

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica  
Radioterapia

Bruno Jacques Barreto

**VALIDAÇÃO DO FATOR FILTRO DINÂMICO EM CAMPOS  
QUADRADOS PARA O ACELERADOR LINEAR CLINAC 23EX**

Porto Alegre  
2018

BRUNO JACQUES BARRETO

**VALIDAÇÃO DO FATOR FILTRO DINÂMICO EM CAMPOS  
QUADRADOS PARA O ACELERADOR LINEAR CLINAC 23EX**

Trabalho de Conclusão de Residência

Orientadora: Dra. Marta Nassif Pereira Lima

Colaborador: Telpo Martins Dias

Porto Alegre  
2018

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	Acelerador Linear
cGy	Centigray
DFS	Distância Fonte Superfície
DW	<i>Dynamic Wedge</i>
EDW	<i>Enhanced Dynamic Wedge</i>
GSTT	<i>Golden Segmented Treatment Table</i>
FF	Fator Filtro
FFD	Fator Filtro Dinâmico
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
INCA	Instituto Nacional de Câncer
OAR	<i>Organ at risk</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
RM	Ressonância Magnética
RXT	Radioterapia Externa
STT	<i>Segmented Treatment Table</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UM	Unidade Monitora

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	.....	3
1.1	Apresentação do tema	.....	3
1.2	Justificativa da pesquisa	.....	4
1.3	Questão norteadora	.....	5
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	.....	6
<b>3</b>	<b>OBJETIVO</b>	.....	10
<b>4</b>	<b>MÉTODOS E MATERIAIS</b>	.....	11
4.1	Equipamentos de medida	.....	11
4.2	Amostra	.....	14
4.3	Medidas	.....	14
4.4	Coleta de dados no software	.....	15
4.5	Variável e desfecho do estudo	.....	16
4.6	Aspectos éticos	.....	16
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	.....	17
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	.....	25
	<b>REFERÊNCIAS</b>	.....	27
	<b>APÊNDICE A</b>	.....	29
	<b>APÊNDICE B</b>	.....	31



## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 Apresentação do tema

O uso de radiação X para o tratamento do câncer foi iniciado no fim do século XIX, tendo como precursores o médico americano Emil Grubbe, o médico francês Victor Despeignes e o dermatologista austríaco Leopold Freund (VUJOSEVIC; BOKOROV, 2010). Em 1896, Grubbe sugeriu que a radiação eletromagnética descoberta pelo físico alemão Wilhelm Röntgen (conhecida como raios X), poderia ser utilizada no tratamento de carcinomas (FISHBEIN, 1965). Ele irradiou uma paciente acometida de câncer localmente avançado de mama e obteve efeitos paliativos no tratamento, reduzindo sua dor. Também em 1896, Despeignes irradiou um paciente com tumor de estômago em estágio avançado, documentando algum tempo depois que a condição geral do paciente havia repentinamente melhorado e que o tamanho do tumor havia sido reduzido significativamente (SGANTZOS *et al.*, 2014). No mesmo ano, em Viena, Freund foi o primeiro a reportar um tratamento fracionado de radioterapia ao tratar nevos melanocíticos congênitos em uma menina de cinco anos de idade, onde obteve a primeira prova da eficácia biológica dos raios X (KOGELNIK, 1996).

Até o fim da década de 1930, as doses de radiação para tratamento de câncer eram entregues aos pacientes através do uso de um elemento radiativo puro: o rádio (LEDERMAN, 1981). Com os avanços em fissão nuclear decorrentes do Projeto Manhattan, isótopos mais estáveis de outros elementos radiativos começaram a ser produzidos artificialmente. Com isso, o rádio passou a ser substituído por outros elementos radiativos capazes de entregar radiação gama de maior energia, tais como o cério e o cobalto. A radioterapia externa (RXT) utilizando equipamentos com fontes de cobalto-60 (ou cobalto terapia) teve seu início na década de 1950, tornando-se bastante popular nos anos subsequentes no tratamento de diversos tipos de câncer, já que a radiação gama emitida por este radioisótopo é capaz de atingir alvos mais profundos (DENMEADE; ISAACS, 2002).

As unidades de tratamento radioterápico a base de cobalto foram gradativamente sendo substituídas pelos aceleradores lineares clínicos (ALs), que dispensam o uso de um elemento radiativo para entregar doses de radiação ao paciente, sendo assim mais seguros sob o ponto de vista de radioproteção. Atualmente, a radioterapia é uma técnica altamente difundida no tratamento –

exclusivo ou adjuvante – das neoplasias malignas e é efetuada, quase que exclusivamente, por aceleradores lineares clínicos (THWAITES; TUOHY, 2006). Um AL se utiliza do efeito de *bremsstrahlung* (radiação de freamento) para produzir feixes de radiação altamente energéticos. Nestes equipamentos, uma elevada diferença de potencial é aplicada para produzir elétrons que são acelerados por uma estrutura constituída por anéis metálicos (eletrodos) ligados a uma fonte de radiofrequência (Klystron ou Magnetron), que mantém os elétrons em sincronia. Estes elétrons podem ser diretamente usados para o tratamento do paciente ou freados por um alvo metálico, produzindo, como efeito deste freamento, fótons no comprimento de onda dos raios X. Um AL possui ainda um sistema de colimação, capaz de ajustar o tamanho do feixe produzido conforme a necessidade do tratamento. Um acelerador de boa qualidade, além de possuir um sistema de colimação principal, pode ainda possuir um colimador multilâminas (MLC, do inglês *multileaf collimator*) e filtros virtuais dinâmicos.

Em alguns tratamentos de câncer com radioterapia, é muitas vezes necessário interpor entre o feixe de radiação e o paciente, um filtro, que pode ser físico ou virtual, e que tem a função de compensar a falta de tecido, ajustar as curvas de isodose ou melhorar o gradiente de dose dentro do tecido irradiado. O filtro físico é um modificador de feixe externo usado para criar um perfil assimétrico de dose. Este filtro “real” constitui-se de uma cunha metálica com determinado ângulo conhecido e sua utilização é um método bem estabelecido para otimizar distribuições de dose em Radioterapia. O filtro dinâmico é um filtro não físico (também chamado de filtro virtual) que gera distribuições de dose com perfil oblíquo, moldadas pelo movimento de colimadores e ajuste da taxa de dose durante o tratamento (DE SOUZA, 2004). A determinação experimental do fator (valor numérico) que transmite a influência dos filtros virtuais sobre o feixe de radiação emitido pelo AL é o tema de pesquisa neste trabalho.

## 1.2 Justificativa da pesquisa

Atualmente, o planejamento de radioterapia é feito com base em uma tomografia computadorizada. As imagens deste exame são importadas para um sistema de planejamento (software *Eclipse*, versão 10), que é utilizado pelo físico médico para realizar o planejamento do tratamento do paciente. Este sistema se utiliza de algoritmos de cálculo e da escala de Hounsfield (escala quantitativa para

radiodensidade) para determinar as doses que chegam ao alvo de tratamento e também aos órgãos de risco, delimitados previamente por um radio-oncologista. O efeito da interposição de um filtro dinâmico entre o feixe e o paciente também pode ser calculado por este sistema.

A unidade de Radioterapia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) trata seus pacientes com um acelerador linear da *Varian Medical Systems*, modelo Clinac 23EX, que possui uma variedade de filtros dinâmicos. A utilização dos filtros dinâmicos traz vantagens conhecidas para diversos tratamentos, mas especialmente para os de mama (WARLICK *et al.*, 1997). Os planejamentos são realizados com o software Eclipse, que prevê em seus algoritmos de cálculo o fator filtro dinâmico. Esta pesquisa se justifica na tentativa de comprovar experimentalmente que os fatores utilizados pelo software estão de acordo com a realidade, ou seja, que os planejamentos realizados com filtros dinâmicos estimam com boa acurácia as doses nos volumes de tratamento e nos órgãos de risco.

### 1.3 Questão norteadora

Este estudo procurou responder se os valores experimentais do fator filtro dinâmico estão de acordo com os valores usados pelo software de planejamento (Eclipse).



## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

O Instituto Nacional de Câncer (INCA) define Radioterapia como uma técnica capaz de destruir células tumorais, empregando feixe de radiações ionizantes. Nesta técnica, uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor, buscando erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, à custa das quais se fará a regeneração da área irradiada (INCA, 1993).

Para que esta técnica possa ser viabilizada, inicialmente faz-se necessário um conjunto de imagens associadas à área de tratamento do paciente. Em radioterapia tridimensional conformacional, este conjunto de imagens é a tomografia computadorizada, que servirá como base para o cálculo de dose feito pelo sistema de planejamento. A tomografia pode ainda ser associada a outros conjuntos de imagens, como uma ressonância magnética (RM) ou uma tomografia por emissão de pósitrons (PET), visando facilitar o delineamento do alvo e dos órgãos de risco (OAR) no tratamento. A partir desses delineamentos, o físico médico deve construir um arranjo de campos de radiação que deve atingir os objetivos do tratamento da melhor maneira possível, levando em consideração a dose nos OAR.

Em outras palavras, a construção de uma imagem tridimensional, que representa a região de tratamento do paciente, possibilita que múltiplos feixes de radiação de intensidade uniforme possam ser conformados para a cobertura adequada do alvo de tratamento, com as margens de segurança determinadas (SBRT, 2011). A utilização de filtros físicos e filtros virtuais que ajustam o perfil do feixe para uma melhor conformação da área de tratamento também pode ser antecipada pelo sistema de planejamento.

