

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

Feixes de fotões sem equalização (flattening filter free beams - FFF) para uso em Radioterapia

DORA CRISTIANA DIAS BERNARDES

Prof. Dr. Paulo Ferreira, Fundação Champalimaud

Prof. Dra. Margarida Eiras, Escola Superior de Tecnologia da Saúde
de Lisboa

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde –
Ramo Terapia com Radiações

Lisboa, 2015

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

Feixes de fótons sem equalização (flattening filter free beams - FFF) para uso em Radioterapia

DORA CRISTIANA DIAS BERNARDES

Prof. Dr. Paulo Ferreira, Fundação Champalimaud

Prof. Dra. Margarida Eiras, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde –
Ramo Terapia com Radiações

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2015

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho

Agradecimentos

Ao longo desta jornada intensa e repleta de emoções foram muitos aqueles que contribuíram para o culminar desta fase.

Quando terminado um projeto, ninguém imagina o que foi necessário caminhar para o concluir.

No que toca aos agradecimentos, existe sempre um sentimento de impotência que me inviabiliza de cumprir escrupulosamente a lei da reciprocidade.

Ainda assim, com o coração repleto de gratidão quero agradecer principalmente aos meus pais por tudo aquilo que fizeram e fazem por mim.

Aos meus orientadores, Prof. Doutora Margarida Eiras e Prof. Doutor Paulo Ferreira, por todo apoio, conhecimento e disponibilidade despendidos ao longo deste percurso.

À equipa da física do serviço de Radioterapia da Fundação Champalimaud.

Aos meus colegas da equipa da física do Hospital Cuf Descobertas, pelo incentivo e apoio que se verificaram ser fundamentais.

Ao meu namorado, irmão e amigos por me incentivarem e tornarem esta longa etapa mais risonha.

No fundo, a todos aqueles a quem me sinto na obrigação de agradecer, vão reconhecer toda a minha gratidão nestas duas simples palavras:

Muito Obrigado!

Resumo

O objetivo deste trabalho é analisar as propriedades dosimétricas dos feixes de fótons *flattening filter free* (FFF) por comparação com os feixes convencionais (*flattening filter*, FF). Para tal, foram analisados dados de dois aceleradores lineares, o Varian Edge e o Elekta Agility para as energias de 6MV e 6MVFFF, onde foi possível verificar que relativamente à análise de perfis de dose e PDD's os resultados obtidos foram bastante concordantes à exceção do valor de D_{máx} do PDD para energia de 6MVFFF do AL Elekta Agility, em que seria de esperar um D_{máx} inferior ao da energia de 6MV.

Foi efetuada uma revisão da literatura sobre esta temática onde foi possível verificar que, ao removermos o flattening filter, a taxa de dose e a dose à superfície aumentam. (10-24)

A diminuição da radiação dispersa inerente à remoção do *flattening filter* (FF) resulta em menores larguras de penumbra (13,14,16), menores doses periféricas (4,8,13-14,20,23) e uma menor produção de neutrões⁽³⁰⁻³²⁾, para energias superiores a 8MeV. Os métodos⁽³⁰⁻³³⁾ de verificação do fator de correção da recombinação iónica (Pion) mostraram ser aplicáveis, tanto para feixes FF como para feixes FFF. O uso de feixes FFF mostrou ser benéfico nas técnicas de IMRT, VMAT, Radiocirurgia e Radioterapia Estereotáxica. (20-23)

Palavras-chave: Radioterapia; *Flattening filter* (FF); *Flattening filter free* (FFF); Dosimetria do feixe

Abstract

The purpose of this work is to analyze the general dosimetric properties of the flattening filter free photon beams. For that, the beam data analysis from two different Linacs, Varian Edge and Elekta Agility, was made, and the results in terms of dose profiles and PDD's were very similar in both Linacs, except in $D_{\text{máx}}$ value from the PDD to the 6MVFFF energy in the Elekta Agility, were a value lower than the value from 6MV would be expected.

A review of the literature was made, and we were able to found that, when the flattening filter is removed, there is an increase of the dose rate and surface doses. (10-24)

Also in flattening filter free mode, a decrease of scattered radiation was verified, resulting in smaller penumbras (13,14,16), lower out-of-field doses (4,8,13-14,20,23) and lower neutron production ⁽³⁰⁻³²⁾, to energies above 8MeV. Methods for testing the ion recombination correction factor (Pion) were shown to be applicable for both, FF and FFF beams. The use of FFF beams proved to be beneficial for techniques such as IMRT, VMAT, Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery. (20-23)

Keywords: Radiotherapy; Flattening filter (FF); Flattening filter free (FFF); Beam dosimetry; Beam characteristics

Índice

AGRADECIMENTOS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
ÍNDICE TABELAS	X
ÍNDICE FIGURAS	XI
ABREVIATURAS	XIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. OBJETIVOS.....	3
2. FUNDAMENTOS FÍSICOS DA RADIOTERAPIA	5
2.1. ACELERADOR LINEAR (LINAC).....	5
2.2. INTERAÇÃO DOS FOTÕES COM A MATÉRIA.....	8
2.2.1. Efeito fotoelétrico.....	9
2.2.2. Efeito de Compton.....	11
2.2.3. Produção de Pares.....	11
2.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS.....	12
2.3.1. Exposição.....	12
2.3.2. Fluência.....	13
2.3.3. Kerma.....	13
2.3.4. Dose Absorvida.....	14
2.4. PARÂMETROS DE CARACTERIZAÇÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO.....	15
2.4.1. Distância Foco-Superfície (DFS).....	15
2.4.2. Isocentro.....	15
2.4.3. Dose à superfície e D _{máx}	15
2.4.4. Build-up.....	16
2.4.5. Percentagem de dose em profundidade.....	17
2.4.6. Perfis transversais de dose.....	17
2.4.7. Tamanho de campo.....	18
2.4.8. Homogeneidade e simetria.....	18
2.4.9. Penumbra.....	19
3. ALTERAÇÕES DOS FEIXES DE FOTÕES SEM EQUALIZAÇÃO (FLATTENING FILTER FREE BEAMS - FFF)- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
3.1. PRINCIPAIS ALTERAÇÕES DOS FEIXES FFF.....	21
3.1.1. Taxa de Dose.....	21
3.1.2. Dose em profundidade.....	22
3.1.3. Dose à superfície.....	23
3.1.4. Perfis.....	23
3.1.5. Doses out-of-field.....	25
3.2. PRODUÇÃO DE NEUTRÕES.....	26
3.3. RECOMBINAÇÃO IÔNICA.....	26
3.4. VANTAGENS DO USO DE FEIXES FFF NAS TÉCNICAS DE RADIOCIRURGIA, RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA, IMRT E VMAT.....	28
4. MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1. EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	31

4.1.1.	<i>Varian EDGE</i>	31
4.1.2.	<i>AL Synergy Agility</i>	34
4.1.3.	<i>Fantoma de Água</i>	34
4.1.4.	<i>Câmaras de ionização</i>	35
4.1.5.	<i>Fontes radioativas de referência usadas em Radioterapia</i>	36
4.1.6.	<i>Eletrômetro</i>	36
4.2.	DESCRIÇÃO DOS PROCEDIMENTOS UTILIZADOS.....	38
5.	AQUISIÇÃO DE DADOS E ANÁLISE DOS RESULTADOS	43
5.1.	AQUISIÇÃO DE DADOS	43
5.2.	ANÁLISE DOS PERFIS TRANSVERSAIS DE DOSE.....	43
5.2.1.	<i>Análise do tamanho de campo, homogeneidade e simetria</i>	43
5.2.2.	<i>Análise de Penumbra</i>	46
5.2.3.	<i>Análise de penumbra de feixes FFF</i>	47
5.3.	ANÁLISE DE PDD'S	47
5.3.1.	<i>Índice de qualidade do feixe</i>	48
6.	CONCLUSÃO	51
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
8.	ANEXOS	60
	ANEXO A	60
	ANEXO B.....	61
	ANEXO C.....	68
	ANEXO D.....	69
	ANEXO E	70

Índice Tabelas

Tabela 1.1.1- Fatores de estadiamento tumoral gerais segundo AJCC.....	2
Tabela 4.1.1- Especificações do Eletrômetro PTW Unidosweblin e Dose1.	38
Tabela 5.2.1- Verificação de homogeneidade para os campos de referência da energia de 6MVFFF do AL Varian Edge.	44
Tabela 5.2.2- Verificação de homogeneidade para os campos de referência do feixe de 6MVFFF do AL Elekta Agility.	45
Tabela 5.3.1- Comparação dos valores de D _{máx} e D ₁₀ , para as energias de 6MV e 6MVFF.....	48
Tabela 5.3.2- Comparação do índice de qualidade do feixe dos equipamentos Varian Edge e Elekta Agility para as energias de 6MV e 6MVFFF.	49
Tabela A.1- Comparação dos valores de tamanho de campo.....	60
Tabela C.1- Penumbra Al Elekta Agility e Varian Edge para a energia de 6MV à profundidade de 5cm.	68
Tabela C.2- Penumbra do AL Elekta Agility e Varian Edge para a energia de 6MV à profundidade de 10cm.	68
Tabela D.1- Comparação de valores de penumbra para 6MV e 6MVFFF, à profundidade de 5 cm.	69
Tabela D.2- Comparação de valores de penumbra para 6MV e 6MVFFF, à profundidade de 10 cm	69

Índice Figuras

Figura 2.1.1- Design de um LINAC- From: Radiation physics for medical Physicists	6
Figura 2.1.2- Efeito do FF no feixe.....	7
Figura 2.1.3- Design Lâminas do MLC.....	8
Figura 2.2.1- Probabilidade de acontecimento de cada tipo de interações.....	9
Figura 2.2.2- Efeito fotoelétrico.	10
Figura 2.2.3- Produção de eletrões de Auger.	10
Figura 2.2.4- Efeito de Compton.	11
Figura 2.2.5- Produção de pares.....	12
Figura 2.4.1- Deposição de dose em profundidade.....	16
Figura 2.4.2- Parâmetros de análise de perfis de dose.	18
Figura 2.4.3- Análise de penumbras.	19
Figura 2.4.4- Renormalização dos perfis dos feixes FFF em relação aos feixes com FF.	20
Figura 3.1.1- PDD's 6MVe 6MV(FFF) para um campo 10x10 cm ²	22
Figura 3.1.2- PDD para o campo 10x10cm ² , para os feixes de 6Mv e 6MVFF.	22
Figura 3.1.3- Perfis 6MV(FF) e 6MV(FFF) e 10MV(FF) e 10MV(FFF),para um campo 10x10, a várias profundidades.	24
Figura 3.1.4- Esquema para determinar os pontos de inflexão e pontos de medição da penumbra dos feixes FFF	25
Figura 4.1.1- Varian EDGE, da Fundação Champalimaud, Lisboa.....	31
Figura 4.1.2- Direções de movimento da mesa de tratamento do Varian Edge.....	32
Figura 4.1.3- Conjunto de câmaras de controlo para o sistema OSMS, Fundação Champalimaud.....	33
Figura 4.1.4- Sistema Calypso®.	33
Figura 4.1.5- a) Blue Phantom2; b) Blue Phantom- IBA Dosimetry.	35
Figura 4.1.6- Câmaras de ionização.	36
Figura 4.1.7- Eletrómetro PTW Unidos _{webline} ⁽¹⁾ e Dose 1- Iba-Dosimetry ⁽²⁾	37
Figura 4.2.1- Direções de aquisição dos parâmetros físicos dos feixes.	39
Figura 4.2.2- Suporte lateral da câmara de referência	40
Figura 4.2.3- Limites a definir no fantoma de água	40
Figura 4.2.4- Visualização da câmara de ionização quando alinhada com o reticulo à superfície da água	41
Figura 4.2.5- Esquema da localização do ponto efetivo.	41
Figura 4.2.6- Direções de aquisição de perfis de dose, crossline(a) e inline (b).....	42
Figura 4.2.7- Aquisição de PDD's.	42
Figura B.1- Perfil do campo 4x4cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.....	61
Figura B.2- Perfil do campo 4x4cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.....	61
Figura B.3- Perfil do campo 10x10 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.	62
Figura B.4- Perfil do campo 10x10 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.	62

Figura B.5- Perfil do campo 30x30 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.....	63
Figura B.6- Perfil do campo 30x30 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.....	63
Figura B.7- Perfil do campo 40x40 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.....	64
Figura B.8- Perfil do campo 4x4 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm adquirido em água.....	64
Figura B.9- Perfil do campo 4x4 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm adquirido em água.....	65
Figura B.10- Perfil do campo 10x10 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.....	65
Figura B.11- Perfil do campo 10x10 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm, adquirido em água.....	66
Figura B.12- Perfil do campo 30x30 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.....	67
Figura B.13- Perfil do campo 30x30 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm, adquirido em água.....	66
Figura B.14- Perfil do campo 40x40 cm ² , em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.....	67
Figura E.1- PDD do campo 10x10 cm ² , para a energia de 6MV e 6MVFFF do AL Agility.....	70
Figura E.2- PDD do campo 10x10 cm ² , para a energia de 6MV e 6MVFFF do AL Edge.....	70
Figura E.3- PDD's da energia de 6MV do AL Edge, para campos de 2x2 cm ² a 40x40 cm ²	71
Figura E.4- PDD's da energia de 6MVFFF do AL Edge, para campos de 2x2 cm ² a 40x40 cm ²	71
Figura E.5- PDD's da energia de 6MV do AL Agility, para campos de 2x2 cm ² a 40x40 cm ²	71
Figura E.6- PDD's da energia de 6MVFFF do AL Agility, para campos de 2x2 cm ² a 40x40 cm ²	71

Abreviaturas

AJCC- American Joint Committee on Cancer

AL- Acelerador Linear

C- Coulomb

CAX- Central axis

CT- Computed tomography

D- Dose Absorvida

D₁₀- Dose a 10 cm de profundidade

DFS- Distância foco-superfície

FF- Flattening filter

FFF- Flattening filter free

FWHM- Full width at half maximum

IGRT- image-guided radiotherapy

IMRT- Intensity-modulated radiotherapy

Kerma- kinetic energy released per unit mass

Kg- kilograma

kV- kilo voltagem

MeV- Mega elétron Volt

MLC- Colimador Multilâminas

MV- Megavoltagem

OSMS- Optical Surface Monitoring System

PDD- Percent depth dose

PTV- Planning Target Volume

SBRT- Stereotactic body radiation therapy

SSD- Source-skin distance

TPR_{20,10}- Tissue Phantom Ratio

TPS-Treatment planning system

UM- Unidades monitor

VDR- Valor de dose de referência

VMAT- Volumetric Arc Therapy

X- Exposição

1. Introdução

O ciclo celular é um processo fisiológico normal que ocorre em quase todos os tecidos do nosso organismo. Este processo é regulado por genes que promovem ou inibem o crescimento celular que quando mutados podem levar a uma proliferação celular descontrolada, causando a formação de um tumor. Os tumores podem ser classificados como malignos ou benignos.

Os tumores benignos são tumores que permanecem no local onde este se originou e raramente são fatais. Já os tumores malignos, por outro lado, podem facilmente metastizar através da corrente sanguínea e linfática para todos os tecidos do corpo humano sendo, normalmente, designados como cancro.

O tipo de cancro é classificado consoante o tipo de células em que este teve origem e podem ser classificados como carcinoma (origem nas células epiteliais), sarcoma (origem em tecidos conjuntivos), leucemia (aumento descontrolado dos níveis de glóbulos brancos no sangue) e linfoma (cancro no sistema linfático). (1)

O estadiamento tumoral permite determinar o prognóstico de forma a facilitar a escolha do protocolo de tratamento a seguir. O sistema de estadiamento mais utilizado é o TMN da *American Joint Committee on Cancer (AJCC)*.

Este sistema de avaliação permite, a partir da junção de vários exames médicos, determinar qual a localização do tumor primário e a sua extensão (T), a sua proximidade aos gânglios linfáticos (N) e a presença ou não de metástases à distância (M), conforme descrito na Tabela 1.2.1.

Consoante o tipo de tumor o sistema de classificação pode ser alterado e adaptado a cada tipo de patologia. (2)

*Tabela 1.1.1- Fatores de estadiamento tumoral gerais segundo AJCC.
Available from: <https://cancerstaging.org/references-tools/Pages/What-is-Cancer-Staging.aspx>*

TX	Primary tumor cannot be evaluated
T0	No evidence of primary tumor
Tis	Carcinoma in situ (early cancer that has not spread to neighboring tissue)
T1–T4	Size and/or extent of the primary tumor
NX	Regional lymph nodes cannot be evaluated
N0	No regional lymph node involvement (no cancer found in the lymph nodes)
N1-N3	Involvement of regional lymph nodes (number and/or extent of spread)
M0	No distant metastasis (cancer has not spread to other parts of the body)
M1	Distant metastasis (cancer has spread to distant parts of the body)

A radioterapia é, muitas vezes, realizada após a cirurgia, em associação ou não com a quimioterapia, para que se minimizem os riscos de recidiva ou metastização do tumor. Por vezes, é também indicada antes da cirurgia, de forma a tentar reduzir a massa tumoral, para facilitar a intervenção cirúrgica. Em casos de tumores muito avançados, a radioterapia pode ser utilizada como terapia paliativa de modo a aliviar certos sintomas da doença e melhorar a qualidade de vida.

O objetivo da radioterapia é fornecer uma certa dose de radiação ao volume tumoral de modo a danificar o material genético das células tumorais, conduzindo-as à sua destruição mas sem afetar os tecidos saudáveis que lhes são adjacentes. Para isso é utilizada radiação ionizante, como os raios-x, raios gama ou partículas subatómicas (p.ex.: partículas alfa e beta).

De acordo com a localização da fonte de radiação, destacam-se dois tipos de radioterapia, a radioterapia externa, onde a fonte de radiação é externa ao paciente, e a braquiterapia, onde a fonte de radiação é colocada no interior do paciente, no local do tumor, de forma temporária ou permanente. (3)

A radioterapia externa tem evoluído ao longo do tempo, tendo sempre como principal objetivo melhorar os resultados clínicos obtidos. Para isso, temos de ter em conta o principal objetivo da radioterapia, que consiste em irradiar o com a maior dose possível e de forma homogénea o volume tumoral, poupando ao máximo os tecidos sãos, sendo que, com a evolução tecnológica que tem ocorrido nos últimos anos, este objetivo tem sido cumprido.

Através do avanço das tecnologias ao nível da imagem médica, dos aceleradores lineares e TPS (*Treatment planning system*), foi possível verificar que os volumes tumorais não são de facto uniformes ou de geometria simples, assim sendo, a introdução dos HDMLC's (High Definition *Multileaf collimators*) com capacidades melhorada em relação aos MLC's usados em 3DRT, nas técnicas de IMRT (*Intensity modulated radiation therapy*) e VMAT (*Volumetric modulated arc therapy*) tornou possível que se obtivessem distribuições de dose não uniformes, através da alteração da fluência do feixe de tratamento. (4)

Esta característica tem colocado em causa a utilização do cone equalizador ou *flattening filter* (FF), que se caracteriza como sendo um componente essencial na maioria dos LINAC, pois permite que o feixe de fótons seja atenuado na região central, possibilitando uma distribuição de dose mais uniforme na terapia convencional (3DCRT- Three-dimensional conformal radiotherapy). Ao ser removido, este componente tem-se mostrado capaz de alterar algumas das principais características dosimétricas dos feixes de fótons e tem sido alvo de vários estudos para comprovar a sua eficácia na prática diária. (5–14)

1.1. Objetivos

O objetivo geral deste trabalho passa por comparar as características dosimétricas dos feixes de radiação de 6MV e 6MVFFF (*flattening filter free*) de dois Aceleradores lineares distintos, o Varian Edge da Fundação Champalimaud e o Elekta Agility do Hospital Cuf Descobertas.

