



**LAILA GALVÃO ALMEIDA**

**ANÁLISE DE MEDIDAS DOSIMÉTRICAS  
EM FEIXES DE FÓTONS COM FILTRO  
VIRTUAL**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2012**

**SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE**

***PROGRAMA DE APRIMORAMENTO PROFISSIONAL***

**Laila Galvão Almeida**

**ANÁLISE DE MEDIDAS DOSIMÉTRICAS  
EM FEIXES DE FÓTONS COM FILTRO  
VIRTUAL**

Monografia apresentada ao Programa de Aprimoramento Profissional / SES, elaborada no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Departamento de Radioterapia.

Área: Física aplicada à Radioterapia.

Orientador: Leonardo Lira do Amaral

**RIBEIRÃO PRETO**

**2012**

Almeida, Laila Galvão, 1988

Análise De Medidas Dosimétricas Em Feixes De Fótons Com Filtro Virtual.

Laila Galvão Almeida - 2012

Orientador: Prof. Leonardo Lira do Amaral

Trabalho de conclusão de curso (pós-graduação) – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Aprimoramento em Física aplicada à Radioterapia.

1. Filtro Virtual.
2. Sistema de planejamento XiO-CMS.
3. Câmara de Ionização.
4. Radioterapia. | Leonardo Lira do Amaral. ||. Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

## Agradecimentos

- À Deus, por estar sempre ao meu lado me dando forças nos momentos mais difíceis.
- Ao Físico Leo, meu orientador neste trabalho, por sempre estimular a produção científica e contribuir não só com as discussões teóricas, mas também na realização das medidas experimentais.
- Aos meus pais, Fadah e Guilherme, que, apesar de estarem em outra cidade, em todos os momentos me apoiaram com orientações e palavras de conforto.
- Às minhas irmãs, Larine, Laís e Raquel, pelas conversas ao telefone e principalmente por fazerem minha alegria quando ia para Aracaju.
- À minha vó Nádua e minha tia Ruth por me receberem com todo amor nas minhas visitas à São Paulo.
- Às minhas amigas Indra, Jurani e Belinha por organizarem as programações de saídas em Aracaju. Em especial, à Indra, amiga-irmã, que sempre me aguenta em todas as situações.
- Ao meu amigo John, por todas as incontáveis conversas, desabafos, conselhos, brincadeiras e tudo mais.
- Aos físicos: Leo, Ede, Gustavo e Leandrão por todos os ensinamentos. Com vocês aprendi não só a Física da Radioterapia, mas outras coisas como responsabilidade, amizade e etc. Para mim, se tornaram muito mais que mestres, são amigos que guardo no coração. Obrigada por tudo!!
- À minha parceira de aprimoramento, Jeje, pela companhia incansável. Os dias da semana eram poucos para nós então tínhamos que passar os finais de semana juntas também! Obrigada por todos os momentos!
- Ao meu outro parceiro de aprimoramento, o Bella, pelos momentos de descontração e brincadeiras. Beeeeella, jamais se esqueça do ambiente hospitalar!
- Aos meus R2's, Marina, Leandro e Tuka (Japonêzinho) pela companhia, amizade e ensinamentos.

- À Marina, minha R2 especial, por todo apoio, ajuda, cuidado, companhia e amizade. Ma, sou extremamente grata por tudo de coração!
- Aos meus R1's, Laisinha, Edu e Paula, pelos momentos de companhia e amizade dentro e fora do HC. Em especial à Laisinha (ou Cabeça) por ser muito mais que uma R1: é uma verdadeira amiga de vários anos atrás com a qual sempre pude contar.
- Às minhas amigas de Ribeirão, Jack e Andréia por todos os passeios, baladas, companhias, conversas e ajudas! Minha estadia em Ribeirão não teria sido a mesma se não fosse a companhia de vocês!
- Aos médicos, Felipe, Flávio, Harley e Viviane (“grande Vivi”), pelo ótimo convívio, pelo conhecimento clínico transmitido durante esses anos e pelas discussões e esclarecimentos durante as reuniões de casos clínicos.
- Aos residentes médicos Luiz, Gabi, Alessandro e Alfredo pela troca de conhecimento e pela amizade. Em especial à Gabi e Luizinho que começaram a residência no mesmo ano que eu.
- À equipe de técnicos, Adélia, Alexandre, Ana Paula, Andréia, Carina, Carlão, Damaris, Dani, Dirce, Fernanda, Igor, Jack, Leandro, Lena, Marcelo, Rodrigo e Simone, por todas as explicações e conhecimentos passados.
- À equipe do CT, Ari, Jucimar, Clésio, Arlete, Silvia, Sônia, Soninha e Henrique. Em especial à Ari por todos os deliciosos lanchinhos da tarde!
- À equipe de enfermagem, Elaine, Gi, Irene, Ivanilda, e Osmar.
- À equipe da secretaria, Bia, Francisco, Rita, Simone e Vininha, pela ajuda de sempre.
- Aos funcionários do Centro de Ciências das Imagens e Física Médica, Concepta, Jô, Marco Aurélio, Neusa e Vilma. Em especial, à Vilma pelos cuidados e ótimas conversas e à Concepta pelas brincadeiras e toda ajuda para a preparação para a prova da CNEN.
- À FAEPA, pelos auxílios que possibilitaram minha participação em congressos.
- À FUNDAP e à Secretaria de Saúde do Estado de São Paulo, pelo fornecimento da bolsa mensal.