Pode-se definir o filtro virtual como um filtro eletrônico que gera um perfil inclinado de distribuição de doses, semelhante ao perfil gerado pelo filtro em cunha físico, através do movimento dos colimadores de uma extremidade a outra do campo de radiação (KAHN; GIBBONS, 2014). A grande vantagem dos filtros virtuais está na automação e na reprodutibilidade do tratamento, que não depende da inserção física de uma cunha metálica entre o feixe e o paciente. Exemplos de sistemas de filtros virtuais incluem o *Siemens Virtual Wedge* e o *Varian Enhanced Dynamic Wedge* (EDW).

Em 1978, um grupo de pesquisa da Universidade de Harvard foi o primeiro a propor o uso de colimadores móveis para substituir os filtros físicos em cunha na construção de um perfil assimétrico de distribuição de doses (KIJEWSKI; CHIN; BJÄRNGARD, 1978). Neste trabalho, além de propor o controle por computador do movimento dos colimadores, outros parâmetros importantes no tratamento radioterápico feito com aceleradores lineares passaram a ser controlados remotamente, tais como o giro do *gantry*<sup>1</sup>, a posição da mesa e a taxa de dose.

A Varian passou a incluir a opção do filtro dinâmico (*Dynamic Wedge* – DW) em seus aceleradores somente na década de 1990. A base do sistema de filtros dinâmicos DW é a tabela de tratamento segmentada (STT, do inglês *Segmented Treatment Table*), que comanda a posição dos colimadores em relação ao número de unidades monitoras executadas. Usualmente, a STT indica que os colimadores comecem completamente abertos, movimentando-os gradativamente até ficarem fechados na posição final. Cada energia, tamanho de campo e ângulo de filtro possui uma tabela STT específica, que fica armazenada no computador de controle do AL (CHANG; GIBBONS, 1999).

O sistema de filtros dinâmicos em varredura (sistema EDW), só passou a ser incluído nos aceleradores clínicos da Varian a partir de 1996. A grande vantagem do EDW quando comparado com o DW é que o primeiro utiliza apenas uma tabela de tratamento segmentada, a GSTT (*Golden Segmented Treatment Table*), que simplifica a implementação dos filtros dinâmicos. O que ocorre com o EDW é que a distribuição de doses de um campo filtrado passa a ser representada por uma combinação linear de (1) distribuições obtidas com um campo aberto e (2) distribuições obtidas com um campo filtrado máximo (e.g. com o filtro EDW60). A combinação linear das distribuições de dose torna o EDW um sistema versátil, capaz de filtrar qualquer tamanho de campo contido dentro dos limites de movimento dos colimadores (DE SOUZA, 2004).

O uso clínico de filtros dinâmicos como o EDW foi amplamente discutido na década de 1990 (LEAVITT, 1990) e hoje se sabe que, se comparados aos filtros físicos e aos filtros DW, geram uma diminuição do tempo de tratamento, uma menor dose nas periferias do campo, um cálculo de dose mais acurado e maior segurança no tratamento.

---

<sup>1</sup> Entende-se *gantry* como o braço giratório do acelerador linear.

Nas duas modalidades de filtros dinâmicos da Varian, DW e EDW, são encontradas algumas dificuldades na determinação do fator filtro. Em ambos os casos, o fator filtro tem forte dependência do tamanho de campo. Desta maneira, fica clara a impossibilidade prática para determinar todos os valores de fator filtro, já que cada abertura de campo diferente está associada a um novo valor. Em contrapartida, o fator filtro é importante para a verificação manual dos cálculos de dose gerados pelo sistema de planejamento (GIBBONS, 1998).

A aproximação de campos irregulares através do método dos quadrados equivalentes pode ser de grande utilidade no cálculo manual de verificação das doses finais do planejamento radioterápico (KAHN; GIBBONS, 2014). Essa aproximação também é útil na associação do fator filtro dinâmico mais adequado para um determinado campo irregular.

O fator filtro ainda possui forte dependência da energia do feixe (PAPATHEODOROU; ZEFKILI; ROSENWALDT, 1998), de modo que cada energia nominal do feixe (6 MV e 15 MV no caso do Clinac 23EX, por exemplo) possui sua GSTT específica. Por outro lado, diferentemente dos filtros em cunha físicos, o fator filtro para o sistema EDW não depende da profundidade de medida.

Finalmente, a nomenclatura dada aos filtros do sistema EDW da Varian respeita a angulação da cunha do filtro físico associado. Por exemplo, o filtro EDW45 terá um perfil de feixe resultante semelhante ao do filtro físico com cunha de inclinação de  $45^\circ$ . Pode-se concluir que o resultado da combinação linear dos perfis de dose gerados pela interposição dinâmica dos colimadores sobre o feixe pode ser associado a um ângulo de filtro físico.

A determinação experimental do fator filtro dinâmico e sua utilização no cálculo manual de verificação de doses não possui um método padronizado. Sabe-se, contudo, que um serviço de Radioterapia no Brasil deve possuir um sistema computacional de planejamento de tratamentos, regularizado junto a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), e ainda um segundo sistema de cálculo de dose para verificação do planejamento (CNEN, 2014). Portanto, a determinação acurada do fator filtro dinâmico ganha importância para a realização do segundo cálculo de dose.

Há diversos trabalhos realizados desde meados da década de 1980 que demonstram como determinar o fator filtro dinâmico experimentalmente, ou como calculá-lo através de modelos matemáticos e compará-lo com os valores inseridos

no software de planejamento. Como o filtro dinâmico do tipo EDW já possui aplicação em Radioterapia há aproximadamente 20 anos, sabe-se que é uma tecnologia já bastante estudada e com ampla literatura associada. Para estes filtros o efeito de endurecimento do feixe é inexistente, o que torna a dependência do fator filtro com a profundidade de medida praticamente desprezível (variações dosimétricas de no máximo 2% foram encontradas).

A dependência do fator filtro é significativamente maior em relação ao tamanho de campo e a energia, o que motiva a validação proposta neste trabalho. Variações do fator filtro dinâmico relacionadas ao fator *off-axis* existem, principalmente na direção de gradiente do filtro, mas não serão estudadas neste trabalho. Adicionalmente, é importante ressaltar que a literatura corrobora que a variação do fator filtro dinâmico para a tecnologia EDW da Varian é menor do que 1% de um acelerador para outro, ou seja, aparentemente o fator filtro dinâmico é independente da máquina (CHANG; GIBBONS, 1999).

### **3 OBJETIVO**

Determinar experimentalmente o fator filtro dinâmico em diferentes campos quadrados para o acelerador linear Clinac 23EX da Varian, comparando os valores obtidos com os valores utilizados pelo software de planejamento Eclipse.

## 4 MÉTODOS E MATERIAIS

Como observado na seção 2, não há um procedimento padronizado para a determinação do fator filtro dinâmico. Neste trabalho, o protocolo de medidas utilizado pelo INCA foi seguido com poucas mudanças (DE SOUZA, 2004).

Sabe-se que a água possui uma densidade muito semelhante a dos tecidos moles. Sendo assim, utiliza-se água como meio substituto desses tecidos em medidas de dosimetria e na calibração de um acelerador linear (IAEA, 2000). Nesta pesquisa, utilizou-se um objeto simulador de água de dimensões conhecidas (*phantom* 3D) e uma câmara de ionização cilíndrica para realizar a aquisição dos dados.

### 4.1 Equipamentos de medida

Abaixo estão indicados os principais equipamentos utilizados nas medições para validação do fator filtro dinâmico.

#### a. Acelerador Linear Clinac 23EX (*Varian Medical Systems*)



**Figura 1:** AL instalado no Hospital de Clínicas de Porto Alegre. À esquerda pode-se ver o tanque de água que abastece o *phantom* (visto ao centro, sobre a mesa de tratamentos).

## b. Conjunto dosimétrico IBA

Um conjunto dosimétrico é composto de um detector apropriado (câmara de ionização), um equipamento de leitura (eletrômetro) e conectores (cabos coaxiais). Para estas medidas, foi utilizado o conjunto dosimétrico abaixo:

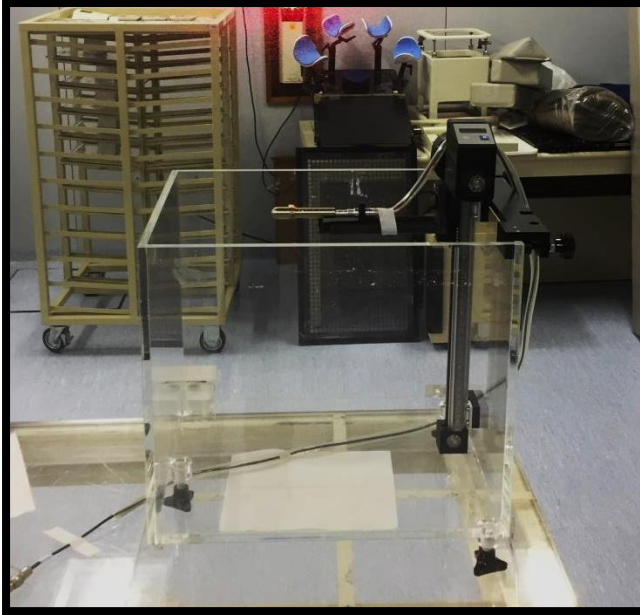


**Figura 2:** Eletrômetro IBA *Scanditronix Wellhöfer*, modelo *Dose 1*. Eletrômetro que permite a leitura da coleta de carga com até três casas decimais de precisão.