2. Fundamentos Físicos da Radioterapia

2.1. Acelerador Linear (LINAC)

O acelerador linear (Figura 2.1.1) é o equipamento utilizado para o tratamento de radioterapia externa, onde são utilizadas ondas de radiofrequência para acelerar elétrons, que por sua vez levam à produção de raios-x de alta energia. Os elétrons são produzidos através do aquecimento de um filamento de tungstênio (cátodo), são enviados em direção ao ânodo seguindo, posteriormente, para o tubo de aceleração ou *waverguide*.

O *waverguide* consiste num tubo cilíndrico com várias cavidades divididas entre si por placas de cobre que possuem um orifício circular no meio, posicionadas de igual forma ao longo do tubo. Acoplado ao *waverguide* há um oscilador de radiofrequência que permite criar uma diferença de potencial ao longo do tubo, que irá garantir que as partículas sejam aceleradas à medida que vão atravessando as várias cavidades.

A fonte de radiofrequência é o magnetron (*Magnetron*- fonte independente de RF) mas no caso de ser usado um *Klystron* (amplificador de sinal) este necessita ser acoplado a uma fonte de RF de baixa frequência. (15)

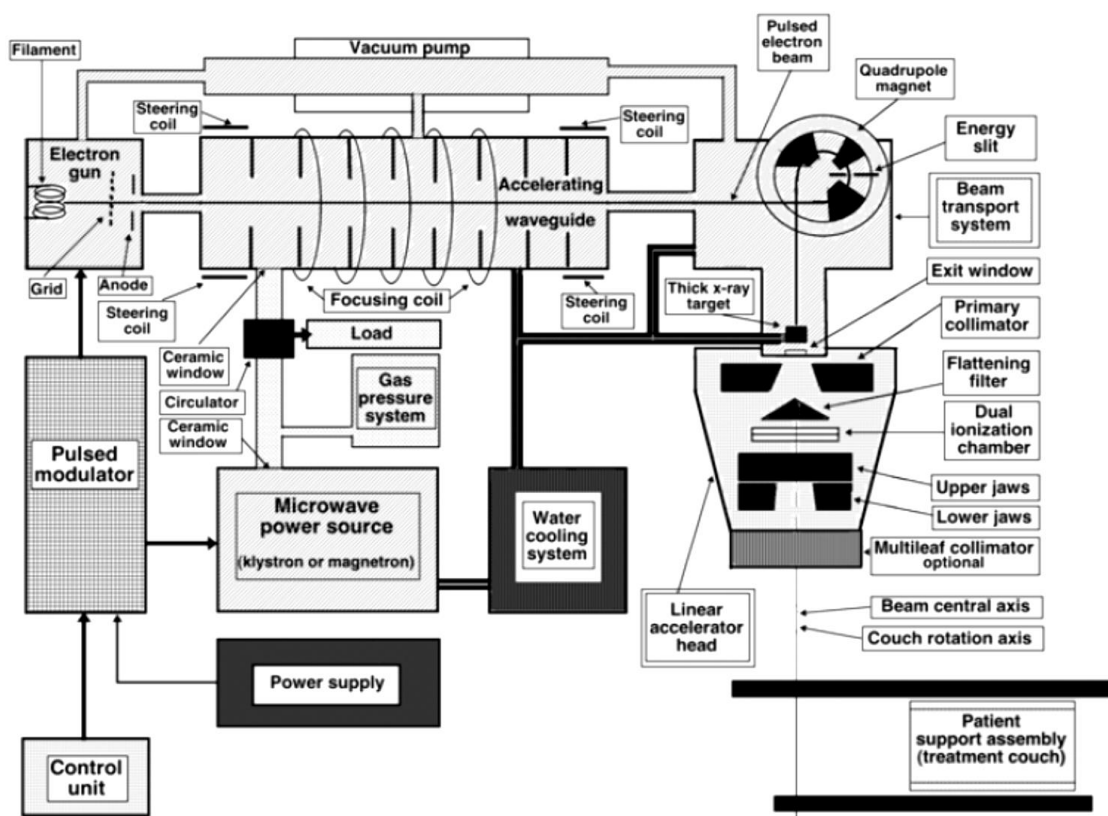


Figura 2.1.1-Design de um LINAC. (16)

Para além do sistema de aceleração existem outros componentes, como o sistema da bomba de vácuo, o sistema de arrefecimento por água, o sistema de pressão de ar (em desuso), e a blindagem contra radiação dispersa, que são igualmente importantes para garantir a utilização clínica do LINAC.

Após ser acelerado o feixe é “dobrado” a cerca de 270° , de acordo com a energia de cada eletrão, através de um campo magnético, os *bendings*, este sistema de imanes tem a função de concentrar os eletrões com a mesma energia num ponto preciso e a um determinado ângulo para que o feixe de eletrões possa embater no *target*, geralmente feito de um material de elevado numero atómico (p.ex.: tungsténio).

Assim que o feixe de eletrões de alta energia embate no *target* dá-se a produção de raios-x de bremsstrahlung, produção de calor e radiação característica, sendo que os dois últimos não têm utilidade clínica. (15)

A intensidade do feixe de raios-x permite uma maior deposição de dose no eixo central do feixe de radiação, sendo que para obter uma distribuição de dose mais homogénea

é utilizado um filtro equalizador (Figura 2.1.2.), localizado após o colimador primário, que tem como função uniformizar o feixe.

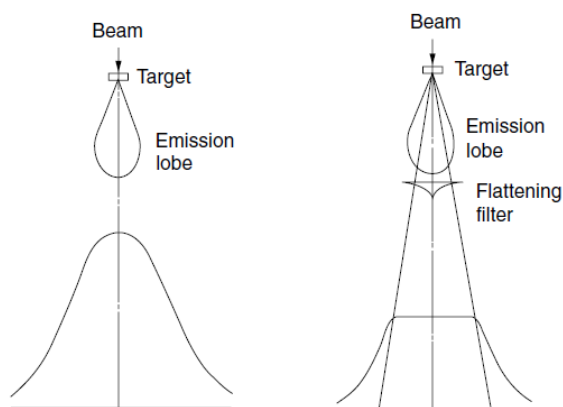


Figura 2.1.2- Efeito do FF no feixe. (15)

Após o colimador primário e as câmaras de ionização a partir das quais são controlados parâmetros dosimétricos como a taxa de dose, dose e distribuição de dose ao longo do campo, encontra-se o colimador secundário em AL's Varian seguido do MLC ou o MLC seguido das lower jaws no caso de Al's Elekta. O MLC, que é constituído por um conjunto de lâminas que se movimentam no eixo x, até uma posição pré-definida pelo sistema de planeamento (TPS) e permite a configuração de campos de irradiação irregulares e conformacionais aos volumes que se pretendem irradiar, de modo a obter uma maior precisão e eficiência do tratamento.

Nos aceleradores Varian, o MLC é considerado um sistema de colimação terciário, este *design* foi escolhido para evitar o tempo de *downtime* do equipamento sempre que houvesse um mal funcionamento do MLC, pois torna possível movimentar manualmente as lâminas uma vez que cada lâmina possui um motor independente. (17)

Os MLCs, ao longo do tempo, têm vindo a ser otimizados para que a sua precisão seja cada vez maior, como é o caso dos HD MLCs (High-definition Multileaf Collimator). Este tipo de MLCs possui um conjunto de 60 pares de lâminas com cerca de 32 pares de lâminas na zona central do MLC com uma espessura de cerca de 2,5mm no isocentro. As lâminas adjacentes encaixam entre si devido ao encaixe *tongue and groove* (Figura 2.1.3.), o que permite também diminuir a radiação de fuga entre lâminas (Leaf Gap). Na sua extremidade são ligeiramente arredondadas, o que permite manter a largura de penumbra com a variação da dimensão do campo de radiação. (18)

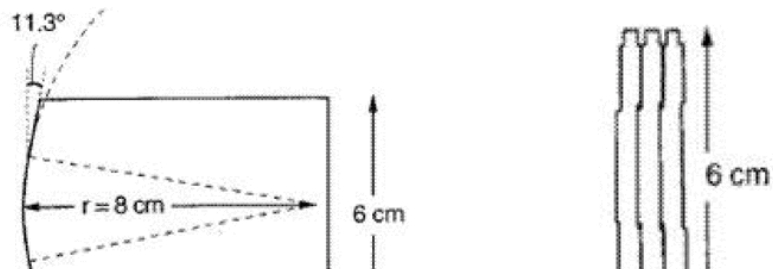


Figura 2.1.3- Design Lâminas do MLC. (18)

2.2. Interação dos fótons com a matéria

Devido à ausência de carga e massa, os fótons possuem a capacidade de atravessar uma determinada distância dentro de um material sem que ocorra qualquer interação. A distância percorrida ao longo do material está diretamente relacionada com a energia dos fótons. (16) A energia (E) em função do comprimento de onda (λ) é expressa pela equação:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad [1]$$

Em que c é a velocidade da luz no vácuo ($c=3,0 \times 10^8$ m/s), h é a constante de Planck ($6,626068 \times 10^{-34}$ J.s) e ν é a frequência (s^{-1}).

À medida que o feixe de fótons atravessa um material de espessura x , a sua interação com o meio faz com que a sua intensidade (número de fótons) diminua, pois alguns dos fótons incidentes são dispersos e outros absorvidos pelo meio.

A intensidade do feixe é dada pela equação [2], para cada energia dos fótons incidentes no meio material:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad [2]$$

Em que μ é a probabilidade, por unidade de comprimento, do feixe ser atenuado devido aos três principais tipos de interações: efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares (Figura 2.2.1).

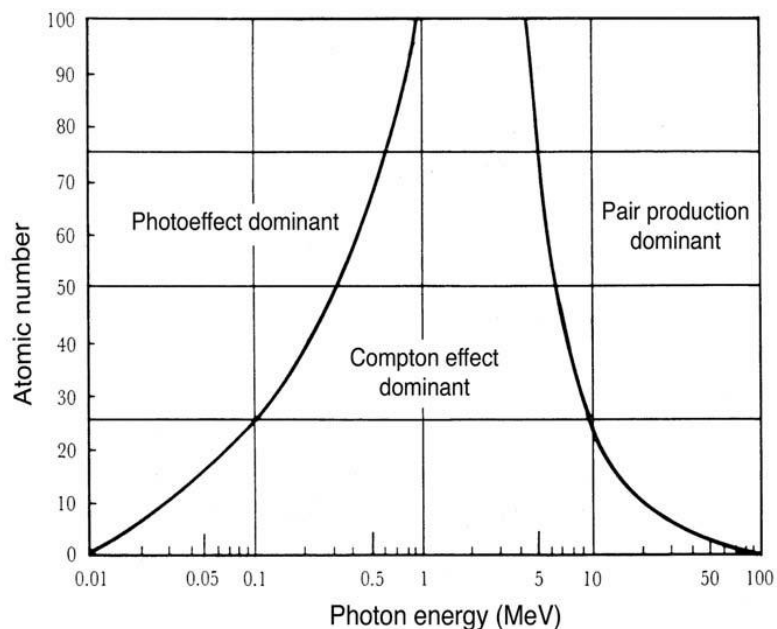


Figura 2.2.1- Probabilidade de acontecimento de cada tipo de interações. (19)

Contudo, sempre que um feixe atravessa um material, nem todos os fótons interagem da mesma forma, podendo o tipo de interação variar com a energia e tipo de material. (16,20)

2.2.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia do feixe de fótons para um elétron orbital do átomo (das camadas mais internas (K,L)), que faz com que este seja expulso (Figura 2.2.2.) com uma energia cinética dada pela subtração entre a energia de incidência (E_i) e a energia de ligação do elétron ao núcleo (E_l) (21):

$$E_e = E_i - E_l \quad [3]$$

Em que: $E_i = h \nu$

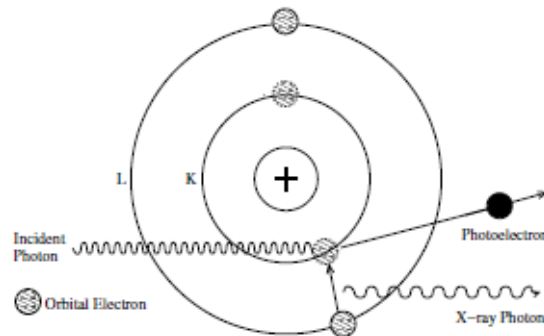


Figura 2.2.2- Efeito fotoelétrico. (21)

Depois de ejetado o elétron, para voltar ao equilíbrio eletrônico, o átomo preenche a camada da qual foi retirado o elétron, com outro das camadas acima. Esta transição faz com que haja a emissão de raios-x e em consequência também é possível a emissão de elétrons de Auger (Figura 2.2.3.).

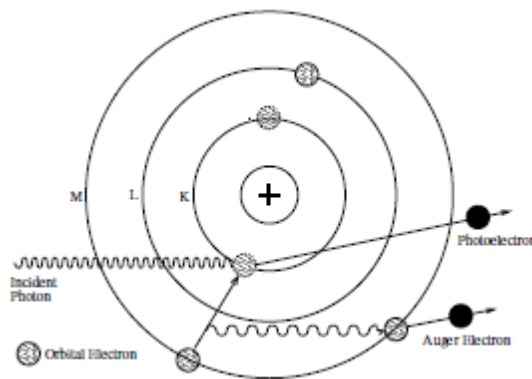


Figura 2.2.3- Produção de elétrons de Auger. (21)

O efeito fotoelétrico é predominante para energias baixas, na ordem dos keV, e em elementos químicos com um elevado número atômico (Z), e a probabilidade de ocorrência aumenta a Z^4 e decresce rapidamente com o aumento de energia. (21)

2.2.2. Efeito de Compton

No efeito de Compton, o fóton interage com um dos elétrons das camadas mais superficiais do átomo, transferindo parte da sua energia. Uma vez que a energia de ligação elétron-átomo é baixa, o elétron é facilmente ejetado como resultado da colisão, sendo que este elétron ejetado possui uma trajetória e energia dependentes da energia inicial do fóton incidente (Figura 2.2.4.).

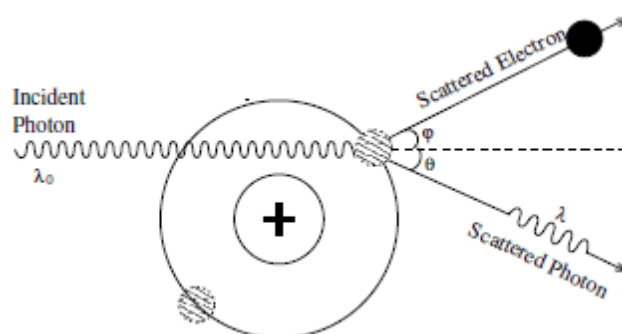


Figura 2.2.4- Efeito de Compton. (21)

O efeito de Compton contempla uma maior probabilidade de ocorrer do que o efeito fotoelétrico, caso a energia de incidência seja superior à energia de ligação entre o elétron e o átomo. À medida que a energia vai aumentando, as interações por efeito de Compton vão diminuindo, dando lugar à produção de pares. (21)

2.2.3. Produção de Pares

A produção de pares ocorre com fótons de energias iguais ou superiores a 1,022MeV (Figura 2.2.5.), o equivalente à massa de dois elétrons em repouso (0,511MeV), isto porque como o próprio nome indica, na produção de pares, há a formação de um par elétron-positrão e como os fótons não possuem massa, pela equação de energia [4], a energia mínima para criar o par elétron-positrão deve ser igual ou superior a 1,022MeV. (22)

$$E_i = h\nu > 2m_e c^2 \quad [4]$$

$$E_i \geq 1,022 \text{ MeV}$$

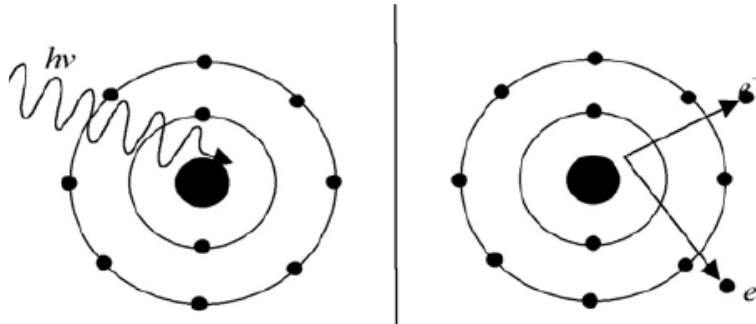


Figura 2.2.5- Produção de pares. Adaptado from (16)

A energia cinética do par elétron-positrão será tanto maior quanto maior for o “excesso” de energia do fóton.

Os positrões formados neste processo são rapidamente combinados com os elétrons presentes no meio pelo processo de aniquilação. Este processo leva à formação de dois fótons com uma energia de 0,511MeV. (21)

$$E_i = 2m_e c^2 \Leftrightarrow 1,022 = 2m_e c^2 \Leftrightarrow m_e c^2 = 0,511 \text{ MeV} \quad [5]$$

2.3. Grandezas Dosimétricas

2.3.1. Exposição

A exposição é utilizada para descrever o número de ionizações no ar, produzidas pela radiação X ou gama, por unidade de massa de ar. Esta grandeza pode ser medida diretamente pela captação do sinal da carga elétrica libertada pelos fótons ao atravessarem uma massa específica de ar. (23)

A unidade de exposição (X) no SI é expressa por Coulomb (C), como sendo a carga elétrica produzida por quilograma de ar:

$$X = 1 \text{ C/kg de ar} \quad [6]$$

As câmaras de ionização são os instrumentos utilizados para medir a exposição, a partir das quais, é possível quantificar o número de ionizações que ocorrem por unidade de massa de ar na cavidade do detetor, sempre que este é exposto à radiação, sendo o valor da exposição (X) dado por:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [7]$$

dQ: Valor absoluto do total de cargas, com o mesmo sinal.

Dm: unidade de massa (volume do detetor)

2.3.2. Fluência

A fluência (Φ) é dada pelo número de partículas (fotões ou eletrões) que atravessam uma determinada área, e é expressa no SI em m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad [8]$$

dN: Número de partículas;

dA= Área da secção de interesse.

2.3.3. Kerma

A energia dos fotões é transformada em energia cinética dos eletrões secundários do meio material (nas ionizações), que por sua vez é absorvida pelo meio, pela interação desses mesmos eletrões secundários com outros eletrões ou com núcleos, dando origem a outros eletrões, a radiação x de Bremsstrahlung e radiação x característica.

Nos fotões -x e gama essa energia é transferida para o meio de acordo com o efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares. (23)

Assim sendo, o Kerma é definido como a energia cinética indiretamente transferida para partículas carregadas, através da radiação ionizante incidente, por unidade de massa e é definida por:

$$K = \Phi \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad [9]$$

Em que:

Φ : Fluência;

E: Energia;

$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$: Coeficiente de atenuação mássico.

O coeficiente de atenuação mássico (μ_{tr}/ρ) é dado pelo coeficiente de atenuação linear (μ) a dividir pela densidade (ρ) do material atenuador.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} (g/cm^2) = \text{Coeficiente de Atenuação Linear } (\mu) / \rho (g/cm^3) \quad [10]$$

A unidade de Kerma no SI é expressa em de J/kg ou Gray (Gy). (24)

2.3.4. Dose Absorvida

Da energia transferida pelos fótons para o meio material, só parte dessa energia é efetivamente absorvida pelo meio, à qual designamos dose absorvida (D). Esta é então definida como a energia depositada por unidade de massa e é dada pela equação [11].

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad [11]$$

A unidade do SI para a dose absorvida é o Gray (Gy) ou J/kg. (24)

2.4. Parâmetros de caracterização do feixe de radiação

2.4.1. Distância Foco-Superfície (DFS)

Distância foco superfície (DFS) é a distância entre a foco de radiação e a superfície do doente ou fantoma. Esta distância é marcada com auxílio da escala luminosa existente no acelerador linear e que se encontra calibrada ao isocentro. Na aquisição dos parâmetros físicos dos feixes de radiação este é um dos parâmetros que deve ser verificado para que se cumpram os requisitos das *guidelines* (IAEA-TRS398 (25), AAPM, ICRUs), no sentido de garantir que estamos a analisar de forma correta os resultados obtidos.

