização mediu-se a PDP, um parâmetro importante no que diz respeito a dosimetria em geral, sobretudo para uma caracterização mais completa do feixe de radiação empregado e, portanto, também importante para a dosimetria do filtro dinâmico aprimorado. E os dados obtidos também se mostraram bastante razoáveis. A câmara de ionização permitiu, além disso, que fossem feitas medidas para campos simétricos e também assimétricos, o que é uma vantagem do uso do filtro dinâmico em relação ao filtro físico.

Já com o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas (“array”) foi possível medir-se dados que permitiram verificar a simetria (indistingibilidade no movimento dos colimadores) reforçando os resultados já obtidos com o BIS<sup>2G</sup> e, também, perfis de dose para campos assimétricos como feito para a câmara de ionização.

Já o fator filtro, um fator de transmissão, tornou-se o elemento de comparação entre os três sistemas e em relação aos formalismos apresentados para a validação do trabalho. Todos os resultados, nesse caso, também se mostraram razoáveis uma vez que, em relação aos formalismos, mesmo para filtros de ângulos maiores, como os de 45° e 60°, os resultados não apresentaram diferenças tão significativas a ponto de comprometer tanto a eficiência de cada sistema quanto a utilização do filtro dinâmico aprimorado. Das comparações com os formalismos, as que apresentaram maiores diferenças são a do BIS<sup>2G</sup> e da câmara de ionização em relação ao método de Klein *et al* para os filtros de 45 (1% em relação ao BIS<sup>2G</sup> e 1,2% em relação à câmara de ionização) e 60° (2,12% em relação ao BIS<sup>2G</sup>, 1,92% em relação à câmara de ionização e 1,10 em relação ao “array”) que podem ser considerados pouco significativos a ponto de comprometer os resultados do trabalho. Os resultados estão em boa concordância com o método de Gibbons uma vez que as porcentagens de diferenças se mostraram ainda menores, estando na faixa de 0,03 a 0,16% em relação ao BIS<sup>2G</sup>; de 0,03 a 0,14% em relação à câmara de ionização; e uma variação um pouco maior para o arranjo linear de câmaras de ionização múltiplas: de 0,05 a 0,35%. Todos esses valores, no entanto, encontram-se na faixa de incerteza obtida.

Dessa forma, este trabalho realizou uma investigação aprofundada do uso do filtro dinâmico aprimorado para sua perfeita e mais proveitosa utilização. Os resultados para os três sistemas dosimétricos utilizados se mostraram bem razoáveis e poderão

auxiliar futuros estudos que, por sua vez, poderão melhorar ainda mais os planejamentos de tratamentos e tratamentos de tumores com radiação.

## 5 – REFERÊNCIAS

1. Gibbons J.P. – Calculation of Enhanced Dynamic Wedge Factors for Symmetric and Asymmetric Photon Fields - *Med. Dosim.* **25**, 1411-1418, 1998.
2. Klein, E.E.; Gerber, R.; Zhu, X.R.; Oehmke, F. Purdy, J.A. – Multiple Machine implementation of Enhanced Dynamic Wedge – *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* **40**, 977-985, 1998.
3. Fraass, B.; Doppke, K.; Hunt, M.; Kutcher, G.; Starkschall, G.; Stern, R.; Van Dyke, J. - American Association of Physicists in Medicine - Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. *Med. Phys.* **25**, 1773-1829, 1998.
4. Segreto, H.R.C.; Segreto, R.A. – Revisão e Atualização em Radiobiologia. Aspectos Celulares, Moleculares e Clínicos – *A Folha Médica*, **4**, 9-27, 2000.
5. Saw, C.B. – Foundation of Radiological Physics – CD-ROM, Curso de Radioterapia de Última Geração, Hospital Sírio Libanês, São Paulo, 2002.
6. Khan, F.M. – The Physics of Radiation Therapy – Williams & Wilkins – Second Edition, Baltimore, 1994.
7. Saw, C.B – Therapeutic Radiological Physics – CD-ROM, Curso de Radioterapia de Última Geração, Hospital Sírio Libanês, São Paulo, 2002.
8. Podgorsak, E.B. (Editor) – Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, *Educational Report Series*, International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna, 2003.
9. Klein, E.E.; Low, D.A.; Meigooni, A.S.; Purdy, J.A. – Dosimetry and Clinical Implementation of Dynamic Wedge – *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* **31**, 583-592, 1995.
10. C-Series Clinac - Enhanced Dynamic Wedge - Implementation Guide - Varian Medical Systems , 2002.
11. International Electrotechnical Commission – Medical Electron Accelerators – Functional Performance Characteristics – IEC Performance Standard 976, 1989.
12. International Commission of Radiation Units and Measurements – Determination of Absorbed Dose in Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures –ICRU Report 24, 1976.