## Resumo

Os sistemas de planejamento (TPS) simulam e calculam a dose de tratamentos radioterápicos. O filtro virtual (FV) constitui ferramenta útil no tratamento de tratamentos em radioterapia visto que apresenta uma série de vantagens em relação ao filtro físico. Testes de controle da qualidade asseguram correta execução do planejamento realizado no TPS. Este estudo objetivou comparar doses calculadas por TPS com doses medidas por câmara de ionização (CI) em feixes de fótons de 6 MV com FV. Realizaram-se medidas no acelerador linear Primus com objeto simulador de água sólida e CI posicionada a 10 cm de profundidade com gantry a 0° em diversos tamanhos de campos e nas angulações de filtro virtual de 15°; 30°; 45° e 60°. A simulação virtual no TPS XiO-CMS utilizou as imagens tomográficas do objeto simulador na mesma configuração da irradiação. Valores de máximo e mínimo das diferenças percentuais entre as doses fornecidas pelo TPS e as medidas com a CI foram 1,43% e -0,10%, respectivamente, com diferença percentual média de 0,08%, desvio médio de 0,63% e desvio padrão de 0,73%. O limite de confiança foi  $\Delta = 1,72\%$ . Todos os valores das diferenças percentuais ficaram abaixo de 2% e do limite de confiança inferior a 3% estando, assim, de acordo com as recomendações do TRS-430 [3].

## Sumário

|  |    |
|--|----|
| Agradecimentos .....                                     | 4  |
| Resumo .....   | 6  |
| Lista de Figuras e Tabelas.....                          | 8  |
| 1. Introdução .....                                      | 9  |
| 1.1. O Câncer e a Radioterapia.....                      | 9  |
| 1.2. Sistema de Planejamento Computadorizado.....        | 11 |
| 1.3. Filtros Físicos.....                                | 13 |
| 1.4. Filtros Virtuais .....                              | 14 |
| 1.5. Geração do Mapa de Fluência do Filtro Virtual ..... | 17 |
| 1.6. Modelagem do Feixe com Filtro Virtual .....         | 20 |
| 2. Objetivos .....                                       | 22 |
| 3. Materiais e Métodos.....                              | 23 |
| 4. Resultados.....                                       | 28 |
| 5. Discussão e Conclusões .....                          | 31 |
| 6. Referências Bibliográficas .....                      | 32 |

## Lista de Figuras e Tabelas

|   |    |
|---|----|
| Figura 1. Ilustração de um filme com a região a ser irradiada e os blocos de proteção delimitados. ....   | 10 |
| Figura 2. Ilustração do PTV (vermelho) e dos OAR delineados e de um campo conformado em relação ao PTV. ....  | 11 |
| Figura 3. Ilustração da distribuição de dose fornecida por um TPS. ....   | 12 |
| Figura 4. Foto do filtro físico. ....   | 13 |
| Figura 5. Curvas de isodose para ângulos de filtros de: A) 30°, B) 45° e C) 60° .....   | 14 |
| Figura 6. Colimadores na posição inicial. ....  | 15 |
| Figura 7. Colimadores na posição inicial durante irradiação do gap. ....  | 15 |
| Figura 8. Colimadores durante percurso de deslocamento. ....  | 16 |
| Figura 9. Colimadores na posição final de irradiação. ....  | 16 |
| Figura 10. Diagrama esquemático ilustrando a distribuição de fluência necessária para gerar a isodose $D_{iso}$ para um certo ângulo de FV $\alpha$ ..... | 18 |
| Figura 11. Corte axial da tomografia do objeto simulador com a entrada de campo e FV. ....  | 23 |
| Figura 12. Ilustração do arranjo experimental. ....   | 24 |
| Figura 13. Ilustração da tabela retirada do TRS 430 [3] com valores de desvios para regiões diferentes. ....  | 27 |
|   |    |
| Tabela 1. Ângulos de FV utilizados. ....  | 24 |
| Tabela 2. Tamanhos de campo utilizados. ....  | 25 |
| Tabela 3. Resultados obtidos para ângulo de FV 15° .....  | 28 |
| Tabela 4. Resultados obtidos para ângulo de FV 30° .....  | 29 |
| Tabela 5. Resultados obtidos para ângulo de FV 45° .....  | 29 |
| Tabela 6. Resultados obtidos para ângulo de FV 60° .....  | 30 |

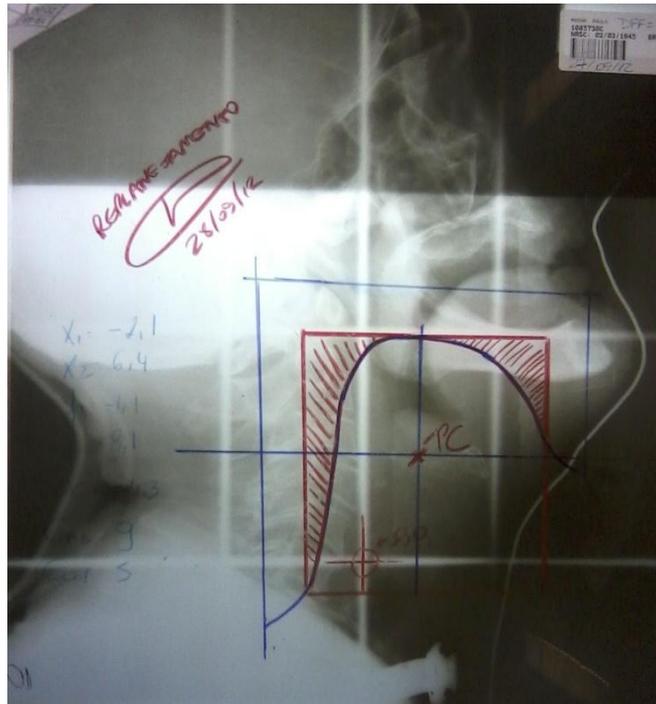
# **1. Introdução**

## ***1.1. O Câncer e a Radioterapia***

Estima-se que só no ano de 2012 surja cerca de 520.000 casos novos de câncer no Brasil [1] e a radioterapia se destacará no tratamento destas neoplasias. A Radioterapia é uma técnica de tratamento que utiliza radiação ionizante a fim de eliminar células não desejadas do organismo humano. A entrega da radiação pode ser realizada externamente ao corpo humano com a fonte a uma determinada distância da região a ser tratada, modalidade esta chamada de Teleterapia, ou com a fonte muito próxima ou em contato com a lesão, modalidade chamada de Braquiterapia. De maneira geral, as diferentes metodologias se baseiam na destruição do tumor pela absorção da energia da radiação incidente e tendo como princípio maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano em tecidos vizinhos, sadios, o que é conseguido através de diversas técnicas, a depender da localização e do tipo da doença envolvida [2].