2.4.2. Isocentro

O eixo de rotação da gantry, do colimador e do pedestal da mesa de tratamentos, devem interseccionar-se num ponto de referência, o isocentro. É a partir deste ponto que são feitos os posicionamentos na unidade de tratamento.

2.4.3. Dose à superfície e D_{máx}

A propagação dos feixes de fótons na matéria, seja ela o paciente ou fantoma, é influenciada por certos parâmetros, como a lei do inverso do quadrado da distância (no ar), a atenuação do meio e a radiação dispersa. Estes fatores fazem com que a distribuição de dose em profundidade no eixo central varie consoante o tipo de energia, tamanho de campo e DFS.

Ao atingir a superfície do paciente/fantoma o feixe de fótons transfere apenas uma pequena parte da sua energia para o meio, sendo que rapidamente atinge o seu pico máximo de deposição na região de *build-up* (Figura 2.4.1), no ponto D_{máx.}, a partir do qual a deposição de dose decresce até atingir o ponto de saída (Z_{ex}). (19)

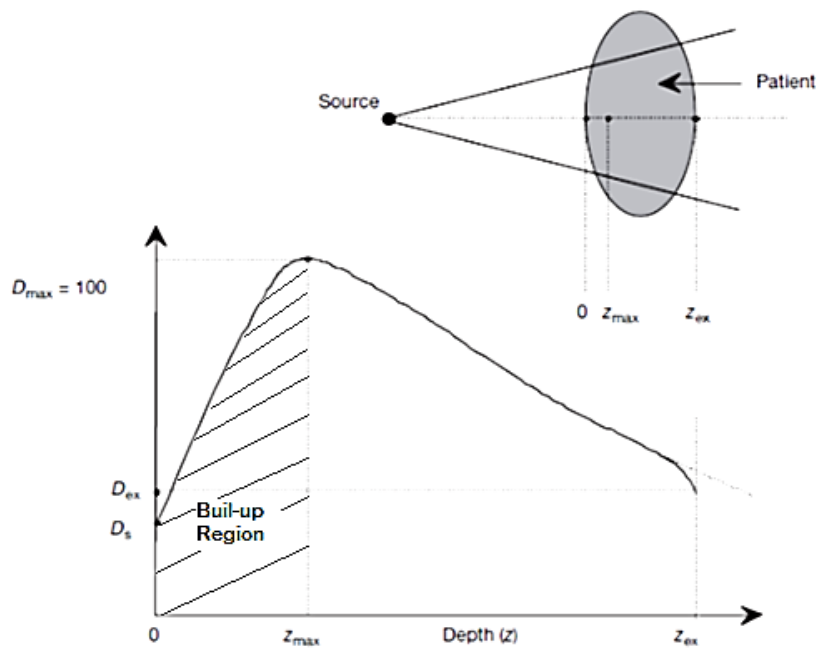


Figura 2.4.1- Deposição de dose em profundidade. (8)

A dose à superfície nos feixes de megavoltagem é menor que o valor de dose D_{\max} . e esta é dependente da energia do feixe, do tamanho de campo e da DFS. Quanto maior a energia do feixe, menor a dose à superfície. E quanto maior o tamanho de campo, maior a dose à superfície. Este efeito é igualmente verificado com a diminuição da DFS.

2.4.4. Build-up

A região *build-up* (acumulação de elétrons secundários) é a região localizada entre a superfície e a profundidade onde a dose absorvida é máxima (Figura 2.4.1.). O aumento da dose nesta região ocorre devido à libertação de elétrons produzidos a partir das interações dos fótons com a matéria que depositam a sua energia no paciente, sendo maior o alcance dos elétrons secundários produzidos até uma zona imediatamente a seguir à superfície (Z_{\max}), onde ocorre o pico máximo de dose (D_{\max}). Este valor diminui exponencialmente à medida que os fótons vão sendo absorvidos. (19)

É assim possível verificar que a espessura da região de build-up é igual ao alcance máximo dos elétrons secundários produzidos pelas interações dos fótons incidentes com o meio material.

2.4.5. Percentagem de dose em profundidade

A percentagem de dose em profundidade (PDD- percent depth dose) é um dos principais parâmetros para a caracterização de um feixe de radiação, pois permite estimar a distribuição de dose em profundidade, no paciente. Este é medido ao longo do eixo central do feixe de radiação a várias profundidades, para diferentes energias e tamanhos de campos. As medições são geralmente efetuadas com um fantoma de água a uma SSD 100cm, pois é onde se encontra o isocentro da maioria dos aceleradores lineares. Os PDD's dependem de 4 fatores: profundidade, tamanho de campo, SSD e energia do feixe. Sendo que, quanto maior a energia do feixe, maior será a deposição de dose em profundidade e menor a dose à superfície. (16)

Os PDD's são normalmente utilizados para controlo das energias dos feixes de radiação, através do parâmetro "índice de qualidade" definido pela relação da dose a 20 cm e a 10 cm de profundidade na água, no eixo central do feixe e em condições de referência (campo 10 cm x 10 cm e DFS 100cm). (26) Este índice pode igualmente ser obtido pelo TPR (Tissue phantom ration) em condições de referência descrito do protocolo da IEAE TRS398 (25).

2.4.6. Perfis transversais de dose

A distribuição analisada através dos PDD's, apenas representa parte da análise necessária para verificar o comportamento da distribuição de dose no paciente. Como tal, são adquiridos os perfis transversais para se poder obter informação planar (2D) da distribuição de dose que, em conjunto com os PDD's, permite a obtenção da informação volumétrica das distribuições de dose (3D).

Os perfis são medidos perpendicularmente ao eixo central do feixe, em duas direções *crossline* (eixo xx, direção A-B) e *inline* (eixo yy, direção G-T), a uma determinada profundidade, seja ela o $D_{máx}$ ou outra conforme as especificações que se pretendam verificar. (27)

Numa fase inicial de *commissioning* de um AL, é necessário medir e verificar os perfis de acordo com as especificações do TPS para vários tamanhos de campo, do 2x2 ao 40x40 cm².

A análise dos perfis de dose permite verificar o tamanho de campo de radiação, a sua homogeneidade (*flatness*), simetria e penumbras.

2.4.7. Tamanho de campo

O tamanho de campo é definido a uma determinada profundidade (ou distância), normalmente no $d_{máx}$, pela isodose dos 50% da distribuição de dose normalizada no eixo central do feixe de radiação, ou seja, a largura a meia altura (FWHM) do perfil transversal de dose (Fig.2.4.2.).

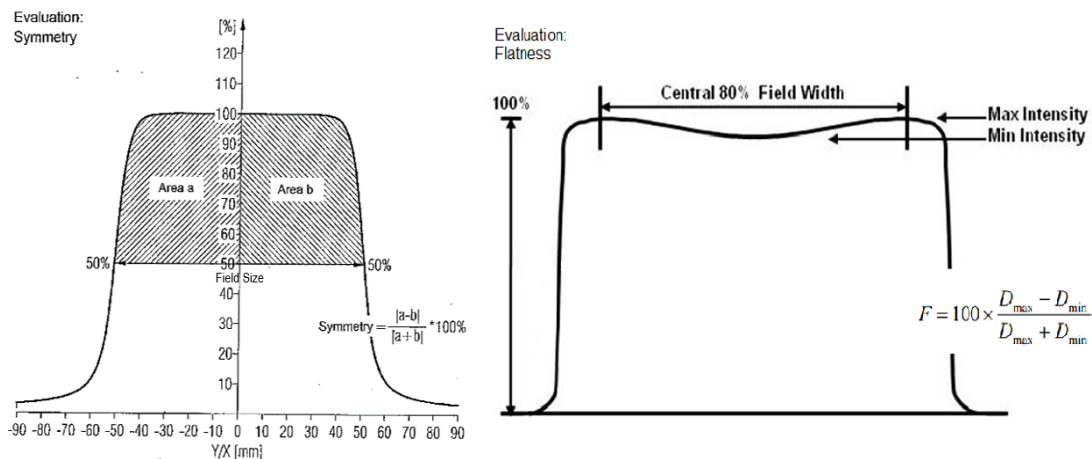


Figura 2.4.2-Parâmetros de análise de perfis de dose.
Available from:<http://www.google.com/patents/US20110024625>

2.4.8. Homogeneidade e simetria

A homogeneidade (*Flatness*) do feixe é definida como a máxima variação da dose na região de FWHM (a 80% da largura de campo), medida a uma SSD de 100 cm e a uma profundidade de 10 cm. Para o AL Varian o valor de homogeneidade obtido deve ser inferior a 3%, para o campo 10 cm x 10 cm e 40 cm x 40 cm, com base na expressão (28):

$$F = 100 \times \frac{D_{máx} - D_{min}}{D_{máx} + D_{min}} \quad [12]$$

Já para o AL Elekta o valor de homogeneidade é obtido com base na expressão [13] (29), para o campo 10 cm x 10 cm e 30 cm x 30 cm:

$$F = \frac{D_{\text{máx}}}{D_{\text{min}}}, \text{ a } 80\% \text{ FWHM} \quad [13]$$

Nos feixes FFF a homogeneidade é verificada segundo os protocolos de aceitação das respectivas marcas, sendo que na Varian são verificados os pontos de dose a 2 cm e 4 cm para um campo 10x10 cm² e a 6 cm e 18 cm para um campo 40x40 cm². Na Elekta são verificados os pontos de dose a 1 cm, 2,5 cm e 4 cm para o campo 10x10 cm² e a 3 cm, 7,5 cm e 12 cm para o campo 30x30 cm².

A simetria é verificada através da análise do valor de dose em quaisquer dois pontos equidistantes e simétricos em torno do eixo central, em 80% da região de FWHM medida a uma SSD de 100 cm e a uma profundidade de 10 cm, para o campo 10x10 cm² e 40x40 cm² na Varian e nos campos 10x10 cm² e 30x30 cm² na Elekta.

2.4.9. Penumbra

A penumbra de um feixe de fótons convencional é definida como a distância entre as isodoses de 80% e 20% (Figura 2.4.3.), normalizadas para o eixo central, da distribuição de dose medida a 10 cm de profundidade num fantoma de água para o campo 10x10 cm² e 40x40 cm² na Varian e nos campos 10x10 cm² e 30x30 cm² na Elekta. (15)

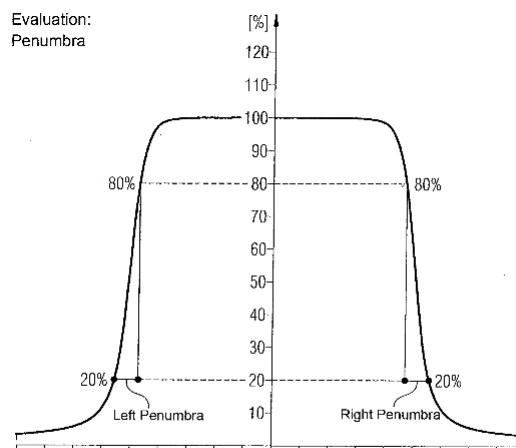


Figura 2.4.3- Análise de penumbras.

Available from: <http://patentimages.storage.googleapis.com/US20110024625A1/US20110024625A1-20110203-D00004.png>

Nos feixes FFF o método convencional de análise de penumbras deixa de poder ser aplicado diretamente, sendo necessário renormalizar o perfil de dose. Uma das formas da análise de penumbras ser possível em feixes FFF é a descrita por Pichandi et al. (30). Este método tem por base a análise de penumbras utilizando o método descrito por Pönisch et al.(31), em que os perfis são redimensionados de acordo com a razão existente entre os valores de dose nos pontos de inflexão na zona de penumbra dos feixes com FF e FFF. Para determinar o ponto de inflexão dos perfis de dose foi utilizado o cálculo da segunda derivada, onde a dose no ponto de inflexão foi tida em conta como o valor de dose de referência (VDR).

De forma a renormalizar a dose dos perfis FFF, para que o método convencional do cálculo de penumbras a partir da distância entre os pontos de dose a 80% e 20% possa ser utilizado, os autores determinaram que multiplicando o VDR do ponto de inflexão por 1,6 e 0,4, o valor de dose obtido é semelhante ao dos perfis com FF para os pontos a 80% e 20% de dose. Esta renormalização faz com que o perfil FFF fique sobreposto ao perfil com FF até à zona dos ombros do perfil, como demonstrado na Figura 2.4.4..

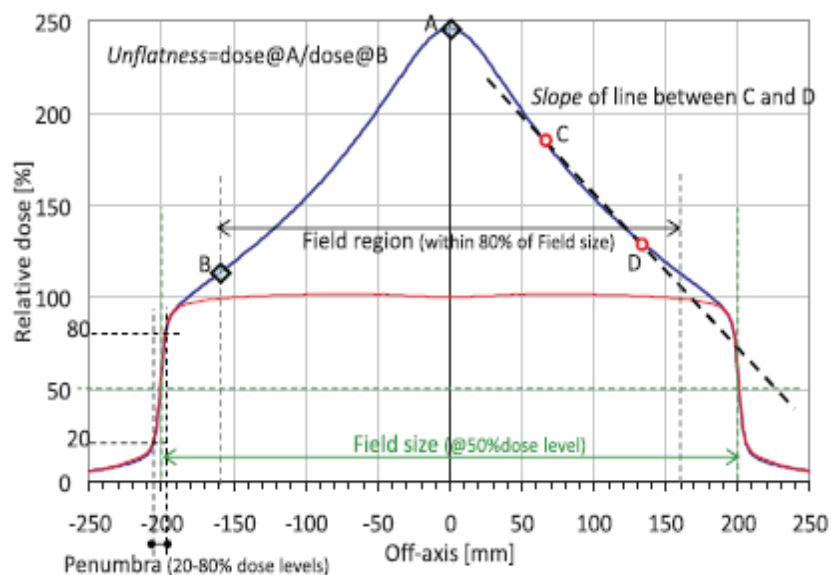


Figura 2.4.4- Renormalização dos perfis dos feixes FFF em relação aos feixes com FF. (39)

3. Alterações dos feixes de fótons sem equalização (flattening filter free beams - FFF)- Revisão Bibliográfica

3.1. Principais alterações dos feixes FFF

O cone equalizador (*flattening filter*-FF) é um componente essencial nos aceleradores lineares convencionais e tem como principal objetivo tornar a distribuição de dose mais uniforme na profundidade do plano de tratamento. Estes perfis mais homogéneos eram úteis quando os algoritmos do sistema de planeamento (TPS) eram mais simples (o fato de se ter perfis de dose mais homogéneos facilitava o cálculo e o planeamento do tratamento).

Com o avanço da tecnologia ao nível da imagem, foi possível verificar que os volumes tumorais não são, de facto, uniformes ou de geometria simples. Assim sendo, a tecnologia dos linac's e TPS's e com a introdução dos MLC's, veio permitir a utilização de feixes não uniformes para tratamento, por modulação da fluência do feixe de tratamento, dando origem à técnica de IMRT (Intensity modulated radiation therapy) e VMAT (Volumetric modulated arc therapy). Esta evolução veio questionar a utilização do *flattening filter* (FF) que, ao ser removido, altera várias das características dosimétricas dos feixes de fótons convencionais.

Vários estudos que têm vindo a ser realizados (12–14,31–35) demonstram os principais benefícios da utilização de feixes FFF, como o aumento da taxa de dose, menores larguras de penumbra, redução da radiação dispersa e diminuição da produção de neutrões, o que leva a uma diminuição das doses fora do campo de tratamento.

Contudo, apesar dos benefícios demonstrados, tem vindo a ser questionada a forma como estes feixes são analisados, pois os protocolos de dosimetria mais utilizados, nomeadamente AAPM TG-51 (26) e IAEA TRS N.º.398 (25), não preveem a utilização deste tipo de feixes.

Alguns parâmetros como a homogeneidade, simetria, penumbras e índices de qualidade do feixe necessitam ser reavaliados e ajustados a este tipo de feixes.

3.1.1. Taxa de Dose

O aumento da taxa de dose é um dos efeitos mais óbvios da remoção do FF, uma vez que deixa de existir o material constituinte do cone equalizador intercalado no feixe de fótons. Para feixes de 6MV (FFF) e 10MV (FFF) é possível obter taxas de dose até 1200

e 2400 unidades monitor por minuto (MU/min) que, em condições de referência na água, correspondem, respetivamente, a 12Gy/min e 24Gy/min. (7,36)

Os valores de taxa de dose foram analisados por Dalaryd et al., Mesbahi e Vassiliev et al. (12,35,37), que comprovaram que os feixes FFF permitem o aumento da taxa de dose em relação aos feixes FF, em cerca de 1,6-2,3% para feixes de 6MV(12,35,37) e 2,66% para feixes de 10MV. (12,35,37)

Este aumento considerável da taxa de dose é uma grande vantagem em técnicas de IMRT, VMAT e SBRT (Stereotactic body radiation therapy), pois possibilita administrar a mesma quantidade de dose, ou até mesmo doses superiores, num menor período de tempo.

3.1.2. Dose em profundidade

Existem diferenças nos espectros de energia nos feixes de fótons FFF e FF conforme se observa na Figura 3.1.1. para um campo 10x10 cm².

O FF endurece significativamente o feixe no eixo central, devido à sua forma física cónica, e isto faz com que a qualidade do feixe diminua com o aumento da distância relativamente ao eixo central.

Muitos dos fótons de baixa energia são atenuados pela parte central do FF, contudo, com o aumento do tamanho de campo, estes fótons de baixa energia têm capacidade de passar a parte mais fina (periférica) do FF, contribuindo e aumentando o espectro de energia do feixe. A energia média apresenta, por isso, maiores variações com o aumento do tamanho de campo.

Em relação aos feixes FFF, o fato de os fótons de baixa energia não serem atenuados, faz com que o espectro de energia se mantenha praticamente constante com o tamanho

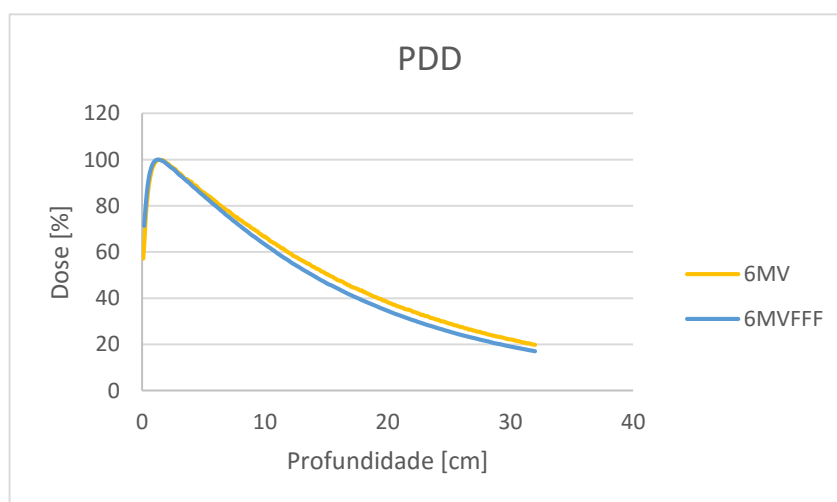


Figura 3.1.1- PDD para o campo 10x10cm², para os feixes de 6Mv e 6MVFFF.

de campo, que a energia média do feixe seja menor e varie menos com o tamanho de campo. (12,13,32,36)

3.1.3. Dose à superfície

Outro dos efeitos que se verifica com a remoção do FF é o aumento da dose à superfície. Como foi referido anteriormente, os feixes FFF têm fótons de baixa energia e um espectro de radiação menos dependente do tamanho de campo relativamente aos feixes FF. Se por um lado existe menos radiação dispersa devido à remoção do FF, por outro lado, a fluência de contaminação por eletrões secundários do meio material é maior, levando a que este tipo de feixe apresente valores de dose à superfície mais elevados.

