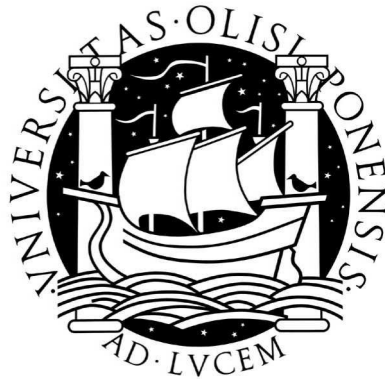


Universidade de Lisboa  
Faculdade de Ciências  
Departamento de Física



## **Implementação da técnica de IMRT no C.O.D.N.C.– Procedimentos de implementação**

**Iola Marisa Vicente Cardoso João**

Mestrado em Biofísica  
(Área de especialização em Física Médica e Engenharia Biomédica)

Outubro de 2009



Universidade de Lisboa  
Faculdade de Ciências  
Departamento de Física



## **Implementação da técnica de IMRT no C.O.D.N.C.– Procedimentos de implementação**

**Iola Marisa Vicente Cardoso João**

Dissertação orientada pelo Prof. Doutor Nuno Teixeira e co-orientada pelo Prof.  
Doutor Pedro Almeida

Mestrado em Biofísica  
(Área de especialização em Física Médica e Engenharia Biomédica)

Outubro de 2009



## Resumo

Em Radioterapia a utilização de técnicas de tratamento com elevada conformação resultam da evolução técnica e tecnológica dos últimos anos. Pode destacar-se o desenvolvimento de novos algoritmos de cálculo de dose e a integração de novos dispositivos como o caso dos colimadores multilâminas com irradiações dinâmicas. Salienta-se também a possibilidade de aquisição de imagens com novas ferramentas e com uma menor contribuição de dose para o doente. A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é uma dessas técnicas que tem sido, nos últimos anos, mundialmente aplicada. Para a utilização clínica desta técnica, que permite obter distribuições de dose com uma preservação maior dos órgãos nobres ou a administração de doses mais elevadas aos volumes alvo, foi necessário consultar as indicações fornecidas pelos organismos internacionais e analisar as experiências de outros grupos de trabalho.

Este trabalho sintetiza uma experiência pioneira em Portugal que resultou na implementação da Radioterapia de Intensidade Modulada Guiada por Imagem (IMRT-IGRT) com a apresentação dos principais resultados obtidos para tratamentos de neoplasias prostáticas e a descrição dos procedimentos de trabalho aplicados.

Foi utilizado um Acelerador Linear Trilogy, Varian®, o Sistema de elaboração de planimetrias Eclipse® com o seu módulo de Planeamento Inverso Hélios®, um sistema dosimetria portal e outro de dosimetria fotográfica composto por películas ERD2, Kodak®, software de análise RIT113® e scanner Vidar®. Foram ainda utilizados electrómetros, câmaras de ionização, e 2 fantasmas (antropomórfico e de placas).

Foram elaborados os procedimentos referentes às várias actividades, desde as verificações iniciais antes da implementação da técnica de IMRT até à realização do tratamento diário passando pela aquisição de dados, validação da referida técnica, posicionamento e imobilização dos doentes, elaboração da planimetria e execução do controlo da qualidade. A aplicação dos procedimentos descritos permitiu a obtenção de valores de dose administrados aos doentes dentro dos critérios predefinidos.

**Palavras-chave:** IMRT, Implementação, Controlo de Qualidade, Acelerador Linear, Irradiação Dinâmica.

## **Abstract**

The application of high conformal treatment techniques in Radiotherapy has only been possible with the developments that occurred in the last decades as a result of a technical and technological evolution without precedent. It is possible to highlight the development of new calculation algorithms, the inclusion of new devices such as the MLCs with dynamic irradiation and the image acquisition equipments with new tools and with a decrease in the dose received by normal tissues. IMRT is one of those new techniques that have been widely implemented across the world allowing dose distributions with higher protection of critical structures or the application of higher dose values to the target volumes in order to try to achieve better local control. For the implementation and application of this technique it was necessary to consult the major international guidelines and to analyze the experience that has been published by other work groups.

The aim of this work is to describe one of the first experiences in the utilization of an IMRT-IGRT treatment in Portugal and describe the procedures that were applied with the goal to create guidelines to help other workgroups implement IMRT.

The activity has been done using a Trilogy Linear Accelerator from Varian®. The treatment planning system was the Eclipse® with its Inverse Planning Module Helios®. For verification a Portal Dosimetry system was used, a Photographic Dosimetry system with EDR2 Kodak® films, software RIT113® and Vidar Scanner, ionization chambers and two different phantoms.

The generated procedures covered the whole activity from the initial verifications prior to the IMRT implementation, to the patients' treatment and, in between, all the aspects related to the data acquisition, dose distribution calculation and quality assurance protocol. It was possible to achieve correct dose distributions with the application of the described procedures.

Key words: IMRT, Implementation, Quality Assurance, Linear Accelerator, Dinamic Irradiation.



# Índice Geral

<b>RESUMO.....</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>III</b>
<b>ÍNDICE GERAL.....</b>	<b>V</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS.....</b>	<b>XIII</b>
<b>ABREVIATURAS UTILIZADAS.....</b>	<b>XV</b>
<b>AGRADECIMENTOS.....</b>	<b>XVII</b>
<b>I - INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>II – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>	<b>3</b>
<b>2 – RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT):.....</b>	<b>5</b>
2.1 – TRATAMENTO DA PATOLOGIA ONCOLÓGICA PROSTÁTICA.....	5
2.1.1 – Radioterapia Conformacional e Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT).....	8
2.2 – IMRT - ENQUADRAMENTO.....	9
2.3 – IMRT COM ACELERADORES LINEARES.....	12
2.3.1 – Equipamento.....	13
2.3.2 – Sistema de colimação multilâminas.....	16
2.3.2.1 – Testes de aceitação e comissioning de MLCs.....	19
2.3.3 – Sistema de elaboração de Planimetrias.....	20
2.3.3.1- Sistema de Elaboração de Planimetrias em modo Inverso (Hélios®).....	22
2.3.4 – Sistema de Controlo com Recurso a Imagens.....	24
2.3.5 – Técnicas de tratamento com Aceleradores Lineares.....	26
2.3.5.1 – IMRT “step and shoot”.....	26
2.3.5.1.1 – Principais questões.....	27
2.3.5.2 – IMRT “Sliding Window”.....	28
2.3.5.2.1 – Principais questões.....	28
2.3.5.3 – IMRT em arco.....	30
2.3.5.3.1 – Principais questões.....	30
2.3.5.4 – Radiocirurgia e Radioterapia Estereotáxica com Intensidade Modulada.....	31

2.4 – OUTROS TIPOS DE IMRT .....	32
2.4.1 – <i>Ciberknife</i> .....	32
2.4.2 – Tomoterapia.....	34
2.5 – CONTROLO DA QUALIDADE EM IMRT.....	36
2.5.1 – Sistema Dosimétricos .....	36
2.5.1.1 – Sistema de Dosimetria Fotográfica .....	37
2.5.1.1.1- Densidade Óptica .....	38
2.5.1.1.2- Índice Gama .....	39
2.5.1.1.3- Películas Radiocrómicas.....	41
2.5.1.2 – Sistema Ionométrico .....	41
2.5.1.2.1- Câmara de Ionização.....	42
2.5.1.3– Sistema de Dosimetria Portal.....	43
<b><u>III – MATERIAIS E MÉTODOS.....</u></b>	<b>45</b>
<b>3.1 – MÉTODOS.....</b>	<b>47</b>
<b>3.2 – APARELHO PRODUTOR DE RADIAÇÃO.....</b>	<b>47</b>
3.2.1 – SISTEMA DE COLIMAÇÃO MULTILÂMINAS .....	49
3.2.2 – SISTEMA DE VERIFICAÇÃO COM RECURSO À IMAGEM PRODUZIDA POR ENERGIA DE MEGAVOLTAGEM.....	50
<b>3.3 – SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS .....</b>	<b>51</b>
<b>3.4 – FANTOMAS .....</b>	<b>51</b>
3.4.1 – FANTOMA DE PLACAS DE MATERIAL SÓLIDO DE DENSIDADE EQUIVALENTE A ÁGUA: 51	
3.4.2 – FANTOMA CIRS: .....	52
<b>3.5 – SISTEMAS DE VERIFICAÇÃO DOSIMÉTRICA .....</b>	<b>52</b>
3.5.1 – SISTEMA IONOMÉTRICO .....	52
3.5.2 – SISTEMA DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA.....	53
3.5.3 – SISTEMA DE DOSIMETRIA PORTAL.....	54
<b><u>IV – PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS: DESCRIÇÃO, RESULTADOS E CONSIDERAÇÕES .....</u></b>	<b>57</b>
<b>4.1 – PROCEDIMENTO DE VERIFICAÇÕES PARA IMPLEMENTAÇÃO DE IMRT.....</b>	<b>59</b>
4.1.1– ACELERADOR LINEAR.....	59
4.1.2 – MLC .....	60
4.1.3 – SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS.....	61
4.1.4 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO.....	63

---

<b>4.2 – PROCEDIMENTO PARA AQUISIÇÃO DE DADOS PARA CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA DE PLANEAMENTO ECLIPSE DX .....</b>	<b>65</b>
4.2.1 – PROCEDIMENTO .....	66
4.2.1.1 - Obtenção do Valor de Transmissão do MLC:.....	66
4.2.1.1.1 – Resultados .....	66
4.2.1.2 - Obtenção do Valor de <i>Leaf Gap</i> do MLC: .....	67
4.2.1.2.1 – Resultados .....	67
4.2.2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	69
<b>4.3 – PROCEDIMENTO PARA VALIDAÇÃO DA TÉCNICA DE IMRT .....</b>	<b>71</b>
4.3.1 – PROCEDIMENTO .....	71
4.3.2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	74
<b>4.4 – PROCEDIMENTO PARA POSICIONAMENTO, IMOBILIZAÇÃO E AQUISIÇÃO DE IMAGENS DO PACIENTE .....</b>	<b>75</b>
4.4.1 – PROCEDIMENTO .....	75
4.4.2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	77
<b>4.5 – PROCEDIMENTO PARA A PLANIMETRIA .....</b>	<b>79</b>
4.5.1 – PROCEDIMENTO .....	79
4.5.2 – RESULTADOS .....	84
4.5.3 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	88
<b>4.6 – PROCEDIMENTO PARA O CONTROLO DA QUALIDADE.....</b>	<b>89</b>
4.6.1 – PROCEDIMENTO .....	89
4.6.1.1 – Controlo da qualidade específico ao equipamento de radiação:.....	90
4.6.1.1.1 – Resultados .....	91
4.6.1.2 – Controlo da qualidade específico por paciente:.....	95
4.6.1.2.1 – Resultados .....	102
4.6.3 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	107
<b>4.7 – PROCEDIMENTO PARA O TRATAMENTO .....</b>	<b>109</b>
4.7.1 – PROCEDIMENTO .....	109
4.7.2 – CONSIDERAÇÕES SOBRE O PROCEDIMENTO .....	110
<b><u>V – CONCLUSÕES:.....</u></b>	<b><u>111</u></b>
<b><u>VI – BIBLIOGRAFIA: .....</u></b>	<b><u>115</u></b>



## Índice de Figuras

FIGURA 1 - LOCALIZAÇÃO DA GLÂNDULA PROSTÁTICA (CRC, 2009).....	5
FIGURA 2 - CONCEITO DOS VÁRIOS TIPOS DE VOLUMES QUE PODEM SER DEFINIDOS PARA RADIOTERAPIA, (SCHLEGEL, ET AL, 2006).....	8
FIGURA 3 - BEV TÍPICO DE UM CAMPO PÉLVICO UTILIZADO NA RADIOTERAPIA CONFORMACIONAL, RETIRADO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS.	10
FIGURA 4 - FLUÊNCIA DE UM CAMPO DE TRATAMENTO COM A TÉCNICA DE IMRT, OBTIDA POR PLANEAMENTO INVERSO, RETIRADA DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	11
FIGURA 5 – COMPORTAMENTO EM PROFUNDIDADE DE UM FEIXE DE ELECTRÕES COM ENERGIA DE 9MeV, RETIRADO DO MÓDULO DE CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	13
FIGURA 6 - COMPORTAMENTO EM PROFUNDIDADE DE UM FEIXE DE FOTÕES DE 6MV, RETIRADO DO MÓDULO DE CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	13
FIGURA 7 - PORMENOR DE TUBO DE ACELERAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR (MAYLES, 2007).....	14
FIGURA 8 - REPRESENTAÇÃO DO TUBO DE ACELERAÇÃO E BENDING MAGNET DE UM ACELERADOR LINEAR (MAYLES, 2007).....	15
FIGURA 9 - CONE EQUALIZADOR UTILIZADO PARA FEIXES DE FOTÕES (MAYLES, 2007). .....	15
FIGURA 10 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE UM LINAC (VOS, 1998).....	16
FIGURA 11 - ESQUEMA DE UMA LÂMINA DO MLC UTILIZADO NOS ACELERADORES LINEARES VARIAN (AAPM, 2001).....	17
FIGURA 12 - EXEMPLO DA LOCALIZAÇÃO DO MLC NO TRAJECTO DO FEIXE (MAYLES, 2007).....	18
FIGURA 13 - DISTRIBUIÇÃO CONFORMACIONAL OBTIDA POR PLANEAMENTO DIRECTO, RETIRADA DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	21
FIGURA 14 - CARACTERÍSTICAS DOS CAMPOS DE TRATAMENTO QUE COMPÕEM UMA DISTRIBUIÇÃO CONFORMACIONAL, RETIRADO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	21
FIGURA 15 - IMAGEM DO MÓDULO DE PLANEAMENTO INVERSO HÉLIOS®. ....	24

FIGURA 16 - ESQUEMA TÍPICO DA EXECUÇÃO DE UM CAMPO DE IMRT UTILIZANDO A TÉCNICA DE STEP AND SHOOT, (SCHLEGEL, ET AL, 2006). .....	27
FIGURA 17 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA ADMINISTRAÇÃO DE UM CAMPO DE IMRT COM MODELAÇÃO DINÂMICA (SCHLEGEL, ET AL, 2006). .....	28
FIGURA 18 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA REPERCUSSÃO DO EFEITO TONGUE AND GROOVE NO FEIXE DE RADIAÇÃO (SCHLEGEL ET AL, 2006). .....	29
FIGURA 19 - EXEMPLO DA APLICAÇÃO DE UM SISTEMA DE IMOBILIZAÇÃO UTILIZADO PARA RADIOCIRURGIA (SCHLEGEL ET AL, 2006). .....	31
FIGURA 20- SISTEMA CIBERKNIFE (ACCURAY, 2009). .....	33
FIGURA 21 - PORMENOR DE COLIMADOR MULTILÂMINAS DE UMA TOMOTERAPIA (VAN DYK ET AL, 2007). .....	34
FIGURA 22 - ESQUEMA DE UM MLC INSTALADO NUM LINAC PARA UM TRATAMENTO DE TOMOTERAPIA (VAN DYK ET AL, 2007).....	35
FIGURA 23 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO FUNCIONAMENTO DA TOMOTERAPIA HELICOIDAL (VAN DYK ET AL, 2007). .....	35
FIGURA 24 - REPRESENTAÇÃO DO SET-UP UTILIZADO PARA AS CALIBRAÇÕES NECESSÁRIAS PARA DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA(YEO ET AL, 2004). .....	39
FIGURA 25 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA FUNÇÃO DO ÍNDICE GAMA (DEPUYT ET AL, 2002). .....	40
FIGURA 26 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA SIMPLIFICADA DE UMA CAMARA DE IONIZAÇÃO (LIMA, 1995). .....	42
FIGURA 27 - ACELERADOR LINEAR ONDE FORAM DESENVOLVIDAS TODAS AS ACTIVIDADES. ....	49
FIGURA 28 - FANTOMA DE PLACAS UTILIZADO PARA A REALIZAÇÃO DAS ACTIVIDADES NECESSÁRIAS. ....	51
FIGURA 29 - FANTOMA UTILIZADO PARA A OBTENÇÃO DE PLANOS DE DOSE COMPOSTOS POR TODOS OS CAMPOS DE TRATAMENTO. ....	52
FIGURA 30 - RELAÇÃO ENTRE OS VALORES DE DENSIDADE ÓPTICA E DOSE PARA PELÍCULAS XOMAT E EDR2 (YEO ET AL, 2004). .....	53
FIGURA 31 - SCANNER VIDAR UTILIZADO PARA A DIGITALIZAÇÃO DE TODAS AS PELÍCULAS.....	54
FIGURA 32 - IMAGEM DA APLICAÇÃO DE DOSIMETRIA PORTAL COM A ANÁLISE DE UM CAMPO DE TRATAMENTO, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE IMAGENS DOSIMÉTRICAS PORTAIS. ....	55

FIGURA 33 – PORMENOR UM CAMPO DE TRATAMENTO ONDE É APRESENTADA A FUNÇÃO GAMA QUANDO ESTA POSSUI UM VALOR SUPERIOR A 1 (COM CRITÉRIOS DE 3% DE DIFERENÇA DE DOSE E 3MM DE DESVIO), RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE IMAGENS DOSIMÉTRICAS PORTAIS. ....	55
FIGURA 34 - GRÁFICO COM A REPRESENTAÇÃO DA LINHA DE TENDÊNCIA UTILIZADA PARA O CÁLCULO DO VALOR DE <i>LEAF-GAP</i> . ....	68
FIGURA 35 - EXEMPLO DE FIGURA COMPLEXA QUE REPRESENTA VÁRIAS SITUAÇÕES DOSIMÉTRICAS (ESCH ET AL, 2002).....	72
FIGURA 36 - COLCHÃO DE VÁCUO UTILIZADO PARA IMOBILIZAÇÃO DE UM DOENTE DE IMRT E PORMENOR DA SUA INDEXAÇÃO À MESA DE TRATAMENTO. ....	76
FIGURA 37 - IMAGEM PRINCIPAL DO PROGRAMA DE CÁLCULO INVERSO, RETIRADO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	80
FIGURA 38 - EXEMPLO DE CONSTRANGIMENTOS APLICADOS A UM VOLUME ALVO, RETIRADO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	81
FIGURA 39 - EXEMPLO DE CONSTRANGIMENTOS APLICADOS A UM ÓRGÃO DE RISCO, RETIRADO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS. ....	81
FIGURA 40 - GRÁFICO COM OS VALORES DE PERCENTAGEM DE VOLUME PARA A BEXIGA. ....	85
FIGURA 41 - GRÁFICO DOS VALORES DE PERCENTAGEM DE VOLUME PARA O RECTO. ....	85
FIGURA 42 - GRÁFICO QUE APRESENTA OS VALORES E DOSE MÁXIMA RECEBIDOS PELO RECTO E BEXIGA. ....	86
FIGURA 43 - GRÁFICO QUE APRESENTA OS VALORES DE DOSE RECEBIDOS PELAS CABEÇAS DOS FÉMURES DIREITA E ESQUERDA.....	86
FIGURA 44 - GRÁFICO QUE REPRESENTA A VARIAÇÃO NA IRRADIAÇÃO DOS VOLUMES ALVO.....	87
FIGURA 45 - PELÍCULA IRRADIADA COM UM CAMPO DE RADIAÇÃO ONDE FOI PREVIAMENTE MARCADO O CAMPO LUMINOSO QUE O REPRESENTA; RETIRADA DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	91
FIGURA 46 - PELÍCULA IRRADIADA COM UM TESTE DE FAIXAS VERTICAIS PRODUZIDAS PELA MOVIMENTAÇÃO DO MLC DURANTE A IRRADIAÇÃO (TESTE DE POSIÇÃO), RETIRADA DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ...	92
FIGURA 47 - ANÁLISE DO TESTE DAS FAIXAS VERTICAIS, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	92

FIGURA 48 - TESTE ESTRELA DA ROTAÇÃO DO COLIMADOR, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	93
FIGURA 49 - ANÁLISE DO TESTE ESTRELA, RETIRADA DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®.....	93
FIGURA 50 - TESTE COM CAMPO COMPLEXO UTILIZADO NAS VERIFICAÇÕES PERIÓDICAS, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	93
FIGURA 51 - ANÁLISE DO CAMPO COMPLEXO, , RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®.....	94
FIGURA 52 - TESTE PIRÂMIDE, , RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	94
FIGURA 53 - ANÁLISE DO TESTE PIRÂMIDE, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®.....	94
FIGURA 54 - TESTE DE GRADIENTE DE DOSE, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®.....	95
FIGURA 55 - ANÁLISE DO TESTE DE GRADIENTE DE DOSE, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	95
FIGURA 56 - REPRESENTAÇÃO DO SET-UP PARA A OBTENÇÃO DE VALORES PARA CALIBRAÇÃO PARALELA, ADAPTADO DE YEO ET AL, 2004.....	98
FIGURA 57 - REPRESENTAÇÃO DO SET-UP PARA A OBTENÇÃO DE VALORES PARA CALIBRAÇÃO PERPENDICULAR, ADAPTADO DE YEO ET AL, 2004. ....	99
FIGURA 58 - IMAGEM DA FERRAMENTA "PASS/FAIL" DA FUNÇÃO GAMA, PARA A PELÍCULA ONDE FORAM IRRADIADOS TODOS OS CAMPOS QUE FORMAM O PLANO DE TRATAMENTO, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®. ....	100
FIGURA 59- HISTOGRAMA DE VALORES DE ÍNDICE GAMA, CALCULADO PARA UM CAMPO DE IMRT. APRESENTA UMA PERCENTAGEM DE PONTOS COM VALORES DE ÍNDICE GAMA SUPERIORES A 1 MENOR QUE 5%, RETIRADO DO SISTEMA DE ANÁLISE DE DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA, RIT113®.....	101
FIGURA 60 – COMPARAÇÃO DOS TRÊS MÉTODOS DE VERIFICAÇÃO PARA TODAS AS FASES DE TRATAMENTO DOS CASOS CLÍNICOS QUE COMPÕEM A AMOSTRA. ....	106

## Índice de Tabelas

TABELA 1- CONDIÇÕES E TOLERÂNCIAS DOS EIXOS DE ROTAÇÃO DE INTERESSE, ADAPTADO DE VMS, 2005.....	48
TABELA 2 - CONDIÇÕES E TOLERÂNCIAS PARA OS COLIMADORES PRINCIPAIS, ADAPTADO DE VMS, 2005.....	48
TABELA 3 - VALORES DE IONIZAÇÃO PARA OS FEIXES DE FOTÕES EXISTENTES, ADAPTADO DE VMS, 2005.....	48
TABELA 4 - CARACTERÍSTICAS DO MLC UTILIZADO, ADAPTADO DE VMS, 2005A. ....	50
TABELA 5 - TESTES DE VERIFICAÇÃO DO ACELERADOR LINEAR, ADAPTADO DE MSKCC, 2003. ....	59
TABELA 6 - TESTES DE VERIFICAÇÃO DO MLC, ADAPTADO DE MSKCC, 2003. ....	60
TABELA 7 - TESTES DE VERIFICAÇÃO DO SISTEMA DE ELABORAÇÃO DE PLANIMETRIAS, ADAPTADO DE MSKCC, 2003. ....	61
TABELA 8 – RESUMO DOS VALORES PONTUAIS DE TRANSMISSÃO E APRESENTAÇÃO DO VALOR MÉDIO DE TRANSMISSÃO OBTIDOS PARA O MLC DISPONÍVEL, PARA A ENERGIA DE 6MV. ....	66
TABELA 9 – RESUMO DOS VALORES MÉDIOS OBTIDOS PARA VÁRIAS ABERTURAS DE CAMPO COM MLC E VALOR CALCULADO DE <i>LEAF-GAP</i> . ....	68
TABELA 10 – RESULTADOS DE DOSES PARA OS ÓRGÃOS DE RISCO E VOLUMES ALVO PARA UMA AMOSTRA DE 3 CASOS CLÍNICOS ONDE FOI APLICADA A TÉCNICA DE IMRT. ....	84
TABELA 11 - RESULTADOS DA VALIDAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DE VALORES DE DOSE ABSOLUTA PARA OS CASOS CLÍNICOS CONSIDERADOS. ....	102
TABELA 12 - VALIDAÇÃO PARA DOSIMETRIA PORTAL, FOTOGRÁFICA E DOSE ABSOLUTA POR FASE DE TRATAMENTO DA AMOSTRA CONSIDERADA.....	103
TABELA 13 – PROPOSTA DE VALORES LIMITE PARA A ACEITAÇÃO DE PERCENTAGEM DE PONTOS DO ÍNDICE GAMA SUPERIOR À CONDIÇÃO PRETENDIDA (MIJNHEER, 2004).....	103



**Abreviaturas Utilizadas**

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AL	<i>Acelerador Linear</i>
BEV	<i>Beam's eye View</i>
CBCT	<i>ConeBeam Computerized Tomography</i>
CI	<i>Câmara de Ionização</i>
CODNC	<i>Centro Oncológico Dr<sup>a</sup>. Natália Chaves</i>
CRC	<i>Cancer Resource Center</i>
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DICOM RT	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine for Radiotherapy</i>
DRR	<i>Digital Radiograph Reconstructed</i>
DTA	<i>Distance To Agreement</i>
EDR	<i>Extended Dose Range</i>
ESTRO	<i>European Society for Therapeutic Radiology and Oncology</i>
HDV	<i>Histograma Dose-Volume</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IGRT	<i>Image-Guided Radiotherapy</i>
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>
KERMA	<i>Kinetic Energy Released in the Medium</i>
MLC	<i>Multileaf Colimator</i>
MSKCC	<i>Memorial Sloan-Kettering Cancer Center</i>
NCI	<i>National Cancer Institute</i>
UM	<i>Unidades de Monitor</i>
LINAC	<i>Linear Accelerator</i>
OBI	<i>On-Board Imager</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PSA	<i>Prostate Specific Antigen</i>
PTV	<i>Planning Target Volume</i>
RDU	<i>Relative Dose Unit</i>
TC	<i>Tomografia Computurizada</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
VMS /VOS	<i>Varian Medical Systems /Varian Oncology Systems</i>



## Agradecimentos

Quero manifestar um agradecimento sentido, dirigido a todos os que acreditaram, incentivaram e participaram na realização deste trabalho.

Contudo, devido aos seus contributos muito especiais, existem pessoas a quem gostaria de dirigir agradecimentos particulares:

Aos meus orientadores, que mesmo em momentos difíceis nunca permitiram abandonar a realização deste documento, manifestando sempre a certeza era possível;

Aos meus colegas, ao Centro Oncológico Dra. Natália Chaves e à Medicalconsult, S.A. pois sem eles não seria possível desenvolver toda a actividade na qual se baseia este trabalho e pela sua disponibilidade em tudo o que foi necessário para a sua realização;

Aos meus superiores que sempre disponibilizaram todo o tempo necessário para a elaboração deste documento;

Aos meus pais e irmã por terem sempre acreditado que era possível;

E por último, mas com um reconhecimento especial, ao meu marido, por todo o tempo gasto, por toda a paciência demonstrada e acima de tudo pelo apoio sempre manifestado.

A todos, o meu muito obrigada.



## I - Introdução

As técnicas desenvolvidas nos últimos anos em Radioterapia baseiam-se na aplicação de feixes de tratamento com modelação das suas fluências. Essa modelação ocorre habitualmente de forma mecânica, ou seja, com a utilização de dispositivos que permitem modificar os feixes primários de radiação dos equipamentos de terapia de forma a ser possível obter planos de tratamento com elevadas doses nos volumes alvo e significativa redução das doses administradas aos órgãos de risco adjacentes.

Paralelamente a isto, têm sido desenvolvidas técnicas de controlo de tratamentos baseadas na obtenção de imagens que permitem monitorizar diariamente a localização dos volumes de interesse sendo possível a diminuição das margens aplicadas para compensação das incertezas geométricas dos tratamentos (Kitamura et al, 2002). Com a aplicação destas novas ferramentas de tratamento e da sua verificação, os planos de tratamento podem ser alterados para a administração de fraccionamentos diferentes de acordo com as rádio-sensibilidades dos volumes alvo ou valores de dose totais mais elevados que os utilizados pelas técnicas de tratamento habituais. Estas alterações têm sido feitas com o objectivo de garantir um maior controlo local da doença, mantendo os níveis de toxicidade com valores aceitáveis. Esta linha de desenvolvimento na aplicação de tratamentos de radioterapia à terapia oncológica não é possível, contudo, sem um elevado nível de segurança facto que é imperativo para se obter os resultados pretendidos. Para tal, é objectivo deste trabalho a descrição de procedimentos standardizados, que poderão funcionar como indicações para a implementação e desenvolvimento da técnica de IMRT aplicada à patologia prostática, que permite a obtenção de bons resultados clínicos, mas que é de elevada complexidade na sua fase de implementação e de grandes exigências no controlo da qualidade da sua execução.

O actual trabalho tem, além desta introdução, um capítulo onde são apresentados os conceitos teóricos para enquadramento a toda a actividade desenvolvida que se baseou na implementação e aplicação da técnica de IMRT. No capítulo seguinte são apresentados todos os materiais que foram utilizados no desenvolvimento dos vários procedimentos assim como o método

utilizado para a definição da melhor estratégia de trabalho. De seguida é apresentado então um novo capítulo onde estão descritos todos os procedimentos que se consideraram relevantes para a actividade a realizar, bem como os principais resultados obtidos e algumas considerações específicas para cada um desses procedimentos.

Por fim são apresentadas algumas considerações finais que, para além de reflectirem sobre o trabalho desenvolvido, incluem a perspectiva de alargar o âmbito do trabalho ao sugerir desenvolvê-lo para outros equipamentos e estratégias de acordo com os objectivos e materiais disponíveis para cada grupo de trabalho.

## II – Fundamentos Teóricos



## 2 – Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT):

### 2.1 – Tratamento da Patologia Oncológica Prostática

A próstata é uma glândula que se localiza na região pélvica masculina e que se encontra adjacente à parede inferior da bexiga a rodear a primeira porção da uretra (Wynsberghe et al, 1995). A sua função principal é produzir alguns dos compostos do sémen. Outras das suas secreções entram na corrente sanguínea ou são directamente depositadas na uretra para a composição da urina.

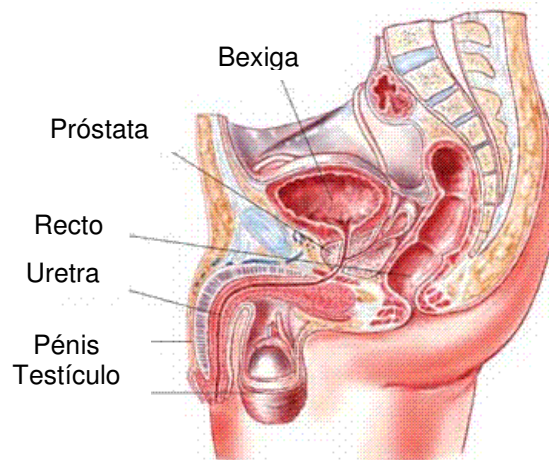


Figura 1- Localização da glândula prostática (CRC, 2009).

O carcinoma da próstata é uma das patologias que mais afecta a população masculina e que habitualmente é bem controlado se se tratar de doença disseminada, podendo mesmo falar-se em cura quando se trata de doença localizada. A taxa de crescimento destes tumores varia de muito lento a moderadamente rápido sendo classificado habitualmente como bem, moderadamente ou mal diferenciado, e estando descrito como sendo uma doença que, em média, é diagnosticada entre os 60 e 70 anos (NCI, 2009; Jereczek-Fossa, 2007). A cirurgia é a opção mais frequente de abordagem clínica em pacientes que apresentem um bom estado geral e com idades inferiores a 70 anos. Frequentemente, após a cirurgia é feito um re-estadiamento e é decidido, dependendo deste, o caminho seguinte, que pode variar desde radioterapia pós operatória, administração de fármacos químicos ou tratamento hormonal. (Chao et al, 2002; Quevauvilliers et al, 2003).

A radioterapia radical é também uma opção nos casos em que a doença se encontra apenas localizada no órgão ou com afectação dos tecidos circundantes (habitualmente os estadios I, II ou III). Existe alguma discussão na decisão da irradiação de nódulos pélvicos, pelo que actualmente não existe consenso a este nível (Bentel, 1992; Jereczek-Fossa, 2007). No caso dos estadios avançados, devido à elevada possibilidade de se obterem margens cirúrgicas positivas, os tratamentos podem envolver a utilização de cirurgias adequadas, combinadas com a utilização de técnicas de radioterapia e/ou hormonoterapia (Chao, 2003b).

