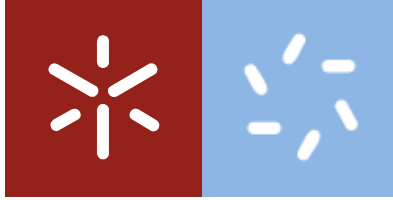


Universidade do Minho
Escola de Ciências

Ana Catarina Branco Lima

**Comparação dosimétrica de dois Sistemas
de Planeamento de Tratamento em
Radioterapia Conformacional 3D**



Universidade do Minho

Escola de Ciências

Ana Catarina Branco Lima

**Comparação dosimétrica de dois Sistemas
de Planeamento de Tratamento em
Radioterapia Conformacional 3D**

Dissertação de Mestrado

Mestrado em Biofísica e Bionanossistemas

Trabalho efetuado sob a orientação do

**Professor Doutor Senentxu Lanceros-Mendez
e do**

Dr. Leonel Ferreira Lourenço

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE, APENAS
PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA
DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, ____/____/_____

Assinatura: _____

Aos meus pais e irmão

“Lute com determinação, abrace a vida com paixão, perca com classe e vença com ousadia, porque o mundo pertence a quem se atreve e a vida é muito bela para ser insignificante”

-Charlie Chaplin-

AGRADECIMENTOS

É com uma enorme satisfação que vejo mais uma etapa da minha vida académica terminada. Tal foi resultado de um trabalho de equipa, com pessoas maravilhosas que sempre me apoiaram. A todas elas o meu mais sincero obrigada, em especial ao meu orientador, Professor Doutor Senentxu Lanceros-Mendez, pela sua disponibilidade, por me ensinar que “em frente é que é o caminho”, e acima de tudo pela sua amizade; ao meu orientador externo, Dr. Leonel Lourenço, pela paciência, compreensão e prontidão em ajudar-me em tudo o que precisava; à minha co-orientadora, Doutora Clárisse Ribeiro, que apesar de não possuir o título de “co-orientadora” em termos administrativos, assim a considero pelo seu acompanhamento ao longo de todo o trabalho, assim como pela sua dedicação.

Gostaria também de expressar o meu agradecimento à Dr.^a Fernanda Ponte, pela sua enorme simpatia e por me ter encaminhado de forma a ser possível a realização deste trabalho. Não podia ainda deixar de agradecer ao serviço de Radioterapia do Hospital de Braga por me ter acolhido de braços abertos e pela simpatia de todo o pessoal, desde os assistentes técnicos, aos médicos, e em especial ao físico médico Dr. Nuno Rodrigues, pela companhia e por se apresentar sempre prestável quando surgia alguma dúvida.

Obrigada a todos os elementos do grupo de investigação *Eletoactive Smart Material Group*, que me tem acompanhado desde a licenciatura, e que de certa forma é responsável pelo meu crescimento em termos de investigação.

A todos os meus amigos, aos colegas do Mestrado em Biofísica e Bionanossistemas, em especial às minhas companheiras, Vera Antunes, Catarina Malheiro e Rita Almeida, por todo o apoio e amizade ao longo destes últimos anos .

Ao Daniel, que esteve sempre ao meu lado durante todo o percurso e que nos momentos mais difíceis me fez acreditar que era possível, e que eu era capaz. Obrigada pela confiança e pela valorização sempre tão entusiasta do meu trabalho.

Por último, mas de longe não menos importante, um especial agradecimento aos meus pais e irmão que sempre me incentivaram perante os desafios, a fazer mais e melhor. Obrigada por acreditarem sempre em mim e naquilo que faço e por todos os ensinamentos de vida. Espero que esta etapa, que agora termino, possa de alguma forma retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que constantemente me dedicam.

A todos, muito obrigada!

RESUMO

Em radioterapia, o principal objetivo passa pelo máximo nível de precisão na entrega da dose às células tumorais. Com o intuito de atingir este objetivo, é necessário reduzir as incertezas em todas as fases do processo, e para tal, é essencial conhecer e perceber a magnitude dos potenciais erros associados em cada fase.

Historicamente, uma das maiores fraquezas nos sistemas de planeamento de tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*) tem sido a sua capacidade de prever, com precisão, doses na presença de heterogeneidades, sendo que a funcionalidade e a qualidade de qualquer TPS depende do tipo de algoritmo que utiliza no processo de planeamento.

Os diversos TPS em prática comercial utilizam diferentes métodos de aproximação e a completa caracterização destas aproximações não está acessível ao utilizador. Neste contexto, o objetivo desta dissertação passou pela implementação e validação dosimétrica de um sistema de planeamento de tratamento, em Radioterapia Conformacional 3D (3DCRT ou 3D-CRT, do inglês *3D conformal radiotherapy*) e posteriormente a avaliação dos histogramas dose-volume (DVH, do inglês *dose-volume histogram*) de um planeamento dosimétrico exemplo (TC-exemplo), com algoritmos de cálculo independentes e do tipo “*anisotropic analytical algorithm (AAA-ECLIPSE)*” e “*collapsed cone convolution algorithm (Superposition-CMS-XiO)*”.

Assim, para verificar o TPS-Eclipse foram produzidos cálculos em situações específicas e controladas e numa fase seguinte, esses valores foram comparados com os que o TPS-XiO calculou. O objetivo foi avaliar as diferenças entre os dois sistemas de planeamento. Desta forma, na fase em que se avaliou uma situação real, as diferenças encontradas foram imputadas ao algoritmo. Verificou-se uma concordância entre os dois TPS na ordem dos 3%, 3mm e a análise dos DVHs produzidos por cada um, permitiu concluir que apesar de os dois TPS tratarem de forma diferente os dados e isso se traduzir na construção das curvas do histograma, a utilização de um TPS em vez do outro não alteraria a decisão final do médico, visto que os resultados obtidos encontram-se dentro da mesma ordem de grandeza.

ABSTRACT

In radiotherapy, the main goal is to reach the maximum level of accuracy in the dose delivered to the tumoral cells. In order to achieve this goal, it is necessary to reduce the uncertainties in all the phases of the process, and, for that it is essential to know and to understand the magnitude of the potential errors in each phase.

Historically, one of the main weakness in the treatment planning systems (TPS), is their ability to forecast with accuracy doses in the presence of heterogeneities, the functionality and the quality of any TPS depending on the type of algorithm that it uses in the process of planning.

The several TPS in commercial use apply different approximation methods, and the complete characterization of these approximations is not accessible to the user. In this context, the main aim of this work is the implementation and dosimetric validation of a TPS in 3D Conformal Radiotherapy and the evaluation of the dose-volume histograms of an example dosimetric planning, with independent dose algorithms: the “anisotropic analytical algorithm (AAA-ECLIPSE)” and the “collapsed cone convolution algorithm (Superposition-CMS-XiO)”.

Thereby, to verify the TPS-Eclipse, calculations were performed in specific and controlled situations, and the values were compared with those calculated by the TPS-XiO. The main objective was to evaluate the difference between the two planning systems. In that way, in the phase in which the TPS is use in a real situation, the differences may be implemented in the algorithm. It was found that there is an agreement between the two TPS within 3%, 3mm, and the analysis of the DVHs produced by each TPS, allowed to conclude that despite the two TPS deal with data in a different way, leading to differences in the histograms, the use of one TPS instead the other do not changes the final decision of the physician, since the obtained results are of the same order.

ÍNDICE DE CONTEÚDOS

AGRADECIMENTOS	ii
RESUMO	iv
ABSTRACT	vi
ÍNDICE DE CONTEÚDOS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xii
ÍNDICE DE TABELAS	xiv
ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xvi
1. INTRODUÇÃO	1
<hr/>	
1.1 ENQUADRAMENTO	3
1.2 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS	3
1.3 PLANIFICAÇÃO E ESTRUTURAÇÃO DA PRESENTE DISSERTAÇÃO	4
2. ESTADO DA ARTE	5
<hr/>	
2.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O SISTEMA BIOLÓGICO	7
2.2 CONCEITOS BÁSICOS DE RADIOTERAPIA	8
2.2.1 PROCESSO DE PLANEAMENTO DE TRATAMENTO	9
2.2.2 RADIOTERAPIA CONFORMACIONAL 3D	10
2.2.3 DEFINIÇÃO DE VOLUMES	11
2.2.4 DA DOSIMETRIA BÁSICA À DOSIMETRIA CLÍNICA	12
2.2.4.1 PDDs E PERFIS DE DOSE X-Y	13
2.2.4.2 HISTOGRAMAS DOSE-VOLUME	16
2.2.4.3 HOMOGENEIDADE E CONFORMIDADE DE DOSE	17
2.3 SISTEMA DE PLANEAMENTO DE TRATAMENTO	18
2.4 ALGORITMOS UTILIZADOS EM TPS	19
2.5 CRITÉRIOS DE ACEITAÇÃO NO CÁLCULO DE DOSE	22
2.6 COMMISSIONING E ACEITAÇÃO DE UM TPS	23
2.6.1 BREVE DESCRIÇÃO DO TIPO DE TESTES EFETUADOS NA VALIDAÇÃO DE UM TPS	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	29
<hr/>	
3.1 AQUISIÇÃO DE DADOS PARA A CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE	31
3.2 CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE	31

3.3 VERIFICAÇÃO DO TPS-ECLIPSE	33
3.3.1 MEDIÇÃO DE DOSE EM PONTOS	33
3.3.2 MAPAS DE DOSE EM FANTÔMA CÚBICO E CILÍNDRICO	36
3.3.3 MAPAS DE DOSE DE COMBINAÇÃO DE CAMPOS EM FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÉNEO	41
3.3.4 MAPAS DE DOSE DE COMBINAÇÃO DE CAMPOS EM TC-EXEMPLO	42
3.3.5 AVALIAÇÃO DO DVH	43
4. TRATAMENTO DE RESULTADOS	45
4.1 CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE	47
4.2 MEDIÇÃO DE DOSE EM PONTOS	48
4.3 MAPAS DE DOSE	54
4.3.1 GRUPO DE CONTROLO	54
4.3.2 FANTÔMA CÚBICO COM ÁGUA VIRTUAL	58
4.3.3 FANTÔMA CILÍNDRICO HOMOGÉNEO	69
4.3.4 FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÉNEO	70
4.3.5 COMBINAÇÃO DE CAMPOS NO FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÉNEO E TC-EXEMPLO	72
4.3.6 AVALIAÇÃO DO DVH – COMPARAÇÃO DE PONTOS	73
4.3.7 AVALIAÇÃO DO DVH – ANÁLISE GRÁFICA	80
5. CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO	83
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DAS DUAS CATEGORIAS DE RADIAÇÃO.	7
FIGURA 2.2 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS DIFERENTES ACONTECIMENTOS EM CADA FASE DO PROCESSO DE INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O SISTEMA BIOLÓGICO.	8
FIGURA 2.3 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DAS DIVERSAS ETAPAS DO PROCESSO CLÍNICO DE TRATAMENTO.	9
FIGURA 2.4 - MODELO DE PLANEAMENTO DIRETO.	11
FIGURA 2.5 - REPRESENTAÇÃO DOS VOLUMES E MARGENS RELATIVAS À DEFINIÇÃO DE VOLUME-ALVO.	12
FIGURA 2.6 - FANTÔMA DE ÁGUA (BLUE PHANTOM, IBA DOSIMETRY).	13
FIGURA 2.7 - CURVAS DE RENDIMENTO EM PROFUNDIDADE PARA FEIXES DE DIFERENTES ENERGIAS, ONDE SE EVIDENCIA A ZONA DE BUILD-UP.	14
FIGURA 2.8 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS DADOS NECESSÁRIOS PARA O CÁLCULO DO PDD.	14
FIGURA 2.9 - EXEMPLO DE UM PERFIL DE DOSE, PARA $E=10\text{MeV}$, PROFUNDIDADE DE 2,5cm E UM CAMPO DE DIMENSÃO $30\times 30\text{cm}^2$.	15
FIGURA 2.10 - EXEMPLO DE DVH PARA O VOLUME CTV E UM ÓRGÃO DE RISCO. A) DVH DIFERENCIAL: APRESENTA O VOLUME QUE RECEBE EXATAMENTE X DOSE; B) DVH CUMULATIVO: APRESENTA O VOLUME QUE RECEBE PELO MENOS X DOSE.	16
FIGURA 2.11 - REPRESENTAÇÃO DE UM DVH NUMA A) SITUAÇÃO REAL E B) SITUAÇÃO IDEAL.	17
FIGURA 2.12 - EXEMPLOS DE BAIXOS E ELEVADOS GRAUS DE HOMOGENEIDADE E CONFORMIDADE DE DOSE. O PTV ENCONTRA-SE REPRESENTADO A AZUL E O PRV A COR DE LARANJA. AS LINHAS A TRACEJADO REPRESENTAM AS LINHAS DE ISODOSE.	18
FIGURA 2.13 - DISTRIBUIÇÕES DE DOSE CORRESPONDENTES A DOIS PLANEAMENTOS, PARA O MESMO CASO CLÍNICO: A) DOIS CAMPOS PARALELOS E OPOSTOS (ANTERIOR-POSTERIOR E POSTERIOR-ANTERIOR); B) COMPOSIÇÃO DE SETE CAMPOS, TODOS CONFORMADOS GEOMETRICAMENTE AO VOLUME-ALVO.	19
FIGURA 2.14 - FANTÔMA CIRS THORAX (MODELO 002LFC).	24

FIGURA 2.15 - REPRESENTAÇÃO DO CORTE CENTRAL DO FANTOMA CIRS E LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS DE MEDIÇÃO.	24
FIGURA 2.16 - A) TESTE N°1, B) TESTE N°6.	27
FIGURA 3.1 - CONFIGURAÇÃO DO AAA, ESCOLHA DOS "GENERAL PARAMETERS".	32
FIGURA 3.2 - CONFIGURAÇÃO DO AAA, "CALCULATE BEAM DATA".	32
FIGURA 3.3 - RESULTADO DAS DIVERSAS FASES DE CÁLCULO.	32
FIGURA 3.4 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DO PROCESSO DE VALIDAÇÃO DO TPS-ECLIPSE.	33
FIGURA 3.5 - ILUSTRAÇÃO GRÁFICA REFERENTE À LOCALIZAÇÃO DOS PONTOS DE INTERESSE: A) CAMPO 4x4cm ² , EIXO CENTRAL; OFF-AXIS X=±1 E X=±5; B) CAMPO 10x10cm ² , EIXO CENTRAL; OFF-AXIS X=±3 E X=±9; C) CAMPO 25x25cm ² , EIXO CENTRAL; OFF-AXIS X=±9 E X=±19.	34
FIGURA 3.6 - FANTÔMA CÚBICO DESENHADO NO TPS-XiO, COM UM CAMPO 10x10cm ² , COM TODOS OS PONTOS NO EIXO CENTRAL E OFF-AXIS, PARA TODAS AS PROFUNDIDADES ANALISADAS.	34
FIGURA 3.7 - MATRIXX.	36
FIGURA 3.8 - EXEMPLO DE UMA ANÁLISE FEITA NO SOFTWARE DA MATRIXX.	37
FIGURA 3.9 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DA DIMENSÃO DE CADA ROI UTILIZADA EM RELAÇÃO AO TAMANHO DE CAMPO.	38
FIGURA 3.10 - CILINDRO HETEROGÉNEO UTILIZADO NOS CÁLCULOS DO TPS-ECLIPSE E TPS-XiO, SENDO QUE A COROA 1 CORRESPONDE A ÁGUA, A 2 A AR, 3 A ÁGUA NOVAMENTE, A 4 CORRESPONDE A OSSO E A 5 SIMULA O BODY.	40
FIGURA 3.11 - CILINDRO HETEROGÉNEO, COM A COMBINAÇÃO DE CAMPOS ESCOLHIDA.	41
FIGURA 3.12 - EXEMPLO DE UM PLANO DOSIMÉTRICO DE CASO DE ESÓFAGO.	42
FIGURA 4.1 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DA LOCALIZAÇÃO DOS DETETORES NA MATRIXX.	61

ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 4.1- HISTOGRAMA DE ERROS GERADO AQUANDO A CONFIGURAÇÃO DO ALGORITMO AAA.	47
GRÁFICO 4.2- DIFERENÇA PERCENTUAL DE DOSE EM FUNÇÃO DO DESVIO AO LIMITE DE CAMPO (CM), ENTRE O TPS-ECLIPSE E O TPS-XIO – COR AZUL; DADOS MEDIDOS AQUANDO A VALIDAÇÃO TPS-XIO E OS CALCULADOS PELO TPS-XIO – COR VERMELHA E FINALMENTE DADOS MEDIDOS AQUANDO A VALIDAÇÃO TPS-XIO E OS CALCULADOS PELO TPS-ECLIPSE - COR VERDE.	52
GRÁFICO 4.3- VARIAÇÃO DA LOCALIZAÇÃO DA DOSE MÁXIMA.	56
GRÁFICO 4.4- HISTOGRAMA COM A PERCENTAGEM DE VALORES QUE CUMPREM O RESPECTIVO CRITÉRIO, EM FUNÇÃO DO TAMANHO DA ROI.	57
GRÁFICO 4.5- GRÁFICO REPRESENTATIVO DA PERCENTAGEM DE VALORES A CUMPRIR O RESPECTIVO CRITÉRIO, VARIANDO TAMANHO DE ROI, NA COMPARAÇÃO TPS-ECLIPSE VS TPS-XIO.	60
GRÁFICO 4.6- PERFIL DE DOSE MEDIDO EM <i>CROSSLINE</i> , COM AS ISODOSES DA <i>MATRIX</i> (CURVA AZUL), XIO (CURVA VERMELHA) E ECLIPSE (CURVA VERDE).	61
GRÁFICO 4.7- VARIAÇÃO DA POSIÇÃO DA ISODOSE, EM RELAÇÃO À COORDENADA EM X.	62
GRÁFICO 4.8- VARIAÇÃO PERCENTUAL DE DOSE, EM RELAÇÃO À COORDENADA EM X.	63
GRÁFICO 4.9- PERFIL DE DOSE MEDIDO EM <i>INLINE</i> , COM AS ISODOSES DA <i>MATRIX</i> (CURVA AZUL), TPS-XIO (CURVA VERMELHA) E TPS-ECLIPSE (CURVA VERDE).	66
GRÁFICO 4.10- VARIAÇÃO DA DA ISODOSE, EM RELAÇÃO À COORDENADA EM Y.	66
GRÁFICO 4.11- VARIAÇÃO PERCENTUAL DE DOSE, EM RELAÇÃO À COORDENADA EM Y.	67
GRÁFICO 4.12- REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS OBTIDOS NO ESTUDO DO FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÊNICO COM COMBINAÇÃO DE CAMPOS.	72
GRÁFICO 4.13- SOBREPOSIÇÃO GRÁFICA DOS DVHS PRODUZIDOS POR CADA TPS.	80

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 2.1 - CRITÉRIOS DE ACEITAÇÃO SEGUNDO [1], [2].	22
TABELA 2.2 - DENSIDADES ELETRÓNICAS DE REFERÊNCIA CERTIFICADAS, INCLUÍDAS NO MANUAL DO FANTÔMA CIRS.	26
TABELA 2.3 - TESTES DE VERIFICAÇÃO EFETUADOS, COM A RESPECTIVA DESCRIÇÃO E PONTO DE MEDIDA.	25
TABELA 3.1 - TESTES DE VERIFICAÇÃO EFETUADOS, COM A RESPECTIVA DESCRIÇÃO E PONTO DE MEDIDA.	35
TABELA 3.2 - CONDIÇÕES DE MEDIÇÃO.	39
TABELA 3.3 - HISTOGRAMA COM A PERCENTAGEM DE VALORES QUE CUMPREM O RESPECTIVO CRITÉRIO, EM FUNÇÃO DO TAMANHO DA ROI.	40
TABELA 3.4 - MEDIÇÕES REALIZADAS NO FANTÔMA CILÍNDRICO.	41
TABELA 4.1 - VALORES DAS REDS ATRIBUÍDAS ÀS DIFERENTES COROAS DO CILINDRO HETEROGÉNEO.	48
TABELA 4.2 - VALORES OBTIDOS PARA O CÁLCULO DE DOSE NOS PONTOS E CONDIÇÕES PROPOSTAS PELO TECDOC 1583, COM A EXCEÇÃO DOS PONTOS <i>OFF-AXIS</i> FORA DO LIMITE DO CAMPO.	49
TABELA 4.3 - GRUPO DE DADOS UTILIZADO COMO CONTROLO NA MEDIÇÃO DE DOSE EM PONTOS..	50
TABELA 4.4 - RESULTADOS PARA <i>OFF-AXIS</i> FORA DO LIMITE DE CAMPO, QUANDO CALCULADOS COM DIFERENTES EQUAÇÕES PARA A DIFF (%).	51
TABELA 4.5 - MEDIÇÕES REALIZADAS COM O GRUPO DE CONTROLO.	52
TABELA 4.6 - TABELA AUXILIAR PARA A LEITURA DO GRÁFICO 4.2.	54
TABELA 4.7 - ANÁLISE UNIDIMENSIONAL ENTRE OS TPS E A MATRiXX.	55
TABELA 4.8 - VALORES DE REFERÊNCIA, ESTIPULADOS AQUANDO A VALIDAÇÃO DO TPS-XIO.	57
TABELA 4.9 - COMPARAÇÃO ENTRE MATRiXX E OS TPS, VARIANDO O TAMANHO DA ROI.	59
TABELA 4.10 - VARIAÇÃO DA ROI NUM FANTÔMA CÚBICO COM ÁGUA VIRTUAL.	62
TABELA 4.11 - VALORES MÉDIOS DA VARIAÇÃO DE POSIÇÃO, PARA CADA REGIÃO DO PERFIL DE DOSE MEDIDO EM CROSSLINE.	63