A dose à superfície depende da energia e espectro do feixe, sendo maior para menores energias (< 10 MV). Wang et al. (38) referem que a dose à superfície dentro da região de *build-up* aumenta linearmente com o tamanho de campo, tanto para os feixes com FF como FFF, e este aumento é de cerca de 1% por cada cm². Kragl et al.(8) e Vassiliev et al.(35) demonstram, igualmente, um aumento de dose à superfície com o aumento do tamanho de campo de radiação em feixes FFF, relativamente a feixes FF. Dosimetricamente as diferenças verificadas mostraram não ser relevantes. (7,8,35,38)

3.1.4. Perfis

Na análise dos perfis de dose existem parâmetros de referência que devem ser verificados obrigatoriamente, como a homogeneidade, penumbra e simetria. Em todos estes parâmetros a profundidade a que são medidos influencia bastante os resultados, pois com o aumento da profundidade, a distribuição de dose do feixe sofre maiores alterações, sendo geralmente utilizada como referência a profundidade de 10 cm.

Os perfis dos feixes com FF são tipicamente “planos”, já os perfis dos feixes FFF apresentam um “pico” de dose no eixo central devido à remoção do FF (Figura 3.1.2). Este “pico” é mais acentuado para maiores energias do feixe, pois os ângulos de dispersão do feixe são menores, porque para feixes de radiação de maior energia, a direção predominante à saída do alvo (target), é a própria direção de incidência do feixe de eletrões acelerados.

Nos campos de menor dimensão, 1x1 cm² até 5x5 cm², para feixes FF e FFF, os perfis de dose demonstram ser bastante semelhantes em todas as energias. (12,13,32,36)

Isto é consistente com o fato de campos de pequenas dimensões interagirem apenas com a parte central do FF que tem praticamente a mesma espessura.

Relativamente à alteração dos perfis com o aumento da profundidade, os feixes FFF apresentam menores variações em relação aos feixes com FF que, como já referido, possuem um espectro de energia mais largo e menos dependente da dimensão de campo.

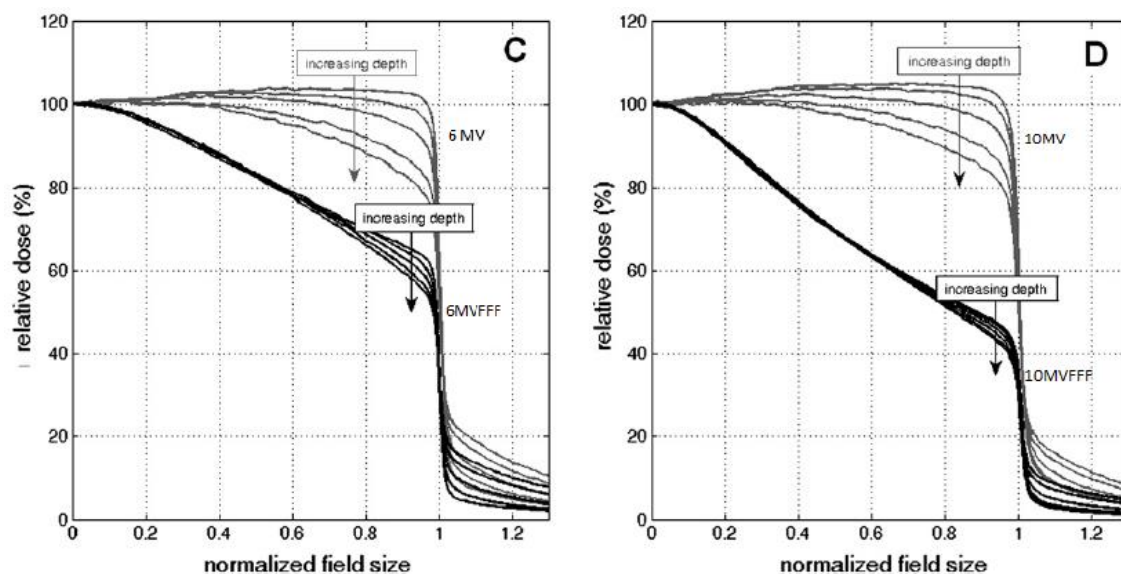


Figura 3.1.3- Perfis 6MV(FF) e 6MV(FFF) e 10MV(FF) e 10MV(FFF), para um campo 10x10, a várias profundidades. (36)

A simetria do feixe pode continuar a ser verificada da mesma forma para ambos os feixes com FF e FFF. (32)

A largura de penumbra do feixe FFF requer especial atenção, pois o método de análise utilizando os valores convencionais de dose a 80% e 20%, deixam de ser praticáveis para feixes FFF. Os métodos mais utilizados para se comparar os valores de penumbra dos feixes FFF com os dos feixes com FF é o descrito por Pönisch et al.(31) e Fogliata A. et al. (39) contudo, Sahani G. et al.(40) e Pichandi A. et al.(30), apresentam, igualmente, métodos que têm por base os descritos por Pönisch et al.(31) e Fogliata et al.(39) que consistem em verificar qual a dose nos pontos de inflexão na zona de penumbra e, a partir daí, encontrar os pontos de alteração do gradiente de dose, através da multiplicação do fator 1,6 e 0,4 com o valor de dose do ponto de inflexão para aferir os pontos equivalentes ao valor normal de dose a D80% e D20% (Figura 3.1.3).

De um modo geral, é demonstrado que a penumbra nos feixes FFF é menor relativamente à verificada nos feixes com FF, com diferenças entre os 0,2-0,5 mm. (12,13,31)

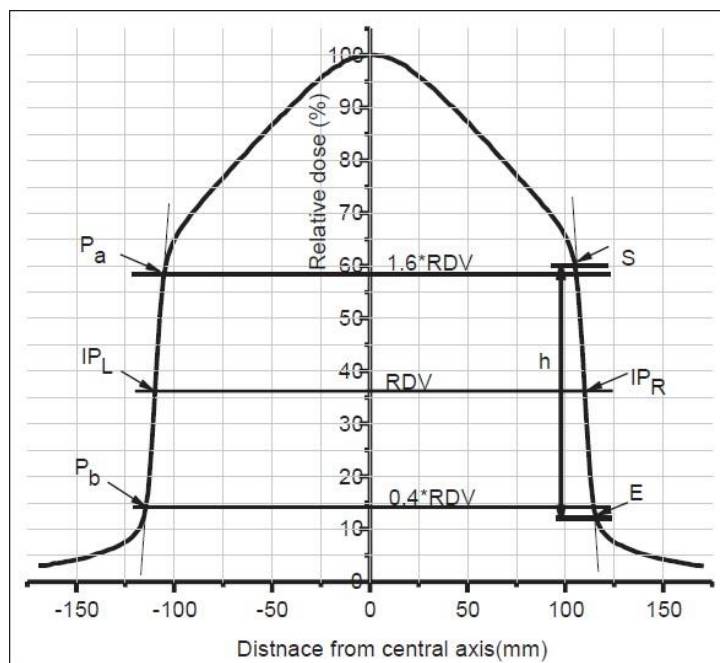


Figura 3.1.4- Esquema para determinar os pontos de inflexão e pontos de medição da penumbra dos feixes FFF. (40)

3.1.5. Doses out-of-field

As doses out-of-field ou doses periféricas são uma das consequências inerentes aos tratamentos de radioterapia e são principalmente prejudiciais para os órgãos de risco. A principal causa da existência das doses periféricas é a radiação dispersa pela cabeça do acelerador.

Este tipo de radiação pode ser diminuída em cerca de 50-60% se o FF for removido, daí afirmar-se que as doses periféricas são menores para feixes FFF.

Cashmore(32), verificou uma redução de dose de cerca de 7,9%, em relação ao feixe de 6MV, a 2 cm do limite do campo, para uma DFS de 90 cm, a 10 cm de profundidade, num campo de 10x10 cm² com uma energia de 6MVFFF.

Mesbahi(12) e Vassiliev et al.(35), para as energias de 6MV e 6MVFFF, a uma SSD de 100 cm, para campos 5x5 cm² e 4x4 cm², a uma profundidade de 10 cm e 5 cm registaram uma redução de dose de 16% e 15%, respetivamente, a 4 cm do limite do campo.

Relativamente aos campos de maior dimensão, de feixes FFF, existe alguma controvérsia no que toca à diminuição de dose periférica com o aumento do tamanho de campo.

Hrbacek et al.(36), Mesbahi et al.(13) e Kragl et al.(8), verificaram que, com o aumento do tamanho de campo (10x10 cm², 20x20 cm² e 40x40 cm²) dos feixes FFF, as doses periféricas não apresentam uma redução significativa em relação aos feixes com FF. Por outro lado, Mesbahi(12) constatou que, com o aumento do tamanho de campo e profundidade, o efeito da redução de dose periférica dos feixes FFF vai diminuindo gradualmente. Este resultado apresenta alguma consistência porque, com a profundidade e a abertura de campo, a radiação dispersa ou *scattering* vai aumentando, fazendo diminuir as diferenças entre os feixes FFF e com FF.

3.2. Produção de neutrões

Feixes de fótons com energias superiores a 8MeV originam neutrões como subproduto da radiação primária.

Os neutrões são produzidos a partir de interações entre fótons de alta energia com núcleos atómicos de materiais de elevado número atómico, presentes não só na cabeça do acelerador linear mas também em alguns componentes existentes nas salas de tratamento.

Mesbahi(34) e Kry et al.(41) mostraram que há uma redução da contaminação por neutrões utilizando feixes FFF, tendo ambos os autores obtido uma média de redução de cerca de 54% e 69%, respetivamente. Ambos atribuem a causa desta redução, ao facto de com a remoção do FF haver um maior número de fótons a incidir diretamente no paciente e não no filtro equalizador, que possui maior número atómico em relação ao paciente.

3.3. Recombinação iónica

Com o aparecimento dos feixes FFF o fator de correção Pion, associado à dosimetria ionométrica (medições de dose utilizando câmaras de ionização) foi alvo de vários estudos, devido ao aumento significativo da taxa de dose do feixe de radiação. (42)

Posto isto, poderão ser necessários fazer ajustes para este novo tipo de feixes nos protocolos mais utilizados para a calibração de dose absoluta, como IAEA TRS-398 (25) e TG-51 (26).

Concretamente, o Pion é determinado com recurso à utilização do método de medição com dois potenciais elétricos, tipicamente o dobro um do outro, aplicados a uma câmara de ionização pelo eletrómetro, tal como descrito no TG-51(26).

As câmaras de ionização têm como principal objetivo medir a quantidade de partículas carregadas produzidas no meio de incidência do feixe de radiação. Sempre que este detetor é exposto a radiação, o gás, geralmente ar, existente no interior da câmara, é ionizado pela radiação e dá origem a uma corrente elétrica proporcional ao número de moléculas ionizadas (iões positivos migram para o cátodo (-) e os iões negativos para o ânodo (+) por cada ionização). Esta corrente elétrica gerada na câmara de ionização é amplificada e convertida em valores numéricos no eletrómetro.

No entanto, quando o processo de ionização acontece, pode também ocorrer o processo de recombinação, que se verifica quando os iões positivos se recombinaem com as cargas negativas, os eletrões livres, e geram átomos neutros que levam à conseqüente perda de informação (corrente elétrica) e erros de leitura de dose.

O Pion, é então utilizado para contabilizar a medição incompleta de cargas elétricas em função da taxa de dose.

Wang et al.(43) e Kry et al.(44), compararam este fator para feixes FFF e FF, concluindo que não existem diferenças significativas nas medições feitas e consideraram igualmente que o método de medição utilizando dois potenciais elétricos pode ser considerado muito simplificado e de pouco rigor para as medições feitas em feixes FFF, podendo induzir a erros sistemáticos de leituras. Wang et al.(43) sugerem, como alternativa ao método descrito no TG-51(26), o método utilizado por Palmans et al.(45). Este método tem em conta a geometria da câmara de ionização na simulação em Monte Carlo, para a determinação do factor de correção de recombinação iónica e concluíram que devido à presença da multiplicação de cargas na câmara de ionização é mais preciso utilizar voltagens mais baixas do que as que são aplicadas no método tradicional descrito no TG-51(26), pois em IMRT e VMAT a câmara de ionização vai sendo parcialmente irradiada e as correções feitas relativamente ao factor de recombinação iónica são mais baixas em relação às aplicadas para campos abertos.

3.4. Vantagens do uso de feixes FFF nas técnicas de Radiocirurgia, Radioterapia estereotáxica, IMRT e VMAT

O principal objetivo do tratamento de radioterapia é irradiar com o máximo de dose possível o volume alvo (PTV- planning target volume), evitando a irradiação dos tecidos sãos. A forma como a dose é administrada no PTV pode variar consoante o tipo de técnica utilizada. (46)

A radiocirurgia foi a técnica impulsionadora do uso de feixes FFF. O fato de esta técnica ser muito utilizada em lesões de cérebro, com tamanhos milimétricos nas quais se utilizavam sistemas de imobilização muito rígidos, levou à necessidade de tornar este tipo de tratamento cada vez mais eficiente e realizado num menor período de tempo possível.

O facto de a remoção do FF permitir um aumento da taxa de dose, torna bastante útil a sua utilização neste tipo de técnica, uma vez que possibilita a redução do tempo de tratamento. Uma vez que para tamanhos de campo muito pequenos os perfis de dose para feixes FFF e FF são muito semelhantes para energias até 6MV (FFF), não existem grandes alterações na administração de tratamento. (5)

Na radioterapia estereotáxica extracranial, a utilização de feixes FFF permite administrar doses mais elevadas num menor período de tempo e de forma mais precisa devido, essencialmente, à redução das doses periféricas e penumbras.

A diminuição do tempo de tratamento torna-se um factor essencial para os tratamentos onde é necessário o controlo dos movimentos respiratórios e involuntários do paciente, pois reduz significativamente os efeitos dos movimentos intrafacção. (47)

O tratamento por IMRT e VMAT é realizado através de alterações da fluência do feixe de acordo com o volume e geometria tumoral, como tal, o uso do FF deixa de ser necessário.

Com a redução da radiação dispersa e aumento de taxa de dose, os tratamentos de IMRT são mais eficientes, dependendo da modulação dos feixes.

Zwahlen et al.(48) e Stieler et al.(49), verificaram que em IMRT, a diminuição do tempo de tratamento só é vantajosa caso seja administrada uma maior dose por fração (>2Gy (48); >5Gy (49)).

Relativamente aos planos de tratamento entre os feixes FFF e FF não existem grandes alterações, desde que os planos de tratamento não apresentem grande complexidade e a relação 1Gy/1UM seja verificada, pois, caso contrário, os planos para feixes FFF apresentam um maior número de unidades monitor. (5)

Na técnica de VMAT (Volumetric modulated arc therapy), Lechner et al (11) verificaram que o aumento da taxa de dose é o maior benefício.

Para esta técnica obter melhores resultados, as propriedades do MLC devem ser melhoradas, nomeadamente, a velocidade das lâminas, para que estas se reposicionem rapidamente, conformando o volume tumoral, de modo a poder beneficiar ao máximo do aumento da taxa de dose. (11)

4. Materiais e Métodos

4.1. Equipamentos utilizados

4.1.1. Varian EDGE

O equipamento EDGE™ Radiosurgery Suite (Figura 4.1.1), da Varian Medical Systems, foi um dos aceleradores lineares utilizado nas medições efetuadas na Fundação Champalimaud, para a realização deste trabalho. Este equipamento permite administrar feixes de fótons com e sem *flattening filter*.



Figura 4.1.1- Varian EDGE, da Fundação Champalimaud, Lisboa.

Este sistema combina um conjunto de características que o tornam único, sendo elas:

- Energias de tratamento:
 - Feixes de fótons de 6 e 10 MV com uma taxa de dose até 600 UM/min
 - Fótons de alta taxa de dose de 6 e 10MVFFF, de 1400 UM/min e 2400 UM/min, respetivamente. (50)

- Precisão do isocentro da gantry, do colimador e da mesa de tratamento é inferior 0,75 mm.
- HD MLC com 120 lâminas: 32 pares de 2,5 mm no centro; 28 pares de 5 mm na periferia. (28)
- PerfectPitch da mesa de tratamentos com 6 graus de liberdade de movimento em varias direções (Figura 4.1.2.), que permitem obter uma melhor precisão e flexibilidade no posicionamento dos doentes.

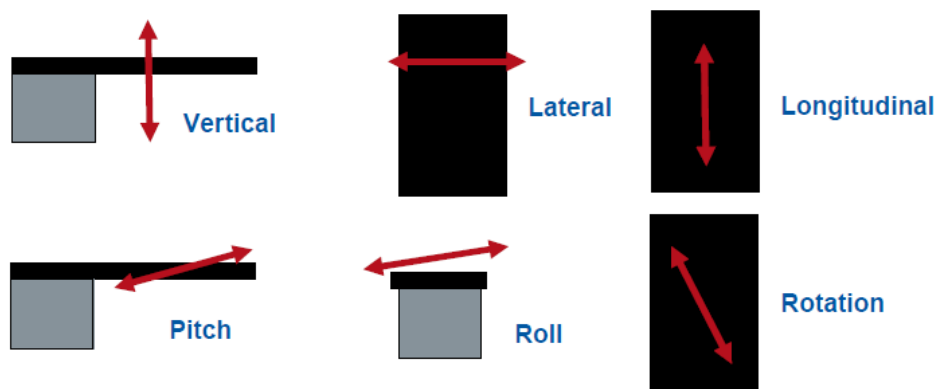


Figura 4.1.2- Direções de movimento da mesa de tratamento do Varian Edge. (51)

- Sistema de IGRT:
 - Imagens kV planares;
 - Imagens com feixe de energia de 2,5MV;
 - Cone beam CT com energias de kV, que permite a aquisição contínua de imagens durante o tratamento.
- Sistema OSMS (Optical Surface Monitoring System): é um pacote exclusivo para radiocirurgia intracraniana que, com um conjunto de câmaras, captam a superfície do paciente e permitem selecionar diretamente na superfície captada a zona de tratamento (Figura 4.1.1.3). A administração do tratamento é muito precisa e utiliza várias opções de modelagem dos feixes. Este sistema, permite ainda administrar tratamento com e sem imobilização do paciente.



Figura 4.1.3- Conjunto de câmaras de controlo para o sistema OSMS, Fundação Champalimaud.

- Sistema Calypso (Figura 4.1.4): permite obter a localização do tumor em tempo real, através de *transponders* (emissores-receptores passivos) colocados na superfície e/ou no interior do paciente, que controlam todos os movimentos durante o tratamento e, sempre que os limites estipulados são ultrapassados, o sistema permite interromper o tratamento manual ou automaticamente.



Figura 4.1.4- Sistema Calypso®.

Available from: <https://www.varian.com/oncology/products/real-time-tracking/calypso-extracranial-tracking>

4.1.2. AL Synergy Agility

O equipamento Elekta Synergy utilizado nas medições efetuadas no Hospital Cuf Descobertas possui o *upgrade* da cabeça do acelerador, do *Beam Modulator* para Agility.

Este MLC de alta resolução tem 80 pares de lâminas com uma espessura de 5mm ao isocentro que permitem a utilização de interdigitação. A velocidade das lâminas pode atingir os 3,5cm/s.

As energias de fótons disponíveis são 6MV, 10MV, 15MV, 6MVFFF e 10MVFFF, sendo que os feixes de FFF possuem uma taxa de dose de 1400 e 2200 UM/min, respetivamente. (52)

As energias de eletrões disponíveis para tratamento são 4MeV, 10MeV, 12MeV e 15MeV.

Os sistemas de IGRT utilizados são:

- iViewGT: Permite a aquisição de imagens planares (2D) com energias na ordem de grandeza dos MV;
- XVI: O sistema de cone beam CT permite a aquisição de imagens volumétricas (3D) com energias do espectro de kV.