Outra opção clínica no tratamento desta patologia é a criocirurgia (CRC, 2009) que consiste na destruição celular com temperaturas baixas aplicadas de forma intermitente. Esta técnica, contudo, ainda é pouco aplicada e existem poucos estudos onde sejam demonstrados os seus resultados a longo termo. É ainda uma técnica em desenvolvimento.

A Braquiterapia Intersticial pode ser utilizada como terapia única nos casos de doença localizada (habitualmente T1 e T2) e baseia-se na aplicação de sementes de material radioactivo (habitualmente Iodo 125, podendo também ser utilizado o Paládio 103) que, de acordo com o estudo dosimétrico efectuado, permite administrar elevadas doses ao nível do volume alvo sem comprometer os órgãos adjacentes. A escolha desta técnica é influenciada por factores de prognóstico favorável tais como baixos valores para o Índice de Gleason e PSA (*Prostate Specific Antigen*). Para doentes que apresentem valores de PSA superior a 7 ou Gleason com mais de 10ng por ml é habitual conjugar esta técnica de tratamento com a irradiação pélvica, sendo frequentemente também associada a hormonoterapia (Chao et al, 2002).

Recentemente tem sido também utilizada uma técnica de aplicação de feixes focados de ultra-sons para os casos de doença localizada, e para situações de volumes alvo de pequenas dimensões, que tem apresentado bons resultados, mas que é ainda considerada uma técnica experimental para a qual se torna necessário obter mais resultados e médio e longo termo (NCI, 2009).

Em pacientes sem sintomatologia ou de idade avançada com outra patologia presente, especialmente em situações de baixa taxa de crescimento tumoral, pode ser decidido a manutenção da observação sem tratamento activo imediato. Para todas estas estratégias terapêuticas têm sido feitos ensaios

clínicos e demonstrado a sua validade na abordagem deste tipo de patologia (NCI, 2009).

Contudo, com a aplicação de técnicas de tratamento normalmente agressivas como as que são utilizadas neste tipo de patologia, a existência de complicações é uma inevitabilidade e pode incluir, em pacientes prostatectomizados, incontinência urinária, constrição uretral, impotência e morbidade associada aos procedimentos cirúrgicos aplicados.

No caso de pacientes sujeitos a radioterapia, as complicações mais frequentes são a cistite aguda, impotência, diarreia e por vezes desconforto rectal. Normalmente estes são efeitos reversíveis sendo utilizada medicação para o seu controlo mas, como podem tornar-se crónicos em alguns casos, poderão ser necessárias intervenções cirúrgicas para minimizar os seus sintomas (Chao et al, 2002).

No caso de pacientes irradiados é possível, com a aplicação de técnicas sofisticadas, minimizar a prevalência destes efeitos. Esse é, conjuntamente com a manutenção do controlo local da doença, um dos objectivos principais da radioterapia.

Sabe-se hoje que, para o incremento do controlo local da doença, é necessário aumentar as doses administradas aos volumes alvo. Este aumento tem apresentado, contudo, grandes dificuldades pois os efeitos secundários consequentes podem tornar-se intoleráveis por parte dos pacientes. Com a evolução das técnicas de tratamento aplicadas em radioterapia, tem sido possível avançar na administração de tratamentos com escaladas de dose e o benefício dessas aplicações tem sido demonstrado em vários estudos (Hanks et al, 2002; Pollack et al, 2002; Yu et al, 2002; Jereczek-Fossa et al, 2007). Neste tipo de patologia, a aplicação destas técnicas de elevada conformação, como é o caso da Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), apresenta clara vantagem nas doses que, por consequência, são administradas aos órgãos de risco dos quais se destacam o recto, a bexiga, cabeças dos fémures e bolbo peniano (Bortfeld et al, 2006). Além desta, existe ainda a vantagem do aumento no controlo local da doença pela possibilidade de escalada de dose (Halperin et al, 2004).

### 2.1.1 – Radioterapia Conformacional e Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT)

Tendo em conta a localização profunda da próstata, e que esta se localiza entre duas estruturas que diariamente variam os seus volumes (recto e bexiga), é de considerar a existência de movimento próstático que deve ser tido em conta quando se planeia este tipo de tratamento (Wong et al, 2005). Os movimentos inter fracções influenciam as doses nestes órgãos de risco, mas também a cobertura com a dose de interesse do volume alvo, facto que se não for controlado, poderá comprometer o controlo local da doença (Kitamura et al, 2002b; MSKCC, 2003). Nas técnicas habituais de controlo de tratamentos com aquisição de imagem, (habitualmente imagens portais) cometem-se erros de posicionamento do volume alvo pois o registo de imagens é realizado com a utilização das estruturas ósseas, e neste tipo de patologia, a deslocação diária do volume alvo (que é composta por tecidos moles) não é solidária com o desvio que a anatomia óssea pode apresentar (Wong et al, 2005). Contudo, para obviar esta dificuldade de localização, e seguindo as regras internacionalmente implementadas e descritas pela Comissão Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) no seu relatório nº50 (1993) e suplemento nº 62 (1999), é adicionada uma margem geométrica à estrutura que representa toda a lesão visível (no caso de existir) e o volume onde existe/pode existir doença sub-clínica (CTV – Clinical Target Volume) que tem como objectivo compensar as incertezas geométricas do tratamento bem como possíveis movimentações intra e interfracções denominada por PTV (Planning Target Volume).

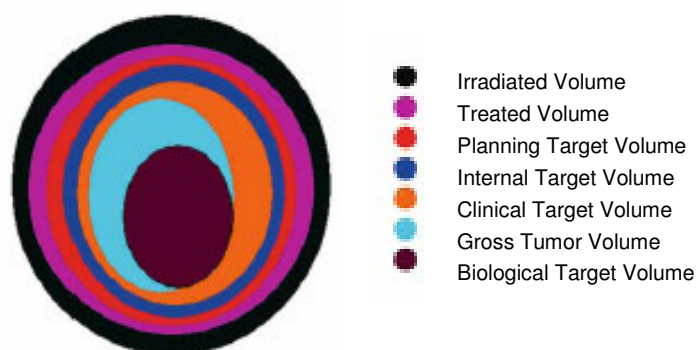


Figura 2 - Conceito dos vários tipos de volumes que podem ser definidos para Radioterapia, (Schlegel, et al, 2006).

No caso de técnicas de irradiação onde se pretende simultaneamente obter elevada conformação das curvas de dose à forma do volume e administrar doses mais elevadas como é o caso de IMRT, é necessário reduzir as margens face ao volume alvo clínico mas simultaneamente diminuir os níveis de incerteza sob pena de poder colocar em causa os resultados esperados na utilização desta técnica de tratamento. Tendo em vista a redução das incertezas, tornou-se frequente, (Kitamura et al, 2002a) através da aplicação de várias técnicas possíveis, o controlo do posicionamento do volume alvo, com a detecção dos tecidos moles de interesse ou a sua representação (em contraste à utilização das estruturas ósseas) e entre as técnicas, das mais frequentes podem destacar-se a utilização de ultra-sons, implantes de marcas fiduciais ou imagens volumétricas (Halperin et al, 2004).

A possibilidade de realização diária de imagens volumétricas, no equipamento de terapia, é actualmente uma realidade com crescente utilização na maioria dos centros modernos de radioterapia. Por esta razão começam também a aplicar-se protocolos na utilização desta ferramenta, para a localização diária dos volumes de interesse, de forma a obter toda a informação pretendida. Estas técnicas de localização permitirão caminhar no sentido da radioterapia adaptativa, já que com elas passa a ser possível ajustar o tratamento diário.

## **2.2 – IMRT - enquadramento**

Os efeitos indesejados nos tecidos são maioritariamente circundantes aos volumes alvo, provocados pela irradiação terapêutica, variam com a quantidade do volume irradiado desses tecidos, havendo uma reacção específica para cada órgão. O sucesso de qualquer técnica de radioterapia depende da sensibilidade à radiação das massas tumorais, relativamente à que é apresentada pelos tecidos são circundantes. Assim, o objectivo em radioterapia é alcançar o controlo local da massa tumoral, garantindo a menor irradiação possível dos tecidos circundantes. Durante as últimas duas décadas, os desenvolvimentos ao nível da tecnologia informática e os avanços na imagem médica têm permitido a implementação de novas técnicas de radioterapia conformacional (Olsen, 2007). A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é uma técnica que utiliza métodos avançados de

planeamento e de administração de tratamentos para melhorar a conformação da distribuição de dose à forma do volume alvo (Corleto et al, 2003). A ambição de se tornar esta uma técnica de rotina apenas se tornou possível com a explosão tecnológica e informática que ocorreu nos últimos anos e da qual resultou o aparecimento de equipamentos compostos por vários módulos controlados electrónicamente. Destes pode destacar-se os colimadores multilâminas (MLCs) que possuem actualmente um controlo electrónico instantâneo durante qualquer utilização (factor que é mais relevante quando se aplicam técnicas dinâmicas de irradiação (Arnfield et al, 2001)). A implementação e utilização de algoritmos de cálculo complexo e de elaboração de planimetrias em modo inverso foi outra causa das evoluções que ocorreram nas últimas décadas e que permitiram que esta técnica se tornasse aplicável e com interesse clínico, já que permite obter resultados significativamente vantajosos com tempos de elaboração conciliáveis com a prática clínica.

Apesar da técnica de IMRT se enquadrar dentro do grupo das técnicas conformacionais complexas de radioterapia, é possível encontrar diferenças significativas nos procedimentos realizados entre esta e a grande maioria das restantes técnicas habitualmente utilizadas. Uma delas é a cada vez mais frequente utilização de um sistema de planimetria com modo de cálculo inverso (Pirzkall et al, 2000) no qual é utilizado um algoritmo de optimização baseado num processo iterativo. Este opõe-se ao conceito de elaboração do plano de tratamento de forma directa, com a definição de protecções dos órgãos de risco na imagem que resulta da observação das estruturas do ponto de vista do feixe de radiação – BEV.

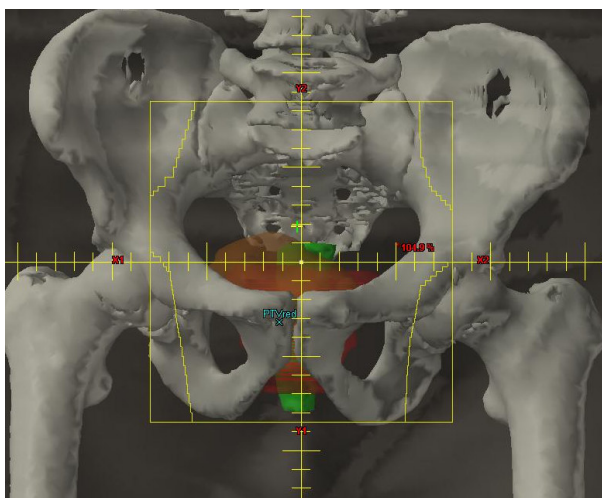


Figura 3 - BEV típico de um campo pélvico utilizado na radioterapia conformacional, retirado do Sistema de elaboração de Planimetrias.

Daqui resulta outra diferença que é a administração do tratamento: esta não é definida nas condições habituais (características geométricas verificáveis durante a realização do tratamento). Resulta antes da utilização de feixes cuja fluência (que de forma simplificada pode ser definida como o número de fótons por unidade de área e que nos tratamentos habituais tem valores constantes) é modulada, frequentemente com a utilização estática ou dinâmica do MLC, que resulta da aplicação de ficheiros gerados a partir dos resultados do sistema de elaboração de planimetrias.

Durante o cálculo realizado para cada incidência de tratamento, é obtida uma matriz bidimensional que é composta por várias fluências. Para cada parcela dessa matriz que possui o mesmo valor de fluência prevista, é calculada a sua dose resultante e do somatório de todas estas parcelas resulta o mapa de fluências final de cada campo de tratamento. É desta forma, para todos os campos de tratamento, que se torna possível obter uma melhor conformação do volume alvo.

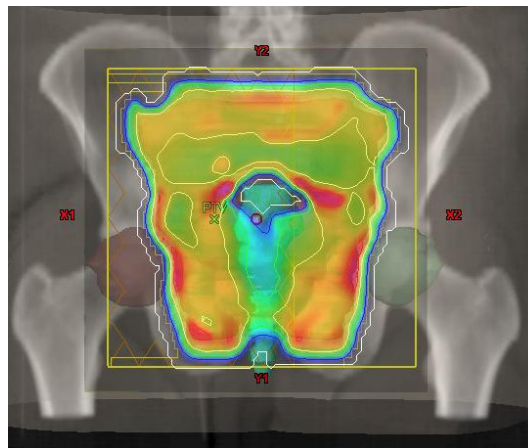


Figura 4 - Fluência de um campo de tratamento com a técnica de IMRT, obtida por planeamento inverso, retirada do sistema de elaboração de planimetrias.

Por outro lado, a exploração mecânica dos sistemas de colimação e do equipamento de radiação, conjugada com a elaboração de planos de tratamento com características de cálculo bastante exigentes, obriga à verificação dos seus pontos de incerteza. A implementação de procedimentos de verificação, resultam da necessidade de assegurar que as variações de dose, a existirem, estão, dosimétrica e espacialmente, dentro de valores tidos como referência e que por isso se espera não influenciarem os resultados clínicos pretendidos. Para isso é necessário (Mijnheer et al, 2008) definir um

programa de controlo de qualidade que deve incidir sobre as principais variáveis de todo o processo e das quais se podem destacar as características do Sistema de elaboração de Planimetrias, do MLC e do equipamento de radiação (Woo et al, 2003; Galvin et al, 2004).

### **2.3 – IMRT com Aceleradores Lineares**

Para a aplicação de IMRT são frequentemente utilizados os equipamentos de radiação disponíveis para as técnicas habituais de radioterapia externa. A radiação habitualmente aplicada nestes tratamentos é frequentemente de energia elevada, produzida por megavoltagem. Esta apresenta a vantagem principal de permitir a irradiação de lesões profundas (devido ao seu poder de penetração) além de evitar sobre-irradiações ao nível da pele. Os equipamentos mais frequentemente utilizados para a produção desta radiação são os Aceleradores Lineares (LINACs) que têm a possibilidade de, através da aceleração de electrões, produzir feixes de Raios-X, ou utilizar os feixes de electrões primários que podem atingir energias até aproximadamente 22MeV (Mayles, 2007). A utilização de feixes de electrões nesta gama de energias tem vantagens bastante significativas quando comparados com os feixes de radiação-X com energias inferiores obtidos por outros equipamentos já que, devido às suas características, depositam pouca quantidade de radiação à superfície. Além da dose que é depositada à superfície, e à medida que a profundidade aumenta, a dose depositada no meio também aumenta até ser atingido um valor de dose máxima (que ocorre a profundidades diferentes de acordo com a energia do feixe incidente). Depois desta região de dose máxima existe um decréscimo acentuado de dose, facilitando também a protecção de estruturas mais profundas. Quando o objectivo é irradiar volumes com profundidades superiores a aproximadamente oito centímetros, então a escolha mais frequente baseia-se na utilização de feixes de fotões de elevada energia, que tal como no caso anterior, deposita pouca dose à superfície, tendo logo depois desta o seu valor mais elevado, sendo que a partir deste, o valor de dose diminui progressivamente. Em seguida é possível observar a diferença entre estes dois tipos de radiação produzidas por um Acelerador Linear.

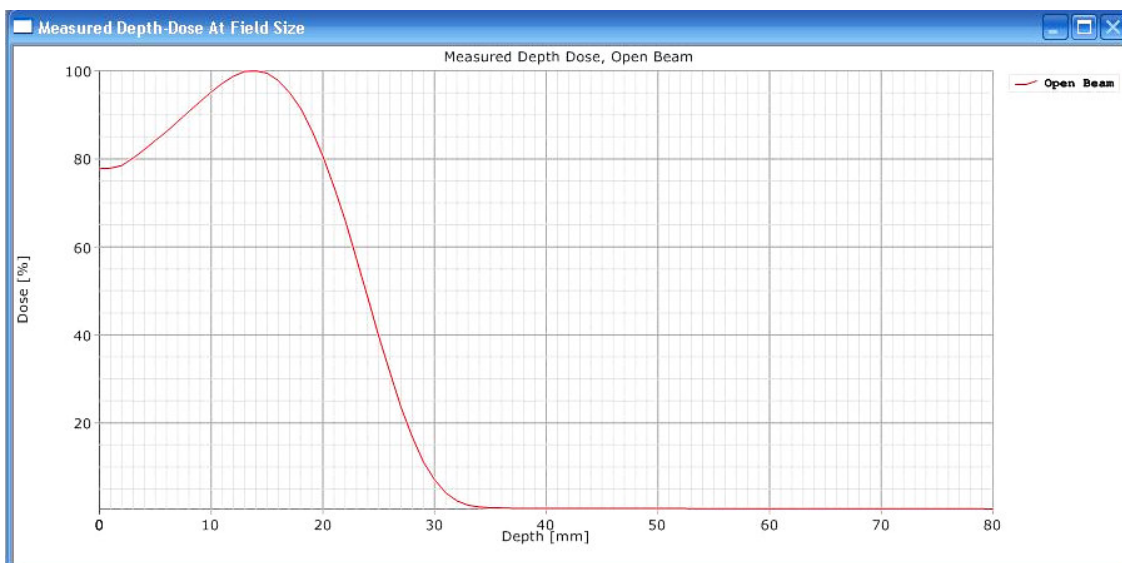


Figura 5 – Comportamento em profundidade de um feixe de Electrões com energia de 9MeV, retirado do módulo de configuração do sistema de elaboração de planimetrias.

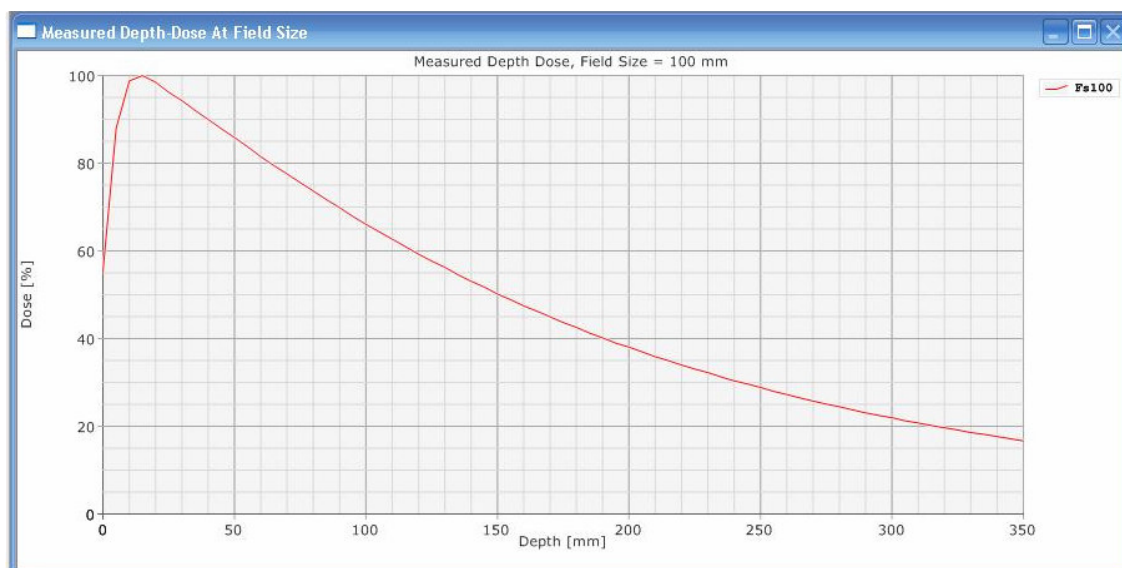


Figura 6 - Comportamento em profundidade de um feixe de Fotões de 6MV, retirado do módulo de configuração do sistema de elaboração de planimetrias.

### 2.3.1 – Equipamento

Um Acelerador é um equipamento que se destina a efectuar a aceleração de partículas (habitualmente sub-atómicas). Um Acelerador Linear, utilizado para radioterapia, é caracterizado por realizar essa aceleração ao longo de um percurso linear, no qual as partículas utilizadas são electrões.

O Modulador, que é o componente que gera a corrente necessária, fornece pulsos de alta voltagem a um gerador de microondas e a uma fonte de electrões. Estes electrões são emitidos a partir de um processo termiónico, ou seja são libertados de um filamento aquecido (Halperin et al, 2004) e injectados na guia de aceleração. As ondas electromagnéticas geradas, são injectadas na guia de aceleração (sistema de aceleração de partículas) que possui um design próprio composto por várias cavidades de aceleração que vão funcionando de forma intercalada, criando campos eléctricos e magnéticos para permitir que os electrões, no seu interior, sejam acelerados até uma velocidade próxima da velocidade da luz, ao longo do seu eixo (Mealha, 2000). Para além deste efeito de aceleração, a guia de aceleração aplica campos de repulsão mútua aos electrões para os manter perto do seu eixo com o objectivo de manter o feixe focado (que permite menor dispersão de energia) e evitar danificar a própria estrutura de aceleração.



Figura 7 - Pormenor de tubo de aceleração de um acelerador linear (Mayles, 2007).

Idealmente estes sistemas de aceleração deveriam ser instalados paralelamente à direcção pretendida do feixe a utilizar, mas devido a questões relacionadas com o espaço ocupado e peso do material necessário, este tipo de construção de equipamentos tornou-se impraticável. Por consequência, é necessário que estes feixes de electrões, bastante colimados e acelerados, sofram uma mudança de direcção de 90 graus. Esta rotação na direcção do feixe de electrões é obtida a partir da aplicação de campos magnéticos muito intensos (Bending Magnet) que para além deste objectivo (de acordo com os fabricantes, esta rotação pode ser de 90 graus ou de 270 graus), permitem ainda eliminar os electrões que tenham energias diferentes das que são pretendidas (o campo magnético aplicado está directamente relacionado com a energia pretendida e blindado com material de elevado numero atómico de forma a colectar os electrões que tenham energias diferentes das pretendidas). Para utilizar este feixe de electrões monoenergético de forma clínica é

necessário ainda que este passe por um filtro difusor, que também é específico por energia e que tem a função de gerar um feixe com uma secção útil maior e que permite, na maioria dos equipamentos, obter aberturas do feixe de radiação (vulgarmente denominadas por campos de tratamento) até 25cm para as técnicas de tratamento habituais.

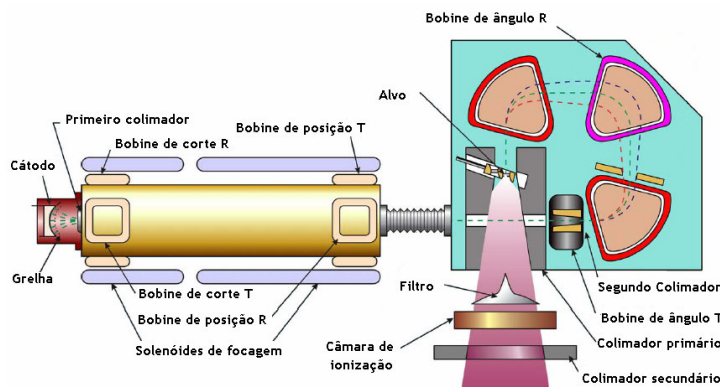


Figura 8 - Representação do tubo de aceleração e Bending Magnet de um acelerador linear (Mayles, 2007).

Quando o objectivo é utilizar feixes de radiação de fótons, depois de percorrerem a guia de aceleração e terem sido seleccionados pelo campo magnético do *Bending Magnet*, o feixe monoenergético de electrões interage com um alvo de material de elevado número atómico (construído especificamente para cada energia pretendida) dando origem a fótons de *Bremsstrahlung* ou de frenagem que compõem o feixe de radiação pretendido. Este feixe de radiação X é então filtrado por um cone equalizador de forma a ser modificado para se obter um feixe homogéneo e simétrico para uma abertura máxima de 40x40cm. A função deste cone é demonstrada pela figura seguinte:

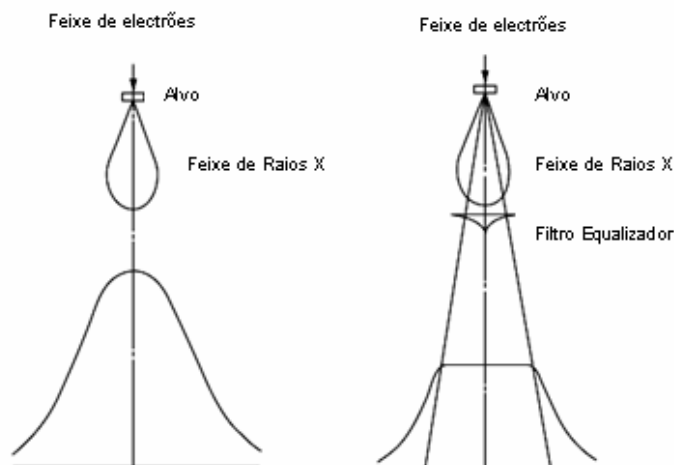


Figura 9 - Cone equalizador utilizado para feixes de Fótons (Mayles, 2007).

Depois de ser filtrado (quer se trate do feixe de electrões com o filtro difusor, ou fotões com o cone equalizador), o feixe pretendido é monitorizado por câmaras de ionização de forma a serem controladas as suas características dosimétricas, nomeadamente a simetria e homogeneidade. De seguida existem os sistemas de colimação principais que definem a abertura dos campos de radiação e, por fim, o sistema multilâminas que tem a função principal de dar a forma irregular ao feixe. Dependendo dos fabricantes, este pode ser conjugado com os colimadores principais ou pode substituir uma das direcções desses colimadores principais.

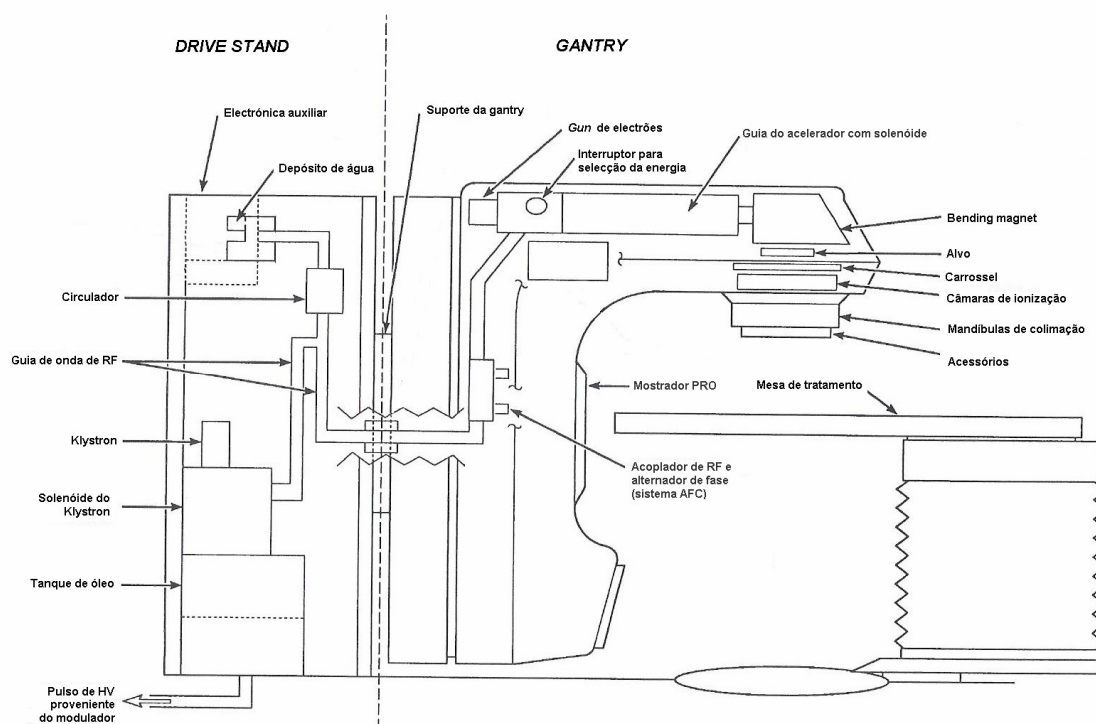


Figura 10 - Representação esquemática de um LINAC (VOS, 1998).

### 2.3.2 – Sistema de colimação multilâminas

Na actualidade, a maioria dos Aceleradores Lineares estão equipados com sistemas de colimação multilâminas que, desde há vários anos, têm substituído a utilização dos tradicionais blocos de liga metálica. Estes sistemas são constituídos por pares de lâminas opostas, normalmente formadas por uma liga de tungsténio, que variam em número de 20 a 80 e que se encontram adjacentes relativamente ao par seguinte. Estas lâminas possuem, à distância

do isocentro, entre 5 a 10 mm de largura para equipamentos dedicados a radioterapia externa conformacional, ou dimensões inferiores que podem chegar até 2,5mm para equipamentos que estão concebidos para técnicas de radioterapia de grande precisão.

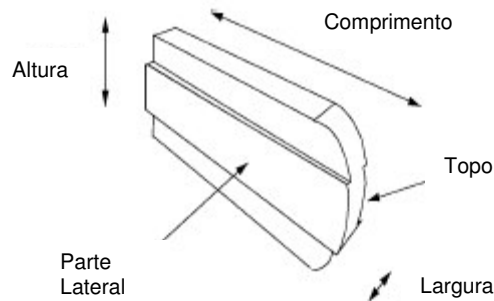


Figura 11 - Esquema de uma lâmina do MLC utilizado nos Aceleradores Lineares Varian (AAPM, 2001).

Uma das primeiras referências sobre a utilização e funcionalidade destes equipamentos foi apresentada por Takahashi em 1965 (AAPM, 2001). Este tipo de equipamento é habitualmente um componente integrante do acelerador linear e pode ter duas localizações possíveis: pode substituir um dos pares de mandíbulas para colimação do feixe de radiação ou ser utilizado conjuntamente com os dois conjuntos de colimadores. Tem como função principal dar uma forma irregular ao feixe de radiação, uma vez que da utilização exclusiva dos colimadores primários apenas é possível obter campos de tratamento com formas quadrada ou rectangular. Tem habitualmente uma atenuação do feixe primário bastante elevada sendo que, no máximo, o seu valor de transmissão do feixe primário não deve ultrapassar 5% (AAPM, 2001), mas que habitualmente está bastante abaixo desse valor, sendo que este valor depende do fabricante e da sua localização no Linac.

O MLC que se pretenda utilizar pode ainda ser um dispositivo externo que é acoplado ao acelerador linear para que, em situações específicas, seja possível obter determinados específicos, como por exemplo, uma possibilidade de conformação mais elevada como a que é necessária para a irradiação de lesões intracranianas (Leavitt et al, 2001).

Em qualquer dos casos, cada lâmina é controlada individualmente permitindo que a variação na precisão no seu posicionamento seja inferior a 1 mm (AAPM, 2001). O controlo posicional de cada lâmina e de todo o seu

conjunto é conseguido com a utilização de técnicas electrónicas sofisticadas de vídeo ou óptica para que seja possível detectar cada uma das posições de cada lâmina de forma instantânea. A geometria de cada lâmina é desenhada de forma a minimizar a transmissão do feixe e a diminuir a radiação entre lâminas adjacentes. Dependendo do fabricante, o seu topo pode ter uma forma arredondada para que a superfície de cada lâmina, em contacto com o feixe de radiação, seja tangente a este, independentemente da dimensão de campo utilizada ou da posição da lamina em relação ao eixo central do feixe. Esta geometria tem como objectivo minimizar a contaminação do feixe com electrões e fótons de baixas energias, por interacção do feixe primário com o material do MLC, e com isso manter as penumbras dos feixes primários reduzidas, quando comparadas com outras geometrias existentes (Mayler et al, 2007). Em contrapartida, possui uma maior transmissão entre duas lâminas opostas sendo que esses valores têm de ser monitorizados (Arnfield et al 2001).