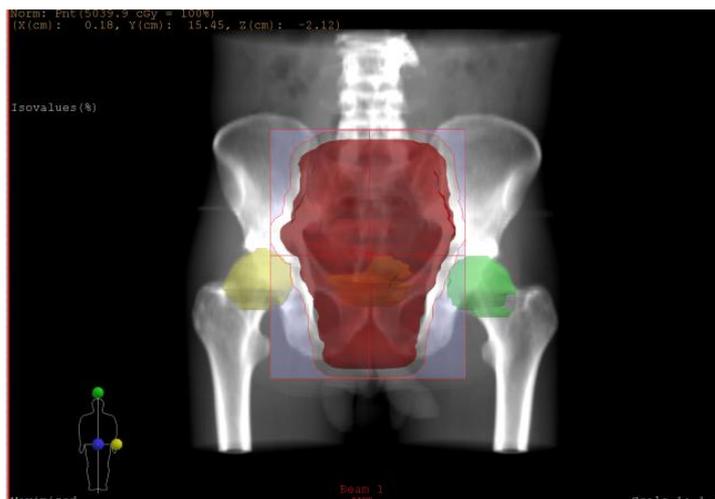
Na teleterapia, podem-se citar alguns tipos de técnicas utilizadas no tratamento do câncer: a Radioterapia Convencional 2D, a Radioterapia Conformacional 3D, a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT) e a Radiocirurgia. Dentre estas, as que podem utilizar a ferramenta filtro virtual (FV) são a Radioterapia Convencional 2D, a Radioterapia Conformacional 3D.

A Radioterapia Convencional 2D tem como base para o planejamento do tratamento uma imagem de raio X convencional onde a região a ser irradiada e os blocos de proteção são delimitados. Como este tipo de imagem não permite inferir informações sobre volume de órgãos irradiados não é possível quantificar exatamente a dose recebida pelas estruturas da região irradiada.



**Figura 1. Ilustração de um filme com a região a ser irradiada e os blocos de proteção delimitados.**

Na Radioterapia Conformacional 3D, o planejamento é baseado em imagens tridimensionais de tomografia computadorizada (TC). Utilizando um sistema de planejamento computadorizado, o volume tumoral planejado (PTV) e os órgãos de risco (OAR) são delimitados na imagem tomográfica. Os campos de entrada de radiação são conformados em relação ao formato do PTV desenhado e por isso esta técnica se chama Conformacional. Após definição dos campos de tratamento a dose nas estruturas que foram delimitadas pode ser avaliada.



**Figura 2. Ilustração do PTV (vermelho) e dos OAR delineados e de um campo conformado em relação ao PTV.**

### ***1.2. Sistema de Planejamento Computadorizado***

O Sistema de Planejamento (TPS) é uma ferramenta importante em radioterapia, o qual possibilita simular rapidamente as interações do feixe radioativo no organismo humano e a partir de cálculos fornece a quantidade de radiação, ou seja, a dose, recebida pela região irradiada. A base de cálculo de um sistema de planejamento são as imagens radiológicas por ele recebidas. Os dados da imagem radiológica, geralmente produzidas por tomografia computadorizada, são usados em conjunto com uma descrição matemática que através de um modelo anatômico detalhado do paciente, ilustra a distribuição de dose com elevado grau de exatidão [3].



**Figura 3. Ilustração da distribuição de dose fornecida por um TPS.**

Antes de iniciar a utilização de um TPS, deve-se realizar uma série de elaborados processos: comissionamento do AL, isto é, obtenção dos dados dosimétricos do AL através de medidas com câmara de ionização (CI), transcrição dos dados obtidos no comissionamento para o TPS que serão utilizados pelo algoritmo do TPS para cálculo da dose nas estruturas delimitadas, modelagem do feixe de radiação (modelação dos coeficientes do sistema de planejamento para adequação do feixe virtual com o real do acelerador linear) e comissionamento do TPS.

O planejamento de tratamentos radioterápicos utilizando TPS é um procedimento que envolve diversas etapas. De maneira geral, primeiramente delimitam-se as estruturas de risco e os volumes alvos na imagem radiológica. Em seguida, os parâmetros de entrada dos campos (angulação de gantry, mesa e colimador, existência de filtros e etc) são definidos. As doses de radiação recebidas pelas estruturas delimitadas são então

calculadas e o plano é analisado através de histogramas dose-volume (DVH) e da distribuição das curvas de isodoses.

### ***1.3. Filtros Físicos***

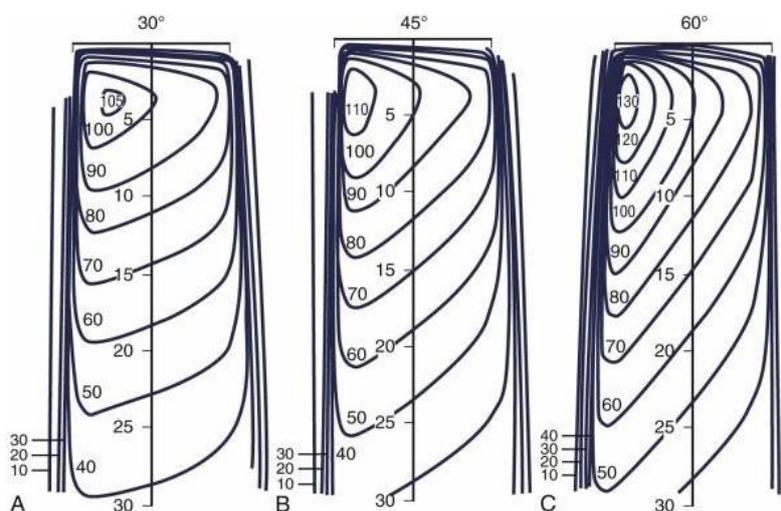
Muitas vezes é necessário utilizar modificadores da intensidade do feixe durante o planejamento do tratamento radioterápico visando alcançar uma melhor uniformidade da dose da região irradiada. O modificador mais comumente utilizado é o filtro físico.