4.1.3. Fantoma de Água

Os fantasmas são constituídos por materiais artificiais ou naturais com propriedades semelhantes às dos tecidos vivos que permitem verificar o comportamento dos mesmos quando expostos à radiação.

Os fantasmas utilizados nas medições foram o fantoma de água *Blue Phantom* e *Blue Phantom²* da IBA Dosimetry – Germany (Figura 4.1.5.). Estes fantasmas permitem adquirir parâmetros físicos dos feixes a uma velocidade de 50mm/s num volume total de 48x48x41 cm².

Para além disso permitem fazer varrimentos passo a passo e contínuos, sempre com uma boa resolução espacial (cerca de 0,5 mm- *Blue Phantom* e 0,1 mm- *Blue Phantom²*) e rapidez (cerca de 30-50 mm/s), podendo adquirir um perfil completo em 13s com o *Blue Phantom* e 8s com o *Blue Phantom²*. (53,54)

O *Software OmniPro-Accept*, versão 6.6C e 7.2, servem de interface ao *Blue Phantom* e *Blue Phantom²*, respetivamente, onde ficam registadas todas as leituras feitas pelas câmaras de ionização acopladas ao fantoma. (55)

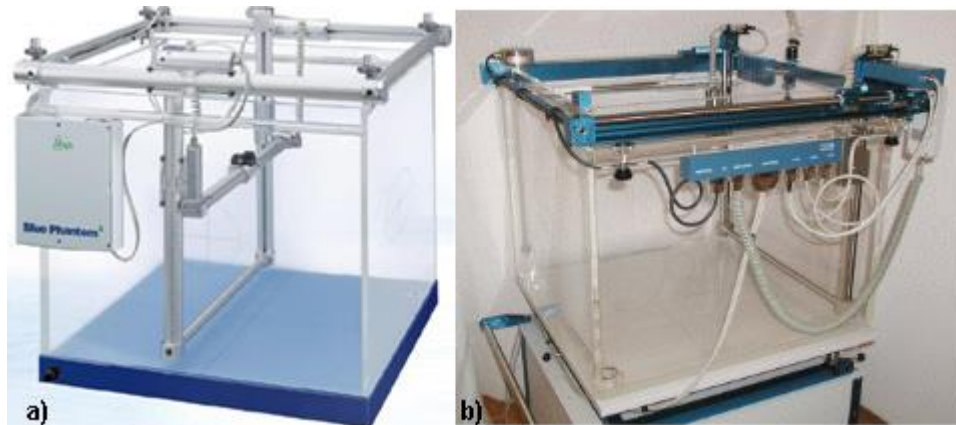


Figura 4.1.5- a)Blue Phantom2. (56); b)Blue Phantom- IBA Dosimetry. (53)

4.1.4. Câmaras de ionização

O princípio de funcionamento das câmaras de ionização (Figura 4.1.6.) tem por base a medição da quantidade de ionizações, por quantificação do número de partículas carregadas existentes no meio. Sempre que este detetor, devidamente polarizado com uma diferença de potencial elétrico, é exposto a radiação, o meio material do seu volume sensível (paredes da câmara e o gás existente no seu interior) é ionizado e origina uma corrente elétrica proporcional ao número de átomos ionizados (por cada interação os iões positivos migram para o cátodo (-) e os eletrões para o ânodo (+)).

Esta corrente elétrica gerada é amplificada e convertida em valores numéricos para visualização e análise. (57)

Para este trabalho foram utilizadas as câmaras CC01 ($0,01\text{cm}^3$), CC04 ($0,04\text{cm}^3$) e CC13 ($0,13\text{cm}^3$) da IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany. (58)



Figura 4.1.6- Câmaras de ionização. (58).

4.1.5. Fontes radioativas de referência usadas em Radioterapia

As fontes radioativas seladas são utilizadas para garantir a precisão dos sistemas de medição, nomeadamente das câmaras de ionização e da combinação câmara de ionização/eletrômetro. Estas permitem verificar a estabilidade e sensibilidade de resposta das câmaras de ionização e determinar os fatores de correção da densidade do ar. Uma das fontes seladas mais utilizada é a de Estrôncio-90 (Sr-90), este radioisótopo é produzido a partir da fissão nuclear do Urânio-235 (^{235}U) e possui uma semi-vida de 28,8 anos. A sua taxa de dose é de $1 \mu\text{Sv/h}$. É importante fazer medições de estabilidade regularmente, e antes de cada manutenção preventiva, em todas as câmaras de ionização, principalmente nas utilizadas para verificações de outputs para garantir a consistência das medições. (15)

4.1.6. Eletrômetro

As câmaras de ionização polarizadas com uma diferença de potencial elétrico apropriado, ao serem expostas diretamente na zona de incidência do feixe de radiação, geram uma corrente elétrica muito pequena e difícil de medir. Assim, para medir esta corrente muito pequena, utilizam-se equipamentos muito sensíveis como é o caso dos eletrômetros.

O eletrômetro é um amperímetro de corrente contínua que funciona também como amplificador de sinal - fornece a polarização elétrica entre o eletrodo central e a parede lateral da câmara e mede a carga elétrica gerada na câmara de ionização, quando esta

é exposta a radiação ionizante, dando informação radiológica sobre a dose (e taxa de dose) absoluta. (59)

Os eletrômetros utilizados para as medições deste trabalho foram PTW Unidos_{webline} e o Dose1 (Figura 4.1.7) que permitem aplicar tensões elétricas (polarização) variadas na câmara de ionização e a inversão da polaridade, para que deste modo se possa ligar a vários tipos de detetores de modo a determinar-se a eficiência da captação de iões e o efeito de polaridade medidos nas câmaras de ionização. Na tabela 4.1.1. encontram-se reunidas algumas das especificações dos dois eletrômetros.



Figura 4.1.7- Eletrómetro PTW Unidos_{webline}⁽¹⁾ e Dose 1- Iba-Dosimetry⁽²⁾

⁽¹⁾ Available from: http://www.ptw.de/unidos_webline_dosemeter_rt0.html

⁽²⁾ Available from: <http://www.rpdinc.com/dose-1-electrometer-1009.html>

Tabela 4.1.1-Especificações do Eletrómetro PTW Unidosweblin e Dose1.(43)(44)

Especificações		
	PTW Unidos_{weblin}	Dose1
Dimensões	152mm x 257mm x 262mm	259mm x 259mm x 165mm
Peso	5,8Kg	3,5 Kg
Carga	2pC – 9C	40pC – 1C
Corrente	Low: 200fA – 250pA Medium: 10pA – 25nA High: 1nA – 2,5µA	40pA a 1 nA
Resolução	Carga: 10fC Corrente: 1fA	Carga: 0,1 pC Corrente: 0,1pA
Estabilidade	<± 0,5% p.a.	<± 0,25% p.a.
Corrente de fuga	<± 1fA	<± 10fA
Zero do amplificador	Aprox. 75s	60s
Unidades radiológicas	Gy; Gy/min; Sv; Sv/h; H*(10); R; R/min; Bq; Ci	Gy; Sv; R; rad; rem
Unidades elétricas	A; C	A; C

4.2. Descrição dos procedimentos utilizados

Os perfis e PDD's dos feixes de 6MV e 6MVFF, foram adquiridos na água utilizando os fantasmas *Blue Phantom* e *Blue Phantom*².

Nas aquisições de perfis de modo a podermos comparar o comportamento do feixe com e sem FF, foram feitas as medições para campos de 4, 10, 30 e 40 cm² a duas profundidades (5 e 10 cm). Nos PDD's foram efetuadas medições para vários campos quadrados, de 2 a 40 cm², para os dois feixes, FF e FFF, em ambos os equipamentos. De todos os perfis adquiridos analisámos apenas a direção de crossline (Figura 4.2.1.), uma vez que é a direção na qual se pode observar com maior rigor as principais alterações da colimação do feixe feitas com o MLC e *jaws*.

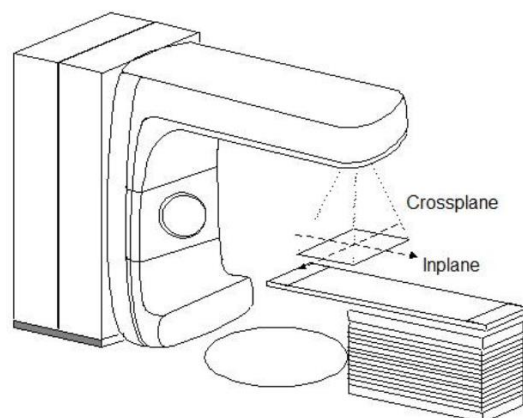


Figura 4.2.1- Direções de aquisição dos parâmetros físicos dos feixes.(28)

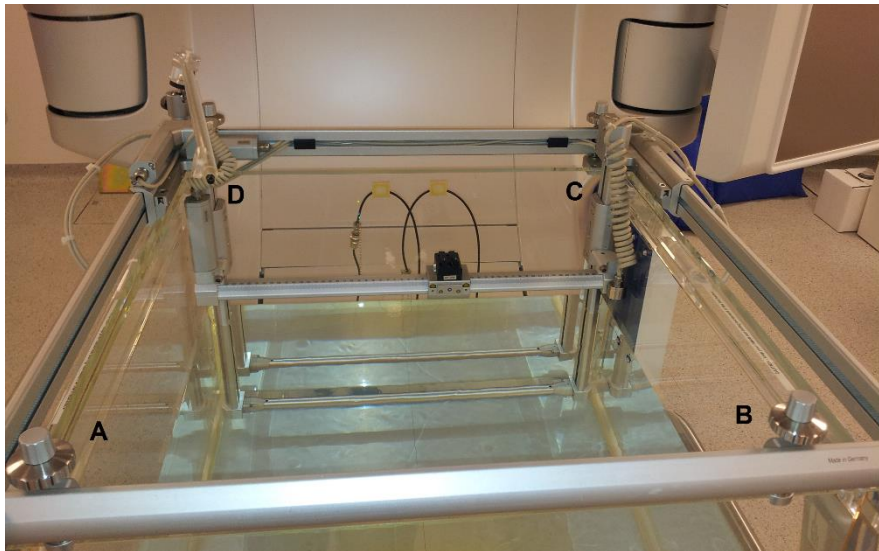
A escolha das câmaras utilizadas nas medições efetuadas no Varian EDGE foi feita consoante o tamanho de campo a ser medido e o volume ativo da câmara, de modo que, para campos mais pequenos (2x2 a 4x4) foi utilizada a CC01, cujo volume ativo é de $0,01\text{cm}^3$, para campos de 6x6 a 20x20 foi utilizada a câmara CC04 com um volume ativo de $0,04\text{cm}^3$, e para os campos de 30x30 e 40x40 foi utilizada a câmara CC13 que possui um volume ativo de $0,13\text{cm}^3$. No Elekta Agility as medições foram todas efetuadas com a câmara CC13, de acordo com o protocolo de aquisição do fabricante. Todos os equipamentos utilizados nas medições encontravam-se devidamente calibrados e à temperatura ambiente da sala e, antes de serem efetuadas quaisquer medições, verificaram-se as condições de pressão e temperatura da sala.

O fantoma de água foi colocado com a superfície perpendicular ao eixo central do feixe de radiação e alinhado com a projeção do retículo e só depois cheio com água destilada. O controlo do fantoma é efetuado remotamente a partir do *software* OmniPro- Accept da IBA Dosimetry, daí ser necessário ligar todos os controladores do software ao fantoma. As câmaras de ionização são colocadas nos respetivos suportes, em que a câmara de campo é colocada no suporte motorizado do fantoma e a câmara de referência é colocada num suporte lateral do mesmo (Figura 4.2.2).



Figura 4.2.2- Suporte lateral da câmara de referência. (53)

O alinhamento da câmara começa pela definição dos limites do fantoma (A,B,C,D (Figura 4.2.3.)), em que é colocado o capuchão na câmara e este é ajustado até se obter um X perfeito, entre a superfície da água e a parte submersa do capuchão em todos os pontos limite do fantoma.



*Figura 4.2.3- Limites a definir no fantoma de água.
Fonte: Elaborada pelo autor*

De seguida, é feito o alinhamento da câmara com a projeção do retículo existente na base do colimador do linac e, ao ser retirado o capuchão, deverá ser visualizado um círculo perfeito entre a câmara e a sua projeção na água (Figura 4.2.4.).

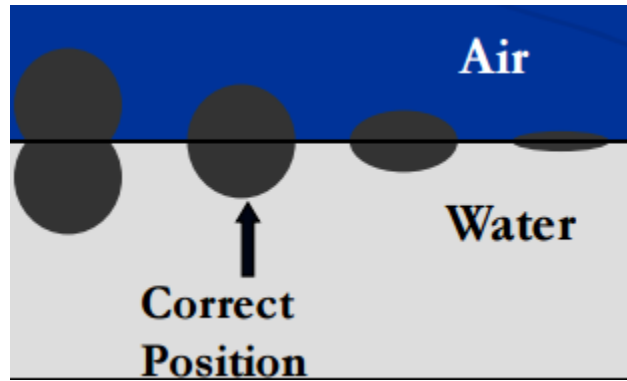


Figura 4.2.4- Visualização da câmara de ionização quando alinhada com o retículo à superfície da água.(60)

Antes de se iniciarem as verificações é preciso confirmar se o ponto efetivo (considerado o ponto acima do ponto de medição central da câmara, tido em conta devido ao percurso dos elétrons secundários) da câmara está correto e, para tal, com recurso ao *software* é necessário colocar a câmara a uma certa profundidade e de seguida definir o ponto efetivo (0,0,0). Depois é necessário verificar no plano da superfície da água (observador colocado lateralmente ao fantoma), se observamos um “8” através da imagem da câmara refletida na água (Figura 4.2.5). Para garantir que a câmara de campo está centrada, a partir do *software* podemos verificar automaticamente o alinhamento com o eixo central (Central Axis- CAX) irradiando um campo 10x10 a SSD de 100 cm e verificar se a simetria, homogeneidade e o desvio do CAX se encontram dentro das tolerâncias. Caso se encontrem desviados podemos corrigir os desvios e fazer o alinhamento manual.

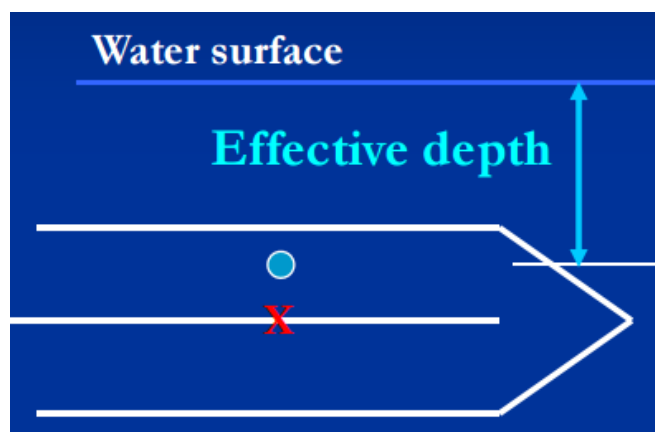


Figura 4.2.5- Esquema da localização do ponto efetivo. (60)

Os perfis foram obtidos em *crossline* às profundidades de 5 e 10cm, a uma SSD de 100 cm (Figura 4.2.6.). De modo a reduzir o ruído nos perfis adquiridos, o *software* permite fazer uma interpolação (*smooth*) nas curvas adquiridas.

Já nos PDD's o varrimento é feito em profundidade (Figura 4.2.7.), partindo de uma profundidade de 32cm até à superfície, de forma a diminuir a perturbação causada pela oscilação da superfície da água, nas medições.

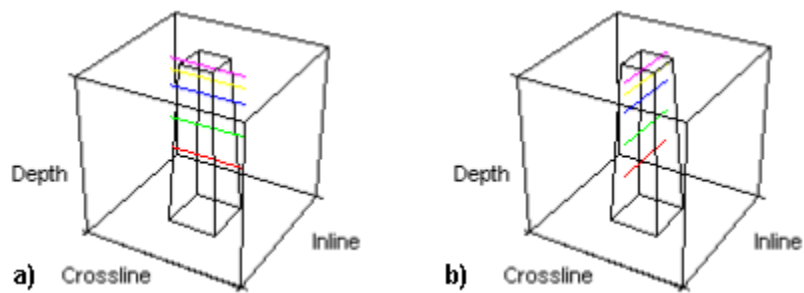


Figura 4.2.6- Direções de aquisição de perfis de dose, *crossline*(a)) e *inline* (b))
Fonte: Elaborado pelo autor

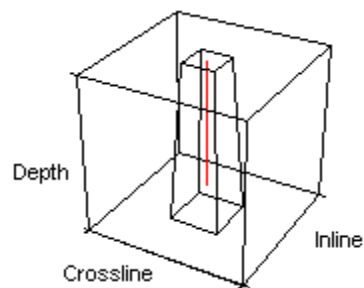


Figura 4.2.7- Aquisição de PDD's.
Fonte: Elaborado pelo autor

5. Aquisição de dados e Análise dos Resultados

5.1. Aquisição de dados

Toda a aquisição dos parâmetros físicos dos feixes foi feita durante o trabalho de validação dos aceleradores lineares para introdução e modulação dos feixes de radiação nos *softwares* dos TPS, Eclipse e XiO, pelas respectivas equipas da física, da Fundação Champalimaud e do Hospital Cuf Descobertas.

De modo a podermos comparar os feixes dos dois AL's para 6MV e 6MVFFF, optámos por apresentar e analisar apenas os dados que existiam em comum para ambas os feixes. São eles os perfis em *crossline* dos campos 4x4, 10x10, 30x30 e 40x40 cm² para a profundidade de 5 cm, 4x4, 10x10 e 30x30 cm² para a profundidade de 10cm, e PDD's para campos 2x2, 4x4, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30 e 40x40 cm².

5.2. Análise dos perfis transversais de dose

A partir dos perfis de dose na água, como referido anteriormente, é possível verificar o tamanho de campo, homogeneidade, simetria e penumbras. Este trabalho, centra-se na análise de perfis de dose em *crossline* dos campos 4x4, 10x10, 30x30 e 40x40 às profundidades de 5 e 10cm em água, para as energias de 6MV e 6MVFFF.

5.2.1. Análise do tamanho de campo, homogeneidade e simetria

Ao analisarmos os perfis de dose na água em relação ao tamanho de campo (Anexo A-Tabela A.1) podemos verificar que o maior desvio registado foi de 1,8mm para o campo 30x30 a 5cm de profundidade para a energia 6MVFFF do AL Varian Edge. No AL Elekta Agility o maior desvio registado foi de 1mm para o campo 4x4 com a energia de 6MV a 5cm de profundidade e para os campos 4x4 e 10x10 da energia de 6MVFFF às profundidades de 5 e 10 cm, contudo os valores encontram-se dentro da tolerância de 2mm. (61,62)

Ambos os AL's para as energias de 6MV e 6MVFFF mostraram possuir uma boa concordância no tamanho de campo, uma vez que os valores obtidos variam na sua maioria entre 0 e 1mm. Os desvios registados podem ocorrer na sequência de pequenos desvios na simetria do feixe, devido ao alinhamento da câmara de ionização, ou até mesmo devido a erros de *set-up* e sensibilidade dos detetores, porque apesar de as câmaras utilizadas em ambos os centros serem as mesmas, o tempo de utilização e o fator de calibração das câmaras podem ser diferentes. Relativamente ao fantoma de

água e *software* de aquisição na Fundação Champalimaud, este é uma versão mais recente em relação ao utilizado no Hospital Cuf Descobertas e possui uma maior resolução espacial daí ser mais preciso nas medições efetuadas.