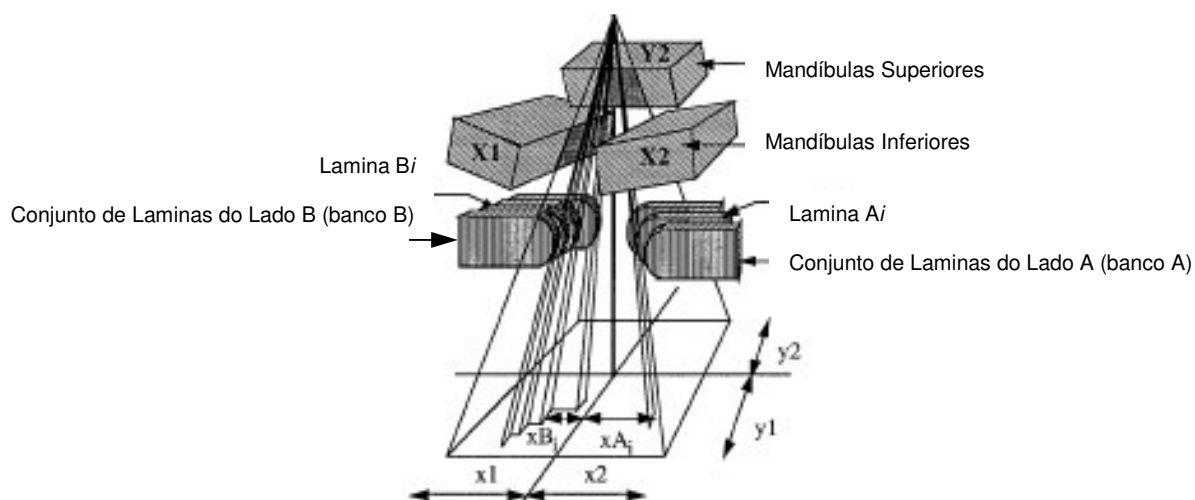


Figura 12 - Exemplo da localização do MLC no trajecto do feixe (Mayles, 2007).

Este tipo de características permite que estes dispositivos sejam o equipamento ideal para a execução das técnicas conformacionais como é o caso de IMRT, sendo que na actualidade é um equipamento indispensável na implementação e aplicação de IMRT.

### 2.3.2.1 – Testes de aceitação e comissioning de MLCs

Antes da utilização clínica deste tipo de equipamento é necessário assegurar que todas as suas características críticas são testadas de forma a garantir que os seus níveis de desempenho estão assegurados. Com este objectivo, são realizados testes que obedecem a um protocolo de aceitação que deve abranger as características mecânicas, radiativas e de software do equipamento:

Testes Mecânicos - o movimento das lâminas, a sua distância e velocidade máximas devem ser testadas. O alinhamento do eixo do MLC com o do equipamento de radiação deve ser verificado assim como a reprodutibilidade do reposicionamento de cada lâmina e as mensagens de erro geradas a partir dos posicionamentos errados que possam assumir;

Testes Radiativos – Deve ser confirmado o valor de transmissão de radiação das lâminas, bem como a quantidade de radiação que passa entre lâminas adjacentes no eixo e fora deste. Além desta verificação deve ser assegurado que a dose planeada, com a utilização destes dispositivos corresponde à que é ministrada.

Software – garantir que a passagem de informação desde a definição da posição pretendida de cada lâmina até à sua aplicação no equipamento de radiação se mantém integra.

Depois da realização deste tipo de testes, e quando se pretende utilizar estes equipamentos apenas para técnicas estáticas como a habitual radioterapia 3D conformacional, é normalmente aplicado um programa de controlo de qualidade periódico que integra testes de verificação posicional das suas lâminas e do seu alinhamento com o equipamento de radiação (Mubata et al, 1997). Para a sua utilização em tratamentos dinâmicos é necessário ir mais além, e de acordo com os objectivos clínicos, este controlo de qualidade periódico deve ser adaptado ao tipo de utilização pretendida. Neste campo, varias publicações têm sido apresentadas para a elaboração de programas de controlo da qualidade adequados (Ling et al, 2008; Arnfield et al, 2001; LoSasso et al, 1998).

### 2.3.3 – Sistema de elaboração de Planimetrias

Não é possível desenvolver as técnicas actuais de radioterapia sem a utilização de sistemas de cálculo complexos que permitem elaborar os planos de tratamento dos doentes para os quais são prescritos cursos de tratamento com radioterapia.

Habitualmente o Sistema de Elaboração de Planimetrias (TPS- Treatment Planning System) é a ferramenta utilizada para determinar quais as incidências que melhor irradiam os volumes alvo e que simultaneamente permitem preservar as estruturas críticas que os rodeiam (IAEA, 2004).

Para isto, desde há muito que estes sistemas têm por base a utilização de imagens que representam os doentes. Contudo, a utilização destas imagens em medicina estava sujeita a condições de utilização ou aquisição muito específicas e que as tornava inutilizáveis para qualquer outro sistema que não o que as tivesse adquirido. Devido a estas dificuldades, e satisfazendo as necessidades técnicas dos vários fabricantes de equipamentos de imagens e utilizadores clínicos, foi desenvolvido um protocolo de comunicação de imagens para a sua utilização em medicina que tomou o nome *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* e que permitiu facilitar a comunicação e transferência de imagens em medicina (Mayles et al, 2007). Para a Radioterapia esses protocolos foram adaptados de forma a ser possível analisar imagens de TC ou de outras modalidades. Ao protocolo desenvolvido para radioterapia foi dado do nome de *DICOM RT* e que tem por objectivo não só a partilha de imagens mas também de planos de dose e de estruturas, que são elementos essenciais em radioterapia (Mijnheer et al, 2004). Com o desenvolvimento destas linguagens específicas foi possível elaborar software que simultaneamente pudesse integrar as imagens que representam a anatomia dos doentes e reproduzir nestas, a interacção da radiação dos equipamentos disponíveis com os tecidos irradiados. Assim, com a utilização destes programas de elevada sofisticação, são obtidos os planos de tratamento necessários (aos quais pode ser dado o nome de planimetrias). Esses planos baseiam-se nas posições mecânicas de gantry, colimador, mesa de tratamento, dimensões de campo e protecções utilizadas. Para além de todas estas características, é ainda possível analisar os volumes irradiados e protegidos e podem ser obtidos gráficos de relação do volume de cada estrutura irradiada

com a dose que recebe para uma análise mais objectiva. De acordo com todas as características mecânicas seleccionadas e com os valores de dose atribuídos a cada plano de tratamento, é possível obter as Unidades de Monitor (UM) a administrar em cada campo de irradiação que compõe esse plano de tratamento e que resultam da conversão da dose que se pretende administrar com cada campo, nas unidades de irradiação dos aceleradores lineares (ou outra unidade de irradiação de acordo com o equipamento de terapia existente).

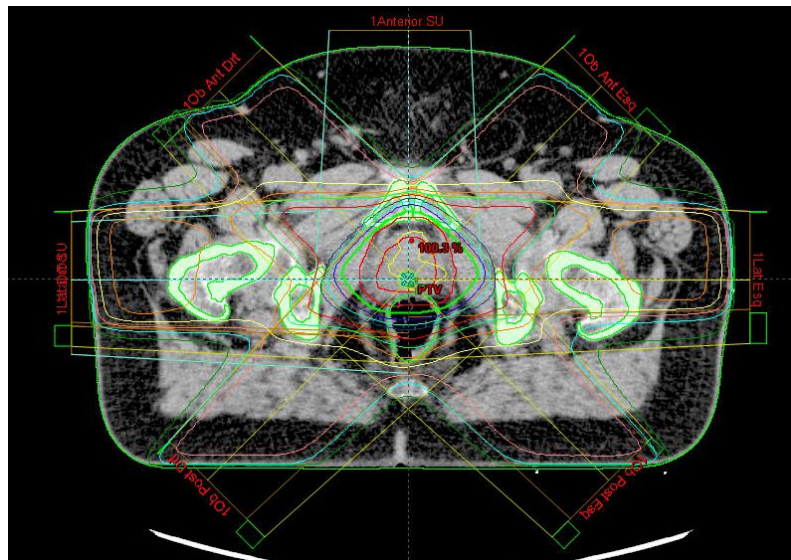


Figura 13 - Distribuição conformacional obtida por planeamento directo, retirada do sistema de elaboração de planimetrias.

Dose Prescription					Field Alignments			Plan Objectives			Optimization Objectives			Dose Statistics			Calculation Models			Plan Sum		
Field ID	Technique	Machine/Energy	MLC	Field Weight	Scale	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Wedge	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MU		
1Lat Dt SU	STATIC-I	Trilogy - 15X		0.00	Varian IEC	270.0	0.0	0.0	None	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.3	-5.5	-3.5	81.4			
1Anterior SU	STATIC-I	Trilogy - 15X		0.00	Varian IEC	0.0	0.0	0.0	None	10.0	+5.0	+5.0	10.0	+5.0	+5.0	0.3	-5.5	-3.5	85.9			
1Obl Post Esq	STATIC-I	Trilogy - 15X	Static	0.74	Varian IEC	135.0	0.0	0.0	None	9.8	+3.7	+6.1	9.0	+4.5	+4.5	0.3	-5.5	-3.5	86.8	36		
1Lat Esq	STATIC-I	Trilogy - 15X	Static	1.00	Varian IEC	90.0	0.0	0.0	None	9.8	+5.4	+4.4	9.0	+4.5	+4.5	0.3	-5.5	-3.5	83.3	55		
1Obl Ant Esq	STATIC-I	Trilogy - 15X	Static	0.80	Varian IEC	45.0	0.0	0.0	None	10.3	+4.7	+5.6	9.0	+4.5	+4.5	0.3	-5.5	-3.5	83.9	42		
1Obl Ant Dt	STATIC-I	Trilogy - 15X	Static	0.78	Varian IEC	315.0	0.0	0.0	None	9.9	+5.7	+4.3	9.0	+4.5	+4.5	0.3	-5.5	-3.5	84.0	41		
1Lat Dt	STATIC-I	Trilogy - 15X	Static	1.00	Varian IEC	270.0	0.0	0.0	None	10.5	+5.0	+5.5	9.0	+4.5	+4.5	0.3	-5.5	-3.5	81.4	57		

Figura 14 - Características dos campos de tratamento que compõem uma distribuição conformacional, retirado do sistema de elaboração de planimetrias.

Na actualidade a instalação deste tipo de sistemas ocorre de forma integrada em Redes informáticas de dados e imagens complexos que devem garantir uma eficiência na sua utilização (com a obtenção de níveis de segurança de aquisição, processamento e transferência de dados dos tratamentos muito elevada). Também devido aos requisitos das técnicas

actuais de tratamento e do seu controlo, estes sistemas passaram a fornecer dados que se tornam essenciais para as práticas actuais de elaboração, aceitação e controlo dos tratamentos prescritos. Passaram a ser criadas imagens de referência, para cada incidência de radiação que compõe o plano de tratamento. Estas imagens são digitalmente reconstruídas a partir da informação da TC onde é desenvolvido o plano de tratamento e tomam o nome de DRR (*Digital Radiograph Reconstructed*). Para além destas imagens que têm como objectivos primários a verificação periódica da localização de cada campo de tratamento, pode destacar-se também a disponibilização de gráficos que relacionam o volume das várias estruturas de interesse com a dose que lhes é administrada (HVD – Histogramas de Volume/Dose). Juntamente com estes, podem ainda ser analisados os dados estatísticos de irradiação, também para cada uma das estruturas. Todas estas ferramentas, para além de aumentarem a possibilidade de controlo dos tratamentos efectuados, permitem ainda a definição de critérios de aceitabilidade objectivos e que podem ser partilhados sem a influência directa e subjectiva de quem elabora e/ou analisa os planos de tratamento.

#### *2.3.3.1- Sistema de Elaboração de Planimetrias em modo Inverso (Hélios®)*

Para IMRT existem aplicações que podem ser utilizadas de forma a maximizar os resultados destas técnicas de tratamento. Essas aplicações, ao contrário do que acontece nas técnicas de tratamento mais convencionais, não utilizam a definição directa dos diversos campos de radiação (modo de acção que pode tomar o nome de Planeamento Directo), mas antes a construção de planos bidimensionais (mapas) de fluências de dose. De acordo com objectivos que são estabelecidos para cada estrutura de interesse (seja órgão de risco ou volume alvo), são obtidas fluências heterogéneas para cada campo de tratamento, é possível, e de acordo com o equipamento de radiação, obter as condições mecânicas que dão origem a esses mapas que são conhecidos como *fluências de campos* de tratamento, quando se utiliza a técnica de IMRT. A este processo dá-se o nome de Planeamento Inverso. Para a aplicação disponível, depois da definição de todos os volumes de interesse é necessário que se apliquem os constrangimentos a cada um desses volumes. Para o

sistema considerado começa por definir-se o número de campos, as incidências de cada um e a energia a ser utilizada. Inicia-se depois o processo de cálculo iterativo onde se tenta aproximar os valores obtidos de volume/dose de cada estrutura aos valores definidos pelos constrangimentos aplicados. Contudo, os valores pretendidos devem ser realistas, ou seja, apenas se conseguem obter valores que representem variações nos mapas de fluências que sejam possíveis de obter através da aplicação das características mecânicas do Acelerador Linear e do MLC a utilizar. Se os valores forem demasiado exigentes, não será possível obter os resultados pretendidos. Durante esta fase de optimização os constrangimentos aplicados podem/devem ser modificados de forma a dirigir as curvas que representam a dose por percentagem de volume que cada estrutura recebe, para os valores pretendidos.

Com o fim deste processo são obtidas as designadas por *Fluências Óptimas* para cada campo de tratamento que correspondem a mapas de fluências que dão origem aos gráficos obtidos durante o processo de optimização. De seguida, e assim que se considera o processo de optimização terminado, através da utilização do *Leaf Motion Calculator* (que é um módulo integrado no software Hélios®), calcula-se o movimento das laminas do MLC utilizado que dá origem ao mapa de dose mais semelhante possível ao que foi obtido pelo processo de optimização para cada campo (obtenção das *Fluências Actuais* ou *Reais*). Para a obtenção da distribuição de dose final é necessário, então, calcular os valores de dose que resultam da utilização das fluências reais e a análise dela é feita pelas ferramentas habituais como Histogramas de Volume/Dose, análise subjectiva de curvas de isodoses e observação dos valores estatísticos de irradiação de cada estrutura. Se os objectivos finais não corresponderem ao que tenha sido pretendido para esse plano de tratamento, deve voltar-se à fase de optimização ou mesmo à definição das primeiras condições como número de campos ou incidências de cada um deles e continuar o processo a partir desse ponto.

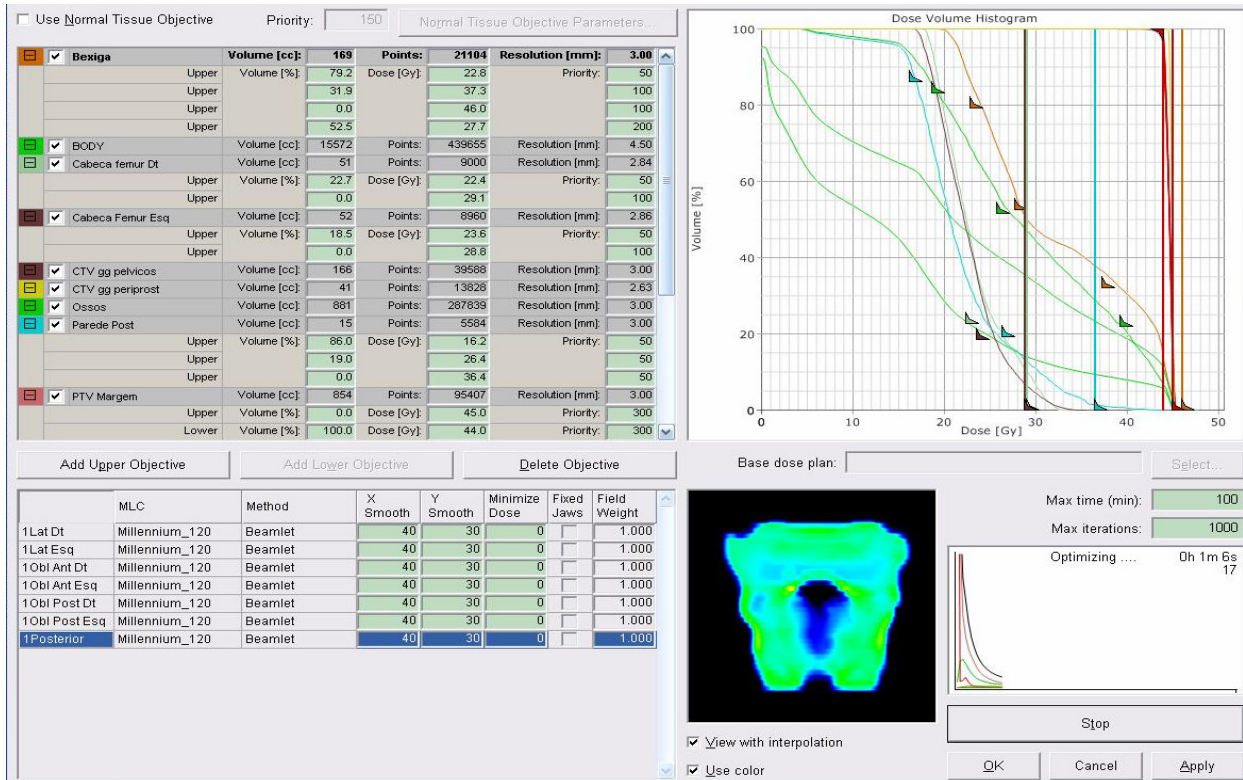


Figura 15 - Imagem do módulo de planeamento inverso Hélios®.

### 2.3.4 – Sistema de Controlo com Recurso a Imagens

A Radioterapia, desde a sua génese, sempre foi acompanhada pela utilização da imagem, não apenas para a definição das áreas de tratamento mas também para a verificação periódica da localização das incidências de radiação (campos de tratamento). Com este enquadramento, outro dispositivo que compõe habitualmente um equipamento moderno de radioterapia é um sistema de controlo de tratamentos com recurso à imagem. Na sua utilização clássica, os sistemas de aquisição de imagens são normalmente compostos por um braço robótico ao qual está associado um painel que possui uma matriz de detectores e toda a electrónica necessária para o processamento da imagem adquirida. Com este detector é possível obter imagens planares (portais) que resultam da captação da radiação de saída do paciente, para cada incidência de radiação, e que contêm informação anatómica obtida pela atenuação provocada pelos vários tecidos que compõem o paciente. Este tipo de imagens é utilizado para verificação de todas as incidências de tratamento, que tem uma periodicidade variável por patologia e de acordo com os

protocolos definidos em cada departamento. É, por isso, parte integrante do controlo da qualidade realizado durante os tratamentos habituais de radioterapia. Contudo, os sistemas de aquisição de imagem dos equipamentos modernos de radiação apresentam mais valências que permitem explorar outro tipo de ferramentas numa utilização regular.

Nas últimas duas décadas percebeu-se, tal como é descrito por vários autores (Bortfeld et al, 2006; Wong et al, 2005; Kitamura et al, 2002b), que os volumes que se pretendem irradiar, em muitos casos, não se encontram estáticos durante as sessões de tratamento e ao longo dos cursos de tratamento fraccionados. A localização dos volumes de interesse varia (órgãos de risco e volumes alvo) e muitas vezes a sua posição relativa não é solidária com a localização das estruturas ósseas que são as que se conseguem observar nas imagens portais bidimensionais. Com isto foi fácil perceber que a utilização do plano de tratamento decidido para cada caso, pode, sem a correcta verificação, ser erradamente localizado (Ling, 2006). Da necessidade de tentar controlar, ou pelo menos minimizar estes acontecimentos, a evolução dos sistemas de aquisição de imagem caminhou para o aparecimento de dispositivos com funções que permitem actualmente adquirir imagens volumétricas do paciente (como por exemplo imagens de *ConeBeam CT* (Pouliot et al, 2005; Sripadam et al, 2009)) prévias ao tratamento. Estas aquisições são realizadas para que se possam comparar com as imagens volumétricas de referência, proceder aos ajustes necessários e garantir que a localização do tratamento seja a mais correcta possível. Como este tipo de imagens significa uma dose acrescida para o paciente, para além de um tempo de aquisição e processamento de imagem ainda elevado, foi ainda incorporada a possibilidade de se adquirirem imagens bidimensionais de baixas energias, ao serem instaladas ampolas de Raios X de kilovoltagem nos equipamentos de terapia. Podem assim utilizar-se com uma frequência maior as imagens planares na verificação de tratamentos, sem o aumento da dose administrada, sendo muitas vezes conjugadas com implantes de marcas fiduciais nos volumes de tecidos moles de interesse, para a sua localização.

Outra valência que está disponível, na maior parte destes equipamentos, é a possibilidade de adquirir mapas de fluências de feixes de radiação não homogêneos (típicos em IMRT), de forma a ser possível comparar esses

mapas de fluências com os que provêm do sistema de planeamento e com essa ferramenta, assegurar a reprodutibilidade dosimétrica do plano de tratamento que foi obtido no sistema de elaboração de planimetrias (ver ponto 2.5.1.3 - Sistema de Dosimetria Portal).

### 2.3.5 – Técnicas de tratamento com Aceleradores Lineares

Apesar de serem habitualmente utilizados Aceleradores Lineares para a aplicação desta técnica de tratamento, existem alguns métodos diferenciadores da aplicação de IMRT, sendo que esses métodos são escolhidos de acordo com vários factores: um deles é que, para cada equipamento de cada marca, é desenvolvida uma forma de aplicar preferencialmente uma das técnicas de IMRT devido às suas características físicas e radiativas. Outro factor que influencia a escolha da técnica a ser utilizada é a experiência da equipa de implementação e a possibilidade, de acordo com o plano de trabalho definido, em obviar as dificuldades que cada uma das técnicas apresenta. Por último, um factor determinante na escolha da técnica a utilizar é o conjunto de objectivos clínicos e dosimétricos que se pretendem alcançar, já que cada uma delas apresenta características que podem ser mais específicas para alcançar esses objectivos que outras.

#### 2.3.5.1 – IMRT “*step and shoot*”

Um método de administrar esta técnica com a utilização de um colimador multilâminas é através da técnica “*step and shoot*” ou modo estático. Nesta técnica a modulação da fluência de radiação dos campos de tratamento é obtida através da utilização sequencial de um número discreto de sub-campos (ou segmentos) com diferentes formas geométricas (Martens et al, 2001). Na transição entre estes sub campos o feixe de radiação é interrompido até que a posição geométrica das lâminas do próximo segmento seja atingida. De seguida o feixe de radiação é novamente activado durante o tempo previsto e é de novo interrompido para que o MLC possa assumir a sua próxima posição (Cheung, 2006). O processo é repetido até que toda a sequência programada seja administrada.

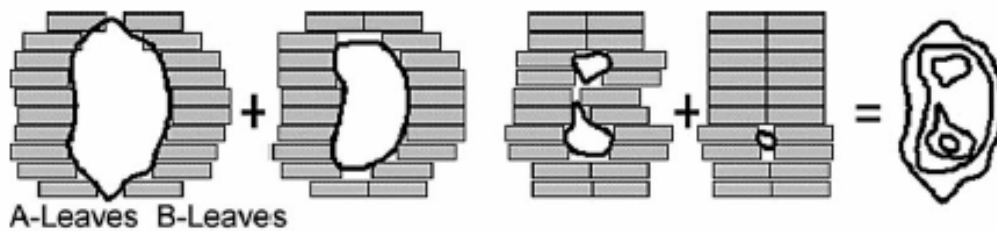


Figura 16 - Esquema típico da execução de um campo de IMRT utilizando a técnica de step and shoot, (Schlegel, et al, 2006).

#### 2.3.5.1.1 – Principais questões

Este método apresenta uma questão central que é a conversão do mapa de dose pretendido num número discreto de segmentos de fluências constantes. Este facto pode provocar uma degradação nas características do mapa de dose final quando comparado com a fluência inicial prevista podendo alterar as suas heterogeneidades previstas ou pretendidas. Esta característica estará tanto mais presente quanto menor for o número de segmentos pretendidos para a conversão entre o mapa de dose pretendido e o final. Por outro lado, a aplicação de um elevado número de segmentos aproxima os resultados à situação da utilização de irradiação em modo contínuo e melhora a conversão entre a fluência pretendida e a obtida mas apresenta uma clara desvantagem: a maioria desses segmentos terão um tempo de radiação muito pequeno o que pode significar problemas de estabilidade no equipamento de radiação (Arnfield et al, 2001). Assim, pode tornar-se complicado inferir que intervalo de valores se deve definir valores mínimo e máximo de segmentos possíveis de forma a obter bons resultados de irradiação sem comprometer a estabilidade da sua irradiação. Apresenta, por outro lado, (como possui apenas segmentos de tratamento com fluências constantes) a vantagem de ser mais fácil a verificação dos planos de tratamento, pois, se necessário, é possível verificar cada segmento de cada campo de tratamento de forma independente. Se durante a realização da verificação se detectar alguma diferença que tenha que ser corrigida, é possível detectar em pormenor qual o segmento que origina essa diferença e corrigir o que se considere necessário, ou mesmo eliminá-lo em caso de necessidade sem comprometer o resultado final pretendido.

### 2.3.5.2 – IMRT “Sliding Window”

A administração da técnica de IMRT pode também ser realizada em modo dinâmico que muitas vezes toma o nome de “Sliding Window”. Esta forma de administração de tratamentos baseia-se no movimento contínuo do sistema de colimação multilâminas (Martens et al, 2001). A obtenção de uma matriz de dose com fluências variáveis é resultado da utilização dos pares de lâminas que compõem o MLC utilizado e que se deslocam continuamente durante a irradiação (Chao et al, 2003b). Para cada um desses pares de lâminas é definida uma determinada velocidade ao longo do campo de tratamento durante a irradiação desse campo. A variação da fluência pretendida para campo de tratamento é obtida através da variação da abertura e da velocidade entre cada par de lâminas opostas, sendo que para a obtenção do mapa final de dose de cada campo, são calculadas estas variáveis para todos os pares de lâminas que influenciam a dimensão pretendida dessa fluência.

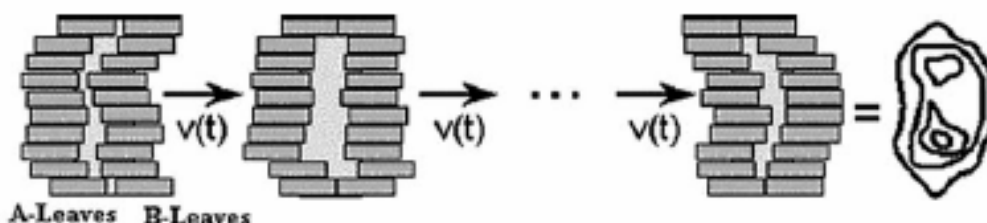


Figura 17 - Representação esquemática da administração de um campo de IMRT com modelação dinâmica (Schlegel, et al, 2006).

#### 2.3.5.2.1 – Principais questões

O método de administração de tratamentos de por *Sliding Window* é o que permite aproximar mais as fluências reais de cada campo às fluências teóricas obtidas a partir do sistema de cálculo (Nicolini et al, 2005). Contudo, devido às suas características, existem várias questões que têm que ser consideradas:

A primeira questão prende-se com a monitorização do feixe de radiação durante a utilização destes campos já que a utilização dos sistemas de medição de radiação habituais (câmaras de ionização) é dificultada neste modo de irradiação. Esta dificuldade advém do facto dos sistemas terem o seu

comportamento mais correcto quando são utilizados para medir radiação em campo aberto, e com esta técnica, durante a maior parte do tempo de irradiação de cada campo, o detector estará a medir valores de transmissão do MLC e não dose resultante do feixe primário.

Outro factor que é necessário ter em consideração, quando se utilizam ALs da marca Varian®, é a repercussão do efeito de *Tongue and Groove* que é aplicado no design das lâminas que compõem o seu MLC e que efectua este modo de irradiação (Schlegel et al, 2006). Este é um efeito que se pode manifestar na fluência final obtida e que, apesar poder estar presente na opção estática, toma especial ênfase quando se utiliza esta técnica dinâmica já que se tem menos possibilidade de análise da posição das laminas durante a irradiação de cada campo. Este efeito resulta da geometria concebida para diminuir a fuga de radiação entre lâminas do MLC (Mayles et al, 2007; LoSasso, 2008) e consiste no facto das lâminas de cada banco (que consiste no conjunto de laminas de cada lado do MLC) não serem apenas justapostas mas encaixadas entre si. Durante uma irradiação, cada par de lâminas desloca-se de forma independente em relação aos restantes pares. Se tiverem que percorrer distâncias a velocidades claramente diferentes, terão posições instantâneas ao longo da irradiação bastante distantes dos pares vizinhos. Nesta situação, uma área muito grande das faces laterais destas lâminas é exposta ao feixe primário durante a maior parte do tempo de irradiação. Como as laminas destes sistemas têm entalhes de encaixe, a atenuação que estes provocam pode produzir alterações na dose final ministrada que frequentemente não são contabilizadas pelo sistema de elaboração de planimetrias.

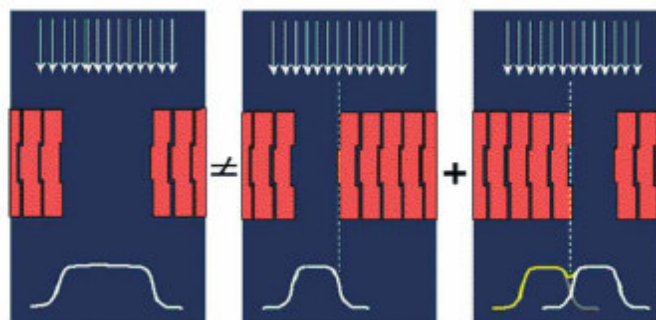


Figura 18 - Representação esquemática da repercussão do efeito Tongue and Groove no feixe de radiação (Schlegel et al, 2006).

Assim é necessário analisar os ficheiros de MLC dinâmico e tentar minimizar grandes distâncias entre os trajectos a realizar por lâminas vizinhas. Se não for detectado durante a elaboração da planimetria e durante a verificação destes campos de tratamento for encontrado alguma divergência dosimétrica que possa ser explicada por este efeito, será necessário editar a fluência do campo para recalcular os ficheiros de movimento do MLC de modo a eliminar tanto quanto possível sobre ou sub-irradiações indesejadas.

#### 2.3.5.3 – IMRT em arco

Este método de tratamento combina o movimento dinâmico do colimador multilâminas tal como descrito na situação de *Sliding Window* conjugado com a rotação da gantry. Neste caso, os campos de tratamento, porque passam a ter uma componente rotacional em relação ao doente, perdem essa nomenclatura e tomam o nome de arcos de tratamento. A posição da gantry e a forma que o MLC toma são indexadas á administração de Unidades de Monitor calculadas pelo sistema de elaboração de planimetrias. Assim, além das velocidades de movimentação de cada um dos dispositivos que têm que ser calculadas na definição do plano de tratamento, como estas estão directamente relacionadas com a dose que se pretende administrar, é necessário ainda ter em consideração este factor na elaboração de planos de controlo de qualidade (AAPM, 2003).

##### 2.3.5.3.1 – Principais questões

Existem ainda muito poucas indicações sobre todas as características deste tipo de irradiação por isso todo o trabalho de aceitação deste tipo de técnica assim como as indicações para os programas de controlo de qualidade que deverão ser aplicados são ainda pouco descritos (AAPM, 2003). Assim sendo, apesar de não existirem indicações específicas para estas técnicas, é de entender que, como se trata de uma situação de utilização dinâmica do MLC, aplicam-se todas as questões que foram identificadas na técnica anterior ás quais devem ser acrescentados todos os testes necessários à verificação da estabilidade mecânica do equipamento de radiação, especialmente no que se refere à conjugação da administração de dose com o movimento da gantry de modo a que este factor mecânico influencie, da menor forma possível, a

administração do tratamento. Recentemente têm sido apresentados algumas experiências de alguns grupos de trabalho sobre a aplicação desta técnica de tratamento e que reflectem as suas experiências (Fogliata et al, 2009; Ling et al, 2008; Duthoy et al, 2004; Cedric et al, 2002)

#### 2.3.5.4 – Radiocirurgia e Radioterapia Estereotáxica com Intensidade Modulada

A expressão “radiocirurgia” foi inicialmente utilizada por Lars Leksell em 1951 quando descreveu o procedimento de administrar doses de radiação elevadas, numa fracção única, a um volume de pequenas dimensões localizado muito próximo de estruturas críticas intracranianas, sem ser necessário a realização de uma cirurgia (Díaz-Santos, 2008). Essa irradiação é obtida a partir da utilização de campos ou arcos não co-planares que se interceptam no volume de interesse de modo a que a dose nos tecidos circundantes seja minimizada. Para a realização desta técnica é necessária a localização estereotáxica da região de interesse e a fixação da posição do crânio que normalmente resulta da utilização de sistemas de fixação invasiva com a aplicação de fixadores no crânio.



Figura 19 - Exemplo da aplicação de um sistema de imobilização utilizado para Radiocirurgia (Schlegel et al, 2006).

Podem ser utilizados campos estáticos, mas são habitualmente usados arcos de irradiação que podem ser colimados com cones de pequena dimensão que dão a forma cónica aos feixes de radiação e que são conjugados de forma a irradiar todo o volume de interesse.