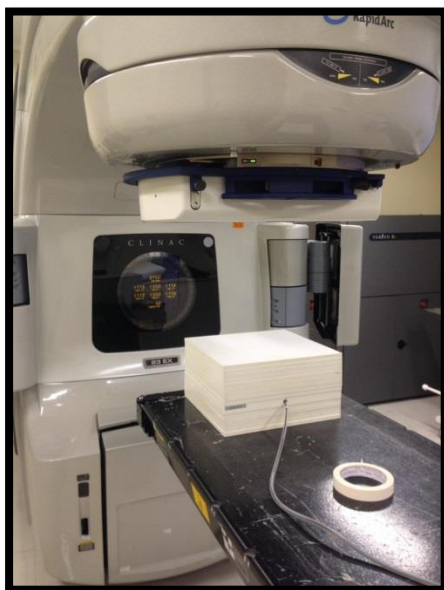
**Figura 3:** Câmara de ionização cilíndrica tipo Farmer com volume de  $0,65 \text{ cm}^3$ , fabricante IBA *Scanditronix Wellhöfer*, modelo FC65-P/TNC (fonte da imagem: *grayden.info*).

c. *Phantom 3D* para água



**Figura 4:** Objeto simulador aberto de paredes de acrílico com dimensões de 40 x 40 x 40 cm. Um perfilômetro pode ser visualizado na parte direita da imagem, fixado a uma das paredes do *phantom*. A câmara de ionização aparece ao centro, presa a seu suporte.

Mesmo com as medidas já finalizadas, no decorrer da pesquisa ainda foi utilizado um conjunto de placas de água sólida para realizar medidas de conferência para alguns fatores filtro. As medidas com placas de água sólida podem ser realizadas nas mesmas condições das medidas realizadas com o *phantom 3D*.



**Figura 5:** *Setup* para medidas com placas de água sólida, desconsiderando o acessório (M3) conectado ao Gantry (ângulo de colimador = 90°).



## 4.2 Amostra

A amostra é constituída de sete filtros dinâmicos do tipo EDW, cada qual com duas orientações possíveis (IN e OUT, correspondendo à orientação da cunha), a saber: EDW10IN, EDW10OUT, EDW15IN, EDW15OUT, EDW20IN, EDW20OUT, EDW25IN, EDW25OUT, EDW30IN, EDW30OUT, EDW45IN, EDW45OUT e EDW60IN, EDW60 OUT. O número do filtro indica a inclinação da cunha e pode ser associado aos ângulos indicados no item abaixo.

## 4.3 Medidas

A profundidade de medida para a câmara de ionização foi manualmente ajustada com a ajuda de um perfilômetro digital acoplado ao *phantom*. A câmara de ionização foi conectada através de cabos coaxiais ao eletrômetro que determinou a carga coletada no seu volume sensível.

Em síntese, para realizar a leitura da coleta de carga, a câmara é posicionada no centro do campo de radiação, a uma profundidade na água de 10 cm e a uma distância fonte superfície (DFS) de 100 cm. A Figura 1 e a Figura 5 indicam o *setup* utilizado para as medidas.

Foram realizadas medidas para diferentes energias nominais de feixe, diferentes campos quadrados e para toda a variedade de filtros dinâmicos que o acelerador possui, conforme listado abaixo:

- Energias nominais do feixe: 6 e 15 MV;
- Campos quadrados: 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15 e 20 x 20 cm;
- Ângulo representativo do filtro: 10, 15, 20, 25, 30, 45 e 60°;
- Orientações do filtro: IN e OUT.

O fator filtro ( $FF$ ) no eixo central pode ser determinado pela divisão da dose na água entregue por um campo de radiação com filtro, pela dose na água entregue por um campo de radiação com as mesmas dimensões, porém aberto (sem filtro), conforme mostra a equação abaixo. Esta razão determina, portanto, a atenuação no feixe gerada pela interposição de um filtro entre ele e a câmara de ionização no ponto de medida no eixo central.

$$FF = \frac{D(\text{com filtro})}{D(\text{sem filtro})}$$

De acordo com o protocolo da IAEA para medidas de dose absorvida na água, precisamos sempre levar em conta fatores de correção para as leituras que fazemos nas condições do nosso sistema de medidas (IAEA, 2000). Como todos esses fatores ( $k_{TP}$ ,  $k_S$ ,  $k_{Pol}$ ,  $k_H$ ) estarão presentes tanto na medida com campo aberto como na medida com campo filtrado, eles serão anulados na divisão exposta acima. Deste modo, o fator filtro poderá ser calculado simplesmente pela divisão da média das leituras obtidas com campo aberto e com campo filtrado. Foram sempre realizadas três medidas para cada *setup* distinto, extraíndo-se a média e o desvio padrão.

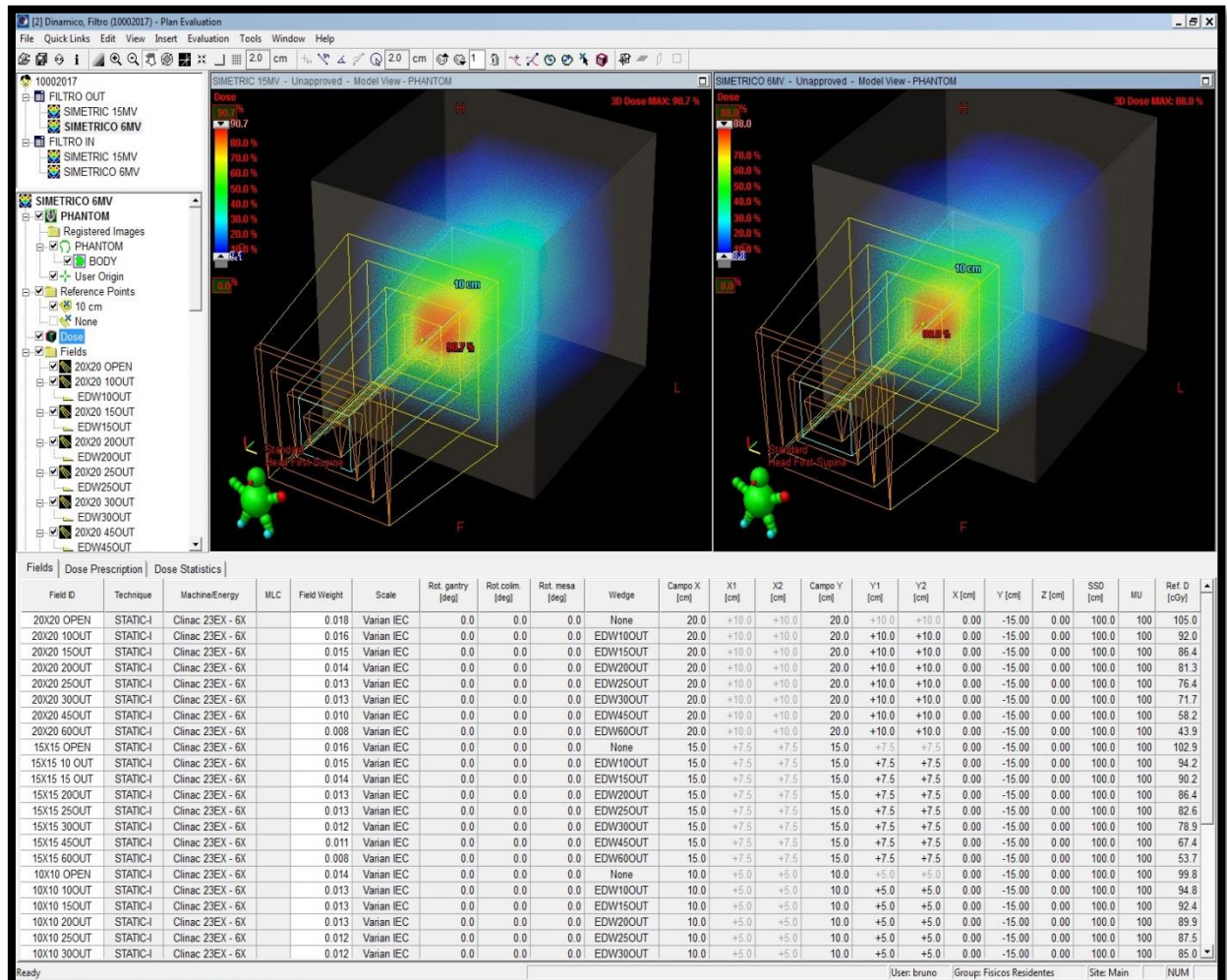
É importante salientar que, se tratando de um experimento puramente dependente do operador, o alinhamento do volume sensível da câmara de ionização no centro do campo radiativo foi parte fundamental na realização das medidas. Para isso, tomou-se o cuidado para que a câmara estivesse bem fixa ao seu suporte, paralela ao nível de água no *phantom*, alinhada com precisão ao reticulado do campo luminoso e sem perder este alinhamento à medida que fosse sendo submersa na água. Com um nível de bolha, foi checado também o alinhamento do *phantom* quando cheio de água.

#### 4.4 Coleta de dados no software de planejamento

Existem algumas maneiras para se obter o fator filtro dinâmico usado pelo software de planejamento. Neste trabalho, a preferência foi por não abrir a GSTT associada a cada energia nominal do feixe para obter os fatores. De maneira mais objetiva, foram criados campos abertos e campos filtrados em um plano teste no Eclipse para cada *setup* de interesse, ou seja, para cada campo quadrado, energia nominal, filtro e orientação listados anteriormente.