Quanto à homogeneidade, os resultados foram obtidos através do cálculo descrito nas equações [12] e [13], na tabela A.2 do Anexo A, onde é possível verificar que nos valores obtidos para o AL Varian Edge, há uma maior diferença para o campo 4x4 a 5 e a 10 cm de profundidade para a energia de 6MV, onde foram obtidos os valores mais discrepantes de 2,62% e 2,47%, respetivamente. No entanto, estes valores encontram-se dentro do limite de tolerância recomendado ($\pm 3\%$ - TG-40 (61)TG142 (62)). Para a mesma energia os restantes valores situam-se entre 1,21% e 1,64%.

No AL Elekta Agility os valores de homogeneidade são bastante semelhantes, em que a maior diferença registada é 1,09%, para o campo 4x4 a 5cm de profundidade da energia de 6MV, sendo que, os restantes valores variam entre 1,02% e 1,06%.

As diferenças obtidas nos dois AL's estão relacionadas com o facto de serem marcas diferentes logo, possuem métodos de cálculo diferentes, diferentes filtros equalizadores e sistemas de colimação e esta diferença pode traduzir-se nesta disparidade de valores. O facto de serem equipas diferentes, com equipamentos ligeiramente diferentes, pode igualmente ter influenciado os resultados.

Uma vez que as energias de 6MVFFF, como o próprio nome indica, não possuem filtro equalizador, o método de cálculo de homogeneidade dos feixes convencionais não é aplicável, contudo, foi analisado para os campos de referência das respetivas marcas, tal como descrito no ponto 2.4.8.

Tabela 5.2.1- Verificação de homogeneidade para os campos de referência da energia de 6MVFFF do AL Varian Edge.

Tamanho de Campo	Pontos de medição em relação ao CAX	Ref. Varian	Medido
		Dose Relativa (%)	Dose Relativa (%)
10x10 cm ²	±2	97,5 ±2	97,66
	±4	90,5 ±2	90,65
40x40 cm ²	±6	90,0 ±2	89,78
	±18	59,5 ±2	59,46

Tabela 5.2.2- Verificação de homogeneidade para os campos de referência do feixe de 6MVFFF do AL Elekta Agility.

Pontos de medição em relação ao CAX		Ref. Elekta		Medido	
		Dose Relativa (%)		Dose Relativa (%)	
		10x10 cm ²	30x30cm ²	10x10 cm ²	30x30cm ²
1 cm/ 3 cm	Crossline	99,1 ±2	94,6 ±3	99,24	95,05
2,5 cm/ 7,5 cm	Crossline	94,9 ±2	78,2 ±3	95,51	78,66
4 cm/ 12 cm	Crossline	87,1 ±2	62,6 ±3	88,49	63,43

Ao analisar a Tabela 5.2.1. e a Tabela 5.5.2 podemos verificar que os valores de homogeneidade obtidos situam-se dentro das especificações dos fabricantes. Para o campo 10x10 cm² do AL Varian Edge o desvio entre o valor obtido e o de referência é de cerca de 0,15%, por outro lado, no campo 40x40 cm² à distância de 6 cm do CAX o desvio entre o valor de referência e o valor medido foi de cerca de 0,22%. No entanto para a distância de 18 cm o desvio foi de cerca de 0,04%. No AL Elekta Agility, para o campo 10x10cm², o maior desvio obtido foi o da distância a 4 cm, onde o valor medido foi 1,39%, superior ao de referência. Para as restantes distâncias os valores obtidos foram de 0,14% (1 cm) e 0,61% (2,5 cm) superiores aos de referência. Para o campo 30x30 cm² para as distâncias 3 cm e 7,5 cm o valor medido foi cerca de 0,5% superior ao de referência, tendo sido verificado o maior valor de desvio para a distância de 12 cm onde o valor obtido foi 0,83% superior ao de referência.

Quanto à simetria (Anexo A-Tabela A.2) no AL Varian Edge, o valor mais elevado foi 0,3% para o campo 30x30 da energia de 6MV a 10cm de profundidade. Nos restantes campos, para ambas as energias de 6MV e 6MVFFF, podemos considerar que os perfis estavam bem alinhados, pois os valores de dose obtidos nos pontos equidistantes eram iguais.

No AL Elekta Agility registou-se um desvio de 1,07% em dose para o campo 4x4 de 6MV à profundidade de 5cm. Para os restantes tamanhos de campo de 6MV e 6MVFFF, os valores registados são todos inferiores a 1%, sendo que é possível considerar que se encontram dentro dos limites de tolerância (61,62).

De forma a podermos comparar visualmente os perfis de dose de ambos os AL's (Anexo B- Figura B.1 a B.14), foram sobrepostos os perfis de dose. Aqui verificámos que em relação às doses periféricas o AL Elekta Agility, possui uma leitura de dose relativa superior, relativamente ao Varian Edge, em todos os tamanhos de campo e energias.(17) Este facto poderá estar relacionado com uma simples definição no *software* de aquisição ou com o modo de colimação do feixe, pois no Varian Edge, o MLC funciona como colimador terciário, e no Elekta Agility como colimador secundário, seguido das *lower jaws*, o que faz com que para reproduzir o mesmo tamanho de campo seja necessário um campo mais amplo, permitindo a passagem de mais radiação dispersa. Uma vez que apenas tivemos acesso aos dados em .txt, as condições de aquisição e *set-up* foram difíceis de apurar devido a uma questão temporal.

Para os campos 4x4, 10x10, 30x30 e 40x40 da energia de 6MV dos dois AL's verificámos que os campos são semelhantes e que as diferenças encontradas são coerentes com os valores de homogeneidade e simetria registados. Já nos perfis dos campos 4x4 e 10x10 da energia de 6MVFFF, o efeito da ausência do filtro equalizador não é tão pronunciado como nos campos de 30x30 e 40x40. Visualmente é possível constatar que o feixe de 6MVFFF do Varian Edge é mais energético em relação ao do Elekta Agility (Anexo B- Figura B.12 a B.14).

5.2.2. Análise de Penumbras

Como descrito anteriormente, a penumbra é definida como a distância entre os 20% e 80% de dose a uma determinada profundidade. De acordo com os valores de penumbra obtidos (Anexo C- Tabela C.1 e C.2) é possível verificar que o AL Elekta Agility possui uma maior largura de penumbra em relação ao Varian Edge, tanto a 5cm como a 10cm de profundidade. Novamente, este resultado pode ser influenciado pelos sistemas de aquisição de dados utilizados contudo, é coerente e está diretamente relacionado com colimação do feixe que, tal como referido anteriormente na análise de perfis, o facto do a colimação do Varian Edge possuir *upper* e *lower jaws*, juntamente com o MLC que funciona como colimador terciário, traduz-se em feixes mais definidos e com menores larguras de penumbra. (17)

Com o aumento da profundidade para 10cm é possível verificar um aumento da largura de penumbra em ambos os AL's para a mesma energia, isto porque a penumbra é dependente da profundidade e à medida que a profundidade aumenta, a penumbra também aumenta, tal como acontece com o aumento da DFS, pois temos uma maior

contribuição da radiação dispersa devido ao facto da radiação atravessar uma maior quantidade de tecido. Em termos de prática clínica, isto pode traduzir-se num aumento de margens nos volumes alvo. (15)

5.2.3. Análise de penumbras de feixes FFF

Para a análise de penumbras dos feixes FFF, foi utilizado o método descrito anteriormente no ponto 2.4.9.

Comparando os valores de largura de penumbra (Anexo D- Tabela D.1e D.2) entre 6MV e 6MVFFF, podemos verificar que, de um modo geral, o valor de penumbra é menor ou igual para feixes FFF à exceção do campo 40x40 tanto para o feixe de 6MVFFF do Elekta Agility como do Varian Edge à profundidade de 5cm.

Com o aumento da profundidade, para os feixes de 6MVFFF, é possível verificar que há um ligeiro aumento do valor de penumbra para os campos 10x10 e 30x30 em ambas as máquinas, contudo, para o campo 4x4, os valores obtidos (ver Tabela D.1. e D.2) mantêm-se constantes.

5.3. Análise de PDD's

A profundidade do $d_{m\acute{a}x}$ para um campo 10x10, a uma SSD 100cm, para a energia de 6 MV do Varian Edge é 1,4cm, enquanto que para a energia de 6MVFFF é de 1,3cm.(28) Comparando com os valores das medições obtidas neste trabalho, o valor de $d_{m\acute{a}x}$ encontra-se dentro do esperado para ambos os feixes. Na Tabela 5.3.1 é possível verificar que para o Varian Edge o $d_{m\acute{a}x}$ passa de 1,4cm (FF) para 1,37cm (FFF) e o D_{10} de 66,72% para 63,25%, sendo este valores coincidentes com os obtidos por Hrbacek et al.(36), Vassiliev et al.(35) e Fogliata et al.(39). Para o Elekta Agility o $d_{m\acute{a}x}$ passou de 1,41cm para 1,52 e o valor de D_{10} de 67,33% para 66,79%. Este resultado suscita alguma controvérsia em relação á bibliografia consultada, onde foram analisados AL's Elekta. (5,6,8,32).

O facto de o FF ser removido traduz-se numa maior contribuição da radiação de baixa energia, e conseqüentemente, faz com que o valor de $d_{m\acute{a}x}$ seja menor. A contribuição da radiação de baixa energia faz com que a energia media do feixe seja mais baixa, como é possível verificar pelo perfil de dose do Varian Edge na Figura E.2 do Anexo E.

Na Figura E.1 do mesmo anexo, seria de esperar uma curva de PDD menos sobreposta e com maiores diferenças do que aquelas que foram verificadas.

Tabela 5.3.1- Comparação dos valores de D_{máx} e D10, para as energias de 6MV e 6MVFFF.

	D _{máx} (cm)		D10(%)	
	Agility	Edge	Agility	Edge
6MV	1,41	1,4	67,33	66,72
6MVFFF	1,52	1,37	66,79	63,25

5.3.1. Índice de qualidade do feixe

O índice de qualidade de um feixe é determinado pela relação tecido-fantoma, ou TPR_{20,10}. Este pode ser medido através do PDD, considerando os valores a 20 cm e 10 cm de profundidade, para um campo de 10x10 a uma SSD 100cm e, obtido através da equação descrita no protocolo IAEA TRS 398 (25):

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad [14]$$

Na análise dos valores de TPR_{20,10} podemos considerar que quanto maior o valor obtido, maior o poder de penetração do feixe. Analisando a Tabela 5.3.2 verificamos que a diferença entre os valores de TPR_{20,10}, entre os feixes de 6MV e 6MVFFF do Varian Edge e Elekta Agility é de aproximadamente 1 %.

Para ambos os equipamentos o feixe de 6MV tem uma maior capacidade de penetração em relação ao feixe de 6MVFFF, isto traduz-se num índice TPR_{20,10} de valor mais baixo nos caso dos feixes FFF, tendo esta característica sido igualmente verificada por diferentes autores. (8,30,32,36,39,52)

A relação entre o índice de qualidade e a capacidade de penetração do feixe nos tecidos, está diretamente relacionada com o facto explicado anteriormente, em que a remoção

do *flattening filter* faz com que a radiação de baixa energia não seja atenuada, fazendo com que o $d_{máx}$ seja atingido mais à superfície, o que se traduz num *shift* de todo o espectro do feixe de 6MVFFF para baixo, em relação ao espectro do feixe de 6MV.

Tabela 5.3.2- Comparação do índice de qualidade do feixe dos equipamentos Varian Edge e Elekta Agility para as energias de 6MV e 6MVFFF.

Campo	EDGE				AGILITY			
	6MV		6MVFFF		6MV		6MVFFF	
	D20/D10	TPR20,10	D20/D10	TPR20,10	D20/D10	TPR20,10	D20/D10	TPR20,10
10x10	0,570	0,663	0,545	0,631	0,582	0,678	0,578	0,672

6. Conclusão

A partir da análise dosimétrica dos dois AL's é possível concluir que ambos os AL's têm propriedades bastante semelhantes. Ao analisarmos os perfis de dose em água, em relação ao tamanho de campo, podemos concluir que os valores obtidos se encontram dentro dos limites de tolerância ($\pm 2\text{mm}$) nas duas máquinas, sendo que o maior valor de desvio registado foi no AL Varian Edge com 1,8 mm para o campo de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a 5 cm de profundidade.

Na análise da homogeneidade ambos os AL's apresentaram uma maior diferença para o campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a 5 e 10 cm de profundidade para o feixe de 6MV, contudo todos os valores obtidos encontram-se dentro da tolerância. Para os feixes de 6MVFFF a homogeneidade foi analisada de acordo com as especificações dos fabricantes e de um modo geral os valores obtidos foram inferiores a 1%, à exceção do valor médio de dose medido entre 4 cm e 12 cm, que foi 1,39% acima do valor de dose de referência, porém, este valor encontra-se dentro dos limites de tolerância.

Quanto à simetria no AL Varian Edge os valores obtidos foram muito próximos de 0 em ambos os feixes de 6MV e 6MVFF, tendo sido registado o maior valor de simetria para o campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a 10 cm de profundidade. No Elekta Agility o maior desvio registado foi de 1,07% para o campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a 5 cm de profundidade, sendo os restantes valores obtidos abaixo de 1%.

Visualmente os perfis de dose de ambos os AL's, para os vários tamanhos de campo, mostraram ser semelhantes, sendo as pequenas diferenças encontradas concordantes com os resultados da análise feita.

Na análise de penumbras o Elekta Agility apresenta maiores larguras de penumbra em relação ao Varian Edge. Como seria de esperar em ambos os AL's com o aumento da profundidade de aquisição, há igualmente, um aumento das larguras de penumbras.

Devido à remoção do filtro equalizador, o método convencional do cálculo de penumbras não pode ser diretamente aplicado, para isso procedeu-se à renormalização dos perfis de dose e nos resultados obtidos foi possível verificar que com a remoção do FF há uma redução das larguras de penumbra. Tal como verificado para o feixe de 6MV convencional em que os valores aumentam com a profundidade.

Analisando os PDD's de ambos os feixes nos dois AL's, o valor de $d_{\text{máx}}$ com a remoção do FF, seria de esperar que apresentasse um valor inferior ao registado para o feixe de 6MV. Este facto foi verificado para o equipamento Varian Edge contudo, para o Elekta Agility, o valor obtido foi superior ao registado para a energia de 6MV, mas ao

analisarmos o valor de D10 é possível verificar que em ambos os AL's, para o feixe de 6MVFFF, este valor é inferior ao obtido para 6MV. A partir dos PDD's foi analisado o índice de qualidade do feixe de 6MV e de 6MVFFF nos dois equipamentos e a diferença entre um e outro é de aproximadamente 1%. Este índice indica-nos a capacidade de penetração dos feixes nos tecidos e, assim sendo, o facto de obtermos valores mais baixos de TPR_{20,10} nos feixes de 6MVFFF em relação aos feixes de 6MV, nos dois equipamentos, podemos concluir que com a remoção do filtro equalizador o feixe fica menos penetrante.

Em suma, as diferenças encontradas na análise dosimétrica dos feixes podem estar relacionadas com o *design* inerente a cada marca, aos possíveis erros de *set-up* dos equipamentos e à sensibilidade dos equipamentos utilizados.

Existem ainda vários aspetos relativamente às especificações e parâmetros dosimétricos dos feixes FFF, como a homogeneidade, simetria e cálculo de penumbras que necessitam ser reavaliados e analisados pelos vários grupos internacionais (p.e: AAPM, IAEA e IEC), de modo a criarem linhas de orientação (*guidelines*) fidedignas e de fácil aplicabilidade relativamente à utilização dos feixes FFF, pois as características destes feixes são um pouco diferentes das dos feixes FF e não é trivial o recurso a protocolos de dosimetria corrente de feixes FF, em feixes FFF.

Um dos aspetos a analisar é a existência de efeitos radiobiológicos provocados pelo uso de feixes FFF comparativamente aos efeitos provocados pelos feixes convencionais (FF), que até há data ainda não são conhecidos. No entanto, com o avanço da implementação deste tipo de feixes, parece-nos importante que seja dada especial atenção a esta problemática.

De um modo geral, é necessário desenvolver mais estudos, mais precisos e direcionados para a aplicabilidade clínica dos feixes FFF, para que se consiga retirar o maior proveito de todo o potencial dos feixes FFF.

7. Referências Bibliográficas

1. Alberts B. Bruce Alberts - Biologia Molecular da Célula, 5ª Edição (Artmed).pdf. 2010.
2. Egner JR. AJCC Cancer Staging Manual. JAMA: The Journal of the American Medical Association. 2010. p. 1726.
3. A Guide to Radiation Therapy. Am Soc Clin Oncol [Internet]. 2015; Available from: <http://www.cancer.net/navigating-cancer-care/how-cancer-treated/radiation-therapy/what-radiation-therapy>
4. Lopes MC. A Física e a vida. Soc Port Física. 2005;30.
5. Georg D, Knöös T, McClean B. Current status and future perspective of flattening filter free photon beams. Med Phys [Internet]. 2011 [cited 2014 May 28];38(3):1280. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/38/3/10.1118/1.3554643>
6. Huang Y, Siochi RA, Bayouth JE. Dosimetric properties of a beam quality-matched 6 MV unflattened photon beam. J Appl Clin Med Phys. 2012;13(4):3701.
7. Javedan K, Feygelman V, Zhang RR, Moros EG, Correa CR, Trotti A, et al. Monte Carlo comparison of superficial dose between flattening filter free and flattened beams. Phys Med [Internet]. 2014 Jun [cited 2014 May 26];30(4):503–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24662096>
8. Kragl G, af Wetterstedt S, Knäusl B, Lind M, McCavana P, Knöös T, et al. Dosimetric characteristics of 6 and 10MV unflattened photon beams. Radiother Oncol [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2009 Oct [cited 2014 May 27];93(1):141–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19592123>
9. Kragl G, Albrich D, Georg D. Radiation therapy with unflattened photon beams: Dosimetric accuracy of advanced dose calculation algorithms. Radiother Oncol [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2011;100(3):417–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2011.09.001>
10. Lang S, Shrestha B, Graydon S, Cavelaars F, Linsenmeier C, Hrbacek J, et al. Clinical application of flattening filter free beams for extracranial stereotactic

- radiotherapy. *Radiother Oncol* [Internet]. 2013;106(2):255–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2012.12.012>
11. Lechner W, Kragl G, Georg D. Evaluation of treatment plan quality of IMRT and VMAT with and without flattening filter using Pareto optimal fronts. *Radiother Oncol* [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2013 Dec [cited 2014 May 28];109(3):437–41. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24183067>
 12. Mesbahi A. Dosimetric characteristics of unflattened 6 MV photon beams of a clinical linear accelerator: a Monte Carlo study. *Appl Radiat Isot* [Internet]. 2007 Sep [cited 2014 May 27];65(9):1029–36. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17616465>
 13. Mesbahi A, Mehnati P, Keshtkar A, Farajollahi A. Dosimetric properties of a flattening filter-free 6-MV photon beam: a Monte Carlo study. *Radiat Med* [Internet]. 2007 Aug 1 [cited 2014 May 27];25(7):315–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17705000>
 14. Pearson D, Ishmael Parsai E, Fledmeier J. Evaluation of Dosimetric Properties of 6 and 10 MV Photon Beams from a Linear Accelerator with no Flattening Filter. *Med Phys*. 2006;
 15. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, Papanikolaou N. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Medical Physics. 2008. p. 4281.
 16. Podgorsak EB, Hendee WR. *Radiation Physics for Medical Physicists*. *Med Phys*. 2006;33(1):21–2;250–6.
 17. Biggs P, D P, Galvin J, Sc D, Klein E, Sc M. BASIC APPLICATIONS OF MULTILEAF COLLIMATORS [Internet]. *Medical Physics*. 2001. 56 p. Available from: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.114.4262&rep=rep1&type=pdf>
 18. Hariri S, Shahriari M. Suggesting a new design for multileaf collimator leaves based on Monte Carlo simulation of two commercial systems. *J Appl Clin Med Phys*. 2010;11(3):3101.
 19. Rosenberg I. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and*