**Figura 4. Foto do filtro físico.**

A região mais fina do filtro atenua menos o feixe em relação à região mais espessa gerando curvas de isodose inclinadas e por isso a utilização de filtros físicos nos planejamentos é uma prática bastante comum quando se deseja distribuições de dose em formato de cunha. Estes tipos de distribuições são, geralmente, utilizados para compensar variações na anatomia do paciente. A intensidade da inclinação da curva depende do formato do filtro, ou seja, do parâmetro chamado de ângulo do filtro, de modo que quanto maior a angulação do filtro, maior será a inclinação da curva de isodose. O ângulo do filtro se refere ao ângulo ao qual a curva de isodose é alterada em relação à posição normal perpendicular ao eixo do feixe na profundidade de referência.

Filtros físicos produzindo curvas de isodose com inclinação de 15°, 30°, 45° e 60° são, geralmente, comprados do fabricante do aparelho de radioterapia [5].



**Figura 5. Curvas de isodose para ângulos de filtros de: A) 30°, B) 45° e C) 60°**

No entanto, os filtros físicos apresentam alguns inconvenientes. Por ser um dispositivo que é colocado no caminho do feixe, o filtro atenua a intensidade do feixe causando o endurecimento do mesmo. Além disso, devido à atenuação é necessário incluir no cálculo da dose um fator de transmissão do filtro, conhecido como fator filtro, que representa a razão da taxa de dose no eixo central do feixe com e sem filtro [5].

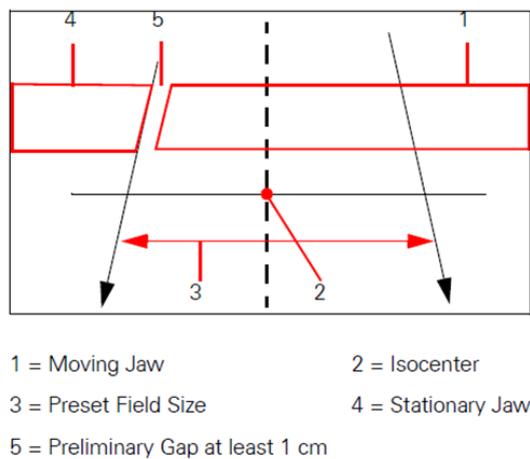
Outros inconvenientes são: manipulação e intervenção do operador em cada campo de tratamento, geração de mais dose de radiação espalhada e limitação da utilização das cunhas apenas para as angulações de filtros presentes na clínica.

#### ***1.4. Filtros Virtuais***

Sendo assim, visando evitar tais inconvenientes dos filtros físicos, foram introduzidos os filtros não físicos que produzem distribuições de dose similares aos filtros físicos por meio do movimento dinâmico do colimador durante a irradiação [6]. Dessa forma, os FVs apresentam as vantagens de não causar o endurecimento do feixe, possibilidade de

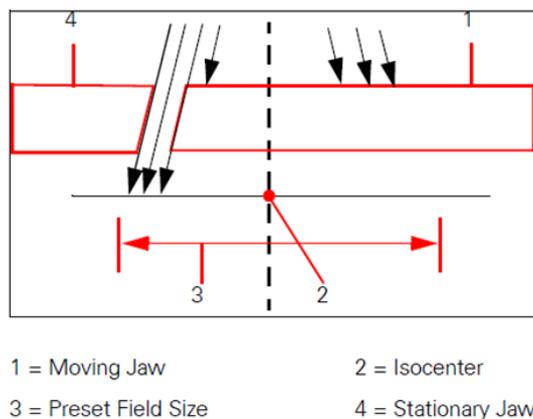
uso em tamanhos de campo maiores que os de filtro físico, flexibilidade para utilizar qualquer valor de ângulo, etc.

O FV da Siemens baseia-se na combinação do movimento do colimador da posição fechada para a aberta a uma velocidade constante e da taxa de dose variada. Após a programação do tamanho de campo, o sistema posiciona o colimador móvel na posição inicial deixando um gap entre os colimadores de no mínimo 1 cm [7], conforme figura 6.



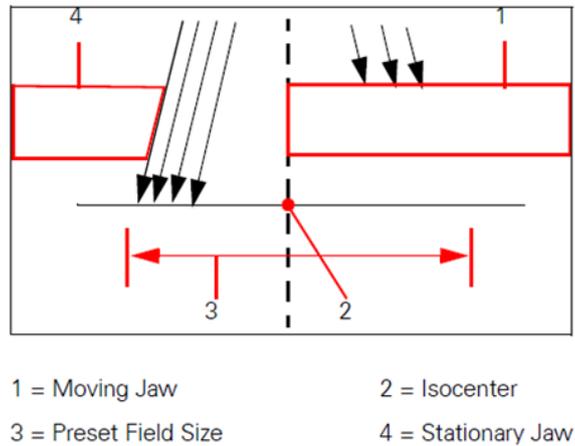
**Figura 6. Colimadores na posição inicial.**

Quando a irradiação é iniciada, a região equivalente à parte fina do filtro é gerada pela irradiação do gap.