13. Kjewiski, P.K., Chin, L.M. – Wedge Shaped Dose Distribution by Computer-Controlled Collimator Motion – *Med. Phys.* **5**, 426-429, 1978.
14. 9. Chang, S.X.; Gibbons, J.P.; - Clinical Implementation on Non-Physical Wedges - AAPM Refresher Course, 1999.
15. Samuelsson, A.; Johansson, K.A.; Mattsson, O.; Palm, A.; Puurunen, H.; Sernbo, G. - Practical Implementation of Enhanced Dynamic Wedge in the CadPlan Treatment Planning System - *Med. Dosim.* **22**, 207-211 , 1998.
16. Moeller, J.H.; Leavitt, D.D.; Klein, E. - the Quality Assurance of Enhanced Dynamic Wedges - *Med. Dosim.* **22**, 241-246, 1998.
17. Leavitt, D.D.; Klein, E. - Dosimetry Measurement Tools for Commissioning Enhanced Dynamic Wedge - *Med. Dosim.* **22**, 171-176 , 1998.
18. Leavitt, D.D.; Huntzinger, C.; Etmektzoglou, T. - Dynamic Collimator and Dose Rate Control: Enabling Technology for Enhanced Dynamic Wedge - *Med. Dosim.* - **22**, 167-170, 1998.
19. Leavitt, D. D.; Lee, W. L.; Gaffney, D.K.; Moeller, J.H.; O'Rear, J.H. - Dosimetric Parameters of Enhanced Dynamic Wedge for Treatment Planning and Verification - *Med. Dosim.* - **22**, 177-184, 1998.
20. Liu, C; Kim, S.; Kahler, D.L.; Palta, J.R. – Generalized Monitor Unit Calculation for the Varian Enhanced Dynamic Wedge Field – *Med. Dosim.* **30**, 1891-1895, 2003.
21. Sidhu, N.P.S.; Breitman, K – Dosimetric Characteristics of Wedge Fields – *Med. Dosim.* **19**, 35-41, 1994
22. Blue Phantom Manual – Specifications Guide – Scanditronix Wellhofer , 2000.
23. OmniPro<sup>TM</sup>-Accept Software Manual – Scanditronix Wellhofer , 2000.
24. OmniPro<sup>TM</sup>-I'mRT – Beam Image System <sup>BIS2G</sup> Hardware Manual – Scanditronix Wellhofer, 2002.
25. Ma, L.; Geis, P.B.; Boyer, A.L. – Quality Assurance for Dynamic Multileaf Collimator Modulated Fields Using a Fast Beam Imaging System – *Med. Phys.* **24**, 1213-1220, 1997.
26. OmniPro<sup>TM</sup>- I'mRT Software Manual – Scanditronix-Wellhofer, 2002.
27. Liu, H.H.; Lief, E.P.; McCullough , E.C. – Measuring Dose Distributions for Enhanced Dynamic Wedges Using a Multichamber Detector Array – *Med. Phys.*, **24**, 1515-1519, 1997.
28. Tobler, M.; Leavitt, D.D. - Clinical Application of Enhanced Dynamic Wedge in Three-Dimensional Treatment Planning: a Case Report - *Med. Dosim.* **22**, 201-206 , 1998.

29. Earley, I. - Larger Field Sizes: an Advantage of the Dynamic Wedge - *Med. Dosim.* **22**, 193-199 - 1998.