TABELA 4.12- VALORES MÉDIOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL DE DOSE PARA CADA REGIÃO DO PERFIL DE DOSE MEDIDO EM CROSSLINE.	64
TABELA 4.13- ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA POSIÇÃO NO PONTO COINCIDENTE COM O DETETOR $x=\pm 49,5\text{MM}$.	65
TABELA 4.14- ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA POSIÇÃO NO PONTO COINCIDENTE COM O DETETOR $x=\pm 57\text{MM}$.	67
TABELA 4.15- VALORES MÉDIOS DA VARIAÇÃO DE POSIÇÃO, PARA CADA REGIÃO DO PERFIL DE DOSE MEDIDO EM INLINE.	68
TABELA 4.16- VALORES MÉDIOS DA VARIAÇÃO PERCENTUAL DE DOSE PARA CADA REGIÃO DO PERFIL DE DOSE MEDIDO EM CROSSLINE.	68
TABELA 4.17- ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA POSIÇÃO NO PONTO COINCIDENTE COM O DETETOR $x=\pm 49,5\text{MM}$.	68
TABELA 4.18- ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA POSIÇÃO NO PONTO COINCIDENTE COM O DETETOR $x=\pm 57\text{MM}$.	69
TABELA 4.19- RESULTADOS OBTIDOS NO ESTUDO EM CILINDRO HOMOGÉNEO.	70
TABELA 4.20- RESULTADOS OBTIDOS NO ESTUDO EM CILINDRO HETEROGÉNEO.	73
TABELA 4.21- VALORES DOS VOLUMES (CC) CALCULADOS POR CADA TPS (ECLIPSE E XIO).	74
TABELA 4.22- COMPARAÇÃO DE DOSE EM PONTOS, PARA A ANÁLISE DO DVH (DOSE RELATIVA À DOSE PRESCRITA-50,4Gy).	76
TABELA 4.23- VALORES DE ANÁLISE PARA A MEDULA, PROPOSTOS PELA QUANTEC E ICRU83.	76
TABELA 4.24- VALORES DE ANÁLISE PARA O CORAÇÃO, PROPOSTOS PELA QUANTEC.	77
TABELA 4.25- VALORES DE ANÁLISE PARA OS PULMÕES, PROPOSTOS PELA QUANTEC.	78
TABELA 4.26 VALORES DE ANÁLISE PARA O ESÓFAGO, PROPOSTOS PELA QUANTEC.	79
TABELA 4.27- VALORES DE ANÁLISE PARA O FÍGADO, PROPOSTOS PELA QUANTEC.	79

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

3D-CRT	<i>3D Conformal Radiotherapy</i> – Radioterapia Conformacional 3D
A	
AAA	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
B	
BEV	<i>Beam Eye View</i>
C	
CAX	<i>Central Axis</i> - Eixo central
CCC	<i>Collapsed Cone Convolution</i>
CMS	<i>Computerized Medical System</i>
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> – Volume Alvo Clínico
D	
$D_{0,0}$	Dose na origem
D_{cal}	Dose calculada pelo TPS
D_d	Dose na profundidade d
$D_{Eclipse}$	Dose calculada pelo TPS-Eclipse
DFM_SPF	Divisão de Física Médica da Sociedade Portuguesa de Física
Diff(%)	Diferença percentual de dose
D_{max}	Dose na profundidade de equilíbrio
D_{med}	Dose medida
$D_{med,ref}$	Dose medida no ponto de referência
DRR	<i>Digitally Reconstructed Radiograph</i> – Radiografia Digitalmente Reconstruída
DVH	<i>Dose-Volume Histogram</i> – Histograma de Dose-Volume
D_{XiO}	Dose calculada pelo TPS-XiO

F

F.S.	<i>Field Size</i> - Dimensão de campo
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> – Transformada de Fourier
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i> – Largura a meia altura

G

GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> – Volume Bruto de Tumor
------------	---

H

HU	<i>Hounsfield Units</i> – Unidades Hounsfield
-----------	---

I

IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> – Agência Internacional de Energia Atómica
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> – Comissão Internacional Eletrotécnica
IM	<i>Internal Margin</i> – Margem Interna
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i> – Radioterapia de Intensidade Modulada
IC	Índice de Conformidade
IH	Índice de Homogeneidade

M

MLC	<i>Multileaf Collimator</i> – Colimador Multifolhas
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> – Imagem por Ressonância Magnética
MU	<i>Monitor Unit</i> – Unidade Monitora

N

NC	Não-Coplanar
-----------	--------------

O

OAD	Oblíquo Anterior Direito
OAE	Oblíquo Anterior Esquerdo
OPD	Oblíquo Posterior Direito
OPE	Oblíquo Posterior Esquerdo

OAR *Organ at Risk* – Órgão de Risco

P

PAE Posterior Anterior Esquerdo

PDD *Percentage Depth Dose Curve* – Curva de Percentagem de Dose em Profundidade

PET *Positron Emission Tomography* – Tomografia por Emissão de Positrões

PRV *Planning Organ at Risk Volume* – Volume de Planeamento dos órgãos de risco

PTV *Planning Target Volume* – Volume Alvo de Planeamento

Q

QA *Quality Assurance* – Garantia de Qualidade

QUANTEC *Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic* – Análise Quantitativa dos efeitos nos tecidos normais na prática clínica

R

RED *Relative Electron Density* – Densidade Eletrónica Relativa

ROI *Region of Interest* – Região de Interesse

RT Radioterapia

S

SSD *Source-Surface Distance* – Distância foco-superfície

SM *Setup Margin* – Margem de *setup*

T

TC Tomografia Computorizada

TERMA *Total Energy Released per unit Mass* – Energia total libertada por unidade de massa

TPS *Treatment Planning System* – Sistema de Planeamento de Tratamento

SÍMBOLOS

μ Coeficiente de atenuação

μ_w Coeficiente de atenuação da água

$\rho_{\vec{r}-\vec{r}'}$ Distância radiológica desde a fonte ao fotão

$\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')$ Distância radiológica entre o local onde foi depositada a dose até ao fotão primário

$A(\vec{r} - \vec{r}')$ *Kernel*

$D(\vec{r})$ Distribuição de dose

$T_p(\vec{r})$ Energia total libertada por unidade de massa (TERMA)

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

1.1 ENQUADRAMENTO

Em radioterapia é pretendido um elevado nível de precisão na entrega de dose às células tumorais. Com o intuito de atingir este objetivo, é necessário reduzir as incertezas em todas as fases do processo, e para tal, é indispensável conhecer e perceber a magnitude dos potenciais erros associados em cada fase [3],[4].

Historicamente, uma das maiores fraquezas nos sistemas de planeamento de tratamento tem sido a sua capacidade de prever com precisão doses na presença de heterogeneidades, uma vez que imprecisões no cálculo de dose resultam em erros sistemáticos nos tratamentos [3].

A funcionalidade e a qualidade de qualquer TPS (do inglês *Treatment Planning System*) depende do tipo de algoritmo que é utilizado no processo de planeamento [5]. Os algoritmos de cálculo de dose são responsáveis pela correta representação da dose no paciente e podem ser relacionados com o cálculo de unidades monitoras (MU, do inglês *Monitor Units*) [6].

Os algoritmos do tipo *superposition-convolution* são considerados os algoritmos mais precisos disponíveis no mercado [7], [8]. Estes algoritmos são capazes de calcular a dose no paciente como uma sobreposição da energia total libertada por unidade de massa (TERMA, do inglês *Total Energy Released per unit Mass*) com a deposição energética do *kernel*, que representa a dispersão da energia através do volume.

O algoritmo analítico anisotrópico, AAA (do inglês, *anisotropic analytical algorithm*) e o *Superposition* são ambos algoritmos de cálculo de dose do tipo *superposition-convolution*. No entanto, são implementados em diferentes TPS, sendo o primeiro implementado no TPS – Eclipse (Varian Medical Systems), e o segundo no TPS-XiO (Elekta), sendo que este último TPS é utilizado no serviço de Radioterapia do Hospital de Braga

1.2. MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

A complexidade das interações e os tipos de aproximações estabelecidas na formulação dos algoritmos de cálculo de distribuição de dose em radioterapia, exige que o utilizador esteja familiarizado com as limitações dos vários modelos disponíveis, através da avaliação dos seus resultados. Os diversos sistemas de planeamento de tratamento em prática

comercial utilizam diferentes métodos de aproximação, e a completa caracterização destas aproximações não está acessível ao utilizador.

Neste contexto, o objetivo desta dissertação passa pela implementação e validação dosimétrica de um sistema de planeamento de tratamento em radioterapia conformacional 3D e posteriormente a avaliação dos histogramas dose-volume de um planeamento dosimétrico exemplo, com algoritmos de cálculo independentes e do tipo AAA (TPS-Eclipse) e *Superposition CMS* (TPS-XiO).

1.3 PLANIFICAÇÃO E ESTRUTURAÇÃO DA PRESENTE DISSERTAÇÃO

A presente dissertação foi subdividida em diferentes capítulos:

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO: Este presente capítulo tem como finalidade expor o problema em estudo, assim como as principais motivações e objetivos a alcançar.

CAPÍTULO 2 – ESTADO DA ARTE: Neste capítulo serão dados a conhecer os conceitos mais importantes relacionados com o presente trabalho.

CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS: Neste capítulo serão apresentados os materiais e procedimentos realizados desde a aquisição de dados até à avaliação dos DVHs.

CAPÍTULO 4 – TRATAMENTO DE RESULTADOS: Neste capítulo serão apresentados os principais resultados obtidos, resultantes da elaboração deste trabalho.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO: Neste capítulo serão apresentados as principais conclusões assim como as perspetivas para o desenvolvimento de trabalho futuro.

CAPÍTULO 2: ESTADO DA ARTE

2. ESTADO DA ARTE

2.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O SISTEMA BIOLÓGICO

A radiação pode ser dividida em duas principais categorias - ionizante e não-ionizante - dependendo da sua capacidade de ionizar a matéria (figura 2.1) [9].

A radiação ionizante é o tipo de radiação mais utilizada em radioterapia. O facto de ser utilizada para fins terapêuticos, advém da sua capacidade de ionizar ou ejetar eletrões das moléculas no interior de células. Praticamente todos os fótons produzidos por aceleradores lineares possuem energia suficiente para estas ionizações [9].

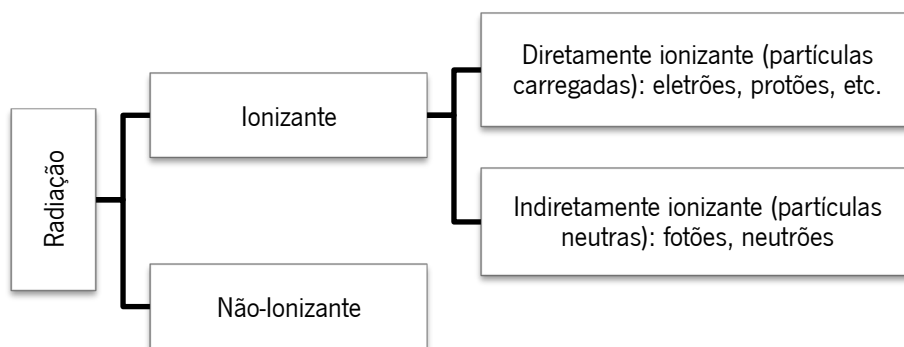


Figura 2.1- Esquema representativo das duas categorias de radiação, adaptado de [10].

A radiação diretamente ionizante transfere energia para o meio, através de interações de *Coulomb*, entre a partícula carregada e as orbitais dos átomos do meio. Por outro lado, a radiação indiretamente ionizante transfere energia para o meio através de um processo que se divide em duas fases [10]:

1. A partícula carregada é libertada no meio (os fótons libertam eletrões/positrões e os neutrões libertam fótons ou iões pesados);
2. A partícula carregada libertada, deposita energia no meio através de interações de *Coulomb* com as orbitais dos átomos do meio.

A irradiação de qualquer sistema biológico gera uma sucessão de eventos que se inicia no primeiro milésimo de segundo da interação. A ionização inicial (fase física) é seguida da lesão direta e imediata das macromoléculas vitais a nível celular, ou indiretamente pela cisão das moléculas de água, de que resultam radicais livres de oxigénio altamente reativos a nível molecular (fase físico-química). Após alguns minutos, a lesão bioquímica sobre as moléculas de DNA e RNA é potencialmente letal. A sobrevivência de cada célula atingida vai

dependem da sua capacidade de reparar o dano motivado pela radiação, modulando os efeitos biológicos observáveis, desde algumas horas ou dias após a exposição, até meses ou anos após conclusão da radioterapia [11], [12].

Na figura 2.2, encontram-se esquematizados os principais acontecimentos em cada fase do processo.

As melhorias no tratamento do cancro recorrendo à radioterapia são resultado de avanços na tecnologia, combinando novos métodos de precisão na entrega de dose com novas ferramentas de imagem [12].

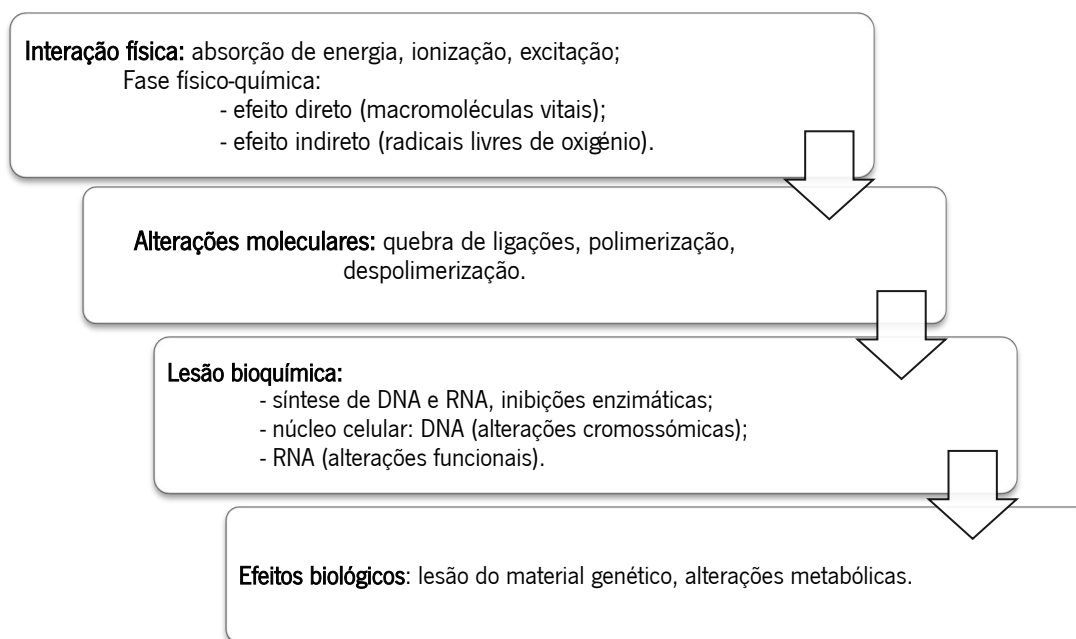


Figura 2.2- Esquema representativo dos diferentes acontecimentos em cada fase do processo de interação da radiação com o sistema biológico, adaptado de [11], [12].

2.2 CONCEITOS BÁSICOS DE RADIOTERAPIA

A radioterapia surgiu no final do século XIX na sequência da descoberta dos raios-X, por Roentgen em 1895 e do rádio, por Marie e Pierre Curie em 1898 [13], e consiste na administração controlada de radiação ionizante para uso terapêutico nas valências curativa e paliativa [14].

O principal objetivo da radioterapia baseia-se na administração de uma dose homogénea num volume tumoral bem definido, com o máximo de precisão, de forma a causar o menor dano possível nos tecidos adjacentes, resultando assim, na diminuição ou erradicação do tumor [12].

A terapia de radiação pode ser dividida em duas grandes áreas – externa e interna – e a sua aplicação clínica depende principalmente da patologia e do alvo terapêutico [15]. Na radioterapia externa, a fonte de radiação localiza-se externamente ao local a irradiar [16], enquanto que na radioterapia interna a fonte de radiação encontra-se no interior do corpo do doente ou nas vizinhanças do tumor [14].

No que respeita à radioterapia externa, a dose de radiação conformacional é depositada no volume-alvo utilizando variadas técnicas [14]. A abordagem convencional de entrega de dose através da radioterapia envolve a combinação de diferentes campos para diferentes ângulos da *gantry*¹, utilizando feixes simples com formas padronizadas [17].

Atualmente, é possível irradiar com precisão a zona do tumor com doses mais elevadas e minimizar os danos causados aos tecidos saudáveis circundantes [18]. Para tal, foram fundamentais os avanços ao nível da informática, imagiologia, cálculos de dose e do equipamento utilizado.

Na radioterapia externa, as técnicas mais comuns são a radioterapia conformacional 3D (3DCRT ou 3D-CRT, do inglês *3D conformal radiotherapy*), a radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity-modulated radiation therapy*) e a tomoterapia [17].

O serviço de radioterapia do Hospital de Braga, local onde se desenvolveu o presente trabalho, utiliza como técnica de tratamento a 3D-CRT.

2.2.1 PROCESSO DE PLANEAMENTO DE TRATAMENTO

O processo clínico de tratamento é complexo e envolve múltiplas etapas, tal como se encontra esquematizado na figura 2.3.

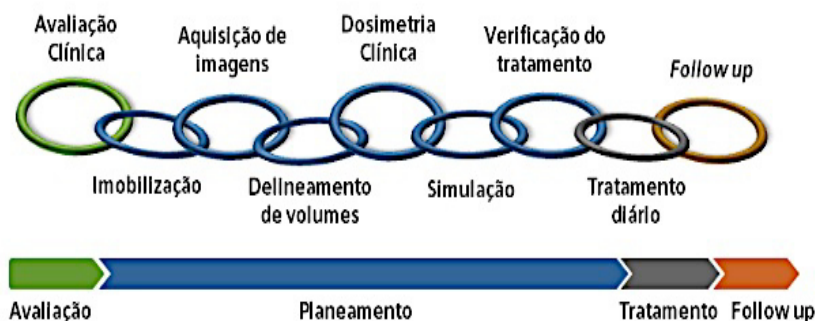


Figura 2.3-Esquema representativo das diversas etapas do processo clínico de tratamento, adaptado de [14].

¹ A *gantry* é definida como o braço do acelerador linear que gira 360° em torno do paciente, permitindo assim um tratamento com feixes de diferentes angulações [13].

A avaliação clínica é a primeira etapa de todo o processo, onde o médico especialista em RT (Radioterapia) avalia o estado geral do doente. Após a avaliação da extensão da doença, o clínico define a estratégia do tratamento [19]. Esta etapa é seguida pelo posicionamento ou imobilização do paciente, sendo esta uma etapa de grande importância, visto que todas as informações devem ser obtidas com o paciente colocado numa posição de tratamento apropriada para que todas as condições possam ser facilmente reproduzidas ao longo do tratamento. Todos os erros ou incertezas cometidas nesta fase são automaticamente transferidas através de todo o processo de tratamento [20].

Após o correto posicionamento do paciente, é realizada a aquisição de imagens através de TC (tomografia computadorizada), MRI (do inglês, *magnetic resonance imaging*) ou em alguns casos, através de PET (do inglês, *positron emission tomography*). Uma vez obtida toda a informação necessária, o médico especialista procede à delimitação do volume-alvo e dos órgãos de risco (OAR, do inglês, *organ at risk*)

Com todos estes dados, a etapa seguinte baseia-se na planificação dos feixes de irradiação e na distribuição dosimétrica de acordo com as características do tratamento de radioterapia, isto inclui a escolha da direção do feixe e o tipo de colimação. Pode ainda ser gerada uma DRR (do inglês, *digitally reconstructed radiograph*) para permitir a verificação com a imagem portal obtida durante o tratamento [19], [20].

A distribuição de dose é avaliada através de um ou mais procedimentos; por exemplo pode verificar-se visualmente se o volume-alvo se encontra coberto de forma adequada e se a dose que chega aos órgãos adjacentes se encontra dentro dos limites de tolerância ou é possível recorrer à análise do histograma dose-volume [20],[21].

Dependendo do equipamento utilizado em cada serviço de RT, o plano de tratamento pode ser confirmado através de um simulador e/ou na própria máquina de terapia através da imagem portal [20].

2.2.2 RADIOTERAPIA CONFORMACIONAL 3D

A 3D-CRT é uma técnica de tratamento onde os campos utilizados são concebidos de modo a que a dose de radiação seja maioritariamente entregue na zona do tumor, salvaguardando, o máximo possível, os tecidos circundantes. Para isso, os feixes de radiação são bloqueados por colimadores multifolhas (MLC, do inglês *multileaf collimator*) de forma a

que a projeção do volume tumoral no plano do campo de radiação esteja de acordo com a abertura do campo [22].

O planeamento conformacional 3D é realizado por processos de otimização do tipo *forward-based*, em que, a partir de uma configuração de feixe, é gerada uma distribuição de dose. Para cada configuração de campo proposta, os sistemas de planeamento calculam a distribuição do conjunto de isodoses que é posteriormente avaliada, quantitativamente, a partir dos histogramas de dose-volume (DVH, do inglês *dose-volume histogram*). Os DVHs são ferramentas estatísticas de dose que permitem determinar a dose que chega a um determinado volume de uma dada estrutura anatómica [21]. Na figura 2.4 encontra-se esquematizado o modelo do planeamento direto.

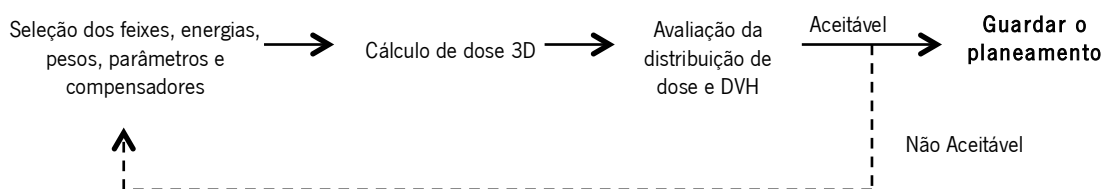


Figura 2.4 - Modelo de planeamento direto, adaptado de [43].

2.2.3 DEFINIÇÃO DE VOLUMES

Com o objetivo de definir, de forma clara e inequívoca, como os tratamentos devem ser prescritos, recorre-se à utilização de uma nomenclatura específica na definição dos volumes a irradiar e a proteger de acordo com o que está publicado no ICRU (do inglês, *International Commission on Radiation Units and Measurements*) nos Reports 50, 62 e 83 [23]–[25].

