

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES DE FÓTONS DE
MEGAVOLTAGEM DE ALTA INTENSIDADE,
FLATTENING FILTER FREE (FFF)**

KAREN PIERI BUENO

**Orientador: Prof^a. Dr^a. Helen Jamil Khoury
Co-orientador: Prof. Dr. Vinicius S.M. de Barros**

**Recife, PE
Julho, 2017**

KAREN PIERI BUENO

**CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES DE FÓTONS DE
MEGAVOLTAGEM DE ALTA INTENSIDADE, FLATTENING FILTER
FREE (FFF)**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares para obtenção do título de Mestre em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Helen Jamil Khoury
Co-orientador: Prof. Dr. Vinicius S.M. de Barros

Recife, PE
Julho, 2017

Catálogo na fonte
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

B928c Bueno, Karen Pieri.
Controle de qualidade em feixes de fótons de megavoltagem de alta intensidade, flattening filter free (FFF). / Karen Pieri Bueno. - Recife: O Autor, 2017.
89f. : il., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury.
Coorientador: Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2017.
Inclui referências bibliográficas e anexos.

1. Flattenning filter free. 2. Unflatness. 3. TrueBeam STX. 4. Controle de qualidade. 5. Feixes de alta intensidade. I. Khoury, Helen Jamil, orientadora. II. Barros, Vinicius Saito Monteiro de, coorientador. III. Título.

CDD 621.48 (21. ed.)

UFPE
BDEN/2017-30

***Controle de Qualidade em Feixes de Fótons de
Megavoltagem de Alta Intensidade Flattening
Filter Free (FFF)***

Karen Pieri Bueno

APROVADA EM: 25.08.2017

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Vinícius Saito Monteiro de Barros

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Leonardo Lira do Amaral – Oncovida Especialidades Médicas

Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas – IPEN/CNEN

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão

Coordenador(a) do PROTEN/DEN/UFPE

AGRADECIMENTOS

À querida orientadora Helen Khoury, por todo o carinho e incentivo com o qual me recebeu na universidade. Pelos ensinamentos, paciência, correções e conversas sempre tão boas. Pela seriedade e empenho com que trabalha e ensina sempre dando tanto de si: a convivência com a senhora é um privilégio e me inspira dia a dia a ser uma profissional e pessoa melhor.

Agradeço à toda a equipe do Real Hospital Português: tem sido imensamente gratificante estar com vocês ao longo desses anos com aprendizado constante e muito crescimento pessoal e profissional. Tenho prazer em acordar todos os dias e trabalhar com vocês. Em especial agradeço a meu chefe Dr. Ernesto Henrique Roesler, por sempre nos incentivar, motivando a continuação dos estudos de diversas formas: pelo apoio durante o mestrado, pelo interesse nas nossas pesquisas, pela discussão de inúmeros trabalhos científicos e auxílio na implementação de técnicas modernas.

Aos meus queridos amigos da equipe de física do Hospital Português (Rosa, Lucas, Geneci, Thiago e Roberta), pela convivência que é sempre tão gostosa, pelo partilhar do conhecimento e da vida, pelo aprendizado diário, por sonharem e concretizarem comigo, por todo apoio e incentivo.

Aos demais professores e colegas do DEN, em especial professor Vinicius e professora Viviane, com quem pude conviver e que tornaram meus dias sempre ricos e cheios de aprendizado.

A todos os professores e colegas com quem tive a oportunidade de conviver durante a graduação, em estágio e depois no aprimoramento. Cada um vivenciou pedacinhos diferentes desse meu começo de caminhada na Física Médica e na radioterapia: carregou o que vocês me ensinaram sempre comigo.

Em especial ao meu marido, Adriel, por todo o suporte e incentivo desde a época da graduação. Por encarar meus projetos com tanta seriedade e força como se fossem dele. Pela alegria que sente em sonhar comigo e me ajudar a passar por cada etapa.

Aos meus pais, que em meio à muita dificuldade deixaram a maior herança que eu poderia receber: a educação. Ao meu pai também pela admiração que sinto por ser ele a pessoa em quem sempre procuro sabedoria e conselhos quando preciso tomar decisões ou simplesmente falar sobre a vida e, pela simplicidade e leveza com que ele faz isso.

À minha irmã Karina, por conseguir se fazer presente mesmo estando a muitos quilômetros de distância. Por nossas longas conversas, por sempre ouvir minhas idéias com tanto interesse e me acompanhar.

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo”.

(Albert Einstein)

“Consagre ao Senhor tudo o que você faz, e os seus planos serão bem-sucedidos”.

(Provérbios 16:3)

RESUMO

O objetivo neste trabalho é avaliar diferentes metodologias para o controle de qualidade em feixes de fótons de megavoltagem de alta intensidade (FFF) e contribuir para o estabelecimento de um protocolo em hospitais nacionais que já utilizam ou que venham adquirir aceleradores lineares com esta tecnologia. Os parâmetros escolhidos para estudo foram: a porcentagem de dose profunda (PDP), a qualidade do feixe ($TPR_{20,10}$), simetria dos perfis, tamanho dosimétrico de campo, penumbra e grau de *unflatness*. Três métodos distintos da literatura foram intercomparados e utilizados para o estudo destes parâmetros. Os resultados mostraram-se similares para a determinação do tamanho do campo, penumbra e simetria do campo de radiação. Os resultados também mostraram que a medida da penumbra medida utilizando o detector *array* linear de diodos LDA 99 (IBA) apresentaram valores menores do que os fornecidos pelo banco de dados do fabricante. Esta diferença deve-se à melhor resolução dos detectores utilizados neste trabalho em comparação aos dados do fabricante que foram obtidos com a câmara de ionização CC13, sendo a diferença entre eles até 3 mm em alguns tamanhos de campo. Pode-se concluir, a partir dos resultados obtidos de que não há diferenças significativas entre as metodologias estudadas, e, o método que utiliza o cálculo dos parâmetros com base no ponto de inflexão do perfil do campo de radiação é o mais simples e rápido, e portanto, foi escolhido para a compor o roteiro de um protocolo para a determinação de parâmetros de controle de qualidade em feixes FFF, desenvolvido neste trabalho.

Palavras-chave: *flattening filter free*; *unflatness*; TrueBeam STX; controle de qualidade; feixes de alta intensidade.

ABSTRACT

The objective of this work is to evaluate different methodologies for quality control in high intensity megavolt photon beams (FFF) and contribute to establishment a protocol in radiotherapy clinics that are using or will implement the FFF planning systems. The parameters selected for this study were: a percentage depth dose (PDP), beam quality (TPR_{20,10}), profile symmetry, dosimetric field size, penumbra and unflatness degree. Three different methods of literature were intercompared and used for the study of these parameters. The results showed that the three methods were similar for a determination of the field size, penumbra and symmetry of radiation field. The results also showed that the penumbra values measured with linear matrix of diodes, LDA 99 (IBA), presented values lower than those provided by the manufacturer's database. This difference is due the better detector's resolution used in this work compared to the manufacturer's data that were obtained with the CC13 ionization chamber, the difference being up to 3 mm in some field sizes. It can be concluded from the results obtained that there are no significant differences between the methodologies studied, and the method that uses the calculation of the parameters based on radiation field profile's inflection point is the easiest and fastest, and, therefore, it was chosen to be part of a FFF quality control protocol determination, developed in the work.

Palavras-chave: Flattening filter free; Unflatness; TrueBeam STX; Quality control; High intensity beams.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 — Esquema de um acelerador linear utilizado em radioterapia.	15
Figura 2 — Esquema simplificado dos principais componentes de um acelerador linear, console e alguns dos seus componentes principais.	16
Figura 3 — Ilustração do esquema no Acelerador Linear para a uniformização do feixe de Raios-X obtido na saída do equipamento.	17
Figura 4 — 4.a Colimação realizada por multilâminas e 4.b Ilustração mostrando o alvo colimado pela conformação das lâminas.	18
Figura 5 — Esquema do perfil do feixe de raios-x produzido no acelerador linear utilizando o filtro aplainador (cFF) e sem o filtro aplainador (FFF).....	19
Figura 6 — Esquema dos valores das doses absorvidas na superfície, no ponto de máximo e na saída do paciente D_s , $D_{máx}$ e D_{ext} . PDP em função da profundidade (z) do paciente.	22
Figura 7 — Representação dos pontos para o cálculo da Porcentagem de Dose em Profundidade em função de z , A , f e h_v	23
Figura 8 — Variação da PDP com o aumento da profundidade z ao longo do fantoma e para feixes com distintas energias.	24
Figura 9 — Curvas de percentagem de dose em função da profundidade para feixes cFF e FFF de acelerador linear Elekta (em vermelho, 6MV) e Varian (em azul, 10MV), com campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	25
Figura 10 — Esquema das medidas que serão utilizadas no cálculo do TPR _{20,10} : leituras a 10 cm e a 20 cm de profundidade.	26
Figura 11 — Regiões do perfil de dose: Região Central, Penumbra e Umbra.....	27
Figura 12 — Perfis do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ cFF and FFF, sendo (A) 6 MV Elekta e (B) 10 MV Varian, ambos na profundidade $d_{máx}$	29
Figura 13 — Exemplo de um perfil medido para dois tamanhos de campo ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$) de um feixe de 10MV cFF, para várias profundidades na água.....	30
Figura 14 — Perfis 10 FFF (em vermelho) e 10 cFF (azul), ambos campos $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Os perfis estão alinhados e normalizados para 100% da dose no eixo central.	33
Figura 15 — Pontos de renormalização obtidos através da terceira derivada do perfil.....	33
Figura 16 — Pontos de renormalização obtidos através da terceira derivada do perfil.....	35
Figura 17 — Diagrama esquemático para a definição do grau de <i>Unflatness</i>	36
Figura 18 — Representação gráfica do método para a definição dos tamanhos de campo FFF. Em (A) o perfil de 22 cm FFF (tracejado) é dividido pelo perfil do	

campo 40 cm FFF (pontilhado), resultando em (B), um perfil de campo plano, como o de um feixe convencional cFF.	37
Figura 19 — O perfil FFF derivado do “filtro aplainador virtual” sobreposto no perfil do feixe 10MV cFFF, ambos com mesmas configurações, mesmo acelerador linear e mesmo tamanho de campo.	38
Figura 20 — Acelerador Linear TrueBeam STX (Varian) instalado no setor de radioterapia do Real Hospital Português de Pernambuco.	39
Figura 21 — Dados de Porcentagem de Dose Profunda adquiridos para o feixe 6FFF, em vários tamanhos de campo, através do software OminiPro Accept vs7 (IBA).	44
Figura 22 — Comparação das PDPs para as energias 10 cFF (em azul) e 10 FFF (vermelho). Tamanho de Campo 04 x 04cm ²	45
Figura 23 — Comparação das PDPs para as energias 10 cFF (em azul) e 10 FFF (vermelho). Tamanho de Campo 20 x 20cm ²	46
Figura 24 — Dados de Perfil de Campo adquiridos para o feixe 6FFF, em vários tamanhos de campo, através do software OminiPro Accept vs7 (IBA).	49
Figura 25 — Perfis dos campos 4 x 4 cm ² e 20 x 20 cm ² , feixes 10 cFF e 10 FFF.	49
Figura 26 — Região de alto gradiente do campo de 10 x 10cm ² , 10 cFF, SSD= 100cm, z= 10cm. A equação corresponde ao polinômio que descreve a linha de tendência, utilizado para o cálculo do ponto de renormalização.	51
Figura 27 — Perfis dos campos de 4 x 4cm ² , 10 cFF (em azul) e 10 FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).	53
Figura 28 — Perfis dos campos de 10 x 10cm ² , 10cFF (em azul) e 10FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).	54
Figura 29 — Perfis dos campos de 20 x 20cm ² , 10 cFF (em azul) e 10 FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).	55
Figura 30 — Diferença de dose ΔD (%) / mm na região de mais alto gradiente do perfil de 10 x 10cm ² e 10 FFF (dados medidos, detector LDA99-IBA). O maior gradiente representa a coordenada do Ponto de Inflexão (IP).	56
Figura 31 — Dose (%) correspondente ao Ponto de Inflexão (IP) obtido, para cada tamanho de campo (cm ²), energias 6 FFF e 10 FFF (perfis estudados normalizados para 100% de dose no eixo central).	57
Figura 32 — Perfis dos campos 10 x 10cm ² (plotado em vermelho) e 40 x 40cm ² (plotado em azul), para a energia 10FFF. Em verde temos o perfil resultante já renormalizado seguindo a metodologia BDG (dados medidos, detector LDA99-IBA).	58

Figura 33 — Perfis dos campos 10 x 10 cm ² (lilás), 10 x 10 cm ² renormalizado pelo método FG (vermelho), 10 x 10 cm ² renormalizado pelo método BDG (verde), todos com energia 10 FFF, e 10 x 10 cm ² com energia 10 cFF (azul), (dados medidos, detector LDA99-IBA).	59
Figura 34 — Análise do parâmetro de Simetria para os tamanhos de campo 2 x 2cm ² , 4 x 4cm ² , 6 x 6cm ² , 10 x10 cm ² , 15 x 15cm ² e 20 x 20cm ² , nas energias 6 cFF (em azul), 6 FFF (amarelo), 10 cFF (verde) e 10 FFF (lilás).	60
Figura 35 — Valores das Penumbras calculadas para o feixe 6 FFF, em função de cada campo e metodologia aplicada (FG, SH e BDG, Detectores LDA99 e SFD-IBA).....	64
Figura 36 — Valores das Penumbras calculadas para o feixe 10 FFF, em função de cada campo e metodologia aplicada (FG, SH e BDG, Detectores LDA99 e SFD-IBA).....	65
Figura 37 — Representação Esquemática do Cálculo do Ponto de Inflexão, para o perfil do campo 10 x 10 cm ² , feixe 10 FFF.	70
Figura 38 — Diferença de dose ΔD (%) / mm na região de mais alto gradiente do perfil de dose 10 x 10cm ² e 10 FFF. O maior gradiente representa a coordenada do Ponto de Inflexão (IP)	70
Figura 39 — Representação Esquemática do Cálculo do Tamanho de Campo a partir do Ponto de Inflexão. Campo 10 x 10 cm ² e feixe 10 FFF.	72
Figura 40 — Representação Esquemática do Cálculo da Penumbra, a partir do Ponto de Inflexão. Campo 10 x 10 cm ² e feixe 10 FFF.....	73
Figura 41 — Design de um acelerador Linear.	80
Figura 42 — Esquema simplificado dos principais componentes de um acelerador linear console e alguns dos seus componentes principais.	81
Figura 43 — Vista em corte do guia de onda de um acelerador linear de 6 MV.	82
Figura 44 — Ilustração da deflexão magnética do feixe de fótons para o alvo de raios X.....	83
Figura 45 — Ilustração do Acelerador Linear, da formação do feixe de Raios-X após o alvo até a saída do equipamento.....	83
Figura 46 — a. Plano de rotação do gantry, colimador e mesa do acelerador linear, interceptando-se no mesmo ponto virtual (isocentro); b. Bandeja com bloco de colimação de <i>cerrobond</i> ; c. Colimação realizada por multi folhas, com lâminas; d. Ilustração mostrando o alvo colimado pela conformação das lâminas	85
Figura 47 — Intensidade de Campo, para 10 x 10cm ²	88
Figura 48 — Intensidade de Campo, para 40 x 40cm ²	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 — Características do feixes para 6 e 10MV, FFF e cFF, dos fabricantes Varian e Elekta.	20
Tabela 2 — Comparação dos Valores de PDD (%) para os feixes 10 FFF e 10 cFF, nos campos 4 x 4cm ² e 20 x 20cm ² , em várias profundidades.	47
Tabela 3 — Comparação dos Valores de PDD (%) para os feixes 06 FFF e 06 cFF, nos campos 4 x 4cm ² e 20 x 20cm ² , em várias profundidades.	47
Tabela 4 — Comparação dos valores de TPR _{20,10} para os feixes 6 FFF e 6 cFF, nos campos 4 x 4cm ² , 6 x 6cm ² , 10 x 10cm ² , 15 x 15cm ² e 20 x 20cm ² , em várias profundidades.	48
Tabela 5 — Comparação dos Valores de TPR _{20,10} para os feixes 10 FFF e 10 cFF, nos campos 4 x 4cm ² , 6 x 6cm ² , 10 x 10cm ² , 15 x 15cm ² e 20 x 20cm ² , em várias profundidades.	48
Tabela 6 — R ² do ajuste das regiões de alto gradiente pelas linhas de tendência (polinômio) para cada perfil cFF trabalhado e seu correspondente fator de normalização FN (dados medidos, detectores LDA99 e SFD-IBA).	51
Tabela 7 — Fator de normalização (FN) calculado para cada perfil FFF estudado (dados medidos, detectores LDA99-IBA e SFD).	52
Tabela 8 — Posição do Ponto de Inflexão (cm) obtido nos feixes FFF estudados.	57
Tabela 9 — Delta (mm) para os Tamanhos de Campo dos Perfis Estudados.	61
Tabela 10 — Delta (mm) para os Tamanhos de Campo dos Perfis estudados.	61
Tabela 11 — Análise das Penumbras Calculadas para cada Metodologia. Medidas (Detectores LDA-99 e SFD, IBA).	63
Tabela 12 — Análise das Penumbras Calculadas para cada Metodologia.	63
Tabela 13 — Avaliação do Grau de <i>Unflatness</i> . Dados medidos com detectores LDA-99 e SFD (IBA), e os Golden Data (GD) com CC13 (IBA)	66
Tabela 14 — Comparação dos métodos estudados entre si considerando critérios para avaliar a implementação dos métodos estudados do ponto de visto do usuário.	68
Tabela 15 — Comparação de parâmetros 6MV FF vs. 6MV FF.	86
Tabela 16 — 10MV FF vs. 10MV FF.	87
Tabela 17 — Especificações das Energia de Alta Intensidade (FFF) do True Beam STx.	87
Tabela 18 — Especificações da Intensidade do Perfil.	89

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	13
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	Características dos feixes flattening filter free (FFF)	19
2.1.1	Porcentagem de dose profunda	21
2.1.2	Energia do feixe e índice de qualidade	25
2.1.3	Perfis de dose	26
2.1.4	Fator Off Axis	30
2.2	Métodos para a análise dos perfis de dose de feixes FFF	31
2.2.1	Método FG: Renormalização do Perfil	31
2.2.2	Método SH: Ponto de Inflexão	35
2.2.3	Método BDG: Filtro aplainador virtual	37
3.	METODOLOGIA	39
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
4.1	Porcentagem de dose em profundidade (%) e Qualidade do feixe ($TPR_{20,10}$)	44
4.2	Perfis	48
4.3	Aplicação inicial de cada metodologia sobre os perfis.....	50
4.4	Simetria	59
4.5	Tamanho de campo	60
4.6	Penumbra.....	62
4.7	Grau de <i>unflatness</i>	66
4.8	Comparação da aplicação de cada dos três métodos : viabilidade para o usuário.....	67
5.	PROTOCOLO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS SIMETRIA, TAMANHO DE CAMPO, PENUMBRA E GRAU DE UNFLATNESS NO CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES FFF	69
6.	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS	76
	ANEXOS.....	79

1. INTRODUÇÃO

Aceleradores lineares convencionais utilizam um filtro aplainador, o “*flatness filter*”, que é um acessório, de formato geralmente cônico, localizado na saída do cabeçote, entre o colimador primário e as câmaras monitoras, com a finalidade de compensar o formato do feixe tornando a distribuição de dose uniforme. Vale lembrar que na produção de raios-x por radiação de frenamento, “*bremsstrahlung*”¹, de alta energia a distribuição do feixe é acentuada para a direção frontal (BUDGELL et al., 2016). A presença do filtro aplainador além de tornar a região central do feixe de radiação plana, é também um meio absorvedor, reduzindo a taxa de dose do feixe de fótons devido à absorção da radiação e também é o principal componente na produção de radiação espalhada no cabeçote do acelerador linear.

Neste trabalho, os feixes convencionais aplainados, *flattned beams*, serão tratados através da sigla cFF.

Com o avanço das técnicas radioterápicas, tais como a radiocirurgia estereotáxica cranial ou corpórea (SRS, SBRT) que usam campos de radiação de pequenas dimensões, bem como dos procedimentos de radioterapia de intensidade modulada (IMRT), na qual ocorre a variação da fluência do feixe de radiação durante o tratamento, houve a introdução de técnicas de irradiação nas quais não se utilizam filtros aplainadores.

Os feixes de raios-x produzidos pelo acelerador sem o filtro aplainador, os *flattening filter free*, tratados neste trabalho através da sigla FFF, resultam em aumento da intensidade da radiação na região central bem como no aumento da taxa de dose, o que reduz o tempo do tratamento.

A diminuição do tempo de tratamento contribui para minimizar a possibilidade de movimento do paciente, auxiliando na melhoria da reprodutibilidade de alvos localizados em regiões suscetíveis a movimentações como no caso de radiocirurgias estereotáxicas no pulmão e fígado.

Nos últimos anos, novas tecnologias têm sido disponibilizadas e introduzidas nas clínicas de radioterapia, requerendo novos estudos na metodologia para a dosimetria do feixe de radiação e o planejamento radioterápico. O processo de implementação destas novas tecnologias requer cuidados especiais a fim de evitar erros na dose de radiação administrada ao paciente em decorrência das seguintes falhas:

- Falhas humanas geradas por treinamento inadequado da equipe envolvida;

¹ Termo em alemão é usado na literatura e na área clínica para radiação de frenamento.

- Percepção equivocada de que equipamentos mais novos são mais seguros e necessitam de menos CQ;
- Controle de Qualidade, comissionamento e manutenção inadequados;
- Aumento de erros relacionados à computação em comparação às falhas mecânicas, geralmente relacionados à negligência: o aumento do controle dos sistemas computacionais pode produzir uma falsa segurança de que erros neste sentido não precisam ser verificados;
- Falta de entendimento de que devido o aumento da tecnologia é proporcional ao aumento de tempo dispendido em planejamento, análise e em controle de qualidade no equipamento e específico do caso em análise;

Portanto, ao implementar novas tecnologias em radioterapia, tais como os feixes *flattening filter free* é necessário, antes de iniciar seu uso em tratamentos dos pacientes, que um extenso programa de controle de qualidade seja estabelecido, envolvendo estudo e aprendizado adequados por parte da equipe envolvida, verificação das características do equipamento e estabelecimento de vários testes que assegurem a dose entregue durante o tratamento.

O Real Hospital Português de Beneficência de Pernambuco, localizado na cidade de Recife, foi o terceiro do país a realizar a instalação do acelerador linear TrueBeam STX, que é de alta tecnologia e, além dos feixes convencionais, permite obter feixes *flattening filter free* 6 FFF e 10 FFF .

Por se tratar de uma tecnologia recentemente introduzida nas clínicas de radioterapia ainda há vários questionamentos sobre como realizar a caracterização destes feixes e como ajustar os procedimentos de controle de qualidade utilizados usualmente nos cFF para os novos feixes FFF.

Não há, ainda, um protocolo estabelecido para o controle de qualidade de feixes de fótons de megavoltagem sem o uso do filtro aplainador. Sendo assim, o objetivo neste trabalho é avaliar e comparar os resultados de diferentes metodologias para o controle de qualidade em feixes de fótons de megavoltagem de alta intensidade (feixes FFF) e com base nos resultados, identificar a mais adequada para a rotina hospitalar, elaborando um protocolo de controle de qualidade de feixes FFF que possa ser estabelecido em hospitais nacionais que utilizam ou venham a adquirir aceleradores lineares com esta mesma tecnologia, contribuindo na sua implementação.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para que se possa compreender melhor a produção e as características dos feixes FFF, utilizados em radioterapia, faremos uma pequena revisão sobre o funcionamento dos aceleradores lineares e no APÊNDICE A está disponível uma descrição mais detalhada.

Os módulos principais no acelerador linear de uso clínico são: a coluna (*stand*) com o cabeçote (*gantry*) e colimador, mostrados na **Figura 1**.

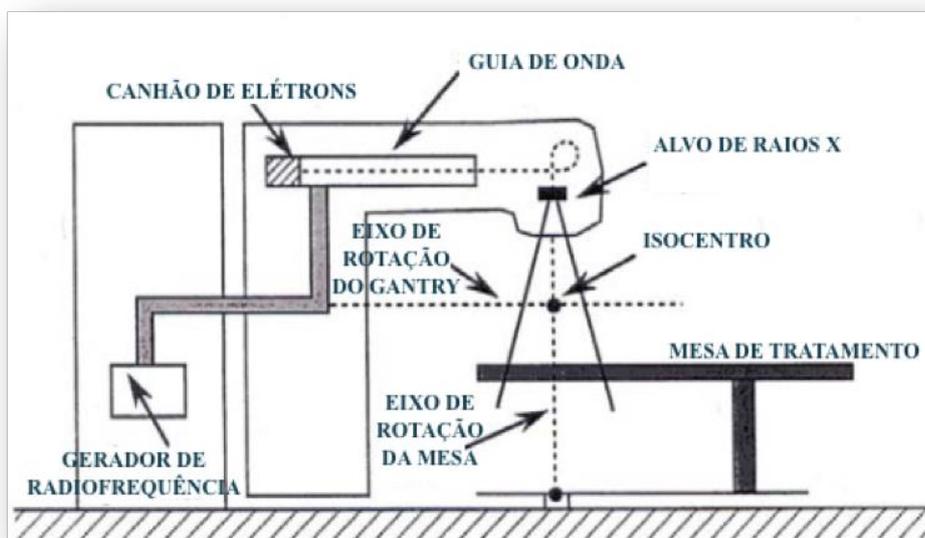
Figura 1 — Esquema de um acelerador linear utilizado em radioterapia.



Fonte: Khan (2010, p.42)

Na **Figura 2** é possível observar a composição básica do acelerador linear, mostrando o cabeçote (*gantry*), no qual se encontram o tubo acelerador, o canhão de elétrons (*gun electron*), e o guia de onda (*waveguide*), a base na qual está localizado o gerador de radiofrequências (*rf power*), e a mesa de tratamento. (PODGORSAK, 2008)

Figura 2 — Esquema simplificado dos principais componentes de um acelerador linear, console e alguns dos seus componentes principais.