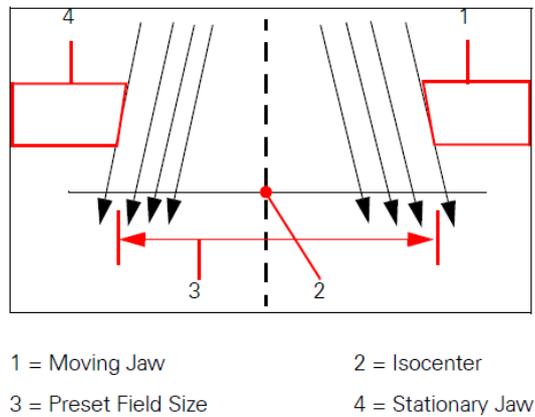
**Figura 7. Colimadores na posição inicial durante irradiação do gap**

O colimador móvel se desloca, então, com velocidade constante até uma posição final que corresponde ao tamanho do campo definido enquanto a taxa de dose varia. Este processo é responsável pela geração da distribuição em forma de cunha uma vez que o gap acaba recebendo mais dose em relação às outras regiões à medida que o colimador se movimenta. A proporção da dose entregue na parte fina do filtro em relação à parte grossa depende do valor do ângulo de filtro escolhido.



**Figura 8. Colimadores durante percurso de deslocamento.**

Quando o tamanho do campo definido é alcançado, o colimador móvel pára e a taxa de dose atinge o valor máximo e o restante da dose é entregue com taxa de dose constante e com campo aberto.



**Figura 9. Colimadores na posição final de irradiação.**

Os valores de taxa de dose e de velocidade do colimador são então definidos pelos parâmetros do plano de tratamento (tamanho de campo, ângulo de filtro e número de MU) seguindo a equação [8] (1):

$$MU(0) = \frac{dMU(x)/dt}{c \cdot \mu \cdot tg(\alpha) \cdot v_{jaw} \cdot \exp[-c \cdot \mu \cdot x \cdot tg(\alpha)]} \quad (1)$$

onde

$x$  é a distância a partir do eixo central

$MU(0)$  é o número de unidades monitoras entregues no eixo central

$\alpha$  é o ângulo do filtro

$\mu$  é o coeficiente de atenuação linear efetivo do FV para energia nominal do feixe

$c$  é o fator de calibração que leva em conta a distribuição espectral real do feixe (fator fornecido pela Siemens durante instalação ou obtido através da modelagem do feixe no TPS)

$v_{jaw}$  é a velocidade do colimador.

Cada AL possui limites mecânico intrínsecos ao aparelho e como a equação (1) deve ser obedecida, algumas combinações de parâmetros de plano de tratamento podem não ser permitidas.

### ***1.5. Geração do Mapa de Fluência do Filtro Virtual***

Basicamente, o feixe com FV pode ser definido como uma simples modulação da fluência de fótons em 1 dimensão [6]. O movimento do colimador produz um padrão de modulação da fluência em 1D  $g(x)$  ao longo do campo que é expresso pela equação:

$$g(x) = \exp[-c \cdot \mu \cdot x \cdot tg(\alpha)] \quad (2)$$

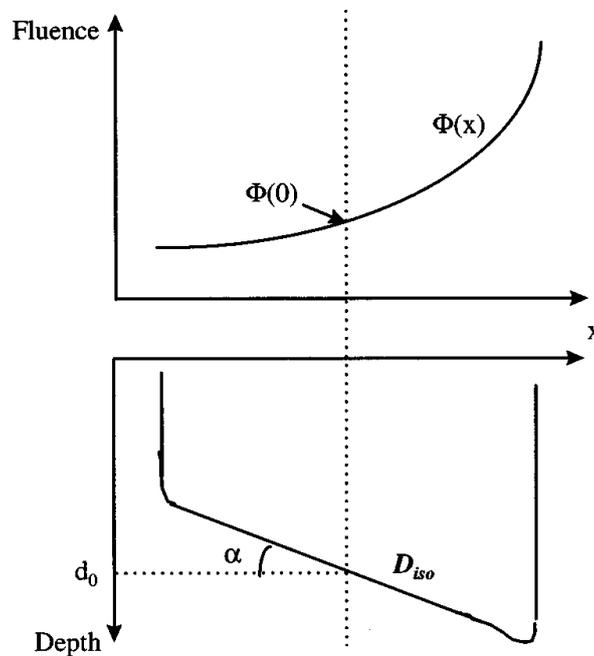
Para gerar um valor de isodose  $D_{iso}$  numa profundidade  $d(0)$ , conforme figura 10, a Siemens utiliza a relação entre a dose  $D_{iso}$  e a fluência  $\Phi(x)$ :

$$D_{iso} = \frac{\mu}{\rho} \cdot E \cdot \Phi(x) \cdot \exp[-c \cdot \mu \cdot d(x)] \quad (3)$$

onde

$\mu/\rho$  é o coeficiente de atenuação mássico

$E$  é a energia do feixe



**Figura 10. Diagrama esquemático ilustrando a distribuição de fluência necessária para gerar a isodose  $D_{iso}$  para um certo ângulo de FV  $\alpha$**

A fluência numa profundidade qualquer pode ser determinada pela equação:

$$d(x) = d_0 + x \cdot \text{tg}(\alpha) \quad (4)$$

onde

$d_0$  é a profundidade de  $D_{iso}$  no eixo central.

Substituindo a equação (4) em (3) pode-se calcular a distribuição de fluência através de:

$$\Phi(x) = \Phi(0) \cdot \exp[c \cdot \mu \cdot tg(\alpha)] \quad (5)$$

onde

$$\Phi(0) = \frac{1}{\frac{\mu}{\rho E}} \cdot D_{iso} \cdot \exp[c \cdot \mu \cdot d_0] \quad (6)$$

$\Phi(0)$  é a fluência no eixo central necessária para gerar  $D_{iso}$  em  $d(x)$ .

Assume-se que o número de MU entregues no eixo central  $MU(0)$  para gerar  $D_{iso}$  é igual a  $\Phi(0)$ .