Podem ainda ser aplicados feixes adaptados à forma do volume alvo através da utilização de sistemas de multilâminas de pequenas dimensões (micro MLCs) (Leavitt, 2001). A radiação pode provir de Aceleradores Lineares através da utilização de radiação electromagnética de megavoltagem, de

radiação gama através da utilização de fontes de cobalto (o caso da *Gamma Knife*) ou ainda com a utilização de partículas pesadas (prótons) produzidas em ciclotrões.

À medida que a radiocirurgia foi sendo utilizada para o tratamento de lesões oncológicas (já que inicialmente era uma técnica aplicada a lesões benignas) foram sendo adaptados procedimentos provenientes da radioterapia convencional, como sejam o fraccionamento da dose por várias sessões. Esta variação da radiocirurgia recebeu o nome de Radioterapia Estereotáxica Fraccionada que, para além de fraccionar a dose de tratamento por várias sessões, utiliza também sistemas de imobilização que são re-aplicáveis (ou seja, deixam de ser invasivos) e pode ser aplicada a localizações extracranianas.

## **2.4 – Outros tipos de IMRT**

Para além da utilização de Aceleradores Lineares para a administração desta técnica de tratamento, existem outros equipamentos que foram desenvolvidos de forma diferente e com objectivos muito específicos mas onde são aplicados os mesmos conceitos:

### *2.4.1 – Cyberknife*

Este é um equipamento de administração de tratamentos, que foi desenvolvido pela empresa *Accuray Inc®* (Mijnheer, 2008). É constituído por um acelerador linear monoenergético de 6MV acoplado a um braço robótico com uma precisão estereotáxica que permite uma elevada flexibilidade tridimensional sem a utilização de dispositivos fixos externos ao equipamento de radiação. É complementado por um sistema duplo de fluoroscopia para localização dos volumes alvo a partir de um sistema de coordenadas que permite obter imagens em tempo real antes e durante a administração do tratamento. A obtenção destas imagens permite que seja definida a posição do acelerador linear sem que seja necessária a utilização de um quadro ou qualquer outro sistema para localização estereotáxica (Cheung, 2006).



Figura 20- Sistema Ciberknife (Accuray, 2009).

Depois de localização do volume alvo através da análise posicional de determinados pontos radiográficos de referência (sejam referências ósseas ou marcas rádio-opacas implantadas nos volumes alvo), essas coordenadas são enviadas para o sistema robótico que administra o feixe de radiação. Frequentemente está também associado a este equipamento um sistema que permite a adaptação dinâmica posicional para massas que se desloquem com a movimentação respiratória. Isto permite que o paciente tenha um ciclo respiratório regular sendo que o equipamento de radiação mantém o feixe de radiação direccionado ao volume de interesse.

Dos estudos encontrados, pode dizer-se que é uma técnica maioritariamente utilizada no tratamento de tumores primários e metástases intracranianas e peri-medulares, que muitas vezes, devido às condições clínicas, ou localização próxima de estruturas críticas das massas a tratar, se tornam situações inoperáveis ou impossíveis de tratar com outras técnicas de radioterapia (Mijnheer, 2008). Os tratamentos podem ser de fracção única ou fraccionados de acordo com os objectivos clínicos. O controlo da qualidade deste tipo de técnicas deve ser adaptado, não só aos vários sistemas de controlo e execução do tratamento, mas também a todos os graus de liberdade mecânica que este tipo de equipamento possui e cujos resultados terapêuticos estarão claramente dependentes da reprodutibilidade posicional de cada um deles (Díaz-Santos, 2008). Será, contudo, necessário a realização de mais estudos que levem a conclusões relativamente à eficácia e eficiência deste tipo

de técnica, já que os documentos disponíveis são ainda poucos nestas considerações.

#### 2.4.2 – Tomoterapia

Tal como no caso anterior, mantém-se o conceito da utilização da tecnologia existente nos aceleradores lineares mas com uma nova abordagem: Um dos sistemas disponíveis no mercado para a realização desta técnica é o que foi desenvolvido pela empresa NOMOS Corporation® que apresentou um colimador que é adaptado ao acelerador linear e que colima o feixe de radiação produzido. A administração de dose é obtida, não a partir de várias incidências de radiação, mas sim através da utilização da técnica de arco com uma rotação de 360 graus, com a irradiação de uma “fatia” inteira, de uma única vez, que inclui toda a região de interesse do paciente (Mijnheer et al, 2008). A variação da intensidade do feixe é obtida pela variação decada lâmina individual do sistema multilâminas MIMic ® que, de acordo com o pretendido, ou bloqueia o feixe ou permite a irradiação quando é retirada do percurso deste.



Figura 21 - Pormenor de Colimador Multilâminas de uma tomoterapia (Van Dyk et al, 2007).

Esta movimentação das lâminas é realizada durante a irradiação contínua e a rotação da gantry ao redor do doente. Assim, a modulação da intensidade do feixe de tratamento é obtida a partir do tempo em que as lâminas do colimador utilizado, são retiradas do percurso do feixe de radiação. Nos primeiros equipamentos quando a gantry percorria todo o arco programado, o feixe era interrompido e, se necessário, o paciente era deslocado longitudinalmente, com o movimento correspondente da mesa de tratamento para que fosse possível proceder à continuação da realização do tratamento para a “fatia” seguinte do paciente. O processo seria repetido as vezes necessárias para que todo o tratamento fosse completado. Actualmente os equipamentos disponíveis

apresentam a possibilidade de simultaneamente deslocar a mesa de tratamento conjuntamente com o paciente, à medida que o MLC e gantry se movimentam.

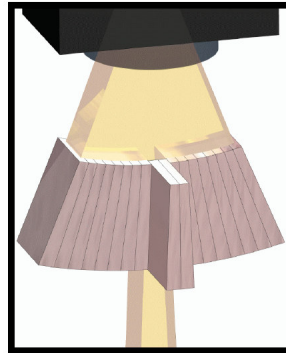


Figura 22 - Esquema de um MLC instalado num LINAC para um tratamento de tomoterapia (Van Dyk et al, 2007).

É ainda possível durante a realização de todo o tratamento verificar o posicionamento do doente e interromper o feixe de radiação, se necessário. Pela utilização de técnicas de imagem espera-se que venha a ser possível controlar também as doses administradas durante cada sessão de tratamento. Outro tipo de equipamento que permite aplicar esta técnica foi desenvolvido pela Universidade de Wisconsin e que actualmente é produzido pela empresa Tomotherapy Inc. (Mijnheer et al, 2008) no qual uma guia de onda de um acelerador linear de megavoltagem é instalada na gantry de uma tomografia computadorizada (TC). Neste caso, o movimento da gantry e da mesa é similar ao que acontece durante a realização habitual de uma TC.

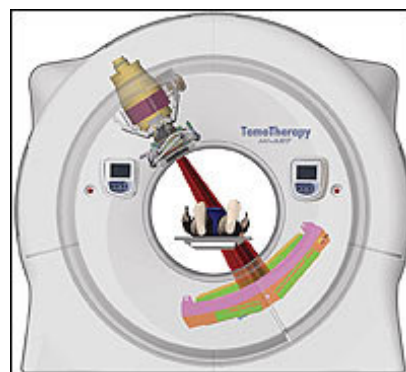


Figura 23 - Representação esquemática do funcionamento da tomoterapia helicoidal (Van Dyk et al, 2007).

É também utilizado um sistema de colimação semelhante ao que é aplicado no caso descrito anteriormente, pelo que a modulação da intensidade do feixe de

radiação é obtida através da variação do tempo de abertura das lâminas que compõem o sistema de colimação, da velocidade da gantry e do movimento da mesa de tratamento tal como acontece numa TC helicoidal. Este sistema possui ainda um conjunto de detectores que estão instalados na gantry no sentido oposto ao equipamento de irradiação de forma a ser possível obter, em modo *on-line*, imagens de TC de megavoltagem.

Para qualquer destes sistemas foram publicados trabalhos onde são apresentadas propostas de programas de controlo da qualidade adaptadas à especificidade que cada técnica apresenta (Mijnheer et al, 2008; Low et al, 1998).

## **2.5 – Controlo da Qualidade em IMRT**

A especificidade desta técnica de tratamento implica cuidados elevados na elaboração das estratégias de verificação e controlo de qualidade que é necessário definir. De facto, quando são detectadas diferenças entre os planos de tratamento pretendidos e os valores de dose obtidos é difícil atribuí-las a causa específica. Esta pode dever-se a pelo menos um de 3 factores possíveis: erros na elaboração da planimetria ou configuração do TPS, posicionamento errado do MLC ou medições dosimétricas mal efectuadas (Arnefield et al, 2001). No caso deste último ponto, a existência de segmentos de pequena dimensão, apesar de ser uma necessidade para os objectivos estabelecidos, implica grandes desafios na utilização dos detectores convencionais que podem ser demasiado grandes para poderem ser utilizados nestes campos pequenos. Outra dificuldade que advém da utilização destes detectores habituais é a falta de equilíbrio electrónico que muitas vezes existe com a sua utilização (pois não são expostos a um feixe constante), podendo ser obtidos valores com desvios provocados por este efeito. Assim, para o controlo da qualidade em IMRT são habitualmente conjugados vários métodos de verificação com o objectivo de obter informação mais precisa e completa.

### **2.5.1 – Sistema Dosimétricos**

Vários são os métodos dosimétricos que podem ser utilizados para a medição de radiação em radioterapia. Para as técnicas complexas como é o caso de IMRT é necessário que esses sistemas dosimétricos possuam

determinadas características para que se obtenham respostas satisfatórias aos requisitos que estas técnicas apresentam (Tsai et al, 1998). Assim, é necessário que qualquer sistema possua uma resolução espacial elevada e que tenha uma resposta independente do espectro da energia utilizada ou que essa resposta seja conhecida. De entre os vários disponíveis salientam-se os sistemas baseados no método ionométrico, sistemas de dosimetria fotográfica com a utilização de filmes radiográficos e a possibilidade de aplicação da dosimetria portal.

#### *2.5.1.1 – Sistema de Dosimetria Fotográfica*

As técnicas de irradiação, tal como já foi referido anteriormente, têm caminhado para práticas muito complexas. Paralelamente, tem existido uma necessidade crescente de executar procedimentos de verificação dessas técnicas que assegurem um nível elevado de precisão técnica e tecnológica. A dosimetria fotográfica é uma das técnicas de verificação mais utilizadas em radioterapia, especialmente no que se refere a procedimentos mais elaborados como é o caso de IMRT (Tsai et al, 1998), já que permite a realização de medidas com a utilização de películas em fantômas a várias profundidades. Destas resultam a obtenção de matrizes bidimensionais de distribuições de dose com elevada resolução espacial, obtidas pela utilização de um método prático de realização de testes de verificação.

Habitualmente as películas são constituídas por uma base de um composto sólido (poliéster ou triacetato de celulose) na qual está suportada uma emulsão que representa a fracção sensível do filme. Essa emulsão é composta por uma solução base na qual existem cristais de brometo de prata (AgBr) e de iodeto de prata (AgI) com uma proporção muito maior (aprox. 95%) para os primeiros. Quando a radiação interage com o filme, depois de ter atravessado um corpo de interesse (o paciente ou fantoma), é depositada alguma dessa energia no filme (com distribuição espacial inversamente proporcional à que foi atenuada pelo corpo atravessado), normalmente como resultado do efeito fotoeléctrico ou efeito de Compton (de acordo com a energia dos fótons incidentes) da radiação restante com os átomos do meio que compõem o filme. São libertados electrões dos átomos de bromo que se movem dentro do cristal existente até se conjugarem com os iões e prata que

entretanto se formaram dando origem a átomos de prata neutros. Os átomos de bromo são absorvidos pela solução da emulsão e como a recombinação destes com os átomos de prata ocorre mas de uma forma lenta, se este filme for processado então é possível analisar o resultado da exposição desse filme à radiação.

Para obter uma imagem que represente a energia que foi depositada no filme, que é normalmente diminuta, é necessário sujeitar este a um processo químico (revelação) que tem por objectivos a amplificação da informação latente e a fixação dessa informação. Para isso é aplicada uma solução que vai fornecer electrões aos restantes iões de prata que ainda existam para que estes se convertam em átomos de prata. A imagem é fixada com a aplicação de uma solução de sulfito de sódio. Por último, a película é banhada em água para que seja limpa e seca.

A resposta dos filmes é definida não apenas pelas suas características mas também pelo processo de revelação a que é sujeito já que está dependente do tempo e velocidade de revelação, da temperatura a que esta ocorre e das características dos líquidos de revelação.

#### *2.5.1.1.1- Densidade Óptica*

O grau de enegrecimento de uma película é representado pela sua densidade óptica que é definida pelo logaritmo da relação entre a intensidade do feixe incidente e a Intensidade de saída do filme:

$$OD = \text{Log} (I_0/I)$$

É a partir desta grandeza que é possível determinar a dose que representa a energia retida no filme; contudo apesar da resposta do filme aos electrões (ou seja, a resposta à contabilização de dose no meio que resulta da emissão dos electrões a partir da incidência do feixe primário) ser aproximadamente constante, a fluência dos electrões varia no meio com a profundidade, de acordo com a sua energia. Por outro lado, a resposta a fotões não é constante já que está dependente dos coeficientes de atenuação de massa do filme e da relação deste com o do meio onde este se encontra e que é diferente do espectro previsível do feixe na profundidade considerada. Assim, para ser possível estabelecer uma relação correcta entre os valores de densidade óptica e a dose no filme é necessário obter uma curva de calibração (que represente

densidade óptica por dose no filme). Esta calibração tem como objectivo estabelecer a ordem de grandeza da dose no filme que é dependente, não apenas dos factores intrínsecos à incidência do filme e a profundidade a que este se encontra, mas também da contabilização da influência que os parâmetros de revelação têm nesse mesmo filme.

Para verificações em IMRT a elaboração destas curvas de calibração devem ser cuidadosamente definidas pois como, dentro da mesma incidência, existem vários valores de dose esperados, quando se definem as condições de calibração, estas devem reproduzir todas as condições que se esperam obter durante a irradiação de cada filme, quer no que se refere ao set-up quer também em termos de grandeza dosimétrica.

Ao longo das últimas décadas vários autores foram desenvolvendo métodos para a obtenção destes valores de calibração com variações aceitáveis e actualmente o método mais aplicado é a obtenção de valores de dose com câmaras de ionização nas mesmas condições em que os filmes são irradiados.

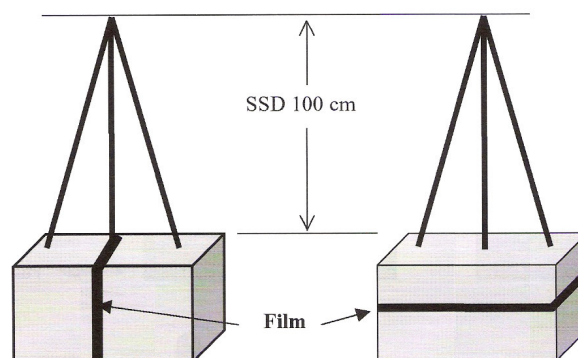


Figura 24 - Representação do set-up utilizado para as calibrações necessárias para dosimetria fotográfica(Yeo et al, 2004).

#### 2.5.1.1.2- Índice Gama

Uma forma simples de avaliação dos resultados obtidos é a sobreposição das duas distribuições de dose (a esperada que é retirada do sistema de elaboração de planimetrias e a obtida que pode ser a que é representada no filme radiográfico). Esta avaliação, permite demonstrar que existem áreas que coincidem nas duas imagens mas é frequente encontrar regiões onde essa relação não existe, e outras que não mas torna-se difícil obter resultados mais precisos. É também possível a comparação de perfis que

dão informação mais detalhada, mas como é uma análise 2D seria muito demorado fazer uma avaliação exaustiva de todos os planos de dose com este método, pelo que em modo clínico torna-se necessário poder fazer avaliações quantitativas de uma forma mais eficiente.

Numa primeira tentativa de obter uma avaliação quantitativa o primeiro critério utilizado foi a diferença de dose. Este critério funciona para regiões de baixos gradientes de dose mas é inadequado para avaliar áreas de grande gradiente de dose onde um pequeno desvio espacial traduz logo à partida uma grande diferença de dose. Foi então introduzido o conceito de DTA (*Distance-To-Agreement*) para avaliar as zonas de grandes gradientes de dose. Este representa a distância entre um determinado ponto de dose no mapa de dose de referência e o ponto mais próximo que apresenta o mesmo valor de dose na distribuição de dose que se pretende avaliar. A avaliação dos mapas de dose passou a ser feita com a comparação de dose e com o DTA que, mostrando informação complementar, determinam a aceitabilidade da distribuição de dose obtida quando comparada com a planeada. Com o objectivo de ser possível observar, numa única imagem, estas duas formas de análise, foi desenvolvida uma função que compara duas imagens, tomando uma como referência e analisando a outra, simultaneamente com as duas variáveis: variação de dose e DTA.

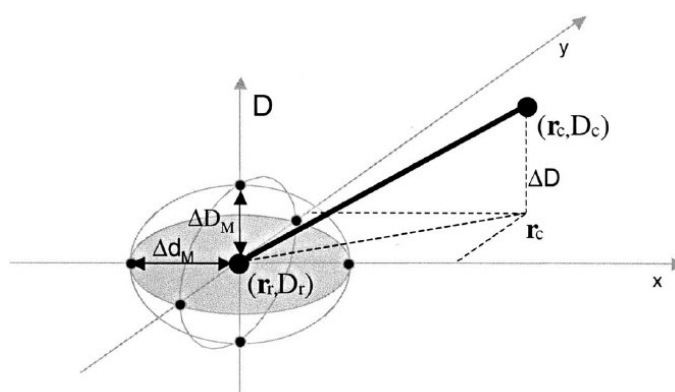


Figura 25 - Representação esquemática da função do Índice Gama (Depuyt et al, 2002).

Esta função toma o nome de Análise Gama (ou Índice Gama) e para além de ser possível mostrar o seu comportamento, a partir do momento em que são estabelecidos os critérios de variação de dose e de distância máxima aceite, podem também ser apresentados mapas de “pass/fail” dessa função, sendo possível, numa única imagem, obter informação de que zonas, dentro da

distribuição de dose, estão dentro dos critérios de aceitabilidade e que áreas não estão (Depuydt et al, 2002).

Devido a estas características, esta tornou-se uma das ferramenta mais utilizadas na comparação de planos 2D de dose, quer se trate de distribuições de dose, quer se trate de mapas de dose provindas das fluências de cada campo/incidência de tratamento, de planos de tratamento com feixes de intensidade modulada.

#### *2.5.1.1.3- Películas Radiocrómicas*

Nos últimos anos têm sido introduzidas no mercado películas que não necessitam ser sujeitas ao processo de revelação, que permitem a obtenção de imagens de elevada resolução e que podem ser utilizadas para a obtenção de valores de dose absolutas. Requerem a utilização de scanners adaptados para a sua digitalização e a resposta obtida está directamente relacionada com o posicionamento adoptado durante todas as etapas da sua utilização. Têm sido usadas por vários grupos de trabalho (Mijnheer et al, 2008), mas, por não estarem disponíveis durante a realização da actividade desenvolvida, a sua descrição sai do âmbito deste trabalho.

#### *2.5.1.2 – Sistema Ionométrico*

Desde cedo que se foram definindo métodos e grandezas para medir radiação. A primeira medida que foi definida pela Comissão Internacional de Unidade e Medidas Radiológicas em 1928 foi o “Roentgen” (Yeo et al, 2004) que significa a quantidade de radiação que, em 1 cm<sup>3</sup> de ar, produz um valor definido de carga eléctrica. Devido a várias questões que foram colocadas ao longo do tempo esta Unidade foi sendo substituída até que em 1975 a mesma comissão decidiu adoptar as grandezas que hoje são utilizadas (Salvajoli et al, 1999). Assim foi definido o conceito de Exposição que significa a soma de todas as cargas eléctricas de todos os iões com o mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os electrões libertados pelos fotões são completamente absorvidos, por unidade de massa do ar. Daqui surgiram depois outras definições que complementam este conceito como seja por exemplo KERMA (Kinetic Energy Released in the Médium) que traduz a energia que é transferida dos fotões para os electrões (sob a forma de energia cinética) que compõem o

meio, por unidade de massa, e o conceito de Dose Absorvida que indica a energia que é transferida dos electrões do meio para o próprio meio, por unidade de massa (Salvajoli et al, 1999; Yeo et al, 2004).

Para que seja possível medir estes efeitos, é necessário ter a capacidade de colectar valores de carga eléctrica de um único sinal que resulta da libertação de electrões do meio (energia que é transferida para o meio durante a exposição a radiação corpuscular ou electromagnética). Para ser possível fazer este tipo de medições é habitualmente utilizado um equipamento denominado por Câmara de Ionização (CI).

#### 2.5.1.2.1- Câmara de Ionização

As câmaras de ionização podem ser de vários tipos mas apenas serão descritas aquelas que se encontram no âmbito deste trabalho. Assim uma câmara de ionização é normalmente um equipamento composto por um eléctrodo colector que está envolvido por uma quantidade de ar conhecida que é definida por paredes de um material que se deve comportar de forma semelhante ao ar ou seja, apresentam propriedades de absorção da radiação para a qual estão concebidas, semelhantes ao ar sendo habitualmente utilizada grafite ou outro material semelhante. A espessura dessa parede é definida para que todos os electrões que nela são produzidos, a partir da incidência primária do feixe de radiação devam ser colectados pelo eléctrodo central. Esta estrutura está suportada por um material que permite o seu fácil manuseamento e transferência da sua informação para um sistema de leitura de carga. No eléctrodo central são colectadas todas as cargas que se formam no volume activo da câmara (ar e parede) durante a sua exposição a um feixe.

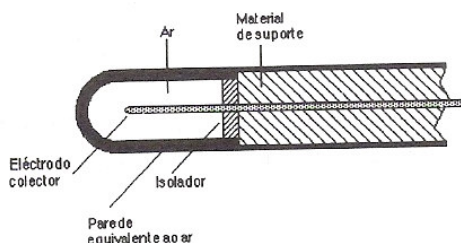


Figura 26 - Representação esquemática simplificada de uma câmara de ionização (Lima, 1995).

Para obter esse valor são utilizados electrómetros que são sistemas aos quais as câmaras de ionização estão ligadas e que permitem que se contabilizem as leituras por estas fornecidas. Ao conjunto destes com as CIs dá-se normalmente o nome de dosímetro pois apenas com os dois é possível obter valores de carga que podem ser transformados em valores de dose.

Apesar deste ser considerado internacionalmente o método de eleição para a medição de radiação, para procedimentos de calibração tal como é descrito no protocolo AAPM Task Group 21 de 1983 (Yeo et al, 2004) e a associação deste dosímetro com fantasmas de água representa o método indicado para a realização de medições de valores de dose de acordo com o relatório de 1973 da ICRU citado pelo mesmo autor, este tipo de verificação apresenta algumas características que determinam que este método, para o tipo de verificações que são necessárias em IMRT, tenha que ser complementado. Entre estas destaca-se o facto de este tipo de medições fornecer apenas valores de dose pontuais, que dependem do volume da câmara de ionização utilizada. Por este motivo, as matrizes de valores de dose que possam ser obtidas com este método dosimétrico possuem uma resolução bastante inferior ao que se considera necessário para a verificação de técnicas complexas de radioterapia, apresentado ainda dificuldades acrescidas na verificação de campos dinâmicos.

Para a medição de campos dinâmicos é necessário utilizar sistemas compostos por um grande número de câmaras de ionização que para além dos custos elevados que estes equipamentos possuem, apresentam ainda a desvantagem de possuir uma resolução baixa quando comparada com os critérios habituais de análise de planos de dose para IMRT e de poderem alterar o comportamento da matriz de dose obtida (Yeo et al, 2004).

#### *2.5.1.3– Sistema de Dosimetria Portal*

O conceito de dosimetria portal foi sendo desenvolvido paralelamente com os sistemas de verificação com recurso a imagem que normalmente estão integrados nos equipamentos de radiação. Este surgiu como necessidade de tentar substituir, ainda que de forma parcial, ou pelo menos complementar, os procedimentos exaustivos e elaborados quando se utilizam técnicas de verificação com os dois sistemas anteriormente descritos. Essa necessidade é

particularmente visível quando se pretende implementar uma rotina clínica com um controlo de qualidade que seja simultaneamente exequível temporalmente e que possua um elevado nível de acuidade na obtenção dos dados de verificação (Esch et al, 2004). O objectivo é utilizar os sistemas de imagem portal para a verificação de perfis de dose e valores de dose absoluta (MSKCC, 2003). São compostos por uma unidade de detecção de imagem suportada por um braço robótico que se movimenta de forma tridimensional sendo possível colocar o detector às distâncias foco-superfície pretendidas. Este tipo de equipamento deve ter a possibilidade de adquirir valores de dose integrados de modo a poder contabilizar toda a dose que lhe é depositada durante a irradiação de cada campo que se pretende verificar. Para além desta característica é ainda necessário existir software que preveja a dose esperada para este tipo de medição e para cada campo de tratamento. Habitualmente este tipo de dados é fornecido por algoritmos de cálculo (que podem ser integrados ou independentes do sistema de planeamento) e que têm de ser configurados de forma a reproduzirem as características dos feixes de radiação que são utilizados para a administração de tratamentos (Vieira et al, 2004). A vantagem destes algoritmos estarem associados ao sistema de planeamento permite que o procedimento para o cálculo das fluências esperadas para cada campo de tratamento e para a análise das fluências obtidas seja bastante simplificado. Por outro lado um sistema de dosimetria portal separado do sistema de planeamento assegura a independência de cálculo para os métodos de verificação tal como é sugestão das entidades de referência internacionais (Mijnheer et al, 2008).

A grande vantagem da utilização deste equipamento é a rapidez de aquisição de informação quando se pretende analisar campos de intensidade modulada que compõem um plano de tratamento com IMRT; contudo apenas permite obter informação de sobre cada campo isolado e na perspectiva perpendicular ao feixe de irradiação, facto que leva a que não seja possível, com este sistema de verificação ou outro que utilize técnicas semelhantes, obter resultados sobre a conjugação de todos os feixes que compõem o tratamento em qualquer plano e/ou a várias profundidades.

## III – Materiais e Métodos



### **3.1 – Métodos**

Para a elaboração dos procedimentos de trabalho foi necessário pesquisar as indicações para cada uma das etapas, não apenas a partir das recomendações publicadas pelas instituições de referência, mas também as experiências que foram sendo publicadas ao longo dos últimos anos por departamentos que foram desenvolvendo a implementação e aplicação desta técnica de tratamento. Os principais organismos de referência aos quais se recorreu para a recolha de informação foram a *International Atomic Energy Agency* (IAEA), a *Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ESTRO) e a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) dada a grande quantidade de publicações e referências sobre a utilização e implementação de IMRT, ou de procedimentos relacionados com radioterapia que podem ser aplicados a esta técnica de tratamento. Para além desta pesquisa foi ainda necessário ensaiar várias vertentes ou possibilidades para várias etapas de forma a definir a que melhor se enquadrava na realidade do Centro de Radioterapia onde a actividade foi desenvolvida.

### **3.2 – Aparelho produtor de radiação**

Para a implementação da técnica de radioterapia de intensidade modulada foi utilizado o Acelerador Linear modelo Clinac 23EX Trilogy, da Varian. Este é um equipamento que para além de possuir 2 feixes de energias de fótons (6MV e 15MV) que podem ser utilizadas com taxas de dose de 100UM/min até 600UM/min para uma dimensão de campo máximo de 40x40cm, é ainda possível irradiar com a energia de 6MV com a taxa de dose de 1000UM/min para um campo máximo de 20x20cm. Para além destas características, o acelerador linear possui ainda 6 energias diferentes de electrões numa gama de energias de 4MeV até 18MeV.

A estabilidade mecânica, da qual se pode destacar a estabilidade da rotação da gantry, mesa e colimador e movimentação vertical e longitudinal da mesa de tratamento, do Acelerador é mais um factor a ser referenciado, já que a sua tolerância, se encontra dentro dos valores estabelecidos no protocolo de aceitação:

<b>Posições Mecânicas e digitais do Isocentro</b>		
<b>Eixo</b>	<b>Especificidade</b>	<b>√ = Dentro da Tolerância</b>
<b>Rotação de Colimador</b>	<1.0 mm raio	√
<b>Rotação da Gantry</b>	<1.0 mm raio	√
<b>Rotação da Mesa</b>	<1.0 mm raio	√

Tabela 1- Condições e tolerâncias dos eixos de rotação de interesse, adaptado de VMS, 2005.

<b>Leitura digital e mecânica da posição dos colimadores</b>			
<b>Eixo</b>	<b>Posição</b>	<b>Especificidade</b>	<b>√ = Dentro da Tolerância</b>
<b>Y1</b>	-8cm/20cm	± 2 mm	√
<b>Y2</b>	-8cm/20cm	± 2 mm	√
<b>X1</b>	-1cm/20cm	± 2 mm	√
<b>X2</b>	-1cm/20cm	± 2 mm	√
<b>Y</b>	6x6cm/30X30cm	± 2 mm	√
<b>X</b>	6x6cm/30X30cm	± 2 mm	√

Tabela 2 - Condições e tolerâncias para os colimadores principais, adaptado de VMS, 2005.

<b>Porcentagem de ionização em profundidade para as energias de fótons</b>				
<b>Energia</b>	<b>Valor Profund. Max</b>	<b>Posição</b>	<b>Especificidade</b>	<b>√ = Dentro da Tolerância</b>
<b>6MV</b>	1.6cm ± 0.15cm	√	67.0% ± 1 %	√
<b>SRS6</b>	1.6cm ± 0.15cm	√	67.0% ± 1%	√
<b>15MV</b>	2.9cm ± 0.15cm	√	77.0% ± 1%	√
	1.6cm ± 0.15cm	√	67.0% ± 1%	√
	1.6cm ± 0.15cm	√	67.0% ± 1%	√
	1.6cm ± 0.15cm	√	67.0% ± 1%	√

Tabela 3 - Valores de ionização para os feixes de fótons existentes, adaptado de VMS, 2005.

Além destas características, ao Acelerador Linear estão ainda associados outros sistemas:

On-Board Imager – OBI – Sistema de aquisição de imagem de kilovoltagem (baixas energias) que permite a aquisição de imagens planares e/ou volumétricas que podem ser registadas com imagens de referência para localização dos volumes-alvo. É composto por dois braços robóticos integrados na gantry do acelerador com o seu eixo colocado de forma perpendicular ao

eixo do feixe de radiação de megavoltagem. Num dos braços está colocada a fonte de Raios-X de baixa energia, enquanto que no outro está instalado um detector e toda a parte electrónica necessária para o processamento de imagem.

RPM Gating – Sistema de controlo respiratório que permite interromper o feixe de radiação sempre que o dispositivo de localização se encontre fora da janela de localização permitida.



Figura 27 - Acelerador Linear onde foram desenvolvidas todas as actividades.

### 3.2.1 – Sistema de colimação Multilâminas

O colimador multilâminas que foi utilizado para o desenvolvimento desta técnica de tratamento é o MLC Milenium 120 leaf da Varian® que é composto por 60 pares de lâminas de permitem a utilizar uma abertura de campo máxima de 40cmx40cm sendo que os 20cm centrais são definidos por lâminas que têm uma espessura, à distância do isocentro, de 0,5cm e os restantes 20 cm são delimitados por lâminas que têm 1cm de espessura à mesma distância. As suas condições principais de instalação são as seguintes:

Características MLC		
Teste	Especificidade	√ = Dentro da Tolerância
<b>Coincidência do isocentro com a rotação do colimador</b>	<1.0 mm raio	√
<b>Coincidência do isocentro com a rotação da Gantry</b>	<1.0 mm raio	√
<b>Coincidência do campo luminoso com campo radiativo</b>	<1.0 mm raio	√
<b>Alinhamento do <i>Crosshair</i></b>	<1.0 mm	√
<b>Paralelismo dos colimadores primários com <i>crosshair</i></b>	<2.5 mm	√
<b>Posição das laminas em várias localizações</b>	± 1mm	√
<b>Reposicionamento das laminas</b>	± 1mm	√
<b>Velocidade e distancias máximas percorridas</b>	<sup>1</sup>	√
<b>Transmissão das laminas</b>	<4%	√
<b><i>Sopke shot</i><sup>2</sup> do Colimador</b>	<1.0 mm	√

Tabela 4 - Características do MLC utilizado, adaptado de VMS, 2005a.