Na figura 2.5 encontram-se representados os principais volumes em radioterapia:

- Volume tumoral bruto, GTV (do inglês, *gross tumor volume*), que é definido como a região visível ou palpável do tumor que pode ser observada através de diferentes exames de imagem médica. O GTV encontra-se incluído no volume alvo clínico, CTV (do inglês, *clinical target volume*).
- CTV, que é definido como o volume que engloba o GTV com a adição de uma margem que visa incluir a difusão microscópica da doença.
- Volume alvo de planeamento, PTV (do inglês, *planning target volume*), que compreende o CTV com a adição de uma margem de segurança (IM, do inglês *internal margin*), que considera as alterações do CTV resultantes do movimento interno dos órgãos, e uma segunda margem (SM, do inglês *setup*

margin) que tem em consideração as pequenas variações no posicionamento do doente. O PTV assegura que a dose prescrita seja recebida por todo o CTV, sendo desta forma utilizado como volume-alvo para o planeamento do tratamento.

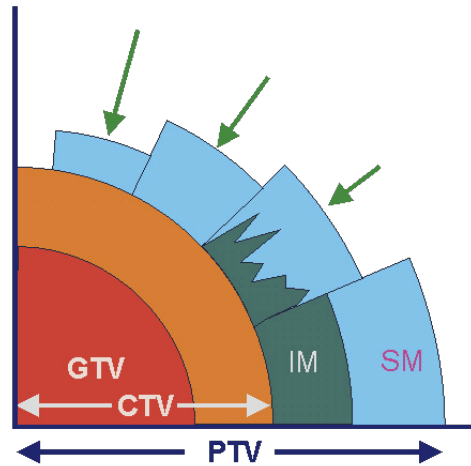


Figura 2.5- Representação dos volumes e margens relativas à definição de volume-alvo, adaptado de [24].

Para além de ser fundamental definir os volumes a irradiar é necessário também definir os volumes a proteger, ou seja, os tecidos considerados normais (que não apresentam doença) que se encontram localizados na proximidade do tumor. Estes tecidos são definidos, segundo o ICRU, como sendo OAR e do ponto de vista funcional podem ser classificados como órgãos de risco em série (como por exemplo a medula e o esófago), em que o tecido consiste numa cadeia de unidades funcionais, sendo necessário que todas elas sejam preservadas de forma a garantir a funcionalidade do órgão; e órgãos de risco em paralelo (por exemplo pulmões, fígado e glândulas parótidas), em que as unidades funcionais atuam de forma independente entre si, sendo por isso o tipo de órgãos mais resistente a danos provocados pela radiação. Para além dos OAR, podem ser definidos volumes de planeamento dos órgãos de risco, PRV (do inglês, *planning organ at risk volume*) que são definidos como um volume de planeamento do OAR, incluindo o órgão de risco através de uma margem de segurança [25].

2.2.4 DA DOSIMETRIA BÁSICA À DOSIMETRIA CLÍNICA

Os dados básicos que caracterizam, do ponto de vista de dose absorvida num meio, o feixe de radiação produzido por um acelerador linear, são usualmente obtidos num fantôma de água, já que a água se assemelha, em absorção e dispersão, ao músculo e a outro tipo de

tecidos moles [14].

Quando um feixe de radiação incide num doente ou num fantôma, a dose absorvida varia à medida que o feixe penetra em profundidade. Tal variação depende de vários parâmetros: energia do feixe (quanto mais energético é o feixe, maior o poder de penetração); profundidade; dimensão do campo (F.S., do inglês *field size*); distância foco-superfície (SSD, do inglês *source-surface distance*); sistema de colimação do feixe, etc. Para caracterizar o feixe de radiação e efetuar a calibração de um aparelho de radioterapia procede-se ao cálculo da dose através da obtenção das curvas de rendimento em profundidade (PDD, do inglês *percentage depth dose curve*) e dos perfis de dose para dimensão de campo, energia e cada tipo de radiação. No caso particular da calibração do acelerador linear, esta é usualmente realizada num fantôma de água cúbico [14], figura 2.6.



Figura 2.6- Fantôma de água (Blue Phantom, iba dosimetry) [44].

2.2.4.1 PDDs E PERFIS DE DOSE X - Y

Um passo essencial no cálculo da dose consiste em determinar a sua variação ao longo do eixo central do campo, a chamada curva de rendimento em profundidade. A zona inicial do PDD apresenta um crescimento até ao máximo, a partir do qual se impõe a atenuação exponencial em profundidade – é a zona de *build-up* (figura 2.7) [14].

Fisicamente, a zona de *build-up* corresponde à zona de transferência energética entre a radiação incidente e as camadas superficiais do meio, onde ainda não está estabelecido o equilíbrio entre o número de eletrões de determinada energia, originados pelas interações primárias, e o número de eletrões dessa energia, extintos por interações no meio. A extensão da zona de *build-up* depende do alcance dos eletrões no meio irradiado, que será tanto maior quanto maior for a energia do feixe incidente [14].

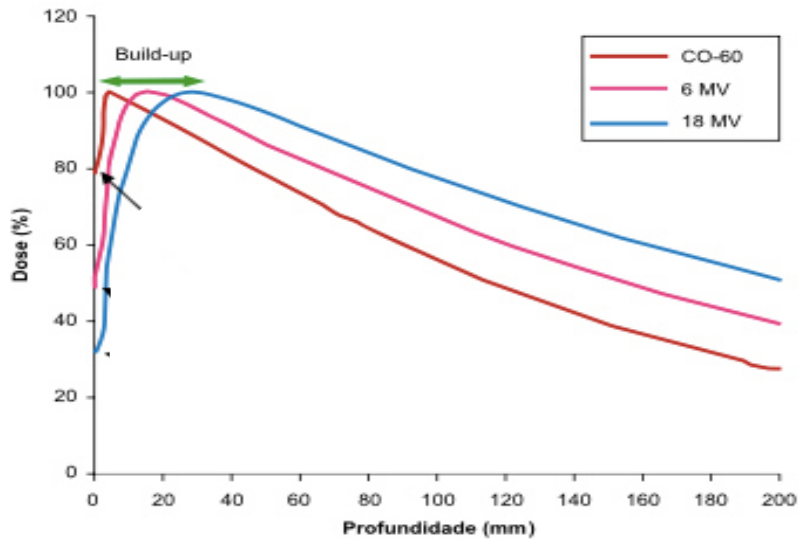


Figura 2.7- Curvas de rendimento em profundidade para feixes de diferentes energias, onde se evidencia a zona de *build-up*, adaptado de [14].

O PDD é a relação percentual entre a dose numa determinada profundidade, dentro do meio dispersor, e a profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrónico), podendo ser definido de acordo com a equação 2.1 [26].

$$PDD = \frac{D_d}{D_{max}} 100, \tag{2.1}$$

onde D_d é a dose na profundidade d no eixo central do feixe e D_{max} é a dose na profundidade de equilíbrio eletrónico (figura 2.8).

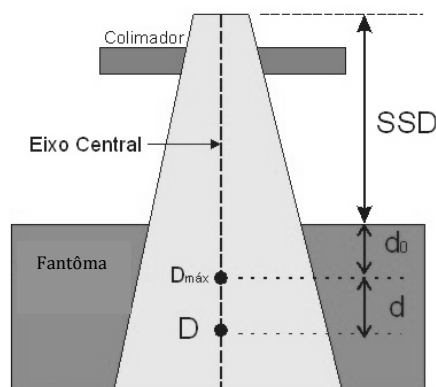


Figura 2.8 - Esquema representativo dos dados necessários para o cálculo do PDD.

As distribuições de dose ao longo do eixo central do feixe (CAX, do inglês *central axis*) fornecem apenas parte da informação necessária para uma descrição de dose no interior do paciente. As distribuições de dose em 2D e 3D são determinadas com dados do eixo central, juntamente com os perfis de dose *off-axis*.

De uma forma simplista, os dados *off-axis* são fornecidos com os perfis do feixe, medidos perpendicularmente ao eixo central do feixe, a uma dada profundidade no fantôma.

As profundidades de medição são tipicamente a profundidade onde o valor de dose é máximo e 10cm para a verificação da conformidade com as especificações da máquina, para além de outras profundidades requeridas pelo TPS utilizado pelo serviço [27].

Tal como se pode constatar na figura 2.9, os perfis de dose podem ser divididos em três regiões: região central, penumbra e umbra.

A região central do feixe representa a porção central da extensão do perfil e corresponde a doses superiores a 80% do valor de dose. A penumbra é definida como a distância entre os 80% e 20% do valor da dose, num perfil normalizado a 100% no eixo central, sendo que nesta região observam-se variações rápidas de dose. A umbra localiza-se fora do limite de campo e a dose nesta região é, geralmente baixa (inferior a 20% do valor de dose) e resulta da transmissão de radiação através da colimação [26].

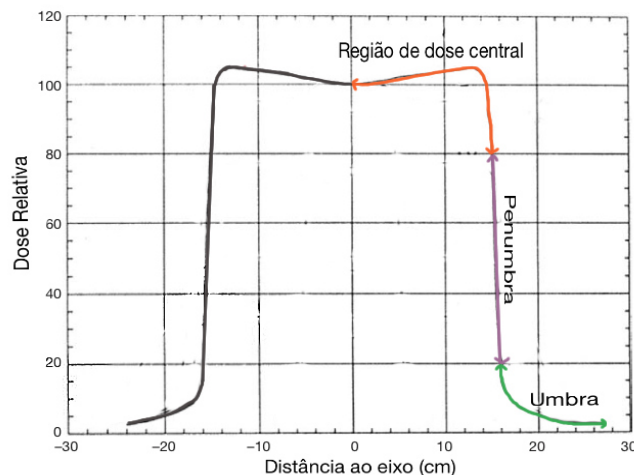


Figura 2.9- Exemplo de um perfil de dose, para $E=10\text{MeV}$, profundidade de 2,5cm e um campo de dimensão $30\times 30\text{cm}^2$, adaptado de [26].

Todo este conjunto de procedimentos conduz à obtenção de uma base de dados dosimétricos característica da unidade de tratamento. Estes dados básicos são posteriormente transferidos para o sistema de planeamento computadorizado onde, juntamente com a informação anatómica de cada doente adquirida a partir de um conjunto de imagens CT, são calculadas as distribuições de dose em situações reais de tratamento – Dosimetria clínica [14].

2.2.4.2 HISTOGRAMAS DOSE-VOLUME

Um plano de tratamento tridimensional consiste na informação de distribuição de dose ao longo de uma matriz de pontos 3D, de acordo com a anatomia do paciente. O DVH sumariza toda essa informação e é considerado uma ferramenta de sucesso na avaliação quantitativa de planos de tratamento, tendo vindo a ser utilizado como prática comum em radioterapia desde o final de 1970 [25], [28].

De uma forma simplista, o DVH representa a distribuição dos valores de dose no interior de um volume previamente definido, que pode ser o PTV ou o CTV, ou ainda um órgão específico na sua vizinhança [28].

Existem dois tipos de DVH: diferencial e cumulativo. Na criação do DVH diferencial, o computador soma o número de vóxeis a que corresponde determinado nível de dose, permitindo assim obter informação acerca de pontos quentes (pontos de dose elevada) e pontos frios (pontos de dose baixa) no volume observado (figura 2.10a).

No caso do DVH cumulativo, é calculado o volume do volume alvo (ou órgão de risco) que recebe, pelo menos determinada dose, e é gerado o histograma desse volume, ou percentagem em relação ao volume total, em função da dose. Todos os DVH cumulativos iniciam em 100% do volume para 0Gy de dose, uma vez que pelo menos 100% do volume recebe 0Gy de dose (figura 2.10b).

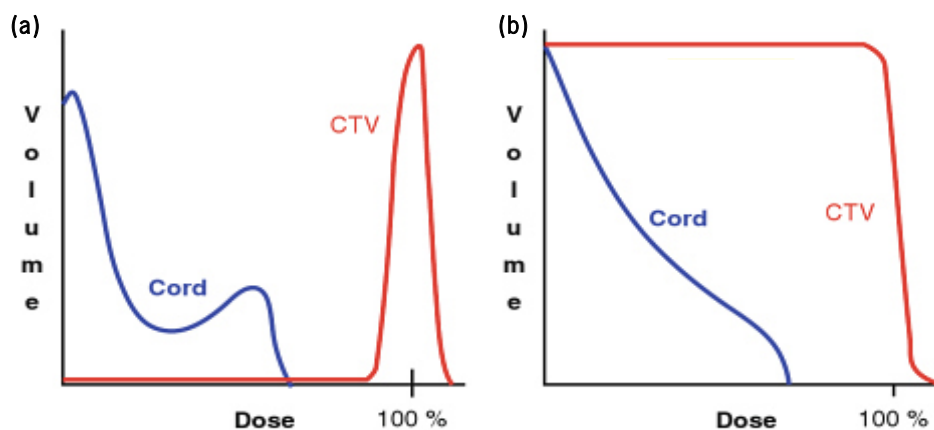


Figura 2.10- Exemplo de DVH para o volume CTV e um órgão de risco, a) DVH diferencial: apresenta o volume que recebe exatamente X dose; b) DVH cumulativo: apresenta o volume que recebe pelo menos X dose [45].

Na figura 2.11 é possível observar dois DVHs do tipo cumulativo, para o mesmo volume, em situações distintas: a) planeamento real e b) planeamento ideal.

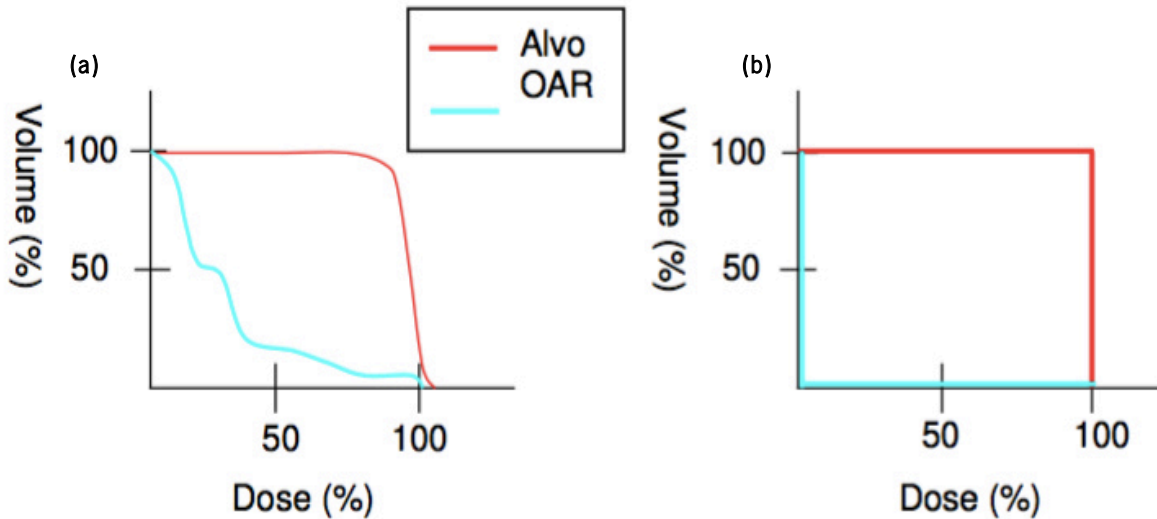


Figura 2.11-Representação de um DVH numa: a) situação real e b) situação ideal, adaptado de [28].

Numa situação denominada ideal, pretende-se obter uma total homogeneidade da dose no volume-alvo, isto é, 100% da dose teria de estar presente no volume. Na realidade, tal homogeneidade é difícil de alcançar devido, essencialmente, às formas irregulares dos tumores e à presença de órgãos de risco na sua vizinhança. As doses de tolerância dos OAR ditam os limites de dose a ter em conta na construção da distribuição de dose real no PTV, e segundo o ICRU, é recomendada uma variação entre os 95% e 107% [25].

2.2.4.3 HOMOGENEIDADE E CONFORMIDADE DE DOSE

A homogeneidade e a conformidade de dose são especificações independentes da qualidade da distribuição de dose absorvida. A homogeneidade de dose caracteriza a uniformidade da distribuição de dose no interior do volume-alvo, enquanto a conformidade de dose refere-se ao grau de conformação das linhas de isodose ao volume-alvo (normalmente o PTV) [25]. Na figura 2.12, encontram-se representados exemplos de diferentes graus de homogeneidade e conformidade.

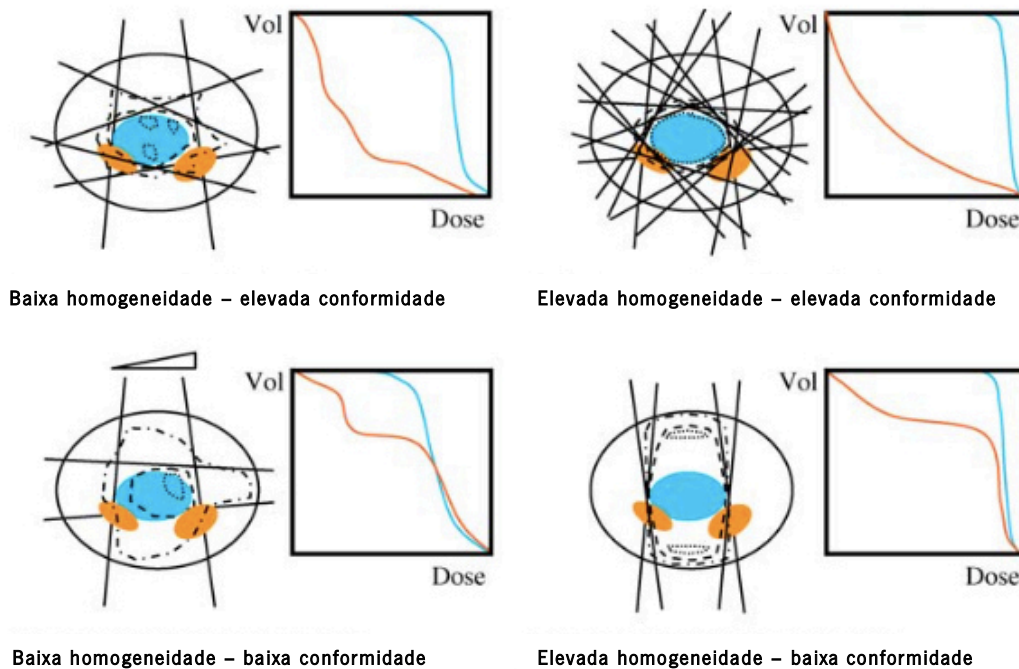


Figura 2.12-Exemplos de baixos e elevados graus de homogeneidade e conformidade de dose. O PTV encontra-se representado a azul e o PRV a cor de laranja. As linhas a tracejado representam as linhas de isodose, adaptado de [25].

2.3 SISTEMAS DE PLANEAMENTO DE TRATAMENTO

Após a definição das estruturas de interesse e a prescrição de dose, a etapa seguinte passa pela elaboração do planeamento dosimétrico propriamente dito, com base nessa informação.

Um dos pressupostos fundamentais da RT é a máxima administração da dose prescrita no volume-alvo, minimizando os níveis de dose nas estruturas saudáveis adjacentes. Sabendo que, na realidade, um tratamento raramente é feito com um só campo de radiação (apenas em casos de lesões superficiais), a obtenção de distribuições dosimétricas aceitáveis requer, normalmente, a combinação de vários campos de radiação com diferentes angulações. A situação ideal seria, como já foi dito, criar uma distribuição de dose homogénea de modo a atingir-se a cobertura total do volume-alvo. Tal objetivo somente se torna possível de alcançar em casos de tumores simples, regulares e de grandes dimensões. Contudo, em casos de tumores de dimensões mais reduzidas e envolvidos por estruturas de risco, é mais difícil obter um alto grau de homogeneidade [14].

Os aceleradores lineares possuem um conjunto de recursos que permitem a configuração do feixe de irradiação. São exemplos destes recursos: as direções de incidência (alterando e/ou conjugando vários tipos de direções é possível administrar a dose na região de

interesse); o tipo de radiação utilizada (fótons ou eletrões); a escolha das energias (conforme a profundidade) e o uso de diversos acessórios (por exemplo, filtros ou cunhas). Todos estes recursos, bem como a informação proveniente das imagens adquiridas, das estruturas delineadas e dos dados do doente, estão configurados nos chamados sistemas de planeamento de tratamento. Assim, os sistemas de planeamento calculam (através dos algoritmos de cálculo), para cada configuração de campos proposta, a distribuição de dose e sobrepõem-na às imagens de tomografia computadorizada (TC) disponíveis para o caso clínico em estudo (figura 2.13) [14].



Figura 2.13- Distribuições de dose correspondentes a dois planeamentos, para o mesmo caso clínico: a) dois campos paralelos e opostos (anterior-posterior e posterior-anterior); b) composição de sete campos, todos conformados geometricamente ao volume-alvo [14].

2.4 ALGORITMOS UTILIZADOS EM TPS

A funcionalidade e qualidade de qualquer TPS é dependente do tipo de algoritmo utilizado nas diferentes fases do processo de planeamento. De um modo geral, um algoritmo é a sequência de instruções que opera num conjunto de dados de *input*, transformando essa informação num conjunto de resultados de *output* que são de interesse para o utilizador.

O conhecimento dos vários algoritmos utilizados no TPS pode ser útil para o utilizador entender as capacidades e limitações dos algoritmos específicos e pode ainda ajudar a diagnosticar anomalias no TPS e no desenvolvimento de um processo de garantia de qualidade, QA (do inglês, *quality assurance*) [20].

Existem duas classes de algoritmos de cálculo de dose: baseados em correções (*correction-based*) e baseados em modelos (*model-based*). Nos algoritmos que utilizam a abordagem *correction-based*, a dose absorvida num fantôma de água a partir da incidência de um feixe retangular normal à superfície, é primeiramente medida e parametrizada numa distribuição de dose absorvida, como funções da distância da fonte à superfície do fantôma, dimensão do campo, profundidade e posição. Esta parametrização é depois corrigida para perturbações específicas [25]. Os algoritmos *model-based* previnem o problema das correções

modelando as distribuições de dose desde o início, tendo em conta todas as características geométricas e físicas de cada paciente em particular [26].