- Students. Br J Cancer. 2008;98(5):1020.
20. Tavernier S. Experimental techniques in nuclear and particle physics. *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics*. 2010. 23-53 p.
 21. Ahmed SN. *Physics and Engineering of Radiation and Detection*. 2007. 82 - 99 p.
 22. Yoshimura EM. Física das Radiações : interação da radiação com a matéria
Radiation Physics : interaction of radiation with matter. *Rev Bras Física Médica*. 2009;3(1):57–67.
 23. Martin JE. *Physics for Radiation Protection, A Handbook, Second Edition, Completely Revised and Enlarged* [Internet]. 2008. 1-844 p. Available from: http://uqu.edu.sa/files2/tiny_mce/plugins/filemanager/files/4310166/Physics_for_Radiation_Protection.pdf
papers2://publication/uuid/C8073439-1A50-43C4-BB86-59182A66831D
 24. Bushberg-The Essential Physics of Medical Imaging_2ed.pdf.
 25. Andreo P, Burns D, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on absorbed dose to water. IAEA TRS-398. 2000;
 26. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* [Internet]. 1999 Sep;26(9):1847–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10505874>
 27. Das IJ, Cheng C-W, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* [Internet]. 2008;35(9):4186–215. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/35/9/10.1118/1.2969070>
 28. Systems VM. *Installation Products Acceptance*. 2013;(August).
 29. Beck J a, Budgell GJ, Roberts D a, Evans PM. Electron beam quality control using an amorphous silicon EPID. *Med Phys*. 2009;36(5):1859–66.
 30. Pichandi a., Ganesh KM, Jerin A, Balaji K, Kilara G. Analysis of physical

- parameters and determination of inflection point for Flattening Filter Free beams in medical linear accelerator. Reports Pract Oncol Radiother [Internet]. Wielkopolskie Centrum Onkologii; 2013;19(5):322–31. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rpor.2014.01.004>
31. Pönisch F, Titt U, Vassiliev ON, Kry SF, Mohan R. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. *Med Phys*. 2006;33:1738–46.
 32. Cashmore J. The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator. *Phys Med Biol* [Internet]. 2008 Apr 7 [cited 2014 May 27];53(7):1933–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18364548>
 33. Ishmael Parsai E, Pearson D, Kvale T. Consequences of removing the flattening filter from linear accelerators in generating high dose rate photon beams for clinical applications: A Monte Carlo study verified by measurement. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect B Beam Interact with Mater Atoms* [Internet]. 2007 Aug [cited 2014 Mar 6];261(1-2):755–9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168583X07005824>
 34. Mesbahi A. A Monte Carlo study on neutron and electron contamination of an unflattened 18-MV photon beam. *Appl Radiat Isot* [Internet]. 2009 Jan [cited 2014 May 26];67(1):55–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18760613>
 35. Vassiliev ON, Titt U, Pönisch F, Kry SF, Mohan R, Gillin MT. Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator. *Phys Med Biol* [Internet]. 2006 Apr 7 [cited 2014 May 27];51(7):1907–17. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16552113>
 36. Hrbacek J, Lang S, Klöck S. Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. 2011 Jul 15 [cited 2014 May 26];80(4):1228–37. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21129855>
 37. Dalaryd M, Kragl G, Ceberg C, Georg D, Mcclean B, Wetterstedt SA, et al. Lund University Publications. 2010;55(23):7333–44.
 38. Wang Y, Khan MK, Ting JY, Easterling SB. Surface dose investigation of the

- flattening filter-free photon beams. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. Elsevier Inc; 2012 Jun 1 [cited 2014 May 27];83(2):e281–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22414287>
39. Fogliata a., Garcia R, Knöös T, Nicolini G, Clivio a., Vanetti E, et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. *Med Phys*. 2012;39(10):6455.
 40. Sahani G, Sharma SD, Sharma PKD, Deshpande DD, Negi PS, Sathianarayanan VK, et al. Acceptance criteria for flattening filter - free photon beam from standard medical electron linear accelerator : AERB task group recommendations :[P ... Acceptance criteria for flattening filter - free photon beam from standard medical electron linear acce. 2015;(4):2014–6.
 41. Kry SF, Titt U, Pönisch F, Vassiliev ON, Salehpour M, Gillin M, et al. Reduced neutron production through use of a flattening-filter-free accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. 2007 Jul 15 [cited 2014 May 26];68(4):1260–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17637397>
 42. Lang S, Hrbacek J, Leong A, Klöck S. Ion-recombination correction for different ionization chambers in high dose rate flattening-filter-free photon beams. *Phys Med Biol* [Internet]. 2012 May 7 [cited 2014 May 27];57(9):2819–27. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22510780>
 43. Wang Y, Easterling SB, Ting JY. Ion recombination corrections of ionization chambers in flattening filter-free photon radiation. *J Appl Clin Med Phys* [Internet]. 2012 Jan;13(5):3758. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22955642>
 44. Kry SF, Popple R, Molineu A, Followill DS. Ion recombination correction factors (P(ion)) for Varian TrueBeam high-dose-rate therapy beams. *J Appl Clin Med Phys* [Internet]. 2012 Jan;13(6):3803. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23149774>
 45. Palmans H, Thomas R a S, Duane S, Sterpin E, Vynckier S. Ion recombination for ionization chamber dosimetry in a helical tomotherapy unit. *Med Phys*. 2010;37(6):2876–89.
 46. Skliarenko J, Warde P. Radiotherapy: Practical applications and clinical aspects.

- Medicine (Baltimore) [Internet]. Elsevier Ltd; 2011;39(12):705–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mpmed.2011.09.007>
47. Scorsetti M, Alongi F, Castiglioni S, Clivio A, Fogliata A, Lobefalo F, et al. Feasibility and early clinical assessment of flattening filter free (FFF) based stereotactic body radiotherapy (SBRT) treatments. Radiat Oncol [Internet]. BioMed Central Ltd; 2011 Jan [cited 2014 May 28];6(1):113. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3179946&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
 48. Zwahlen DR, Lang S, Hrbacek J, Glanzmann C, Kloeck S, Najafi Y, et al. The use of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator for hypofractionated volumetric modulated arc therapy in localized prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys [Internet]. Elsevier Inc; 2012 Aug 1 [cited 2014 May 28];83(5):1655–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22572080>
 49. Stieler F, Fleckenstein J, Simeonova A, Wenz F, Lohr F. Intensity modulated radiosurgery of brain metastases with flattening filter-free beams. Radiother Oncol [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2013 Dec [cited 2014 May 28];109(3):448–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24231243>
 50. System TT. The TRUEBEAM SySTEM. Available from: http://www.variantruebeam.com/pdf/TrueBeam_Brochure.pdf
 51. Kovacs M. Six degrees of freedom robotic correction table : Integration into routine radiotherapy practice Introduction to the 6-degrees of freedom robotic table 6 degree of freedom robotic correction table 6 degree of freedom robotic correction table. 2012;
 52. Weatherford J. Jared Weatherford, MS, DABR Radiation Therapy Physicist. AAPM [Internet]. 2015; Available from: <http://chapter.aapm.org/seaapm/symposia/2015/Weatherford.pdf>
 53. IBA Wellhöfer Dosimetrie. Blue Phantom Manual. 2001;
 54. Iba-Dosimetry. Blue Phantom 2 User's Guide.
 55. Phantom B. commissioning and annual Qa. Water. (V 7).
 56. Accurate M, Reliable M. OmniPro-Accept (V 7) Relative Dosimetry – Fastest ,.

(V 7).

57. Sanderud A. Principles of dosimetry – The ionization chamber.
58. Ionization Chambers and Diode Detectors Detectors for Relative and Absolute Dosimetry | Air Ionization Chambers |. IBA- Dosim.
59. Buchman, Saps (Stanford University); Mester, John (Standford University); Sumner TJ (Imperial C. The Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook. 1999.
60. Followill D. Clinical Implementation of the TG-51 Protocol. AAPM [Internet]. 2009;13,17. Available from: <https://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/08Followill-TG-51ClinicalIssues.pdf>
61. Gerald J. Kutcher TC, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. COMPREHENSIVE QA FOR RADIATION ONCOLOGY- TG-40. AAPM. (Report No.46).
62. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009;36(9):4197–212.
63. Spruijt KH, Dahele M, Cuijpers JP, Jeulink M, Rietveld D, Slotman BJ, et al. Flattening filter free vs flattened beams for breast irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys [Internet]. Elsevier Inc.; 2013;85(2):506–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2012.03.040>

8. Anexos

Anexo A

Tabela A.1-Comparação dos valores de tamanho de campo.

		Varian Edge		Elekta Agility	
Campo	Profundidade	6MV	6MVFFF	6MV	6MVFFF
4x4	5cm	1mm	0mm	1mm	1mm
	10cm	0,6mm	0,2mm	0mm	1mm
10x10	5cm	0,2mm	0,4mm	0mm	1mm
	10cm	0,2mm	0,6mm	0mm	1mm
30x30	5cm	0,8mm	1,8mm	0mm	0mm
	10cm	0,8mm	0,6mm	0mm	0mm
40x40	5cm	0,4mm	1mm	0mm	0mm

Tabela A.2-Comparação de valores de homogeneidade e simetria do feixe para 6MV e 6MVFFF.

		Homogeneidade ($\pm 3\%$)				Simetria ($\leq 2\%$)			
		Varian EDGE		Elekta Agility		Varian EDGE		Elekta Agility	
Campo	Profundidade	6MV	6MVFFF	6MV	6MVFFF	6MV	6MVFFF	6MV	6MVFFF
4x4	5cm	2,62	N.A.	1,09	N.A.	0	0	1,07	0,34
	10cm	2,47	N.A.	1,06	N.A.	0	0	0,81	0,38
10x10	5cm	1,21	N.A.	1,02	N.A.	0	0	0,29	0,45
	10cm	1,52	N.A.	1,03	N.A.	0,01	0	0,3	0,23
30x30	5cm	1,15	N.A.	1,03	N.A.	0,01	0	0,13	0
	10cm	1,24	N.A.	1,02	N.A.	0,3	0	0,03	0
40x40	5cm	1,64	N.A.	1,05	N.A.	0,01	0	0	0

Anexo B

- Perfis 6MV:

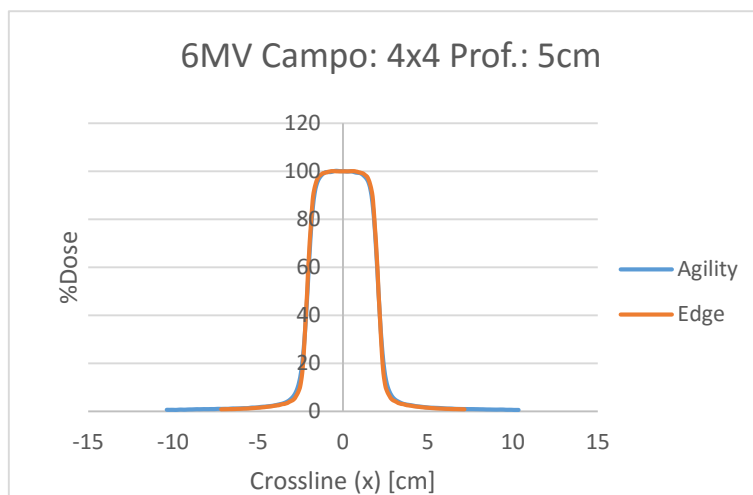


Figura B.1 - Perfil do campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$, em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.

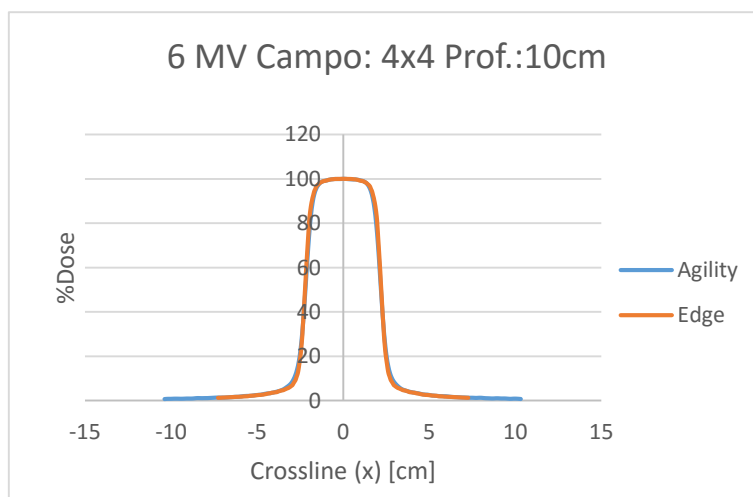


Figura B.2 - Perfil do campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$, em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.

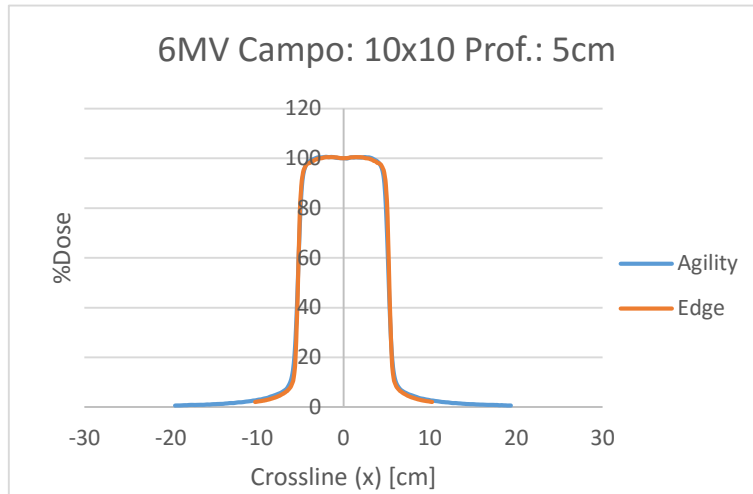


Figura B.3 - Perfil do campo 10x10 cm², em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.

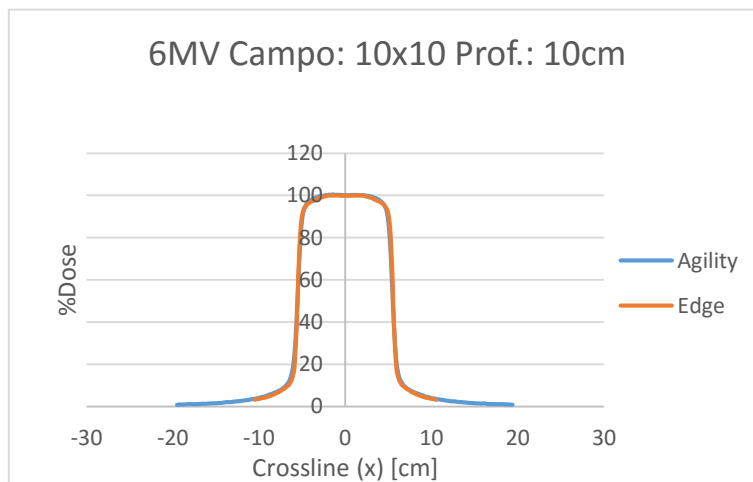


Figura B.4 -Perfil do campo 10x10 cm², em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.

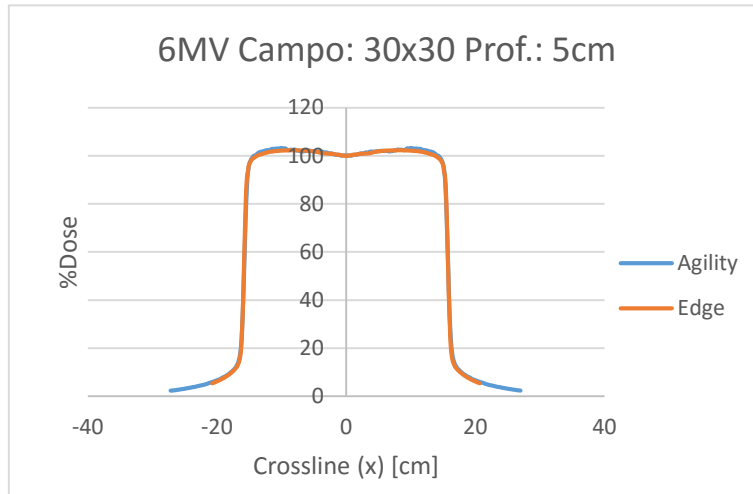


Figura B.5- Perfil do campo 30x30 cm², em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.

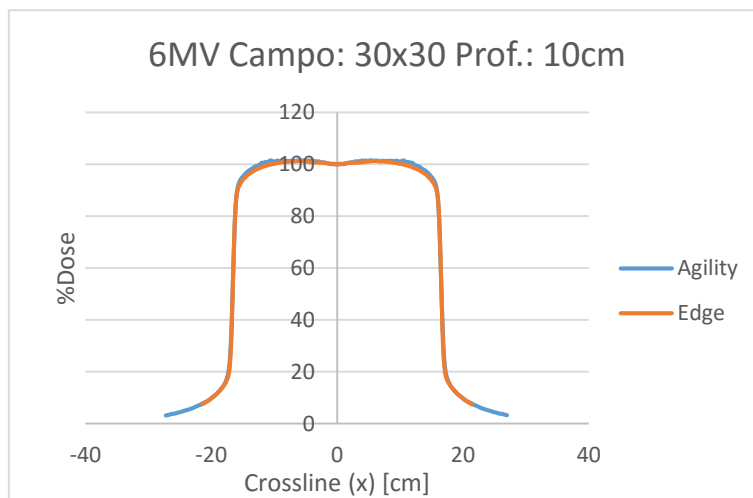


Figura B.6 - Perfil do campo 30x30 cm², em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 10cm adquirido em água.

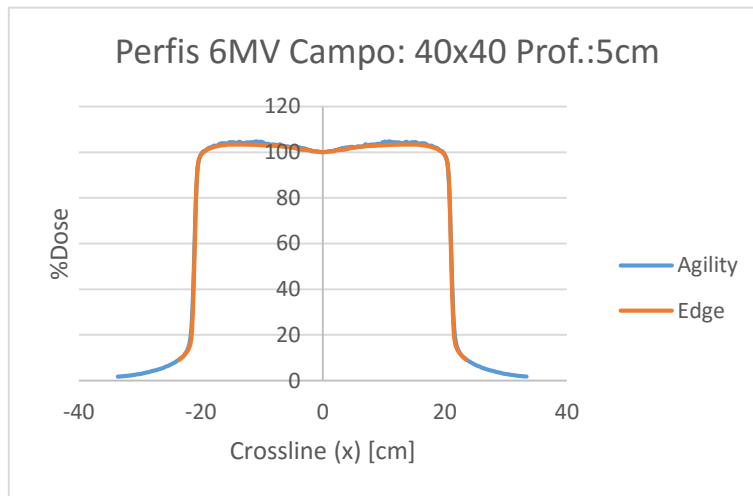


Figura B.7 -Perfil do campo 40x40 cm², em Crossline, para o feixe de 6MV, à profundidade de 5cm adquirido em água.

- Perfis 6MVFFF

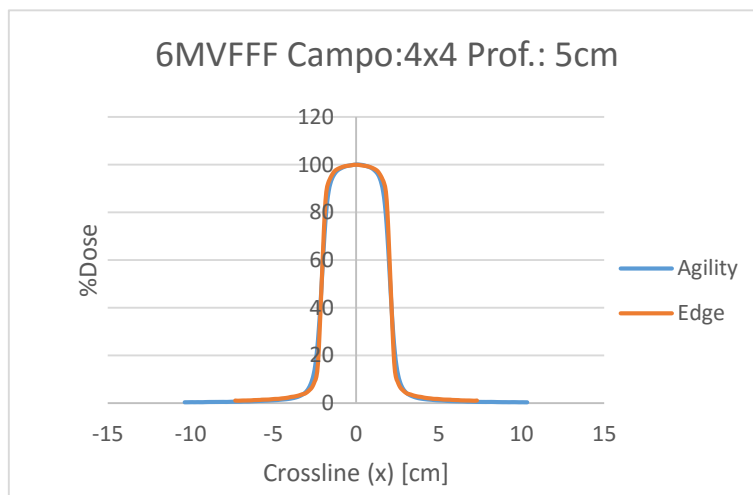


Figura B.8 - Perfil do campo 4x4 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm adquirido em água.