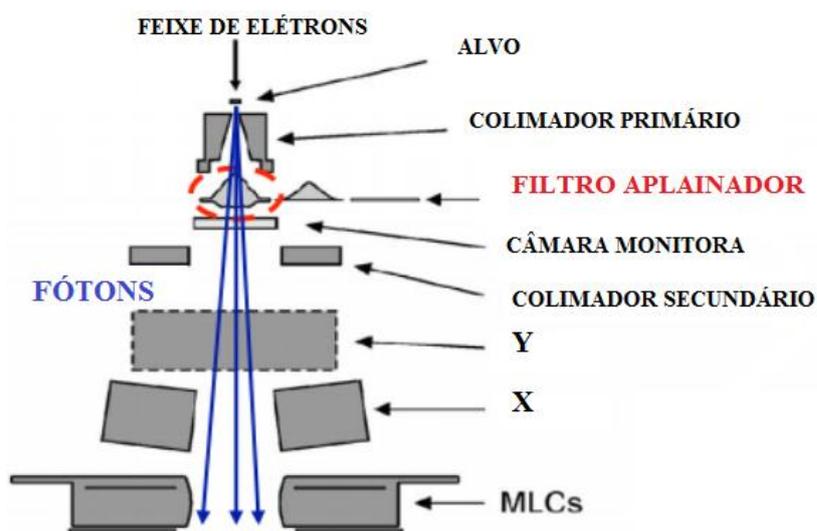
Fonte: Podgorsak (2008, p. 1020).

Para a produção de raios-X a técnica utilizada nos aceleradores lineares baseia-se na aceleração dos elétrons no guia de ondas com micro-ondas de radiofrequência, com 300MHz. (SCAFF, 2010). Quando esses elétrons deixam o tubo acelerador, formam um feixe paralelo de 3mm de diâmetro que é dirigido diretamente para o alvo metálico (normalmente de Tungstênio) para a produção de raios X, que ocorrerá principalmente através de efeito de frenagem dos elétrons (*bremmsstrahlung*²).

Uma vez que os raios X de megavoltagem tem sua distribuição angular acentuada para a frente, utiliza-se um filtro aplainador na saída do colimador que tem a função de homogeneizar o feixe ao longo de seu perfil, como mostrado na **Figura 3**, modificando a sua distribuição angular. O perfil do campo de radiação se torna mais homogêneo, porém a presença do filtro acarreta maior espalhamento e dureza do feixe, bem como redução da taxa de radiação. Estes tipos de feixes são denominados de cFF (*conventional flattening filter*).

² Termo alemão que é usado na literatura e na área clínica para a produção de radiação por frenagem dos elétrons.

Figura 3 — Ilustração do esquema no Acelerador Linear para a uniformização do feixe de Raios-X obtido na saída do equipamento.



Fonte: Pönisch et al. (2006, p. 1739)

Em alguns aceleradores esse alvo pode ser removido quando desejado e os elétrons colidem numa fina lâmina metálica (chumbo ou cobre, cerca de 0,3 mm) para serem espalhados, produzindo feixes de elétrons para tratamentos radioterápicos.

Na saída do cabeçote são colocados colimadores para delimitar as dimensões do campo de radiação. Os campos de radiação na maior parte dos aceleradores variam de 0 a 40 x 40cm².

Aceleradores mais modernos possuem colimadores de multilâminas (MLC³), formados por 80 a 160 lâminas, com uma dimensão que pode variar entre alguns milímetros e 1 cm (ao nível do isocentro), que se movem independentemente umas das outras, sendo comandados por motores individuais (**Figura 4**).

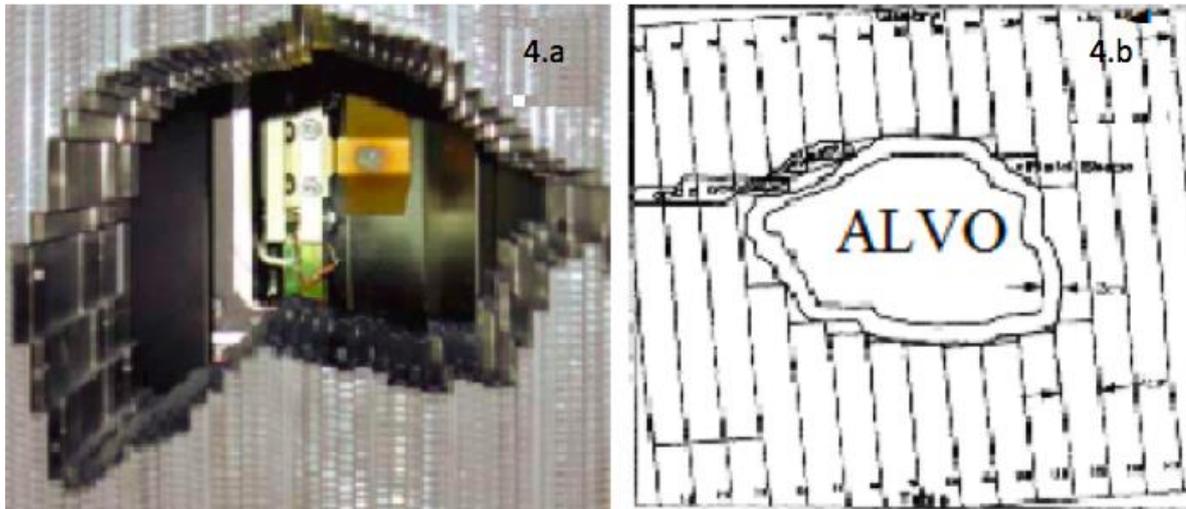
Na busca pelo aumento da taxa de dose a fim de reduzir os tempos de tratamentos em procedimentos como os de radiocirurgia, surgiu a técnica de feixes FFF, isto é, feixes produzidos sem o uso do filtro aplainador.

A remoção do filtro aplainador implica em uma série de alterações nas propriedades do feixe de radiação. É bem estabelecido que o filtro aplainador atua como um atenuador, endurecendo o feixe e sendo também um meio espalhador. Conseqüentemente, sua remoção provoca um aumento na taxa de dose, suavização do espectro de fótons, redução do espalhamento no cabeçote, além de obviamente resultar em um perfil não uniforme.

³ Sigla usada na literatura e na área clínica para *multileaf colimator* (colimador de multilâminas).

Em feixes *flattening filter free*⁴, FFF, a taxa de dose final é de 2 a 4 vezes maior do que para feixes convencionais e o espalhamento gerado no cabeçote é da ordem de 1,5%, contra 8% dos feixes FF (SHARMA et al., 2014)

Figura 4 — 4.a Colimação realizada por multilâminas e 4.b Ilustração mostrando o alvo colimado pela conformação das lâminas.

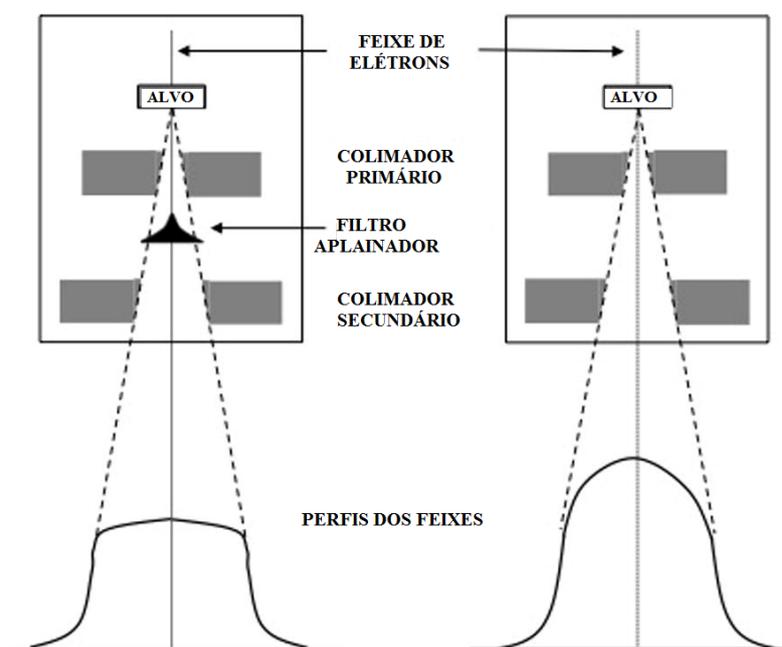


Fonte: Lopes (2007, p.20), Shiu (1997, p.683).

A **Figura 5** traz um esquema da produção de Raios-x pelo acelerador linear, com e sem filtro aplainador. Também compara o formato dos perfis cFF e FFF, mostrando na região central respectivamente um perfil plano e outro de alto gradiente.

⁴ Termo em inglês é usado na literatura e na área clínica para feixes sem filtro aplainador.

Figura 5 — Esquema do perfil do feixe de raios-x produzido no acelerador linear utilizando o filtro aplainador (cFF) e sem o filtro aplainador (FFF)



Fonte: Khan (2010, p.42)

2.1 Características dos feixes flattening filter free (FFF)

Feixes *flattening filter free*⁵ (FFF) de raios X tem estado em uso clínico por algum tempo e os primeiros estudos começaram a ganhar notoriedade ainda na década de 1990 (O'BRIEN et al., 1991). No entanto, até recentemente, estes feixes tinham seu uso limitado, a pequenos campos, por exemplo, em máquinas de TomoTerapia e CyberKnife. (XIAO et al., 2015)

Os feixes FFF estão atualmente disponíveis em aceleradores lineares dos fabricantes Varian, Elekta e Siemens. É importante ressaltar que nestes equipamentos ao se remover o filtro aplainador é colocada na mesma posição do filtro uma placa metálica fina cuja função é gerar elétrons para o equilíbrio eletrônico da câmara de ionização posicionada no cabeçote do acelerador linear. (BUDGELL et al., 2016)

A **Tabela 1** mostra as características dos feixes FFF e cFF para aceleradores da Varian e Elekta. No ANEXO B está disponível uma descrição mais detalhada no manual da Varian sobre os feixes *flattening filter free* do True Beam STX.

⁵ Termo em inglês é usado na literatura e na área clínica para feixes sem filtro aplainador.

Tabela 1 — Características dos feixes para 6 e 10MV, FFF e cFF, dos fabricantes Varian e Elekta.

Fabricante		Energia Nominal (MV) ^a	Filtração	Energia Efetiva (MV) ^b	D _{máx} (cm)	D ₁₀ (%)	TPR _{20,10}	Taxa de Dose Máxima (MUmin ⁻¹)	Dose Por pulso ^c (mG)
Varian	FFF	06	0.8mm	4	1,3	64,2	0,630	1400	0,8
		10	Lâmina de Latão	8	2,2	71,7	0,705	2400	1,3
	cFF	06	Filtro	6	1,4	66,4	0,666	600	0,3
		10	aplainador	10	2,3	73,6	0,738	600	0,3
Elekta	FFF	06	2 mm	6	1,7	67,5	0,684	1400	0,6
		10	Lâmina de Aço	10	2,4	73,0	0,734	2200	0,9
	cFF	06	Filtro	6	1,5	67,5	0,678	600	0,2
		10	aplainador	10	2,1	73,0	0,721	600	0,4

^aMV é a sigla utilizada na prática clínica para referir-se a um feixe de fótons de megavoltagem, acabando popularmente associada à energia do feixe.

^bA energia efetiva clínica, baseada no TPR_{20,10} e na queda de dose da porcentagem de dose profunda.

^cMedidas em d_{máx} sobre o eixo central do feixe para as condições de referência padrão.

Nota: D_{máx} se refere à profundidade de dose máxima. UM são unidades monitoras.

Fonte: Budgell et al. (2016, p.8363)

Atualmente o acelerador linear TrueBeam STX, produzido pela Varian, permite feixes de raios-X FFF de até 40 x 40cm², tanto para 6MV quanto 10MV de fótons. Todavia, para grandes áreas de tratamento, na qual se deseja utilizar técnicas de intensidade modulada (IMRT), vários estudos têm discutido sobre vantagens e desvantagens em usar feixes FFF. (CASHMORE et al., 2011; KRAGL et al., 2011; TSIAMAS et al., 2011)

A terapia de intensidade modulada, IMRT, modula a intensidade da radiação dos campos de tratamento através de múltiplos segmentos com diferentes formatos de subcampos, criados através da movimentação do colimador de multi lâminas (MLC). Estes seguimentos são gerados pelo sistema levando-se em consideração as estruturas anatômicas que esse feixe vai atravessar e os limites de dose desejados no tecido sadio, bem como a dose de prescrição no volume alvo. Essa técnica proporciona uma distribuição de dose altamente conformada, permitindo doses altas e uniformes ao longo do volume alvo e ao mesmo tempo poupando os tecidos normais adjacentes.

Portanto, para volumes de tratamento grandes, o feixe FFF devido ao seu perfil de dose com alto gradiente na região central, não fornecerá uniformidade da dose dentro do alvo

irradiado. No entanto, mais modulações do que o normal precisarão ser geradas para compensar a falta de homogeneidade do perfil ao longo do volume alvo. Assim, maiores unidades monitoras (UMs) são necessárias em comparação com um feixe de raios X convencional, descaracterizando a vantagem da alta taxa de dose. (TING, 2014)

O mesmo não ocorre quando são usados campos de tratamento pequenos ($\leq 4 \times 4\text{cm}^2$). Os campos FFF pequenos são quase planos na região central e, portanto, não é necessário compensar o perfil. Portanto, os raios X FFF trarão mais vantagens clínicas em relação aos raios-X convencionais quando usados com pequenos tamanhos de campo, como em aplicações SBRT⁶ ou SRS⁷. (SCORSETTI et al., 2011)

As diferenças, em termos de controle de qualidade, entre feixes de radiação FFF e cFF são principalmente relacionadas à dosimetria do feixe e não às características mecânicas do acelerador linear, para o qual os procedimentos de garantia de qualidade do sistema ainda são válidos. As principais particularidades estão relacionadas com a variação do espectro de energia, da dose em profundidade, taxa de dose, perfis e fatores de dispersão da radiação, dose fora do campo, contaminação com nêutrons e elétrons (BUDGELL et al., 2016). A seguir discutiremos estas características.

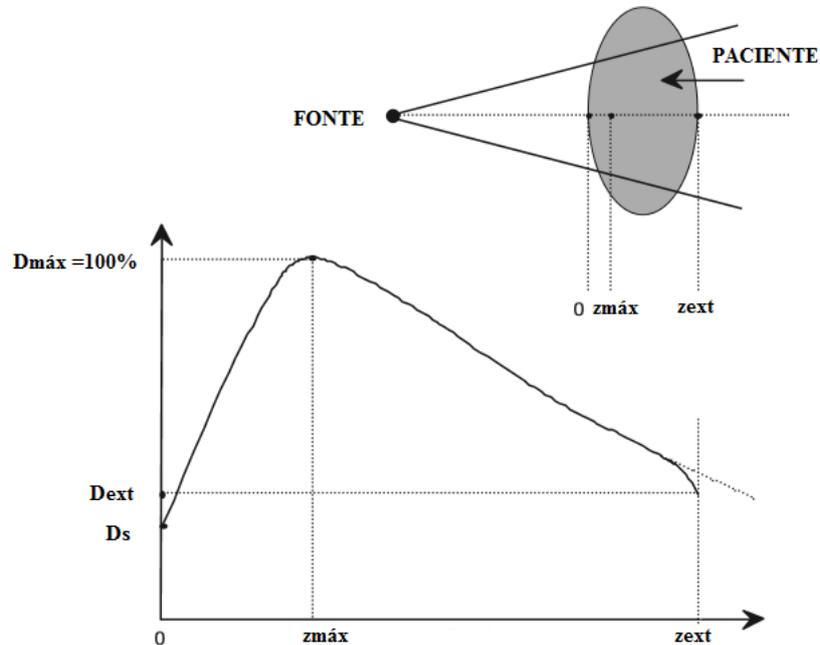
2.1.1 Porcentagem de dose profunda

O feixe de raios-X ao incidir no paciente interage depositando uma certa quantidade de dose na superfície (D_s). À medida que a radiação penetra no corpo do paciente, interage transferindo sua energia para os tecidos, de modo que a dose absorvida cresce rapidamente, atingindo um valor máximo na profundidade $z_{\text{máx}}$ e então diminui quase que exponencialmente até atingir o ponto de saída do paciente, no qual se tem o valor da dose de saída D_{ext} . Esta representação é mostrada na **Figura 6**.

⁶ Sigla usada na literatura e na área clínica para *stereotatic body radiation* (radiocirurgia estereotáxica corpórea)

⁷ Sigla usada na literatura e na área clínica para *stereotatic radiosurgery* (radiocirurgia estereotáxica cranial)

Figura 6 — Esquema dos valores das doses absorvidas na superfície, no ponto de máximo e na saída do paciente D_s , $D_{m\acute{a}x}$ e D_{ext} . PDP em função da profundidade (z) do paciente.



Fonte: Kainz (2006, p.1920)

A distribuição de dose D em função da profundidade é geralmente normalizada em relação ao valor da $D_{m\acute{a}x} = 100\%$ obtida na profundidade máxima $z_{m\acute{a}x}$. Portanto, a porcentagem de dose profunda (PDP) é a relação percentual da dose em uma determinada profundidade, dentro do meio espalhador, em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) conforme a **Figura 7** (KAINZ, 2006).

A PDP pode, portanto, ser definida pela **Equação 1** (KHAN, 2010):

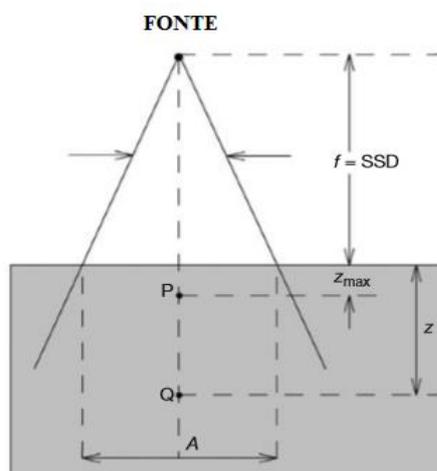
$$PDP(z, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (1),$$

em que: D_Q é o valor da dose e da taxa de dose, respectivamente, em um ponto arbitrário Q , na profundidade z , no eixo central.

D_P é o valor da dose e da taxa de dose, respectivamente no ponto de referência P , na profundidade $z_{m\acute{a}x}$ no eixo central.

A PDP depende de quatro parâmetros: profundidade z no meio (paciente ou fantoma); tamanho de campo A na superfície do paciente; distância fonte superfície ($f = \text{SSD}$) e energia do feixe de fótons, $h\nu$. Estes parâmetros e os pontos P e Q estão representados na **Equação 1**.

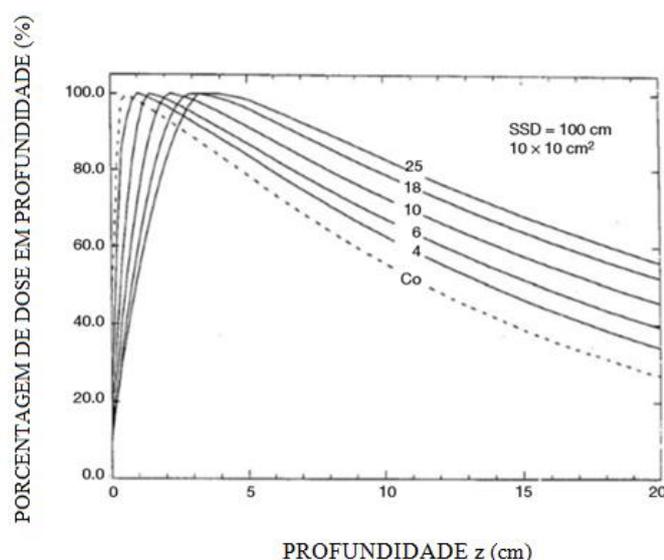
Figura 7 — Representação dos pontos para o cálculo da Porcentagem de Dose em Profundidade em função de z , A , f e $h\nu$.



Fonte: Kainz (2006, p.1920)

Mantendo A , f e $h\nu$ constantes e variando apenas a profundidade z , observa-se que a PDP primeiramente aumenta da superfície até $z = z_{\text{máx}}$ e a partir de $z > z_{\text{máx}}$, diminui. O valor da profundidade z aumenta com a energia da radiação, uma vez que esses feixes serão mais penetrantes. A **Figura 8** mostra valores de PDP para diferentes energias de feixes cFF de acelerador linear.

Figura 8 — Variação da PDP com o aumento da profundidade z ao longo do fantoma e para feixes com distintas energias.



Fonte: Kainz (2006, p.1920)

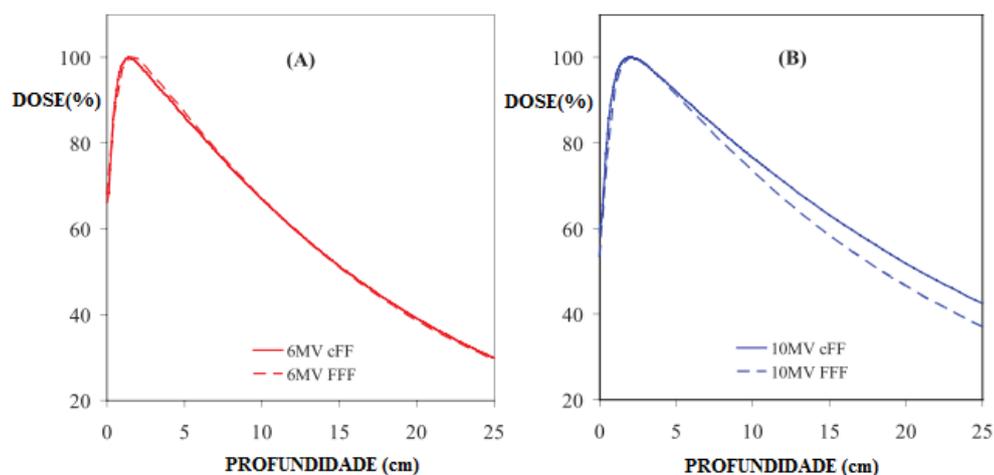
Ao comparar as PDPs de feixes cFF com FFF, durante o comissionamento por exemplo, algumas diferenças poderão ser observadas, dependendo do fabricante do acelerador.

A **Figura 9** mostra as curvas de PDPs para feixes cFF e FFF para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ obtidas com aceleradores da marca Elekta e Varian. A medida da razão $\text{TPR}_{20/10}$ para um acelerador Elekta deve ser próximo de um feixe de cFF do mesmo valor nominal de energia, enquanto que para máquinas Varian os valores de $\text{TPR}_{20/10}$ medidos para 6 MV FFF e 10 MV FFF estarão mais perto dos valores de feixes cFF de 4 MV e 8 MV. (CASHMORE, 2013; BUDGELL et al., 2016)

A razão desta diferença se deve ao modo pelo qual os fabricantes abordam a variação da energia do feixe devido à ausência do filtro aplainador. No caso da Varian utiliza-se o mesmo feixe de elétrons para criar ambos feixes de cFF e FFF, resultando em um feixe menos penetrante para FFF em comparação com um feixe cFF da mesma energia nominal. No sistema Elekta os feixes FFF são independentes dos feixes de cFF e uma combinação de energia é realizada para manter o mesmo valor de dose no eixo central em função da profundidade.

Portanto, um feixe FFF de 6 MV em um linac Varian possui características de dose em profundidade semelhantes a um feixe cFF de 4MV (TITT et al., 2006), enquanto que o valor de PDP do feixe FFF Elekta 6 MV permanece similar a PDP da Elekta 6 MV cFF.

Figura 9 — Curvas de percentagem de dose em função da profundidade para feixes cFF e FFF de acelerador linear Elekta (em vermelho, 6MV) e Varian (em azul, 10MV), com campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$.

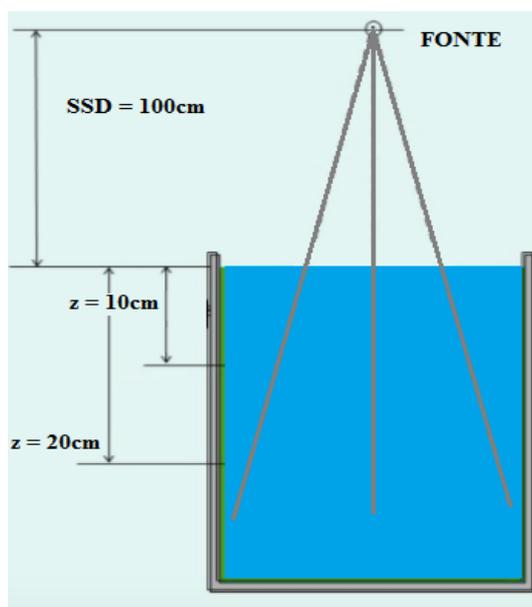


Fonte: Budgell et al. (2016, p.8364)

2.1.2 Energia do feixe e índice de qualidade

Para fótons de alta energia produzidos por um acelerador linear clínico, o índice de qualidade é especificado pela razão ($\text{TPR}_{20,10}$) das doses em um meio simulador do tecido humano nas profundidades de 20 cm e 10 cm, ao longo do eixo central com uma distância fonte-detector 100 cm e tamanho de campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ no plano da câmara, como mostrado na **Figura 10**.

Figura 10 — Esquema das medidas que serão utilizadas no cálculo do $TPR_{20,10}$: leituras a 10 cm e a 20 cm de profundidade.



Fonte: Autoria Própria

A característica mais importante do índice de qualidade $TPR_{20,10}$ é sua independência da contaminação de elétrons no feixe incidente. Ele também é uma medida do coeficiente efetivo de atenuação descrevendo aproximadamente uma diminuição exponencial da curva de dose em profundidade além da profundidade de dose máxima. A $TPR_{20,10}$ é obtida como uma razão das doses medidas com câmara de ionização ou pela relação entre a porcentagem dose profunda a 20 cm e 10 cm de profundidade, utilizando a **Equação 2**: (IAEA, 2006)

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot PDP_{20,10} - 0.0595 \quad (2),$$

sendo:

$TPR_{20,10}$ a razão Tecido Simulador entre as profundidades de 20 cm e 10 cm;

$PDP_{20,10}$ a razão das PDPs (Percentual de Dose em Profundidade) entre as profundidades de 20 cm e 10 cm.

2.1.3 Perfis de dose

Os perfis de feixes de raios-x de megavoltagem consistem de três regiões distintas: a região central, a região de penumbra e a umbra, mostradas na **Figura 12**.

A penumbra é a região nas bordas do campo geométrico na qual a dose diminui rapidamente. Ela depende da definição do campo pelos colimadores, do ponto focal do equipamento, do desequilíbrio eletrônico lateral e da dispersão lateral reduzida. A dose nesta região deve cair rapidamente com o aumento da distância do eixo central, de modo a se obter uma penumbra pequena e bem delimitada. É tipicamente definida como a distância entre as curvas de 80% e 20% da dose, no perfil do feixe normalizado em 100% no eixo central.

A penumbra pode ser dividida em penumbra geométrica, penumbra de espalhamento e penumbra de transmissão. A soma das componentes é chamada de penumbra física.

Estendendo-se do eixo central até cerca de 1 a 1,5cm dentro das bordas geométricas do campo, a região representa a porção central do perfil. A dose nesta região deve seguir as especificações de planura e simetria.