Os algoritmos em estudo nesta dissertação (AAA e *Superposition*) são do tipo *model-based*. Este algoritmo de cálculo de distribuição de dose pode ser diferenciado em 3 tipos: *Convolution*, *Convolution-Superposition* e *Monte-Carlo* [26].

O algoritmo do tipo *Convolution* realiza cálculos analíticos simples onde a dose em qualquer ponto da superfície pode ser expressa como a soma da componente primária e da dispersão. Possui um método de cálculo rudimentar onde assume um feixe paralelo de fótons monoenergéticos e ignora heterogeneidades [26]. Sob condições específicas de fontes não-divergentes e fantômas homogêneos, é aconselhada a utilização de integrais do tipo *convolution* (equação 2.2), de forma a simplificar e acelerar os cálculos de dose [29].

$$\begin{aligned} D(\vec{r}) &= \int \frac{\mu}{\rho} \psi(\vec{r}) A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \\ &= \int T_p(\vec{r}) A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}', \end{aligned} \quad (2.2)$$

onde $D(\vec{r})$ é a distribuição de dose, $T_p(\vec{r})$ é a energia total libertada por unidade de massa (TERMA, do inglês *total energy released per unit mass*) e $A(\vec{r} - \vec{r}')$ é o *kernel* que corresponde, de uma forma muito simplista, à dispersão [30].

O algoritmo do tipo *Convolution-Superposition*, que é a categoria onde se inserem os algoritmos em estudo nesta dissertação, calcula a dose diretamente na representação do paciente através da sobreposição do TERMA com a energia do *kernel* [31]. Este modelo baseia-se na separação entre a componente de fluência primária do feixe (número de fótons emitidos por unidade de área transversal ao eixo do campo) e a componente de deposição de energia em água. Esta componente resulta, por sua vez, da consideração das interações elementares que constituem os chamados *point kernel* (distribuições tridimensionais de deposição de energia pelos eletrões secundários, na água, em torno do ponto de interação do fóton). Da convolução (soma) do produto deste *point kernel* com a fluência primária resulta a distribuição de dose do campo total (mesmo que este seja irregular), equação 2.3 [14], [30].

$$\begin{aligned} D(\vec{r}) &= \int \frac{\mu}{\rho} \psi(\vec{r}) A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \\ &= \int T_p(\rho_{\vec{r} \cdot \vec{r}}) A(\bar{\rho}_{\vec{r} - \vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')) d^3 \vec{r}', \end{aligned} \quad (2.3)$$

onde $\rho_{\vec{r} - \vec{r}'}$ ($\vec{r} - \vec{r}'$) é a distância radiológica entre o local onde foi depositada a dose até ao fóton primário e $\rho_{\vec{r} \cdot \vec{r}}$ é a distância radiológica desde a fonte até ao fóton.

Este cálculo que envolve, tridimensionalmente, um número muito elevado de

operações, requer um tempo que, clinicamente, pode ser incomportável. Assim, surgiram soluções numéricas para simplificar este problema, entre elas o desenvolvimento de aproximações mais elaboradas que envolvem técnicas de discretização do *point kernel* segundo um determinado número de setores cónicos (*collapsed cone convolution*).

No entanto, nas zonas de interface entre estruturas ou noutras situações mais problemáticas, tal como na extensão lateral das heterogeneidades, a precisão pode não ser a elevada, o que implica a utilização de métodos de correção baseados em abordagens semi-empíricas. A dispersão lateral é tomada em conta de forma mais correta nos algoritmos que preservam a ideia de *point kernel*, pois estes podem sofrer distorção no sentido de descrever o diferente percurso dos eletrões secundários em regiões de densidade diferente da água.

Estes algoritmos são definidos como sendo semi-analíticos e têm, por isso, os seus pontos fracos que se manifestam tanto mais quanto mais complexa for a situação clínica que pretendem descrever. Têm, no entanto, a grande vantagem de serem suficientemente rápidos para permitirem a interatividade, ou seja, o plano de tratamento pode ser modificado em tempo real de forma a que a busca da melhor solução (processo de otimização do planeamento), na base de tentativa - erro, possa decorrer num lapso de tempo adequado ao processo [14].

O terceiro tipo de algoritmo dentro dos *model-based* é o algoritmo do tipo Monte-Carlo. Este algoritmo define-se como sendo um método numérico que simula as interações das partículas elementares (fotões e eletrões) em sequências de processos aleatórios, governados pelas probabilidades das variadas ocorrências. Desta forma, o processo global de transporte da radiação no meio irradiado (com todos os pormenores da sua geometria, quer seja um fantôma de água, quer seja um conjunto de imagens TC) é modulado de uma forma aproximada da realidade. Para que tal se concretize, a precisão estatística tem que ser extremamente elevada, sendo necessário simular centenas de milhões de partículas.

Infelizmente, por enquanto, os computadores atuais não podem tornar interativo este cálculo e tais métodos são hoje utilizados como método de avaliação pós-tratamento [32], [33].

2.5 CRITÉRIOS DE ACEITAÇÃO NO CÁLCULO DE DOSE

Vários autores têm feito recomendações sobre os níveis de precisão que devem ser alcançados com o TPS. Por exemplo, E. McCullough and A. Kruegee, em 1980 [34], defenderam que os critérios de aceitação no cálculo de dose dependem, não só das imprecisões e reprodutibilidade de ambos os valores medidos e calculados, mas também da localização do ponto de interesse, isto é, se é uma região de alto ou baixo gradiente de dose.

Qualquer critério de aceitação deve ter em consideração as incertezas:

- associadas às correções de heterogeneidade;
- em regiões de baixa dose e baixo gradiente, assim como fora do limite de campo ou debaixo dos blocos de colimação;
- associadas a campos demasiado pequenos;
- em regiões de desequilíbrio eletrónico (como na região de *build-up* e em interfaces de tecidos) [1].

A Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*) [2] sugere os critérios de tolerância apresentados na Tabela 2.1. Estas tolerâncias dizem respeito à comparação da dose medida com a dose calculada.

Tabela 2.1- Critérios de aceitação segundo [1], [2].

Descrição	Critério de Tolerância
Feixe de fótons	
1) Meio Homogéneo	2%
a) Eixo central, para campos quadrados e retangulares	3%
b) Off-axis	
2) Geometria complexa	
a) campos com cunha, heterogeneidades, campos irregulares, colimador assimétrico	3%
3) Fora do limite de campo (geometria simples/geometria complexa)	3% / 4%
4) Região da penumbra	2mm

2.6 COMMISSIONING E ACEITAÇÃO DE UM TPS

O *commissioning* é uma das partes mais importantes de todo o programa de controlo de qualidade, tanto para o TPS como para o processo de planeamento. Envolve os testes das funções do TPS, a documentação das suas capacidades e a verificação da capacidade de cálculo da dose por parte dos algoritmos, de modo a reproduzir cálculos de dose medida [2].

Efetuar o *commissioning* de um TPS consiste na realização de um conjunto de procedimentos que garantem um estado operacional seguro do novo sistema de planeamento, ficando a cargo do seu utilizador a definição dos detalhes destes procedimentos. Os procedimentos incluem a introdução de dados geométricos e dosimétricos no sistema de planeamento para definir a máquina de tratamento e os seus feixes, a realização de testes que possibilitem a aprendizagem do utilizador acerca do seu funcionamento, que permitam verificar o correto funcionamento de todo o *software* e ainda determinar a precisão dos vários cálculos [35].

Os principais objetivos dos testes de *commissioning* de cálculo de dose apresentados pelo (TRS-430, 2004) [20] são:

- Identificar ou minimizar os efeitos de erros ou limitações nos algoritmos de cálculo de dose ou na sua parametrização;
- Minimizar as incertezas durante o uso rotineiro dos cálculos de dose e ajudar a mantê-las dentro das tolerâncias clínicas consideradas aceitáveis;
- Caracterizar ou demonstrar o algoritmo ou as limitações de implementação para prevenir o uso clínico inapropriado de resultados calculados.

O TPS que se encontra implementado clinicamente no serviço de radioterapia do Hospital de Braga (*Superposition: TPS-XiO*), para além de ter sido alvo de uma rigorosa verificação interna, foi ainda auditado pela Agência Internacional da Energia Atómica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*) em colaboração com a Divisão de Física Médica da Sociedade Portuguesa de Física (DFM_SPF) no âmbito de um projeto de auditoria em radioterapia, a nível nacional, com o objetivo de assegurar a correta utilização dos sistemas de planeamento [36].

Os testes realizados cobriram uma gama de técnicas de entrega de dose tipicamente utilizadas em 3DCRT, com feixes de fótons que foram previamente selecionados para o *commissioning* do TPS, de acordo com as recomendações da IAEA.

No processo de auditoria foi utilizado um fantôma antropomórfico – CIRS Thorax 002 LFC (CIRS Inc., Norfolk, Virginia), figura 2.14, e foram seguidos todos os passos de forma sequencial do tratamento de radiação, desde a aquisição de imagem à entrega do tratamento, incluindo a transferência de imagens e o processo de planeamento [36]. Este fantôma possui uma forma elíptica e respresenta um torso humano com proporções e densidades médias, assim como uma estrutura bi-dimensional. O corpo do fantôma é composto por água sólida, equivalentes a pulmão e secções ósseas com orifícios que permitem a colocação de cilindros de diferentes materiais. Possui também cilindros equivalentes a tecidos que possibilitam a inserção de uma câmara de ionização com a finalidade de produzir medidas de dose pontuais, em múltiplos planos, no interior do fantôma [2].



Figura 2.14- Fantôma CIRS Thorax (Modelo 002LFC) [2].

Neste projeto, foram auditados, de forma voluntária, 24 centros de radioterapia em todo o país, incluindo o Hospital de Braga.

2.6.1 BREVE DESCRIÇÃO DO TIPO DE TESTES EFETUADOS NA VALIDAÇÃO DE UM TPS

Na figura 2.15, encontra-se esquematizado um corte central do fantôma CIRS, com a localização e respetiva correspondência do ponto de medição de dose. O materiais que se encontram definidos no fantôma são: pontos 1 - 5, água sólida; ponto 6 – 9, pulmão e ponto 10, osso.

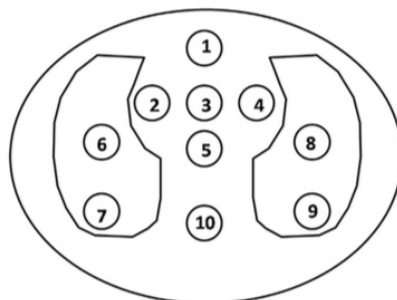


Figura 2.15 - Representação do corte central do fantoma CIRS e localização dos pontos de medição [36].

a) REALIZAÇÃO DE TCs AO FANTÔMA CIRS

Foram realizadas duas TC do fantôma CIRS. Na primeira TC foram inseridos 6 cilindros correspondendo a diferentes densidades eletrônicas relativas (RED, do inglês *Relative Electron Density*), ficando um orifício vazio, de forma a corresponder ao ar. As densidades eletrônicas relativas dos cilindros inseridos no fantôma encontram-se definidas na tabela 2.2. Na segunda TC, foram colocados os cilindros que se encontravam por *default*, nos respetivos orifícios, funcionando esta TC como a base do planeamento de todos os testes elaborados.

Tabela 2.2 - Densidades eletrônicas de referência certificadas, incluídas no manual do Fantôma CIRS [2].

	Densidade eletrônica relativa à água
Pulmão	0.207
Osso	1.506
Osso Denso	2.00
Músculo	1.042
Tecido Adiposo	0.949
Água sólida (corpo do fantôma)	1.003

A relação entre os números TC e as REDs foi posteriormente comparada com a curva de conversão TC-RED incluída no TPS. Este teste teve como propósito determinar e, caso fosse necessário, ajustar a curva de conversão dos números TC [20]. Tipicamente os números TC são definidos em unidades Hounsfield (HU, do inglês *Hounsfield Units*), pela equação 2.4.

$$HU = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right), \quad (2.4)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação e μ_w é o coeficiente de atenuação da água. Os coeficientes de atenuação dependem da densidade eletrônica, do número atômico (Z) e da qualidade do feixe utilizado na TC [37].

Este foi um dos testes não-dosimétrico que foi realizado, sendo que os outros testes foram feitos com o intuito de verificar a precisão das distâncias medidas antes e depois da transferência das imagem da TC para o TPS.

b) IRRADIAÇÃO EM DIFERENTES SITUAÇÕES DE TESTE

Foram realizados 8 testes, em que cada teste possui o(s) seu(s) ponto(s) de medição. Uma breve descrição de cada teste, assim como os pontos utilizados para a medição, encontram-se sumarizados na tabela 2.3.

Tabela 2.3- Testes de verificação efetuados, com a respetiva descrição e ponto de medida, adaptada de [2], [20].

Teste	Pontos de Medição	Descrição do teste
1	3,9,10	Verificação dos cálculos para o campo de referência (10x10cm ²), baseado na informação da TC.
2	1	Verificação da capacidade do TPS na previsão de dose, quando a direção do feixe é oblíqua à superfície; análise de variações de dose quando parte do feixe não intercepta o paciente e verificação da precisão do cálculo de dose relativa na presença de cunha, e do cálculo MU/tempo para campos tangenciais.
3	3	Identificação e verificação dos métodos utilizados nos cálculos de MU/tempo para campos na presença de bloqueadores (<i>Jaws</i> ou MLC)
4	5,6,10	Conjugação de quatro campos (<i>box</i>) com o propósito de verificar o cálculo de dose com campos separados e a dose total, resultante da conjugação de campos.
5	2,7	Verificação da função de auto-abertura do TPS assim como o bloqueio personalizado do campo.
6	3,7,10	Verificação do cálculos de dose em campos irregulares, com o centro do campo bloqueado.
7	5	Utilização de três campos, 2 pares de cunhas e colimação assimétrica para confirmar o uso apropriado do fator de cunha, a dureza da cunha e outros parâmetros relacionados com a cunha, no cálculo de MU/tempo, utilizando planos com múltiplos feixes.
8	5	Utilização de campos não co-planares, de forma a verificar os cálculos de dose com o colimador e a mesa de tratamento rodados.

Para cada teste, foi realizada uma comparação entre os dados calculados e os dados medidos, analisando se a diferença entre eles se encontrava no intervalo de tolerância proposto pelo [20], com a normalização feita em relação ao ponto de dose de referência para cada teste, de acordo com a equação 2.5:

$$\Delta(\%) = \frac{D_{cal} - D_{med}}{D_{med,ref}}, \quad (2.5)$$

onde D_{med} , D_{cal} e $D_{med,ref}$ são respetivamente, a dose medida, dose calculada pelo TPS e a dose medida no ponto de referência específico para cada teste.

Os critérios de aceitação têm em conta a complexidade de cada teste, e variam entre os 2%, no caso dos testes de calibração (Teste n°1, ponto de medição n°3) (figura 2.16) e os 5% no caso do Teste n°6, que corresponde a medições realizadas no pulmão, na região da penumbra (ponto n°7) e em osso, debaixo dos blocos (ponto n°10), figura 2.16.

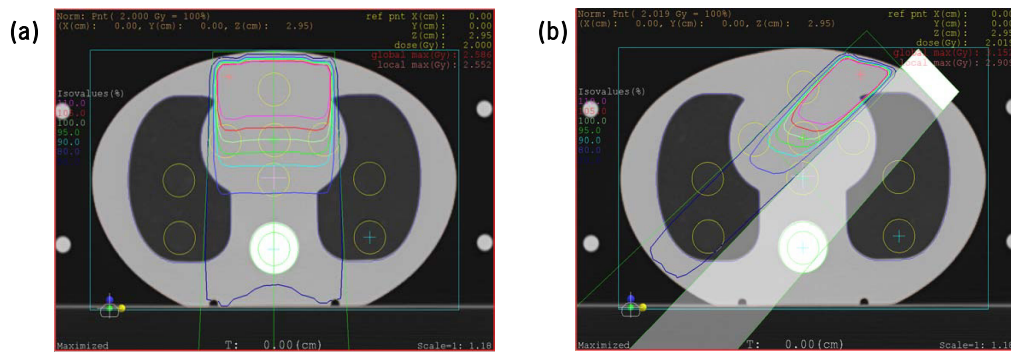


Figura 2.16- a) Teste n°1, b) Teste n°6, [2].

Este projeto levado a cabo pela DFM_SPF em colaboração com IAEA, concluiu que, de uma forma geral, os cálculos produzidos pelos TPS de cada centro de radioterapia a nível nacional, para 3DCRT cumpriam os critérios de aceitação sem grandes variações, confirmando assim, em conjunto com as verificações feitas internamente, ou seja, pelo físico médico no serviço de radioterapia do Hospital de Braga, que o TPS-XiO se encontra apto para uso clínico. Note-se que todos os testes realizados aquando a verificação interna do TPS-XiO, seguiram igualmente as recomendações presentes no TECDOC-1583 [2].

CAPÍTULO 3: MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 AQUISIÇÃO DE DADOS PARA A CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE

A aquisição dos dados para a configuração do algoritmo de cálculo foi realizada em 2011, aquando a verificação e validação do TPS-XiO. Com o intuito de diminuir as variáveis e incertezas de medição, para configurar o TPS-Eclipse, utilizaram-se os dados do TPS-XiO, seguindo o protocolo de aquisição de dados do TPS-Eclipse - *Sample AAA/AcurosXB Beam Data Acquisition Checklist* [38]. Este documento define quais os dados a adquirir e em que condições devem ser adquiridos, para a posterior configuração do algoritmo. Apesar de o protocolo recomendar a utilização de cunha, tal não foi realizado visto que no serviço de Radioterapia do Hospital de Braga não se utiliza a cunha, não sendo, portanto, pertinente a configuração desse parâmetro.

3.2 CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE

Após a recolha dos dados considerados pertinentes pelo fornecedor, foi configurado o algoritmo AAA para $E=6\text{MeV}$, que numa fase posterior irá produzir cálculos de dose.

A configuração do algoritmo determina os parâmetros físicos fundamentais para os cálculos de dose.

O primeiro passo na configuração do AAA foi definir a máquina de tratamento, e através dos “*general parameters*” (figura 3.1) definir também a informação acerca dos dados que foram adquiridos (energia utilizada, tipo de radiação, quais os campos medidos (*crossline* e *inline*), número de perfis e profundidade a que foram adquiridos, SSD).

A correta inserção destes dados é essencial para uma correta seleção de parâmetros genéricos da biblioteca. Estes parâmetros foram modulados para o acelerador utilizado clinicamente (*Elekta Synergy*). Os dados dosimétricos necessários para a configuração foram:

- PDD's;
- Perfis;
- Perfis Diagonais;
- *Output Factors*.

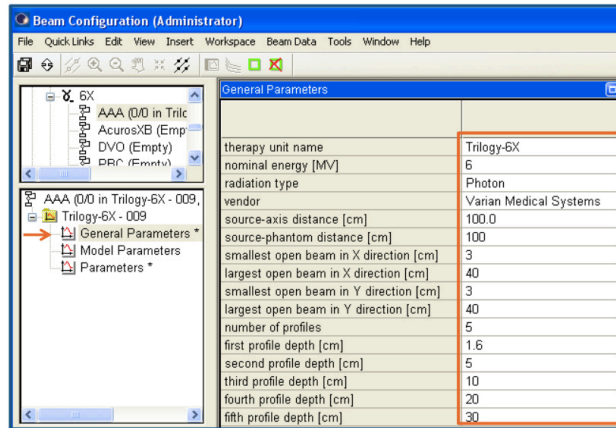


Figura 3.1- Configuração do AAA, escolha dos "General Parameters" [46].

Após a inserção dos dados medidos, é selecionada a opção "Calculate Beam Data", e nesta são obtidos os parâmetros da biblioteca, onde é configurado o feixe e calculado o histograma do erro gama (figura 3.2).

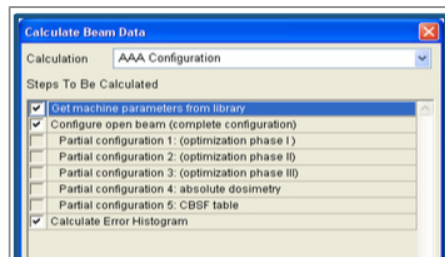


Figura 3.2- Configuração do AAA, "Calculate Beam Data" [46].

São apresentadas diversas fases de cálculo, e na figura 3.3 é possível observar o resultado após o cálculo de todas as fases.

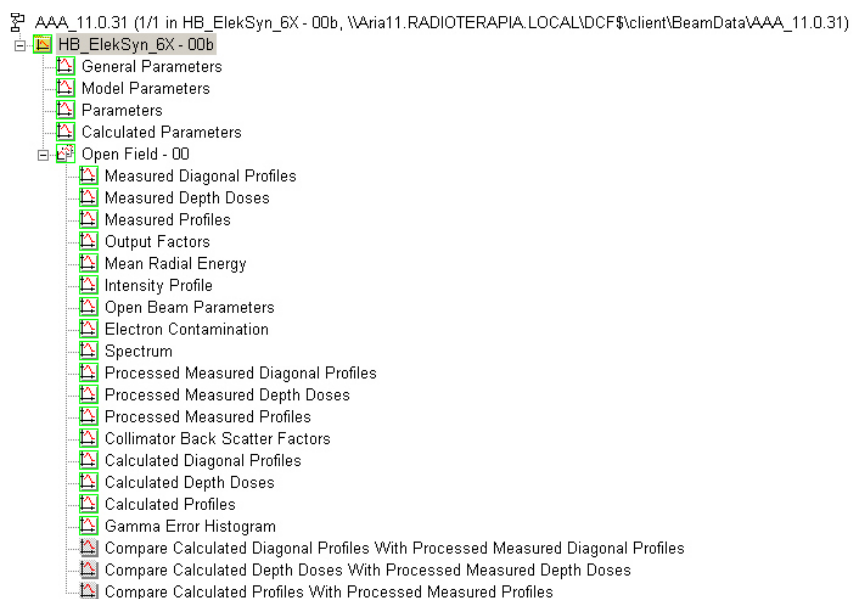


Figura 3.3- Resultado das diversas fases de cálculo.

3.3 VERIFICAÇÃO DO TPS-ECLIPSE

Sendo que o TPS-XiO já se encontra validado e o objetivo é implementar o TPS-Eclipse como TPS de verificação de MU, tal como é explicado na secção 1.2, a sua verificação comparativa do resultado dos cálculos foi feita em relação o TPS-XiO.