O processo de modelagem do feixe com FV é bastante complexo e, de maneira geral, consiste da caracterização do modelo dosimétrico do feixe com FV no TPS através da combinação de parâmetros matemáticos para reproduzir no sistema a mesma configuração do feixe real do AL. Dessa forma, o sistema modela a dose gerada pelo FV através de um formalismo analítico de UM da Siemens que determina o número de UM necessárias para gerar a fluência de um perfil em cunha. Para cada conjunto de parâmetros de tratamento o algoritmo do FV gera um mapa de intensidade que é usado para modelar as modificações de fluência saindo pelo colimador. O mapa de intensidade, ou seja, a transmissão, é calculada pela razão entre a UM entregue no eixo do feixe e a UM entregue no eixo central  $\{UM(0)\}$ . O valor de  $UM(0)$  corresponde ao número de UM que é definida no console de tratamento. Isto resulta num valor output do feixe no eixo central (cGy/UM) similar ao de um campo aberto de mesmo tamanho uma vez que o número de UM é o mesmo. Portanto, o fator filtro, definido como a

razão entre valores da taxa de dose de um campo com filtro e sem filtro, é muito próximo de 1 para todos os tamanhos de campo e ângulos de FV. [6]

### ***1.6. Modelagem do Feixe com Filtro Virtual***

A Radioterapia vem experimentando crescentes avanços de modo que cada vez mais as técnicas de tratamento e os equipamentos apresentam maior complexidade. No entanto, apesar de os equipamentos de radioterapia intertravamentos padrões para evitar erros, a segurança na radioterapia ainda é muito dependente de ações humanas [9].

A implementação do princípio de utilização do FV representou considerável avanço levando em conta todas as vantagens que este apresenta em relação ao filtro físico. Entretanto, antes de ser utilizado é necessário que seja feito a modelagem do feixe. Estes processos são produzidos pelo usuário e, portanto, para avaliar se eles foram obtidos satisfatoriamente é importante realizar verificações no TPS (comissionamento do TPS) como parte de um programa de controle da qualidade.

Falhas na realização destes processos podem resultar em consequências graves. Uma exposição fatal de múltiplos pacientes ocorreu devido ao fato de no cálculo da dose de um tratamento que utilizaria FV foi selecionado o parâmetro fator filtro de um filtro físico [9]. Sabe-se que o fator filtro de um filtro físico é menor que 1 resultando em um número de UM maior do que se fosse usado um FV cujo fator filtro é próximo da unidade.

Portanto, é de extrema importância que o comissionamento do TPS seja realizado antes da utilização clínica e controles de qualidade sejam realizados periodicamente.

Uma maneira possível de realizar estas verificações é através de comparações entre medidas feitas com CIs e os valores fornecidos pelo TPS. Também se pode realizar um controle da qualidade através da comparação de medidas entre FV e filtros físicos.

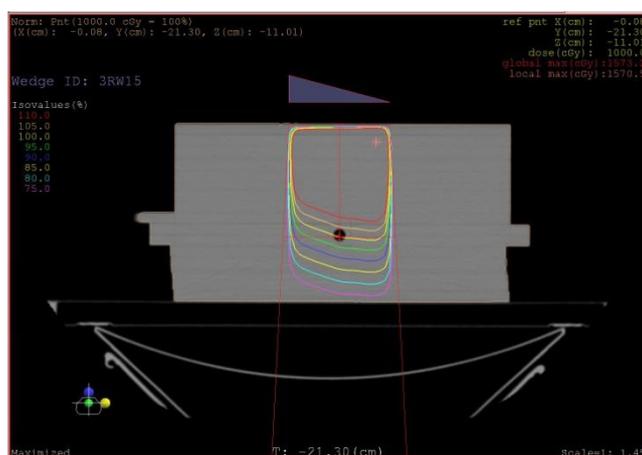
Saminatha [10] realizou um estudo onde as propriedades dosimétricas de FV e filtros físicos foram comparadas. No trabalho, foram obtidos os dados: perfis de dose e de porcentagem de dose em profundidade (PDP) através de escaneamento 3D, medidas pontuais de fator filtro e fator output com CI, perfis de dose com matriz de CIs e curvas de isodose utilizando filme. A análise dos resultados apresentou concordância entre FV e o filtro físico.

## **2. Objetivos**

O trabalho teve como objetivo avaliar as doses calculadas por um TPS a partir da comparação com doses medidas utilizando CI para a implementação do FV no serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP-USP).

### 3. Materiais e Métodos

Para simulação virtual das medidas, realizou-se tomografia computadorizada do objeto simulador na mesma configuração da irradiação num tomógrafo Brialliance Big Bore (Philips, EUA). Utilizando, então, o TPS XiO (Elekta, Versão 3.62) simulou-se os vários tamanhos de campos e angulações de FV definidos para obtenção dos valores de dose fornecidos pelo TPS



**Figura 11. Corte axial da tomografia do objeto simulador com a entrada de campo e FV.**

As medidas da dose no eixo central foram realizadas no AL Primus (Siemens, Alemanha) com objeto simulador de água sólida e CI do tipo Farmer modelo FC065-G (Iba Dosimetry, Alemanha). A CI foi posicionada perpendicularmente à cunha na profundidade de 10 cm da superfície anterior e 5 cm da superfície posterior no objeto simulador composto por placas de água sólida. Utilizou-se feixe de fótons com energia de 6 MV e gantry a 0°. A figura 12 ilustra o arranjo experimental adotado para realização das medidas.



**Figura 12. Ilustração do arranjo experimental.**

As angulações de FV utilizadas e os tamanhos de campo para tais medidas são apresentadas nas tabelas 1 e 2.