A umbra é a região fora do campo de radiação, já não tão próxima às bordas do campo. A dose nesta região é baixa e resulta da radiação transmitida através do colimador e espalhamento no cabeçote. A região de umbra deve ser próxima a zero, minimizando o valor de dose em tecidos fora do alvo e do volume do campo de radiação. Tipicamente é menor que 1% da dose no eixo central.

Figura 11 — Regiões do perfil de dose: Região Central, Penumbra e Umbra.



Fonte: Kainz (2006, p.1920)

A simetria (S) é o parâmetro que verifica o nível de igualdade entre os lados esquerdo e direito de um perfil e também é um parâmetro obtido a partir do perfil do feixe. Existem várias metodologias distintas para calcular este parâmetro. O método escolhido foi o

quociente da diferença de pontos, em que a simetria é avaliada na profundidade de 10 cm, denotando a máxima diferença encontrada entre pontos equidistantes ao raio central do feixe, dentro da região de campo em estudo. Os valores de simetria devem permanecer dentro de 2%. (BUDGELL et al., 2016; CLIVIO et al., 2014).

S é determinada através da **Equação 3**,

$$S = \left(\frac{D_x}{D_{-x}} \right)_{Máx} \quad (3),$$

em que:

D_x e D_{-x} correspondem à dose na coordenada de pontos equidistantes em relação ao eixo central, tal que $S \leq 2\%$.

Este método é o mesmo utilizado no aceite do equipamento e também descrito por vários autores que tratam sobre feixes FFF. (PATHAK et al., 2015; PICHANDI et al., 2014; FOGLIATA et al., 2012)

A partir do perfil do feixe pode-se também avaliar a sua planura através da equação **Equação 4** (KAINZ, 2006),

$$\min \quad (4),$$

em que:

$D_{máx}$ é dose máxima e

$D_{mín}$ é a dose mínima.

Ambas ($D_{máx}$ e $D_{mín}$) dentro da isodose de 80% do perfil para um dado campo, a uma dada profundidade.

O valor da planura, P, calculada deve ser menor que 3%, se medido a 10 cm de profundidade e 5% na profundidade de máximo (na qual a diferença de dose entre o eixo central e as bordas do perfil é a mais acentuada, conhecida como “chifres”). (KAINZ, 2006; KHAN, 2010; AAPM, 1994).

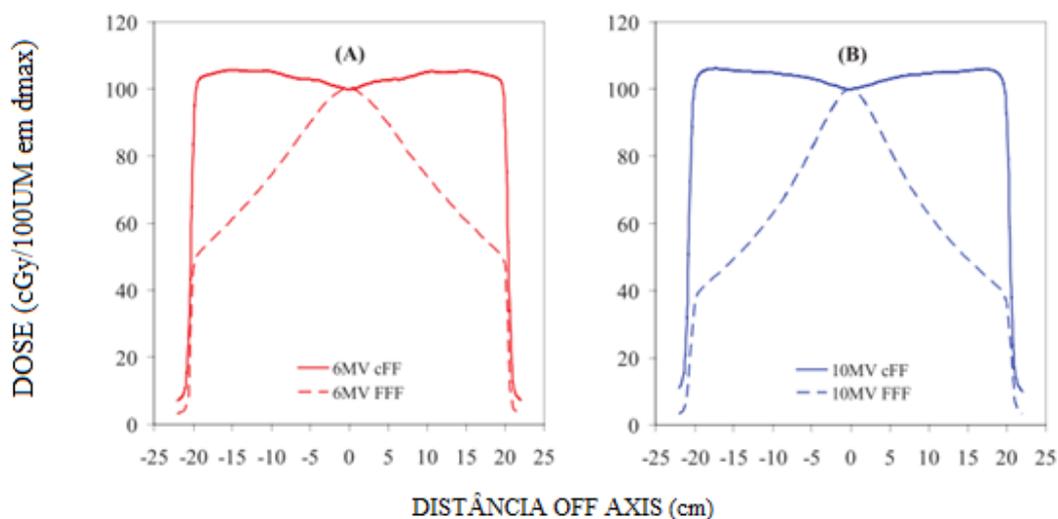
A forma de perfil de dose é a maior diferença entre os feixes FFF e cFF. A **Figura 12** mostra uma comparação lado-a-lado de um perfil típico obtido para um feixe cFF com um do tipo FFF, para o mesmo acelerador linear. Esta mudança na forma do perfil acarreta algumas dificuldades quando se tenta utilizar os mesmos conceitos padrões dos feixes cFF na avaliação dos seguintes parâmetros do feixe:

- a) Simetria de feixe: pode ser definida em feixes FFF como já era de costume para os cFF. Como se sabe, caso ocorra um deslocamento no posicionamento do filtro

aplainador, ocorrerá uma variação na simetria do perfil do feixe. Na ausência do filtro aplainador também pode ocorrer assimetria do feixe, devido a problemas na montagem do equipamento, por exemplo. Portanto, a medida da simetria do perfil do campo também é importante para feixes FFF.

- b) Planura: Esse parâmetro não é aplicável a feixes sem filtro aplainador, porque o alto gradiente na região central dos feixes FFF faz com que a idéia de planura perca o sentido. Sendo assim, o formato do perfil deve ser estudado a partir de novos parâmetros. (FOGLIATA et al., 2012)
- c) Tamanho do campo: para perfis de feixe cFF o tamanho do campo é definido como a distância entre os pontos do perfil a 50% da dose máxima. Esta definição não é válida para campos de feixes FFF, devido às alterações na forma do perfil.
- d) Penumbra: A definição de penumbra como a diferença entre as posições de isodoses de 80% a 20% não pode ser aplicado a feixes FFF normalizados no eixo central, isto porque à medida que o tamanho de campo aumenta, o ponto de 80% não estará mais na borda do campo. (CASHMORE, 2013)

Figura 12 — Perfis do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ cFF and FFF, sendo (A) 6 MV Elekta e (B) 10 MV Varian, ambos na profundidade $d_{\text{máx}}$.



Fonte: Budgell et al. (2016, p.8365)

A determinação da planura, tamanho de campo e penumbra em feixes FFF ainda não está totalmente consolidada. Diversos métodos têm sido propostos e serão discutidos no item 2.2 deste trabalho.

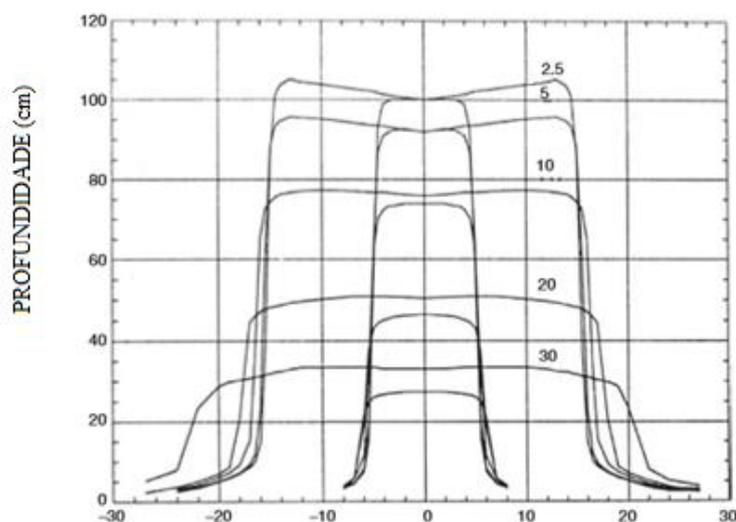
2.1.4 Fator Off Axis

O fator *off-axis*⁸ é geralmente definido como a razão da dose em um ponto do perfil pela dose no eixo central, para a mesma profundidade. A distribuição de dose ao longo do eixo central é usada em conjunto com os perfis *off-axis* do feixe, afim de entregar com acurácia a dose prescrita no paciente.

Para energias cFF o filtro aplainador atuará como absorvedor, além de planificar o perfil.

Geralmente este fator é medido nas profundidades $z = z_{\text{máx}}$ e $z = 10\text{cm}$ para verificações da conformidade da máquina com suas especificações vindas da fábrica. Outras profundidades são solicitadas pelo (s) sistemas (s) de planejamento utilizado (s) no departamento. Na **Figura 13** observa-se a variação no formato do perfil entre a região central e as bordas, medidos em diferentes profundidades e para dois tamanhos de campo distintos.

Figura 13 — Exemplo de um perfil medido para dois tamanhos de campo (10 x 10cm² e 30 x 30 cm²) de um feixe de 10MV cFF, para várias profundidades na água.



Fonte: Kainz (2006, p.1920)

Já para o perfil FFF, (como visto na **Figura 12**), observa-se uma maior dose no eixo central do que fora dele, e os fatores *off axis* são minimamente dependentes da profundidade,

⁸ Termo em inglês usado na literatura e na área clínica para designar a relação entre a dose fora do eixo central e no centro dele.

isto ocorre devido à ausência do filtro aplainador que é a principal fonte de espalhamento e pela não remoção (absorção) dos fótons de baixa energia do perfil. (XIAO et al., 2015)

Com base nos trabalhos de Georg et al. (2011), Hrbacek et al. (2011) e Fogliata et al., (2012) e nos tópicos discutidos anteriormente nesta secção, pode-se resumidamente dizer que as principais diferenças entre os feixes FFF e cFFF são:

- (1) Uma mudança na forma do perfil do feixe FFF que apresenta alta dose no ponto central e com gradientes em ambas regiões de penumbra;
- (2) O feixe FFF tem um aumento na taxa de dose devido à redução da filtração de feixe;
- (3) Um espectro de energia do feixe mais suave devido à redução do endurecimento do feixe.

Até o momento não há para os feixes *flattening filter free*⁹, documento oficial que traga determinações de forma detalhada a respeito de como realizar seu controle de qualidade. Xiao et al. (2015) sugerem que para os testes de controle de qualidade, os testes e tolerância do protocolo TG142 (KLEIN et al., 2009) sejam todos seguidos, com exceção dos parâmetros que tenham suas propriedades relacionadas à planura do feixe.

Na literatura foram obtidos três métodos para a avaliação dos perfis de dose e obtenção de informações sobre a simetria, e tamanho do campo de radiação, penumbra e alto gradiente na região central do feixe (*unflatness*¹⁰). A seguir discutiremos estes métodos.

2.2 Métodos para a análise dos perfis de dose de feixes FFF

2.2.1 Método FG: Renormalização do Perfil

Fogliata et al., (2012) desenvolveram um método de renormalização dos feixes FFF, tal que ao término do processo parâmetros e controles de qualidade bem estabelecidos em feixes cFF possam ser usados nesta nova tecnologia. Os autores prevêm que ao utilizar parâmetros conhecidos dos usuários, a introdução de feixes de FFF em um ambiente de radioterapia clínica seja tão segura e bem controlada quanto as modalidades de feixe padrão usando as diretrizes existentes. Cria também um novo parâmetro, o *unflatness*.

⁹ Termo em inglês usado na literatura e na área clínica para designar a dose fora do eixo central.

¹⁰ Termo em inglês usado na literatura e na área clínica para designar feixes não planos.

Este método proposto parte da determinação do ponto no “ombro” do perfil de um feixe cFF, o qual será usado para renormalizar o feixe FFF a um mesmo nível de dose naquele ponto.

O ponto do ombro do perfil está localizado numa região em que o gradiente de dose é mais suave, e em que os feixes com e sem filtro aplainador apresentam formas semelhantes, e pode ser descrito matematicamente como o máximo da terceira derivada do perfil cFF. O procedimento para a determinação passo a passo é listado a seguir e mostrado:

1. Os feixes FFF e cFF devem estar alinhados na direção *off-axis* (ambos centrados relativos ao eixo central);
2. O feixe padrão cFF deve ser normalizado a 100% da dose no eixo central (**Figura 14**);
3. Calcular a terceira derivada (como ΔD das medidas) sobre o ombro da curva e a região de penumbra, tal que se irá obter dois pontos de máximo (mínimo) na borda do perfil ascendente (respectivamente descendente). A terceira derivada pode ser obtida de ambos feixes FFF e cFF, mas por consistência deve ser usada do feixe cFF;
4. Por fim, a dose relativa no perfil cFF correspondente à posição *off-axis* do segundo ponto de máximo (chamado neste trabalho de ponto de renormalização - PR) para a borda do perfil esquerdo (próximo ao eixo central), é usado para calcular o fator de normalização.
5. O Fator de Normalização (FN) é calculado através da **Equação 5**.

$$FN = \frac{Dose_x(\%)_{cFF}}{Dose_x(\%)_{FFF}} \quad (5),$$

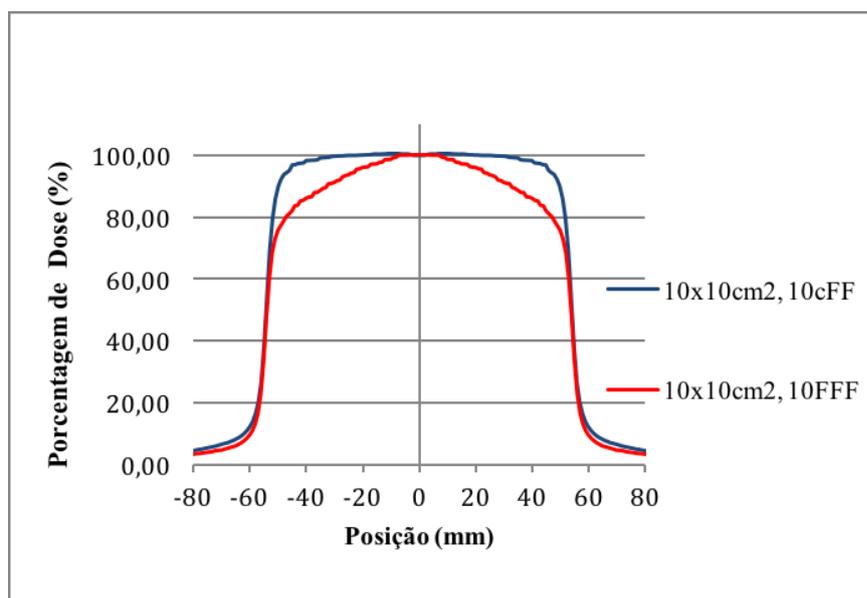
em que:

$Dose_x(\%)_{cFF}$ é o percentual da Dose no perfil cFF, na posição x determinada pelo ponto de renormalização PR;

$Dose_x(\%)_{FFF}$ é o percentual da Dose no perfil FFF, na posição x determinada pelo ponto de renormalização PR.

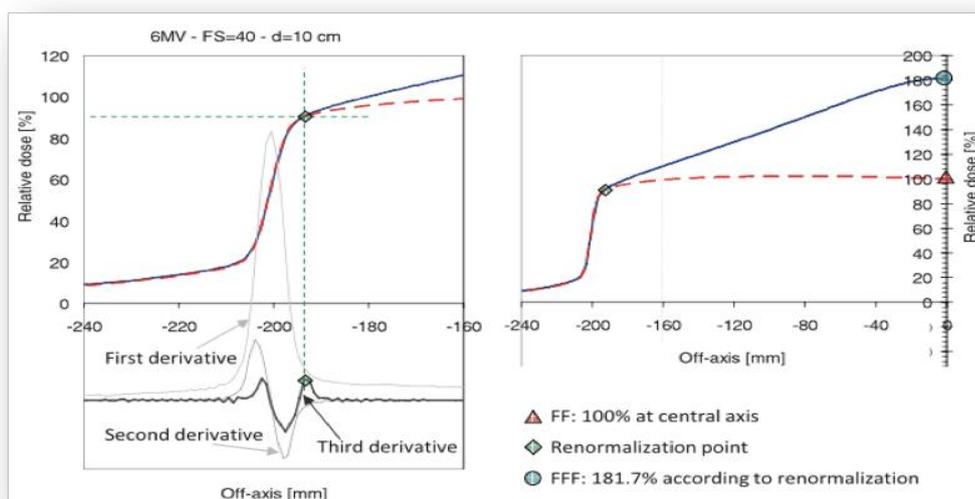
O feixe FFF é renormalizado (**Figura 15**) pelo fator de normalização (FN).

Figura 14 — Perfis 10 FFF (em vermelho) e 10 cFF (azul), ambos campos 10 x 10cm². Os perfis estão alinhados e normalizados para 100% da dose no eixo central.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 15 — Pontos de renormalização obtidos através da terceira derivada do perfil.



Fonte: Fogliata (2012, p.6457)

Este método deve ser aplicado para cada dupla (cFF e FFF) de perfis analisados, na mesma energia, profundidade, distância foco-superfície e tamanho de campo. Para facilitar a aplicação direta desta metodologia pelo usuário, Fogliata et al. (2012) apresentaram fatores de

normalização (FN) tabelados para vários tamanhos de campo e profundidade, com dados coletados em SAD (*source axis distance*) 100 cm e várias profundidades.

Após a renormalização os seguintes parâmetros podem ser obtidos:

1. **Simetria:** Sugere vários métodos para o cálculo da simetria, entre eles o descrito pela **Equação 3**, método do quociente da diferença dos pontos (protocolo IEC 60976);
2. **Tamanho de Campo:** As bordas dos perfis cFF e FFF agora são coincidentes. Desta forma o conceito de tamanho de campo convencional descrito pela distância entre os níveis de dose de 50%, largura a meia altura, (FWHM: “*full width at half maximum*”) pode ser aplicado;
3. **Penumbra:** A penumbra após a renormalização pode ser definida de acordo com protocolos existentes, tomando-se a distância entre os níveis de dose de 20% e de 80% na borda do campo de cada perfil;
4. **Unflatness:** O parâmetro de planura é usado para avaliar a variação da dose dentro da região do feixe central (que deve ser mantida mínima para feixes cFF) baseando-se na definição de uma região plana, denominada Região de Campo, RC.

A Região de Campo é a área dentro de um porcentagem definida: para tamanhos de campo $< 10 \text{ cm}^2$, RC é a área compreendida em 60%, e, para e campo $\geq 10 \text{ cm}^2$, RC está compreendida em 80% dele.

Este conceito ainda pode ser aplicado aos feixes FFF, mas agora indicando o grau de *unflatness*, ou seja, indicando quanto a dose varia nesta região, de acordo com a **Equação 6**:

$$Unflatness = \frac{Dose_{eixo\ central}}{Dose_{x\ off\ axis}} \quad (6),$$

sendo:

$Dose_{eixo\ central}$: a dose no eixo central do perfil;

$Dose_{x\ off\ axis}$: a dose na coordenada de posição x e,

posição *off axis*: determinada pelo lado do tamanho de campo medido multiplicado pela porcentagem equivalente àquela região de campo (80% ou 60% segundo o tamanho do campo trabalhado).

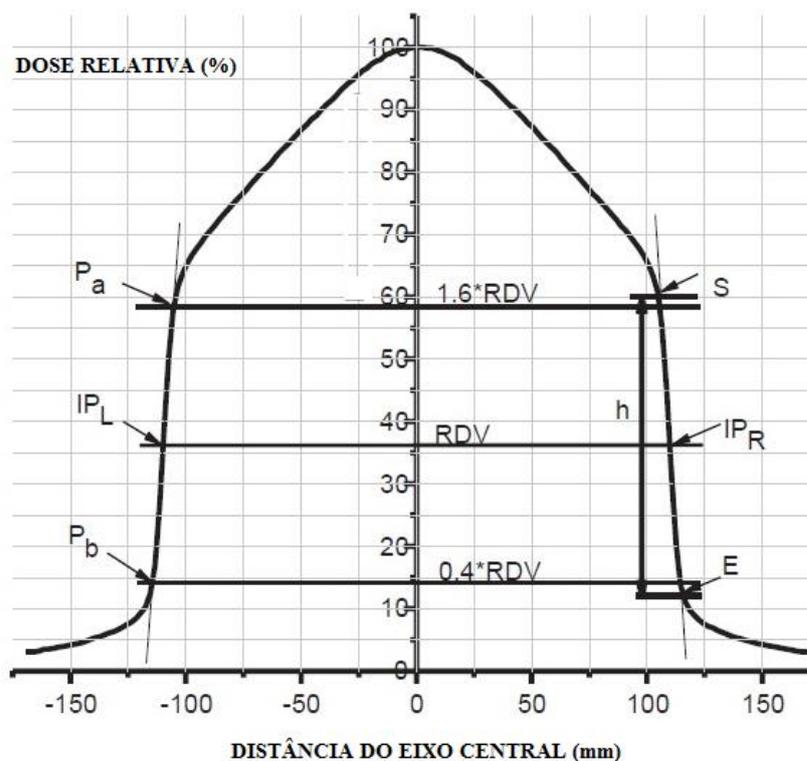
2.2.2 Método SH: Ponto de Inflexão

Sharma et al. (2014) consideram que as definições de Fogliata et al. (2012) para as características de dosimetria do feixe de fótons FFF é de natureza complexa, requerem o uso de software dedicado e certa desenvoltura matemática.

Portanto, Sharma et al. (2014) traz um método que visa à simplificação para o usuário e que possa ser implementado facilmente na prática. Abordagem consiste em não renormalizar os feixes FFF e, em lugar disso, buscar o ponto de inflexão, IP do perfil.

Este método sugere que para fins práticos o ponto de inflexão pode ser aproximado pelo ponto médio de cada lado da região de alto gradiente do perfil do feixe (**Figura 16**). Uma forma melhor e ainda assim prática para determinar a posição do ponto de inflexão, sem conhecer a expressão matemática do perfil, é traçar a diferença de dose ΔD (%) entre dois pontos de medidas adjacentes (PICHANDI et al., 2014). A localização deste ponto está na região de maior gradiente.

Figura 16 — Pontos de renormalização obtidos através da terceira derivada do perfil.

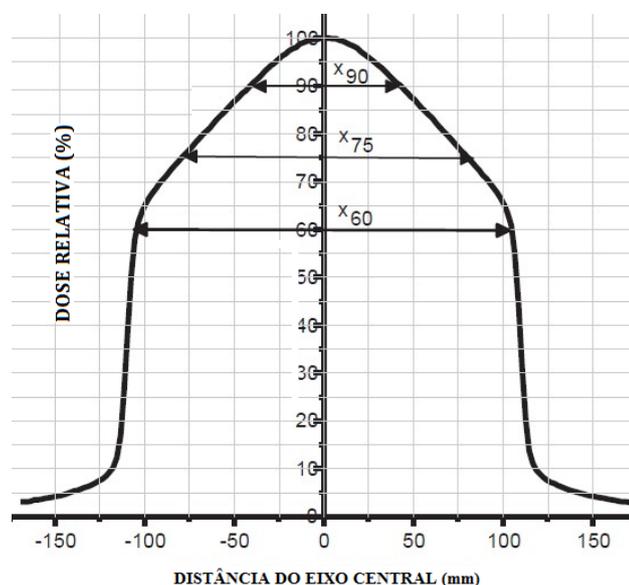


Fonte: Sharma et al. (2014)

Após a obtenção dos pontos de inflexão, Sharma et al. (2014) calcularam os parâmetros da seguinte forma:

- **Simetria:** Sugere o método descrito pela **Equação 3**, o quociente da diferença dos pontos (protocolo IEC 60976);
- **Tamanho de Campo:** Distância que separa os pontos de inflexão IP no lado direito e no lado esquerdo de cada respectivo perfil analisado;
- **Penumbra:** Determinada através da relação do valor da dose na posição do ponto de inflexão IP, descrito como valor de dose de referência (RDV), como na **Figura 16**. Estabelece duas coordenadas, pontos P_a e P_b , localizados a $1,6RDV$ e $0,4RDV$, respectivamente. (Estando a penumbra compreendida convencionalmente entre 80% e 20% da dose, estes valores foram encontrados sendo relacionados ao ponto de inflexão como a região de 50% do campo: a razão entre a região de 80% e 50% é 1,6 e por sua vez, a razão entre a região de 20% e 50% é 0,4).
- A separação lateral entre P_a e P_b de cada lado do perfil é calculada como a medida da penumbra do feixe de radiação.
- **Unflatness:** Descreve o formato do perfil, como mostrado na **Figura 17**. Desta forma, registra como referência a distância lateral (cm) do eixo central correspondente a 90%, 75% e 60% de dose perfil medido.

Figura 17 — Diagrama esquemático para a definição do grau de *Unflatness*.



Fonte: Sharma et al. (2014)

2.2.3 Método BDG: Filtro aplainador virtual

Alguns centros podem querer operar aceleradores lineares exclusivamente com energias FFF. Portanto, é necessário um método que não esteja baseado na utilização dos feixes cFF.

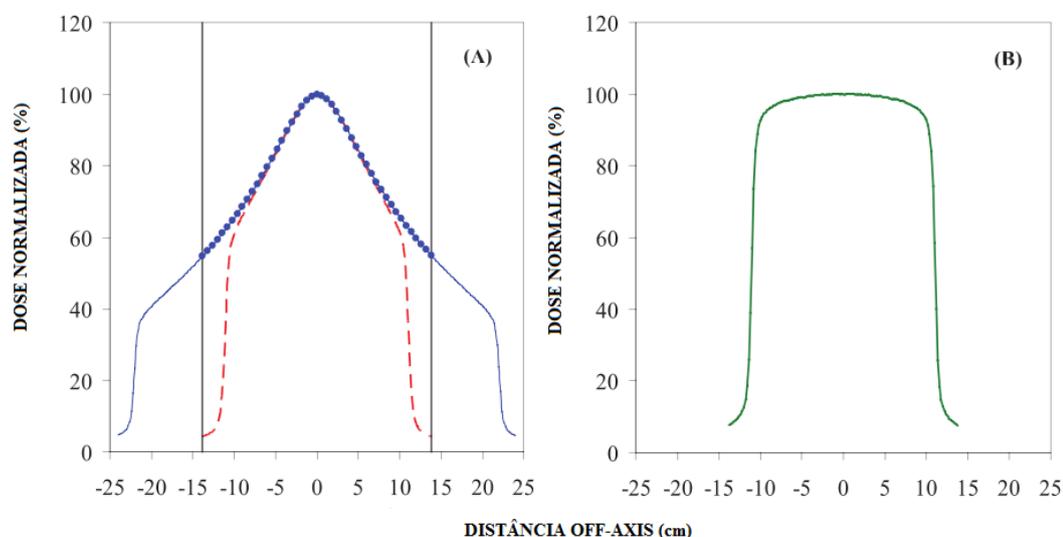
Budgell et al. (2016) recomendaram que os perfis de campos FFF sejam divididos pelo campo FFF máximo, por exemplo o $40 \times 40 \text{ cm}^2$, usado virtualmente para atenuá-los, como a representação gráfica na **Figura 18**.

Como resultados teremos perfis planos, análogos aos perfis cFF (**Figura 18.B**). No caso do perfil $40 \times 40 \text{ cm}^2$, o mesmo deve ser dividido pelo perfil de um campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ diagonal, ou seja, medido com o colimador rotacionado a 315° ou 45° .