Assim, para verificar o TPS-Eclipse foram produzidos cálculos em situações específicas e controladas e, posteriormente, esses valores foram comparados com os que o TPS-XiO calculou. O objetivo foi avaliar as diferenças entre os dois sistemas de planeamento.

Após serem conhecidas as diferenças entre eles, existe a possibilidade de, caso seja necessário, modelar o TPS-Eclipse para que se aproxime o mais possível do TPS-XiO. Desta forma, na fase em que forem avaliadas situações reais (não ideais), as diferenças encontradas podem ser imputadas ao algoritmo.

Na figura 3.4, encontra-se esquematizado o processo seguido para a verificação do TPS-Eclipse.

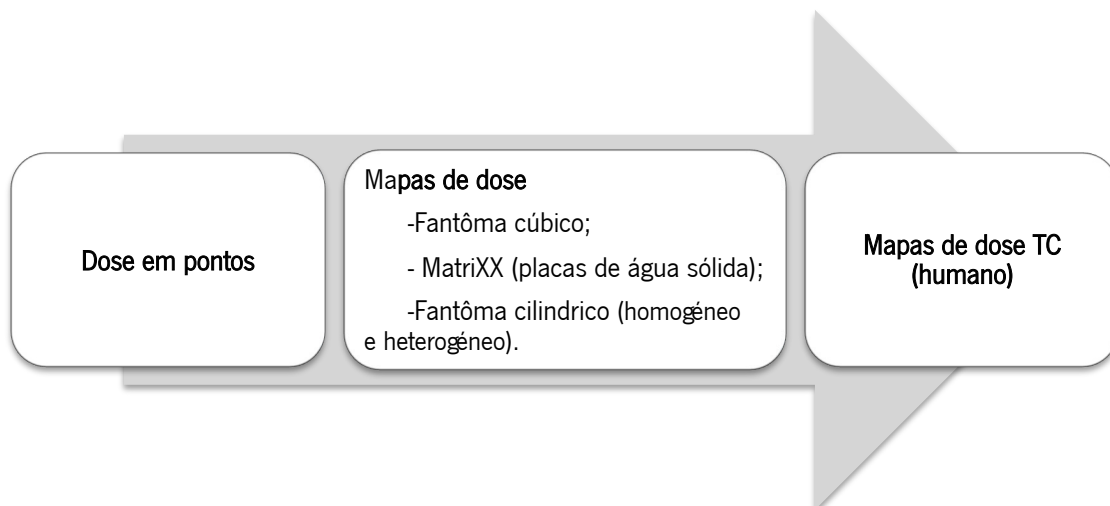


Figura 3.4- Esquema representativo do processo de validação do TPS-Eclipse.

3.3.1 MEDIÇÃO DE DOSE EM PONTOS

Na primeira fase de verificação do TPS-Eclipse, seguiram-se as considerações presentes no TECDOC-1583 [2], que recomenda a medição de dose em pontos, utilizando três campos de diferentes dimensões: um campo pequeno ($4 \times 4 \text{cm}^2$), o campo de referência ($10 \times 10 \text{cm}^2$), e um campo grande ($25 \times 25 \text{cm}^2$).

Para cada campo são propostas medições no eixo central e em pontos *off-axis* (dentro e fora dos limites de campo), para as profundidades de d_{max} (1,5cm), 5, 10 e 20cm (figura 3.5).

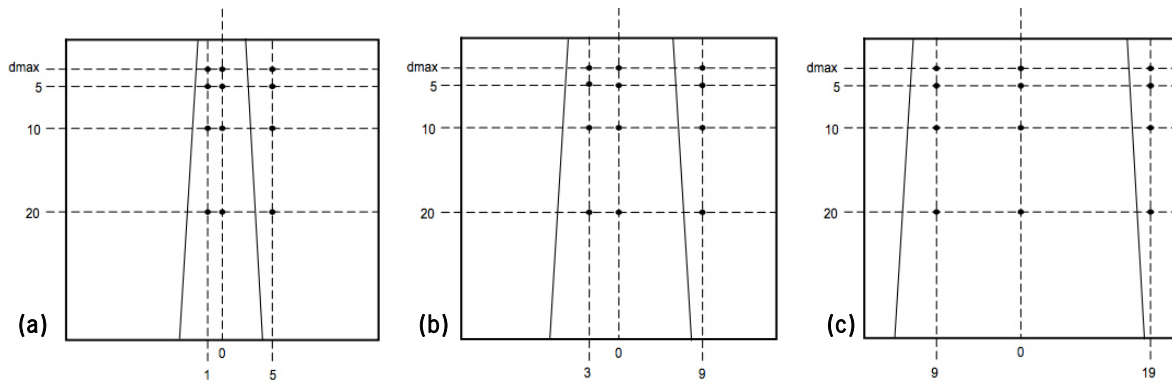


Figura 3.5- Ilustração Gráfica referente à localização dos pontos de interesse a) campo 4x4cm², eixo central; off-axis x=±1 e x=±5; b) campo 10x10cm², eixo central; off-axis x=±3 e x=±9; c) campo 25x25cm², eixo central; off-axis x=±9 e x=±19, [2]

Sendo o objetivo deste trabalho a comparação dos dois sistemas de planeamento, procedeu-se à criação de um fantôma com água virtual no TPS-Eclipse e no TPS-XiO, com as mesmas dimensões (40x48x40cm³) e verificou-se a dimensão da grelha de cálculo, de maneira a que esta fosse igual em ambos os sistemas de planeamento (figura 3.22).

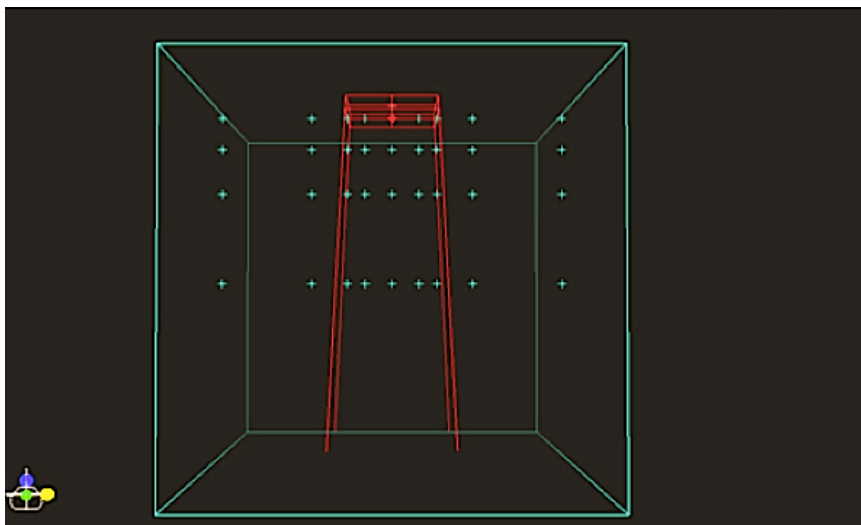


Figura 3.6 - Fantôma cúbico desenhado no TPS-XiO, com um campo 10x10cm², com os todos os pontos no eixo central e *off-axis*, para todas as profundidades analisadas.

Após a medição de dose em cada ponto, foi calculada a diferença de dose absoluta (Gy) e a diferença percentual de dose (%) dos valores obtidos por cada TPS, pela equação 3.1, adaptada de [2].

$$Diff(\%) = 100 \left(\frac{D_{Eclipse} - D_{XiO}}{D_{XiO}} \right), \tag{3.1}$$

onde $D_{Eclipse}$ é a dose calculada pelo TPS-Eclipse e D_{XiO} é a dose calculada pelo TPS-XiO, que funciona como dose de referência.

Foi ainda calculada a janela de aceitação (%) caso os dois TPS fossem validados de forma independente. Este parâmetro funciona como ferramenta de análise, no sentido em que, quando se obtém o valor da diferença percentual de dose, Diff(%), entre os dois TPS ser possível a percepção de que esse valor é aceitável ou se terá de ser ajustado. Para o cálculo desta incerteza aplicou-se a equação 3.2.

$$Janela\ de\ aceitação(\%) = 100 * (Tolerância_{Eclipse} + Tolerância_{xio}) * \left(\frac{D_{Eclipse}}{D_{xio}} \right) \quad (3.2)$$

sendo que a tolerância diz respeito à dose calculada pelo respetivo TPS em relação à dose medida aquando a validação, e este valor depende das imprecisões e reprodutibilidade dos valores medidos e calculados e da localização do ponto de interesse.

Assim, com as condições de medição, presentes na Tabela 3.1, foram analisados os resultados obtidos em cada ponto de interesse.

Tabela 3.1- Condições de medição.

Condições de Mediçã							
Energia (MeV)	MU	Grelha de cálculo (mm ³)	Ângulo de gantry (°)	Calibração da máquina (Gy/MU)	Campo de ref. (cm ²)	SSD (cm)	Profundidade (cm)
6	100	2,5X2,5X2,5	0	0.682/100	10x10	100	10

Para além dos pontos propostos pelo IAEA-TECDOC-1583 [2], foram ainda testados pontos que se encontravam medidos experimentalmente e que foram utilizados como grupo de controlo.

Foi então analisado o campo de referência de calibração, 10x10cm² e o 5x5cm² para as profundidades de 5, 10 e 20cm, com SSD a 100, 90 e 80cm. Foram realizadas medições no eixo central para as duas dimensões de campo (10x10cm² e o 5x5cm²) e para o campo de referência (10x10cm²) foram ainda realizadas duas situações *off-axis* (entre o CAX e a penumbra, e perto do limite de campo).

Ainda nesta primeira fase de verificação, foi realizado um estudo que permitiu avaliar a *performance* de cada TPS tendo em conta o desvio dos pontos relativamente ao limite de campo, ou seja, avaliar o efeito da proximidade de penumbra.

Assim sendo, para cada *off-axis*, exceto os que situam fora do limites de campo, foi calculado o desvio do ponto ao limite de campo, pela equação 3.3.

$$\text{Desvio ao limite de campo} = \left(\frac{F.S.}{2}\right) * \left(1 + \frac{(SSD(cm)+Profundidade(cm)-100)}{100}\right) - (Offaxis), \quad (3.3)$$

onde F.S é a dimensão de campo.

A dimensão de campo aumenta com a profundidade. Assim, para pontos no eixo central, a distância ao limite de campo aumenta com a profundidade e para pontos *off-axis* (dentro do limite de campo), a distância ao CAX mantém-se constante, enquanto que a distância ao limite de campo aumenta. Este efeito pode ser visualizado na figura 3.5.

Após o cálculo do desvio dos pontos em relação ao limite de campo, foi feita a sua comparação através do cálculo das diferenças percentuais de dose em cada TPS, quando comparados entre si, e individualmente com a dose medida experimentalmente (grupo de controlo)

3.3.2 MAPAS DE DOSE EM FANTÔMA CÚBICO E CILÍNDRICO

Tal como na medição de dose em pontos, nesta fase da verificação, procurou-se uma forma de ter um grupo de controlo que pudesse confirmar os valores obtidos. Para isso, recorreu-se à MatriXX (*Iba Dosimetry*) (figura 3.7), para proceder à comparação de mapas de dose entre:

1. MatriXX vs TPS-XiO;
2. MatriXX vs TPS-Eclipse;
3. TPS-XiO vs TPS-Eclipse.



Figura 3.7- MatriXX [47].

As medições na MatriXX foram realizadas segundo as condições de medição presentes na Tabela 3.1, com recurso a placas de água sólida (10cm de placas de água sólida), com a diferença que esta foi irradiada com 200MU, e não 100MU. De seguida, foi realizada uma TC à estrutura sendo esta posteriormente importada para os dois TPS, onde

através das HU foi possível conhecer a densidade eletrónica relativa da MatriXX e proceder às simulações de cálculo.

Após a simulação de cálculo, importaram-se as distribuições de dose absoluta e relativa, no plano XY (corte coronal), em relação ao ponto de interesse. Através do *software* da MatriXX, o *Omni'Pro l'mrt (Iba Dosimetry)* foi feita uma análise visual e matemática das curvas e dos mapas de dose relativos a cada comparação e posteriormente foram conhecidas as diferenças entre os dois TPS e de cada um em relação à MatriXX (figura 3.24).

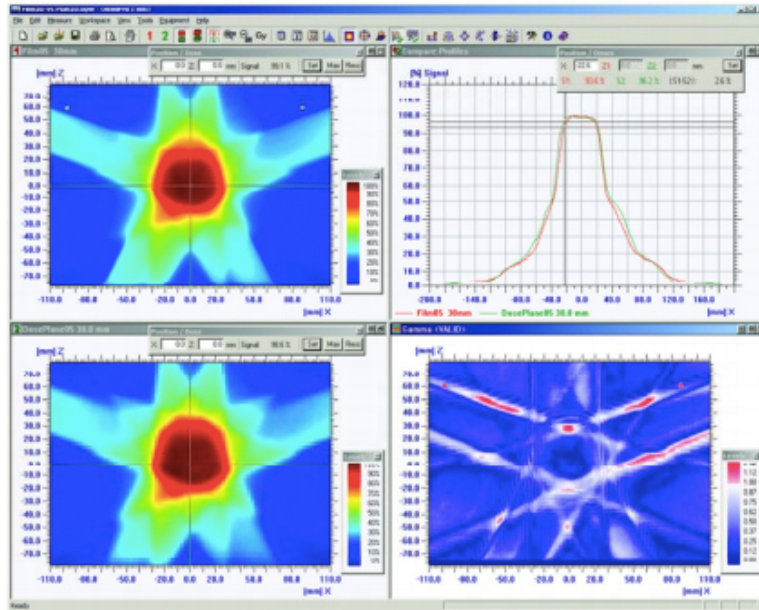


Figura 3.8- Exemplo de uma análise feita no *software* da MatriXX [47].

Para despistar qualquer variação anormal, antes de se iniciar as comparações dos mapas de dose, realizou-se uma avaliação unidimensional entre os três elementos. Assim, para 200MU, nas coordenadas $x=0$ e $y=0$, foram avaliados os seguintes parâmetros:

- (F.S.)(X,Y; cm);
- Homogeneidade (X,Y;%);
- Simetria (X,Y;%);
- Penumbra média (X,Y; cm);
- FWHM (X,Y; cm);
- $D_{0,0}$ (cGy);
- D_{max} (cGy);
- $X(D_{max})$ cm);
- $Y(D_{max})$ cm)

Realizado este estudo, procedeu-se então à comparação dos mapas de dose entre os casos em análise. Foi feita uma análise com diferentes dimensões de ROI (do inglês, *region of interest*): $4 \times 4 \text{ cm}^2$, de forma a estudar os valores relativos à zona do eixo central; $8 \times 8 \text{ cm}^2$ e $9 \times 9 \text{ cm}^2$ para englobar todos os valores *off-axis* que se situem dentro do limite de campo; $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com o intuito de verificar o comportamento no limite de campo; $12 \times 12 \text{ cm}^2$ para analisar na zona $0,5 \text{ cm}$ para lá do limite de campo e finalmente $14 \times 14 \text{ cm}^2$, que se situa a $1,5 \text{ cm}$ para lá do limite de campo, na zona em que não há qualquer tipo de fiabilidade de verificação (figura 3.9).

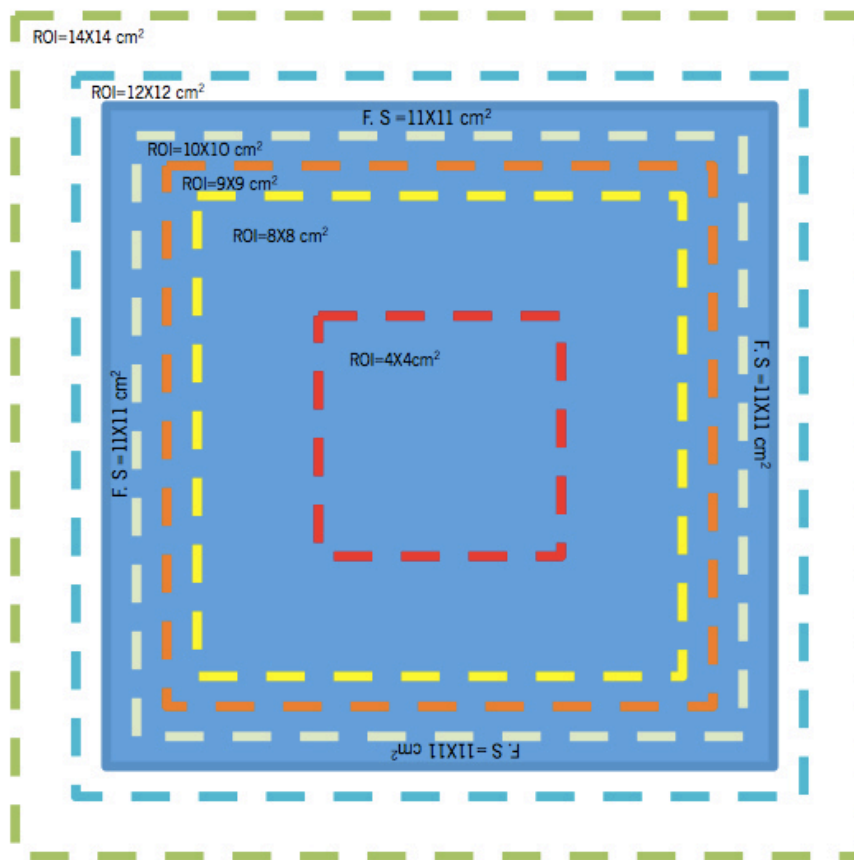


Figura 3.9 - Esquema representativo da dimensão de cada ROI utilizada em relação ao tamanho de campo.

Após a designação do grupo de controlo, iniciou-se o estudo dos mapas de dose (TPS-Eclipse vs TPS-XiO) em duas circunstâncias: num fantôma cúbico, o mesmo que foi utilizado na medição de dose em pontos ($40 \times 48 \times 40 \text{ cm}^3$), figura 3.6, e num fantôma cilíndrico (homogéneo e heterogéneo).

No caso do fantôma cúbico com água virtual, os cálculos foram efetuados sob as condições presentes na Tabela 3.1, mantendo a dimensão de campo e variando a

profundidade e o SSD, Tabela 3.2, de forma a que na profundidade em questão, o campo tivesse realmente a dimensão de $10 \times 10 \text{cm}^2$.

Tabela 3.2- Medições efetuadas no fantôma cúbico com água virtual.

F.S (cm ²)	Profundidade (cm)	SSD (cm)	Grid de cálculo (mm ³)	ROI (cm ²)
10X10	1,5	98,5	2,5X2,5X2,5	4x4
10X10	1,5	98,5	2,5X2,5X2,5	8x8
10X10	1,5	98,5	2,5X2,5X2,5	12x12
10X10	5	95	2,5X2,5X2,5	4x4
10X10	5	95	2,5X2,5X2,5	8x8
10X10	5	95	2,5X2,5X2,5	12x12
10X10	10	90	2,5X2,5X2,5	4x4
10X10	10	90	2,5X2,5X2,5	8x8
10X10	10	90	2,5X2,5X2,5	12x12
10X10	20	80	2,5X2,5X2,5	4x4
10X10	20	80	2,5X2,5X2,5	8x8
10X10	20	80	2,5X2,5X2,5	12x12

O facto de se ter avaliado mapas de dose em dois tipos de fantôma, teve como objetivo constatar o efeito da curvatura no cálculo de dose. Assim, com esta escolha de fantômas foi possível realizar um estudo acerca do efeito da curvatura e do efeito da heterogeneidade.

Tal como foi estudado no grupo de controlo, foi também realizado um estudo de variação de ROI no fantôma cúbico, para as dimensões de 4×4 , 8×8 e $12 \times 12 \text{cm}^2$, mais uma vez, como forma de avaliação das doses no eixo central, *off-axis* e fora do limite de campo, respetivamente.

Relativamente ao fantôma cilíndrico, este foi criado nos dois TPS, de forma mais semelhante possível, tendo de altura 40cm, e um raio de 20cm, com um espaçamento entre cortes de 0,20cm. Assim, foi desenhado no TPS-Eclipse um cilindro com $V=50594 \text{cm}^3$ e no TPS-XiO um cilindro com $V=50407 \text{cm}^3$.

Para este estudo, os cálculos foram realizados mantendo o SSD e a profundidade constante, e variando o tamanho de campo, tal como se pode observar na Tabela 3.3.

Tabela 3.3- Medições realizadas no fantôma cilíndrico.

F.S (cm ²)	Profundidade (cm)	SSD (cm)	Grid de cálculo (mm ³)	ROI (cm ²)
4x4	20	80	2,5X2,5X2,5	2x2
10X10	20	80	2,5X2,5X2,5	4x4
10X10	20	80	2,5X2,5X2,5	8x8
20x20	20	80	2,5X2,5X2,5	4x4
20X20	20	80	2,5X2,5X2,5	18x18

Para o fantôma cilíndrico homogêneo, atribuiu-se uma densidade eletrônica relativa de 1 de forma a simular água. Para proceder ao estudo das heterogeneidades, dividiu-se o cilindro em coroas com diferentes densidades eletrônicas: água, ar e osso (figura 3.10).

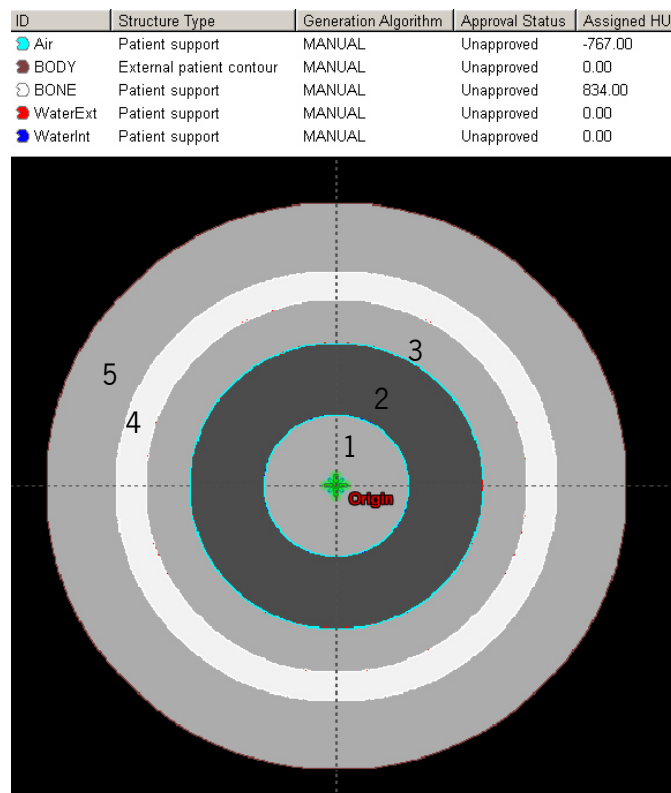


Figura 3.10 - Cilindro heterogêneo utilizado nos cálculos do TPS-Eclipse e TPS-XiO, sendo que a coroa 1 corresponde a água, a 2 a ar, 3 a água novamente, a 4 corresponde a osso e a 5 simula o *Body*.