O cálculo de dose foi realizado sobre uma tomografia teste (utilizou-se a tomografia do conjunto de placas de água sólida) na qual, para cada *setup* de interesse, foi pedido um cálculo de dose padrão de 100 unidades monitoras. Os valores de dose em *centigrays* correspondentes a estas 100 UM foram coletados, como pode ser visto na Figura 6. Portanto, foi possível obter um valor de dose absorvida para o campo aberto  $a \times a$ , e um valor de dose absorvida para o campo

filtrado de mesmo tamanho  $a \times a$ . A obtenção do fator filtro dinâmico do software se deu pela divisão destes valores.



**Figura 6:** Dados coletados no Eclipse. Na última coluna a dose, em cGy, correspondente a cada um dos campos de interesse.

#### 4.5 Variável e desfecho do estudo

A variável em estudo nesta pesquisa foi o fator filtro dinâmico no AL Clinac 23EX do HCPA. O desfecho será a validação experimental deste fator.

#### 4.6 Aspectos éticos

Ainda que esta pesquisa não tenha precisado de informações de pacientes em sua execução, os profissionais nela envolvidos afirmam que não acessaram, sob nenhuma hipótese, informações relativas a pacientes. Além disso, a pesquisa não fornece quaisquer riscos aos pacientes do HCPA.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A determinação experimental do fator filtro dinâmico foi feita em duas etapas associadas à energia nominal do feixe. Inicialmente, estão apresentados os dados para energia nominal de 6MV e orientações de filtro IN e OUT respectivamente.

**Tabela 1:** Fator filtro dinâmico para energia nominal de 6MV e orientação IN.

Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	20 x 20	0,877	0,876	0,084
15	IN	20 x 20	0,824	0,823	0,192
20	IN	20 x 20	0,776	0,773	0,305
25	IN	20 x 20	0,729	0,728	0,242
30	IN	20 x 20	0,685	0,683	0,353
45	IN	20 x 20	0,558	0,554	0,647
60	IN	20 x 20	0,423	0,418	1,280
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	15 x 15	0,916	0,915	0,095
15	IN	15 x 15	0,877	0,877	0,086
20	IN	15 x 15	0,841	0,840	0,144
25	IN	15 x 15	0,805	0,803	0,263
30	IN	15 x 15	0,769	0,767	0,297
45	IN	15 x 15	0,658	0,655	0,444
60	IN	15 x 15	0,527	0,522	0,970
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	10 x 10	0,950	0,950	0,005
15	IN	10 x 10	0,926	0,926	0,011
20	IN	10 x 10	0,902	0,901	0,120
25	IN	10 x 10	0,878	0,877	0,089
30	IN	10 x 10	0,852	0,852	0,089
45	IN	10 x 10	0,769	0,769	0,066
60	IN	10 x 10	0,657	0,656	0,125
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	5 x 5	0,979	0,980	0,069
15	IN	5 x 5	0,969	0,969	0,036
20	IN	5 x 5	0,958	0,960	0,169
25	IN	5 x 5	0,947	0,948	0,167
30	IN	5 x 5	0,936	0,937	0,108
45	IN	5 x 5	0,894	0,895	0,206
60	IN	5 x 5	0,827	0,831	0,509

Nas Tabelas 1 e 2, estão apresentados os fatores determinados a partir das medidas com o AL (FF medido) e também, na penúltima coluna, os valores calculados a partir do software de planejamento (FF Eclipse). Na última coluna dessas tabelas estão listadas as diferenças percentuais encontradas entre um valor e outro.

**Tabela 2:** Fator filtro dinâmico para energia nominal de 6MV e orientação OUT

Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	OUT	20 x 20	0,877	0,876	0,119
15	OUT	20 x 20	0,824	0,823	0,195
20	OUT	20 x 20	0,776	0,774	0,264
25	OUT	20 x 20	0,731	0,728	0,413
30	OUT	20 x 20	0,687	0,683	0,658
45	OUT	20 x 20	0,561	0,554	1,141
60	OUT	20 x 20	0,427	0,418	2,078
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	OUT	15 x 15	0,915	0,915	0,003
15	OUT	15 x 15	0,879	0,877	0,276
20	OUT	15 x 15	0,842	0,840	0,308
25	OUT	15 x 15	0,807	0,803	0,514
30	OUT	15 x 15	0,771	0,767	0,553
45	OUT	15 x 15	0,662	0,655	1,014
60	OUT	15 x 15	0,531	0,522	1,716
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	OUT	10 x 10	0,950	0,950	0,063
15	OUT	10 x 10	0,927	0,926	0,079
20	OUT	10 x 10	0,903	0,901	0,235
25	OUT	10 x 10	0,880	0,877	0,341
30	OUT	10 x 10	0,855	0,852	0,343
45	OUT	10 x 10	0,772	0,768	0,555
60	OUT	10 x 10	0,662	0,656	0,872
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	OUT	5 x 5	0,979	0,980	0,045
15	OUT	5 x 5	0,970	0,969	0,098
20	OUT	5 x 5	0,960	0,960	0,007
25	OUT	5 x 5	0,948	0,948	0,023
30	OUT	5 x 5	0,937	0,937	0,083
45	OUT	5 x 5	0,899	0,895	0,408
60	OUT	5 x 5	0,833	0,831	0,270

A seguir, nas tabelas 3 e 4, estão apresentados os valores do fator filtro dinâmico para a energia nominal de 15 MV. Primeiramente para a orientação IN e depois para a orientação OUT do filtro. Novamente as diferenças percentuais são mostradas na última coluna.

**Tabela 3:** Fator filtro dinâmico para energia nominal de 15MV e orientação IN.

Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	20 x 20	0,908	0,907	0,099
15	IN	20 x 20	0,867	0,866	0,128
20	IN	20 x 20	0,827	0,826	0,191
25	IN	20 x 20	0,789	0,787	0,239
30	IN	20 x 20	0,751	0,749	0,244
45	IN	20 x 20	0,635	0,633	0,433
60	IN	20 x 20	0,502	0,498	0,781
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	15 x 15	0,937	0,936	0,173
15	IN	15 x 15	0,908	0,906	0,240
20	IN	15 x 15	0,878	0,876	0,267
25	IN	15 x 15	0,849	0,846	0,367
30	IN	15 x 15	0,819	0,816	0,281
45	IN	15 x 15	0,722	0,719	0,388
60	IN	15 x 15	0,600	0,596	0,698
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	10 x 10	0,962	0,961	0,155
15	IN	10 x 10	0,944	0,942	0,184
20	IN	10 x 10	0,925	0,923	0,214
25	IN	10 x 10	0,906	0,903	0,289
30	IN	10 x 10	0,885	0,882	0,316
45	IN	10 x 10	0,815	0,813	0,261
60	IN	10 x 10	0,716	0,714	0,365
Filtro	Orientação	Campo (cm <sup>2</sup> )	FF Medido	FF Eclipse	Dif. (%)
10	IN	5 x 5	0,985	0,983	0,176
15	IN	5 x 5	0,977	0,975	0,176
20	IN	5 x 5	0,968	0,965	0,261
25	IN	5 x 5	0,959	0,957	0,261
30	IN	5 x 5	0,950	0,948	0,279
45	IN	5 x 5	0,918	0,912	0,657
60	IN	5 x 5	0,858	0,856	0,263

**Tabela 4:** Fator filtro dinâmico para energia nominal de 15MV e orientação OUT.

<b>Filtro</b>	<b>Orientação</b>	<b>Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>FF Medido</b>	<b>FF Eclipse</b>	<b>Dif. (%)</b>
10	OUT	20 x 20	0,910	0,907	0,293
15	OUT	20 x 20	0,869	0,866	0,354
20	OUT	20 x 20	0,829	0,826	0,381
25	OUT	20 x 20	0,791	0,787	0,513
30	OUT	20 x 20	0,753	0,749	0,505
45	OUT	20 x 20	0,638	0,633	0,897
60	OUT	20 x 20	0,506	0,498	1,571
<b>Filtro</b>	<b>Orientação</b>	<b>Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>FF Medido</b>	<b>FF Eclipse</b>	<b>Dif. (%)</b>
10	OUT	15 x 15	0,937	0,936	0,105
15	OUT	15 x 15	0,907	0,906	0,090
20	OUT	15 x 15	0,878	0,876	0,256
25	OUT	15 x 15	0,849	0,846	0,372
30	OUT	15 x 15	0,819	0,816	0,355
45	OUT	15 x 15	0,724	0,719	0,661
60	OUT	15 x 15	0,603	0,596	1,208
<b>Filtro</b>	<b>Orientação</b>	<b>Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>FF Medido</b>	<b>FF Eclipse</b>	<b>Dif. (%)</b>
10	OUT	10 x 10	0,962	0,961	0,119
15	OUT	10 x 10	0,943	0,942	0,152
20	OUT	10 x 10	0,925	0,922	0,316
25	OUT	10 x 10	0,905	0,903	0,240
30	OUT	10 x 10	0,886	0,882	0,434
45	OUT	10 x 10	0,817	0,812	0,681
60	OUT	10 x 10	0,727	0,714	1,920
<b>Filtro</b>	<b>Orientação</b>	<b>Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>FF Medido</b>	<b>FF Eclipse</b>	<b>Dif. (%)</b>
10	OUT	5 x 5	0,984	0,983	0,094
15	OUT	5 x 5	0,976	0,975	0,131
20	OUT	5 x 5	0,968	0,966	0,214
25	OUT	5 x 5	0,960	0,957	0,339
30	OUT	5 x 5	0,951	0,948	0,372
45	OUT	5 x 5	0,920	0,912	0,918
60	OUT	5 x 5	0,862	0,857	0,617

Como é possível observar nas tabelas acima, há uma grande concordância entre os fatores filtros determinados experimentalmente e aqueles obtidos através do software de planejamento. Em apenas um caso foi encontrado um fator filtro dinâmico que difere mais do que 2% de seu valor no software. Na maioria dos casos, a diferença ocorre na terceira casa decimal, mas em alguns casos essa diferença está na quarta ou até mesmo na quinta casa decimal. Nos dois últimos

cenários, a diferença percentual está indicada na última coluna, embora não se reflita se a terceira e a quarta colunas forem comparadas porque os fatores foram arredondados para sua terceira casa decimal.