### 3.2.2 – Sistema de verificação com recurso à imagem produzida por energia de megavoltagem

Para a aquisição de imagens a partir da utilização dos feixes de radiação de megavoltagem, existe ainda um sistema de aquisição de imagem portal, que permite a aquisição de imagens simples e integradas. A aquisição de imagens simples são utilizadas para comparação com as imagens de referência e cálculo os desvios geométricos entre o plano de tratamento e a localização real. A obtenção de imagens integradas significa a aquisição de mapas de dose para comparação com os valores teóricos previstos pelo sistema de elaboração de planimetrias. Esta comparação permite calcular o desvio dosimétrico que possa existir em campos de tratamento com intensidades variadas, como é o caso dos campos que são utilizados em técnicas de tratamento com feixes de intensidade modulada (ver ponto 3.5.3 – sistema de dosimetria portal).

<sup>1</sup> Para cada banco do MLC, para uma abertura de 10cm e 35cm, o tempo estimado para percorrer essas distâncias devem ser inferiores a 10s e 24s respectivamente;

Para a situação de um banco de laminas ultrapassar o centro do campo de radiação para a outra direcção, a distância máxima percorrida é de 19.8cm com uma tolerância de ± 1.0mm.

<sup>2</sup> Teste de coincidência da rotação do colimador com a rotação do MLC, com uma abertura de campo de 1mm definida pelas laminas do MLC, onde se irradia uma película com 5 a 6 posições diferentes de colimador, sendo que a sua intercepção não deve exceder a tolerância.

### **3.3 – Sistema de Elaboração de Planimetrias**

O sistema de Elaboração de Planimetrias disponível é o Eclipse® fabricado pela Varian® e que está integrado com a Rede de Dados e Imagens Ária do mesmo fabricante. Para a obtenção das distribuições de dose pretendidas foi utilizado o seu módulo de Planeamento Inverso Hélios®. Para o cálculo de dose está disponível o algoritmo *Pencil Beam* que foi configurado de acordo com as especificações fornecidas pelo fabricante, tendo essa actividade sido desenvolvida durante a fase de instalação do sistema de elaboração de planimetrias, que decorreu previamente ao desenvolvimento da actividade deste trabalho.

### **3.4 – Fantomas**

Para a realização das medidas de interesse são utilizados dois fantômas que têm por objectivo simular duas situações diferentes:

#### **3.4.1 – Fantoma de Placas de material sólido de densidade equivalente a Água:**

Equipamento de marca PTW® composto por placas com espessuras diferentes (29 placas com um 1cm, 1 placa com 0,5cm, 2 placas com 0,2cm e uma placa de 0,1cm), todas com dimensões de 30cmx30cm, que tem por objectivo realizar todas as calibrações necessárias, medição de valores de dose absoluta e obtenção de planos de dose bidimensionais de dose.

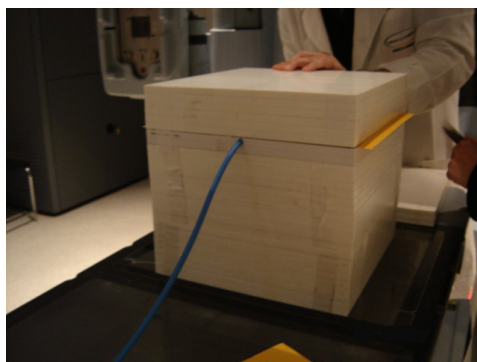


Figura 28 - Fantoma de placas utilizado para a realização das actividades necessárias.

### 3.4.2 – Fantoma Cirs:

Material com densidade electrónica semelhante à água que tem como objectivo permitir a utilização de câmaras de ionização e películas para a obtenção de valores de dose absoluta e matrizes bidimensionais. A vantagem deste fantoma em relação ao apresentado anteriormente é que permite que se consigam colocar heterogeneidades e obter medições com a interferência destas (e calcular também essa contribuição no sistema de cálculo de dose) e como não possui arestas na sua superfície permite que o resultado das condições de irradiação seja mais semelhante à obtida no doente por ser mais representativo da sua anatomia.

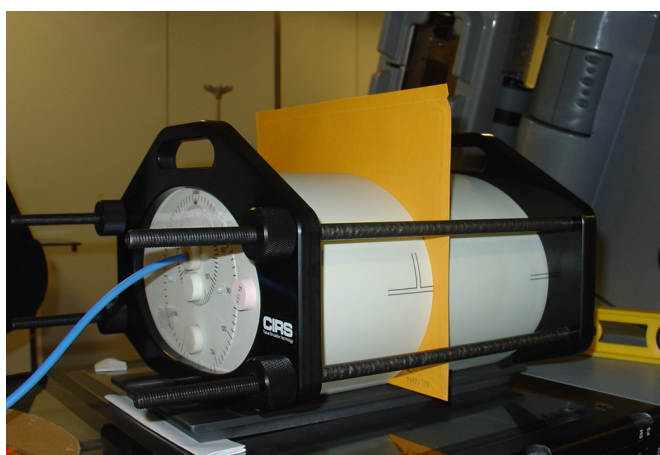


Figura 29 - Fantoma utilizado para a obtenção de planos de dose compostos por todos os campos de tratamento.

## 3.5 – Sistemas de Verificação Dosimétrica

### 3.5.1 – Sistema Ionométrico

De acordo com a medição pretendida, o dosímetro utilizado para todos os procedimentos é composto uma de duas câmaras de ionização disponíveis:

- Câmara de ionização flexível PTW® com o volume de  $0,125 \text{ cm}^3$ ;
- Câmara de ionização flexível PTW® *pinpoint* com o volume de  $0.015 \text{ cm}^3$ .

Estas foram associadas a um electrómetro PTW® UNIDOS, para permitir obter as leituras pretendidas. Com a utilização destes equipamentos é possível que a CI seja colocada de acordo com a geometria pretendida e o

electrómetro esteja colocado fora da sala de radiação para que seja possível obter todas as leituras pretendidas de forma prática e eficaz.

### 3.5.2 – Sistema de Dosimetria Fotográfica

O material disponível para a realização da actividade desenvolvida, que compõem o sistema de dosimetria fotográfica baseia-se na utilização de películas EDR2 que são filmes que apresentam a possibilidade de poderem ser expostas a doses bastante superiores quando comparadas com os tradicionais filmes X-omat, produzidos pelo mesmo fabricante e que são habitualmente utilizados para todos os testes regularmente executados em radioterapia. No início da utilização da dosimetria fotográfica, também estas foram utilizadas nas verificações de campos de IMRT mas cedo se percebeu que em muitos casos ocorria a saturação dessas películas (impossibilidade de determinar o valor de dose correspondente ao valor de densidade óptica que muitas vezes nem conseguia ser determinado). Apesar de ser possível utilizá-las, as películas EDR2, (*Extended Dose Range*), tal como o nome indica, permitem ser irradiadas com valores de dose mais elevados mantendo linearidade na sua resposta, o que torna possível realizar medidas de verificação sem a possibilidade de serem inviáveis.

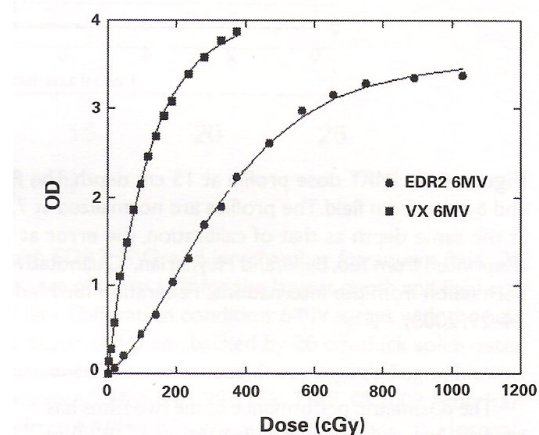


Figura 30 - Relação entre os valores de densidade óptica e dose para películas XOMAT e EDR2 (Yeo et al, 2004).

Para a digitalização das películas já reveladas está disponível um Scanner Vidar VXR-16 que, conjuntamente com o software dedicado de análise RIT113®, permite a análise de todos os filmes obtidos para verificação de planos de IMRT.



Figura 31 - Scanner Vidar utilizado para a digitalização de todas as películas.

### 3.5.3 – Sistema de Dosimetria Portal

O sistema de dosimetria portal utilizado é composto pelo equipamento de imagem portal existente no acelerador linear e pelo software associado de cálculo que foi calibrado para a aquisição de valores de dose e de análise:

O sistema de imagem é composto por um braço robótico que possui na sua extremidade um painel detector de silício amorfo que é possível movimentar de forma tridimensional. Este sistema, não obtém valores de dose absoluta, mas antes relaciona a medida que é obtida em situação de referência (campo de 10x10cm à distancia foco-eixo à profundidade a que ocorre o valor de dose máxima) e que é denominada por Unidade de Dose Relativa, (RDU – *Relative Dose Unit*) com o valor obtido, nas mesmas unidades, para o campo de interesse.

O software de cálculo é um algoritmo de previsão de dose portal, desenvolvido pela Varian® com o nome *Portal Dose Calculation Model Algorithm* e que permite, com o mapa de fluências obtido no sistema de elaboração de planimetrias, calcular o mapa de dose relativa portal que cada incidência de tratamento deverá gerar.

Para comparar as imagens de dose previstas pelo algoritmo de dose portal com as que são obtidas durante a irradiação dos campos de tratamento no acelerador linear é utilizado um espaço de trabalho denominado por *Dosimetry* que é parte integrante da Rede de Dados e Imagens Ária que está disponível, onde é possível definir em que grandeza (dose absoluta ou Função Gama) se

pretende analisar as imagens de interesse e as condições do Índice Gama que se pretendem aplicar.

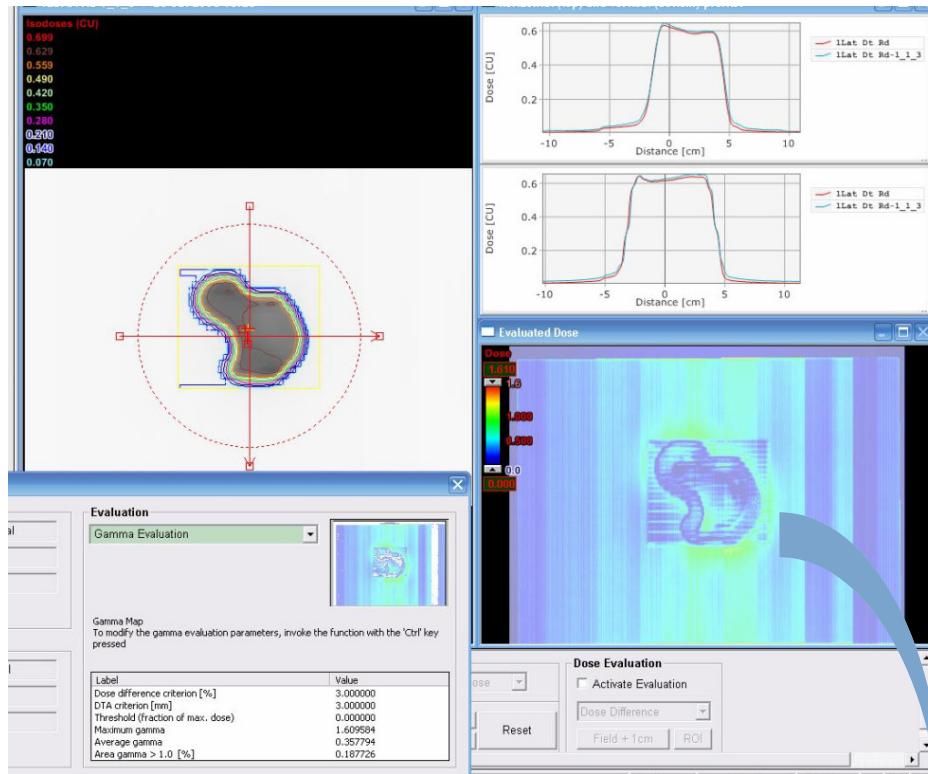


Figura 32 - Imagem da aplicação de Dosimetria Portal com a análise de um campo de tratamento, retirado do sistema de análise de imagens dosimétricas portais.

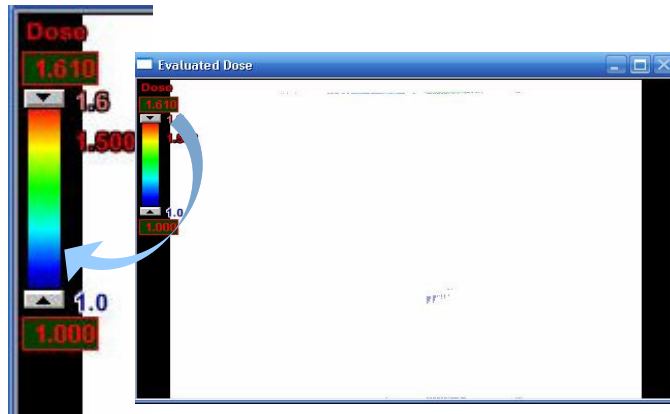


Figura 33 – Pormenor um campo de tratamento onde é apresentada a função gama quando esta possui um valor superior a 1 (com critérios de 3% de diferença de dose e 3mm de desvio)<sup>3</sup>, retirado do sistema de análise de imagens dosimétricas portais.

<sup>3</sup> Na imagem é apresentada a área do campo de tratamento que possui um valor de Índice Gama superior a 1, tal como é possível observar na escala da imagem. O facto da imagem ser praticamente toda branca significa que toda a área apresentada a branco possui o valor para a função Gama, inferior a 1 e por isso se encontra dentro dos critérios estabelecidos como pretendidos.



## **IV – Procedimentos Experimentais: Descrição, Resultados e Considerações**



## 4.1 – Procedimento de Verificações para implementação de IMRT

Antes da utilização clínica de IMRT é necessário verificar a integridade dos feixes de radiação do equipamento de terapia assim como os seus aspectos mecânicos e a sua configuração no Sistema de elaboração de planimetrias. Nesse sentido, descreve-se em seguida, um conjunto de testes que podem ser realizados e que permitem garantir a verificação das principais grandezas/características de interesse. Além dos testes apresentados, deverão ser realizados ainda todos os que cada grupo de trabalho entenda, devido a características próprias dos equipamentos disponíveis ou devido a necessidades de verificação próprias. Estes testes estão direccionados em detalhe para os equipamentos disponíveis para a realização deste trabalho, mas poderão ser adaptados a outros equipamentos.

### 4.1.1– Acelerador Linear

Acelerador Linear	
Testes Dosimétricos	Constância de UM com dose administrada para várias dimensões de campos
	Características dosimétricas dos feixes de radiação (simetria, homogeneidade e taxa de dose)
Testes Mecânicos	Coincidência da dimensão radiativa e mecânica dos campos de radiação, para várias dimensões
	Reprodutibilidade do posicionamento da Gantry e colimador
	Análise das posições de Gantry onde a interferência da mesa de tratamento na atenuação do feixe possa ser significativa <sup>4</sup>

Tabela 5 - Testes de verificação do acelerador Linear, adaptado de MSKCC, 2003.

É necessário ser verificada a relação e constância entre o factor de dose do Acelerador Linear e as Unidades de Monitor para a grandeza de doses que se espera ser utilizada para campos de IMRT;

As características dosimétricas nomeadamente a simetria, homogeneidade e taxa de dose dos feixes de radiação que se pretendam utilizar em IMRT devem ser analisadas de forma a garantir que se encontram

<sup>4</sup> Por ser intrinsecamente dependente das angulações de gantry que se pretendem aplicar nos casos clínicos e das dimensões de campo aplicadas, para além dos materiais que a compõem, este teste e a abordagem que a ele deve ser feita, não é descrita neste trabalho.

dentro dos valores esperados e que o equipamento de radiação tem um comportamento constante para cada uma destas grandezas: para isso deve ser elaborado, durante o tempo que se considere necessário, um plano de verificações que inclua estas análises de forma a garantir a reprodutibilidade do equipamento de radiação.

Deve ser analisada a interferência da mesa de tratamento na atenuação que pode provocar dos feixes de radiação e as angulações de gantry onde esse efeito está mais presente.

#### 4.1.2 – MLC

MLC
Alinhamento do MLC com o isocentro do Acelerador Linear
Verificação da correcta calibração da abertura de campo, definida pelo MLC
Velocidade de movimento das laminas do MLC <sup>5</sup>
Transmissão média do material das laminas do MLC

Tabela 6 - Testes de verificação do MLC, adaptado de MSKCC, 2003.

- Verificação do alinhamento do eixo do MLC com o eixo do acelerador linear e do colimador;

- Confirmação das dimensões de campo realizadas pelo MLC e verificação das distâncias reais entre as lâminas opostas de forma a garantir que as aberturas definidas pelo sistema de elaboração de planimetrias são correctamente reproduzidas mecanicamente;

- A velocidade de deslocamento das lâminas do MLC é uma grandeza que também deve ser verificada, especialmente quando se pretendem utilizar modos de irradiação dinâmicos. Este é um factor especialmente importante já que a sua velocidade é calculada a partir da relação entre a distância que têm que percorrer e as UM que são planeadas para a utilização de uma taxa de dose específica;

- Verificação do valor de transmissão médio do material de que são feitas as laminas do MLC.

Enquanto que nos primeiros dois parâmetros a serem verificados, é possível, cada grupo de trabalho aplicar métodos próprios para a sua

<sup>5</sup> Parâmetro que toma especial relevância quando se pretende utilizar o MLC em modo dinâmico.

execução, no caso da verificação da velocidade de deslocamento das lâminas, torna-se mais difícil definir o teste a realizar. No caso de MLCs de fabricante Varian (caso dos equipamentos disponíveis e onde foi realizada toda a actividade), é possível obter essa informação, através da análise de ficheiros gerados pelo software de controlo do MLC dinâmico.

No que se refere ao último ponto, por ser um dos parâmetros necessários para a configuração do sistema de elaboração de planimetrias utilizado, o seu procedimento será descrito no ponto 4.2.1.1.).

### 4.1.3 – Sistema de Elaboração de Planimetrias

<b>Sistema de elaboração de Planimetrias</b>
Confirmação dos valores de caracterização dosimétrica do MLC
Verificação das características dosimétricas dos feixes de radiação para as dimensões de campos que se pretendem utilizar em IMRT
Verificação da constância de informação na transferência de dados do TPS para o equipamento de radiação

Tabela 7 - Testes de verificação do sistema de elaboração de planimetrias, adaptado de MSKCC, 2003.

Se não tiverem sido anteriormente adquiridos os valores das características dosimétricas, estes têm, que ser configurados (ver procedimento nº 4.2.). Se já tiverem sido adquiridos é necessário a sua confirmação dado o papel central que este equipamento desempenha na aplicação da técnica de IMRT. Além deste aspecto, também a verificação posicional do MLC deve ser realizada. Se este aspecto não for verificado individualmente, ele será analisado quando se comparar a informação exportada do TPS para o equipamento de terapia com as imagens obtidas nos testes práticos. É necessário ainda que seja verificado o comportamento do cálculo dos feixes de radiação para as dimensões típicas das que se esperam utilizar na aplicação desta técnica. Contudo, este é outro parâmetro que pode não ser verificado individualmente, pois será testado integralmente durante a validação da implementação da referida técnica. A razão de se testar inicialmente estes parâmetros prende-se com o facto de tentar evitar a existência de diferenças que possam influenciar a aplicação desta técnica de

tratamento e que estejam relacionadas com configurações e sistemas que estejam já em utilização.

Por ultimo, tal como já foi referido anteriormente, é necessário confirmar a constância dos dados de tratamento (que habitualmente já existe para todos os parâmetros excepto a movimentação dinâmica do MLC), de forma a garantir que esta não influencia as características dos tratamentos.

#### **4.1.4 – Considerações sobre o procedimento**

A primeira consideração é que a quantidade e tipo de testes a realizar deve ser adaptado por cada equipa, tendo em consideração não apenas o equipamento a utilizar nas também as suas experiências existentes e dados gerais que possuam dos vários sistemas aos quais se pretende recorrer. Os testes apresentados são resultado do que é indicado pelos documentos de referência mas também pelo que se considerou importante, de acordo com as variáveis que podiam contribuir para a obtenção de resultados mais distantes dos esperados. Para além dos testes apresentados, muitos outros podem ser realizados para outro tipo de verificações e que podem ser encontrados nos documentos oficiais ou definidos pela equipa de trabalho; contudo os que aqui se encontram apresentados garantem a verificação das variáveis mais significativas na elaboração de planos de irradiação que podem influenciar os resultados pretendidos.

Habitualmente a verificação das grandezas características dos feixes de radiação do acelerador linear anteriormente descritas já existe em centros onde os equipamentos nos quais se pretende desenvolver a técnica estejam a ser já utilizados para técnicas de radioterapia clássica. Contudo, quando se pretende implementar uma técnica de IMRT as verificações devem ser adaptadas às características dos campos a utilizar pelo que se torna necessário a verificação das grandezas físicas dos feixes de radiação, neste caso, especialmente para campos de dimensões inferiores às que foram utilizadas para as verificações de implementação/utilização de técnicas de radioterapia conformacional mais habituais.

As características do sistema de colimação (MLC), pelo tipo de utilização que este equipamento tem na aplicação desta técnica de tratamento, têm que ser cuidadosamente investigadas e incorporadas para a fase de planeamento da técnica de IMRT. Além disso é ainda necessário a garantia da sua reprodutibilidade posicional que, se não estiver assegurada, poderá interferir drasticamente na variação de dose prevista, sendo possível obter desvios entre os valores de dose calculados e os que realmente são obtidos, superiores aos valores esperados.

O sistema de elaboração de planimetrias, tal como as duas situações anteriores deve ser objecto de verificação para garantir, quer as suas configurações, quer os seus resultados, se encontram dentro das tolerâncias previstas e que reproduzem correctamente as características dos feixes de radiação, novamente, com um ênfase maior nas condições características desta técnica.

A realização de todas estas verificações, para além da verificação inicial de todo o sistema que se pretende utilizar para a implementação e utilização de IMRT, tem como objectivo não apenas a detecção de características desse sistema e possíveis correcções ou ajustes que sejam necessários mas também evitar dificuldades acrescidas nas etapas seguintes de implementação e aplicação da técnica de tratamento em causa.

## **4.2 – Procedimento para aquisição de dados para configuração do Sistema de Planeamento Eclipse DX**

A configuração do sistema de elaboração de planimetrias Eclipse ® não é específica para IMRT, pelo que a descrição exaustiva de todos os dados necessários para a sua configuração sai do âmbito deste trabalho. De qualquer forma, para que seja possível obter distribuições de dose com esta técnica, essa configuração necessita ser realizada e verificada de forma a assegurar que os dados fornecidos pelos seus algoritmos se encontram dentro dos valores de tolerância que internacionalmente se encontram estabelecidos.

O cálculo de planimetrias recorrendo ao módulo de elaboração de planimetrias de forma inversa, para a obtenção de distribuições de dose onde é utilizada a técnica de IMRT, necessita que sejam obtidos ou confirmados dois parâmetros que caracterizam o MLC disponível para a aplicação desta técnica (Arnfield et al, 2001):

- O primeiro a ter em consideração é o valor de transmissão de radiação do material que constitui o MLC. Este parâmetro tem que ser obtido com bastante rigor, pois se em técnicas conformacionais habituais este valor representa uma variação muito pequena no cálculo do valor de dose administrada em cada campo de tratamento, no caso de IMRT com a técnica de irradiação em modo dinâmico, uma parte muito significativa do tempo de irradiação para cada incidência, é realizada com o MLC fechado na maior parte da área total com campo de radiação definido pelos colimadores primários. Desta forma a radiação que não é atenuada pelo MLC tem que ser contabilizada no cálculo final da dose que é administrada.

- O segundo parâmetro que é também importante ser considerado na parametrização do MLC é o seu valor de transmissão dosimétrica causado pela geometria do topo das suas lâminas (frequentemente intitulado como *Leaf Gap*). Este valor representa a distância (em modulo, já que o seu valor calculado é um valor negativo) entre duas lâminas opostas na qual, o valor de dose tende para zero, se for retirado o valor de transmissão do material que constitui esse MLC. Este parâmetro, tal como o anterior, influencia significativamente o cálculo de dose final já que, em tratamentos dinâmicos, as lâminas que compõem o MLC movimentam-se durante toda a abertura do

campo de tratamento, sendo que por isso a consequência da geometria das suas laminas influencia a dose final administrada.

#### 4.2.1 – Procedimento

##### 4.2.1.1 - Obtenção do Valor de Transmissão do MLC:

- Elaboração de uma folha de cálculo para o registo dos valores a obter bem como do cálculo do valor pretendido. Nesta deve ser elaborada uma tabela onde são definidas as posições da câmara de ionização bem como as aberturas de campo a utilizar e para as quais se pretendem realizar medidas de valores de transmissão;
- Localização da câmara de ionização alinhada com o eixo do MLC, que coincide com o eixo do campo de radiação;
- Medição de valores de dose para as várias localizações definidas durante a elaboração do plano de trabalho para esta actividade que devem estar localizadas no centro de cada lâmina (o número de medidas a realizar varia com os critérios internos de cada grupo de trabalho);
- Obtenção do valor de percentagem correspondente à média dos valores obtidos em relação ao valor de campo aberto que foi obtido nas mesmas condições.

##### 4.2.1.1.1 – Resultados

Para a obtenção do valor de transmissão do MLC foram realizadas várias leituras para diferentes dimensões de campo e a várias profundidades para campos simétricos e assimétricos. A tabela que se segue apresenta o resumo de todas as leituras obtidas e o valor final de transmissão média encontrado para o referido MLC e para a energia a utilizar (6MV):

<b>Resumo</b>					
	<b>Profundidade</b>				
	<b>Dmax</b>	<b>5cm</b>	<b>10cm</b>	<b>20cm</b>	<b>30cm</b>
<b>Banco A</b>	1,51%	1,54%	1,59%	1,68%	1,75%
<b>Banco B</b>	1,53%	1,56%	1,60%	1,70%	1,78%
<b>Valor médio de Transmissão</b>					<b>1,62%</b>

Tabela 8 – Resumo dos valores pontuais de transmissão e apresentação do valor médio de transmissão obtidos para o MLC disponível, para a energia de 6MV.

#### 4.2.1.2 - Obtenção do Valor de *Leaf Gap* do MLC:

- Elaboração de uma folha de cálculo para o registo dos valores a obter bem como do cálculo do valor pretendido;
- Localização da câmara de ionização no eixo geométrico do MLC que no caso do equipamento disponível coincide com o eixo do campo de radiação;
- Deslocação da câmara de ionização de modo a que fique centrada com a largura de uma lâmina;
- Aplicação dos ficheiros dinâmicos de MLC com aberturas dinâmicas de campo com os valores de 0.1mm, 1mm, 4mm, 10mm e 20mm com movimento constante das lâminas que são fornecidos pelo fabricante, mas na eventualidade de não existirem podem ser construídos a partir de uma aplicação própria;
- Para cada um dos campos anteriormente referidos foi obtido o valor de dose;
- Nas mesmas condições foi também obtido o valor com as lâminas sempre fechadas de forma a obter o valor de transmissão nas mesmas condições;
- A partir dos valores obtidos foi elaborado um gráfico que relaciona os valores obtidos para cada campo dinâmico (tendo previamente sido retirada a influência da transmissão do material que compõe o MLC e sido realizadas todas correcções definidas pelo fabricante) com os valores de dose obtidos. Para esses valores obtidos, é definida uma curva de tendência. O valor pretendido é aquele que a curva de tendência toma quando esta intercepta o eixo que representa a abertura do MLC. Este valor significa a abertura que o MLC deveria ter para que a dose obtida fosse zero, quando se analisa apenas a abertura de campo. Como o valor obtido é negativo, é necessário que se veja o seu valor em módulo, já que não existem aberturas de campo negativas.

##### 4.2.1.2.1 – Resultados

O resumo dos valores obtidos, que depois de trabalhados permitiram calcular os dados necessários e o respectivo gráfico são apresentados em seguida com a indicação do valor de *Leaf-gap* para o MLC considerado e para a energia de 6MV:

<b>Abertura MLC (mm)</b>	<b>Valores Médios Obtidos (mGy)</b>
1	26,42
4	42,18
10	74,23
20	127,50

**Valor para Y=0** -2,067834 mm ~ **Leaf Gap=2,1**

Tabela 9 – Resumo dos valores médios obtidos para várias aberturas de campo com MLC e valor calculado de *Leaf-Gap*.

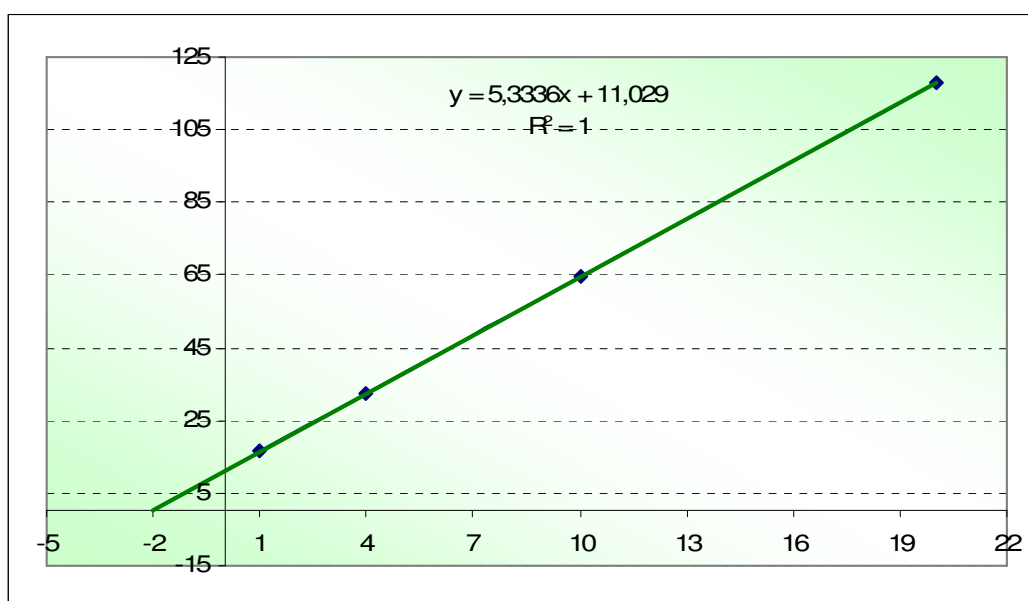


Figura 34 - Gráfico com a representação da linha de tendência utilizada para o cálculo do valor de *Leaf-Gap*.

### **4.2.2 – Considerações sobre o procedimento**

Este procedimento é claramente muito específico do equipamento disponível, sendo de difícil adaptação a implementações com outro tipo de equipamentos. Cada fabricante apresenta características muito específicas e métodos muito precisos na obtenção dos dados que cada sistema de elaboração de planimetrias necessita, sendo essa especificidade relativa a toda a actividade de configuração, mesmo a que não é específica de IMRT.

Para a realização deste procedimento, todos os dados a obter foram planeados de acordo com as indicações fornecidas pelo fabricante, pelo que o que aqui é apresentado é um resumo das indicações já existentes. Existem habitualmente algumas dificuldades de integração das informações fornecidas já que não existem sob a forma de procedimento, pelo que se pretendeu, para os equipamentos específicos, elaborar um procedimento que permitisse acompanhar as indicações dadas pelo fabricante.

De acordo com as características do sistema de elaboração de planimetrias utilizado não é necessário a aquisição específica de mais dados para que seja possível a sua utilização para a elaboração de planimetrias típicas de IMRT. Uma característica que o sistema de cálculo de dose apresenta é a impossibilidade de modelar os valores de dose obtidos pelo algoritmo de cálculo, às curvas medidas (dados) dos feixes de radiação. Este facto, apesar de não permitir o ajuste manual da configuração do algoritmo, garante que não existe influência do utilizador nos cálculos obtidos, para além da sua configuração. No caso considerado, como as curvas calculadas pelo algoritmo ficam ajustadas, de forma muito semelhante, às curvas que foram obtidas directamente dos feixes de radiação (foi elaborado um protocolo de variação detalhado, fora do âmbito da implementação e aplicação da técnica de IMRT, para esta verificação), esta característica torna-se uma vantagem, já que não é possível influenciar o algoritmo de cálculo, para além dos seus critérios de configuração.



### **4.3 – Procedimento para validação da técnica de IMRT**

Antes da utilização desta técnica de tratamento em modo clínico, é necessário realizar um conjunto de testes que permita garantir que o work-flow desenhado para a sua aplicação e que todas as configurações se concretizem em tratamentos que respeitam os objectivos clínicos estabelecidos como suficientes e necessários, bem como que os resultados dosimétricos se encontram dentro das margens de tolerância definidas como aceitáveis. As componentes principais, além da estabilidade radiativa e mecânica do Linac, que fazem parte da execução desta técnica de tratamento e sobre os quais devem ser realizados testes de verificação, antes de se iniciarem os procedimentos de IMRT, são:

- Sistema de dosimetria fotográfica
- Sistema de dosimetria portal
- Sistema de elaboração de planimetrias e de cálculo de dose para tratamento.