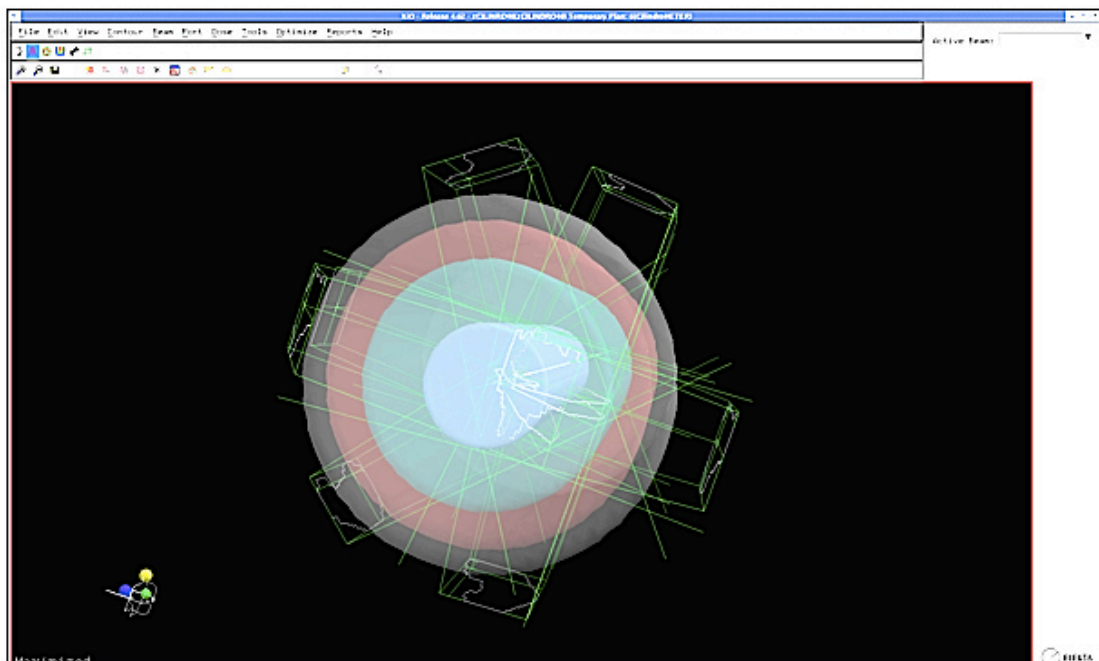
No TPS-XiO, foram introduzidas as densidades relativas, que são as mesmas que serão utilizadas na TC, e no TPS-Eclipse as densidades foram obtidas através das HU (Tabela 3.4).

Tabela 3.4- Valores das REDs atribuídos às diferentes coroas do cilindro heterogéneo.

	XiO	Eclipse
Ar	0,21 (RED)	-767HU \approx 0,21 (RED)
Osso	1,51 (RED)	834HU \approx 1,51 (RED)

3.3.3 MAPAS DE DOSE DE COMBINAÇÃO DE CAMPOS EM FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÉNEO

Após o estudo do efeito da heterogeneidade, recorrendo à ferramenta ROI e a diferentes dimensões de campo, passou-se à análise, ainda no cilindro heterogéneo, com uma combinação de campos (figura 3.11).

**Figura 3.11-** Cilindro Heterogéneo, com a combinação de campos escolhida.

Assim, sendo o objeto de estudo um cilindro com uma combinação de campos, ao contrário do que se realizou até ao presente ponto (uma análise com diferentes tamanhos de ROI), foi analisado todo o plano (ROI=40x40cm²) e posteriormente realizada uma estatística dos pontos que se encontram em cada intervalo.

Para isso, foi escolhida uma combinação de campos relativa a um caso real de esófago, visto o volume alvo possuir uma forma aproximadamente cilíndrico e situar-se no centro do Tórax, que de uma forma simplista se pode aproximar ao cilindro (figura 3.12). Os campos utilizados foram:

- Oblíquo Posterior Esquerdo (OPE);
- Oblíquo Anterior Direito (OAD);
- Oblíquo Anterior Esquerdo (OAE);
- Oblíquo Posterior Direito (OPD);
- Posterior Anterior Esquerdo (PAE);
- Não-Coplanar (NC).

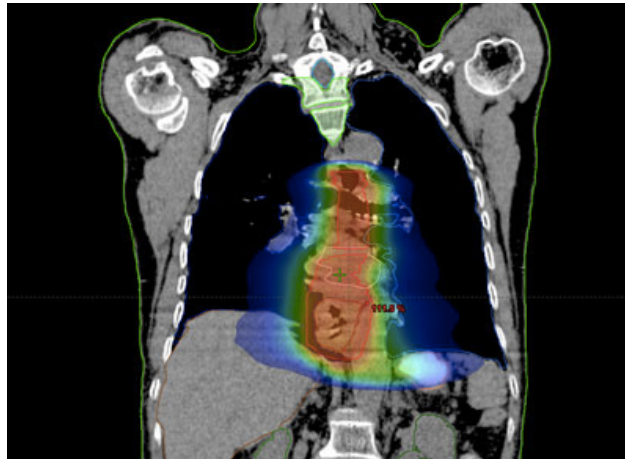


Figura 3.12- Exemplo de um plano dosimétrico de caso de esófago.

Os campos foram depois exportados como *template* e importados para o fantôma cilíndrico heterogêneo (figura 3.11), mantendo as unidades monitoras, com o intuito de analisar os três cortes no eixo central: Axial, Sagital e Coronal. Nesta análise, as curvas foram normalizadas à dose de prescrição.

3.3.4 MAPAS DE DOSE DE COMBINAÇÃO DE CAMPOS EM TC-EXEMPLO

Após o estudo da configuração de campos no cilindro heterogêneo, passou-se para uma situação mais complexa, em que os cálculos foram feitos numa TC real, onde a heterogeneidade não é controlada. Note-se que até este ponto, a grelha de cálculo dos TPS foi ajustada de forma a que fosse igual nos dois casos ($2,5 \times 2,5 \times 2,5 \text{mm}^3$).

Na avaliação da TC, decidiu-se utilizar a grelha de cálculo que se apresenta por *default* no TPS-XiO ($4 \times 4 \times 4 \text{mm}^3$) e manteve-se a do TPS-Eclipse ($2,5 \times 2,5 \times 2,5 \text{mm}^3$) uma vez que, assim que o TPS-Eclipse for implementado como TPS de verificação de unidades monitoras, seria demasiado *time consuming*, sempre que se quisesse verificar algum plano ter que o converter o TPS-XiO para a mesma grelha de cálculo do TPS-Eclipse.

Assim sendo, com diferentes grelhas de cálculo, foram avaliados os três cortes (Axial, Sagital e Coronal) no plano do ponto de prescrição.

A partir deste passo, todas as diferenças encontradas no cálculo de dose serão imputadas à forma como o algoritmo lida com as heterogeneidades, uma vez que os TPS foram sujeitos a uma série de verificações com um crescente nível de complexidade.

3.3.5 AVALIAÇÃO DO DVH

Após a análise dos três cortes, foi feita a análise dos DVHs, construídos pelos respetivos TPS a partir dos mapas de dose que cada algoritmo produziu, primeiramente através de comparação de dose em pontos e através da análise gráfica, para conferir a(s) zona(s) onde se constata(m) as maiores diferenças. A inspeção dos DVHs permitem a identificação de características clinicamente relevantes de uma distribuição de dose absorvida, tais como a presença (mas não a localização) de regiões de alta ou baixa dose, ou ainda outras heterogeneidades, que de outra forma seriam pouco perceptíveis.

Foi também verificado o cálculo de volumes em cada TPS, com o intuito de verificar se existia uma diferença significativa entre o que cada um calcula.

CAPÍTULO 4: TRATAMENTO DE RESULTADOS

4. TRATAMENTO DE RESULTADOS

4.1 CONFIGURAÇÃO DO TPS-ECLIPSE

Na comparação entre as curvas medidas e calculadas (através da análise dos perfis e PDDs), a análise dos PDDs foi dividida em duas regiões: antes e depois do d_{max} e a análise dos perfis foi realizada em três regiões: dentro do limite de campo, na zona das penumbras e fora do limite de campo, utilizando como critério de tolerância da função gama (3%, 3mm), gráfico 4.1. A função gama é um índice que compara diferenças da distância e da dose a partir de critérios de aceitação predefinidos pelo utilizador (que neste caso foi de 3%, 3mm) [39].

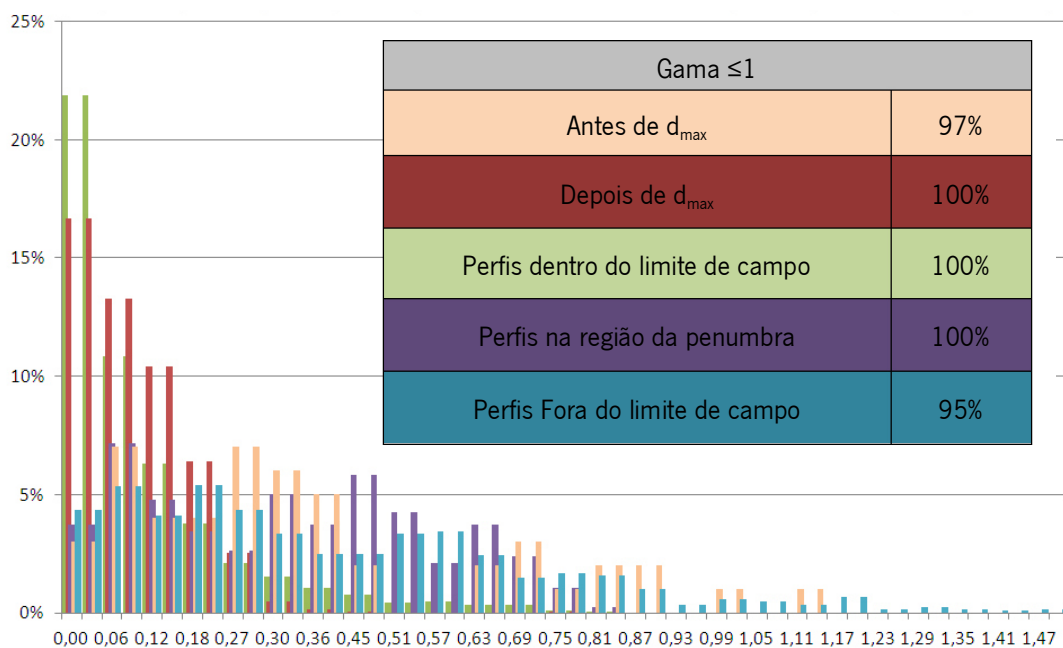


Gráfico 4.1- Histograma de erros, gerado aquando a configuração do algoritmo AAA.

Verifica-se pela análise do histograma (gráfico 4.1), que na comparação dos PDDs (medido e calculado) após o d_{max} , 100% dos pontos cumprem o critério $\text{gama} \leq 1$, ou seja 100% dos pontos nessa zona estão dentro do critério dos 3%, 3mm. Por outro lado, antes do d_{max} constatou-se que 97% dos pontos cumprem o critério. Relativamente aos perfis, verifica-se uma concordância das curvas com o critério estipulado, nas zonas dentro do limite de campo e na região de penumbra. Para as zonas fora do limite campo, 95% dos pontos cumprem o critério $\text{gama} \leq 1$.

Conclui-se que as curvas calculadas, quando comparadas com as medidas, cumprem os critérios de tolerância, pelo que se considera que a configuração do algoritmo foi realizada com sucesso.

Após a configuração do AAA, o passo seguinte passou por verificar o sistema de planeamento.

4.2 MEDIÇÃO DE DOSE EM PONTOS

Seguindo as considerações do TECDOC-1583 [2], foram calculadas as doses nos pontos propostos, e a diferença percentual de dose, Diff (%), obtida por cada TPS, assim como a janela de aceitação de valores. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 4.1.

Tabela 4.1- Valores obtidos para o cálculo de dose nos pontos e condições propostas pelo TECDOC-1583, com a exceção dos pontos *off-axis* fora do limite do campo.

F.S. (cm ²)	Profundidade (z,cm)	Off-axis (x,cm)	D_{Xio} (cGy)	$D_{Eclipse}$ (cGy)	Diff (%)	Janela de aceitação (%)
4x4	1,5	0	95,40	93,70	-1,78	3,93
4x4	5	0	79,60	79,40	-0,25	3,99
4x4	10	0	59,70	59,30	-0,67	3,97
4x4	20	0	33,60	32,90	-2,08	3,98
4x4	1,5	1	94,90	93,30	-1,69	5,90
4x4	5	1	79,00	78,80	-0,25	5,98
4x4	10	1	59,30	58,80	-0,84	5,95
4x4	20	1	33,40	32,70	-2,10	5,87
10x10	1,5	0	101,80	100,80	-0,98	3,96
10x10	5	0	87,40	87,50	0,11	4,00
10x10	10	0	68,20	68,40	0,29	4,01
10x10	20	0	40,20	40,50	0,75	4,03
10x10	1,5	3	103,00	101,70	-1,26	5,92
10x10	5	3	87,70	87,70	0,00	6,00
10x10	10	3	67,90	67,90	0,00	6,00
10x10	20	3	39,80	39,80	0,00	6,00
25x25	1,5	0	107,30	106,80	-0,47	3,98
25x25	5	0	95,00	94,90	-0,11	4,00
25x25	10	0	76,80	77,00	0,26	4,01
25x25	20	0	48,30	48,60	0,62	4,02
25x25	1,5	9	109,80	110,10	0,27	6,02
25x25	5	9	95,70	96,10	0,42	6,03
25x25	10	9	75,60	76,40	1,06	6,06
25x25	20	9	46,20	47,10	1,95	6,12

Avaliando as Diff(%) entre os dois TPS, concluiu-se que todos pontos com SSD=100cm analisados no eixo central e em pontos *off-axis*, dentro do limite de campo, possuem uma diferença percentual na ordem dos $\pm 2\%$ (Tabela 4.1). A medição dos pontos *off-axis* foi realizada efetuando a variação de $+x$ e $-x$, no entanto, verificou-se uma simetria entre os valores, pelo que só se encontram apresentados os resultados para os valores positivos de x .

Observando os pontos propostos pelo TECDOC-1583 [2], constatou-se que existiam medições experimentais feitas aquando a validação do TPS-XiO, para o campo $10 \times 10 \text{cm}^2$ à profundidade de 5 e 10cm, no eixo central, e para o mesmo campo, à profundidade de 10 e 20cm, em pontos *off-axis* ($x=3\text{cm}$) (pontos realçados a cinzento na Tabela 4.1).

Assim, estes dados medidos foram comparados de forma individual com cada TPS, como forma de controlo. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 4.2.

Tabela 4.2- Grupo de dados utilizado como controlo na medição de dose em pontos.

F.S. (cm^2)	Profundidade (z, cm)	Off-axis (x, cm)	Diff(%) Medido vs D_{XiO}	Diff (%) Medido vs $D_{Eclipse}$	Tolerância (%)
10x10	5	0	0,06	0,17	2
10x10	10	0	0,29	0,59	2
10x10	10	3	0,52	0,52	3
10x10	20	3	0,48	0,48	3

O TECDOC-1583 [2], propõe ainda, para além dos pontos apresentados na Tabela 4.1, medições para pontos *off-axis* fora do limite de campo e devido ao facto de estes serem pontos que na prática não podem ser verificados, foram analisados separadamente dos restantes.

Para os pontos medidos fora do limite de campo (no campo $4 \times 4 \text{cm}^2$, $x=5\text{cm}$; no campo $10 \times 10 \text{cm}^2$, $x=9\text{cm}$ e no campo $25 \times 25 \text{cm}^2$, $x=19\text{cm}$) obtiveram-se diferenças percentuais de dose que atingiram os 300%. No entanto, este valor varia consoante a forma como é analisado. Para a obtenção das diferenças percentuais em todos os casos estudados, aplicou-se a equação 3.1. No entanto, *Vanselaar et al.* 2001 [35], admite a possibilidade de aplicar a equação 4.1 em situações nas quais os pontos em análise se encontrem fora do limite de campo e sob blocos (MLC). Assim, o cálculo é feito relacionando o ponto *off-axis* com a dose medida no ponto à mesma profundidade que o ponto em estudo, mas no eixo central.

Aplicando então a equação 4.1, obtiveram-se novos resultados para as diferenças percentuais, tal como se pode verificar na Tabela 4.3.

$$Diff(\%) = 100 \left(\frac{D_{Eclipse} - D_{XIO}}{D_{XIO,CAX}} \right), \quad (4.1)$$

Tabela 4.3- Resultados para *off-axis* fora do limite de campo, quando calculados com diferentes equações para a Diff (%)

F.S.(cm ²)	Prof. (z,cm)	<i>Off-axis</i> (x,cm)	D _{xio} (cGy)	D _{Eclipse} (cGy)	Diff (%) Eq.(3.1)	Diff (%) Eq.(4.1)	Janela de aceitação (%)
4x4	1,5	5	0,20	0,50	150,00	0,31	15,00
4x4	5	5	0,50	0,70	40,00	0,25	8,40
4x4	10	5	0,80	1,00	25,00	0,34	7,50
4x4	20	5	0,90	1,10	22,00	0,61	7,33
10x10	1,5	9	0,70	1,80	157,14	1,08	15,43
10x10	5	9	1,20	2,30	91,67	1,26	11,50
10x10	10	9	1,70	2,90	70,59	1,76	10,24
10x10	20	9	1,90	3,10	63,16	2,99	9,79
25x25	1,5	19	0,80	3,20	300,00	2,24	24,00
25x25	5	19	1,20	3,60	200,00	2,53	18,00
25x25	10	19	1,90	4,40	131,58	3,26	13,89
25x25	20	19	3,50	5,00	42,86	3,11	8,57

Comparando a Diff(%) calculada utilizando as a equação 3.1 e 4.1, verifica-se uma variação significativa de valores, sendo que com a equação 4.1, todos os pontos encaixam na janela de aceitação que tem em consideração as tolerâncias para pontos no eixo central e *off-axis*, estipuladas no TECDOC-1583 [2].

Apesar de haver a possibilidade de aplicar a equação 4.1 para pontos fora do limite de campo e obter assim valores visualmente mais agradáveis para a diferença percentual, em termos práticos, a incerteza na medição continua a existir e essa incerteza é de tal ordem que os valores obtidos não podem ser tidos como credíveis. Além disso, em termos experimentais, não é possível a verificação de pontos fora do limite de campo. Desta forma, independentemente da equação utilizada é extremamente importante ter em consideração a grandeza da incerteza na medição, pois estes pontos não são pontos de verificação, mas sim pontos que permitem a antevisão do que poderá acontecer aquando a elaboração dos mapas de dose.

Para além dos pontos propostos pelo TECDOC-1583 [2], foram testados pontos que se encontravam medidos e poderiam ser utilizados como grupo de controlo. Os resultados obtidos nas medições realizadas com o grupo de controlo encontram-se na Tabela 4.4.

Tabela 4.4- Medições realizadas com o grupo de controlo

F.S (cm ²)	Prof. (z,cm)	SSD (cm)	Off-axis (x,cm)	Diff (%) D _{medida} vs D _{X10}	Diff (%) D _{medida} vs D _{Eclipse}	Tol. (%)	Diff (%) D _{X10} vs D _{Eclipse}	Janela de aceitação (%)
10x10	5	90	0	-0,03	0,16	2	0,19	4,01
10x10	5	90	2,5	0,20	0,29	3	0,09	6,01
10x10	10	90	0	0,27	0,64	2	0,37	4,01
10x10	10	90	4,5	2,35	4,84	3	2,43	6,15
10x10	20	90	0	0,66	0,62	2	0,85	4,03
10x10	5	80	0	0,11	0,48	2	0,38	4,02
10x10	10	80	0	0,37	0,77	2	0,40	4,02
10x10	10	80	3	0,58	1,09	3	0,51	6,03
10x10	20	80	0	1,01	1,91	2	0,89	4,04

Analisando a Tabela 4.4, constata-se que todos os pontos cumprem os critérios de tolerância estipulados no TECDOC-1583 [2], excepto o ponto *off-axis* a 5mm do limite de campo (x=4,5cm). Este ponto é um ponto suspeito, tanto em termos experimentais - pois na sua medição foi utilizada uma câmara de ionização FC65-G², que devido à proximidade do limite de campo sofreu o efeito de sombra das lâminas, provocando uma variação de valores; como em termos teóricos - visto que o cálculo não associa a incerteza na medição com a câmara.

Avaliando a diferença percentual entre o cálculo realizado pelos dois TPS, verificou-se em todas os pontos analisados, uma Diff(%) que encaixa na janela de aceitação.

No estudo do efeito da proximidade da penumbra, após o cálculo da distância ao limite de campo, foram calculadas as diferenças de dose apresentadas por cada TPS. Os resultados encontram-se no gráfico 4.2. Como forma de facilitar a leitura do gráfico 4.2, cada valor de desvio em relação ao limite de campo encontra-se etiquetado com um número, que

² É uma câmara de ionização do tipo Farmer (*iba dosimetry*) que possui um volume de 0,65cm³, e é considerada o detector de referência [42].

por sua vez se encontra discriminado na Tabela 4.5 onde é possível conhecer as características do ponto em análise.