Na **Figura 19** o perfil de feixe FFF resultando deste processo (aplainado virtualmente) é sobreposto no perfil de feixe de 10 MV cFF do mesmo acelerador linear, com as mesmas configurações de colimador. As curvas destes dois perfis mostram-se quase que sobrepostas, apontando para a similaridade entre elas.

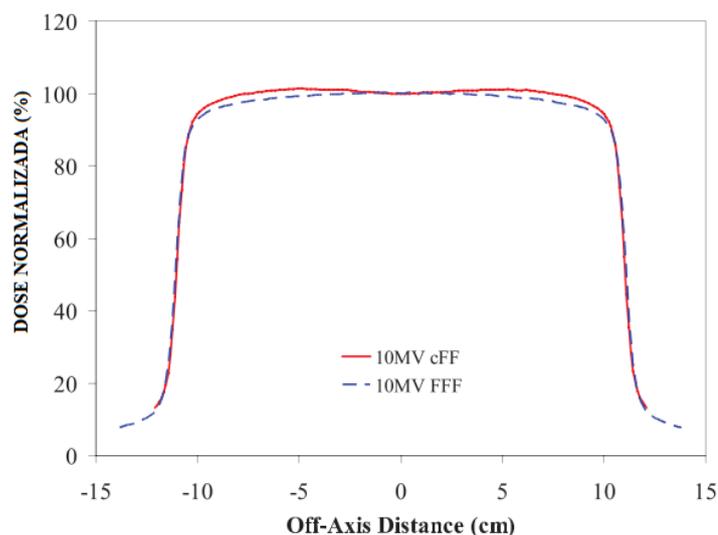
Figura 18 — Representação gráfica do método para a definição dos tamanhos de campo FFF.

Em (A) o perfil de 22 cm FFF (tracejado) é dividido pelo perfil do campo 40 cm FFF (pontilhado), resultando em (B), um perfil de campo plano, como o de um feixe convencional cFF.



Fonte: Budgell et al. (2016, p.8373)

Figura 19 — O perfil FFF derivado do “filtro aplainador virtual” sobreposto no perfil do feixe 10MV cFFF, ambos com mesmas configurações, mesmo acelerador linear e mesmo tamanho de campo.



Fonte: Budgell et al. (2016, p.8374)

Após a aplicação do “filtro aplainador virtual”, Budgell et al., (2016) avaliaram os perfis resultantes segundo os parâmetros de controle conforme indicado a baixo:

- **Simetria:** Não sugere um método em específico, mas reforça que a simetria ainda é um parâmetro importante para direção e energia do feixe, e que agora se relaciona com o deslocamento do feixe ao invés do grau de inclinação do perfil (o que antes poderia ser causado por alguma discrepância no posicionamento do filtro aplainador). Os valores de simetria devem permanecer dentro de 2%.
- **Tamanho de Campo:** Nos perfis virtualmente aplainados, o conceito de tamanho de campo convencional descrito pela distância entre os níveis de dose de 50%, largura à meia altura, (FWHM: “*full width at half maximum*”) pode ser aplicado;
- **Penumbra:** Nos perfis virtualmente aplainados a penumbra é definida de acordo com protocolos existentes, tomando-se a distância entre os níveis de dose de 20% e de 80% na borda do campo de cada perfil;
- **Unflatness:** Não sugere um parâmetro para esta medida.
- **Planura:** Apesar da pouca relevância para a forma do perfil, sugere ainda medir a planura como uma verificação de consistência relacionada à energia do feixe.

3. METODOLOGIA

Este trabalho foi desenvolvido no acelerador linear TrueBeam STx, de fabricação da Varian Medical System, instalado no departamento de radioterapia do Real Hospital Português de Pernambuco, mostrado na **Figura 20**.

Figura 20 — Acelerador Linear TrueBeam STX (Varian) instalado no setor de radioterapia do Real Hospital Português de Pernambuco.



Fonte: Foto feita pela autora

Inicialmente foram realizadas medidas para a determinação da porcentagem dose profunda que é um parâmetro necessário para a análise dos feixes FFF e para o cálculo da qualidade do feixe ($TPR_{20,10}$). A seguir discutiremos a metodologia utilizada para a realização destas medidas.

A porcentagem de dose em profundidade (PDP) foi adquirida para os feixes 6 cFF, 6FFF, 10 cFF e 10 FFF. Estas medidas foram adquiridas utilizando o fantoma Blue Phantom 2 (IBA), posicionado e alinhado em relação ao *gantry* do acelerador e ao eixo central do feixe.

O nivelamento das bordas do fantoma foi ajustado com o auxílio de um nível e então o tanque foi preenchido com água garantindo que todas as medidas pudessem ser coletadas com no mínimo 5 cm de água a mais em todos os limites da varredura, garantindo as condições de espalhamento. A distância fonte superfície foi $SSD = 100$ cm.

A câmara de ionização CC13, Scanditronix (IBA), com volume sensível de $0,13 \text{ cm}^3$ foi posicionada no ponto efetivo de medida e alinhada ao eixo central do feixe através da projeção do campo luminoso e retículo. A câmara coletou as medidas de PDP para cada tamanho de campo estudado, neste caso: $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, com passo de 1 mm entre as profundidades.

Os dados foram adquiridos pelo software OminiPro Accept vs7 (IBA). Este software tem uma função através do qual a partir dos dados coletados a PDP é calculada automaticamente, utilizando o mesmo princípio apresentado na **Equação 1** (ver item da seção anterior 2.1.1), e seguindo as recomendações do protocolo TRS398 (IAEA, 2006) (o usuário pode selecionar no software qual protocolo quer seguir).

Um dos pontos que exigem cuidado na realização das medidas com feixes FFF é com relação à resposta do detector com a dose por pulso (DPP), que neste caso é alta. A alta DDP aumenta a recombinação de íons, ocasionando maior perda de sinal da câmara. No entanto para feixes com menor dose por pulso (taxas de doses convencionais) esta perda é abaixo de 0,4% (BUDGELL et al., 2016). Portanto, para minimizar o efeito da recombinação de íons na CI em feixes de alta taxa de dose, as medidas foram realizadas utilizando pulsos com taxa de dose de 400 a 600 UM/min, de acordo com o feixe (6FFF ou 10FFF) do acelerador linear utilizado.

A partir da PDP, a qualidade dos feixes foi obtida pelo $TPR_{20,10}$ através da **Equação 2** (ver item da seção anterior 2.1.2). PDP e $TPR_{20,10}$ após calculadas foram analisadas e comparadas com a literatura.

Os parâmetros simetria, tamanho de campo, penumbra e grau de *unflatness* são obtidos a partir de medidas do perfil de feixe de radiação. Fazendo uso do fantoma Blue Phantom 2 (IBA), foram adquiridos perfis no sentido do eixo x, na profundidade (z) 10 cm, nos tamanhos de campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $2 \times 2 \text{ cm}^2$, com distância fonte-superfície (SSD) 100 cm, para os feixes convencionais 6cFF, 10cFF e para seus correspondentes *flattening filter free*, 6 FFF e 10 FFF.

A profundidade de 10 cm foi escolhida por ser a profundidade recomendada nos protocolos de dosimetria internacionais: estando além da espessura de equilíbrio eletrônico

tem-se menor interferência do posicionamento dos detectores nas medidas além de ocorrer menor contaminação de elétrons. (Desta forma, as variações nas medidas nesse ponto refletem a escolha dos protocolos utilizados para o cálculo dos parâmetros).

Para os campos $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$ e $4 \times 4 \text{ cm}^2$ as medidas de perfis no eixo x foram realizadas utilizando o *array*¹¹ linear de diodos LDA99 (IBA). Esse detector tem 40 cm de comprimento, 99 detectores do tipo p distribuídos linearmente, e alta resolução espacial final (0,5mm). O mesmo foi alinhado em relação ao eixo central e ao seu ponto efetivo, mantendo suas bordas paralelas ao nível da água (assegurando que não estava inclinado).

Para o campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$, perfil no eixo x do menor campo, foi usado o diodo estereotático SFD (IBA), também diodo tipo p, semicondutor específico para campos pequenos, tendo espessura do volume ativo 0,06 mm. O diodo foi posicionado ortogonalmente em relação à superfície da água no ponto efetivo de medida em relação ao eixo central, conforme recomendado nos protocolos que tratam sobre a aquisição de dados para aceleradores lineares. (DAS et al., 2008).

A escolha destes detectores de medida para a aquisição de dados do feixe foi determinada pela alta dose por pulso e pelo alto gradiente de dose que é encontrado em um feixe FFF: o feixe FFF possui alto gradiente de dose na região central, não apenas na região da penumbra. Portanto, para as medidas de perfil, o tamanho físico do detector deve ser pequeno o suficiente para medir com precisão a posição do pico do eixo central sem ser indevidamente influenciado pela média da dose no volume, possuindo alta resolução espacial. (BUDGELL et al., 2016)

O *software OminiPro Accept vs7* (IBA) permite variar a configuração de medida das regiões do perfil com diferentes velocidades e incrementos. Isso permitiu adquirir os perfis coletando mais pontos com baixa velocidade nas regiões da penumbra, alto gradiente e região central (próxima ao pico FFF), obtendo maior precisão. Na região de menor gradiente de dose, a velocidade de aquisição dos dados e a largura do passo puderam ser aumentadas.

Para todos os perfis foram aplicados os mesmos processos, todos disponíveis no *OmniPro Accept vs7* antes do início das análises. Os passos foram determinados abaixo:

- Correção do eixo central. Esta função é utilizada para corrigir o alinhamento dos dados quando o fantoma não está perfeitamente alinhado com o eixo central do

¹¹ Termo em inglês usado na literatura e na área clínica para designar uma matriz linear (no caso, uma matriz linear de detectores).

feixe de radiação, causados por sutil desalinhamento do phantom e/ou divergência entre o campo luminoso e radioativo do feixe. (Valores de ajuste devem ser menores que 1mm e preferivelmente menores que 0.5mm);

- Suavização da curva. Utilizado um filtro baseado na média aritmética (janela de 5mm) e resolução de 0.1mm. O critério de escolha deste filtro baseou-se em avaliar a suavização que menos modificaria os parâmetros originais do perfil, comparando índices de planura, simetria e penumbra calculados pelo software pré, e pós aplicação desta correção. Este filtro é usado para corrigir a flutuação de sinal, atribuída à interferência do movimento do detector na aquisição dos dados durante a varredura, às mudanças de velocidade e de passo;
- Curvas reescaladas para 100% de dose no eixo central;

Os dados de cada perfil e PDP, ao término da aquisição foram exportados para o software Excel no qual foram realizados os cálculos sugeridos em cada metodologia proposta e, também para análise foram gerados gráficos e tabelas com os resultados obtidos.

A partir dos parâmetros de avaliar a PDP e a qualidade do feixe e com o perfil foi possível aplicar os métodos propostos na literatura para caracterizar o feixe FFF com relação à: simetria, tamanho de campo, planura, e grau *unflatness*.

Para tanto, foram empregadas as metodologias propostas por Fogliata et al. (2012), Sharma et al. (2014) e Budgell et al. (2016) (mais detalhes na seção anterior, 2.2), de modo a determinar dentre estas qual apresenta melhores características para o uso na clínica unindo a precisão e a praticidade na realização das medidas.

- I. O método FG (FOGLIATA et al., 2012), através da terceira derivada na região do ombro do perfil e de alto gradiente, renormaliza os feixes FFF. Após esta renormalização o cálculo dos parâmetros em estudo pode ser realizado da mesma forma que era feita até então para feixes convencionais;
- II. O método SH (SHARMA et al., 2014) encontra o ponto de inflexão de cada lado do perfil em estudo. Com base no Ponto de Inflexão (PI) estabelece novas formas de encontrar o tamanho de campo, a penumbra e o grau de unflatness em feixes FFF.
- III. O método BDG (BUDGELL et al., 2016) realiza uma filtração virtual, dividindo os perfis de campos FFF pelo seu perfil máximo (do campo $40 \times 40\text{cm}^2$), obtendo um feixe equivalente ao cFF. A partir deste feixe virtualmente aplainado, os

parâmetros que já eram utilizados no cálculo dos feixes convencionais podem continuar a ser aplicados.

Um conjunto de dados de referência deste mesmo equipamento, disponibilizados pelo fabricante (Varian Medical System), que contemplam a maior parte dos dados solicitados no comissionamento, foi utilizado para intercomparação: Aplicando as metodologias em estudo (FOGLIATA et al., 2012; SHARMA et al., 2014; BUDGELL et al., 2016) em dois bancos de dados diferentes é possível descartar o viés das medidas.

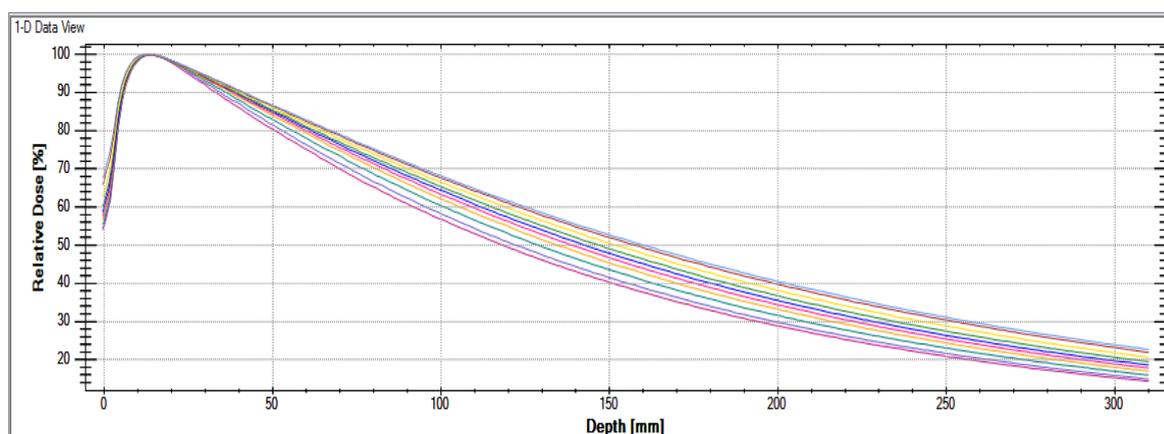
Estes dados de referência são chamados de *Golden Data*. Para os *Golden Data* foram selecionados perfis na profundidade (z) de 10 cm, nas energias 6MV cFF, 6MV FFF, 10MV cFF e 10MV FFF, para os tamanhos de campo 20 x 20cm², 10 x 10cm², 6 x 6cm² e 4 x 4cm² (os perfis dos campos 15 x 15cm² e 2 x 2cm² não estavam disponíveis), com distância fonte-superfície (SSD) de 100 cm, todos medidos com a câmara CC13 (IBA) e já são reescalados para 100% de dose no eixo central. PDPs para estes mesmos tamanhos de campo e energias também foram selecionados

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Porcentagem de dose em profundidade (%) e Qualidade do feixe (TPR_{20,10})

A **Figura 21** apresenta o resultado das curvas de Porcentagem de Dose em Profundidade que foram adquiridas.

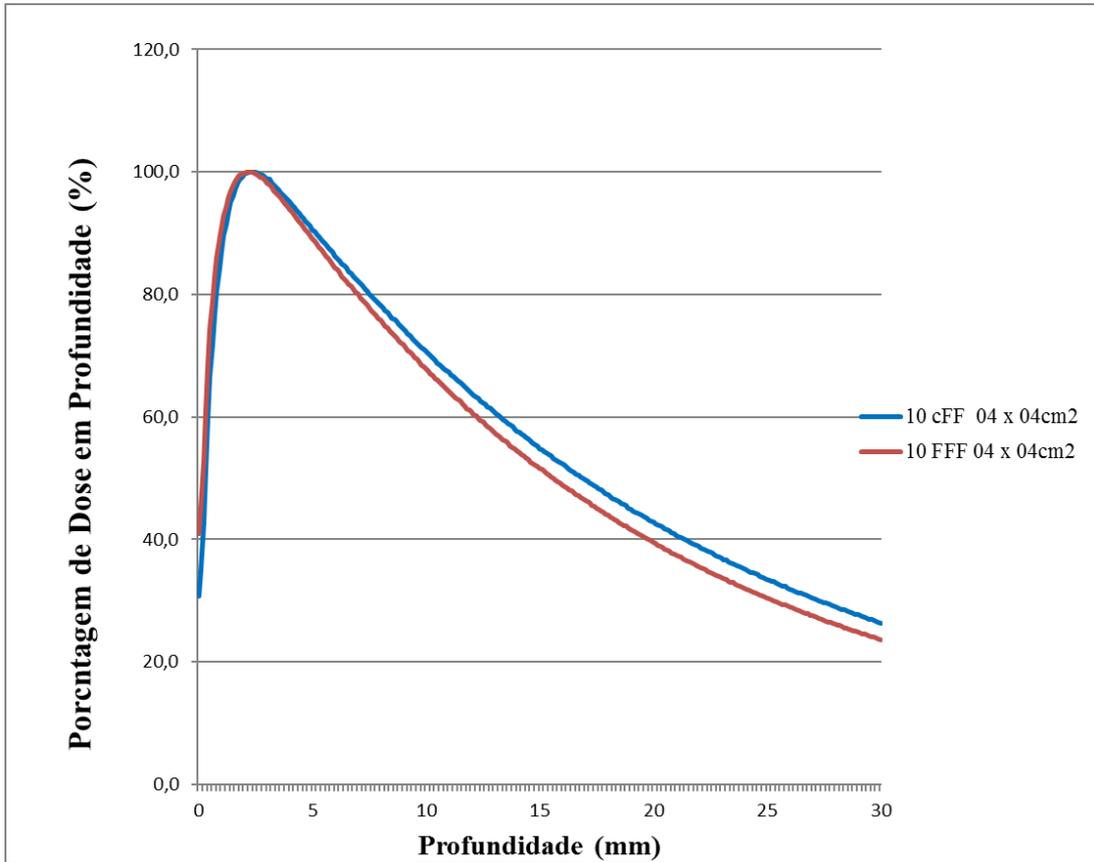
Figura 21 — Dados de Porcentagem de Dose Profunda adquiridos para o feixe 6FFF, em vários tamanhos de campo, através do software OminiPro Accept vs7 (IBA)



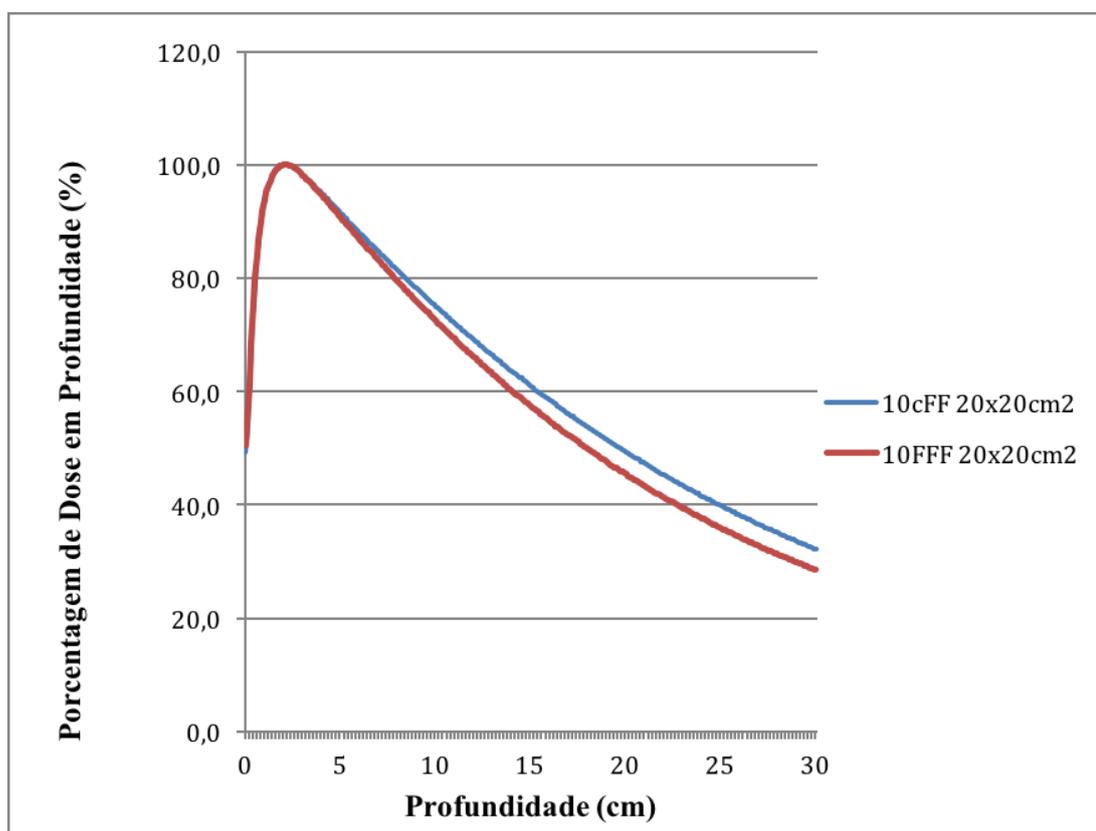
As **Figura 22** e **Figura 23** apresentam respectivamente as PDPs, para os tamanhos de campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$, comparando em ambas a energia 10 FFF com a 10 cFF, nas quais a suavização do perfil FFF em relação ao cFF é notável.

A fabricante Varian, que produz o acelerador linear True Beam STx, utiliza o mesmo feixe de elétrons para gerar os feixes de fótons cFF e FFF. O resultado é um feixe FFF menos penetrante em comparação com um feixe cFF, para o mesmo valor nominal. Desta forma, para o acelerador linear no qual as medidas foram coletadas, teremos um feixe nominal de 6MV FFF, por exemplo, com características de dose em profundidade equivalentes a um feixe de 4MV cFF. (TITT et al., 2006).

**Figura 22 — Comparação das PDPs para as energias 10 cFF (em azul) e 10 FFF (vermelho).
Tamanho de Campo 04 x 04cm².**



**Figura 23 — Comparação das PDPs para as energias 10 cFF (em azul) e 10 FFF (vermelho).
Tamanho de Campo 20 x 20cm².**



As Tabela 2 e Tabela 3 mostram a comparação entre as PDPs, respectivamente para feixes 10 FFF e 10 cFF, e 6 FFF e 6 cFF, avaliando as diferenças entre eles para os dados medidos (LDA99 e SFD, IBA) e para os Golden Data. Foram escolhidas quatro profundidades para comparação: 5 cm, 10 cm, 15 cm e 20 cm; e dois tamanhos de campos, 04 x 04 cm² e 20 x 20cm².

Quanto maior a profundidade em estudo, a diferença entre as PDPs FFF e cFF vai sutilmente aumentado. Os valores máximos encontrados foram de -3,9% para a energia 10FFF e -4,0% para a energia 6 FFF.

Tabela 2 — Comparação dos Valores de PDD (%) para os feixes 10 FFF e 10 cFF, nos campos 4 x 4cm² e 20 x 20cm², em várias profundidades.

z (cm)	04x04cm ²			20x20cm ²		
	10FFF	10cFF	Δ(%)	10FFF	10cFFF	Δ(%)
5	89,1	90,6	1,5	90,7	91,5	0,8
10	67,9	70,7	2,8	70,7	72,5	2,6
15	51,6	54,9	3,3	54,9	57,4	3,6
20	39,5	42,8	3,3	42,8	45,4	3,9

Tabela 3 — Comparação dos Valores de PDD (%) para os feixes 06 FFF e 06 cFF, nos campos 4 x 4cm² e 20 x 20cm², em várias profundidades.

z (cm)	04x04cm ²			20x20cm ²		
	06FFF	6cFF	Δ(%)	06FFF	6cFFF	Δ(%)
5	81,5	83,5	2,0	85,9	87,3	-1,4
10	58,4	61,5	-3,1	66,5	69,5	-3,0
15	41,8	45,2	-3,7	50,7	54,6	-3,9
20	30,1	33,4	-3,3	38,4	42,4	-4,0

Ao avaliar as Tabela 4 e Tabela 5 o índice de qualidade do feixe, medido através do $TPR_{20/10}$, é comparado nas energias FFF e cFF: os valores para o feixe FFF são menores, encontrando-se diferenças de até 6% e 5% para menos, respectivamente para 6 FFF e 10 FFF. Isto se deve à configuração do equipamento. Segundo Cashmore (2013) e Budgell et al., (2016), a medida da razão $TPR_{20/10}$ para um acelerador Elekta deve ser próximo de um feixe de cFF do mesmo valor nominal de energia, enquanto que para máquinas Varian os valores de $TPR_{20/10}$ medidos para 6 MV FFF e 10 MV FFF estarão mais perto dos valores de feixes cFF de 4 MV e 8 MV, respectivamente, ou seja serão menores.

Tabela 4 — Comparação dos valores de $TPR_{20,10}$ para os feixes 6 FFF e 6 cFF, nos campos 4 x 4cm², 6 x 6cm², 10 x 10cm², 15 x 15cm² e 20 x 20cm², em várias profundidades.

Tamanho de Campo (cm ²)	6 FFF	6 cFF	$\Delta(\%)$
4 x 4	0,59	0,62	-4,84
6 x 6	0,60	0,64	-6,25
10 x 10	0,63	0,65	-3,08
15 x 15	0,65	0,68	-4,41
20 x 20	0,67	0,69	-2,90

Tabela 5 — Comparação dos Valores de $TPR_{20,10}$ para os feixes 10 FFF e 10 cFF, nos campos 4 x 4cm², 6 x 6cm², 10 x 10cm², 15 x 15cm² e 20 x 20cm², em várias profundidades.