No geral, as maiores diferenças percentuais apresentam-se para o fator correspondente ao filtro EDW60, independente da orientação e da energia nominal. Esta é a situação em que o perfil do feixe se altera mais bruscamente, o que pode ser uma razão para explicar as diferenças relativamente maiores que foram encontradas. Esta diferença percentual apenas comprova como é importante que o fator filtro dinâmico seja determinado para cada acelerador linear antes de sua implementação clínica.

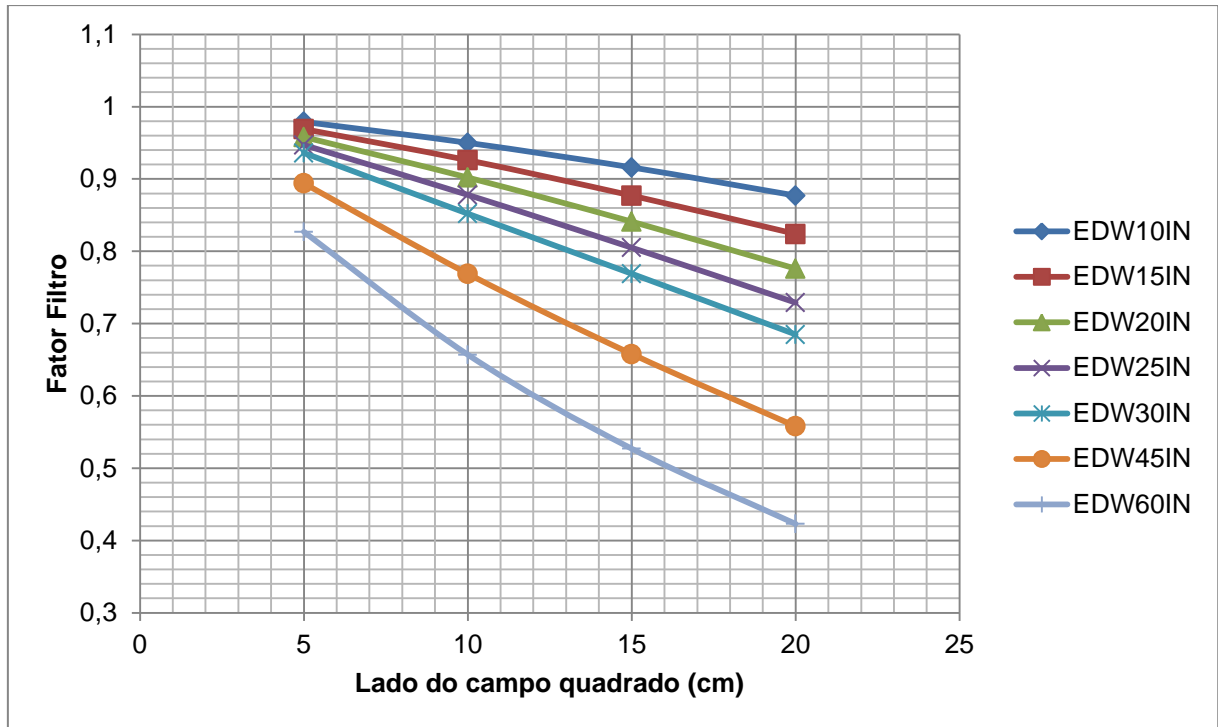
Desvios dessa ordem podem ser importantes já que a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomenda que a incerteza total no tratamento dos pacientes deve ser de até 5%, incluindo a incerteza na dosimetria do AL, no planejamento do tratamento e no posicionamento do paciente no momento da irradiação (ICRU, 1976). Devido a essa importância, testes anuais de conferência do fator filtro dinâmico devem ser realizados.

Diferenças maiores para o fator filtro correspondente ao filtro dinâmico EDW60 também foram encontradas na literatura. Em um trabalho realizado no INCA, diferenças de até 1,1% foram encontradas na comparação do fator experimental correspondente ao EDW60 e o fator obtido pelo software de planejamento, que neste caso era o CADPLAN e não o Eclipse (DE SOUZA, 2004). Em trabalho realizado na Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP), com filtros do tipo EDW em um acelerador Varian Clinac 2100CD, as maiores diferenças encontradas para o fator filtro foram de 1,6% também correspondendo ao EDW60 (FREDIANI *et al.*, 2017) para o campo  $18 \times 18 \text{ cm}^2$ , tanto para 6 quanto para 15MV. A Tabela 1 indica que a maior diferença encontrada nos fatores determinados aqui está associada ao filtro EDW60, à energia nominal de 6MV, orientação OUT e campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , correspondendo a condições muito semelhantes às do trabalho da USP.

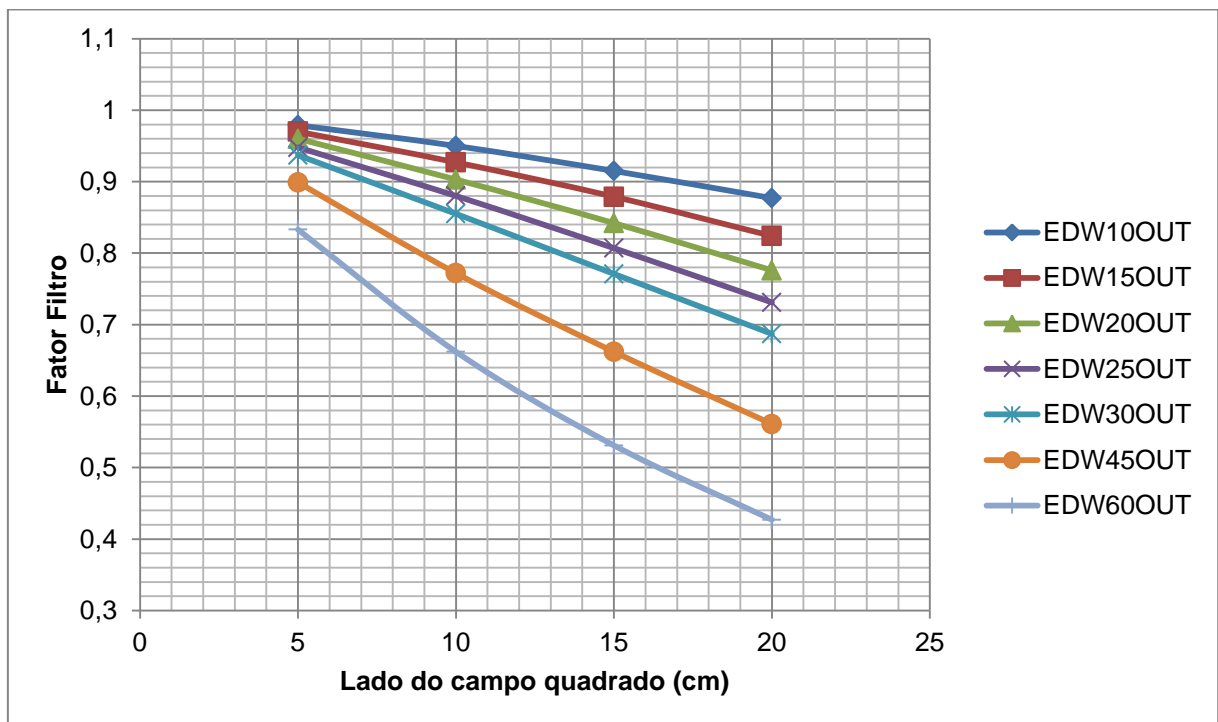
As tabelas completas, incluindo todos os dados coletados, encontram-se nos Apêndices A e B, para as energias nominais de 6 e 15MV respectivamente. A seguir, estão inseridos gráficos representando a variação do fator filtro dinâmico com o campo quadrado.