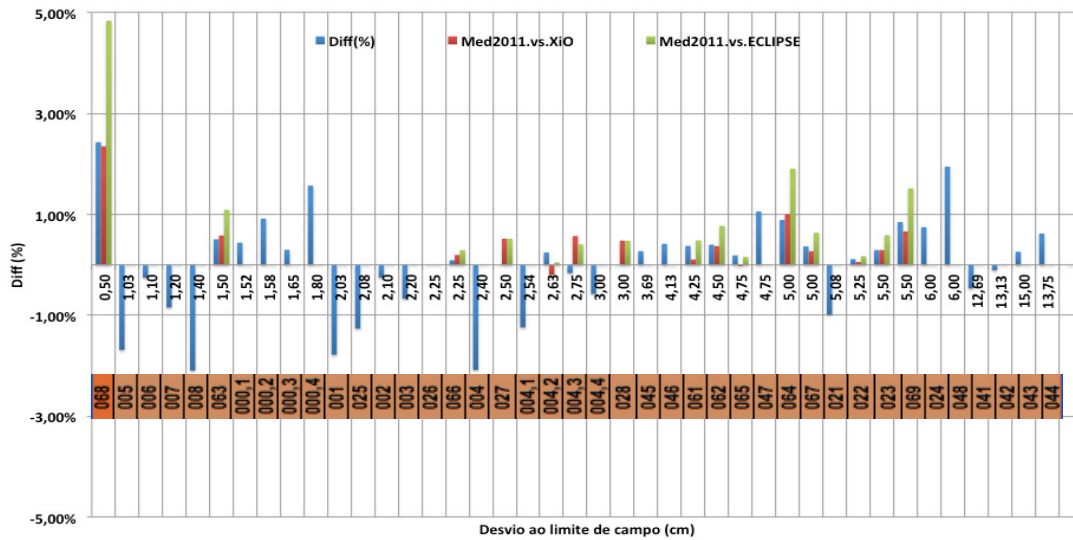


Gráfico 4.2- Diferença percentual de dose em função do desvio ao limite de campo (cm), entre o TPS-Eclipse e o TPS-XiO – cor azul; dados medidos aquando a validação TPS-XiO e os calculados pelo TPS-XiO – cor vermelha e finalmente dados medidos aquando a validação do TPS- XiO e os calculados pelo TPS-Eclipse - cor verde.

Tabela 4.5- Tabela auxiliar para a leitura do gráfico 4.2.

ID.Ponto	F.S. (cm)	SSD (cm)	Profundidade (mm)	Desvio do limite de campo (cm)	Off-axis (cm)	Tolerância (%)
068	10	90	100	0,50	4,5	3
005	4	100	15	1,03	1	3
006	4	100	50	1,10	1	3
007	4	100	100	1,20	1	3
008	4	100	200	1,40	1	3
063	10	80	100	1,50	3	3
000,1	3	100	15	1,52	0	2
000,2	3	100	50	1,58	0	2
000,3	3	100	100	1,65	0	2
000,4	3	100	200	1,80	0	2
001	4	100	15	2,03	0	2
025	10	100	15	2,08	3	3
002	4	100	50	2,10	0	2
003	4	100	100	2,20	0	2
026	10	100	50	2,25	3	3
066	10	90	50	2,25	2,5	3
004	4	100	200	2,40	0	2
027	10	100	100	2,50	3	3
004,1	5	100	15	2,54	0	2

004,2	5	100	50	2,63	0	2
004,3	5	100	100	2,75	0	2
004,4	5	100	200	3,00	0	2
028	10	100	200	3,00	3	3
045	25	100	15	3,69	9	3
046	25	100	50	4,13	9	3
061	10	80	50	4,25	0	2
062	10	80	100	4,50	0	2
065	10	90	50	4,75	0	2
047	25	100	100	4,75	9	3
064	10	80	200	5,00	0	2
067	10	90	100	5,00	0	2
021	10	100	15	5,08	0	2
022	10	100	50	5,25	0	2
023	10	100	100	5,50	0	2
069	10	90	200	5,50	0	2
024	10	100	200	6,00	0	2
048	25	100	200	6,00	9	3
041	25	100	15	12,69	0	2
042	25	100	50	13,13	0	2
043	25	100	100	13,75	0	2
044	25	100	200	15,00	0	2

Na Tabela 4.5 os pontos que foram medidos, ou seja, que foram utilizados como grupo de controlo, encontram-se destacados a cinzento. Este grupo representa 36% das medidas efetuadas. Analisando o gráfico 4.2, verifica-se que nos valores da diferença percentual entre os dois TPS, não existe qualquer tipo de padrão ou tendência que demonstre que o TPS-Eclipse sobrevalorize ou não os valores das doses calculadas. Assim sendo, não há nada que se possa fazer na modulação para aproximar mais os TPS.

Verifica-se ainda que, nas três comparações (TPS-Eclipse vs TPS-XiO; Medido vs Eclipse; Medido vs XiO), a variação na diferença de dose é na ordem dos $\pm 2\%$, pelo que nestas condições, o TPS-XiO confirma a validação, o Eclipse seria validado, e a diferença entre os dois TPS é da mesma ordem que a tolerância proposta pelo TECDOC-1583 [2].

Dos pontos apresentados na Tabela 4.5, somente o ponto 068 não seria validado pelo TPS-Eclipse. No entanto, não se procedeu à modulação para ajustar esse valor, visto que esse foi um ponto suspeito devido à sua baixa exatidão na medição, pelo que não é de forma

alguma coerente realizar alterações nas curvas dos perfis de dose, alterando assim todos os outros pontos (que estão a cumprir os critérios de tolerância) em prol de um ponto que não é considerado credível, devido à sua baixa exatidão na medição.

4.3 MAPAS DE DOSE

4.3.1 GRUPO DE CONTROLO

Avançando para a medição de mapas de dose, a primeira fase passou por definir um grupo de controlo, à semelhança do que aconteceu na medição de dose em pontos.

Para isso, recorreu-se à MatriXX e elaborou-se primeiramente um estudo unidimensional entre os três sistemas a comparar. Para uma irradiação de 200MU, os resultados obtidos encontram-se na Tabela 4.6.

Tabela 4.6- Análise unidimensional entre os TPS e a MatriXX.

	MatriXX (1)	TPS-XiO (2)	TPS-Eclipse (3)			
SSD (cm)	100	100	100			
Profundidade (cm)	10	10	10	Dif. (1)	Dif. (1)	Dif. (2)
F.S. (X,Y,cm)	11X11	11X11	11X11	vs (2)	vs (3)	vs (3)
Homogeneidade (X,%)	105,83	104,24	103,84	-1,59	-1,99	-0,40
Simetria (X,%)	100,72	100,12	100,95	-0,6	0,23	0,83
Penumbra média (X,cm)	0,965	0,695	0,475	-0,27	-0,49	-0,22
FWHM (X,cm)	10,89	11,01	11,02	0,12	0,13	0,01
Homogeneidade (Y,%)	104,29	104,18	104,43	-0,11	0,14	0,25
Simetria (Y,%)	100,71	100,1	100,13	-0,61	-0,58	0,03
Penumbra média (Y,cm)	0,98	0,70	0,56	-0,28	-0,42	-0,14
FWHM (Y,cm)	10,95	11,01	10,99	0,06	0,04	-0,02
$D_{0,0}$ (cGy)	136,8	136,5	136,9	-0,22%	0,10%	0,31%
D_{max} (cGy)	138,7	136,8	138,0	-1,35%	-0,44%	0,92%
$X(D_{max})$ (cm)	-1,00	-0,62	-0,40	0,38	0,60	0,22
$Y(D_{max})$ (cm)	1,95	0,43	1,50	-1,52	-0,45	1,07

A análise destes dados permitiu o conhecimento de cada um dos sistemas a avaliar e das diferenças que estes produziam quando comparados entre si ou com a MatriXX. Assim, de uma forma geral, em relação à homogeneidade e à simetria, constata-se melhores resultados nos dois TPS do que na MatriXX, o mesmo acontece no parâmetro de análise da largura a meia altura, FWHM (do inglês *full width at half maximum*), que tal como o nome

indica, determina a largura do campo a meia altura, em que o ideal seria $x=11\text{cm}$ (Tabela 4.7).

Relativamente à penumbra, é de notar que a MatriXX vê penumbras superiores às que são calculadas nos dois TPS, ou seja, é de esperar que na zona dos 80% a MatriXX calcule doses mais baixas que os TPS, enquanto na zona da umbra, inverta esse comportamento.

Em relação ao valor da dose nas coordenadas $x=0$, $y=0$, obtiveram-se valores muito aproximados entre todos os sistemas, sendo que neste parâmetro o TPS-Eclipse se aproxima mais do valor medido na MatriXX. No entanto, o valor calculado pelo TPS-XiO é o que se aproxima mais do valor de referência (Tabela 4.7).

Tabela 4.7- Valores de referência, estipulados aquando a validação do TPS-XiO.

Valores de Referência	
Homogeneidade (D_{\max}/D_{\min} (IEC),%)	106
Simetria (<i>Point Difference Quotient</i> (IEC),%)	103
Penumbra Média (<i>Inline</i> ,cm)	<0,70
Penumbra Média (<i>Crossline</i> , cm)	<0,85
FWHM (cm)	11,0±0,1
Dose(0;0) (cGy)	136,4

Relativamente à dose máxima, a dose que o TPS-Eclipse calcula está mais próxima da dose calculada pela MatriXX do que a que calculada pelo TPS-XiO. Note-se ainda que, as doses máximas não são fixas e que as coordenadas da sua localização variam consoante o TPS a utilizar, apesar de se manterem no mesmo quadrante, tal como se pode observar no gráfico 4.3.

Analisando em termos de distância, verifica-se efetivamente que a variação de menor distância ocorre na comparação TPS-Eclipse vs MatriXX (r_{13}).

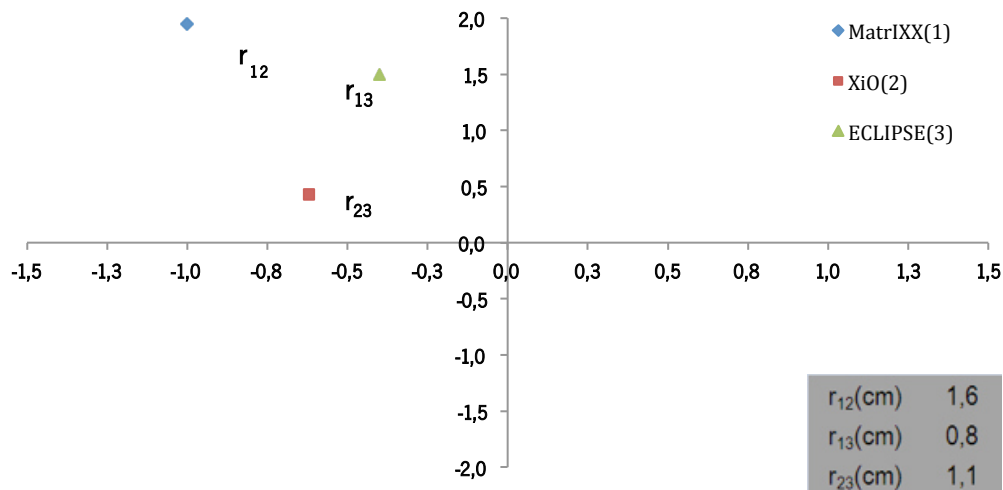


Gráfico 4.3- Variação da posição da localização da dose máxima.

Após a análise unidimensional, procedeu-se ao estudo dos mapas de dose (análise bidimensional).

Assim, para o campo $11 \times 11 \text{ cm}^2$ e segundo as condições de medição presentes na Tabela 3.1, mas com uma irradiação de 200MU, produziu-se uma análise dos mapas de dose variando o tamanho da ROI, que se encontram ilustrados na figura 3.9.

Observando somente a imagem 4.27, e com os resultados obtidos até ao momento, espera-se que as zonas da ROI= 4×4 , 8×4 e $9 \times 9 \text{ cm}^2$ sejam as zonas com maior concordância entre a os TPS e na comparação com a MatriXX, pois como já foi referido, remetem para zonas do eixo central e *off-axis* longe das penumbras. A partir da ROI= $10 \times 10 \text{ cm}^2$, espera-se uma maior variação de resultados, visto a proximidade ao limite de campo e pelo facto de na ROI= 12×12 e $14 \times 14 \text{ cm}^2$ se estar a avaliar doses fora do limite de campo.

Para cada tamanho de ROI foi estipulado um critério de tolerância de forma a ser possível avaliar a percentagem de valores contidos nesse intervalo. A escolha dos critérios teve por base as recomendações no TECDOC-1583 [2], dividindo em zona de eixo central (2%), *off-axis*, dentro e fora do limite de campo (3%) e, devido à incerteza associada para pontos fora do limite de campo, verificou-se a percentagem de pontos com uma tolerância de 5%. Analisou-se, também, a janela de diferenças encontradas em cada comparação, que na Tabela 4.8 se designa por “sinal mínimo” e “sinal máximo”.

Tabela 4.8- Comparação entre MatriXX e os TPS, variando o tamanho da ROI.

F.S. (cm ²)	ROI (cm ²)	Total de Pixéis	Pixéis/cm	Critério (%)	Sinal Mínimo (%)	Sinal Máximo (%)	MatriXX vs XiO (%)	Sinal Mínimo (%)	Sinal Máximo (%)	MatriXX vs Eclipse (%)	Sinal Mínimo (%)	Sinal Máximo (%)	Eclipse vs XiO (%)
11x11	4X4	1681	10,25	2	-1,7	0,7	100,00	-2,1	1,5	100,00	-1,0	1,2	100,0
11x11	8X8	6561	10,13	3	-1,7	1,1	100,00	-2,1	2,0	100,00	-1,2	1,6	100,0
11x11	9X9	8281	10,11	3	-1,7	3,2	99,77	-2,1	4,3	98,78	-1,2	2,2	100,0
11x11	10X10	10201	10,10	3	-3,4	8,7	93,76	-3,8	12,6	90,51	-2,3	4,9	98,00
11x11	12X12	14641	10,08	3	-12,8	17,3	72,53	-16,6	24,6	66,44	-15,0	19,5	80,99
11x11	14X14	19881	10,07	3	-12,8	17,3	68,78	-16,6	24,6	69,51	-15,0	19,5	86,00
11x11	12X12	14641	10,08	5	N.A	N.A	NA	N.A	N.A	NA	-15,0	19,5	86,90
11x11	14X14	19881	10,07	5	N.A	N.A	NA	N.A	N.A	NA	-15,0	19,5	90,35

Com os resultados da Tabela 4.8 construiu-se o gráfico 4.4.

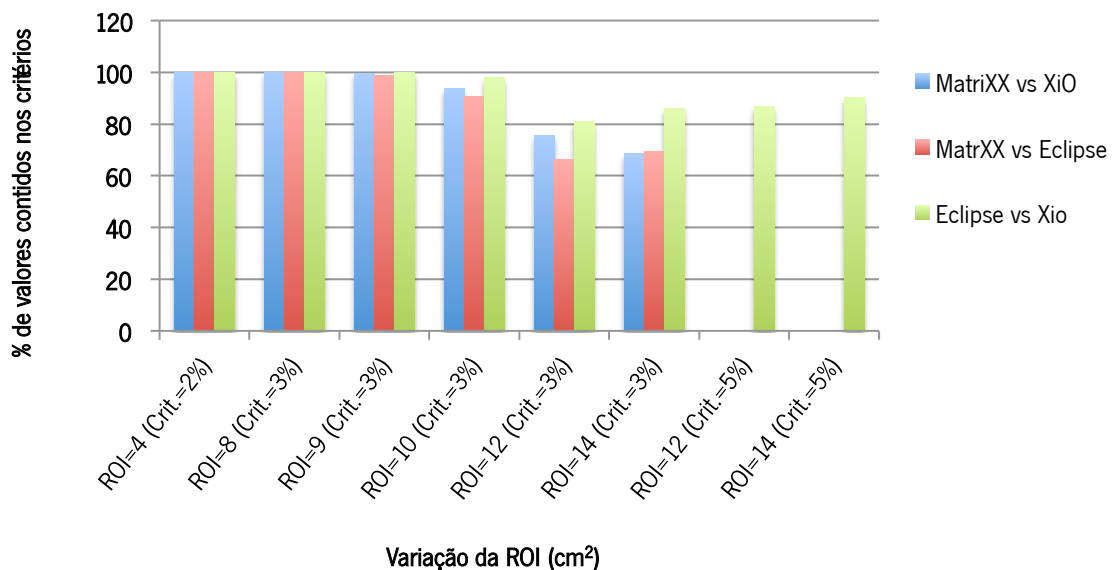


Gráfico 4.4- Histograma com a percentagem de valores que cumprem o respetivo critério, em função do tamanho da ROI.

Analisando o gráfico 4.4 verifica-se que, recorrendo às ROI=4x4, 8x8 e 9x9cm², ou seja, analisando as zonas do eixo central e *off-axis*, 98,7% ou mais dos pontos cumprem a respetiva tolerância. Comparando os dois TPS nestas 3 situações, 100% dos pontos cumprem as respetivas tolerâncias. Estes resultados vão ao encontro daquilo que se obteve na medição de dose em pontos, e com o que era expectável.

À medida que se aumenta o tamanho da ROI, mais concretamente para ROI=10x10, 12x12 e 14x14cm² (perto do limite de campo e para lá deste), verifica-se uma diminuição dos valores que cumprem as tolerâncias, de forma mais significativa, na comparação da MatriXX com cada TPS, do que entre os TPS. Estas variações acontecem devido ao facto de a MatriXX calcular penumbras maiores (na ordem dos 9mm) em relação ao TPS-Eclipse (penumbras na ordem dos 5mm) e ao TPS-XiO (penumbras na ordem dos 7mm). Ou seja, na zona da penumbra (20%-80%) é normal haver maiores variações no cálculo de dose, visto que neste intervalo dos 60%, dependendo do tamanho da penumbra, podem surgir variações de, aproximadamente, 9%/mm no caso do TPS-XiO, 12%/mm no caso do TPS-Eclipse, e na MatriXX, 7%/mm.

Recorrendo à ROI=10x10cm² constatou-se que, no pior caso (TPS-Eclipse vs MatriXX), 90,5% dos pontos cumprem o critério dos 3% e quando confrontados os dois TPS, 98% dos pontos estão de acordo com o critério dos 3%. Fora do limite de campo (ROI=12x12 e 14x14cm²), quando comparados os TPS com MatriXX, obteve-se uma descida mais acentuada de percentagem de pontos a cumprir o critério. Constatou-se que cerca de 70% dos pontos cumprem o critério dos 3%, quando se compara a MatriXX com cada um dos TPS.

Relativamente à comparação entre eles, TPS-Eclipse vs TPS-XiO verifica-se uma concordância que varia entre os 81% e os 86% (com aumento da similaridade entre eles quando se passa de uma tolerância de 3% para 5%). No entanto, devido ao baixo nível de fiabilidade e à impossibilidade de verificação destes valores, os resultados obtidos nestas zonas não podem ser quantificados.

4.3.2 FANTÔMA CÚBICO COM ÁGUA VIRTUAL

Após a análise do grupo de controlo, procedeu-se ao estudo dos mapas de dose num fantôma cúbico com água virtual, para os dois TPS (XiO e Eclipse).

Tal como refere a Tabela 3.2, neste caso manteve-se a dimensão de campo, e para as diferentes profundidades, variou-se o SSD, e uma vez mais, o estudo foi realizado com análise da variação da ROI.

Na Tabela 4.9 encontram-se os resultados obtidos.

Tabela 4.9- Variação da ROI num fantôma cúbico com água virtual.

F.S (cm ²)	Profundidade (cm)	ROI (cm ²)	Total de Pixéis	Pixels/cm	Critério (%)	Sinal Mínimo (%)	Sinal Máximo (%)	Eclipse vs X10 (%)
10x10	1,5	4x4	1681	10,25	2	-1,30	0,00	100,00
10x10	1,5	8x8	6561	10,13	3	-2,20	0,00	100,00
10x10	1,5	12x12	14641	10,08	3	-13,20	12,40	42,77
10x10	5	4x4	1681	10,25	2	0,00	0,20	100,00
10x10	5	8x8	6561	10,13	3	-0,10	1,00	100,00
10x10	5	12x12	14641	10,08	3	-13,30	13,10	45,47
10x10	10	4x4	1681	10,25	2	0,40	0,70	100,00
10x10	10	8x8	6561	10,13	3	-0,20	1,70	100,00
10x10	10	12	14641	10,08	3	-10,30	13,30	43,77
10x10	20	4	1681	10,25	2	0,80	1,60	100,00
10x10	20	8	6561	10,13	3	0,60	1,90	100,00
10x10	20	12	14641	10,08	3	-7,10	11,90	49,5

Analisando a Tabela 4.9, verifica-se a plena concordância entre os dois sistemas de planeamento na região do eixo central (ROI=4x4cm²) e na região dos *off-axis* a 1cm do limite de campo (ROI=8x8cm²). Relativamente às doses calculadas a 1cm para lá do limite de campo (ROI=12x12cm²), foi calculada a percentagem de pontos a cumprir o critério, excluindo todos os pontos que já cumpriam com a ROI=8x8cm². Para isso, foi subtraído o número de pixéis inseridos na ROI=8x8cm², e através de uma “regra de 3 simples” determinou-se a percentagem correspondente aos pixéis existentes na ROI=12x12cm². Assim, verificou-se uma concordância entre TPS a variar entre os 42,77% e 49,50% para a ROI=12x12cm². Tais valores devem-se ao facto de os dois TPS calcularem penumbras de diferentes dimensões, com uma variação de aproximadamente 2mm entre eles (Tabela 4.6).

À semelhança do que foi feito com o grupo de controlo, produziu-se um gráfico (gráfico 4.5) para tornar a análise dos dados mais evidente.