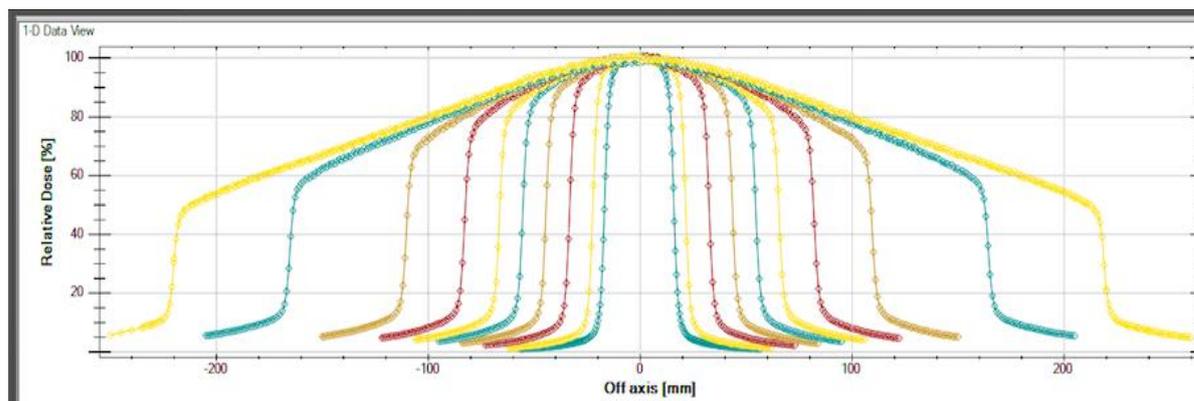
Tamanho de Campo (cm ²)	FFF	cFF	$\Delta(\%)$
4 x 4	0,670	0,700	-4,29%
6 x 6	0,690	0,720	-4,17%
10 x 10	0,710	0,740	-4,05%
15 x 15	0,720	0,760	-5,26%
20 x 20	0,730	0,770	-5,19%

Pichandi et al. (2014) também avaliaram a qualidade do feixe através do $TPR_{20,10}$, calculados para o campo 10 x 10cm². Para a energia 6 FFF, o $TPR_{20,10}$ da medida neste trabalho foi 1,61% maior do que o valor da literatura, e, para o feixe 10 FFF, 0,82% maior.

4.2 Perfis

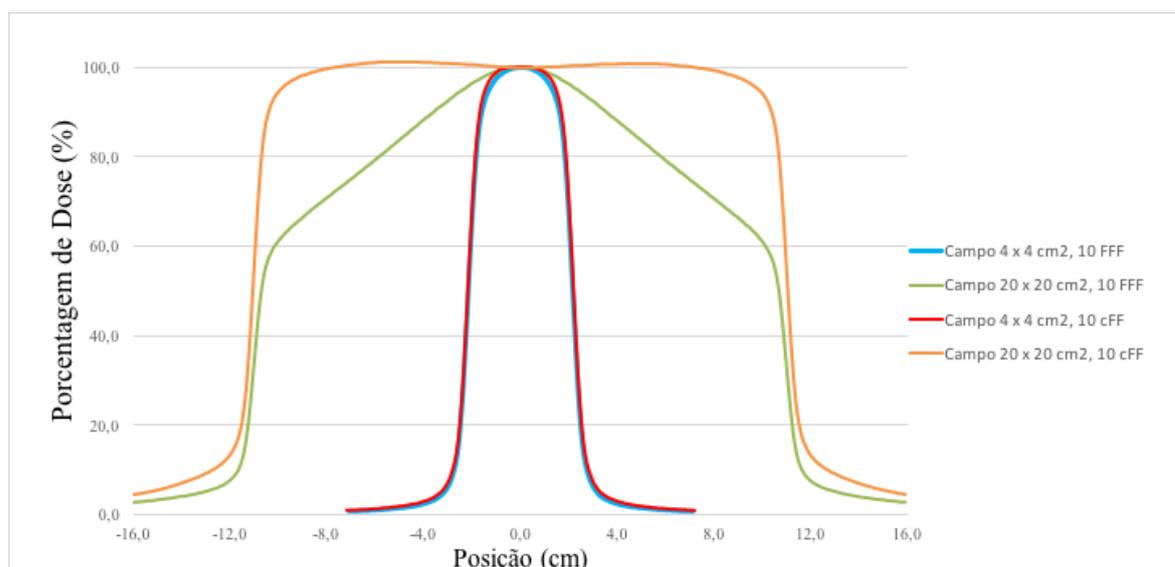
Inicialmente são apresentados os resultados dos cálculos e procedimentos preliminarmente sugeridos por cada metodologia estudada. A comparação da simetria, do tamanho de campo, da penumbra e do *unflatness* é apresentada nas subseções seguintes. Na **Figura 24** temos os dados de perfil coletados através das medidas e do software de aquisição, na qual se pode verificar que, quanto maior o tamanho de campo, maior é o gradiente na região central do feixe.

Figura 24 — Dados de Perfil de Campo adquiridos para o feixe 6FFF, em vários tamanhos de campo, através do software OminiPro Accept vs7 (IBA)



A **Figura 25** mostra os perfis de campo dos campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para os feixes 10 cFF e 10 FFF, normalizados para 100% de dose no eixo central. Observa-se que para campos menores, no caso de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, os perfis cFF e FFF são muito similares, e a região central do feixe FFF é homogênea. Para tamanhos de campo maiores, como o $20 \times 20 \text{ cm}^2$, as diferenças entre os feixes cFF e FFF já são acentuadas: o feixe FFF possui alto gradiente de dose na região central do feixe.

Figura 25 — Perfis dos campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, feixes 10 cFF e 10 FFF.



4.3 Aplicação inicial de cada metodologia sobre os perfis

I. Método FG (FOGLIATA et al., 2012)

Nesta metodologia, o passo preliminar consistiu em encontrar os fatores de normalização (FN) para cada perfil. Sendo assim, na **Figura 26** está plotada a região de alto gradiente do campo $10 \times 10\text{cm}^2$ (energia 10 cFF, SSD= 100cm, z= 10cm), e exibe a equação do polinômio que representa a linha de tendência desta curva. Esta equação foi utilizada no cálculo da terceira derivada e a raiz encontrada, aplicada no cálculo do fator de normalização. Este processo aplicado a todos os perfis foi resumido na **Tabela 6** que apresenta o R^2 da equação (polinômio) de ajuste da linha de tendência, para os perfis cFF dos tamanhos de campo e energia estudados. Todas as equações resultantes obtiveram $R^2 \geq 0,9912$, indicando que modelam bem a curva em estudo.

Na **Tabela 7** estão relatados os fatores de normalização (FN) resultantes, também para cada perfil FFF, nos tamanhos de campo e energia estudados: quanto maior o tamanho de campo em estudo, maior o valor de FN. Isto ocorre porque o feixe FFF tem alta intensidade na região de central, porém é quase plano a poucos centímetros adjacentes ao eixo central em campos com dimensões menores que $4 \times 4\text{cm}^2$, tal que estes tornam-se quase planos. Para o campo $2 \times 2\text{cm}^2$, por exemplo, o fator de normalização obtido foi de 100,2% e 100%, respectivamente para as energias 6 FFF e 10 FFF. Para campos maiores a região de alto gradiente fica mais acentuada.

O Fator de Normalização aumenta com a energia: quanto maior a energia do feixe, maior o gradiente de dose no eixo central, porque a produção do feixe de fótons por *bremmsstrahlung* resulta em um espectro mais acentuado do que em menores energias.

Figura 26 — Região de alto gradiente do campo de 10 x 10cm², 10 cFF, SSD= 100cm, z= 10cm. A equação corresponde ao polinômio que descreve a linha de tendência, utilizado para o cálculo do ponto de renormalização.

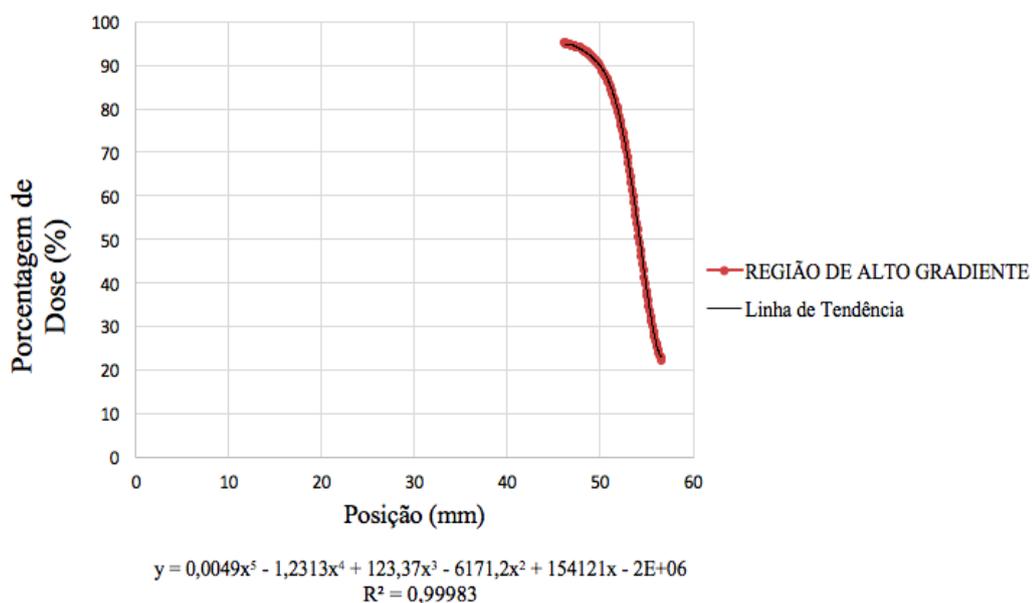


Tabela 6 — R² do ajuste das regiões de alto gradiente pelas linhas de tendência (polinômio) para cada perfil cFF trabalhado e seu correspondente fator de normalização FN (dados medidos, detectores LDA99 e SFD-IBA).

	Campo (cm ²)	R ² Obtido (cFF)
	20 x 20	0,9912
6cFF	15 x 15	0,9969
	10 x 10	0,9971
	6 x 6	0,9946
	4 x 4	0,9975
	2 x 2	0,9982
10cFF	20 x 20	0,9915
	15 x 15	0,9984
	10 x 10	0,9998
	6 x 6	0,9997
	4 x 4	0,9996
	2 x 2	0,9998

Tabela 7 — Fator de normalização (FN) calculado para cada perfil FFF estudado (dados medidos, detectores LDA99-IBA e SFD).

	Campo (cm ²)	FN (%) (cFF/FFF)
	20 x 20	127,8
6FFF	15 x 15	121,5
	10 x 10	108,8
	6 x 6	102,4
	4 x 4	101,5
	2 x 2	100,2
10FFF	20 x 20	157,5
	15 x 15	134,3
	10 x 10	118,2
	6 x 6	106,5
	4 x 4	104,4
	2 x 2	100,0

As **Figura 27**, **Figura 28** e **Figura 29** apresentam os resultados do método de renormalização FG comparando os perfis, para a energia 10 cFF (em azul) e 10 FFF já renormalizado (em vermelho), nos dados medidos, detector LDA99-IBA. As figuras são respectivamente campos 4 x 4cm², 10 x 10cm² e 20 x 20cm².

Os “ombros” das curvas e as regiões da penumbra estão sobrepostos indicando que o Fator de Normalização aplicado está adequado. E, assim como verificado através do FN, quanto maior o tamanho do campo, o perfil FFF é mais acentuado no eixo central em relação ao seu correspondente cFF. E, quanto menor o campo, o perfil é mais próximo de ser plano.

Figura 27 — Perfis dos campos de 4 x 4cm², 10 cFF (em azul) e 10 FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).

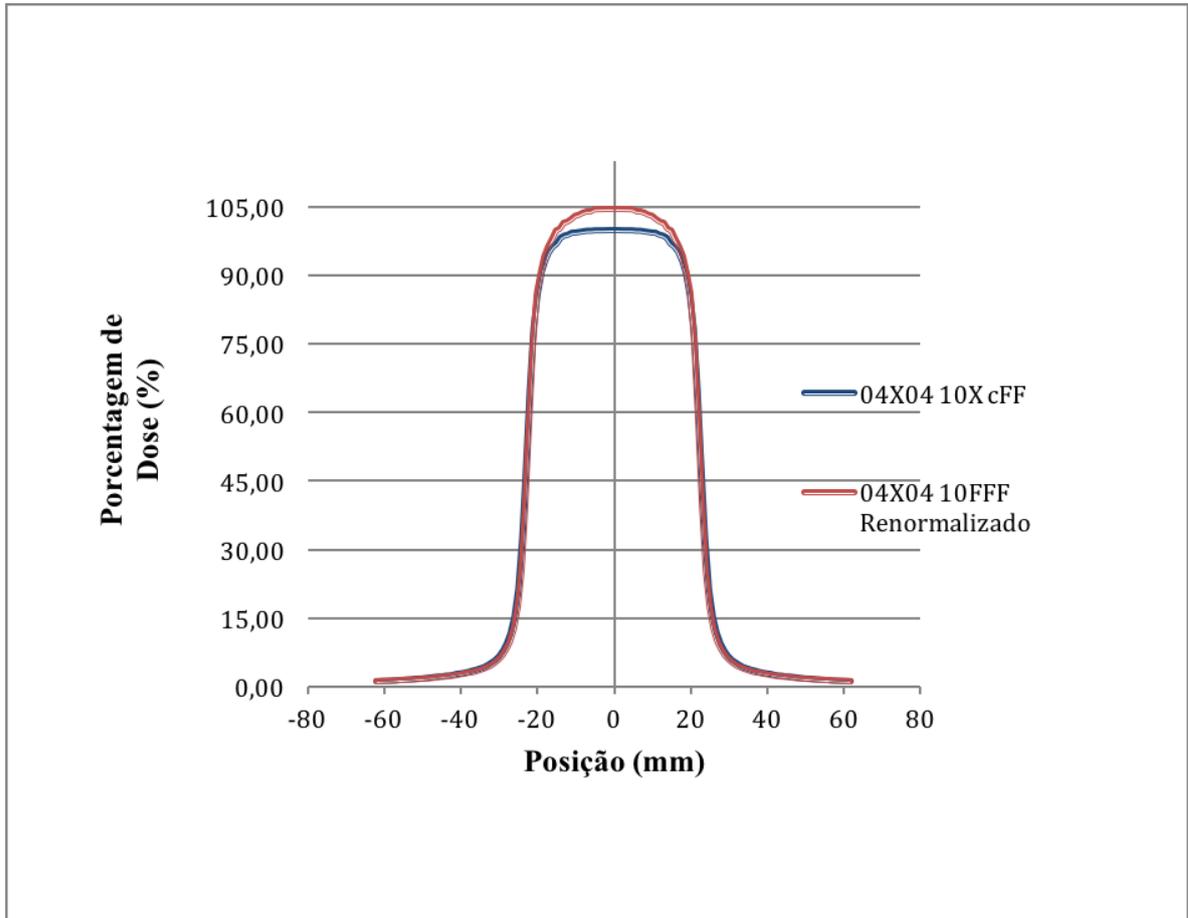


Figura 28 — Perfis dos campos de 10 x 10cm², 10cFF (em azul) e 10FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).

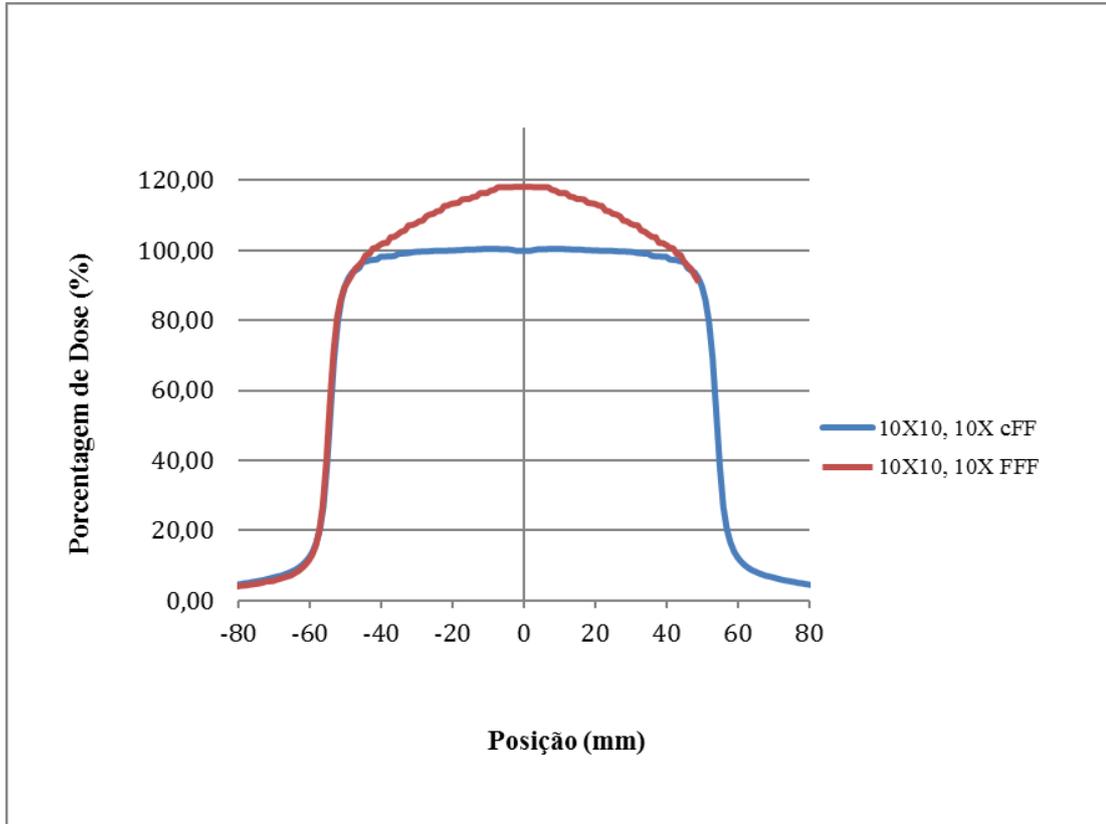
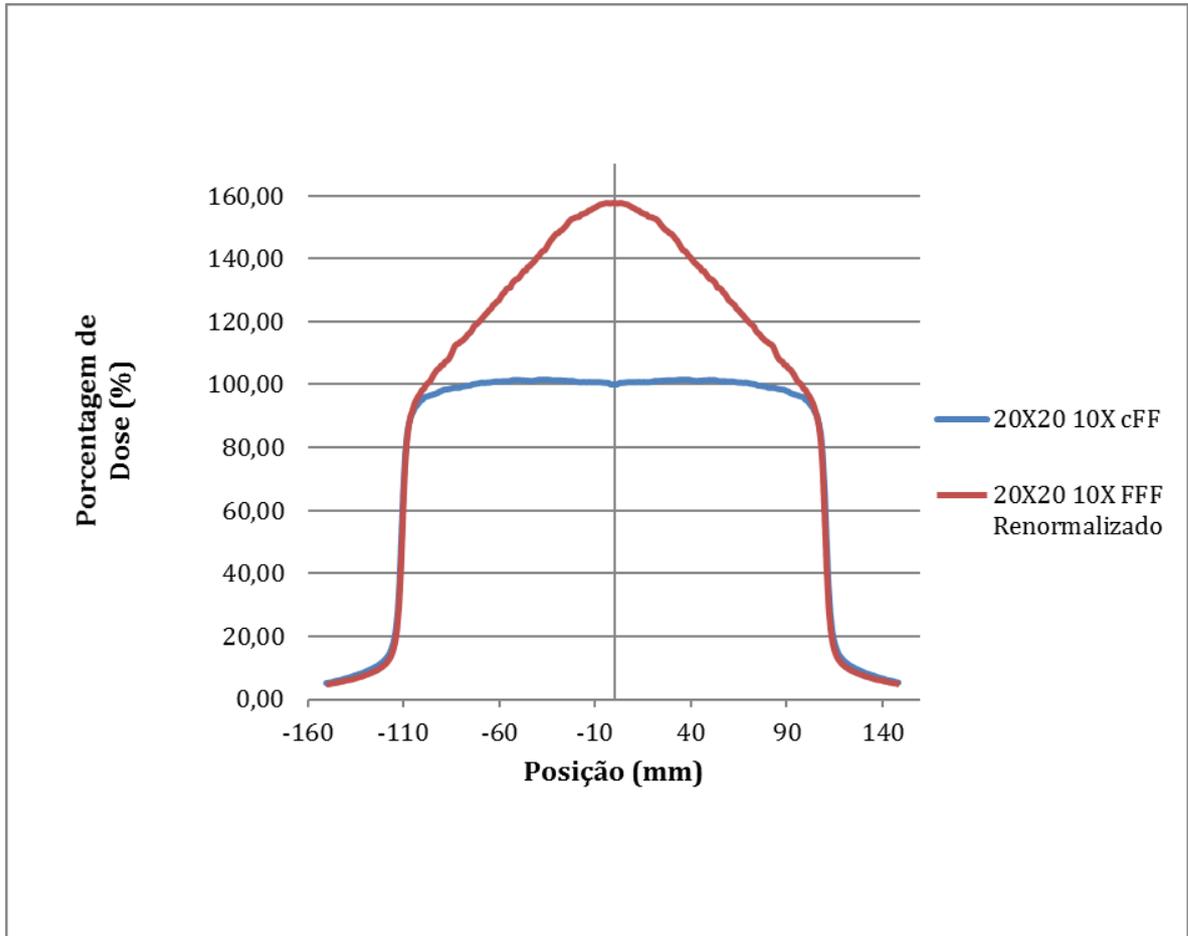


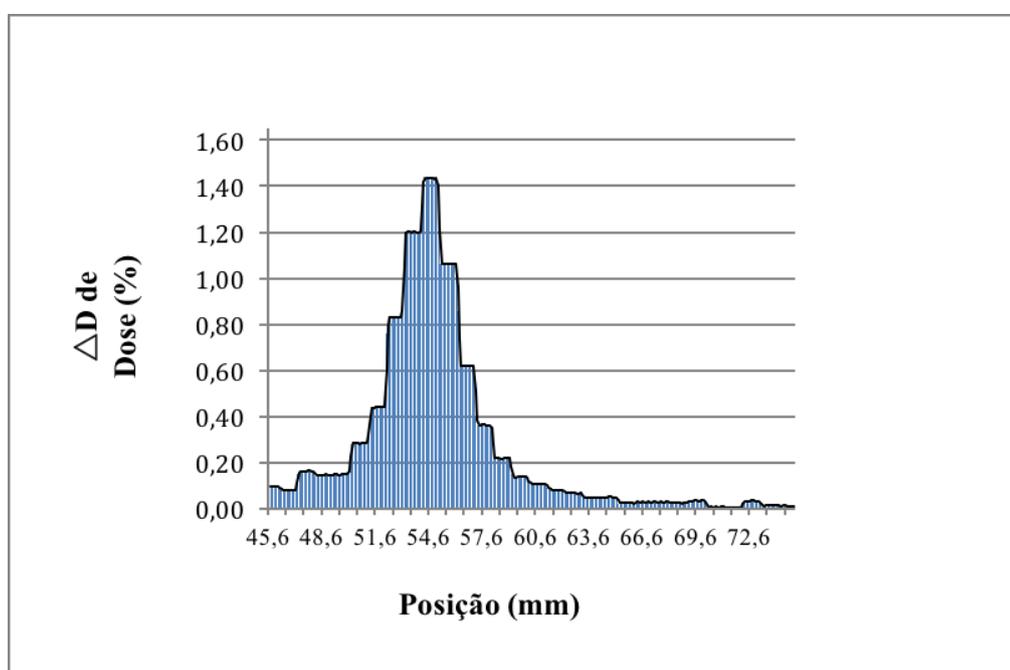
Figura 29 — Perfis dos campos de 20 x 20cm², 10 cFF (em azul) e 10 FFF (em vermelho), já renormalizado. SSD= 100cm, z= 10cm (dados medidos, detector LDA99-IBA).



II. O método SH (SHARMA et al., 2014)

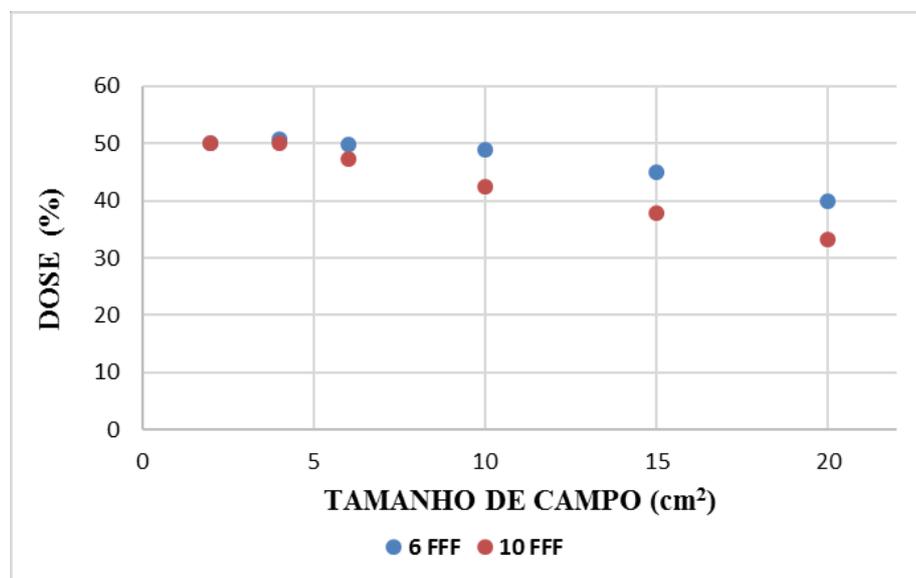
Na metodologia SH (SHARMA et al., 2014), os passos iniciais consistem na determinação do ponto de inflexão (IP), em cada perfil estudado. A **Figura 30** demonstra a aplicação da diferença de dose ΔD (%) / mm na região de mais alto gradiente do perfil de 10 x 10 cm² e 10 FFF (dados medidos, detector LDA99-IBA). O maior gradiente representa a coordenada correspondente ao Ponto de Inflexão (IP). Os pontos de inflexão obtidos a partir de cada perfil FFF estudado estão na **Tabela 8**, para os dados medidos (LDA99 e SFD, IBA) e para os Golden Data.

Figura 30 — Diferença de dose ΔD (%) / mm na região de mais alto gradiente do perfil de 10 x 10cm² e 10 FFF (dados medidos, detector LDA99-IBA). O maior gradiente representa a coordenada do Ponto de Inflexão (IP).



A **Figura 31** analisa o percentual de dose correspondente ao Ponto de Inflexão (PI) obtido em cada perfil analisado. Para tamanhos de campos menores, a exemplo do 2 x 2 cm² e 4 x 4cm², o ponto de inflexão se encontra aproximadamente no percentual de dose 50%, por serem campos com menor gradiente de dose no eixo central. Conforme o tamanho de campo aumenta, o percentual de dose correspondente ao ponto de inflexão diminui: para um campo 20 x 20 cm², o ponto de inflexão calculado se encontra no percentual de dose de 33% para a energia 10 FFF.

Figura 31 — Dose (%) correspondente ao Ponto de Inflexão (IP) obtido, para cada tamanho de campo (cm²), energias 6 FFF e 10 FFF (perfis estudados normalizados para 100% de dose no eixo central)



De acordo com a **Tabela 8** é possível verificar que o Ponto de Inflexão obtido para um dos lados do perfil em análise, corresponde a aproximadamente metade do valor do tamanho de campo nominal em estudo.

Tabela 8 — Posição do Ponto de Inflexão (cm) obtido nos feixes FFF estudados.