Outros pontos de todo o sistema de utilização da técnica de IMRT podem ser testados individualmente mas durante a verificação destes componentes, todos os pontos sensíveis do sistema são verificados, pelo que não serão, no âmbito deste trabalho, acrescentados mais variáveis.

#### **4.3.1 – Procedimento**

- Elaborar planos simples com um a dois campos estáticos com fluências constantes (pelo menos com 3 dimensões de campo diferentes: grandes, médios e pequenos) no fantoma antropomórfico e verificá-los quer com o sistema de dosimetria portal, quer com o sistema de dosimetria fotográfica; Nesta verificação devem ser analisados planos de dose retirados do fantoma (planimetria) e também os mapas de dose de cada campo individual (caso se tenham utilizado mais que um campo). Durante a realização dos testes com o sistema de dosimetria fotográfica, é aconselhável acompanhá-los com medições de dose absoluta através da utilização de câmaras de ionização;
- Elaborar planos de complexidade intermédia com quatro a seis campos estáticos com fluências constantes e verificá-los com os três sistemas disponíveis: ionométrico, dosimetria fotográfica e portal. Verificar também as

fluências de cada um dos campos com os dois métodos de verificação bidimensional e doses pontuais da distribuição composta;

- Elaborar planos com um campo dinâmico com variação da sua fluência e comparação desta e da distribuição de dose com os resultados obtidos pela utilização dos três métodos disponíveis;
- Elaborar planos que formem uma figura complexa que reproduza várias situações dosimétricas e analisar a sua fluência e a sua distribuição de dose com o sistema de dosimetria fotográfica e dosimetria portal com o auxílio do método ionométrico;

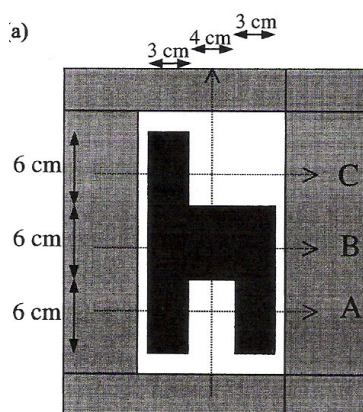


Figura 35 - Exemplo de figura complexa que representa várias situações dosimétricas (Esch et al, 2002).

- Construir um plano complexo, com volumes aproximados a um doente e aplicar todo o sistema de verificação pretendido (que é composto pelo 3 métodos de verificação) para que seja testado todo o work-flow implementado.

Após cada um dos testes, os resultados obtidos devem ser verificados com a utilização da ferramenta de análise Índice Gama e garantir que os valores obtidos se encontram dentro das tolerâncias definidas como aceitáveis. Os testes estão descritos de forma sequencial, dando contudo a liberdade a cada utilizador de os adaptar ao tipo de aplicação que pretende fazer desta técnica de tratamento.

Se os resultados não se encontrarem dentro dos valores de tolerância esperados, devem ser verificados todos os parâmetros que os influenciam de forma a eliminar possíveis fontes de erro, antes de passar para o teste

seguinte. Desta forma, e uma vez que os testes estão apresentados de forma sequencial e de grau de dificuldade crescente, permite que sempre que exista alguma dificuldade ou resultado que não seja o esperado, poucos sejam os novos factores que foram introduzidos nesse teste e assim encontrar melhor a sua fonte de erro sem que o procedimento tenha que ser todo repetido.

### **4.3.2 – Considerações sobre o procedimento**

Durante a elaboração deste procedimento não estão descritos todos os passos a realizar mas antes uma hipótese sequencial a executar para testar todas as variáveis e possíveis conjugações que podem vir a ser utilizadas durante a aplicação de cada um dos sistemas de verificação disponíveis. Ao mesmo tempo é ainda possível verificar a constância e reprodutibilidade dos cálculos obtidos pelo sistema de elaboração de planimetrias pelo modo de planeamento directo e inverso. Não são descritas todas as etapas de utilização de cada sistema de verificação, pois serão apresentadas em detalhe no procedimento 4.6 – Procedimento de Controlo da Qualidade, aplicado a situações clínicas, que representam os casos mais complexos apresentados neste procedimento.

Apesar deste ser um procedimento cuja descrição parece bastante simplificada, a sua realização é fundamental para a garantia de todas as características quer do equipamento de radiação, MLC e sistema de elaboração de planimetrias, quer dos sistemas de verificação como sejam os sistemas de dosimetria fotográfica, portal e ionométrico. Na detecção de erros e correcção dos procedimentos a utilizar bem como na definição exhaustiva dos testes que compõem o programa de controlo da qualidade a implementar e na detecção de características dos vários sistemas que possam influenciar os resultados finais das irradiações pretendidas, pode sair a optimização de recursos técnicos e humanos, já que muitos problemas ou dificuldades são ultrapassados nesta fase.

#### **4.4 – Procedimento para Posicionamento, Imobilização e aquisição de imagens do Paciente**

Como já foi referido, IMRT permite obter distribuições de dose mais conformacionais e com regiões de gradientes de dose mais elevados entre os volumes alvo e as estruturas críticas adjacentes. Com isso é possível também administrar valores de dose mais elevadas aos volumes a irradiar. Esta escalada de dose deve significar também um aumento na precisão do posicionamento do paciente de forma a garantir que as regiões de doses elevadas se encontram nos volumes de interesse e que aos órgãos de risco apenas chegam as doses mais baixas que foram previstas durante a fase de planeamento.

##### **4.4.1 – Procedimento**

- Garantir, com a análise da história clínica que o paciente não tem próteses metálicas ou outro tipo de objectos que possam influenciar a obtenção da informação anatómica relevante para a realização de todo o seu planeamento e tratamento (para este grupo de pacientes o procedimento deve ser adequado ao que se considere, caso a caso, mais adequado);
- Implante de marcas radiopacas na próstata com a utilização de sementes de ouro. As que foram utilizadas possuíam 1,2mm de espessura e 3mm de comprimento. Podem ser utilizadas sementes com outras características desde que sejam em número mínimo de 3 e que preferencialmente não sejam ser pontuais. Esta é uma actividade que habitualmente é realizada por um elemento da equipa de urologia. Entre este ponto e o seguinte deve ser aguardado um mínimo de 2 semanas para que o órgão tenha a capacidade de recuperar do processo inflamatório que esta acção possa provocar.
- No simulador é definido o posicionamento do doente com recurso à utilização de um colchão de vácuo com indexação à mesa do simulador que apresenta as mesmas características da mesa de tratamento, estando o paciente em decúbito dorsal com os membros superiores sob o tórax, garantindo simultaneamente o seu alinhamento e um posicionamento confortável para que seja o mais reprodutível possível;



Figura 36 - Colchão de vácuo utilizado para imobilização de um doente de IMRT e pormenor da sua indexação à mesa de tratamento.

- Marcação do plano de origem na pele do paciente para a localização primária das incidências que irão compor o tratamento;
- Realização da Tomografia Computurizada (TC) a toda a região de interesse:
  - Posicionamento e alinhamento do paciente com as condições definidas anteriormente, no equipamento de TC;
  - Identificação do plano de origem com marcas radiopacas para que este seja localizável nas imagens adquiridas;
  - Aquisição das imagens de TC com um espaçamento de cortes de 3mm;
  - Exportação das imagens adquiridas para o sistema de elaboração de planimetrias.
- Se for considerado necessário, devem ser realizados outros tipos de imagem, como por exemplo, imagens de ressonância magnética, de modo a que a informação imagiológica (e/ou funcional, no caso da utilização de imagens de PET – *Positron Emission Tomography*) seja o mais completa possível de acordo com os critérios definidos pela equipa médica como necessários, sendo que estes conjuntos de imagens complementares devem ser adquiridos nas condições semelhantes possíveis, às que foram definidas para a realização do tratamento, de modo que o registo dos vários tipos de imagem seja o mais correcto e facilitado possível.

#### **4.4.2 – Considerações sobre o procedimento**

A utilização das sementes para localização diária da região de interesse, pode ser feita com a utilização a qualquer dos sistemas existentes no mercado, mas parece importante que exista, de forma a que o posicionamento diário seja auxiliado por métodos de imagem para que este possa ser o mais rigoroso possível.

A definição do posicionamento do paciente deve ser adequada a cada pessoa e deve ser garantido que a sua capacidade de imobilização não é apenas conseguida pelos sistemas acessórios utilizados mas também pela cooperação do paciente, pelo que o seu conforto na definição do posicionamento, sem comprometer as necessidades para a realização do tratamento; deve ser considerada. O colchão de vácuo, não sendo um acessório obrigatório, facilita a reprodutibilidade do posicionamento sem que seja aumentado o desconforto do paciente. Os colchões de vácuo utilizados têm a particularidade de se indexarem à mesa de tratamento, facto que apresenta duas vantagens; permite que a colocação do referido sistema de imobilização, na mesa de tratamento, seja mais facilitada e reprodutível, e simultaneamente, não permite que, após a correcta localização dos campos de tratamento, se mova todo o sistema colchão/paciente, quer seja de forma involuntária por um profissional, quer seja por um movimento do próprio paciente.

Não é necessária a existência de um simulador para a definição do posicionamento do paciente já que no equipamento de terapia, ou eventualmente até na TC, poderão ser realizados todos os pontos necessários para esta actividade. Contudo, a existência deste, e a realização de todo este procedimento no simulador, apresenta algumas vantagens:

- Não consome tempo aos equipamentos de terapia ou de imagem, que por norma têm as suas agendas preenchidas, permitindo rentabilizá-los nas suas actividades habituais;
- Tem todas as características mecânicas iguais ou semelhantes ao equipamento de radiação, facto que permite simultaneamente identificar limitações mecânicas (por exemplo, a largura do colchão muito grande, facto que pode impedir a correcta rotação do equipamento de radiação) e familiarizar o paciente com as características daquele que vai ser o

equipamento onde realizará os seus tratamentos, tentando diminuir as fontes de stress a que este tipo de pacientes está sujeito.

- Existe a possibilidade de adquirir imagens de confirmação de alinhamento em modo fluoroscópico ou radiográfico, com pouca contribuição de dose e que permite corrigir erros de posicionamento antes da aquisição de imagens para a elaboração do plano de tratamento.

## **4.5 – Procedimento para a planimetria**

Após a aquisição dos vários conjuntos de imagem é necessário realizar um conjunto de actividades para obter o plano de tratamento, que variam de acordo com os equipamentos utilizados para o planeamento e tratamento. O procedimento descrito aplica-se aos equipamentos disponíveis mas a sua base pode ser generalizada, ainda que tenha que sofrer algumas adaptações, quando extrapolada para outro tipo de equipamento:

### **4.5.1 – Procedimento**

- São introduzidos os vários conjuntos de imagem no sistema de elaboração de planimetrias;
- Com o recurso às imagens disponíveis para cada situação, são definidas todas as estruturas de interesse:
  - Órgão de risco – No caso de pacientes com neoplasia de próstata, são as cabeças dos fémures, bexiga, recto e bolbo peniano.
  - Volume Alvo – Não é o âmbito deste trabalho desenvolver a componente clínica da patologia prostática e a sua abordagem no que se refere decisão clínica ou estadiamento. Assim, sucintamente, de acordo com a situação clínica de cada paciente, são definidos os volumes alvo específicos para cada caso. Habitualmente, para a patologia considerada podem ser definidos os volumes que representam:
    - Gânglios Pélvicos
    - Gânglios periprostáticos
    - Próstata com vesículas Seminais
    - Próstata

A definição destes volumes é feita aplicando as regras habituais de delimitação em radioterapia (ICRU, 1993), sendo que a sua definição como volumes alvo depende das necessidades e condições clínicas que cada doente possui. Para cada um dos volumes de interesse definidos pode ser prescrito um valor de dose específico sendo que este pode variar de acordo com características específicas como por exemplo a dimensão do órgão e a relação espacial com órgãos de risco adjacentes.

- O passo seguinte corresponde à prescrição da dose pretendida. Este passo está intimamente relacionado com o anterior e depende dos volumes definidos como alvo, bem como a dose atribuída a cada um deles. Para além da definição dos valores de dose pretendidos, é igualmente imprescindível, se não existir previamente um protocolo que os defina, que sejam estabelecidos os limites de dose aceites nos vários órgãos de risco delimitados. Vários são os valores que se conseguem encontrar em documentação relacionada com a descrição desta técnica de tratamento, pelo que podem ser definidos de acordo com a experiência própria ou por adaptação de valores de referência publicados (Chao et al, 2003b; MSKCC, 2003 e Klein et al, 2000).
- Antes de iniciar a aplicação do algoritmo de elaboração de planimetrias em modo inverso, para cada fase de tratamento é necessário:
  - Introduzir o número de campos com que se pretende irradiar o volume alvo dessa fase;
  - Definir a energia a ser aplicada durante o tratamento e os valores previstos para a posição da gantry, para cada um dos campos de tratamento. Estes podem ser apresentados em documentos de referência (p.e. MSKCC, 2003), ainda que possam ser adaptados de acordo com as características geométricas do volume que se pretende irradiar;
  - Inserir a prescrição de dose para a fase de interesse;
- Iniciar a aplicação de cálculo inverso, pela selecção do respectivo programa;

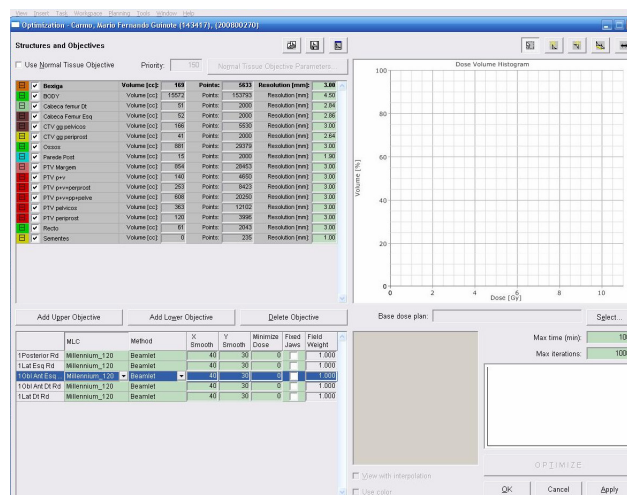


Figura 37 - Imagem principal do programa de cálculo inverso, retirado do sistema de elaboração de planimetrias.

- Referenciar para o(s) volume(s) alvo(s), os valores de dose mínima e máxima aceitável. A estas referências dá-se o nome de constrangimentos. Cada um destes constrangimentos é constituído por 2 componentes: o valor de dose permitido ou pretendido e a percentagem de volume que deve estar sujeito a esse mesmo valor de dose. Esse valor de dose pode corresponder a um valor máximo ou mínimo que o volume pode receber ou deve receber, respectivamente. Ao atribuir constrangimentos aos volumes alvo, devem ser referenciados estes dois limites que representam a variação de dose que se aceita no volume alvo;

<input checked="" type="checkbox"/>	PTV Margem	Volume [cc]:	854	Points:	95407	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	45.0	Priority:	300
	Lower	Volume [%]:	100.0	Dose [Gy]:	44.0	Priority:	300

Figura 38 - Exemplo de constrangimentos aplicados a um volume alvo, retirado do sistema de elaboração de planimetrias.

- Referenciar os constrangimentos para as estruturas que representam os órgãos de risco. Para estes volumes os constrangimentos ditam apenas as doses máximas que determinada percentagem do volume total do órgão pode receber. Estas estão directamente relacionadas com as tolerâncias que são consideradas como aceites para cada um dos órgãos de risco e que terão sido previamente fornecidas pela equipa médica;

<input checked="" type="checkbox"/>	Bexiga	Volume [cc]:	169	Points:	21104	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	79.2	Dose [Gy]:	22.8	Priority:	50
	Upper		31.9		37.3		100
	Upper		0.0		46.0		100
	Upper		52.5		27.7		200

Figura 39 - Exemplo de constrangimentos aplicados a um órgão de risco, retirado do sistema de elaboração de planimetrias.

- A cada um destes constrangimentos podem aplicar-se prioridades, ou seja pode dizer-se que uma condição é mais importante que outra. É na utilização deste tipo de ferramentas que se baseia o processo de optimização: aumento ou diminuição das prioridades de cada constrangimento ou acrescentar novas condições bem como alterar as já existentes. Neste momento ainda não há distribuição de dose, mas apenas

a relação Volume/Dose para cada estrutura de interesse. Com estes mecanismos, é calculado, para cada campo de tratamento, a fluência óptima que levará à concretização das curvas de isodoses geradas pelos constrangimentos aplicados;

- Muitas vezes, apenas com as ferramentas anteriormente descritas, sem técnicas complementares de planeamento, é difícil conseguir uma correcta irradiação dos volumes pretendidos. Por isso, é muitas vezes necessário recorrer à criação de novos volumes, que têm apenas a função de moldar determinado comportamento das curvas de dose. Também para estes volumes são atribuídos constrangimentos, de acordo com os objectivos para os quais foram criados: atribuir um valor de dose mínima, ou aplicar o valor de dose máxima para uma determinada percentagem de volume dessa estrutura;
- Para além de todas as ferramentas que estão disponíveis para tentar modificar, de acordo com os interesses pretendidos, as curvas que representam a relação Volume/Dose de cada uma das estruturas de interesse, é necessário ter em atenção que os constrangimentos aplicados têm que ser realistas, pois de contrário, tornar-se-á impossível, para o sistema de cálculo de planimetrias em modo inverso, chegar a curvas que pareçam satisfatórias;
- Depois de obter o melhor cumprimento dos constrangimentos aplicados a cada uma das estruturas e com isso terem sido calculadas as fluências teóricas que levam ao cumprimento desses objectivos propostos, é necessário calcular os valores de dose reais a que essas fluências dão origem:
  - É calculado o ficheiro que gera o movimento do MLC. Para este cálculo são aplicadas as condições físicas desse equipamento, pelo que a fluência final que irá ser obtida não é exactamente igual à fluência teórica inicialmente calculada. Esta representava apenas os valores teóricos de fluência do feixe na matriz do campo de tratamento, que podiam dar origem às curvas de irradiação de cada estrutura calculadas durante o processo de iteração. Contudo, apesar de não serem iguais, estes dois mapas de fluências tenderão a ser semelhantes. É neste momento que se selecciona o modo de

administração do tratamento, ou seja, a técnica de irradiação a aplicar: no caso foi sempre utilizada a irradiação dinâmica ou seja o método denominado por “*Sliding Window*”, já que para além de ser considerado como preferencial pelo fabricante, foi também o modo testado durante a fase de implementação, sendo aquele que permite um maior grau de liberdade do sistema para tentar aproximar o mais possível as duas fluências (a teórica e a real) para cada campo de tratamento;

- Com a utilização desses ficheiros dinâmicos, procede-se ao cálculo de dose total tridimensional e, após a normalização da distribuição, é possível proceder à análise qualitativa e quantitativa desta, através da observação das curvas de dose nos planos axial, coronal e sagital bem como dos histogramas Volume/Dose para cada uma das estruturas de interesse, seja órgão de risco, seja volume alvo;
- Depois da análise da planimetria, caso não se preencha todos os requisitos pretendidos, será necessário continuar ou recomeçar a fase de optimização com a modificação dos constrangimentos aplicados e eventualmente das suas prioridades de forma a tentar obter o melhor resultado possível;
- Pode ainda ser necessário alterar condições iniciais como por exemplo o número de incidências ou as respectivas angulações da gantry, quer de uma ou mesmo de todas, e reiniciar a partir desse ponto.

## 4.5.2 – Resultados

Não é objectivo deste trabalho descrever todos os resultados obtidos na aplicação dos procedimentos descritos. Por esse motivo foi seleccionada uma amostra que apresenta diferentes casos clínicos (apenas uma fase, três fases com campos simples e três fases com campos complexos<sup>6</sup>) para os quais foram elaboradas planimetrias com número de fases e números de campos diferentes.

Para a amostra seleccionada são apresentados em seguida os valores de dose obtidos:

Órgão	Volume Máximo	Dose Máxima	Caso Clínico			Valores Médios
			2	7	9	
Bexiga	<b>55%</b>	<b>47Gy</b>	48,90%	59,20%	49,30%	52,47%
	<b>30%</b>	<b>70Gy</b>	22,00%	19,30%	18%	19,77%
	<b>Dmáx</b>	<b>82Gy</b>	80,3	79	79,1	79,47
Recto	<b>55%</b>	<b>47Gy</b>	46,70%	53,50%	54%	51,40%
	<b>40%</b>	<b>65Gy</b>	26,90%	23,70%	25,64%	25,41%
	<b>25%</b>	<b>70Gy</b>	20,50%	14,60%	16,90%	17,33%
	<b>10%</b>	<b>75Gy</b>	11,30%	3,80%	6,50%	7,20%
	<b>Dmáx</b>	<b>82Gy</b>	78,8	77,9	78,3	78,33
Parede Post Recto	--	<b>&lt; 45Gy(√)</b> <sup>7</sup>	√	√	√	√
Cabeça Fémur Dta	<b>10%</b>	<b>50Gy</b>	39,9	40,9	49,4	43,4
Cabeça Fémur Esq	<b>10%</b>	<b>50Gy</b>	34	45	47,2	42,07
PTV	<b>Dose Prescrita</b>		76	76	78	76,67
	<b>Dose Mínima</b>		69	68,2	70	69,07
	<b>Varição</b>	<b>20%</b>	9,21%	10,26%	10,26%	9,91%

Tabela 10 – Resultados de doses para os órgãos de risco e volumes alvo para uma amostra de 3 casos clínicos onde foi aplicada a técnica de IMRT.

Procedendo à análise individual de cada estrutura delimitada:

<sup>6</sup> Um campo composto é um campo cujas dimensões obrigam a que, devido às características do MLC, seja dividido em dois sub-campos por não ser possível as suas lâminas percorrerem toda a dimensão desse campo. Este é um factor que introduz mais uma variável no cálculo de dose final.

<sup>7</sup> Este critério é definido como sendo uma condição respeitada, se a curva de 45Gy não abranger todo o volume definido como recto em todos os cortes em que este está delimitado. Pode ser avaliada de duas formas: no Histograma Volume/Dose da estrutura, observando que o valor de dose mais baixo que esta recebe e garantindo que se encontra abaixo dos 45Gy, ou visualmente através da observação da curva de 45Gy e da sua projecção na estrutura delimitada.

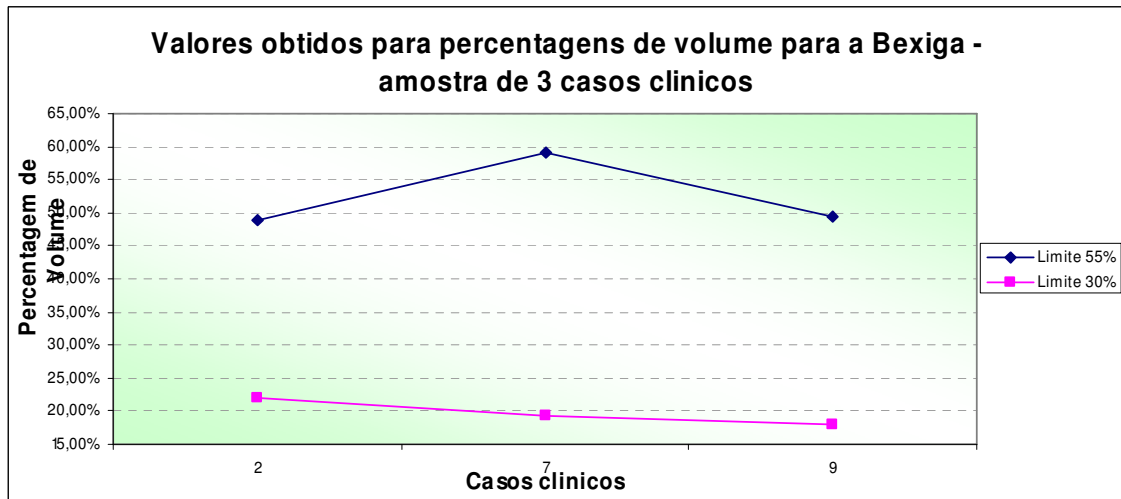


Figura 40 - Gráfico com os valores de percentagem de volume para a Bexiga.

É possível constatar através do gráfico que, da amostra seleccionada, nem todos os casos clínicos respeitaram o limite de 55% de volume da bexiga, quando se analisa a dose de 47Gy. Para o segundo limite (30% do volume) foi possível verificar que todos os casos clínicos obtiveram valores inferiores ao limite estipulado, ou seja, para o valor de dose administrada de 70Gy.

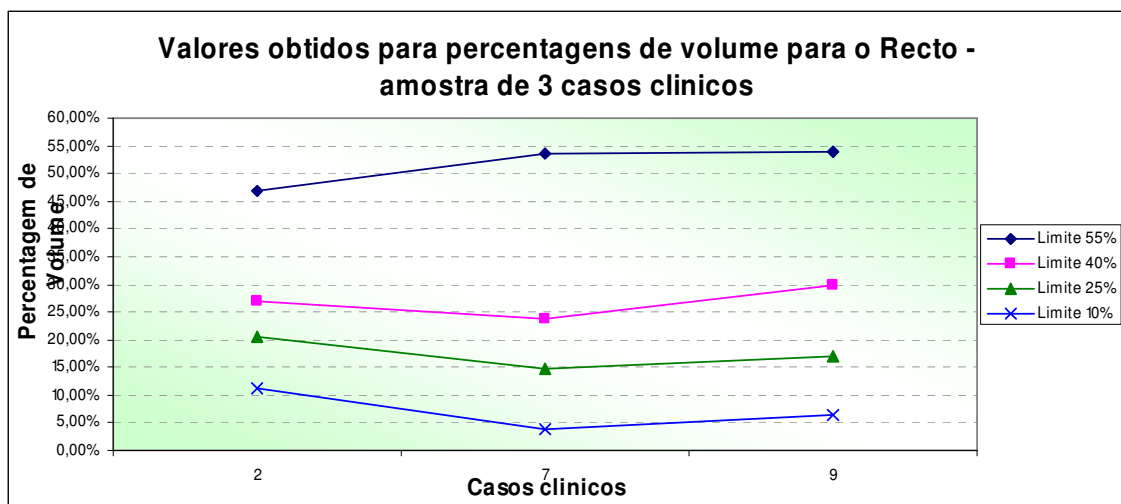


Figura 41 - Gráfico dos valores de percentagem de volume para o Recto.

Para o caso dos valores percentuais de volume para o Recto foi possível, para a amostra seleccionada, respeitar os limites estabelecidos.

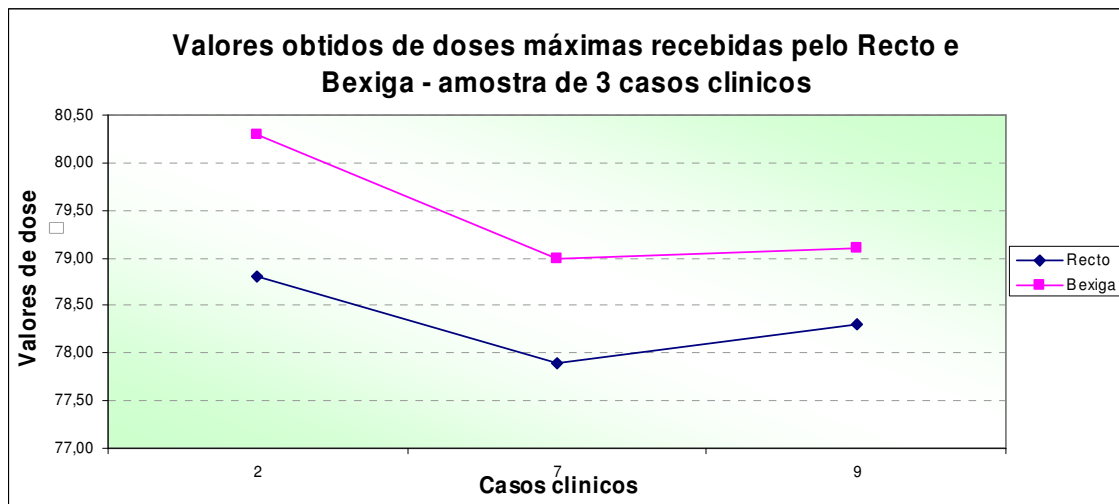


Figura 42 - Gráfico que apresenta os valores e dose máxima recebidos pelo Recto e Bexiga.

No que se refere às doses máximas resultantes nestes órgãos de risco, o seu limite foi respeitado já que para todos os casos clínicos seleccionados, o valor de dose total prescrita é inferior ao limite estabelecido de 82Gy. Este critério poderá, contudo, tornar-se mais difícil de garantir, caso se pretenda prescrever valores totais de doses mais elevadas.

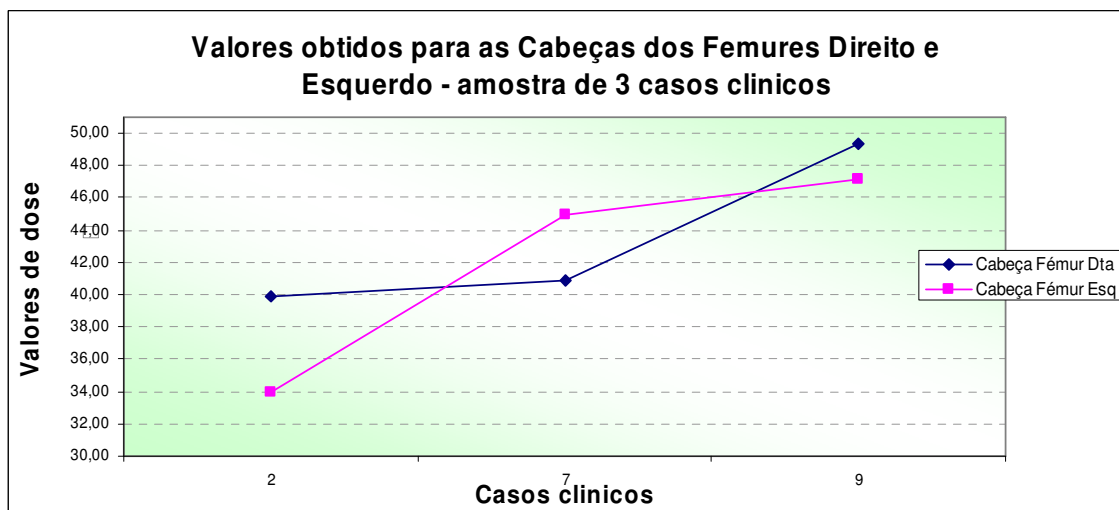


Figura 43 - Gráfico que apresenta os valores de dose recebidos pelas Cabeças dos Fémures Direita e Esquerda.

Para estas estruturas (cabeças dos fémures esquerda e direita) foram respeitados os limites de dose estabelecidos para os casos clínicos apresentados na amostra.

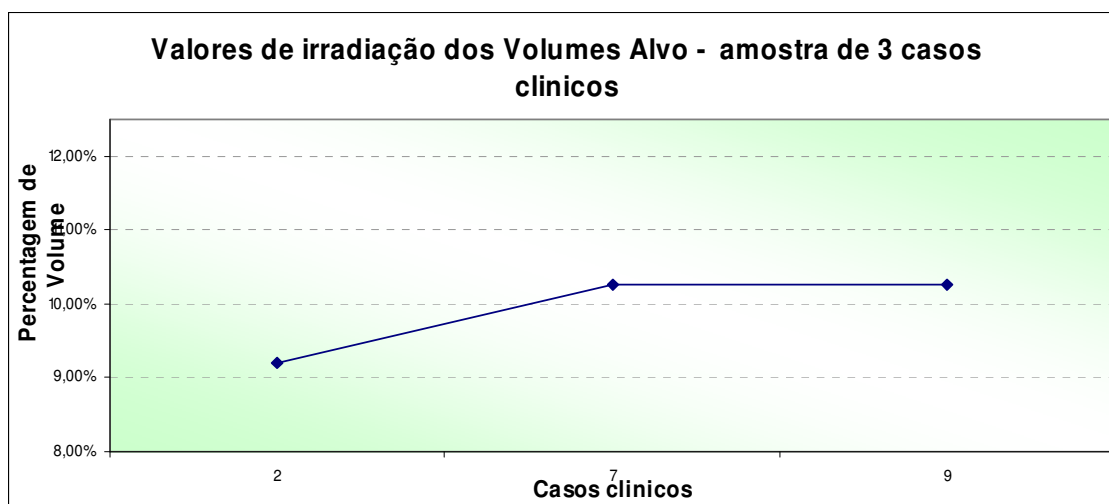


Figura 44 - Gráfico que representa a variação na irradiação dos volumes alvo.