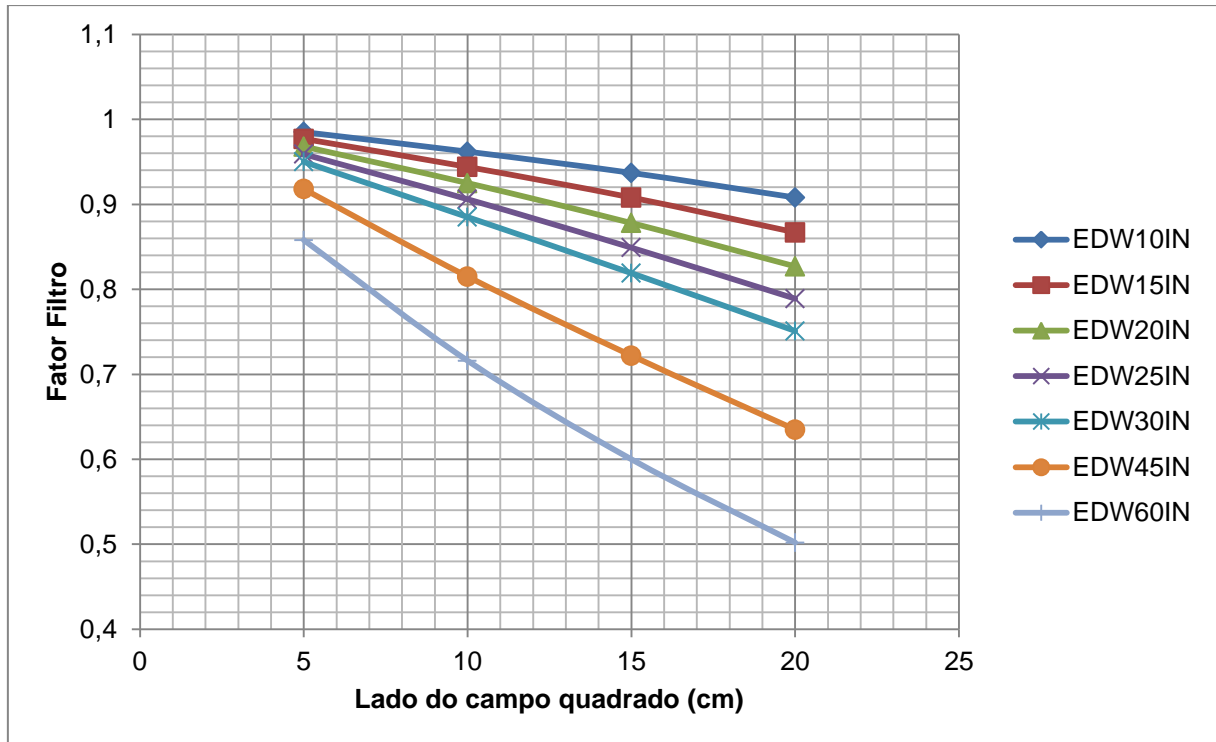
**Gráfico 1:** FF experimental para 6MV e orientação IN.



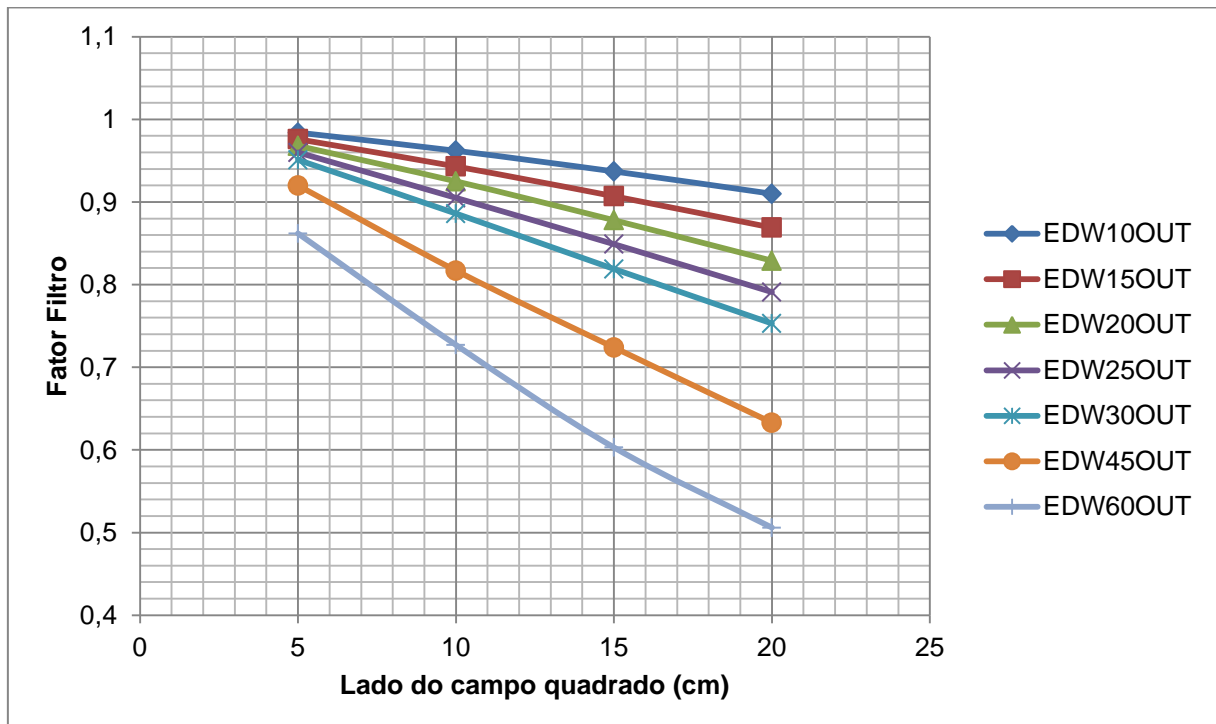
**Gráfico 2:** FF experimental para 6MV e orientação OUT.



**Gráfico 3:** FF experimental para 15MV e orientação IN.



**Gráfico 4:** FF experimental para 15 MV e orientação OUT.



A dependência do fator filtro dinâmico com o tamanho de campo foi reportada na literatura em diversos trabalhos (CHANG e GIBBONS, 1999; FREDIANI *et al.*, 2017). O fator diminui à medida que o tamanho de campo aumenta e também diminui com o aumento do ângulo nominal do filtro. Além disso, outra característica conhecida dos filtros dinâmicos é o aumento suave de seus fatores com o aumento da energia nominal do feixe. Portanto, os menores valores para o fator são encontrados para o filtro 60°, na energia nominal de 6MV e tamanho de campo 20 x 20 cm<sup>2</sup>.

O comportamento geral dos fatores descrito no parágrafo acima, pode ser observado nos gráficos dispostos acima, que se assemelham muito aos gráficos gerados por outros trabalhos de validação e implementação de filtros dinâmicos na literatura. É possível observar ainda que a variação dos fatores entre as duas orientações distintas do filtro é mínima, ou seja, o fator filtro para EDW30IN é muito semelhante ao fator obtido para EDW30OUT, por exemplo.

A força dos resultados encontrados está mais evidente na proximidade dos fatores calculados a partir das medidas realizadas com os fatores calculados através dos dados obtidos com o Eclipse. Como a diferença entre os valores foi muito pequena, pode-se dizer que os fatores utilizados pelo software de planejamento, para campos quadrados, estão de acordo com a realidade, dando confiabilidade ao cálculo de dose nos planejamentos realizados nestas condições.

Como meio de corroborar ainda mais os resultados obtidos neste trabalho, foram realizadas algumas medidas de fluência de feixe para planejamentos de câncer de mama que se utilizam do filtro dinâmico para melhor conformação da dose no alvo de tratamento, ainda que estes planejamentos não usem campos quadrados. Foi utilizado um critério de 3%, 3 mm, definindo que no mínimo 95% dos pontos tivessem índice *gamma* menor ou igual a 1 para que o planejamento passasse no teste (critério recomendado pela Varian para o *Portal Dosimetry*). Os resultados foram satisfatórios para os planos testados, com menor valor obtido igual a 95,4%.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O filtro dinâmico é bastante utilizado em planejamentos de radioterapia no HCPA, especialmente no tratamento de câncer de mama e câncer de reto, onde seu uso é imprescindível em diversos casos. É importante, portanto, entender suas propriedades e compreender detalhadamente como o filtro dinâmico interfere na entrega de dose ao paciente. Uma das maneiras de se certificar que o software de planejamento está calculando as doses de maneira correta quando o filtro dinâmico é usado, é através da determinação experimental do fator filtro.

Neste trabalho foi possível determinar experimentalmente o fator filtro dinâmico no acelerador Clinac 23EX para alguns campos quadrados e comparar estes valores com valores usados pelo software de planejamento (Eclipse, versão 10). Como resultado desta comparação, é possível dizer que os valores concordam com ótima acurácia. Além disso, a determinação experimental destes fatores reforça a confiabilidade do software de planejamento e valida o uso do filtro dinâmico em campos quadrados.

Fica aberta a possibilidade de repetir a metodologia usada neste trabalho para determinar o fator filtro em campos retangulares e campos assimétricos. Os valores também podem ser comparados aos obtidos com o software nestas condições. Outra perspectiva para a continuidade do trabalho é que a análise do índice *gamma* para planejamentos com campos aproximadamente quadrados e filtrados possa ser realizada em uma amostra maior. Planejamentos de câncer de reto podem ser mais adequados para esta análise já que muitos planejamentos de câncer de mama usam campos fortemente assimétricos.

Sob o ponto de vista da residência em Física Médica no HCPA, acredito que, especialmente no serviço de Radioterapia, este trabalho deixa claro que o residente pode contribuir com pesquisa além de concluir sua formação em serviço nesta área. Também é interessante ressaltar que o residente tem liberdade para desenvolver seus projetos de interesse dentro da unidade e discutir ideias que possam melhorá-lo juntamente aos seus colegas, preceptores e tutores. O trabalho pode abrir novas ideias de pesquisa, como as mencionadas no parágrafo anterior, para que os futuros residentes deem sequência.