	Campo (cm ²)	Ponto de Inflexão, IP (cm)	Ponto de Inflexão, IP (cm)
		(Dados Medidos)	<i>Golden Data</i>
6FFF	20 x 20	11,05	11,05
	15 x 15	8,21	-
	10 x 10	5,49	5,55
	6 x 6	3,30	3,30
	4 x 4	2,23	2,15
	2 x 2	1,07	-
10FFF	20 x 20	11,05	11,05
	15 x 15	8,20	-
	10 x 10	5,49	5,50
	6 x 6	3,34	3,25
	4 x 4	2,24	2,20
	2 x 2	1,07	-

III. O método BDG (BUDGELL et al., 2016)

Na **Figura 32**, o gráfico retrata o conceito em que se baseia a metodologia BDG (BUDGELL et al., 2016), exibindo o perfil de dose 10 FFF dos campos $10 \times 10\text{cm}^2$ (em vermelho) e $40 \times 40\text{cm}^2$ (em azul), e a resultante divisão deles, o campo $10 \times 10\text{cm}^2$ “virtualmente” aplainado em (verde), dados medidos, detector LDA99-IBA.

Na **Figura 33**, ao comparar o perfil em azul, do campo $10 \times 10\text{cm}^2$ e 10 cFF com o perfil em verde, $10 \times 10\text{cm}^2$ e 10 FFF que foi renormalizado segundo a metodologia BDG, verificamos que os dois se sobrepõem em toda a região de penumbra, mostrando pequena discrepância na região de baixo gradiente entre os ombros das curvas, ou seja, validando a eficácia deste método quanto a virtualmente (através da normalização pelo perfil de maior tamanho de campo) simular um filtro aplainador. Nesta figura, todos os dados plotados são referentes aos dados medidos neste trabalho, detector LDA99-IBA.

Figura 32 — Perfis dos campos $10 \times 10\text{cm}^2$ (plotado em vermelho) e $40 \times 40\text{cm}^2$ (plotado em azul), para a energia 10FFF. Em verde temos o perfil resultante já renormalizado seguindo a metodologia BDG (dados medidos, detector LDA99-IBA).

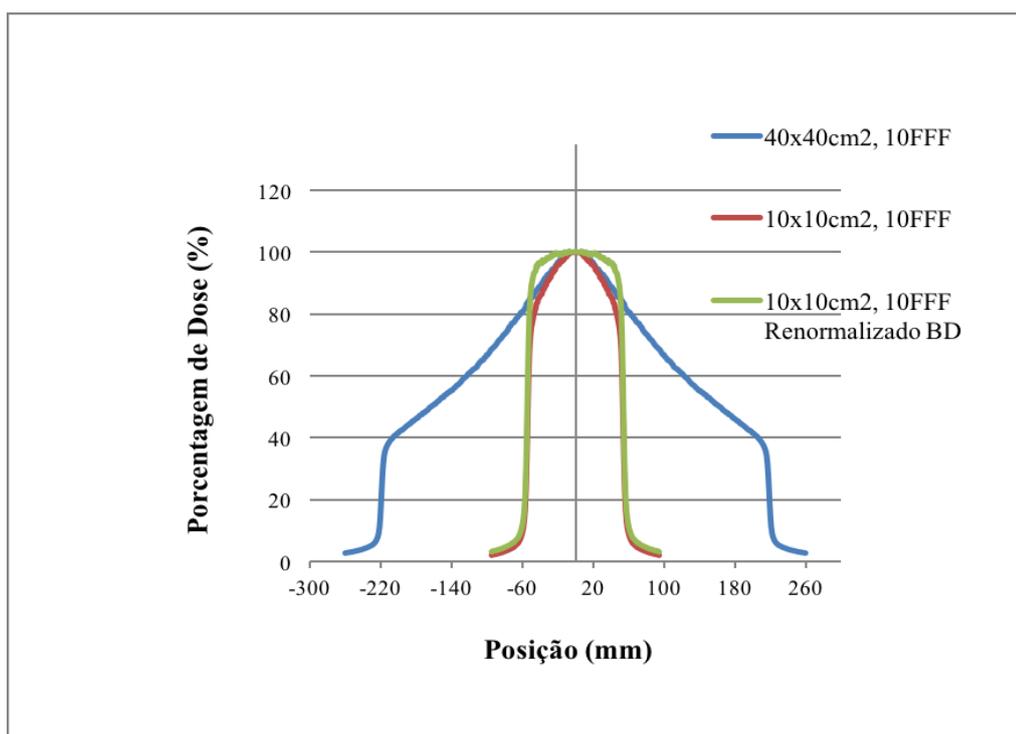
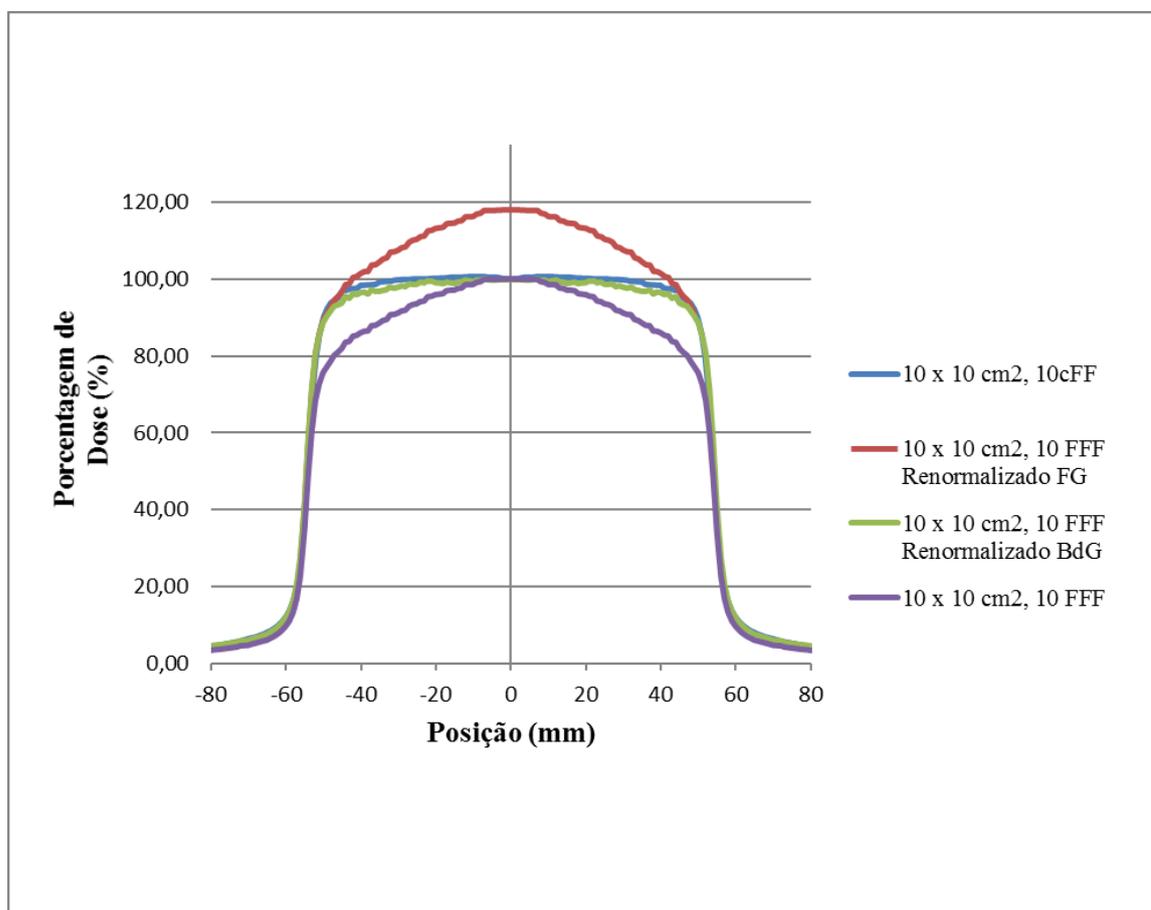


Figura 33 — Perfis dos campos 10 x 10 cm² (lilás), 10 x 10 cm² renormalizado pelo método FG (vermelho), 10 x 10 cm² renormalizado pelo método BDG (verde), todos com energia 10 FFF, e 10 x 10 cm² com energia 10 cFF (azul), (dados medidos, detector LDA99-IBA).



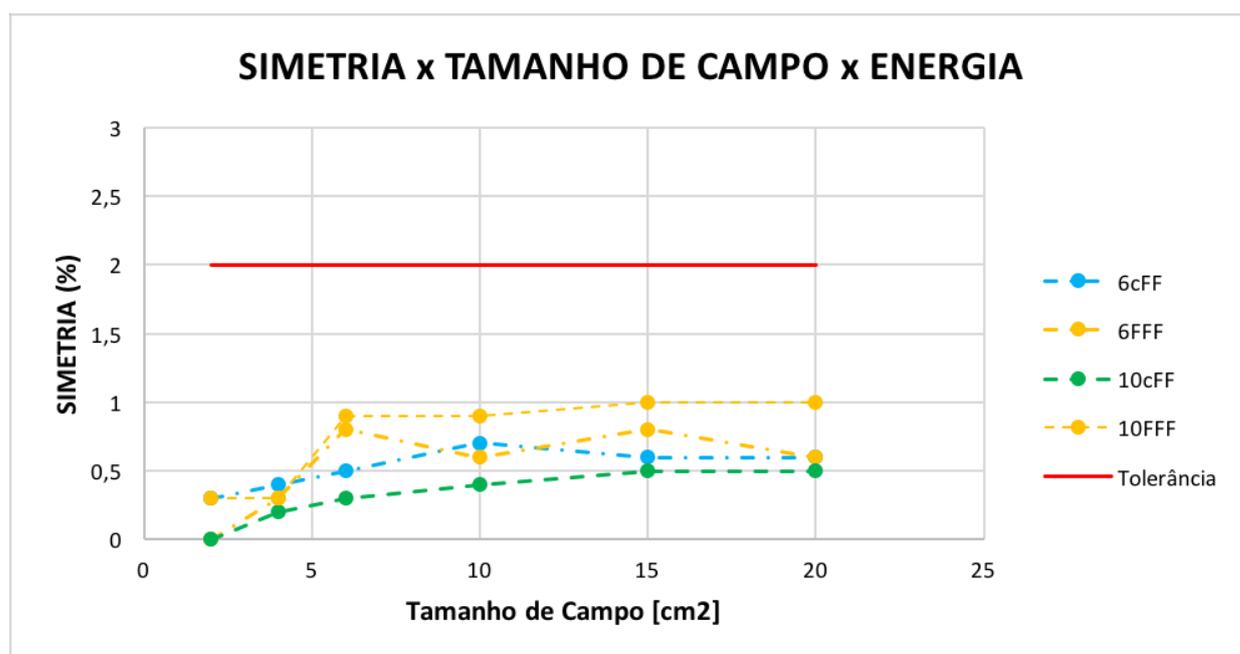
Uma vez que os ajustes referentes ao perfil, para cada metodologia, foram calculados, as subseções seguintes trarão os resultados dos cálculos da simetria, tamanho de campo, penumbra, grau de *unflatness*, e também a comparação sobre a aplicação prática dos métodos em estudo.

4.4 Simetria

A **Figura 34** apresenta a análise da avaliação do parâmetro de simetria relativa aos dados medidos para os tamanhos de campo 2 x 2cm², 4 x 4 cm², 6 x 6cm², 10 x 10cm², 15 x 15cm² e 20 x 20cm², nas energias 6 cFF (em azul), 6 FFF (amarelo), 10 cFF (verde) e 10 FFF (lilás). Em vermelho é mostrada a tolerância de 2%. O método empregado foi o por quociente de pontos.

Os resultados encontram-se todos dentro da tolerância estabelecida e as curvas obtidas mostram um padrão coerente no comportamento dos dados. Os resultados estão em acordo com o apontado pela literatura, Pichandi et al. (2014), que mediram a simetria para um campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, utilizando esta mesma metodologia nas energias 6 FFF e 10 FFF: o valor obtido foi 0,19% menor que a literatura para 6 FFF e 0,23% maior para 10 FFF.

Figura 34 — Análise do parâmetro de Simetria para os tamanhos de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$, nas energias 6 cFF (em azul), 6 FFF (amarelo), 10 cFF (verde) e 10 FFF (lilás).



4.5 Tamanho de campo

As **Tabela 9** e **Tabela 10** apresentam os valores do tamanho de campo encontrados para cada metodologia abordada, referentes às medidas deste trabalho (detectores LDA99 e SFD-IBA) e aos Golden Data (detector CC13), respectivamente. Os deltas (Δ) expressos são resultado da diferença entre o tamanho de campo nominal e o calculado para cada energia e perfil (nas mesmas condições).

**Tabela 9 — Delta (mm) para os Tamanhos de Campo dos Perfis Estudados
(Medidas, Detectores LDA99 e SFD-IBA).**

	CAMPO (cm²)	Nominal (110cm)	FG (cm)	Δ (mm)	SH (cm)	Δ (mm)	BDG (cm)	Δ(mm)
6FFF	20 x 20	22,00	22,10	1,00	22,10	1,00	22,10	1,00
	15 x 15	16,50	16,48	-0,20	16,42	-0,80	16,48	-0,20
	10 x 10	11,00	11,02	0,20	10,98	-0,20	11,02	0,20
	6 x 6	6,60	6,58	-0,20	6,60	0,00	6,60	0,00
	4 x 4	4,40	4,38	-0,20	4,46	0,60	4,48	0,80
	2 x 2	2,20	2,15	-0,50	2,14	-0,60	2,16	-0,40
10FFF	20 x 20	22,00	22,10	1,00	22,10	1,00	22,10	1,00
	15 x 15	16,50	16,40	-1,00	16,40	-1,00	16,44	-0,60
	10 x 10	11,00	10,90	-1,00	10,98	-0,20	10,90	-1,00
	6 x 6	6,60	6,68	0,80	6,68	0,80	6,70	1,00
	4 x 4	4,40	4,50	1,00	4,48	0,80	4,50	1,00
	2 x 2	2,20	2,14	-0,60	2,14	-0,60	2,16	-0,40

**Tabela 10 — Delta (mm) para os Tamanhos de Campo dos Perfis estudados.
(Golden Data, CC13).**

	CAMPO (cm²)	Nominal (à 110cm)	FG (cm)	Δ (mm)	SH (cm)	Δ (mm)	BDG (cm)	Δ(mm)
6FFF	20 x 20	22,0	22,08	0,80	22,10	1,00	22,09	0,92
	10 x 10	11,0	11,04	0,40	11,10	1,00	11,04	0,40
	6 x 6	6,6	6,58	-0,20	6,60	0,00	6,58	-0,16
	4 x 4	4,4	4,36	-0,40	4,30	-1,00	4,36	-0,40
10FFF	20 x 20	22,0	22,06	0,60	22,10	1,00	22,07	0,70
	10 x 10	11,0	10,98	-0,20	11,00	0,00	11,00	-0,40
	6 x 6	6,6	6,54	-0,60	6,50	-1,00	6,56	-0,20
	4 x 4	4,4	4,37	-0,30	4,40	0,00	4,38	0,00

Os métodos Fogliata et al. (2012) e Budgell et al. (2016), através respectivamente da renormalização do perfil (FG) e aplicação do artifício do filtro aplainador virtual (BG), medem o tamanho de campo como a distância entre os níveis de 50% de dose. O método SH (SHARMA et al., 2014) calcula o tamanho de campo como a distância entre os pontos de inflexão IP direito e esquerdo do perfil. Os dados mostraram-se bem simétricos e, portanto, o tamanho de campo neste método foi calculado como o dobro da coordenada do ponto de inflexão.

Os Deltas (Δs) não revelaram variação significativa dentre as metodologias estudadas, o que expressa consistência e boa precisão destes métodos. A máxima diferença entre os tamanhos de campo calculados (Δs) e os nominais para as medidas deste trabalho e para o banco de dados de referência (Golden Data) foi de 1 mm. Principalmente quando se trata de um equipamento direcionado à radiocirurgias (em que se almeja precisão $\leq 1\text{mm}$) essa discussão é de alta relevância.

Na literatura Klein et al. (2009), no TG142 sugerem a tolerância de 2 mm ou 1% do tamanho do campo, para campos simétricos. Clivio et al. (2014), com 95% de nível de confiança (a partir dos dados medidos com diversos detectores, métodos e configurações experimentais) obtiveram tolerância de 1 mm para o tamanho do campo em feixes FFF de aceleradores lineares True Beam STX. Nos testes de aceite do equipamento True Beam STX é sugerida a tolerância de 1,5mm nas especificações do tamanho do campo dosimétrico versus o luminoso; no entanto, o mesmo é medido na profundidade de dose máximo usando filme dosimétrico. Nenhum outro teste relacionado ao tamanho de campo foi sugerido no aceite. Os resultados encontrados mostraram-se coesos com as tolerâncias descritas na literatura.

4.6 Penumbra

Esta subseção apresenta os resultados referentes à análise da penumbra.

Fogliata et al. (2012) e Budgell et al. (2016) (métodos FG e BDG), após os passos preliminares utilizam o conceito convencional deste parâmetro para o seu cálculo: a distância entre as isodoses de 20% e 80%. Já Sharma et al. (2014) (método SH), calcularam a penumbra com base no ponto de inflexão (IP) através da distância entre pontos que representam 80% e 20% da dose relativos à esta coordenada.

As **Tabela 11** e **Tabela 12** correspondem respectivamente aos valores de penumbra calculados para as medidas deste trabalho e para os Golden Data.

Tabela 11 — Análise das Penumbbras Calculadas para cada Metodologia. Medidas (Detectores LDA-99 e SFD, IBA)

Energia	Campo (cm ²)	FG (mm)	SH (mm)	BDG (mm)
6FFF	20 x 20	5,60	5,6	5,50
	15 x 15	4,90	5,1	5,10
	10 x 10	4,60	4,7	4,70
	6 x 6	4,10	3,9	4,00
	4 x 4	3,60	3,8	3,60
	2 x 2	3,10	3,2	3,10
10FFF	20 x 20	5,60	5,8	5,60
	15 x 15	5,40	5,4	5,30
	10 x 10	4,90	4,9	5,00
	6 x 6	4,50	4,5	4,50
	4 x 4	4,10	4,4	4,20
	2 x 2	3,10	3,3	3,10

Tabela 12 — Análise das Penumbbras Calculadas para cada Metodologia. Golden Data com detector CC13 (IBA).

Energia	Campo (cm ²)	FG _{GD} (mm)	SH _{GD} (mm)	BDG _{GD} (mm)
6FFF	20 x 20	8,0	8,0	8,0
	10 x 10	7,0	7,0	7,0
	6 x 6	6,0	6,0	6,0
	4 x 4	6,0	6,0	6,0
10FFF	20 x 20	8,0	7,0	8,0
	10 x 10	8,0	7,0	8,0
	6 x 6	7,0	6,0	6,0
	4 x 4	6,0	6,0	6,0

Assim como na análise do parâmetro anterior, as metodologias aplicadas (FG, SH e BDG) indicam boa equivalência entre si quando comparados os resultados de um mesmo perfil. Novamente não foram encontradas evidências de diferenças significativas entre os métodos.

A penumbra obtida para os dados medidos com os detectores *array* linear LDA99, IBA, é menor do que para o banco de dados de referência (Golden Data). Isso ocorre devido à resolução do primeiro detector ser superior à da câmara de ionização CC13 (IBA) usada nos Golden Data, modelando melhor a região de penumbra, em que o gradiente de dose é alto. A diferença entre eles chega a 3 mm em alguns tamanhos de campo.

As **Figura 35** e **Figura 36** exibem os valores de penumbra, em função do tamanho de campo, respectivamente para os feixes 6X FFF e 10X FFF, obtidas através de cada metodologia (FG, SH e BDG) para as medidas com detectores LDA99 e SFD, IBA. Verifica-se que a penumbra aumenta proporcionalmente ao aumento do tamanho de campo.

Figura 35 — Valores das Penumbras calculadas para o feixe 6 FFF, em função de cada campo e metodologia aplicada (FG, SH e BDG, Detectores LDA99 e SFD-IBA)

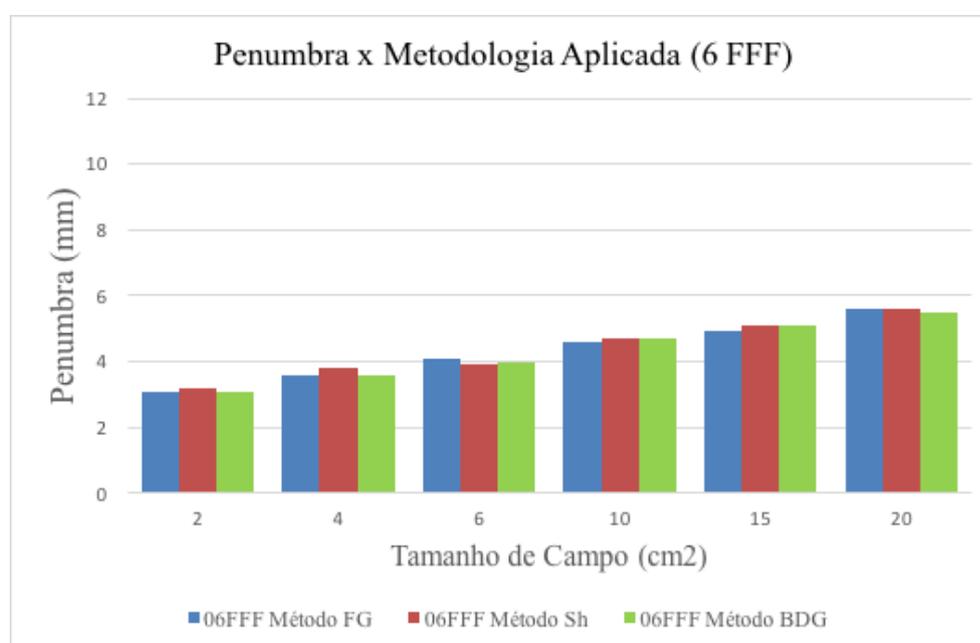
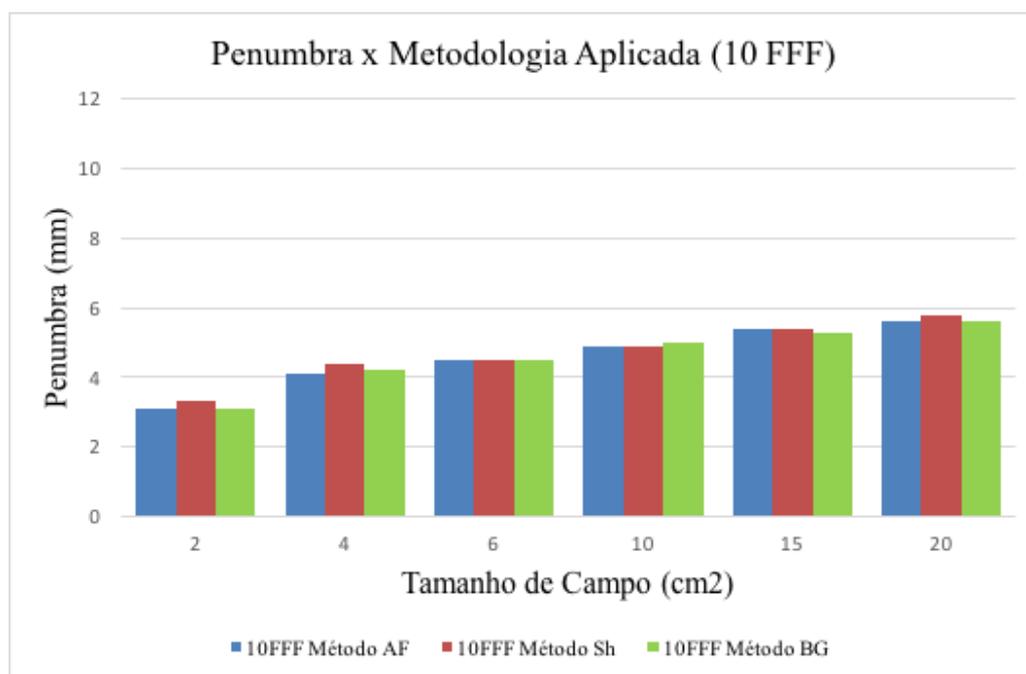


Figura 36 — Valores das Penumbras calculadas para o feixe 10 FFF, em função de cada campo e metodologia aplicada (FG, SH e BDG, Detectores LDA99 e SFD-IBA)



Os valores de penumbra obtidos em literatura variam de 1 a 3 mm entre si. Isto ocorre porque a medida da penumbra é afetada pela escolha do *setup*, detector e sua resolução, passo e velocidade com os quais a aquisição dos dados foi realizada. (YARAHMADI et al., 2013; FENG et al., 2016; CHANG et al., 2012; BELLON et al., 2014; CLIVIO et al., 2014)

Chang et al. (2012), realizou medidas de penumbra *crossline*, medindo os perfis dos tamanhos de campo utilizando um detector diodo de alta resolução (Hi-pSi Stereotatic Field Detector, IBA) com SSD= 100 cm e profundidade $z = 10$ cm, no acelerador linear True Beam STx, para o tamanho de campo 10×10 cm². Este autor obteve penumbras de 3,70 mm e 4,83mm, respectivamente para 6 FFF e 10 FFF e estes resultados foram comparados com os dados medidos com o detector LDA99 (IBA), também de alta resolução (array de 40 cm com 99 diodos tipo p distribuídos sobre ele) nestas mesmas condições: obteve-se penumbra de 3,85 mm e 4,35 mm para o campo 5×5 cm² (foi feita a média dos valores de penumbra dos campos 4×4 cm² e 6×6 cm²), respectivamente para as energias de 6 FFF e 10 FFF, o que significa penumbras 0,15 mm maior e 0,48 menor em relação ao trabalho deste autor.

Bellon et al. (2014), com uma câmara CC13, SSD = 100 cm e profundidade $z = 10$ cm, acelerador linear True Beam STx, encontraram para o tamanho de campo 10×10 cm² penumbra em *crossline* de 6,96 mm para o feixe 6 FFF e 6,98 mm para o feixe 10 FFF. Em relação a esta referência, através dos Golden Data, nestas mesmas condições (incluindo

mesmo detector e tamanho de campo) obtve-se penumbras de 7 mm e 7,7 mm, respectivamente para 6 FFF e 10 FFF, representando por sua vez valores 0,04 mm e 0,72 maiores que o citado da literatura.

A comparação dos resultados obtidos neste trabalho com os autores discutidos acima mostrou boa concordância quando analisados levando em consideração o dector utilizado. As demais referências encontradas na literatura relataram medidas com detectores muito diferentes e/ou setups diferentes, tornando-os incompatíveis para intercomparação dos dados.