Para os casos clínicos apresentados as doses administradas aos volumes alvo possuem uma variação inferior à que foi definida como limite máximo (20%).

Tal como é possível observar da amostra, os limites previamente definidos foram quase sempre respeitados, Existindo apenas um valor, para a dose na bexiga, e apenas para um dos casos clínicos seleccionados, que não consegue cumprir o limite estabelecido. No entanto, após discussão com o médico, foi decidido manter o valor obtido para evitar a sub irradiação dos volumes de interesse. Uma das razões que contribuiu para esta aprovação prende-se com o facto de os limites estabelecidos serem genéricos, para além de que algumas características individuais dos doentes como órgão de pequenas dimensões ou volume alvo que inclui porção do órgão de risco, podem não permitir respeitar algum limite, como revela o caso apresentado.

### **4.5.3 – Considerações sobre o procedimento**

Torna-se bastante complicado elaborar um procedimento que descreva de forma prática, mas completa, uma actividade que é bastante subjectiva e dependente do TPS utilizado. Contudo, a existência de um número significativo de casos com características semelhantes deverá tornar possível a criação de “templates” que possam ser aplicados como base, de modo a que este procedimento se torne mais completo e prático. Assim, não são apresentados nem o número de campos utilizados nem as suas angulações pois não foi possível aplicar de forma sistemática, as mesmas condições e com isso chegar a regras práticas de utilização destas variáveis.

Também o número de fases que foram utilizadas variou entre 1 a 3, de acordo com as prescrições médicas, o que demonstra a variação clínica que existiu nos casos em que esta técnica foi utilizada e que é representada pela amostra. Nesse sentido também se torna difícil elaborar um documento que descreva de forma muito pormenorizada todos os pontos de elaboração de uma planimetria. Também com um elevado número de casos tratados poderá ser possível dividir este procedimento em tantos quantos forem o número de situações clínicas mais frequentes, de modo a serem mais específicos na descrição do processo a desenvolver.

## **4.6 – Procedimento para o Controlo da Qualidade**

Uma das maiores vantagens da aplicação desta técnica de tratamento é a possibilidade de obter distribuições de dose mais conformacionadas do que as que são possíveis de alcançar utilizando técnicas conformacionais mais simples. Contudo, esta é também uma característica que transforma esta técnica num desafio para o controlo da sua realização. A obtenção clássica, na utilização desta técnica, de curvas de dose com formas côncavas apenas é alcançada com a substituição das tradicionais fluências homogêneas por mapas de dose, para cada campo de tratamento, compostos por diferentes valores de fluência de radiação. A monitorização da administração destes novos campos de tratamento constitui o grande objectivo e o desafio na verificação desta técnica de tratamento.

Ao contrário das técnicas convencionais não é possível inferir, de forma empírica, a correcta aplicação de um tratamento. Assim é necessário elaborar um plano de verificações que permita controlar os vários parâmetros que possam alterar os resultados obtidos durante a realização da planimetria. Novamente, os equipamentos disponíveis e o tipo de técnica aplicada, deve modelar a definição desse programa de controlo da qualidade, pelo que os procedimentos que se descrevem são apenas sugestões e não planos de verificação com carácter obrigatório.

Por não ser específico da implementação e realização desta técnica de tratamento, no que se refere ao programa de controlo da qualidade ao equipamento de radiação, apenas serão apresentados os pontos directamente relacionados com IMRT e não todo o programa de qualidade, por sair fora do âmbito do trabalho.

### **4.6.1 – Procedimento**

O programa de controlo de qualidade a implementar para verificação de tratamentos de IMRT tem como base dois pressupostos:

- Garantir que o equipamento de radiação se mantém constante e reprodutível nas suas características mecânicas e radiativas.
- Paralelamente à elaboração de uma distribuição de dose, esta deve ser verificada de forma a garantir que todas as características do plano de

tratamento obtidas pelo sistema de elaboração de planimetrias são correctamente reproduzidas pelo equipamento de radiação.

Assim, o procedimento para o controlo de qualidade é dividido em duas etapas abaixo descritas:

#### 4.6.1.1 – Controlo da qualidade específico ao equipamento de radiação:

- Verificação diária de parâmetros mecânicos e radiativos do Acelerador Linear (AL):
  - Medição de valores relativos a parâmetros de segurança do AL;
  - Verificação das condições geométricas do AL tais como: dimensões correctas correspondentes a diferentes aberturas de campo assim como o indicador de distância (telémetro);
  - Análise da estabilidade do feixe de radiação através de várias irradiações com todas as energias disponíveis no equipamento complementadas pelo registo da informação obtida;
  - Obtenção dos valores de dose para as energias existentes, de forma a assegurar que se encontram dentro dos valores de tolerância definidos;
  - Garantia da funcionalidade dos sistemas de emergência do AL.
- Verificação semanal de parâmetros radiativos do AL:
  - Reprodutibilidade do posicionamento do isocentro com a rotação do colimador e gantry:
    - Teste estrela – é irradiada uma pequena abertura (habitualmente 1mm) entre os dois bancos do MLC com várias posições de rotação de colimador/gantry de forma a garantir o alinhamento do MLC com o colimador/gantry e verificar a respectiva coincidência entre o isocentro mecânico e radiativo.
  - Coincidência do campo luminoso com o campo radiativo;
- Devido ao facto da técnica implementada utilizar a irradiação com o movimento simultâneo do MLC a verificação semanal da reprodutibilidade do seu posicionamento é imperativa. Para esta verificação são irradiadas películas radiográficas com a utilização de alguns ficheiros com características específicas (MLC dinâmico) e que, depois de analisadas,

forneem a informação necessária no que se refere ao posicionamento instantâneo do MLC.

- Teste de posição – é analisado o desvio quando se irradiam faixas verticais de dose homogénea;
- Teste da pirâmide – campo em que é necessária alguma complexidade de movimento de lâminas, onde existe um aumento progressivo de dose em *frames* quadradas justapostas entre si;
- Teste com campo complexo – elevado grau de complexidade onde é analisada a posição das lâminas do MLC quando formam um campo complexo;
- Teste de gradiente de dose – Permite verificar a homogeneidade e uniformidade de faixas verticais definidas pelo MLC dinâmico, à medida que a dose administrada aumenta.

Todos estes testes dinâmicos são analisados no software de Dosimetria Fotográfica RIT113®:

- Além destes testes é ainda realizada, semanalmente, a verificação da estabilidade dos sistemas de medida que utilizam câmaras de ionização. O objectivo é ter conhecimento da variação que as leituras podem ter e associá-las a algum desvio que esses equipamentos possuam relativamente aos seus valores de calibração.

#### 4.6.1.1.1 – Resultados

O controlo de qualidade ao equipamento de radiação específico para a utilização da técnica de IMRT é realizado com uma frequência semanal. Os testes que compõem este conjunto de verificações incidem sobretudo nas suas questões radiativas e dosimétricas:

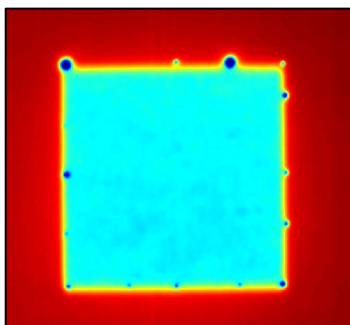


Figura 45 - Película irradiada com um campo de radiação onde foi previamente marcado o campo luminoso que o representa; retirada do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

A coincidência do campo luminoso com o campo radiativo é um dos parâmetros verificados semanalmente sendo a sua tolerância de 1mm.

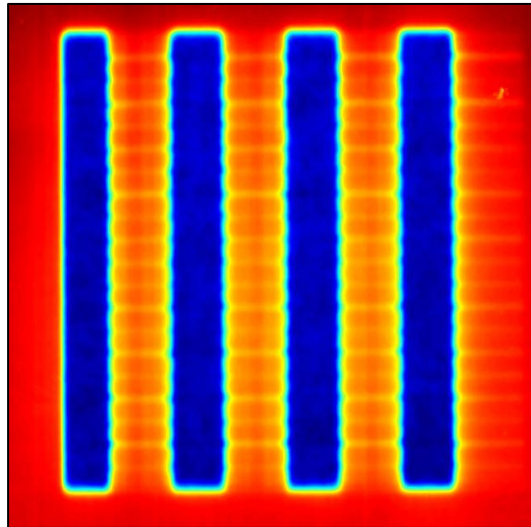


Figura 46 - Película irradiada com um teste de faixas verticais produzidas pela movimentação do MLC durante a irradiação (teste de posição), retirada do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

Este teste permite verificar se o deslocamento e posição das lâminas são exactos e reproduzíveis. O resultado do teste é apresentado na imagem seguinte:

Position(cm)(delta from nominal in mm).  
 File:C:\Documents and Settings\Geral\Ambiente de trabalho\WIRT\Verificação de Planos IMRT\Testes DMCLC06\_Jun

Leaf Pair	2	3	4	5	Pass/Fail
1	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
2	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
3	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.26726))		Pass
4	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
5	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
6	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
7	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
8	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
9	3.9911 (0.089087777 (0.22270))		2.0134 (-0.133660267 (-0.26726))		Pass
10	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
11	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
12	3.9911 (0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
13	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
14	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
15	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
16	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
17	3.9911 (0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
18	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9777 (0.222729733 (0.26726))		Pass
19	4.0267 (-0.267261134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
20	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9777 (0.222729911 (0.089087))		Pass
21	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
22	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660267 (-0.26726))		Pass
23	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
24	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
25	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
26	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
27	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
28	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
29	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9777 (0.222729733 (0.26726))		Pass
30	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
31	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
32	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
33	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
34	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
35	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
36	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
37	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
38	4.0267 (-0.267261955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
39	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
40	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
41	4.0089 (-0.089087134 (-0.133630))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
42	3.9733 (0.267261955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
43	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660911 (0.089087))		Pass
44	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543089 (-0.089087))		Pass
45	3.9733 (0.267261777 (0.22270))		2.0134 (-0.133660911 (0.089087))		Pass
46	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
47	3.9733 (0.267261777 (0.22270))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass
48	4.0089 (-0.089087955 (0.0445430))		1.9955 (0.044543911 (0.089087))		Pass
49	3.9911 (0.089087955 (0.0445430))		2.0134 (-0.133660089 (-0.089087))		Pass

Figura 47 - Análise do teste das faixas verticais, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

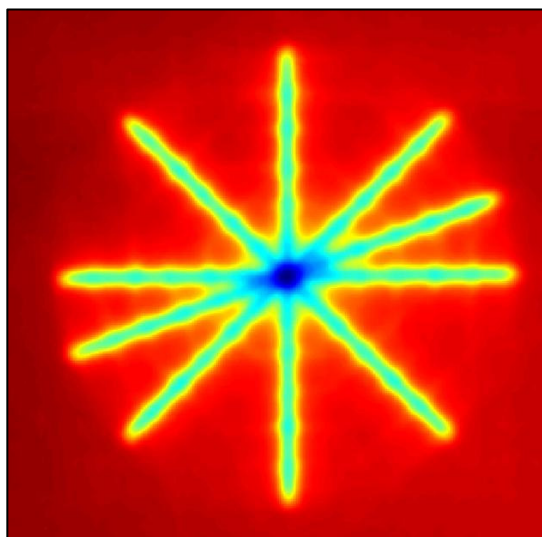


Figura 48 - Teste estrela da rotação do colimador, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

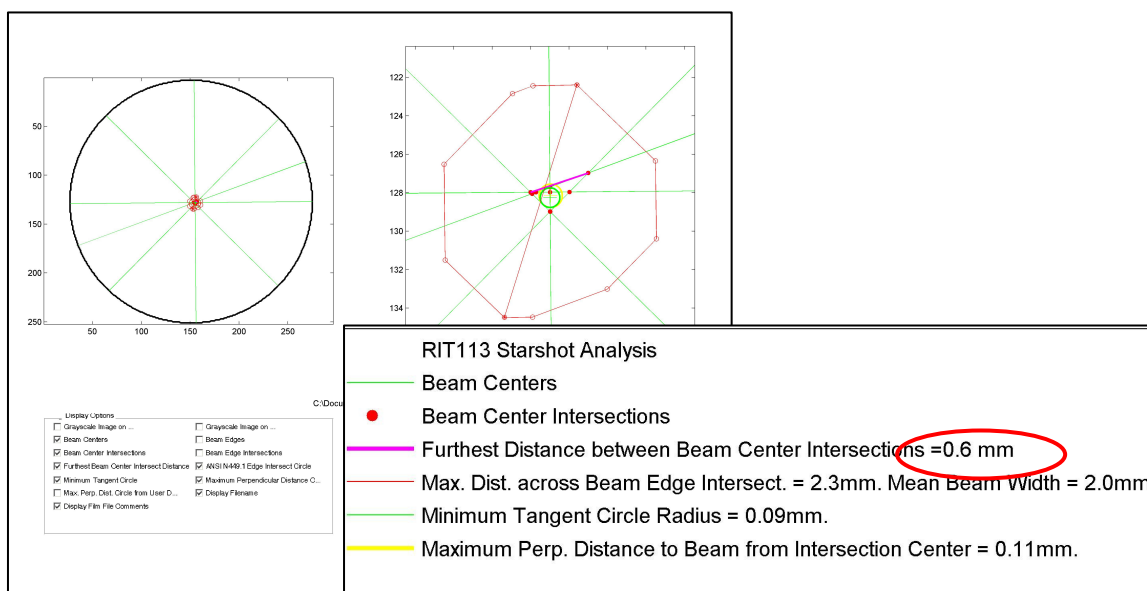


Figura 49 - Análise do teste estrela, retirada do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

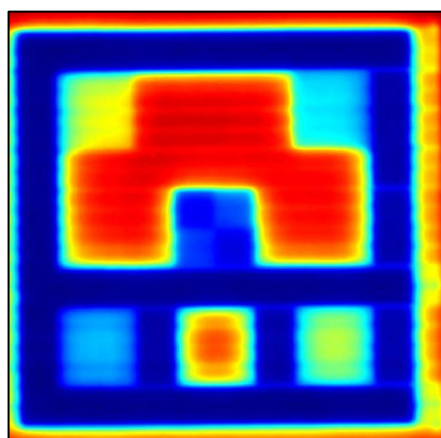


Figura 50 - Teste com campo complexo utilizado nas verificações periódicas, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

RIT113 Complex Field A-Varian MLC Test 7-Uniformity

File Name: C:\Documents and Settings\Geral\Ambiente de trabalho\IMRT\Verificação de Planos IMRT\Testes DM

	Uniformity	Uniformity Tol	Pass/Fail
1	1.6241%	13%	Pass
2	0.37986%	13%	Pass
3	0.37542%	13%	Pass
4	3.4144%	13%	Pass
5	1.6241%	13%	Pass
6	2.3131%	13%	Pass
7	3.1047%	13%	Pass
8	1.3668%	13%	Pass
9	0.37312%	13%	Pass
10	0.33338%	13%	Pass
11	0.34074%	13%	Pass
12	0.33559%	13%	Pass
13	5.89%	13%	Pass
14	4.7983%	13%	Pass
15	4.8942%	13%	Pass
16	5.7725%	13%	Pass
17	4.724%	13%	Pass
18	1.2539%	13%	Pass
19	0.43078%	13%	Pass

Figura 51 - Análise do campo complexo, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113@.

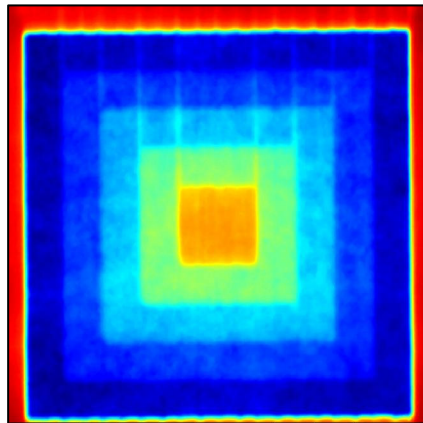


Figura 52 - Teste Pirâmide, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113@.

RIT113 Pyramid Analysis

File Name: C:\Documents and Settings\Geral\Ambiente de trabalho\IMRT\Verificação de Planos IMRT\Testes DM

POSITION

Area: 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Tolerance: 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0

Pos. Delta Horizontal: -0.12 -0.60 -0.36 -0.48 -0.60 -0.42 -0.48 -0.36 -0.42 0.06

Pass-Fail Horizontal: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass

Pos. Delta Vertical: 0.46 0.72 0.63 0.34 0.43 0.27 0.66 0.37 0.72 0.27

Pass-Fail Vertical: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass

UNIFORMITY

Area: 1 2 3 4 5 6 7 8 9

Tolerance: 10.0 10.0 10.0 10.0 10.0 10.0 10.0 10.0 10.0

Uniformity: 7.34 2.36 3.74 3.39 5.00 1.48 1.53 3.18 7.13

Pass-Fail Horizontal: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass

Uniformity: 8.14 3.30 4.30 6.70 4.58 5.80 5.86 3.61 10.45

Pass-Fail Vertical: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Fail

FWHM

Area: 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Tolerance: 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0 3.0

FWHM Horizontal: 1.44 1.44 1.44 1.98 1.98 2.34 2.16 1.80 1.80 1.44

Pass-Fail Horizontal: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass

FWHM Vertical: 1.62 1.80 1.80 1.80 1.80 1.98 1.80 1.80 1.80 1.30

Pass-Fail Vertical: Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass Pass

Figura 53 - Análise do Teste Pirâmide, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113@.

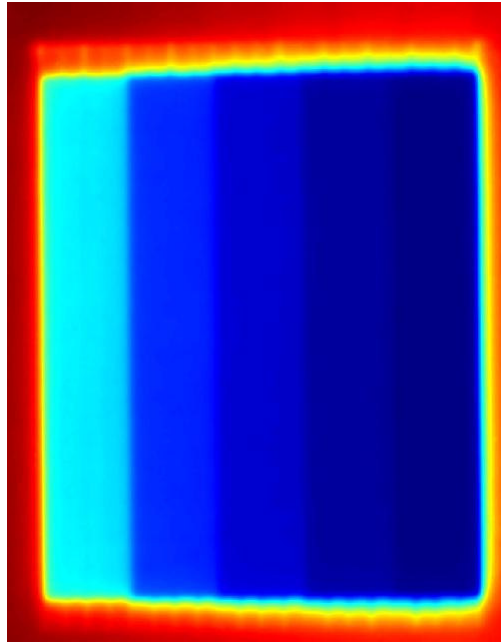


Figura 54 - Teste de gradiente de dose, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

RIT113 Y-Wedge Analysis						
File Name: C:\Documents and Settings\Geral\Ambiente de trabalho\VMRT\Verificação de Planos IMRT\Testes DV						
POSITION						
Field Segment:	1	2	3	4	5	6
Tolerance:	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Pos. Delta:	0.04	-0.22	-0.47	0.00	0.25	-0.04
Pass-Fail:	Pass	Pass	Pass	Pass	Pass	Pass
UNIFORMITY						
Dose Level:	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.0
Tolerance:	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0
Uniformity:	3.00	9.94	9.44	11.91	21.96	56.75
Pass-Fail:	Pass	Pass	Pass	Fail	Fail	Fail
FWHM						
Dose Level:	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.0
Tolerance:	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0
FWHM:	1.63	1.45	1.27	1.63	2.17	2.17
Pass-Fail:	Pass	Pass	Pass	Pass	Pass	Pass

Figura 55 - Análise do teste de gradiente de dose, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

#### 4.6.1.2 – Controlo da qualidade específico por paciente:

Depois da elaboração da planimetria e da sua aprovação por parte do médico é necessário garantir que as condições específicas dessa distribuição de dose são possíveis de alcançar e reproduzir ao nível do equipamento de radiação:

- Préviamente foi obtido um conjunto de imagens de TC de um fantoma específico (CIRS®) que conta com uma película de filme radiográfico numa localização conhecida, e um suporte para uma câmara de ionização no seu interior para ser possível a obtenção simultânea de mapas bidimensionais de dose relativa e valores pontuais de dose em modo absoluto. Essas imagens foram introduzidas no TPS, foi definida a sua origem no centro da câmara de ionização e foram guardadas para posterior utilização;
  
- Ao nível do TPS:
  - A planimetria é exportada para a reconstrução tridimensional do fantoma CIRS® através da utilização de ferramentas próprias apresentadas pelo TPS para a elaboração de planos de verificação. Para uma localização mais simples, o isocentro da distribuição de dose é colocado na origem do fantoma anteriormente definida. É de salientar que todas as características dosimétricas do plano de tratamento obtido para o paciente devem ser reproduzidas em todos os planos de verificação formulados: dimensões de campo, movimento dinâmico do MLC e contribuição de dose (manutenção dos valores de Unidades de Monitor) de cada campo,
  - É realizado o cálculo de dose, no fantoma, com as condições anteriormente descritas, havendo assim um sincronismo quer nas UMs que foram calculadas para cada campo, quer no plano de verificação e no plano real de tratamento, uma vez que de acordo com o número de UM que são calculadas para cada campo, assim é definida a velocidade com que as protecções se deslocam ao longo do campo de tratamento. Torna-se assim primordial testar este parâmetro no AI. Esta necessidade prende-se com o facto da administração do tratamento se basear no movimento das lâminas que estão definidas para cada campo.
  - O plano de imagem que representa a dose na película é exportado, assim como são registados os valores de dose com que cada campo contribui para o ponto de interesse no qual se farão medições de dose absoluta. (esse ponto pode corresponder ao ponto do isocentro caso se encontre numa região sem grandes gradientes de dose, ou

então, se essa condição não se verificar, é possível mover a distribuição de dose de forma a que esse ponto seja representativo da mesma);

- De forma semelhante é gerado um plano de verificação, com a diferença de que representará os campos de tratamento e respectiva fluência, de forma isolada. Estes, num segundo momento, serão exportados e calculados separadamente num fantoma homogéneo para posterior análise por dosimetria fotográfica. Neste caso o plano de dose exportado corresponderá ao plano obtido a 5 cm de profundidade;
  - Para a análise das fluências através do recurso à dosimetria portal, é necessário criar um no plano de verificação e calcular, para cada campo, o mapa de dose esperado, e exportar esse plano para ser irradiado.
- **Acelerador Linear:**
    - O fantoma CIRS® é orientado da forma como foi realizada a TC, no plano definido como plano da película, coloca-se a película radiográfica e no respectivo suporte, a câmara de ionização. Préviamente são realizados todos os testes necessários de estabilidade e correcção para a realização de medidas de dose absoluta;
    - É localizado o ponto onde, no TPS, foi marcada a origem da imagem de TC;
    - Se o isocentro do plano de tratamento não coincidir com a origem da imagem, é necessário realizar os deslocamentos respectivos para que este fique correctamente localizado;
    - Irradiar com os campos de tratamento o fantoma CIRS®;
      - Numa folha de cálculo préviamente elaborada, onde foram colocados os valores de dose previstos para cada campo de radiação (obtidos através do plano de verificação do TPS), registar os valores medidos com a câmara de ionização para cada campo de tratamento irradiado. Nesta folha de cálculo estão contempladas todas as correcções necessárias para a

conversão dessas leituras em valores de dose absoluta. Os valores finais são directamente comparados com os valores teóricos calculados pelo sistema de elaboração de planimetrias.

- Com o fantoma de placas realizar as calibrações perpendicular e paralela - os requisitos para estas calibrações variaram com o software de comparação de mapas de dose que é utilizado, sendo que será apenas descrito o que é necessário para o software disponível. Noutras situações poderão ter que ser feitas algumas adaptações. Para a calibração paralela é colocada uma película entre as placas do fantoma sendo que ficará com pelo menos 10 cm de placas a cima e abaixo dela para poder ser contabilizada a radiação dispersa do meio. A gantry é colocada na posição de  $90^\circ$  ou  $270^\circ$  e a superfície do fantoma é colocada á distância de 100cm. A película é então irradiada (com um campo de referência: p.e. 10x10cm) com uma dose que é definida de acordo com a dose máxima que se espera que seja obtida no plano da película do CIRS®.

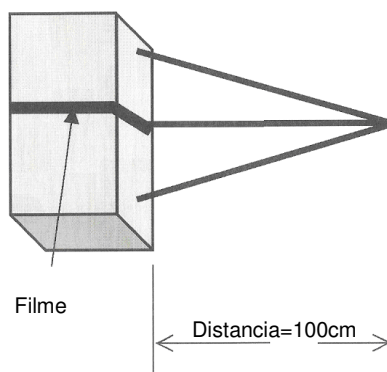


Figura 56 - Representação do set-up para a obtenção de valores para calibração paralela, adaptado de Yeo et al, 2004.

- Para a calibração perpendicular terão que ser irradiados vários campos com doses conhecidas. As películas são colocadas no fantoma de placas com o set-up igual ao utilizado para as irradiações das fluências. No caso, serão ambas realizadas a 5cm de profundidade. Também a distancia á superfície do fantoma é colocada a 100cm com a gantry a  $0^\circ$ . O campo utilizado poderá ser aquele que se pretender, desde que se conheça a sua dose à

profundidade considerada. Nesta situação foi irradiado o campo 10cmx10cm.

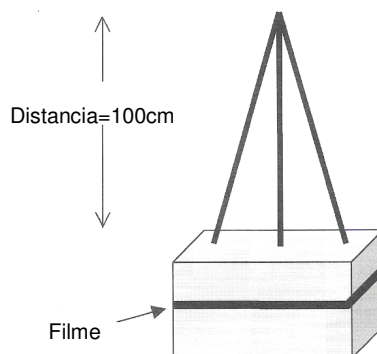


Figura 57 - Representação do set-up para a obtenção de valores para calibração perpendicular, adaptado de Yeo et al, 2004.

Qualquer uma destas calibrações necessita ainda de uma película que represente o valor de dose zero, pelo que além das já referidas será necessário mais uma película que, não sendo irradiada, necessita de ser revelada, conjuntamente com as restantes.

- Por fim procede-se à irradiação de cada fluência, de cada campo de tratamento, em películas separadas: para cada uma a película é colocada a 5cm de profundidade no fantoma de placas, com a sua superfície a 100cm. As condições de irradiação como UM dimensões de campo e ficheiro dinâmico de MLC são os que foram obtidos na elaboração da planimetria, no TPS.
- Para poder utilizar o sistema de dosimetria portal, o detector de imagem deve ser colocado na posição de calibração (definida durante a configuração deste sistema) e são de seguida irradiadas todas as fluências de todos os campos de tratamento. Os mapas de dose obtidos são guardados para posterior análise.
- Rit113®:  
Para proceder à análise por dosimetria fotográfica das películas de verificação irradiadas:
  - Primeiramente efectua-se a digitalização de todas as películas de interesse. De seguida, e antes da comparação dos planos de dose

teóricos com as películas irradiadas, é necessário criar as curvas de calibração paralela e perpendicular.

Para a curva de calibração paralela, são introduzidos os valores de dose para as profundidades de interesse, que se conhecem a partir do rendimento de dose em profundidade para o campo e energia com que essa película foi irradiada. Desta forma é possível obter a relação directa entre densidade óptica ao longo da película com os valores de dose que lhe correspondem.

Para a calibração perpendicular o procedimento é semelhante, sendo que a diferença reside no facto do valor de dose correspondente a cada campo não ser retirado do rendimento de dose em profundidade mas sim da dose que as UM administradas em cada campo representam, de acordo com a sua abertura e com a profundidade da película. Ambos os ficheiros devem ser guardados para a calibração dos respectivos planos de dose perpendicular (fluências individuais) e paralela (plano de dose obtido na película colocada no fantoma CIRS®).

- São abertas simultaneamente a película que representa o plano de dose de cada fluência e o seu correspondente plano de dose exportado do sistema de elaboração de planimetrias. Depois de registadas e normalizadas, é seleccionada a ferramenta correspondente ao Índice Gama e os dois planos são então comparados. Este passo é repetido para todos os campos de tratamento individualmente e também para o plano de dose composto por todas as incidências de tratamento em simultâneo.

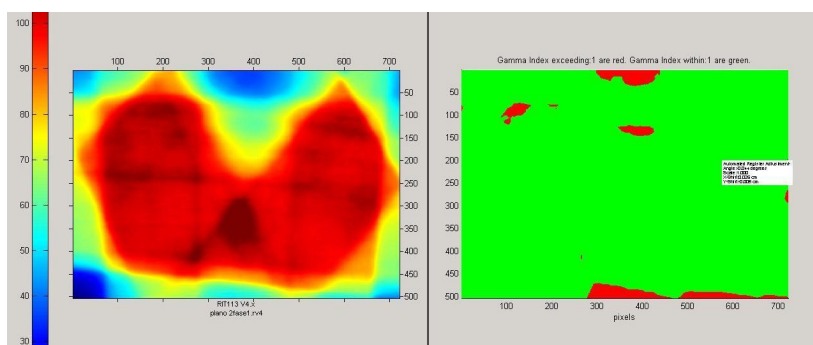


Figura 58 - Imagem da ferramenta "pass/fail" da função Gama, para a película onde foram irradiados todos os campos que formam o plano de tratamento, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

- Todos os parâmetros aceitáveis de tolerância para a respectiva análise deverão ter sido definidos previamente, tendo como referências as indicações publicadas pelas instituições de referência e os valores obtidos durante a realização dos testes de implementação da técnica, pelo que poderão variar ligeiramente entre cada centro. De entre os pontos a analisar destacam-se a variação entre os valores de dose teóricos de cada campo ou dose final que resulta da contribuição de todos os campos de tratamento para um determinado ponto, assim como as percentagens que, nos mapas de dose bidimensionais, poderão exceder os valores que compõem o Índice Gama aceitável. Se essas tolerâncias tiverem sido excedidas deve ser considerada uma de duas hipóteses:
  - O valor obtido na comparação dos valores teóricos com os dados medidos não é elevada e não provoca uma alteração significativa nos dados da planimetria. Este facto deve ter uma abordagem subjectiva mas também quantitativa, ou seja, através da reprodução dessas variações no TPS e observação dos resultados quer ao nível da cobertura dos volumes de interesse pelas curvas de dose pretendidas quer nos valores obtidos na irradiação dos órgãos de risco. Esta situação permite a aprovação dosimétrica da distribuição de dose obtida e a consequente realização do tratamento.
  - A tolerância é excedida e pode implicar resultados significativamente diferentes na irradiação dos volumes ou nas doses administradas aos órgãos de risco pelo que é necessário elaborar uma nova opção de tratamento e recomeçar a validação dosimétrica.

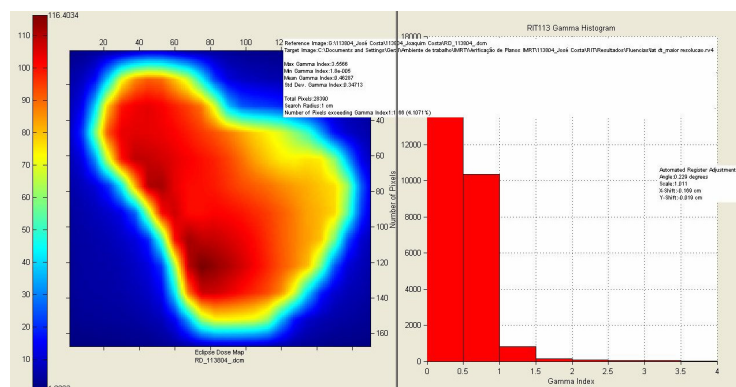


Figura 59- Histograma de valores de Índice Gama, calculado para um campo de IMRT. Apresenta uma percentagem de pontos com valores de Índice Gama superiores a 1 menor que 5%, retirado do sistema de análise de dosimetria fotográfica, Rit113®.

- Software de Dosimetria Portal:

Para proceder à análise, por dosimetria portal, dos mapas de dose previstos para cada fluência:

- Abrir, no programa de análise de dosimetria portal, a imagem referente ao plano de dose teórico, previsto para a utilização da fluência de cada campo de tratamento;
- Abrir o mapa de dose adquirido pelo sistema de imagem referente ao campo que se pretende analisar;
- Alinhar as duas imagens e, depois de definir os critérios de avaliação para comparação (no software disponível é possível avaliar as diferenças entre as duas imagens em doses absolutas e através da ferramenta do Índice Gama, estipulando para cada caso os critérios de aceitação);
- Repetir o processo para todos os campos irradiados.