**Tabela 1. Ângulos de FV utilizados.**

| Ângulos de Filtro |
|-------------------|
| Virtual           |
| 15°               |
| 30°               |
| 45°               |
| 60°               |

**Tabela 2. Tamanhos de campo utilizados.**

| Tamanhos de Campo ( cm <sup>2</sup> ) |              |                      |
|---------------------------------------|--------------|----------------------|
| Simétricos                            | Assimétricos | Máximo               |
| 6 x 6                                 | 6 x 20       | (FV: 15°, 30° e 45°) |
| 10 x 10                               | 20 x 6       | 30 x 25              |
| 20 x 20                               |              | (FV: 60°)            |
|                                       |              | 30 x 20              |

Realizaram-se duas irradiações com colimador a 90° e outras duas a 270°, com distância foco superfície de 100 cm e 100 UM. Cada leitura foi convertida em dose absorvida. Com os valores de dose absorvida obteve-se o valor médio e o desvio padrão das medidas por meio das equações:

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (7)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Calculou-se, então, a diferença percentual entre a dose medida e a dose fornecida pelo XiO para cada tamanho de campo e ângulo de filtro analisado, segundo o TRS-430 [4]:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{calc} - D_{med})}{D_{med}} \quad (8)$$

onde

$\delta$  é a diferença percentual;

$D_{calc}$  é a dose calculada num determinado ponto do objeto simulador;

$D_{med}$  é a dose medida no mesmo ponto do objetos simulador.

Para casos onde muitos pontos são comparados, utilizou-se o conceito de limite de confiança definido por Venselaar et [11] como:

$$\Delta = |\text{desvio médio}| + 1,5SD \quad (9)$$

onde

SD é o desvio padrão.

Sendo assim, calculou-se o desvio médio e o desvio padrão das diferenças percentuais obtidas para determinação do limite de confiança.

O TRS-430 [4] fornece valores de limites de tolerância para diferentes localizações de medida: eixo central, build-up, penumbra, fora do eixo central, fora dos limites do campo, entre outras, e para diferentes complexidades de geometria: geometrias simples (homogênea), complexa (filtro, assimetria e heterogeneidade) e bastante complexa (combinação de simples com complexa). Dessa maneira, o valor do limite de tolerância para a configuração usada neste estudo é de 3%, que é aquele para medidas no eixo central (alta dose e baixo gradiente de dose) com geometria complexa (filtro), como está apresentado na figura 13.

|                  | Location   | Type of region                 | 1. Simple geometry (homogeneous) | 2. Complex geometry (wedge, inhomogeneity, asymmetry) | More complex geometry (combinations of 1 and 2) |
|------------------|--|--------------------------------|----------------------------------|---|---|
| $\delta_1$       | Central beam axis  | High dose, small dose gradient | 2%                               | 3%  | 4%  |
| $\delta_2^a$     | Buildup region of central axis and penumbra region of profiles | High dose, large dose gradient | 2 mm or 10%                      | 3 mm or 15%   | 3 mm or 15%                                     |
| $\delta_3$       | Outside central beam axis region                               | High dose, small dose gradient | 3%                               | 3%  | 4%  |
| $\delta_4$       | Outside beam edges   | Low dose, small dose gradient  | 3% <sup>b</sup> (30%)            | 4% <sup>b</sup> (40%)                                 | 5% <sup>b</sup> (50%)                           |
| $RW_{50}^a$      | Radiological width   |                                | 2 mm or 1%                       | 2 mm or 1%  | 2 mm or 1%                                      |
| $\delta_{50-90}$ | Beam fringe  |                                | 2 mm                             | 3 mm  | 3 mm  |

**Figura 13. Ilustração da tabela retirada do TRS 430 [3] com valores de desvios para regiões diferentes.**

## 4. Resultados

Os resultados das médias das doses de cada ponto e o desvio padrão das doses medidas, as doses calculadas no TPS XiO e a diferença percentual entre a dose medida e calculada são apresentados nas tabelas 3, 4 5,6 para cada ângulo de FV.

**Tabela 3. Resultados obtidos para ângulo de FV 15°**

| Campo (cm <sup>2</sup> ) | Média Doses      | Desvio Padrão  | Dose XiO<br>(cGy) | Diferença<br>Percentual |
|--------------------------|------------------|----------------|-------------------|-------------------------|
|                          | Medidas<br>(cGy) | Doses<br>(cGy) |                   |                         |
| 6X6                      | 61.6             | 0.04           | 61.0              | -0.99                   |
| 10X10                    | 67.1             | 0.10           | 66.8              | -0.39                   |
| 20X20                    | 73.5             | 0.07           | 73.0              | -0.67                   |
| 30X25                    | 75.4             | 0.03           | 75.3              | -0.10                   |
| 6X20                     | 66.0             | 0.00           | 66.1              | 0.22                    |
| 20X6                     | 65.7             | 0.08           | 66.1              | 0.56                    |

**Tabela 4. Resultados obtidos para ângulo de FV 30°**

| Campo (cm <sup>2</sup> ) | Média Doses      | Desvio                | Dose XiO<br>(cGy) | Diferença<br>Percentual |
|--------------------------|------------------|-----------------------|-------------------|-------------------------|
|                          | Medidas<br>(cGy) | Padrão Doses<br>(cGy) |                   |                         |
| 6X6                      | 61.6             | 0.14                  | 61.1              | -0.76                   |
| 10X10                    | 67.0             | 0.16                  | 66.8              | -0.27                   |
| 20X20                    | 73.6             | 0.07                  | 73.2              | -0.54                   |
| 30X25                    | 75.5             | 0.21                  | 76.1              | 0.84                    |
| 6X20                     | 65.7             | 0.15                  | 66.2              | 0.77                    |
| 20X6                     | 65.6             | 0.20                  | 66.2              | 0.91                    |

**Tabela 5. Resultados obtidos para ângulo de FV 45°**

| Campo (cm <sup>2</sup> ) | Média Doses      | Desvio                | Dose XiO<br>(cGy) | Diferença<br>Percentual |
|--------------------------|------------------|-----------------------|-------------------|-------------------------|
|                          | Medidas<br>(cGy) | Padrão Doses<br>(cGy) |                   |                         |
| 6X6                      | 61.6             | 0.14                  | 61.1              | -0.76                   |
| 10X10                    | 67.0             | 0.16                  | 66.8              | -0.27                   |
| 20X20                    | 73.6             | 0.07                  | 73.2              | -0.54                   |
| 30X25                    | 75.5             | 0.21                  | 76.1              | 0.84                    |
| 6X20                     | 65.7             | 0.15                  | 66.2              | 0.77                    |
| 20X6                     | 65.6             | 0.20                  | 66.2              | 0.91                    |