4.7 Grau de *unflatness*

A **Tabela 13** apresenta os resultados para a avaliação do grau de *unflatness*, comparando os resultados calculados através da **Equação 2**. Este parâmetro foi proposto pela metodologia FG (FOGLIATA et al., 2012) e também foi aplicado aos feixes FFF normalizados para 100% da dose no eixo central, utilizando o ponto de inflexão, indicado na tabela por PI.

Neste caso adaptou-se o raciocínio seguido por Sharma et al. (2014), tal que a região de campo utilizada neste segundo a região de campo corresponde a 80% e 60% em referência ao valor de dose associado ao ponto de inflexão (PI).

O grau de *unflatness* indica o gradiente de dose na região central do campo através da razão da dose no eixo central pela dose na região de campo.

Tabela 13 — Avaliação do Grau de *Unflatness*. Dados medidos com detectores LDA-99 e SFD (IBA), e os Golden Data (GD) com CC13 (IBA)

Energia	Campo (cm ²)	FG _{LDA99/SFD}	PI _{LDA99/SFD}	Diferença _{LDA99/SFD}	FG _{GD}	PI _{GD}	Diferença _{GD}
6FFF	20	1,281	1,281	0,000	1,281	1,280	0,001
	15	1,194	1,193	0,001	-	-	-
	10	1,120	1,118	0,002	1,135	1,135	0,000
	6	1,035	1,035	0,000	1,039	1,038	0,000
	4	1,026	1,012	0,014	1,027	1,027	0,000
	2	1,036	1,034	0,002	-	-	-
10FFF	20	1,475	1,480	-0,005	1,497	1,497	-0,000
	15	1,330	1,330	0,000	-	-	-
	10	1,196	1,196	0,000	1,214	1,214	0,000
	6	1,042	1,042	0,000	1,064	1,042	0,000
	4	1,035	1,034	0,001	1,052	1,052	0,000
	2	1,034	1,034	0,000	-	-	-

Os resultados são consistentes quando comparados com a literatura através de Fogliata et al. (2012), tal que o erro máximo entre os parâmetros calculados e os tabelados do artigo foi de 0,97%.

Não houve diferença significativa entre os resultados calculados através do método FG e do método do ponto de inflexão (PI), tanto para os dados medidos com detector LDA99 e SFF, quanto para os dados de referência, Golden Data.

Quanto maior a energia e maior o tamanho de campo, maior será o grau de *unflatness* do perfil em estudo, uma vez que o aumento destes parâmetros culmina no aumento do gradiente na região central do feixe.

4.8 Comparação da aplicação de cada dos três métodos : viabilidade para o usuário

A seguir, a Tabela 14 resume a comparação das metodologias estudadas a fim de determinar qual delas se mostrou mais viável na aplicação clínica após se considerar vários aspectos. Uma vez que os métodos estudados Fogliata et al. (2012) (FG), Sharma et al. (2014) (SH) e Budgell et al. (2016) (BDG) mostraram resultados semelhantes entre si, a análise foi baseada na praticidade e viabilidade de aplicação para os usuários. O método FG foi descartado por ser o mais complexo dentre os três, exigindo alguns conceitos matemáticos que podem ser de entendimento e execuções complexos, o que aumenta a probabilidade de erros por parte do usuário, além de necessitar de maior tempo.

Dentre o método SH e BDG, ambos são de fácil execução, no entanto o método BDG ao filtrar virtualmente o feixe FFF acaba descaracterizando-o ao torná-lo equivalente a um feixe c_{FF} .

O método SH, por sua vez, além de trazer conceitos de fácil aplicação mantém as características deste tipo de perfil. Além deste método, foram adicionados a análise da porcentagem em dose profunda (%), a qualidade do feixe ($TPR_{20,10}$) e a simetria. O grau de *unflatness* foi adaptado ao método do ponto de inflexão, a partir do parâmetro sugerido por Fogliata et al. (2012).

Tabela 14 — Comparação dos métodos estudados entre si considerando critérios para avaliar a implementação dos métodos estudados do ponto de visto do usuário.

MÉTODO AVALIAÇÃO	FOGLIATA et al., (2012)	SHARMA et al., (2014)	BUDGELL et al., (2016)
Praticidade?	BAIXA	ALTA	ALTA
Grau de compreensão?	MÉDIO	ALTO	ALTO
Resultados coesos?	ALTO	ALTO	ALTO
Mantém caracterísitcas FFF?	ALTO	ALTO	BAIXO

5. PROTOCOLO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS SIMETRIA, TAMANHO DE CAMPO, PENUMBRA E GRAU DE UNFLATNESS NO CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES FFF

Para a determinação da simetria, tamanho de campo, penumbra e grau de *unflatness* é necessário inicialmente adquirir o perfil dos campos que serão estudados. Recomendamos que sejam medidos ao menos três campos, sendo um deles $\leq 4 \times 4 \text{ cm}^2$, um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e o outro $\geq 20 \times 20 \text{ cm}^2$. A profundidade (z) sugerida é 10 cm. A aquisição das medidas, bem como a escolha dos detectores, fantoma e o posicionamento devem estar em acordo com o protocolos TRS398 (IAEA, 2006) e as recomendações do TG 106 (DAS et al., 2008), optando por detectores com a melhor resolução disponível. Devida à alta dose por pulso (DPP) fornecida pelos feixes FFF, sugerimos adquirir as medidas com baixa taxa de dose (na faixa de UM/min dos feixes convencionais), evitando assim perda de sinal por parte do detector, principalmente quando se estiver trabalhando com câmaras de ionização.

Uma vez que os dados foram adquiridos, o cálculo do ponto de inflexão (PI) deve ser realizado para cada perfil estudado (SHARMA et al., 2014), porque o PI será a base através da qual os parâmetros serão determinados.

I. Determinação do Ponto de Inflexão

Objetivo: Calcular o Ponto de Inflexão (PI) em cada perfil estudado.

Cálculo: o ponto de inflexão pode ser determinado realizando a diferença de dose ΔD (%)/ mm entre duas posições adjacentes das coordenadas do perfil de dose (PICHANDI et al., 2014), conforme esquematizado na **Figura 37**, em que a diferença de Dose entre os pontos P_x e P_{x+1} é calculada. O processo deve ser repetido ao longo de toda a região de alto gradiente do perfil, como mostra o gráfico da **Figura 38**. O maior gradiente representa a coordenada do Ponto de Inflexão (IP)

Figura 37 — Representação Esquemática do Cálculo do Ponto de Inflexão, para o perfil do campo 10 x 10 cm², feixe 10 FFF.

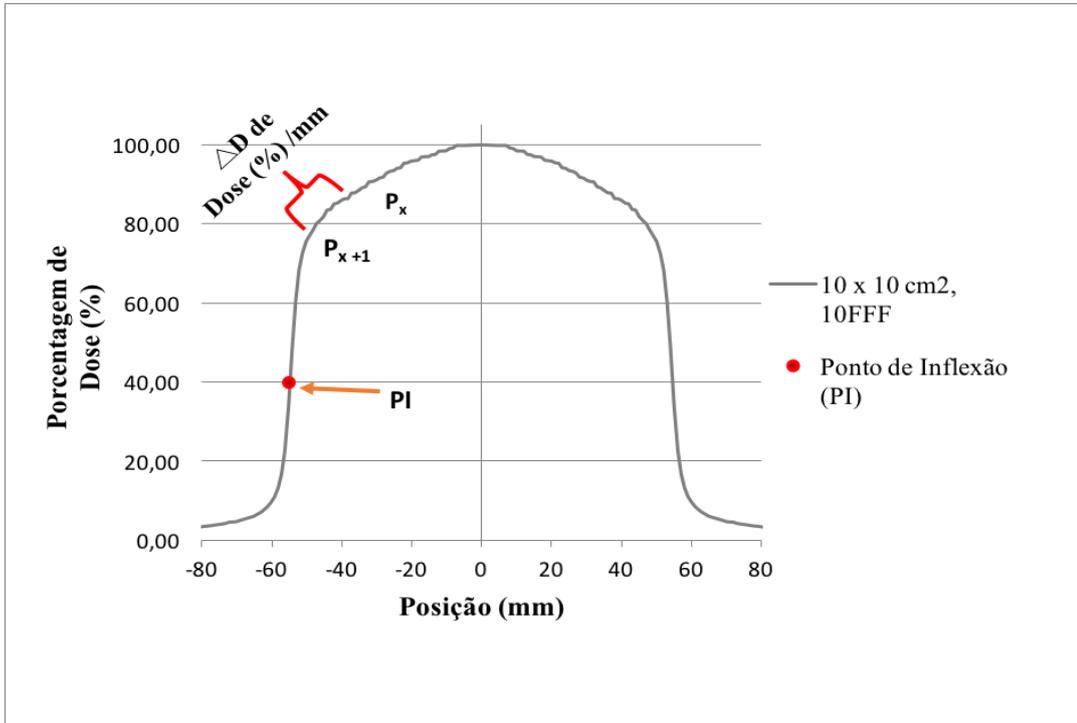
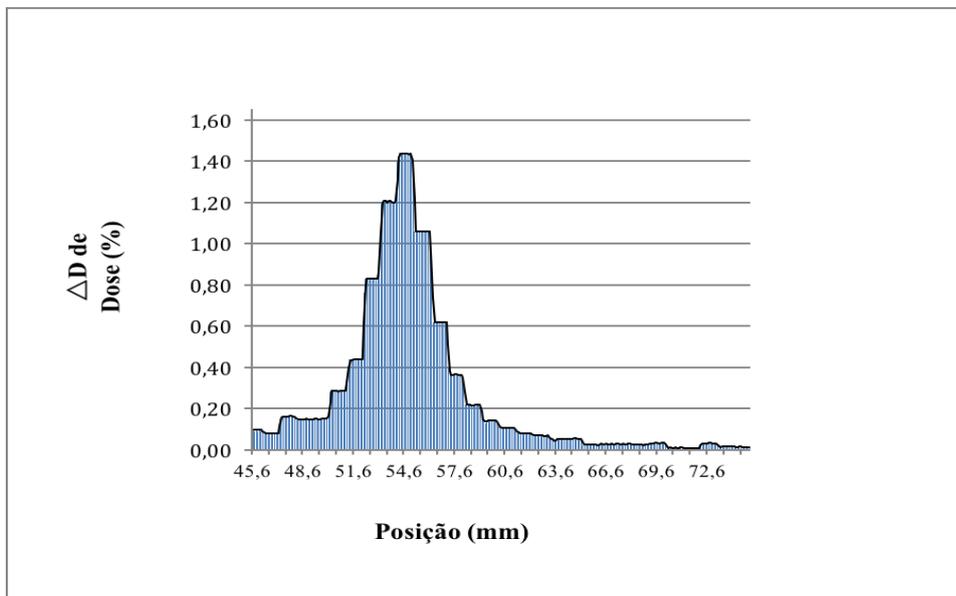


Figura 38 — Diferença de dose ΔD (%) / mm na região de mais alto gradiente do perfil de dose 10 x 10 cm² e 10 FFF. O maior gradiente representa a coordenada do Ponto de Inflexão (IP)



II. Simetria do Perfil

Objetivo: Verificar se o perfil do feixe FFF em estudo é simétrico;

Cálculo: aplicar o método do quociente da diferença de pontos, em que a simetria, avaliada para perfis na profundidade de 10 cm, denota a máxima diferença encontrada entre pontos equidistantes ao raio central do feixe, dentro da região de campo em estudo. S é determinada através da **Equação 3**

$$S = \left(\frac{D_x}{D_{-x}} \right)_{Máx} \quad (3) \quad (\text{FOGLIATA et al., 2012; KLEIN et al., 2009})$$

Sendo

D_x e D_{-x} corresponde a dose na coordenada de pontos equidistantes em relação ao eixo central,

Tolerância: $S \leq 2\%$. Uma vez estabelecido o “baseline” das medidas, não deverá haver variação maior que 1%, como recomendado no TG 142 (KLEIN et al., 2009; CLIVIO et al., 2014) para feixes convencionais.

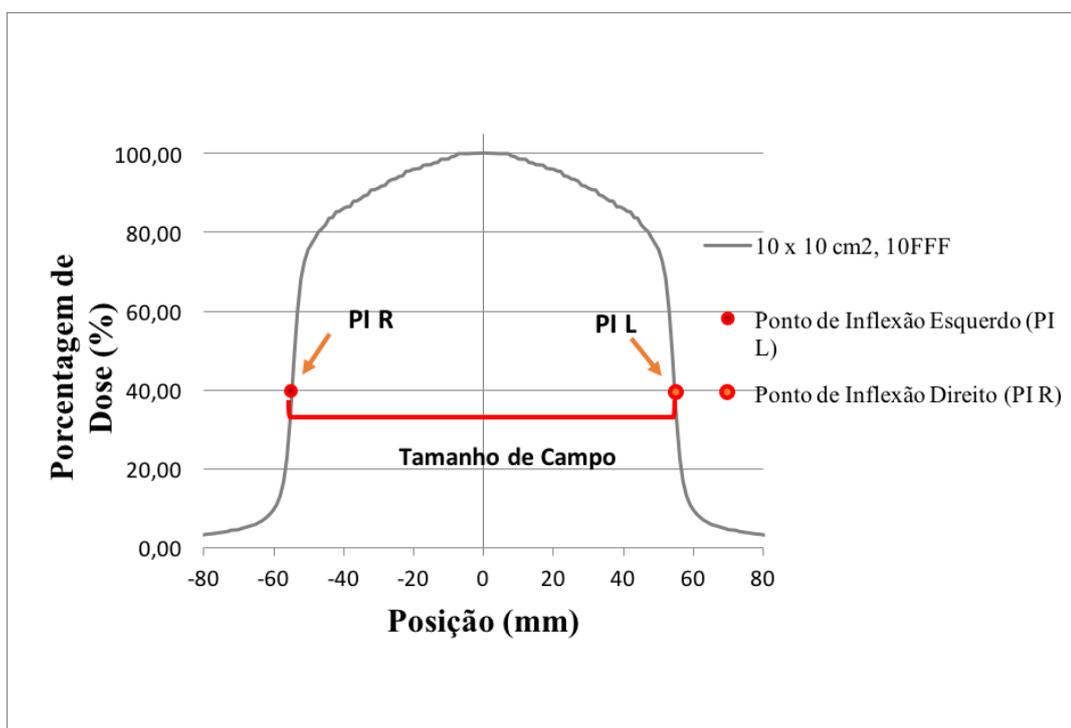
III. Tamanho de Campo

Objetivo: Calcular o tamanho de campo dosimétrico dos perfis FFF estudados;

Cálculo: Distância que separa os pontos de inflexão IP no lado direito e no lado esquerdo de cada respectivo perfil analisado, como mostrado na **Figura 39**.

Tolerância: de $\pm 1\text{mm}$ do valor nominal do campo avaliado. (CLIVIO et al., 2014; KLEIN et al., 2009)

Figura 39 — Representação Esquemática do Cálculo do Tamanho de Campo a partir do Ponto de Inflexão. Campo 10 x 10 cm² e feixe 10 FFF.



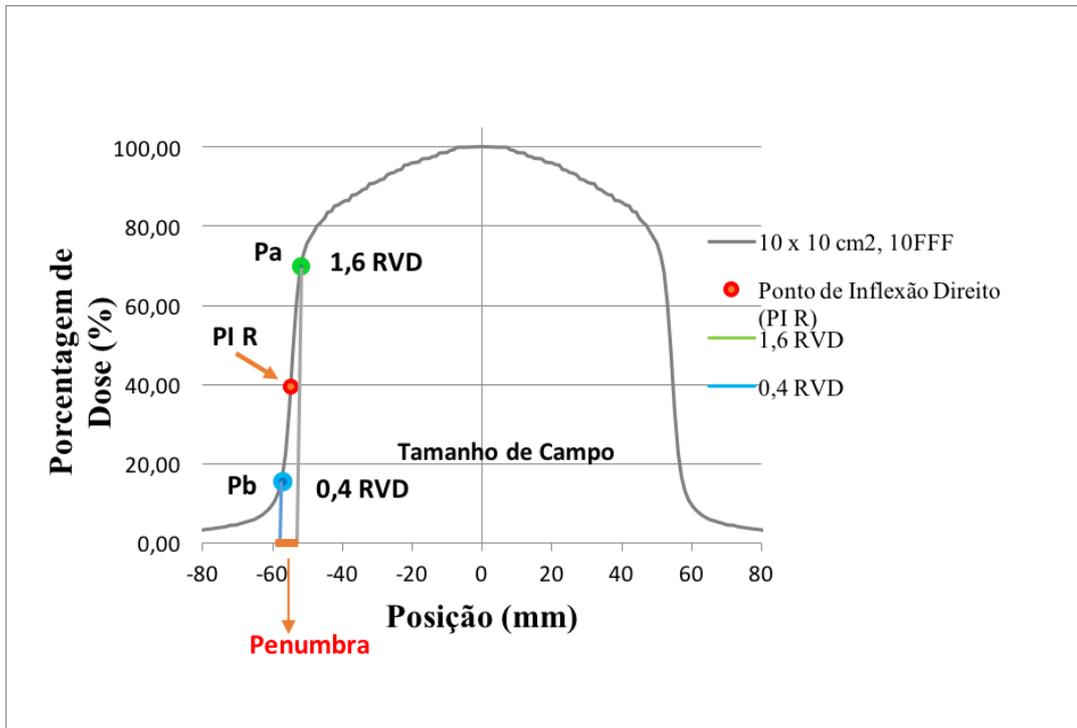
IV. Penumbra

Objetivo: Determinar a penumbra para cada perfil FFF estudado;

Cálculo: A penumbra deve ser determinada através da relação do valor da dose na posição do ponto de inflexão IP, descrito como valor de dose de referência (RDV), estabelecendo duas coordenadas, pontos P_a e P_b , localizadas a $1,6RDV$ e $0,4RDV$, respectivamente. A separação lateral entre P_a e P_b de cada lado do perfil é calculada como a medida da penumbra do feixe de radiação como mostrado na **Figura 40**. Os valores de penumbra devem ser comparados com os obtidos pela literatura, para mesmo *setup* e detector.

Tolerância: Uma vez estabelecido o valor de baseline, a penumbra não deve variar de $\pm 1\text{mm}$ dele. (CLIVIO et al., 2014)

Figura 40 — Representação Esquemática do Cálculo da Penumbra, a partir do Ponto de Inflexão. Campo 10 x 10 cm² e feixe 10 FFF.



V. Grau de *Unflatness*

Objetivo: Este conceito foi criado para substituir a planura, mensurando o alto gradiente na região na região central do feixe FFF.

Cálculo: Neste roteiro ele é uma adaptação do conceito proposto por Fogliata et al. (2012) ao conceito de Ponto de Inflexão (PI) utilizado por (SHARMA et al., 2014). O grau de *unflatness* indica quanto a dose varia nesta região, de acordo com a **Equação 6**:

$$Unflatness = \frac{Dose_{eixo\ central}}{Dose_{x\ off\ axis}} \quad (6),$$

sendo:

$Dose_{eixo\ central}$: a dose no eixo central do perfil;

$Dose_{x\ off\ axis}$: a dose na coordenada de posição x e,

posição *off axis*: determinada pelo lado do tamanho de campo medido multiplicado pela porcentagem equivalente àquela região de campo (80% ou 60% segundo o tamanho do campo em questão).

A Região de Campo é a área dentro de uma porcentagem definida: para tamanhos de campo $< 10 \text{ cm}^2$, RC é a área compreendida dentro dos limites de 1,2 PI (correspondente a 60% da dose em relação ao ponto de inflexão PI), e, para campos $\geq 10 \text{ cm}^2$, RC está compreendida em 1,6 PI (correspondente a 80% da dose em relação a PI).

Tolerância: Após o estabelecimento do “baseline”, o grau de unflatness deve se manter sempre $\leq 1\%$ deste valor.

6. CONCLUSÃO

O usuário precisa conhecer e estudar seu equipamento antes de iniciar a implementação, pois diferenças entre PDPs e $TPR_{20,10}$ nos feixes cFF e FFF são dependentes do fabricante.

A penumbra calculada é dependente da resolução do detector com o qual os perfis foram medidos, bem como do setup das medidas e forma de aquisição dos dados; sendo assim recomenda-se usar detectores com boa resolução.

Uma vez que não foram encontradas diferenças significativas entre as metodologias estudadas, uma delas foi escolhida para compor o roteiro de um protocolo para controle de qualidade em feixes FFF, baseando-se na praticidade de aplicação para os usuários.

O método FG foi descartado por ser o mais complexo dentre os três, exigindo alguns conceitos matemáticos que podem ser de entendimento e execuções complexos. Dentre os métodos SH e BDG, ambos se mostraram de fácil execução; no entanto, o método BDG ao filtrar virtualmente o feixe FFF, acaba descaracterizando-o ao tornar seu perfil equivalente a um feixe cFF . O método SH, por sua vez, além de trazer conceitos de fácil aplicação, mantém as características deste tipo de perfil e, portanto, foi a metodologia escolhida.

Por fim, um roteiro para o protocolo de controle de qualidade em feixes FFF foi escrito e como continuidade deste trabalho pretende-se desenvolver uma planilha eletrônica.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Code of Practice for Radiotherapy Accelerators AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators. **Medical Physics**. 7 edition. New York: American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, July 1994. vol. 21. Available in: <https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_47.pdf>.

BELLON, M., et al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. **Med Phys**. 2014. v. 31719. n. 2013.

BODA-HEGGEMANN, J. et al. Flattening-filter-free intensity modulated breath-hold image-guided SABR (Stereotactic Ablative Radiotherapy) can be applied in a 15-min treatment slot. **Radiotherapy and Oncology**, 2013. v. 109. n. 3, p. 505–509.

BUDGELL, G. et al. IPEM topical report 1: guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy. **Physics in medicine and biology**, 2016. v. 61. n. 23, p. 8360–8394.

CASHMORE, J. **Operation, characterisation & physical modelling of unflattened medical linear accelerator beams and their application to radiotherapy treatment planning**. Thesis submitted to the University of Birmingham for the degree of Doctor of Philosophy. University of Birmingham. England, July, 2013. 308 p. Available in: <<http://etheses.bham.ac.uk/4616/1/Cashmore13PhD.pdf>>.

CASHMORE, J., et al. Lowring Whole-Body Radiation Doses in Pediatric Intensity-modulated radiotherapy through the use of unflattened photon beams. In: **J. Raaij Oncol Biol Phys**. 2011. v.80. n.4, p. 1220-1227.

CHANG, Z.; WU, Q.; ADAMSON, J.; REN, L.; BOWSER, J.; YAN, H.; THOMAS, A.; YIN, F. F.; **Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines**. November, 2012. Available in: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23127092>>.

CLIVIO, A., et al. On the determination of reference levels for quality assurance of flattening filter free photon beams in radiation therapy. **Medical physics**, 2014. v. 41. n. 2, p. 21713.

DAS, I. J., et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. **Medical Physics**, 2008. v. 3. n. 9, p. 4186–4215.

FENG, Z. et al. **Monte Carlo simulation of beam characteristics from small fields based on TrueBeam flattening-filter-free mode**. 2016. p. 1-9. Available in: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4769502/>>.

FOGLIATA, A., et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. **Medical Physics**, 2012. v. 39. n. 10, p. 6455–6464.

GEORG, D., et al. Current status and future perspective of flattening filter free photon beams. **Medical physics**, 2011. v. 38, n. 3, p. 1280-1293.

HRBACEK, J., et al. Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, 2011. v. 80, n. 4, p. 1228-1237.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. IAEA. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. 2006. v.12. n. 398. Available in: <http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf>.

KAINZ, K. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **Medical Physics**, 2006. v. 33. n. 6, p. 1920-1920.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 3 edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkin, 2010.

KLEIN, E. E. et al. **Task Group 142 report**: Quality assurance of medical accelerators. September, 2009. v. 36. n. 9, p. 4197–4212. Available in: < https://international.anl.gov/training/materials/AX/Publications/RPT_142.pdf>.

KRAGL, G. et al. Flattening filter free beams in SBRT and IMRT: Dosimetric assessment of peripheral doses. **Zeitschrift für Medizinische Physik**. Germany. 2011. v. 21. n. 2, p. 91–101.

LOPES, M. D. C. Um século de: Terapia com Radiação. **Gazeta de Física: Sociedade Portuguesa de Física**, vol. 30, Jan. 2007, p. 14-29.

METCALFE, P.; KRON, T., HOBAN, P. **The physics of radiotherapy x-rays from linear accelerators**. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 1997.

O'BRIEN, P. F., et al. Radiosurgery with unflattened 6-MV photon beams. **Medical Physics**. 1991. v. 18, n. 3, p. 519–521.

PATHAK, P., et al. Analytical Study of Flatness and Symmetry of Electron Beam with 2D Array Detectors. **Journal of Cancer Science and Therapy**. 2015. v. 7. n. 10, p. 294–301.

PICHANDI, A., et al. Analysis of physical parameters and determination of inflection point for Flattening Filter Free beams in medical linear accelerator. **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**. 2014. v. 19. n. 5, p. 322–331.

PODGORSAK, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **Vienna: International Atomic Energy Agency**, 2005.

PODGORSAK, E. B. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. **British Journal of Cancer**. May, 2008. v. 98. p. 1020.

PÖNISCH, F. et al. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. **Medical Physics**. 2006. v. 33. p. 1738-1746.

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia - A Base Analógica de Uma Era Digital**. São Paulo: Projeto Saber, 2010.

SCORSETTI, M., et al. Feasibility and early clinical assessment of flattening filter free (FFF) based stereotactic body radiotherapy (SBRT) treatments. **Radiation Oncology**. 2011. v. 6. n. 1, p. 113.

SHARMA, S., et al. Acceptance criteria for flattening filter-free photon beam from standard medical electron linear accelerator: AERB task group recommendations. **Journal of Medical Physics**. 2014. v. 39. n. 4, p. 206-211.

SHIU, A. S., et al. Comparison of miniature multileaf collimation (MMLC) with circular collimation for stereotactic treatment. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 37, n. 3, p. 679-688, 1997.

TING, J. Facts and Fiction of Flattening Filter Free (FF-FFF) X- Rays Beams. **Medical Physics**. 1 jun. 2014. v. 39. n. 1, p. 2012–2015.

TITT, U. et al. A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo. **Medical Physics**. 2006. v. 33. n. 6, p. 1595–1602.

TSIAMAS, P. et al. A modification of flattening filter free linac for IMRT. **Medical Physics**. 2011. v. 38. n. 5, p. 2342.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Truebeam High-Intensity Energy Configurations. Performance and Operational Characteristics. United States of America, October, 2012.

XIAO, Y. et al. Flattening filter-free accelerators: a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**. 2015. v.16. n. 3, p. 12-29.