#### 4.6.1.2.1 – Resultados

Para o controlo da qualidade específico para cada doente foram realizados todos os testes descritos durante o procedimento. Os seus valores obtidos para a validação em dose absoluta e dose relativa são apresentados em seguida:

Análise para os resultados de medições de doses pontuais com câmaras de ionização:

Resultados do erro obtido na comparação dos valores de dose previstos pelo TPS e obtidos com a utilização da câmara de ionização										
Caso Clínico	Fase	Campo							Erro Médio <sup>8</sup>	
		1	2	3	4	5	6	7	Fase	-
2	1	-4,05%	-3,36%	-0,26%	-1,87%	-3,85%	-	-	-2,68%	-2,68%
7	1	3,30%	-1,83%	-7,49%	-1,63%	0,32%	-	-	-1,47%	-1,72%
	2	0,35%	-0,75%	-1,06%	-3,41%	-0,49%	-	-	-1,07%	
	3	-7,21%	-2,99%	-5,65%	-1,43%	0,35%	-	-	-3,05%	
9	1	-2,2%	-2,64%	-0,69%	-0,74%	-3,68%	-3,28%	-1,94%	-2,16%	-1,65%
	2	-1,03%	-0,41%	-0,61%	-1,64%	-1,36%	-	-	-1,01%	
	3	-1,25%	-0,07%	-1,17%	-0,87%	-1,64%	-	-	-1,00%	

Tabela 11 - Resultados da validação para a obtenção de valores de dose absoluta para os casos clínicos considerados.

O erro médio, para a amostra apresentada, por fase de tratamento verificada está situada entre – 3,39% e -1,0%. De todas as fases verificadas

<sup>8</sup> Erro médio ponderado pelo numero de fracções de cada fase.

apenas uma não respeita o limite de  $\pm 3\%$  estipulado como aceitável. Quando se analisa o valor médio ponderado pelo número de fracções de cada fase de tratamento, então todos os casos da amostra se encontram dentro do critério aceite. Contudo, apesar do valor médio se encontrar correcto, as fases que durante esta verificação possuíam valores com variações além dos 3%, apenas foram utilizadas para tratamento quando as restantes formas de verificação (dosimetria fotográfica e portal) apresentaram valores dentro das tolerâncias definidas.

A análise do Índice Gama, através da utilização do sistema de dosimetria portal e dosimetria fotográfica, e a sua comparação com os valores obtidos na validação através de valores de dose absoluta, para a amostra considerada, é apresentada em seguida:

	Fase	D. Portal	Dosimetria Fotográfica		Dose Absoluta
			Média dos valores dos campos	Plano Axial	
Caso clínico 2	1	0,18%	6,78%	4,90%	-2,68%
Caso clínico 7	1	0,68%	9,26%	4,50%	-1,47%
	2	0,27%	9,57%	4,59%	-1,07%
	3	0,08%	3,23%	2,53%	-3,05%
Caso clínico 9	1	1,38%	7,30%	4,38%	-2,16%
	2	4,64%	6,46%	5,10%	-1,00%
	3	1,07%	3,60%	8,40%	-0,99%

Tabela 12 - Validação para dosimetria portal, fotográfica e dose absoluta por fase de tratamento da amostra considerada.

Através da análise dos resultados de validação de planos para cada caso clínico da amostra considerada, é difícil de inferir directamente se o plano obedece aos critérios estabelecidos.

Region	Confidence Limit*	Action Level
High dose, low dose gradient	$\pm 3\%$	$\pm 5\%$
High dose, high dose gradient	10% or 2mm DTA	15% or 3mm DTA
Low dose, low dose gradient	4%	7%
Dose fall off ( $d_{90-50\%}$ )	2mm DTA	3mm DTA

Tabela 13 – Proposta de valores limite para a aceitação de percentagem de pontos do Índice Gama Superior à condição pretendida (Mijnheer, 2004).

Tal como a figura anterior demonstra, grande parte dos critérios de aceitação divide os níveis de avaliação entre várias zonas: doses altas; doses

baixas baixo gradiente e elevado gradiente. Para cada umas destas regiões (ou para a conjugação destes critérios) são definidos níveis de acção diferentes. Contudo, a separação das zonas de alto e baixo gradiente de dose, e de valores de dose altos e baixos, e a sua contabilização individual, torna-se difícil quando se coloca a questão de aceitar um plano de dose obtido pela utilização de uma fluência heterogénea.

Na tabela de resultados apresentada, é demonstrada a variação da dose administrada por cada fase de tratamento, recorrendo à ferramenta do Índice Gama através da qual se podem retirar várias considerações:

- O recurso à dosimetria portal, para a análise dos mapas de fluências de cada campo de tratamento, demonstrou que, por esta análise, todos os campos se encontram dentro do limite estabelecido como aceitável: não mais que 5% dos pontos do mapa de fluência ultrapassa a condição da ferramenta de análise (Índice Gama);
- A utilização da dosimetria fotográfica apresenta, quer para a maioria dos campos tratamento, quer para a soma dos mesmos (plano axial), valores com o Índice Gama superior a 1 (que representa uma variação de dose ou *Distance-To-Agreement* respectivamente, superiores a 3% e 3mm).

Nesta ultima verificação, contudo, não se pode apenas rejeitar os campos de tratamento com este tipo de valores. É possível encontrar alguns limites para a quantidade de pontos com valores de Índice Gama superior aos valores pretendidos:

Os casos apresentados representam os valores finais e foram aceites já que, em todos os casos se considerou que a presença dos valores diferentes dos pretendidos se deveu a pelo menos um dos seguintes factores:

- A calibração aplicada às películas irradiadas não permite converter correctamente todos os seus valores de dose. Este facto deve-se á limitação da dimensão da película utilizada para a obtenção dos valores de calibração no caso da calibração paralela, ou à impossibilidade de contabilizar toda a curva de calibração perpendicular com resolução suficiente. Deste modo, a maioria das áreas em que existe um valor de Índice Gama superior a 1 encontram-se em regiões de doses baixas que não representam zonas de interesse mas que não conseguem ser excluídas da análise e contabilização dos pontos que não respeitam a condição de análise;

- A resolução da imagem exportada do TPS é significativamente mais baixa que a que é possível de utilizar na digitalização das películas irradiadas, facto que, em zonas de grandes gradientes de dose (zonas em que é comum existir pontos com valores para índice gama maiores que 1), se pode perder resolução na comparação das duas imagens e serem obtidos valores de diferenças que podem ou não ser verdadeiras;
- A obtenção dos planos de dose pelo processo de dosimetria fotográfica com películas EDR, por necessitar de um equipamento de revelação, pode introduzir nas películas efeitos de revelação causados por esse processo, e que são impossíveis de contabilizar.

Nas situações em que não se detectou nenhuma das causas anteriormente descritas, foi analisada a localização da área (que possui essa variação superior ao critério de aceitação), face aos órgãos de risco e ao volume alvo, e quando não existe proximidade com nenhuma destas estruturas, apesar de existir esta variação, o plano foi utilizado para tratamento e não inviabilizado.

Por estas razões, sempre que os valores de dosimetria portal estavam dentro das tolerâncias, mesmo para situações em que os valores de Índice Gama por dosimetria fotográfica se encontram superiores a 5%, foi decidido manter esses campos desde que se verificassem outras duas situações, ou seja, para além da dosimetria portal, também a verificação com câmara de ionização para a obtenção de valores de dose absoluta para esse plano de dose ou campo de tratamento se encontrasse dentro das tolerâncias estabelecidas (< a 3%):

- No caso de se tratar de um plano de dose axial que excede o limite aceite, a verificação dos campos individuais que o compõem, no seu valor médio, não deve ultrapassar o limite definido (5%);
- Quando a verificação dos campos individuais não respeitar a condição pré definida, que o plano de dose composto por todos os campos dessa fase de tratamento não deve apresentar mais que 5% de pontos em que a função gama possua valores superiores a 1.

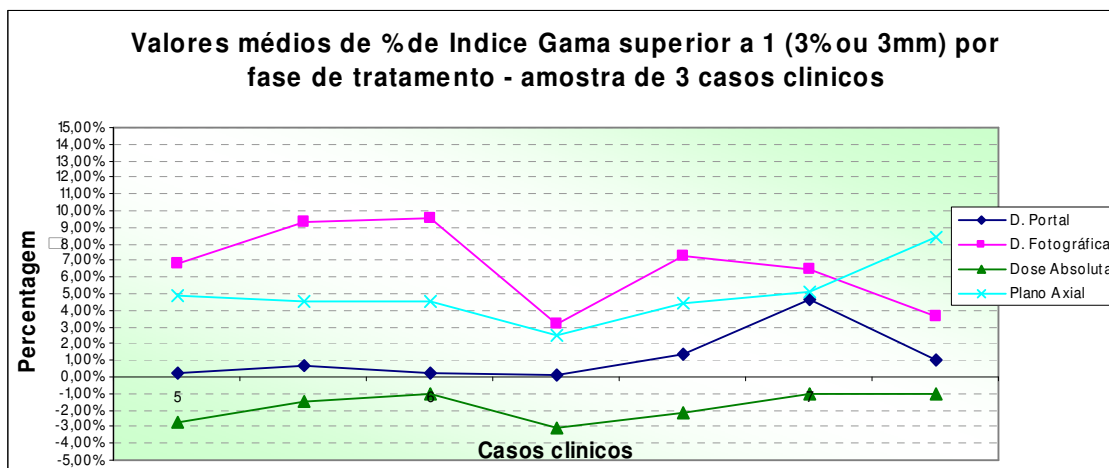


Figura 60 – Comparação dos três métodos de verificação para todas as fases de tratamento dos casos clínicos que compõem a amostra.

### **4.6.3 – Considerações sobre o procedimento**

A execução de técnicas de tratamento muito exigentes, obrigam a que cada vez mais sejam realizados testes periódicos que variam na sua frequência, desde diários a semanais, mensais ou anuais, para além dos necessários para a verificação das técnicas de tratamento mais simples. Esses testes poderão ser incluídos nos programas de controlo da qualidade desses equipamentos o que permite que sejam realizados de forma sistemática e não apenas nos momentos que haja a aplicação directa destes tratamentos. Com isto será possível ter um histórico consecutivo do comportamento do equipamento de radiação e com isso tentar prever com maior fiabilidade as possíveis falhas que o sistema possa vir a apresentar e evitar com mais segurança que essas possam implicar alguma consequência para os tratamentos administrados. Para isso devem ser utilizadas ferramentas de análise das quais se pode destacar, por exemplo a elaboração de cartas de controlo e análise modal de falhas e erros (DeRosier et al, 2002).

Por outro lado o controlo de qualidade específico para a verificação de cada planimetria para cada doente, é um trabalho moroso e elaborado. Contudo, sem a sua realização não é possível assegurar que o equipamento de radiação realiza, ainda que com pequenas variações, correctamente as condições que foram definidas pelo sistema de elaboração de planimetrias. Recentemente têm sido introduzidos no mercado, dispositivos que permitem obviar e simplificar estes procedimentos de controlo de qualidade, que poderão ser actualizados de acordo com novos equipamentos introduzidos nos serviços. É ainda importante salientar que a introdução de sistemas de medição de dose sem recorrer a filmes radiográficos deverá ser ponderada, com a análise das resoluções disponíveis.



## **4.7 – Procedimento para o Tratamento**

Para o tratamento, depois de todas as verificações anteriormente realizadas, é necessário apenas garantir a localização correcta dos volumes de interesse com a utilização da técnica de localização previamente definida.

### **4.7.1 – Procedimento**

- Colocar na mesa de tratamento, os sistemas de imobilização utilizados (colchão de vácuo personalizado com indexação à mesa de tratamento);
- Verificar e aplicar as indexações definidas para esse doente, através da ficha de registo de condições;
- Deitar o doente, utilizando o mesmo posicionamento definido no momento da simulação inicial e garantir que este se encontra confortável de forma a minimizar ajustes de posição que este possa fazer durante a realização do tratamento, alinhá-lo de acordo com as marcas cutâneas e localizar, através dos desvios fornecidos pelo sistema de elaboração de planimetrias, o isocentro dos campos de tratamento;
- Adquirir, para os campos de localização que compõem o plano de tratamento, imagens que se comparam com as respectivas imagens de referência e onde estão identificadas as sementes radiopacas;
- Se existirem desvios superiores a 1mm (valor de tolerância de erro do equipamento de aquisição de imagem) ajustar a localização do doente com os valores fornecidos pelo sistema;
- Administrar o tratamento (através da realização de todos os campos de tratamento sequencialmente) de forma atenta e com monitorização visual do doente para garantir que este não se movimenta durante a realização do mesmo.

#### **4.7.2 – Considerações sobre o procedimento**

A aplicação de tratamentos com esta técnica de tratamento não difere significativamente da utilização de tratamentos convencionais de radioterapia. Existe, contudo, uma diferença bastante significativa que se prende com o facto de que, durante a sua realização não é possível inferir, pela sua simples observação, a correcta ou incorrecta realização deste, nem pela abertura e localização dos campos de tratamento, nem pela dose (inferida pelo número de Unidades de Monitor) que cada um administra. Assim, além dos cuidados habituais a ter em consideração durante a realização de cada sessão de tratamento e que foram descritas no procedimento, é necessário que todo o tipo de verificações descritas nos procedimentos anteriores sejam realizadas de forma a assegurar a correcta administração do tratamento. Para além da verificação prévia que é necessário realizar, toda a equipa deve ter conhecimento dos resultados obtidos durante as fases de elaboração da planimetria e da sua verificação dosimétrica de forma que esteja alerta para possíveis variações durante a realização do tratamento, que não estando relacionadas com a definição geométrica e dosimétrica do plano de tratamento, podem ter influência no seu resultado clínico tal como possíveis alterações anatómicas dos doentes (p.e. perda de peso) ou momentos de agitação que não permitem uma imobilização adequada durante o tempo necessário para a realização de cada sessão de tratamento. Apesar destes factores não estarem directamente relacionados com a técnica de tratamento aplicada, podem implicar, no caso de se verificarem e não serem considerados, desvios muito significativos na irradiação final obtida dos volumes alvo e das estruturas críticas adjacentes e com isso influenciar o resultado clínico esperado.

## V – Conclusões:

A elaboração de um programa que inclua a actividade que é necessária desenvolver para a implementação e utilização de radioterapia de intensidade modulada, é influenciada por vários parâmetros. Em primeiro lugar a formação de uma equipa multidisciplinar deve definir os objectivos clínicos e o mapa de actividades que se pretende desenvolver. O passo seguinte, e de acordo com os objectivos estabelecidos, deve ser a aquisição de todos os materiais que se considerem necessários ou imprescindíveis para a execução da técnica. Em seguida é necessário adequar toda a actividade aos equipamentos existentes e aos materiais adquiridos. Com tudo isto será fácil entender que os procedimentos a adoptar serão directamente influenciados por estas premissas.

Deste modo, todo o trabalho apresentado teve dois objectivos principais:

- Descrever o trabalho efectuado no CODNC para implementar IMRT;
- Elaborar linhas de orientação no desenvolvimento de toda a actividade apresentada.

Estes não significam, por isso, regras rígidas para a execução de cada etapa, mas antes linhas de orientação na implementação desta técnica de tratamento.

Como estes procedimentos reflectem a experiência de um grupo de trabalho, poderiam ainda ser optimizados para outros métodos de trabalho e para outros equipamentos. Com isto seria possível, ir obtendo documentos com várias opções em termos de equipamentos de radiação, verificação dosimétrica e posicional e onde fossem apresentadas as mais-valias de cada uma das situações.

No que se refere aos procedimentos apresentados eles estão descritos da forma como foram desenvolvidos e aplicados no CODNC e os resultados apresentados demonstram que a sua aplicação permite concretizar os objectivos pretendidos. Contudo, de acordo com experiências de outros grupos de trabalho, poderão ser incluídas alterações para que estas linhas de orientação possam, de futuro, manter-se actuais.

Para trabalho futuro, pode apresentar-se desde já algumas sugestões:

As matrizes bidimensionais que existem actualmente no mercado, quando introduzidas nestes programas de desenvolvimento destas técnicas de tratamento implicam uma simplificação de procedimentos e de elaboração de protocolos de verificação. A sua aplicação significa uma clara vantagem em relação ao tipo de verificações que foram descritas ao longo do trabalho, nomeadamente em centros onde o volume destas verificações seja bastante significativo. Contudo, apresentam algumas desvantagens como o caso da resolução possível, que em muitos casos é inferior aos valores de tolerância aceites como standard, o que por consequência significa uma perda de informação. Este efeito pode estar especialmente presente na aplicação da ferramenta do Índice Gama, cuja utilização está intrinsecamente ligada à resolução dos mapas a analisar. Neste sentido, a utilização destes dispositivos deve ser avaliada, especialmente se comparada com o tipo de informação obtida a partir da utilização de filmes radiográficos ou radiocrómicos. A utilização de filmes radiocrómicos, por seu lado, permite também a eliminação das questões relacionadas com a relevação de filmes radiográficos convencionais. Apresentam ainda a vantagem de permitirem obter imagens de elevada resolução, de forma a ser possível analisar todas as regiões de interesse sem ser perdida informação.

Uma outra melhoria que deverá ser introduzida num programa de garantia da qualidade quando se utiliza a técnica de IMRT é a implementação de um programa independente de verificação de UMs adaptado ao tipo de campos utilizado em IMRT. Apesar das UMs serem verificadas de forma indirecta com os procedimentos apresentados, a implementação deste tipo de programas permite um controlo dos dados fornecidos pelo TPS antes de iniciar a verificação dos planos de tratamento obtidos para cada caso clínico. Assim, é possível fazer-se a triagem para despiste de erros que possam influenciar a distribuição de dose, podendo, se necessário, corrigir alguns parâmetros da planimetria antes da execução dos procedimentos elaborados, anteriormente descritos para o seu controlo da qualidade.

Por último, a aplicação de técnicas de dosimetria *In Vivo*, permitirá, verificar não apenas os parâmetros dosimétricos e mecânicos que podem influenciar a administração de dose a um paciente, mas também controlar a influência que este pode ter na administração de dose bem como a existência

de erros de posicionamento. Desta forma, esta ferramenta parece poder ser uma mais valia a considerar, para grupos de trabalho que pretendam implementar esta técnica de tratamento e na elaboração de novos procedimentos de trabalho.



## VI – Bibliografia:

- Accuray Incorporated (2009). Acedido em 13 de Outubro de 2009 em: <http://accuray.com/products/index.aspx>.
- American Association of Physicists in Medicine. (2001). *Basic applications of multileaf collimators*. Medical Physics Publishing. Madison. Acedido em 11 de Setembro de 2009, em: [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_72.PDF](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_72.PDF).
- American Association of Physicists in Medicine. (2003). *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of imrt: Report of the imrt subcommittee of the AAPM radiation therapy committee*. AAPM. Maryland.
- Arnefield, M., Wu, Q., Tong, S. e Mohan, R. (2001). Dosimetric validation for multileaf collimator-based intensity-modulated radiotherapy: a review. *Medical Dosimetry*, **26**:179-188.
- Bentel, G. (1992). *Radiation Therapy Planning*. 2ª edição, Macmillan Publishing Company. Nova York.
- Bortfeld, T., Schmidt-Ullrich, R., De Neve, W. e Waser, D. (2006). *Image-Guided IMRT*. 1ª edição, Springer-Verlag. Berlim.
- Cancer Resource Center (2009). *About The Cancer Prostate*. Acedido em 10 de Setembro de 2009, em: [http://www.tagate.com/cancer/prostate\\_cancer/prostate.shtml](http://www.tagate.com/cancer/prostate_cancer/prostate.shtml).
- Chao, K., Perez, C. e Brady, L.. (2002). *Radiation Oncology Management Decisions*. 2ª edição, Lippincott Williams & Williams. Philadelphia.
- Chao, K. e Ozyigit, G. (2003a). *Intensity modulated radiation therapy for head & neck cancer*. 1ª edição, Lippincott Williams & Williams. Philadelphia.
- Chao, K., Apisarnthanarax, S. e Ozyigit, G. (2003b). *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*. 2ª edição, Lippincott Williams & Williams. Philadelphia.
- Cheung, K. (2006). Intensity modulated radiotherapy: advantages, limitations and future developments [Versão electrónica]. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, **2**:1-19.
- Clark, C., Mubata, C., Meehan, C., Bidman, A., Sraffurth, J., Humphreys, M. e Dearnaley, D. (2002). IMRT clinical implementation: prostate and pelvic nod irradiation using helios and a 120-leaf multileaf collimator. *Medical Physics*,

**3:** 273-284.

- Corleto, D., Iori, M., Paiusco, M., Brait, L., Broggi, S., Ceresoli, G., Iotti, C., Calandrino, R. e Fiorino, C. (2003). Inverse and forward optimization of one- and two-dimensional intensity-modulated radiation therapy-based treatment of concave-shaped planning target volumes: the case of prostate cancer. *Radiotherapy & Oncology*, **66**: 185-195.
- Depuydt, T., Esch, A. e Huyskens, D. (2002). A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of gamma evaluation. *Radiotherapy & Oncology*, **62**: 309-319.
- DeRosier, J., Stalhandske, E., Bagian, J. e Nudell, T. (2002). Using health care failure mode and effect analysis<sup>TM</sup>: the v.a. national center for patient safety's prospective risk analysis system. *Joint Commission Journal on Quality and Patient Safety*, Volume 27, Número 5, 248-267. Acedido a 25 de Outubro de 2009, em: [http://www4.va.gov/NCPS/SafetyTopics/HFMEA/HFMEA\\_JQI.html](http://www4.va.gov/NCPS/SafetyTopics/HFMEA/HFMEA_JQI.html).
- Díaz-Santos, N., Amaro, J., Cardiel, G. e Aragonés, E. (2008). The safety and efficacy of robotic image-guided radiosurgery treatment for intra and extracranial lesions: a systematic review of the literature. *Radiotherapy & Oncology*, **89**: 245-253.
- Duthoy, W., Vergote, K., De Gerssem, W., De Deene, Y., De Wagter, C. e De Neve, W. (2004). Clinical validation of intensity modulated arc therapy (imat) by means of polymer gel dosimetry. *Journal of Physics: Conference Series*, **3**: 276-279.
- Esch, A., Bohsung, J., Sorvari, P., Tenhunen, M., Paiusco, M., Iori, M., Engstrom, P., Nystrom, H. e Huyskens, P. (2002). Acceptance tests and quality control (QC) procedures for clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiotherapy & Oncology*, **65**: 53-70.
- Esch, A., Depuydt, T. e Huyskens, P. (2004). The use of an asi-based epid for routine absolute dosimetric pré-treatment verification of dynamic imrt fields. *Radiotherapy & Oncology*, **71**: 223-234.

- Fielding, A., Evans, P. e Clark, C. (2002). The use of electronic portal imaging to verify patient position during intensity-modulated radiotherapy delivered by dynamic mlc technique. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*. **54**: 1225-1234.
- Fogliata, A., Clivio, A., Nicolini, G., Vanetti, E. e Cozzi, L. (2009). Intensity modulation with photons for benign intracranial tumours: a planning comparison of volumetric single arc, helical arc and fixed gantry techniques. *Radiotherapy & Oncology*, **89**: 254-262.
- Galvin, J., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y., Rosen, I., Rosenman, J., Sharpe, M., Xing, L., Xia, P., Lomax, T., Low, D. e Palta, J. (2004). Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American society for therapeutic radiology and oncology and the American association of physicists in medicine. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*. **58**: 1616-1634.
- Halperin, E., Perez, C. e Brady, L. (2004). *Principles and practice of radiation oncology*. 5ª edição. Lippincott Williams & Williams. Philadelphia.
- Hanks, G., Hanlon, A., Epstein, B. e Horwitz, M. (2002). Dose response in prostate cancer with 8-12 years' follow-up. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*. **54**: 427-435.
- International Atomic Energy Agency (2004). *Technical report series 430 Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer*. 1ª edição, IAEA. Viena. Acedido em 22 de Setembro de 2009, em: [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs430\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs430_web.pdf).
- International Commission of Radiation Units (1993). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. 1ª edição, ICRU. Bethesda.
- International Commission of Radiation Units (1999). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. 1ª edição, ICRU. Bethesda.
- Jereczek-Fossa, B. e Orchia, R. (2007). Evidence-based radiation oncology: Definitive, adjuvant and salvage radiotherapy for non-metastatic prostate cancer. *Radiotherapy & Oncology*, **84**: 197-215.

- Kitamura, K., Shirato, H., Shimizu, S., Shinohara, N., Harabayashi, T., Shimizu, T., Kodama, Y., Endo, H., Onimaru, R., Nishioka, S., Aoyama, H., Tsuchiya, K. e Miyasaka, K. (2002a). Registration accuracy and possible migration of internal fiducial gold marker implant in prostate and liver treated with real-time tumor tracking radiation therapy (RTRT). *Radiotherapy & Oncology*, **62**: 275-281.
- Kitamura, K., Shirato, H., Seppenwoolde, Y., Onimaru, R., Oda, M., Fujita, K., Shimizu, S., Shinohara, N., Harabayashi, T. e Miyasaka, K. (2002b). Three-Dimensional intrafractional movement of prostate measured during real-time tumor-tracking radiotherapy in supine and prone treatment positions. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **53**: 1117-1123.
- Klein, E., Low, D., Sohn, J., e Purdy, J. (2000). Differential dosing of prostate and seminal vesicles using dynamic multileaf collimation. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **48**: 1447-1456.
- La, S. (2004). *Dosimetric verification of intensity modulated radiotherapy treatment plans with radiographic film*. Tese de Mestrado em Ciências. The Jubileum Institute – Lund University, Lund. 42pp.
- Leavitt, D., Watson, G., Tobler, M., Williams, G., Gaffney, D. e Shrieve, D. (2001). Intensity-modulated radiocurgery/radiotherapy using a micromultileaf collimator. *Medical Dosimetry*, **26**: 143-150.
- Lima, J. (1995). *Física Dos Métodos de Imagem Com Raios X*. 1ª edição, Edições Asa. Coimbra.
- Ling, C., Yorke, E. e Fuks, Z. (2006). From imrt to igrt: frontierland or neverland?. *Radiotherapy & Oncology*, **78**: 119-122.
- Ling, C., Zang, P., Archambault, Y., Bocanek, J., Tang, G. e Losasso, T. (2008). Commissioning and quality assurance of rapidarc radiotherapy delivery system. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **72**: 575-581.
- LoSasso, T., Chui, C. e Ling, C. (1998). Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy [Versão electrónica]. *Medical Physics*, **25**: 1919-1927.

- LoSasso, T. (2008). Imrt delivery performance with a varian multileaf collimator. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **71**: S85-S88.
- Low, D., Demsey, S., Gerber, R., Bosch, W., Perez, C. e Purdy, J. (1998). Quantitative dosimetric verification of an imrt planning and delivery system. *Radiotherapy & Oncology*, **49**:305-316.
- Martens, C., Gersem, W., De Neve, W. e Wagter, C. (2001). Combining the advantages of step-and-shoot and dynamic delivered of intensity-modulated radiotherapy by interrupted sequences. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **50**: 541-550.
- Mayles, P., Nahum, A. e Rosenwald, J. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*. 1ª edição, Taylor and Francis Group. Boca Raton.
- Mealha, J. (2000). *Física e tecnologia dos equipamentos de diagnóstico e de radioterapia*. 1ª edição, Universitária Editora, Lda.. Lisboa.
- Memorial Sloan-Kettering Cancer Center. (2003). *A practical guide to intensity-Modulated Radiation Therapy*. Medical Physics Publishing. Madison.
- Mijnheer, B., Olszewska, A., Fiorino, C., Hartmann, G., Knoos, T., Rosenwal, J. e Welleweerd, H. (2004). Quality assurance of treatment planning systems – practical examples for non-imrt photon beams. 1ª edição, ESTRO. Bruxelas.
- Mijnheer, B. e Georg, D. (2008). *Guidelines for the verification of IMRT*. 1ª edição, ESTRO. Bruxelas.
- Mubata, C., Childs, P. e Bidmead, A. (1997). A quality assurance procedure for the varian multi-leaf collimator [Versão electrónica]. *Physics in medicine and biology*, **42**:423-431.
- National Câncer Institute (2009). *Prostate Câncer*. Acedido em 29 de Janeiro de 2009, em: <http://www.cancer.gov/cancertopics/types/prostate>.
- Nicolini, G., Fogliata, A. e Cozzi, I. (2005). Imrt with the sliding window: comparison of the static and dynamic methods. Dosimetric and spectral analysis. *Radiotherapy & Oncology*, **75**:112-119.
- Olsen, D. e Thwaites, D. (2007). Now you see it... Imaging in radiotherapy treatment planning and delivery. *Radiotherapy & Oncology*, **85**:173-175.
- Pirzkall, A., Carol, M., Lohr, F., Hoss, A., Wannemacher, M. e Debus, J. (2000). Comparison of intensity-modulated radiotherapy with conventional conformal radiotherapy for complex-shaped tumors. *International Journal of*

- Radiation Oncology: Biology Physics*, **48**: 1371-1380.
- Pollack, A., Zagars, G., Starkschall, G., Antolak, J., Lee, J., Huang, E., Eschenbach, A., Kuban, D. e Rosen, I. (2002). Prostate cancer radiation dose response: results of the M. D. Anderson phase III randomized trial. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **53**: 1097-1105.
- Pouliot, j., Bani-Hashemi, A., Chen, J., Svatos, M., Ghelmansarai, F., Mitschke, M., Aubin, M., Xia, P., Morin, O., Bucci, K., Roach, M., Hernandez, P., Zheng, Z., Hristov, D. e Verhey, L. (2005). Low-dose megavoltage cone-beam ct for radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **61**: 552-560.
- Quevauvilliers, J. e Perlemuter, L. (2003). *Dicionário ilustrado de Medicina*. 2ª edição, Climepsi Editores. Lisboa.
- Salvajoli, J., Souhami, L. e Faria, S. (1999). *Radioterapia em Oncologia*. 1ª edição, Medsi. Rio de Janeiro.
- Schlegel, W., Bortfeld, T. e Grosu, A. (2006). *New technologies in radiation oncology*. 1ª edição, Springer Berlin Heidelberg New York. Germany.
- Sripadam, R., Stratford, J., Henry, A., Jackson, A., Moore, C. e Price, P. (2009). Rectal motion can reduce CTV coverage and increase rectal dose during prostate radiotherapy: a daily cone-beam ct study. *Radiotherapy & Oncology*, **90**:312-317.
- Tsai, J., Waser, D., Ling, M., Wu, J., Fagundes, M., DiPetrillo, T., Kramer, B., Koistinen, M. E Engler, M. (1998). Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **40**: 1213-1230.
- Van Dyk, J., Kron, T., Bauman, G. e Battista, J. (2007). Acedido em 16 de Setembro no *Web site* de London Health Sciences Center: [http://www.lhsc.on.ca/Research\\_Training/LRCP/Research\\_Scientists/JBattista.htm](http://www.lhsc.on.ca/Research_Training/LRCP/Research_Scientists/JBattista.htm).
- Varian Oncology Systems (1998). *Clinac ® 2100C/D, 2300C/D, 21EX, 23EX Systems Manual*. 1ª edição. Varian Associates, Inc. United States of America.

- Varian Medical Systems (2005). *High Energy clinac Clinac iX & Trilogy Costumer Acceptance Procedure*. 2ª edição. Varian Medical Systems, Milpitas.
- Varian Medical Systems (2005a). Customer Support MLC & micro-MLC Customer acceptance procedure, CAP. 2ª edição. Varian Medical Systems, Milpitas.
- Vieira, S., Dirkx, M., Heumen, B. e Boer, H. (2004). Sift: a method to verify the IMRT fluence delivered during patient treatment using an electronic portal imaging device. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **60**: 981-993.
- Wong, J., Grimm, L., Uematsu, M., Oren, R., Cheng, C., Merrick, S. e Schiff, P. (2005). Image-guided radiotherapy for prostate cancer by ct-linear accelerator combination: prostate movements and dosimetric considerations. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **61**: 561-569.
- Woo, Y., Grant, W., McGary, J., The, B. e Butler, E. (2003). The evolution of quality assurance for intensity-modulated radiation therapy (IMRT): sequential tomotherapy. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **56**: 274-286.
- Wynsberghe, D, Noback, C. e Carola, R. (1995). *Human anatomy & physiology*. 3ª edição, McGraw-Hill Inc.. United States of America.
- Yeo, I. e Kim, J. (2004). *A procedural guide to film dosimetry with emphasis on imrt*. 1ª edição, Medical Physics Publishing. Madison.
- Yu, C., Li, A., Ma, L., Chen, D., Naqvi, S., Shepard, D., Sarfaraz, M., Holmes, T., Suntharalingam, M. e Mansfield, C. (2002). Clinical Implementation of Intensity-Modulated arc therapy. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, **53**: 453-463.