**Tabela 6. Resultados obtidos para ângulo de FV 60°**

| Campo (cm <sup>2</sup> ) | Média Doses      | Desvio                | Dose XiO<br>(cGy) | Diferença<br>Percentual |
|--------------------------|------------------|-----------------------|-------------------|-------------------------|
|                          | Medidas<br>(cGy) | Padrão Doses<br>(cGy) |                   |                         |
| 6X6                      | 61.7             | 0.21                  | 61.2              | -0.79                   |
| 10X10                    | 67.1             | 0.19                  | 66.9              | -0.24                   |
| 20X20                    | 73.5             | 0.05                  | 73.7              | 0.21                    |
| 30X25                    | 74.3             | 0.47                  | 75.3              | 1.31                    |
| 6X20                     | 65.3             | 0.38                  | 66.2              | 1.43                    |
| 20X6                     | 65.6             | 0.35                  | 66.2              | 0.91                    |

Os valores de máximo e mínimo das diferenças percentuais entre as doses fornecidas pelo TPS e as medidas com a CI foram 1,43% e -0,10%, respectivamente, com diferença percentual média de 0,08%.

Analisaram-se 24 valores de diferença percentual, com desvio médio de 0,63% e desvio padrão de 0,73%, obtendo-se, assim, um valor de limite de confiança  $\Delta = 1,72\%$ .

O ângulo de FV de 15° apresentou valores de diferenças percentuais máxima e mínima de -0,99% e -0,10% com valor médio de -0,23%. O ângulo de FV de 30° teve diferenças percentuais máxima e mínima de -0,92% e 0,18% com valor médio de -0,09%. Já para o ângulo de FV de 45°, os valores de diferenças percentuais máxima e mínima foram -0,91% e -0,27% com valor médio de 0,16%. E o ângulo de FV de 60° apresentou valores de diferenças percentuais máxima e mínima de 1,43% e 0,21% com valor médio de 0,47%.

## 5. Discussão e Conclusões

As diferenças percentuais dos quatro ângulos de FV não apresentam um padrão de variação à medida que o tamanho de campo ou o valor do ângulo de FV varia.

Nota-se que, de uma maneira geral, o tamanho de campo 10 cm x 10 cm apresentou as menores diferenças percentuais, provavelmente devido ao fato de este tamanho de campo ser utilizado como referência durante o comissionamento do FV no AL.

Medidas dosimétricas têm sido discutidas em diversos artigos. *Camargo et al* [12] apresentaram resultados de testes dosimétricos para diversas geometrias e complexidades de medidas obtendo, para feixes com filtros, valores de limite de confiança menores que 3%. *Saminathan et al* [10] realizaram várias análises, entre elas comparação de fator filtro, medidas de “output” de campo aberto e campo com filtro assim como aquisição de perfis de dose com avaliação de mapas de intensidade de dose. No nosso estudo, foram obtidos valores de diferença percentual entre a dose medida por CI e a dose calculada pelo TPS inferiores a 1,5% com valor de limite de confiança  $\Delta = 1,72\%$ , estando em concordância adequada com o TRS-430 [1]. A maior parte dos valores de diferença percentual obtidos foi menor que 1% (apenas dois de 24 valores foram superiores) mostrando que o cálculo realizado pelo TPS foi satisfatório.

Algumas medidas adicionais em outras localizações de medida (outras profundidades, regiões fora do eixo e de penumbra, entre outras) bem como a análise de perfis de dose ainda são necessárias para completo comissionamento do FV no TPS analisado. No entanto, os valores de diferença percentuais e do limite de confiança obtidos indicam cálculo apropriado do XiO no HCFMRP-USP, uma vez que os valores ficaram dentro dos limites de tolerância adotados.

## 6. Referências Bibliográficas

1. INCA. **Estimativa 2012 Incidência de Câncer no Brasil**. [S.l.]. 2012.
2. OKUNO, E. **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**. São Paulo: Hbra.
3. MCKERRACHER, C.; THWAITES, D. I. Verification of the dose to the isocentre in stereotactic plans. **Radiotherapy & Oncology**, v. 64, p. 97-107, Julho 2002.
4. AGENCY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY. "**Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer**" **Technical Report Series N° 430**. IAEA. Vienna. 2004.
5. BENTEL, G. C. **Radiation Therapy Planning**. [S.l.]: [s.n.], 1993.
6. MOYED MIFTEN, X. R. Z. K. T. F. L. M. T. G. Implementation and verification of Virtual Wedge in a three-dimensional radiotherapy planning system. **Medical Physics**, n. 27, p. 1635-43, 2000.
7. SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS. **Digital Linear Accelerator - Physics Primer**. [S.l.]. 2008.
8. A. FERRETTI, F. S. R. Z. E. R. F. Commissioning Siemens Virtual Wedges in the Oncentra MasterPlan Treatment Planning System Using Gafchromic EBT Film. **Medical Physics**, 2010.
9. LÓPEZ, P. O. **Lessons from accidental exposure in modern external radiotherapy**. INTERNATIONAL CONFERENCE ON MODERN RADIOTHERAPY: ADVANCES AND CHALLENGES IN RADIATION PROTECTION OF PATIENTS. Versailles: [s.n.]. 2009. p. 2.
10. SAMINATHAN S, E. A. Comparison of dosimetric characteristics of physical and enhanced dynamic wedges. **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**, v.

10.1016/j.rpor.2011.06.007, 2011.

11. VENSELAAR, H. W. A. B. M. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. **Radiotherapy and Oncology**, v. 60, p. 191-201, 2001.
12. PRISCILLA R. T. L. CAMARGO, L. N. R. L. F. R. A. R. Implementation of a quality assurance program for computerized treatment planning systems. **Medical Physics**, v. 34, p. 2827-36, 2007.