YARAHMADI, M. et al. Improvement of the penumbra for small radiosurgical fields using flattening filter free low megavoltage beams. **Zeitschrift für Medizinische Physik**. 2013. v. 23. n. 4, p. 291–299.

ANEXO A — ACELERADORES LINEARES CONVENCIONAIS E SUA EVOLUÇÃO

No último século cerca de cinco gerações de aceleradores lineares foram criados. Inicialmente trabalhava-se com raios X de baixa energia (4-6MV). Neste equipamento a composição era de uma única energia de fótons, filtros físicos, colimadores simétricos e bandejas com blocos para colimação. (PODGORSK, 2005)

A segunda geração compreendeu um aumento das energias de trabalho, com feixes de fótons variando de 10MV à 15MV, e com energias de elétrons. Este equipamento dispõe de alvo móvel, filtro aplainador, folhas espalhadoras (no caso do feixe de elétrons), câmara de transmissão dupla e cones de elétrons.

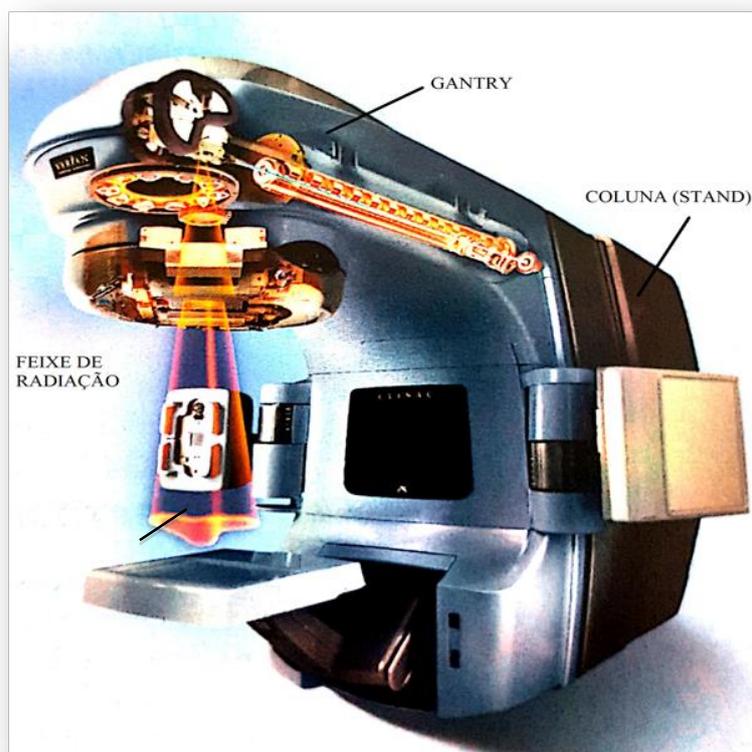
A terceira geração de aceleradores lineares trouxe energias de fótons ainda mais penetrantes, ou seja, maiores, de 18 à 25MV e elétrons. O equipamento apresentava característica dual, ou seja, podia ter duas energias de fótons e múltiplas energias de elétrons, filtros virtuais (além dos filtros físicos) e colimadores independentes.

A quarta geração de aceleradores lineares apresentou máquinas com características similares às da terceira geração em termos de energias disponíveis, mas com maior controle computacional em todas as suas funções, colimador com lâminas, multi folhas (MLC), para conformação dos alvos em vista de substituir os blocos usados até então e, EPIDs, dispositivos que permitem realizar imagens, portais eletrônicas, tornando a aquisição de imagens mais rápida e melhor.

Atualmente aceleradores lineares modernos, compondo a quinta geração, podem possuir três ou mais energias de fótons e várias energias de elétrons. Dispõe de tecnologia para modular a intensidade do feixe (IMRT) e durante tratamento em arco podem modular sua intensidade, velocidade do gantry e taxa de dose ao mesmo tempo (VMAT). São capazes também de realizar tratamentos guiados por imagem (IGRT) que podem ser realizados com megavoltagem ou com quilovoltagem e *gating* respiratório, coordenando a entrega do feixe com fases do ciclo respiratório do paciente no caso de lesões que se encontram em órgãos susceptíveis à movimentação significativa. Também mais recentemente, não poderíamos deixar de citar os feixes de fótons e elétrons de alta intensidade de taxa de dose.

Os módulos principais no acelerador são: o cabeçote (*gantry*), a coluna (*stand*), o console de controle e a mesa de tratamento. A **Figura 41** apresenta a imagem de um acelerador linear destacando o cabeçote, a coluna e a saída do feixe de radiação.

Figura 41 — Design de um acelerador Linear.

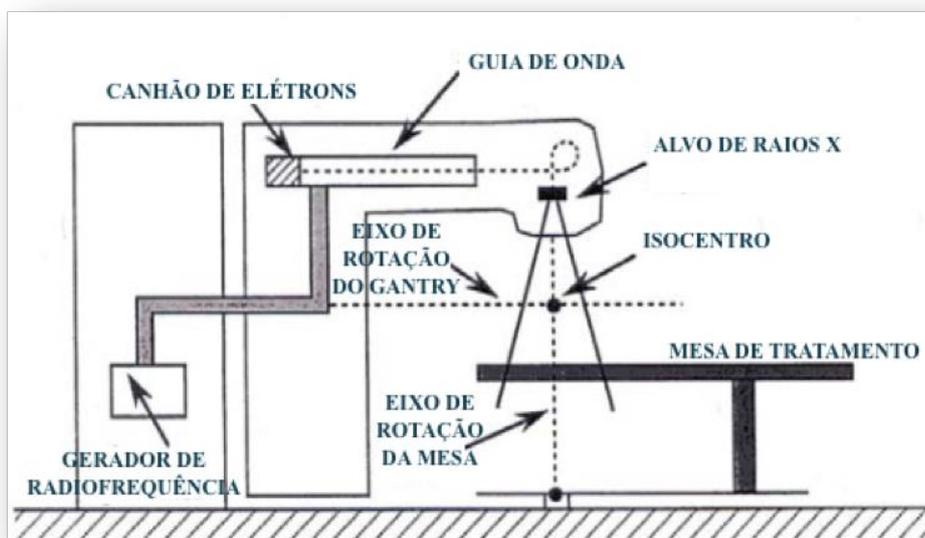


Fonte: Khan (2010, p.42)

Os aceleradores lineares usualmente são montados de modo isocêntrico, ou seja, de forma que os planos de rotação do *gantry*, colimador e mesa se interceptam em um ponto virtual único: o isocentro. Na **Figura 42** é possível observar a composição básica do acelerador linear, mostrando o cabeçote (*gantry*), no qual encontram-se o tubo acelerador, o canhão de elétrons (*gun elétron*), e o guia de onda (*wave guide*), a base na qual está localizado o gerador de radiofrequências (*rf power*), e a mesa de tratamento. (PODGORSAK, 2005)

No caso dos aceleradores lineares a produção de feixes de raios X não utiliza a mesma metodologia empregada nos equipamentos de quilovoltagem, nos quais os elétrons são acelerados através de uma diferença de potencial aplicada diretamente entre o filamento e o alvo, do tubo de raios X. Devido a problemas de isolamento torna-se difícil, nestas condições, a produção de feixes de energias muito altas, acima de 2MeV.

Figura 42 — Esquema simplificado dos principais componentes de um acelerador linear console e alguns dos seus componentes principais.



Fonte: Podgorsak (2005, p.140)

Por esta razão, a técnica utilizada nos aceleradores lineares baseia-se na aceleração dos elétrons usando campos de microondas de radiofrequência, com 300MHz, que como todas as radiações eletromagnéticas, são campos alternados, elétrico e magnéticos. (SCAFF, 2010)

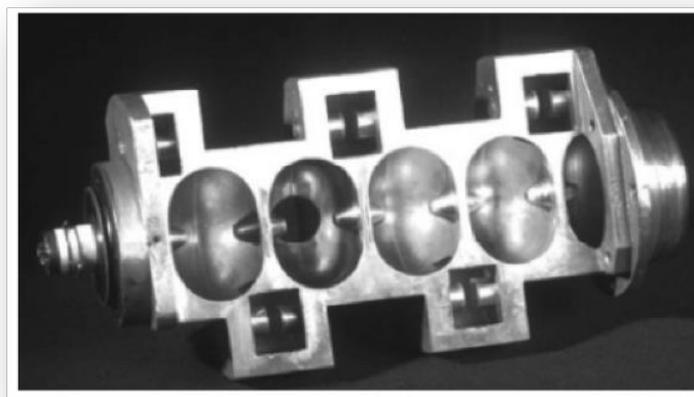
O sistema de geração de radiofrequência consiste em dois componentes principais: uma fonte de radiofrequência, chamada de *magnetron*¹² ou *klystron*¹³, e um modelador de pulso. O *magnetron* é necessário para acelerar os elétrons, enquanto que o *klystron* é necessário para amplificar a baixa potência de radiofrequência gerada por um oscilador de radiofrequência.

Estas ondas são enviadas através de um guia de ondas que é um tubo cilíndrico que possui no seu interior vários discos metálicos com um pequeno orifício no meio, conforme mostra a **Figura 43**. Estes orifícios e o espaçamento entre os discos variam. O tubo acelerador é o local onde os elétrons serão acelerados até a energia desejada. (SCAFF, 2010).

¹² Termo usado em inglês na literatura e área clínica

¹³ Termo usado em inglês na literatura e área clínica

Figura 43 — Vista em corte do guia de onda de um acelerador linear de 6 MV.



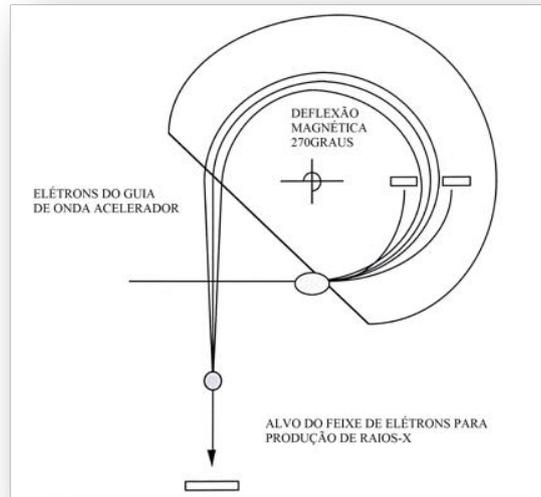
Fonte: Podgorsak (2005, p.145)

Apesar das ondas de radiofrequência, como qualquer outra radiação terem velocidade da luz no vácuo, podem em condições especiais viajar mais lentamente, por exemplo, passando pelo tubo acelerador. Nestas condições, a velocidade exata dependerá dos orifícios dos discos e também do espaçamento entre eles. Portanto, se fizermos com que as ondas de radiofrequência penetrem num tubo acelerador, cujos espaçamentos entre os discos aumentem progressivamente, poderemos também aumentar a velocidade da onda.

Os elétrons são produzidos por efeito termiônico no canhão de elétrons e são injetados no tubo pelo lado no qual a velocidade da onda é mínima e são carregados por ela aumentando a sua velocidade na mesma proporção que a onda. Quando esses elétrons deixam o tubo acelerador, formam um feixe paralelo de 3mm de diâmetro qual é dirigido diretamente para o alvo metálico (normalmente de Tungstênio) para a produção de raios X, que ocorrerá principalmente através de *bremmsstrahlung*¹⁴.

¹⁴ Termo estrangeiro que remete ao processo de produção de fótons de Raios X por frenamento.

Figura 44 — Ilustração da deflexão magnética do feixe de fótons para o alvo de raios X.

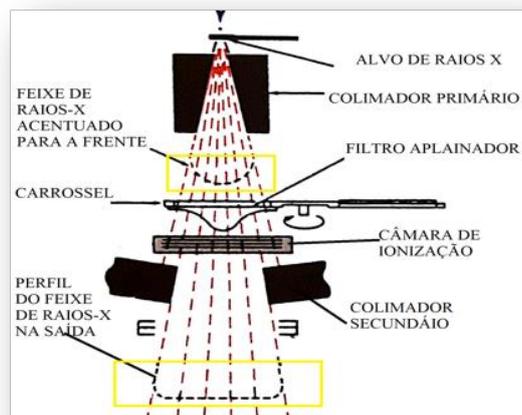


Fonte: Metcalfe (1977, p.24)

Se o tubo acelerador for muito grande, ao invés de o utilizarmos na vertical será necessário colocá-lo na horizontal. Neste caso quando o feixe de elétrons deixa o tubo, antes de colidir com o alvo, tem que sofrer uma deflexão magnética, ilustrada na **Figura 44**.

Uma vez que os raios X de megavoltagem tem sua distribuição angular acentuada para a frente, o alvo passa por um filtro aplainador que tem a função de homogeneizar o feixe ao longo de seu perfil, modificando-o, como mostrado na **Figura 45**.

Figura 45 — Ilustração do Acelerador Linear, da formação do feixe de Raios-X após o alvo até a saída do equipamento.



Fonte: Khan (2010, p.42)

Em alguns aceleradores esse alvo pode ser removido quando desejado e os elétrons colidem numa lâmina metálica (chumbo ou cobre) bem fina (cerca de 0,3 mm) para serem espalhados, produzindo feixes de elétrons para tratamentos radioterápicos.

Aceleradores não tem seu rendimento (taxa de dose) constante com o tempo. Essa variação ocorre devido a oscilações normais e intrínsecas de alguns de seus componentes. Por isso não podemos calibrar um acelerador linear em termos de cGy/min como se faz, por exemplo, nas unidades de cobalto.

Para resolver este problema, duas câmaras de ionização, situadas abaixo do alvo e do filtro aplainador do feixe, independentes uma da outra, é que garantem que a dose prescrita seja dada. Uma testa a outra, monitorando a dose, fornecendo leituras que são digitadas automaticamente no painel de controle do acelerador, as chamadas “unidades monitor”. Na verdade, é uma dose determinada distância foco-superfície (distância de 100 cm), para um campo 10x10 cm², na profundidade de dose máxima.

Quando fazemos calibração do acelerador, estamos na verdade reavaliando a resposta destas câmaras, ou seja, se os valores das unidades monitoras correspondem à dose esperada.

Na saída do cabeçote são colocados colimadores para delimitar as dimensões do campo de radiação. Colimadores (**Figura 46b**): são blocos de tungstênio que se movem através de motores (alguns inclusive com movimentos independentes) para se obter o campo de irradiação. O colimador primário delimita o feixe para as dimensões de um feixe de radiação útil enquanto que, o colimador secundário são dois pares de blocos de chumbo que se movem de tal forma que a borda esteja sempre paralela ao feixe, tal que o campo máximo é normalmente o 40x40cm² quando projetado no isocentro. Os equipamentos ainda podem possuir conjuntos multi-folhas, ou MLC (**Figura 46c**), que são lâminas utilizadas na conformação dos volumes irradiados.

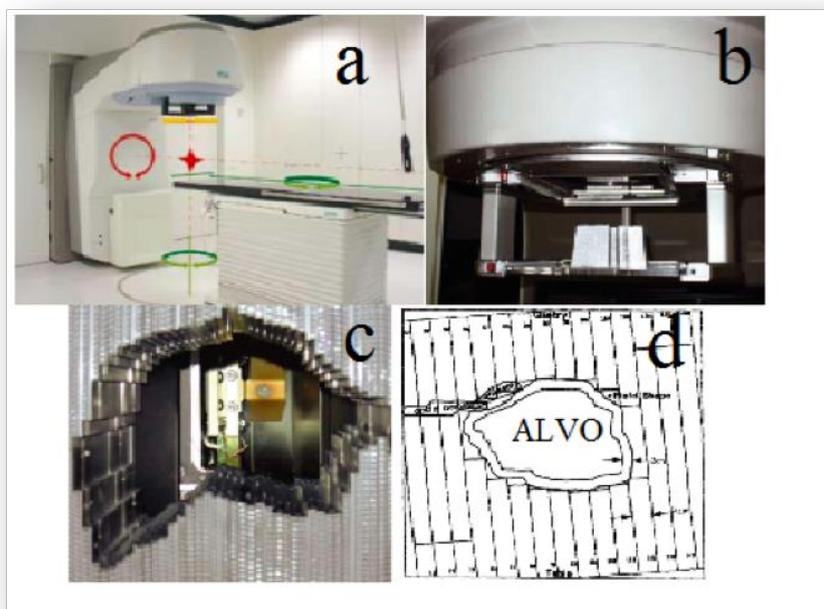
O acelerador linear possui na saída do feixe colimadores formados por dois pares de mandíbulas que se movem formando aberturas retangulares que determinam o tamanho dos campos de radiação. Os campos de radiação na maior parte dos aceleradores variam de 0 à 40 cm, em cada eixo.

Porém, raramente os tumores serão bem colimados por campos quadrados ou retangulares, uma vez que os mesmos não têm forma pré-definida, podendo assumir qualquer geometria. Para que o feixe de radiação se conforme geometricamente à forma da lesão é preciso colimar ao seu redor. Nos aceleradores anteriores a meados da década de 90 essa colimação era feita à custa de blocos construídos com uma liga metálica de alta densidade e

baixo ponto de fusão (*cerrobend*¹⁵) para cada incidência do equipamento, entre o foco do feixe e o paciente, permitindo a proteção das estruturas que não se pretendiam irradiar.

Atualmente, o próprio colimador permite a conformação geométrica (**Figura 46.d**). São os chamados colimadores multi folhas, formados por 80 a 120 segmentos, lâminas, com uma dimensão que pode variar entre alguns milímetros e 1 cm (ao nível do isocentro), que se movem independentemente umas das outras, sendo comandados por motores individuais.

Figura 46 — a. Plano de rotação do gantry, colimador e mesa do acelerador linear, interceptando-se no mesmo ponto virtual (isocentro); b. Bandeja com bloco de colimação de *cerrobend*; c. Colimação realizada por multi folhas, com lâminas; d. Ilustração mostrando o alvo colimado pela conformação das lâminas.



Fonte: Lopes (2007, p.19-20), Shiu (1997, p.683).

¹⁵ Termo usado em inglês na literatura e área clínica.

ANEXO B — ESPECIFICAÇÕES DO FABRICANTE “TRUE BEAM STXHIGH INTENSITY ENERGY CONFIGURATIONS”

Nesta seção apresentaremos informações disponibilizadas em materiais e manuais da Varian Medical System, a fabricante do acelerador linear True Beam STX, equipamento utilizado para as medidas. Os mesmos dados foram também utilizados durante o processo de aceite do equipamento a fim de comparar as características do equipamento após sua instalação com a descrição do fabricante.

Os feixes de 6X e 10X de alta intensidade (FFF) têm as mesmas energias de elétrons do acelerador linear que seus feixes homólogos 6MV e 10 MV (FF), diferindo apenas que os FF são endurecidos por um filtro tal que seus espectros de energia bremsstrahlung são deslocados devido à absorção.

No caso do feixe de 10X FFF, um alvo de tungstênio (ao invés do tradicional de cobre) foi implantado para compensar a falta do energia em resultado da ausência da filtração e consequente não endurecimento do feixe. Energia média no elétrons no alvo, material do alvo e do filtro aplainador, dose por pulso no eixo central e na profundidade de máximo, taxa de dose nestas mesmas condições e, percentual de dose à 10cm são descritos nas **Tabela 15** e **Tabela 16**, comparando respectivamente feixes 6MV FF e 6MV FFF e, 10MV FF e 10MV FFF.

Tabela 15 — Comparação de parâmetros 6MV FF vs. 6MV FFF.

Parâmetros	6MV FF	6MV FFF
Alvo Bremsstrahlung Flattening filter	Tungstênio Cobre	Tungstênio Nenhum
Energia Média do Elétron no Alvo (MeV)	6.1	6.1
Dose por pulso no eixo central, em D _{máx} (cGy/pulso)	0.03 (D _{máx} =1.6cm)	0.08 (D _{máx} =1.5cm)
Taxa de Dose no Eixo Central, em D _{máx} (cGy/min)	600	1400
Dose em 10cm (%)	67	64

Fonte: Varian Medical Systems (2012)

Tabela 16 — 10MV FF vs. 10MV FFF.

Parâmetros	10MV FF	10MV FFF
Alvo Bresmsstrahlung	Cobre	Tungstênio
Flattening filter	Cobre	Nenhum
Energia Média do Elétron no Alvo (MeV)	10.5	10.5
Dose por pulso no eixo central, em D _{máx} (cGy/pulso)	0.03 (D _{máx} =2.4cm)	0.13 (D _{máx} =2.3cm)
Taxa de Dose no eixo central, em D _{máx} (cGy/min)	600	2400
Dose at depht 10cm (%)	74	72

Fonte: Varian Medical Systems (2012).

De acordo com a **Tabela 17**, verifica-se que muitos parâmetros tradicionais são utilizados como a dose máxima, a porcentagem de dose na profundidade de 10cm, a simetria e planura.

Tabela 17 — Especificações das Energia de Alta Intensidade (FFF) do True Beam STx.

Especificações	6X	10X
D _{máx} (cm)	1.50±0.15	2.34±0.15
% Porcentagem de Dose a 10cm de profundidade	64.2±1.0	71.7±1.0
Planura (10x10cm ²)	13%±3%	20%±3%
Planura (40x40cm ²)	40% ±3%	44%±3%
Simetria	2.0%	2.0%
Mínima Taxa de Dose	400±2%	400±2%
Máxima Taxa de Dose	1400±2%	2400±2%
Máximo Tamanho de Campo	40x40 ±2mm	40x40 ±2mm

Fonte: Varian Medical Systems (2012)

A simetria do feixe é definida como a diferença absoluta entre dois pontos de dose posicionados simetricamente e em lados opostos em relação ao eixo central do feixe. Por exemplo, para um campo 10x10cm², a medida pode ser adquirida à 2.5cm do eixo central, com medidas adicionais coletando pontos equidistantes e simetricamente ao redor do eixo

central, mas sempre dentro de 80% do FWHM (largura total à metade da altura do perfil de dose, do inglês *Full Width at Half Maximum*¹⁶).

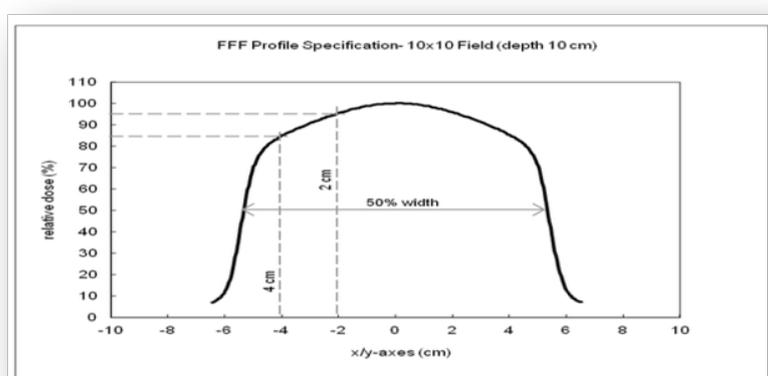
Por sua vez, a planura de um feixe de radiação foi definida como a variação percentual máxima permissível da dose dentro de 80% do FWHM do perfil de dose do campo. Esta definição é tradicional e uma vez que foi criada para feixes FF (com *flattening filter*) temos como resultados valores com ordens de grandeza maiores do que o costume, em virtude do formato do perfil destes feixes não ser homogêneo.

A fim de melhorar a especificação de planura para *Flattening Filter Free* (ou modo de alta intensidade), o fabricante introduz novas especificações: a intensidade de campo (IC), que substitui a especificação tradicional.

- **ESPECIFICAÇÕES DE INTENSIDADE DE CAMPO (IC):**

De acordo com a **Figura 47** e **Figura 48**, a *Varian Medical System* sugere avaliar cada energia em dois pontos, ou seja, duas distâncias diferentes, posteriormente comparando os valores de porcentagem de dose profunda encontradas com os da especificação, dados na **Tabela 18**. Os dois pontos devem estar dentro da curva de 80%, com SSD=100 cm e em 10cm de profundidade. A intensidade do campo deve ser normalizada à 100% no eixo central. IC não deve exceder em 2% o valor especificado e deve ser avaliada em *crossline*¹⁷ e *inline*¹⁸.

Figura 47 — Intensidade de Campo, para 10 x 10cm².



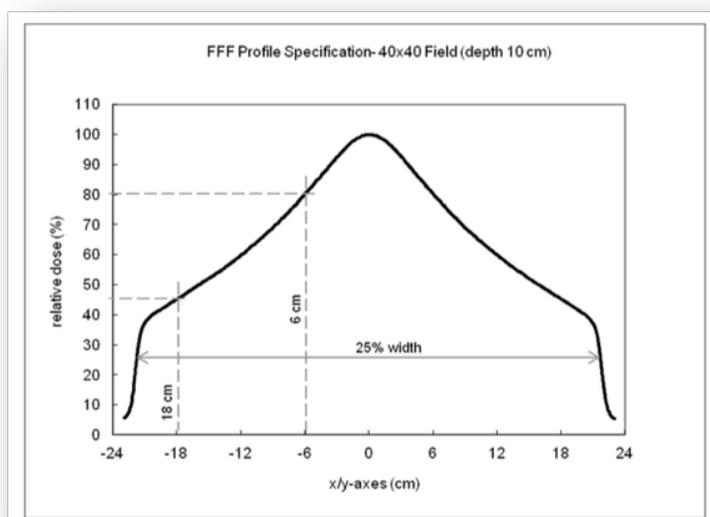
Fonte: Varian Medical Systems (2012)

¹⁶ Sigla oriunda de termo em inglês, utilizada na literatura e no campo prático.

¹⁷ Termo em inglês utilizado na rotina clínica para designar que a medida será feita ao logo do eixo x.

¹⁸ Termo em inglês utilizado na rotina clínica para designar que a medida será feita ao logo do eixo y.

Figura 48 — Intensidade de Campo, para 40 x 40cm².



Fonte: Varian Medical Systems (2012)

Nas especificações da **Tabela 18** verifica-se as distâncias sugeridas pelo fabricante para a análise e a intensidade de campo (IC) encontrada, bem como os valores encontrados. A substituição ou complementação da planura com este novo conceito, adaptado aos feixes FFF, contribui para análise mais detalhada dos perfis.

Tabela 18 — Especificações da Intensidade do Perfil.

HI Energy	Tamanho de Campo	Distância a partir do eixo central (cm)	Field Intensity
6X	10x10	2.0	97.5% ± 2.0%
		4.0	90.5% ± 2.0%
	30x30	4.0	94.5% ± 2.0%
	40x40	6.0	90.0% ± 2.0%
		18.0	59.5% ± 2.0%
10X	10x10	2.0	95.5% ± 2.0%
		4.0	85.0% ± 2.0%
	30x30	4.0	88.5% ± 2.0%
	40x40	6.0	80.0% ± 2.0%
		18.0	45.0% ± 2.0%

Fonte: Varian Medical Systems (2012)