O impacto deste trabalho para a unidade de Radioterapia do HCPA, especialmente para a equipe de Física Médica, reflete-se diretamente no cálculo de

conferência exigido pela CNEN, que ganha mais confiabilidade com os resultados expostos aqui. Além disso, o software de planejamento passa a ser usado com mais segurança.

Finalmente, sob o ponto de vista do Sistema Único de Saúde (SUS), pode-se dizer que o impacto do trabalho se reflete na segurança do paciente. A conferência dos parâmetros de tratamento do paciente passa a ser realizada com mais uma ferramenta validada e as doses de radiação no seu tratamento são entregues com mais segurança.

## REFERÊNCIAS

- BRASIL. **Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT)**. Ofício SBRT nº 0002/2011 referente à Consulta Pública 40. São Paulo, 2011.
- BRASIL. **Ministério da Saúde: Instituto Nacional de Câncer (INCA)**. Controle do Câncer: uma proposta de integração ensino-serviço. 2ª ed. Pro-Onco, Rio de Janeiro (RJ), 1993.
- CHANG, S. C.; GIBBONS, J. P. Clinical Implementation of Non-Physical Wedges. In: **41<sup>st</sup> Meeting of the American Association of Physicists in Medicine**. Nashville, Tennessee, EUA, 1999.
- CNEN. **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Norma NN 6.10: Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. Resolução 176/14.
- DENMEADE, S. R.; ISAACS, J. T. A history of prostate cancer treatment. **Nature Reviews**. Vol. 2, p. 389-396. Baltimore, Maryland, EUA, 2002.
- DE SOUZA, R. S. **Estudo das Propriedades Físicas do Filtro Dinâmico**. Monografia. Instituto Nacional de Câncer (INCA), Rio de Janeiro, Brasil, 2004.
- FISHBEIN, M. The Life and Times of Emil H. Grubbe by Paul C. Hodges, M. D. (review). In: **Perspectives in Biology and Medicine**. Chicago, Illinois: Ed. Spring, 1965. p. 417-418.
- FREDIANI *et al.* Validação de Filtro Dinâmico em um acelerador linear Clinac 2100CD. **Revista Brasileira de Física Médica**. Vol. 11, p. 7-12. São Paulo, Brasil, 2017.
- GIBBONS, J. P. Calculation of enhanced dynamic wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields. **The International Journal of Medical Physics Research and Practice**. Vol. 25, p. 1411-1418. Columbia, Carolina do Sul, EUA, 1998.
- IAEA. **Agência Internacional de Energia Atômica**. TRS 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy - An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, Austria, 2000.
- ICRU. **Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação**. Report 24: Determination of Absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedure. Bethesda, EUA, 1976.
- KAHN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. Edição 5. Filadélfia, Pensilvânia, EUA, 2014.
- KIJEWSKI, P. K.; CHIN, L. M.; BJÄRNGARD, B. E. Wedge shaped dose distributions by computer controlled collimator motion. **The International Journal of Medical Physics Research and Practice**. Vol. 5, p. 426-429. Boston, Massachusetts, EUA, 1978.

KOGELNIK, H. D. Inauguration of radiotherapy as a new scientific specialty by Leopold Freund 100 years ago. **Radiotherapy & Oncology**. Vol. 42, p. 203-211. Salzburgo, Austria, 1996.

LEAVITT, D. D. *et al.* Dynamic wedge field techniques through computer controlled collimator motion and dose delivery. **The International Journal of Medical Physics Research and Practice**. Vol. 17, p. 87-91. Salt Lake City, Utah, EUA, 1990.

LEDERMAN, M. The Early History of Radiotherapy: 1895-1939. **International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics**. Vol. 7, p. 639-648. Londres, Inglaterra, 1981.

PAPATHEODOROU, S.; ZEFKILI, S.; ROSENWALDT, J. The 'equivalent wedge' implementation of the Varian Enhanced Dynamic Wedge (EDW) into a treatment planning system. **Physics in Medicine & Biology**. Vol. 44, n. 2, p. 509-524. Instituto Curie, Paris, França, 1998.

SGANTZOS, M. *et al.* The physician who first applied radiotherapy, Victor Despeignes, on 1896. **Hellenic Journal of Nuclear Medicine**. Vol. 17, n. 1, p. 45-46. Atenas, Grécia, 2014.

THWAITES, D. I.; TUOHY, J. B. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. **Physics in Medicine and Biology**. Vol 51, p. R343-R362. Leeds, Inglaterra, 2006.

VUJOSEVIC, B.; BOKOROV, B. Radiotherapy: past and present. **Archive of Oncology - The Official Journal of the Oncology Institute of Vojvodina**. Vol. 18, n. 4, p. 140-142. Vojvodina, Sérvia, 2010.

WARLICK, W. B. *et al.* Dose to the Contralateral Breast: A Comparison of Two Techniques Using Enhanced Dynamic Wedge Versus a Standard Wedge, **Medical Dosimetry**, Vol. 22, Nº 3, p. 185-191. Salt Lake City, EUA, 1997.

## APÊNDICE A

### 6 MV

**A.1. Tabela de dados para energia nominal de 6MV e orientação IN**

Tamanho de Campo			Orientação do Filtro: IN					Eclipse	
Filtro	X (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L (nC)	SD	D (cGy)
<b>S/ filtro</b>	20	10	10	15,11	15,11	15,12	15,11	0,0058	105,0
<b>10</b>	20	10	10	13,25	13,25	13,26	13,25	0,0058	92,0
<b>15</b>	20	10	10	12,45	12,46	12,47	12,46	0,0100	86,4
<b>20</b>	20	10	10	11,72	11,72	11,73	11,72	0,0058	81,2
<b>25</b>	20	10	10	11,02	11,02	11,03	11,02	0,0058	76,4
<b>30</b>	20	10	10	10,35	10,35	10,37	10,36	0,0115	71,7
<b>45</b>	20	10	10	8,426	8,432	8,436	8,43	0,0050	58,2
<b>60</b>	20	10	10	6,393	6,399	6,407	6,40	0,0070	43,9
<b>S/ filtro</b>	15	7,5	7,5	14,61	14,62	14,63	14,62	0,0100	102,9
<b>10</b>	15	7,5	7,5	13,4	13,39	13,4	13,40	0,0058	94,2
<b>15</b>	15	7,5	7,5	12,83	12,83	12,82	12,83	0,0058	90,2
<b>20</b>	15	7,5	7,5	12,29	12,29	12,3	12,29	0,0058	86,4
<b>25</b>	15	7,5	7,5	11,76	11,77	11,77	11,77	0,0058	82,6
<b>30</b>	15	7,5	7,5	11,24	11,24	11,25	11,24	0,0058	78,9
<b>45</b>	15	7,5	7,5	9,614	9,618	9,624	9,62	0,0050	67,4
<b>60</b>	15	7,5	7,5	7,695	7,704	7,712	7,70	0,0085	53,7
<b>S/ filtro</b>	10	5	5	13,82	13,83	13,83	13,83	0,0058	99,8
<b>10</b>	10	5	5	13,12	13,14	13,14	13,13	0,0115	94,8
<b>15</b>	10	5	5	12,79	12,8	12,81	12,80	0,0100	92,4
<b>20</b>	10	5	5	12,46	12,47	12,48	12,47	0,0100	89,9
<b>25</b>	10	5	5	12,12	12,13	12,15	12,13	0,0153	87,5
<b>30</b>	10	5	5	11,78	11,78	11,8	11,79	0,0115	85,0
<b>45</b>	10	5	5	10,62	10,63	10,65	10,63	0,0153	76,7
<b>60</b>	10	5	5	9,069	9,088	9,101	9,09	0,0161	65,5
<b>S/ filtro</b>	5	2,5	2,5	12,34	12,37	12,38	12,36	0,0208	94,6
<b>10</b>	5	2,5	2,5	12,1	12,11	12,11	12,11	0,0058	92,7
<b>15</b>	5	2,5	2,5	11,97	11,98	11,99	11,98	0,0100	91,7
<b>20</b>	5	2,5	2,5	11,84	11,85	11,85	11,85	0,0058	90,8
<b>25</b>	5	2,5	2,5	11,7	11,7	11,71	11,70	0,0058	89,7
<b>30</b>	5	2,5	2,5	11,56	11,57	11,57	11,57	0,0058	88,6
<b>45</b>	5	2,5	2,5	11,04	11,06	11,04	11,05	0,0115	84,7
<b>60</b>	5	2,5	2,5	10,23	10,21	10,22	10,22	0,0100	78,6