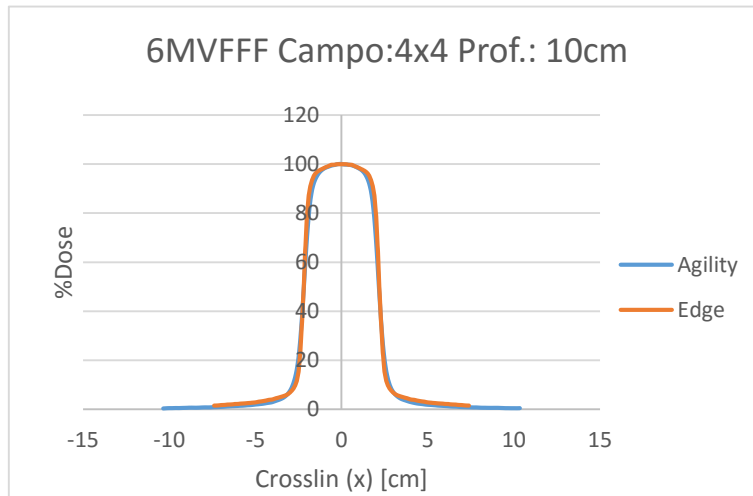


Figura B.9 -Perfil do campo 4x4 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm adquirido em água.

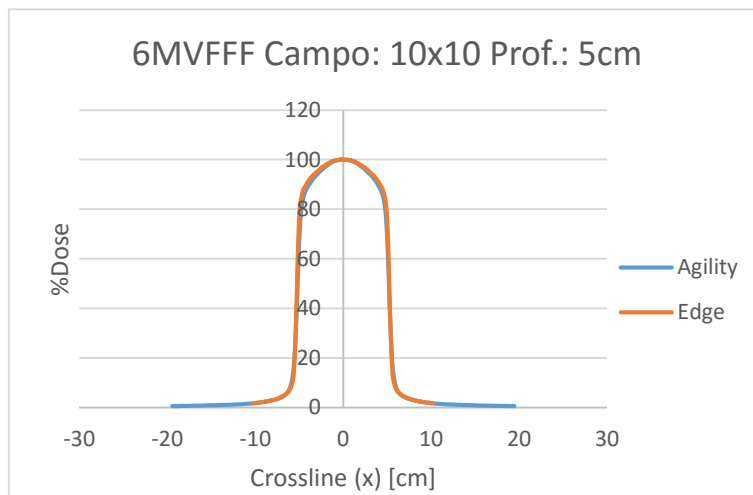


Figura B.10 -Perfil do campo 10x10 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.

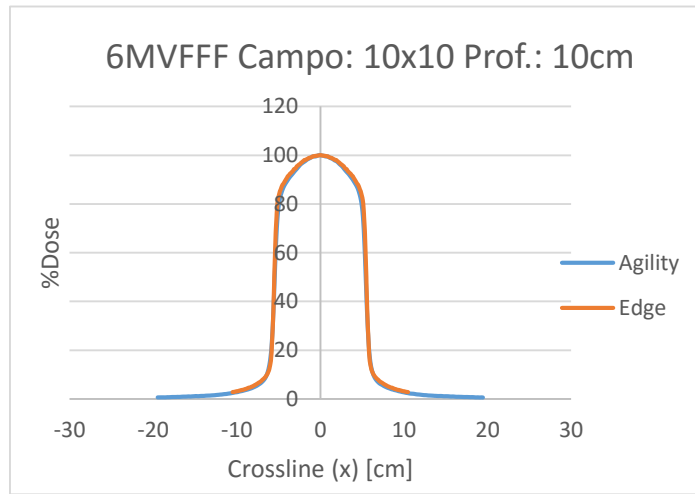


Figura B.11 -Perfil do campo 10x10 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm, adquirido em água.

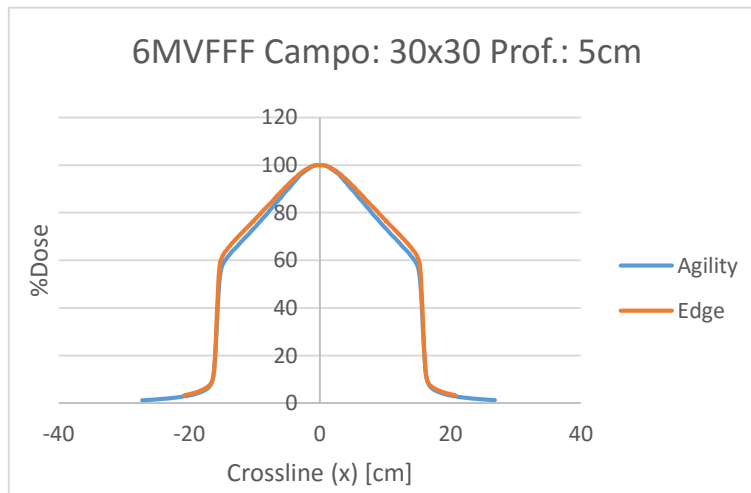


Figura B.12 -Perfil do campo 30x30 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.

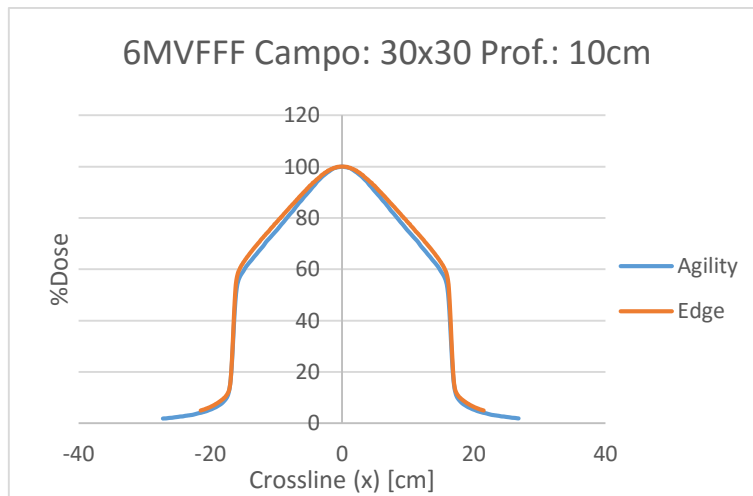


Figura B.13 - Perfil do campo 30x30 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 10cm, adquirido em água.

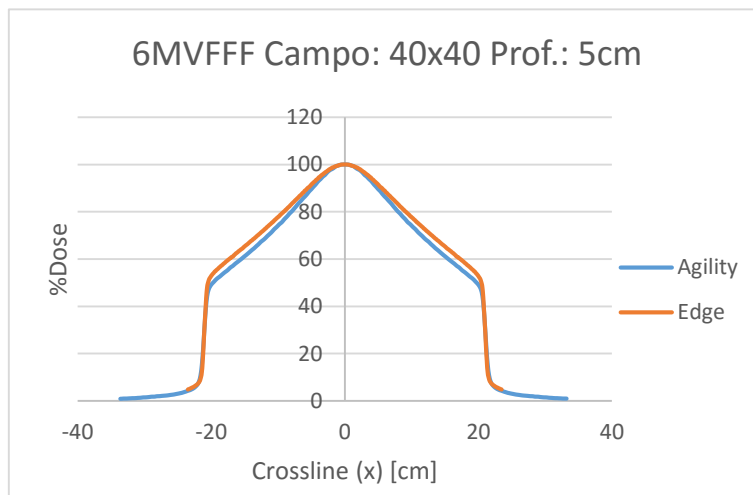


Figura B.14 - Perfil do campo 40x40 cm², em Crossline, para o feixe de 6MVFFF, à profundidade de 5cm, adquirido em água.

Anexo C

Tabela C.1-Penumbra Al Elekta Agility e Varian Edge para a energia de 6MV à profundidade de 5cm.

			Agility 6MV	Edge 6MV
Campo	Profundidade		Penumbra (mm)	Penumbra (mm)
4x4	Esq	5	6	4,6
	Dta		5	4,8
10x10	Esq		7	5,1
	Dta		7	5,1
30x30	Esq		8	7,1
	Dta		8	7,1
40x40	Esq		8	6,9
	Dta		8	6,9

Tabela C.2-Penumbra do AL Elekta Agility e Varian Edge para a energia de 6MV à profundidade de 10cm.

			Agility 6MV	Edge 6MV
Campo	Profundidade		Penumbra (mm)	Penumbra (mm)
4x4	Esq	10	6	5
	Dta		6	5
10x10	Esq		9	6
	Dta		8	6
30x30	Esq		10	9,1
	Dta		10	9

Anexo D

Tabela D.1-Comparação de valores de penumbra para 6MV e 6MVFFF, à profundidade de 5cm.

Campos	Profundidade	Agility 6MV	Edge 6MV	Agility 6MVFFF	Edge 6MVFFF
		Penumbra (mm)	Penumbra (mm)	Penumbra (mm)	Penumbra (mm)
4x4	5	6	4,6	5	4
		5	4,8	5	4
10x10		7	5,1	6	4
		7	5,1	6	4
30x30		8	7,1	8	6,2
		8	7,1	8	6,2
40x40		8	6,9	10	7,8
		8	6,9	10	7,8

Tabela D.2-Comparação de valores de penumbra para 6MV e 6MVFFF, à profundidade de 10cm.

Campos	Profundidade	Agility 6MV	Edge 6MV	Agility 6MVFFF	Edge 6MVFFF
		Penumbra (mm)	Penumbra (mm)	Penumbra (mm)	Penumbra (mm)
4x4	10	6	5	5	4
		6	5	5	4
10x10		9	6	7	6
		8	6	7	6
30x30		10	9,1	10	10,1
		10	9	10	10,1

Anexo E

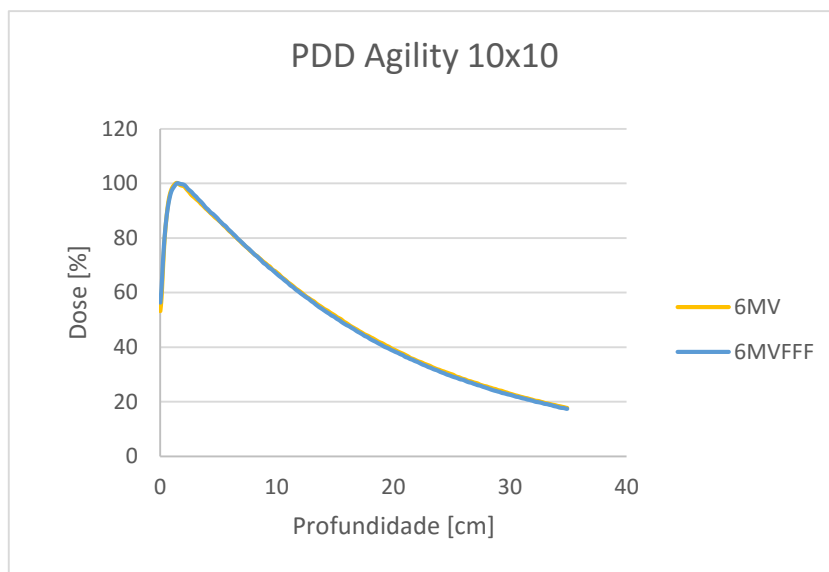


Figura E.1- PDD do campo 10x10 cm², para a energia de 6MV e 6MVFFF do AL Agility

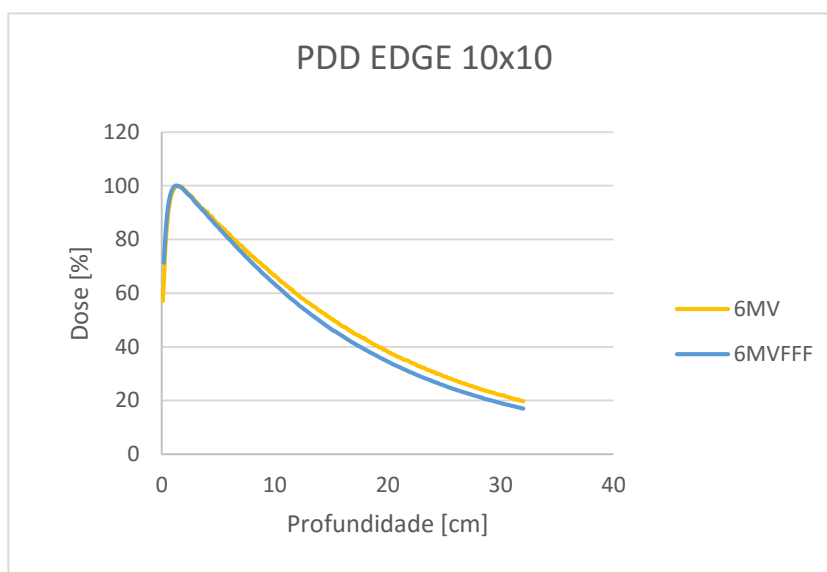


Figura E.2- PDD do campo 10x10 cm², para a energia de 6MV e 6MVFFF do AL Edge

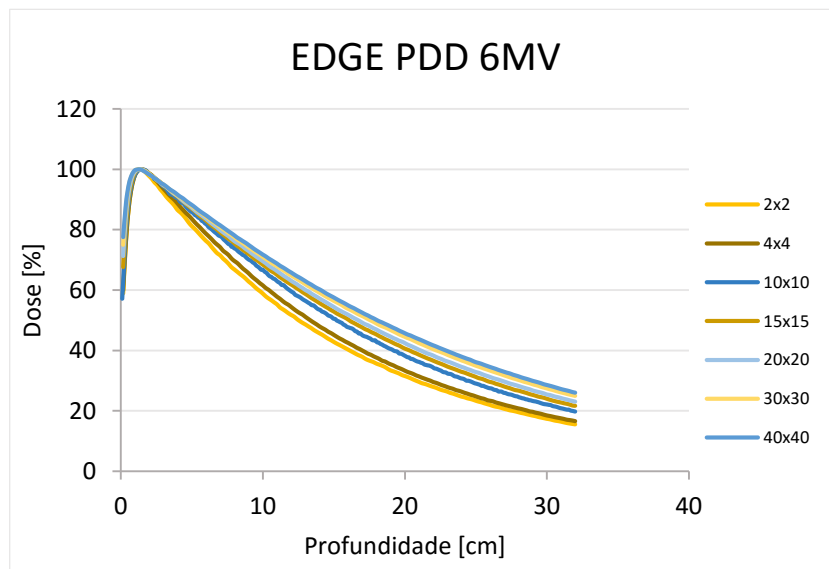


Figura E.3-PDD's da energia de 6MV do AL Edge, para campos de 2x2 cm² a 40x40 cm².

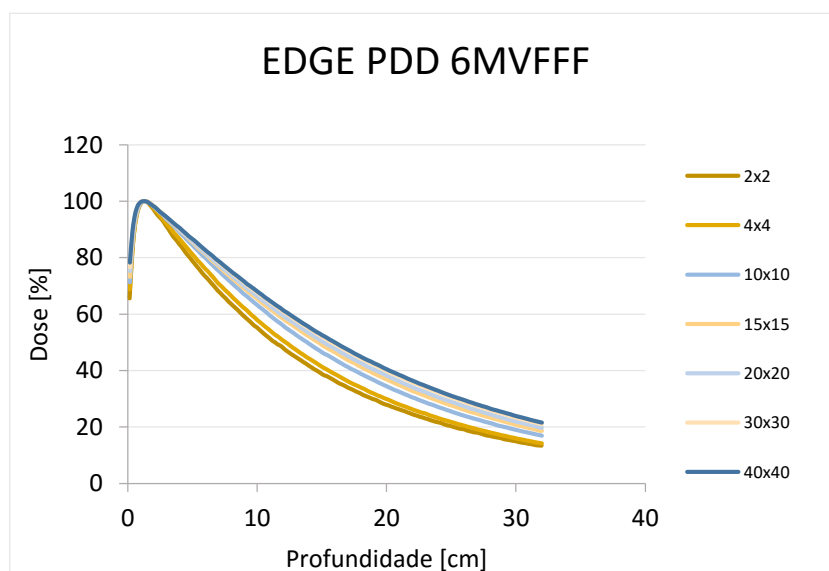


Figura E.4.PDD's da energia de 6MVFFF do AL Edge, para campos de 2x2 cm² a 40x40 cm².

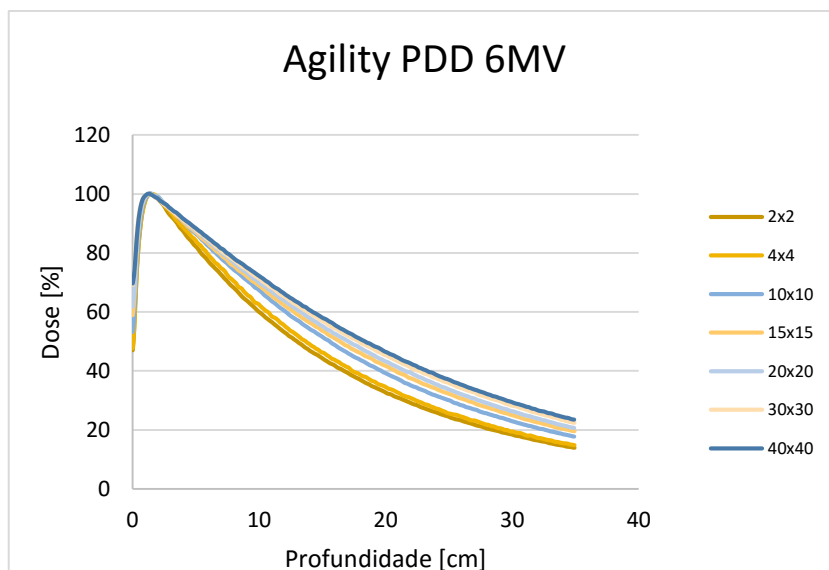


Figura E.5-PDD's da energia de 6MV do AL Agility, para campos de 2x2 cm² a 40x40 cm².

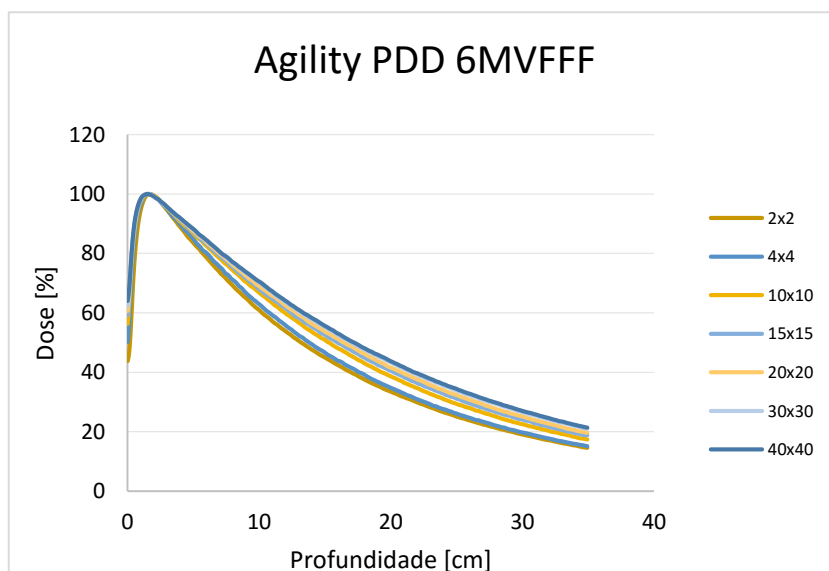


Figura E.6 -PDD's da energia de 6MVFFF do AL Agility, para campos de 2x2 cm² a 40x40 cm².