## A.2. Tabela de dados para energia nominal de 6MV e orientação OUT

Tamanho de Campo			Orientação: OUT					Eclipse	
Filtro	X (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L (nC)	SD	D (cGy)
<b>S/ filtro</b>	20	10	10	15,08	15,1	15,11	15,10	0,0153	105,0
<b>10</b>	20	10	10	13,23	13,25	13,25	13,24	0,0115	92,0
<b>15</b>	20	10	10	12,45	12,44	12,45	12,45	0,0058	86,4
<b>20</b>	20	10	10	11,72	11,72	11,72	11,72	0,0000	81,3
<b>25</b>	20	10	10	11,03	11,03	11,03	11,03	0,0000	76,4
<b>30</b>	20	10	10	10,38	10,37	10,38	10,38	0,0058	71,7
<b>45</b>	20	10	10	8,465	8,467	8,458	8,46	0,0047	58,2
<b>60</b>	20	10	10	6,438	6,453	6,438	6,44	0,0087	43,9
<b>S/ filtro</b>	15	7,5	7,5	14,6	14,6	14,6	14,60	0,0000	102,9
<b>10</b>	15	7,5	7,5	13,38	13,38	13,338	13,37	0,0242	94,2
<b>15</b>	15	7,5	7,5	12,83	12,83	12,84	12,83	0,0058	90,2
<b>20</b>	15	7,5	7,5	12,29	12,31	12,29	12,30	0,0115	86,4
<b>25</b>	15	7,5	7,5	11,78	11,78	11,78	11,78	0,0000	82,6
<b>30</b>	15	7,5	7,5	11,25	11,27	11,25	11,26	0,0115	78,9
<b>45</b>	15	7,5	7,5	9,665	9,658	9,657	9,66	0,0044	67,4
<b>60</b>	15	7,5	7,5	7,75	7,753	7,747	7,75	0,0030	53,7
<b>S/ filtro</b>	10	5	5	13,81	13,8	13,8	13,80	0,0058	99,8
<b>10</b>	10	5	5	13,12	13,12	13,12	13,12	0,0000	94,8
<b>15</b>	10	5	5	12,8	12,78	12,79	12,79	0,0100	92,4
<b>20</b>	10	5	5	12,46	12,47	12,46	12,46	0,0058	89,9
<b>25</b>	10	5	5	12,14	12,15	12,14	12,14	0,0058	87,5
<b>30</b>	10	5	5	11,8	11,8	11,79	11,80	0,0058	85,0
<b>45</b>	10	5	5	10,66	10,65	10,65	10,65	0,0058	76,6
<b>60</b>	10	5	5	9,134	9,151	9,13	9,14	0,0112	65,5
<b>S/ filtro</b>	5	2,5	2,5	12,34	12,34	12,35	12,34	0,0058	94,6
<b>10</b>	5	2,5	2,5	12,09	12,09	12,09	12,09	0,0000	92,7
<b>15</b>	5	2,5	2,5	11,97	11,98	11,98	11,98	0,0058	91,7
<b>20</b>	5	2,5	2,5	11,84	11,85	11,85	11,85	0,0058	90,8
<b>25</b>	5	2,5	2,5	11,71	11,7	11,71	11,71	0,0058	89,7
<b>30</b>	5	2,5	2,5	11,58	11,56	11,57	11,57	0,0100	88,6
<b>45</b>	5	2,5	2,5	11,1	11,1	11,09	11,10	0,0058	84,7
<b>60</b>	5	2,5	2,5	10,27	10,3	10,28	10,28	0,0153	78,6

## APÊNDICE B

### 15MV

**B.1. Tabela de dados para energia nominal de 15MV e orientação IN**

Tamanho de Campo			Orientação: IN					Eclipse	
Filtro	X (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L (nC)	SD	D (cGy)
<b>S/ filtro</b>	20	10	10	17,03	17,05	17,06	17,05	0,0153	105,6
<b>10</b>	20	10	10	15,47	15,48	15,49	15,48	0,0100	95,8
<b>15</b>	20	10	10	14,77	14,77	14,78	14,77	0,0058	91,4
<b>20</b>	20	10	10	14,09	14,1	14,12	14,10	0,0153	87,2
<b>25</b>	20	10	10	13,43	13,45	13,46	13,45	0,0153	83,1
<b>30</b>	20	10	10	12,79	12,8	12,81	12,80	0,0100	79,1
<b>45</b>	20	10	10	10,82	10,83	10,84	10,83	0,0100	66,8
<b>60</b>	20	10	10	8,552	8,555	8,565	8,56	0,0068	52,6
<b>S/ filtro</b>	15	7,5	7,5	16,68	16,69	16,69	16,69	0,0058	102,9
<b>10</b>	15	7,5	7,5	15,64	15,64	15,65	15,64	0,0058	96,3
<b>15</b>	15	7,5	7,5	15,14	15,15	15,16	15,15	0,0100	93,2
<b>20</b>	15	7,5	7,5	14,64	14,65	14,66	14,65	0,0100	90,1
<b>25</b>	15	7,5	7,5	14,15	14,16	14,17	14,16	0,0100	87,0
<b>30</b>	15	7,5	7,5	13,65	13,66	13,67	13,66	0,0100	84,0
<b>45</b>	15	7,5	7,5	12,04	12,05	12,05	12,05	0,0058	74,0
<b>60</b>	15	7,5	7,5	10	10,01	10,02	10,01	0,0100	61,3
<b>S/ filtro</b>	10	5	5	16,13	16,16	16,18	16,16	0,0252	99,9
<b>10</b>	10	5	5	15,55	15,54	15,56	15,55	0,0100	96,0
<b>15</b>	10	5	5	15,23	15,25	15,26	15,25	0,0153	94,1
<b>20</b>	10	5	5	14,93	14,95	14,95	14,94	0,0115	92,2
<b>25</b>	10	5	5	14,62	14,63	14,64	14,63	0,0100	90,2
<b>30</b>	10	5	5	14,27	14,3	14,31	14,29	0,0208	88,1
<b>45</b>	10	5	5	13,16	13,16	13,18	13,17	0,0115	81,2
<b>60</b>	10	5	5	11,56	11,57	11,59	11,57	0,0153	71,3
<b>S/ filtro</b>	5	2,5	2,5	15,03	15,04	15,04	15,04	0,0058	95,2
<b>10</b>	5	2,5	2,5	14,8	14,81	14,82	14,81	0,0100	93,6
<b>15</b>	5	2,5	2,5	14,68	14,67	14,7	14,68	0,0153	92,8
<b>20</b>	5	2,5	2,5	14,55	14,54	14,57	14,55	0,0153	91,9
<b>25</b>	5	2,5	2,5	14,41	14,43	14,44	14,43	0,0153	91,1
<b>30</b>	5	2,5	2,5	14,28	14,29	14,29	14,29	0,0058	90,2
<b>45</b>	5	2,5	2,5	13,79	13,8	13,81	13,80	0,0100	86,8
<b>60</b>	5	2,5	2,5	12,92	12,94	12,86	12,91	0,0416	81,5

## B.2. Tabela de dados para energia nominal de 15MV e orientação OUT

Tamanho de Campo			Orientação: OUT					Eclipse	
Filtro	X (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L (nC)	SD	D (cGy)
<b>S/ filtro</b>	20	10	10	17,06	17,05	17,07	17,06	0,0100	105,6
<b>10</b>	20	10	10	15,51	15,51	15,51	15,51	0,0000	95,8
<b>15</b>	20	10	10	14,8	14,81	14,81	14,81	0,0058	91,4
<b>20</b>	20	10	10	14,13	14,14	14,12	14,13	0,0100	87,2
<b>25</b>	20	10	10	13,48	13,49	13,48	13,48	0,0058	83,1
<b>30</b>	20	10	10	12,83	12,83	12,84	12,83	0,0058	79,1
<b>45</b>	20	10	10	10,88	10,88	10,88	10,88	0,0000	66,8
<b>60</b>	20	10	10	8,62	8,63	8,62	8,62	0,0035	52,6
<b>S/ filtro</b>	15	7,5	7,5	16,72	16,71	16,73	16,72	0,0099	102,9
<b>10</b>	15	7,5	7,5	15,66	15,67	15,67	15,67	0,0058	96,3
<b>15</b>	15	7,5	7,5	15,16	15,16	15,16	15,16	0,0000	93,2
<b>20</b>	15	7,5	7,5	14,67	14,69	14,68	14,68	0,0100	90,1
<b>25</b>	15	7,5	7,5	14,20	14,19	14,19	14,19	0,0057	87,0
<b>30</b>	15	7,5	7,5	13,70	13,69	13,70	13,70	0,0057	84,0
<b>45</b>	15	7,5	7,5	12,11	12,11	12,10	12,11	0,0057	74,0
<b>60</b>	15	7,5	7,5	10,08	10,09	10,08	10,08	0,0057	61,3
<b>S/ filtro</b>	10	5	5	16,2	16,18	16,18	16,19	0,0115	99,9
<b>10</b>	10	5	5	15,58	15,56	15,58	15,57	0,0115	96,0
<b>15</b>	10	5	5	15,26	15,28	15,27	15,27	0,0100	94,1
<b>20</b>	10	5	5	14,97	14,97	14,97	14,97	0,0000	92,1
<b>25</b>	10	5	5	14,65	14,65	14,65	14,65	0,0000	90,2
<b>30</b>	10	5	5	14,33	14,34	14,34	14,34	0,0058	88,1
<b>45</b>	10	5	5	13,23	13,23	13,23	13,23	0,0000	81,1
<b>60</b>	10	5	5	11,78	11,77	11,78	11,77	0,0058	71,3
<b>S/ filtro</b>	5	2,5	2,5	15,05	15,05	15,05	15,05	0,0000	95,2
<b>10</b>	5	2,5	2,5	14,81	14,82	14,81	14,81	0,0058	93,6
<b>15</b>	5	2,5	2,5	14,69	14,69	14,70	14,69	0,0058	92,8
<b>20</b>	5	2,5	2,5	14,57	14,60	14,57	14,58	0,0175	92,0
<b>25</b>	5	2,5	2,5	14,45	14,45	14,44	14,45	0,0058	91,1
<b>30</b>	5	2,5	2,5	14,31	14,31	14,31	14,31	0,0000	90,2
<b>45</b>	5	2,5	2,5	13,85	13,84	13,86	13,85	0,0101	86,8
<b>60</b>	5	2,5	2,5	13,03	13,03	12,88	12,98	0,0877	81,6