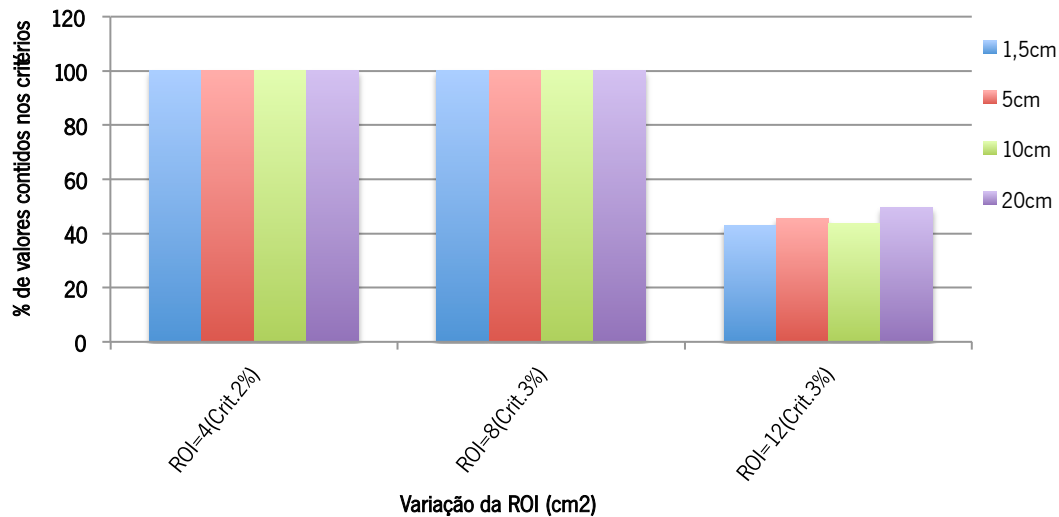


Gráfico 4.5- Gráfico representativo da percentagem de valores a cumprir o respetivo critério, variando tamanho de ROI, na comparação TPS-Eclipse vs TPS-XiO.

Após a análise dos pontos de dose no fantôma cúbico com água virtual, na comparação dos dois TPS, verificou-se que, entre a ROI=8x8cm² e a ROI=12x12cm², o número de pontos a cumprir o critério dos 3% decaía para aproximadamente metade.

Como forma de tentar perceber o que leva à obtenção de tais valores, procedeu-se a uma análise mais profunda para perceber os resultados obtidos entre a ROI=8x8cm² e a ROI=12x12cm², através das curvas dos perfis de dose, especificamente na zona entre [-40:-60]mm e [40:60]mm. A zona em estudo compreende as penumbras, logo a análise foi feita numa zona de alto gradiente de dose, e tal como refere a literatura, é aconselhado em zonas de alto gradiente e de alta dose a utilização do critério DTA (*Distance to Agreement*) que examina a distribuição de dose avaliada para o local mais próximo que tenha a mesma dose que o ponto de referência, ou seja é avaliado o *shift* das linhas de isodose, expresso em mm [35], [40].

Assim sendo, e recorrendo novamente à MatriXX, nas mesmas condições de medição utilizadas no grupo de controlo e obtendo os mapas de dose dos TPS e da MatriXX, construíram-se as curvas dos perfis para cada caso, em *crossline* e em *inline* e analisou-se a região de interesse.

Note-se que na região em estudo estão presentes três detetores, em $x=\pm 42\text{mm}$, $\pm 49,5\text{mm}$ e $\pm 57\text{mm}$, ou seja, todos os valores obtidos na MatriXX entre estes pontos são interpolados. O perfil de dose em x (*crossline*) encontra-se representado no gráfico 4.6.

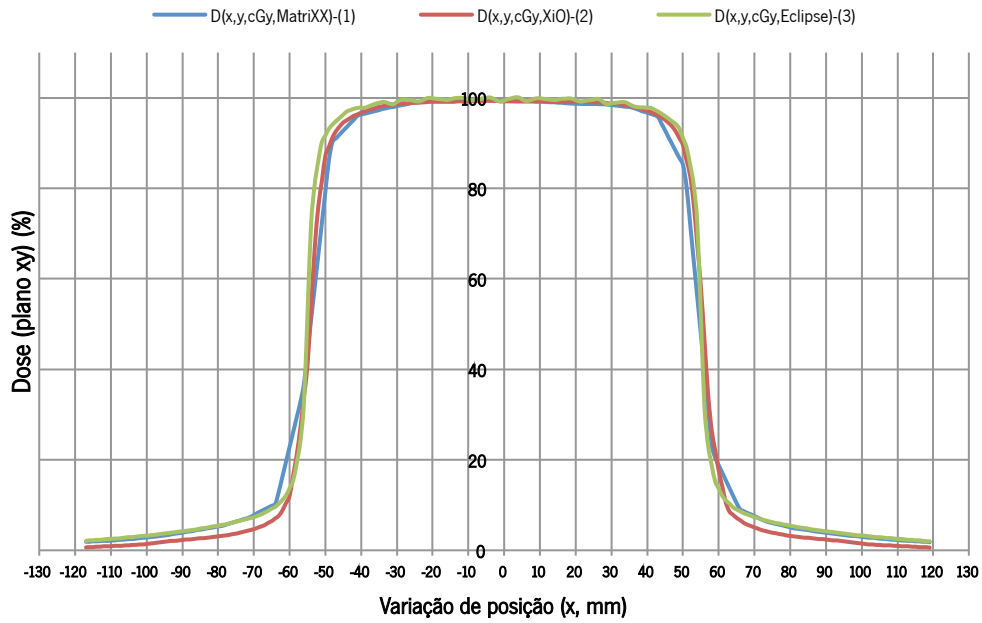


Gráfico 4.6- Perfil de dose medido em crossline, com as isodoses da MatriXX (curva azul), TPS-XiO (curva vermelha) e TPS-Eclipse (curva verde).

Observando a curva do perfil de dose referente à MatriXX (linha azul), é notória a percepção da localização dos detetores e entre eles a interpolação linear. Tal deve-se ao facto de a MatriXX possuir uma resolução de 7,619mm (interpola até uma resolução de 1mm) enquanto os TPS possuem uma resolução de 2,5mm. Ou seja, os TPS calculam as doses e também fazem as suas interpolações, mas estas são feitas com uma maior resolução e por isso menos notórias graficamente.

Este efeito é evidente nos perfis medidos em *crossline* devido à incerteza da posição das lâminas do MLC (figura 4.29).

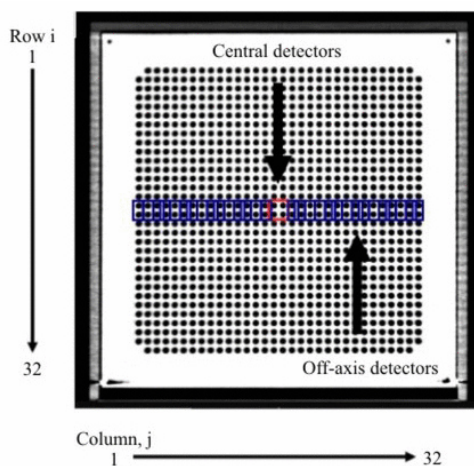


Figura 4.17- Esquema representativo da localização dos detetores na MatriXX [48].

Após a construção do perfil de dose (normalizado a 100% da dose), subdividiu-se a área de interesse em quatro regiões:

- Região 1: (± 40 ; ± 45)mm;
- Região 2: (± 45 ; ± 50)mm;
- Região 3: (± 50 ; ± 55)mm;
- Região 4: (± 55 ; ± 60)mm.

Assim, foi calculada a variação da posição em toda a zona de interesse, entre a região 1 e 4, para a medição em *crossline*. O resultado encontra-se no gráfico 4.7.

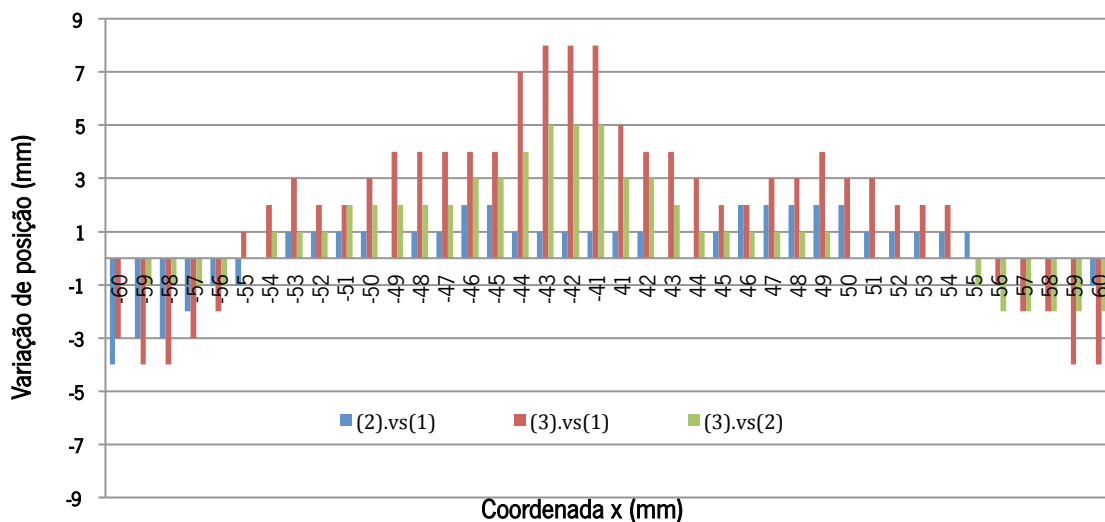


Gráfico 4.7- Variação da posição da isodose, em relação à coordenada em x.

Observando o gráfico 4.7, verifica-se uma certa tendência para maiores variações de posição no lado esquerdo do perfil de dose. Ainda se verifica que as maiores variações estão presentes na comparação do TPS-Eclipse (3) com a MatriXX (1). Constata-se ainda valores mais elevados na região 1 e também na região 2, havendo uma diminuição de valores para a região 3 e 4. Analisando de forma particular cada região, obtém-se em termos de valores médios da variação da posição, para o lado esquerdo do perfil de dose (E) e para o lado direito (D) os resultados presentes na Tabela 4.10.

Tabela 4.10- Valores médios da variação da posição, para cada região do perfil de dose medido em *crossline*.

	Δx XIO (2) vs MatriXX (1)	Δx Eclipse (3) vs MatriXX (1)	Δx Eclipse (3) vs XIO (2)
Região 1	1mm (E); 1mm (D)	7mm(E); 4mm (D)	4mm(E); 2mm (D)
Região 2	1mm (E); 2mm (D)	4mm(E); 3mm (D)	2mm(E); 1mm (D)
Região 3	1mm(E); 1mm (D)	2mm(E); 2mm (D)	1mm(E); 0mm (D)
Região 4	3mm(E); 0mm (D)	3mm(E); 3mm (D)	1mm(E); 2mm (D)

Pela Tabela 4.10, confirma-se a análise realizada pelo gráfico 4.7, sendo que a variação média máxima foi de 7mm, e diz respeito à comparação TPS-Eclipse vs MatriXX, na região 1, no lado esquerdo do perfil, e a variação média mínima foi de 0mm, no lado direito do perfil, comparando o TPS-Eclipse vs TPS-XiO na região 3, e TPS-XiO vs MatriXX na região 4.

Foram também colocados em forma de gráfico os resultados relativos à diferença percentual de dose para os mesmos pontos em x (gráfico 4.8), de forma a ser possível uma análise visual mais clara.

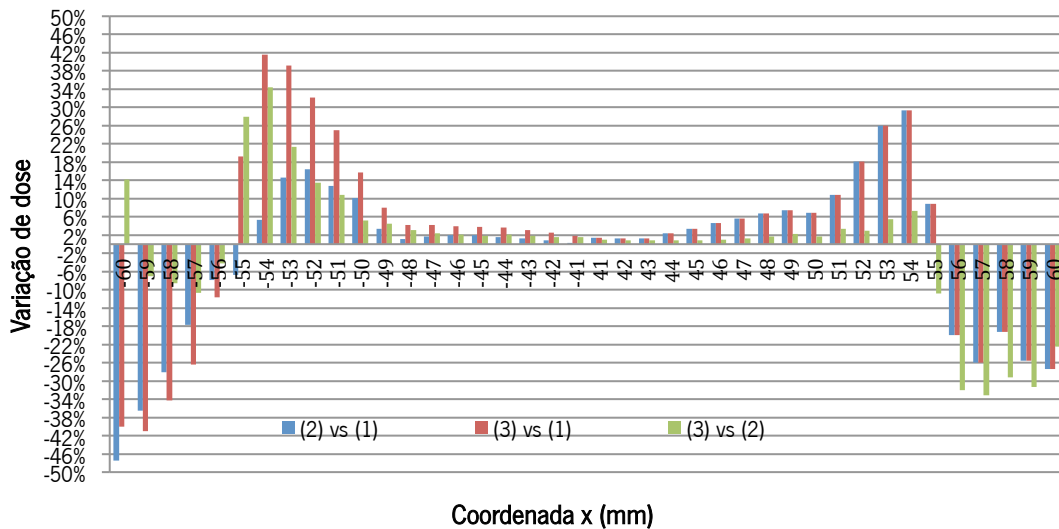


Gráfico 4.8 – Variação percentual de dose em relação à coordenada na direção de x.

Pela análise do gráfico 4.8, constata-se uma tendência contrária ao gráfico 4.7, pelo que na região 1 e 2 verificam-se os valores mais baixos e na região 3 e 4, os valores mais altos, confirmando o que é defendido na literatura acerca da utilização do critério de variação de dose nas zonas de alto gradiente.

Na Tabela 4.11 encontra-se a média da diferença percentual de dose em cada região.

Tabela 4.11- Valores médios da variação percentual de dose para cada região do perfil de dose medido em *crossline*.

	Δ% XiO (2) vs MatriXX (1)	Δ% Eclipse (3) vs MatriXX (1)	Δ% Eclipse (3) vs XiO (2)
Região 1	1,2% (E); 1,0% (D)	3,0%(E); 1,9% (D)	1,8%(E); 0,9% (D)
Região 2	3,6%(E); 4,6% (D)	7,2%(E); 6,3% (D)	3,4%(E); 1,6% (D)
Região 3	8,5% (E); 16,8%(D)	31,4% (E); 18,6% (D)	21,6% (E); 1,6% (D)
Região 4	-27,5% (E); 8,8% (D)	-30,6%(E); -23,6% (D)	-3,2% (E); -29,6% (D)

Relativamente à região 1, apesar de terem sido calculadas as variações de posição, este critério não se aplica para a validação, visto que esta é uma zona de baixo gradiente.

Assim, pela Tabela 4.11, conclui-se que os TPS em relação à MatriXX cumprem o critério dos 3% e o mesmo acontece quando confrontados um com o outro (Eclipse vs XiO).

Passando para a região 2, começa a ser visível um aumento da diferença percentual de dose entre a MatriXX e os TPS, uma vez que a partir dos 50mm começam a surgir as penumbras e dependendo do tamanho de cada uma, é mais ou menos notória o decréscimo acentuado de dose (quanto maior for o tamanho da penumbra, mais cedo se observa o decaimento da curva). Nesta região, o TPS-Eclipse não seria validado em relação à MatriXX, e o TPS-XiO vs MatriXX e o TPS-Eclipse vs TPS-XiO seriam validados pelo critério dos 3mm.

Na região 2, entre os pontos $\pm 49\text{mm}$ e $\pm 50\text{mm}$, mais precisamente em $x=\pm 49,5\text{mm}$, encontra-se um detetor da MatriXX, o que faz com que neste ponto específico os valores sejam calculados e não interpolados, sendo estes os pontos realmente importantes em termos de análise.

Quando se verifica que nesta região existem pontos que não seriam validados tal pode dever-se ao facto de existir na proximidade um detetor ($x=\pm 42\text{mm}$) o que faz com que na zona entre os dois detetores seja feita uma interpolação linear, que se traduz graficamente numa linha reta e não numa curva, tal como no caso dos TPS (note-se que os TPS calculam pontos com uma resolução de 2,5mm enquanto que a resolução da MatriXX é de 7,619mm).

Uma vez que o detetor $x=\pm 49,5\text{mm}$ se apresenta na zona de interface entre baixo e alto gradiente, as variações analisadas foram em termos de posição, Tabela 4.12.

Tabela 4.12- Análise da variação da posição no ponto coincidente com o detetor $x=\pm 49,5\text{mm}$.

	Δx (XiO vs MatriXX)	Δx (Eclipse vs MatriXX)	Δx (Eclipse vs XiO)
$x=\pm 49,5\text{mm}$	0,5mm (E); 2mm (D)	3,5mm (E); 3,5mm (D)	2mm (E); 0,5mm (D)

No ponto de análise do detetor $x=\pm 49,5\text{mm}$, as diferenças encontradas são inferiores a 3,5mm, pelo que neste ponto o Eclipse seria validado em relação ao TPS-XiO, pelo critério dos 3mm, assim como o TPS-XiO em relação à MatriXX. A partir deste ponto, os resultados são afetados pelo tamanho da penumbra, pelo que era expectável maiores diferenças entre o eclipse e a MatriXX, visto a penumbra do TPS-Eclipse ser 4mm inferior à da MatriXX.

Relativamente à região 3, verifica-se que a partir dos $\pm 50\text{mm}$ se entra na zona dos 80% da dose, ou seja na zona de penumbras, que se apresenta como uma zona de alto gradiente.

Analisando o gráfico 4.7 e 4.8, na região 3 é visível que esta é uma zona que tem de ser avaliada pelo critério da variação de posição.

Pela Tabela 4.11, confirma-se variações de dose que atingem os 31,4%, pelo que nesta região nenhum TPS seria validado, nem em relação à MatriXX nem um em relação ao outro. Quando se analisa em termos de variação de posição, tal como era de esperar, os TPS são validados em relação à MatriXX e o Eclipse em relação ao XiO pelo critério dos 3mm.

Na região 4, da mesma forma que na região 3, os pontos encontram-se numa zona de alto gradiente, pelo que o critério que deve ser aplicado na validação é o dos 3mm. Analisando a Tabela 4.10, confirma-se tal afirmação, pelo que os TPS em relação à MatriXX e um em relação ao outro apresentam variações de posição inferiores ou iguais a 3mm. A região 4 apresenta a particularidade de possuir um detetor localizado em $x=\pm 57\text{mm}$, o que permite analisar de forma mais fidedigna as diferenças obtidas entre os TPS e a MatriXX. Assim, foram calculadas as variações de posição no ponto $x=\pm 57\text{mm}$, ver Tabela 4.13.

Tabela 4.13- Análise da variação de posição no ponto coincidente com o detetor $x=\pm 57\text{mm}$.

	Δx (XiO vs MatriXX)	Δx (Eclipse vs MatriXX)	Δx (Eclipse vs XiO)
$x=\pm 57\text{mm}$	-2mm (E); 0mm (D)	-3mm (E); -2mm (D)	-1mm (E); -2mm (D)

Neste ponto, e concretamente nesta região, constata-se que em todas as circunstâncias os TPS seriam validados pelo critério dos 3mm, e verifica-se ainda que o TPS-XiO está mais perto da MatriXX que o TPS-Eclipse.

Após a análise do perfil em *crossline*, foi ainda analisada a componente *inline* com o intuito de despistar qualquer anomalia do feixe. Como já foi referido, era esperado a obtenção de melhores resultados em *inline* devido ao facto de, nesta direção, não haver dependência da posição das lâminas do MLC que possam estar a cobrir fisicamente ou através de efeito de sombra os detetores.

No gráfico 4.9 encontra-se a curva do perfil de dose em *y* (*inline*).

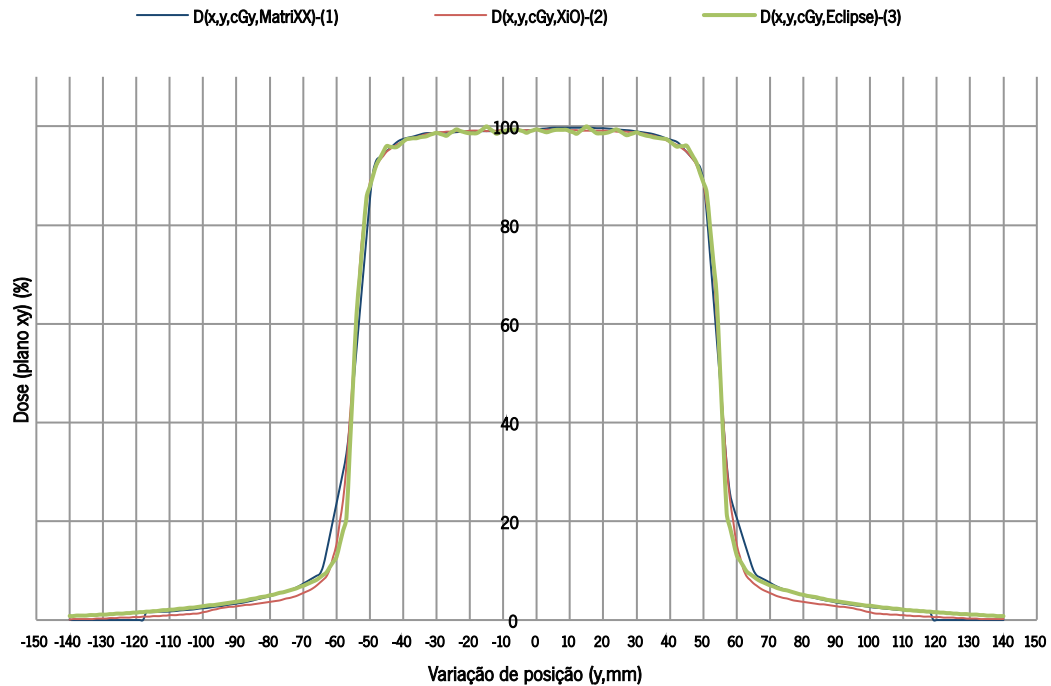


Gráfico 4.9- Perfil de dose medido na direção inline, com as isodoses da MatriXX (curva azul), TPS-XiO(curva vermelha) e TPS-Eclipse (curva verde).

Observando o gráfico 4.9, é notória uma maior sobreposição das curvas, o que obviamente se traduz numa maior proximidade entre os TPS e MatriXX e entre eles.

A região de análise é a mesma que foi alvo de estudo na direção *crossline* e esta foi subdividida nas mesmas sub-regiões. Uma vez mais, foram calculadas as variações de posição para cada ponto do perfil da zona de interesse, e os resultados encontram-se apresentado no gráfico 4.10.

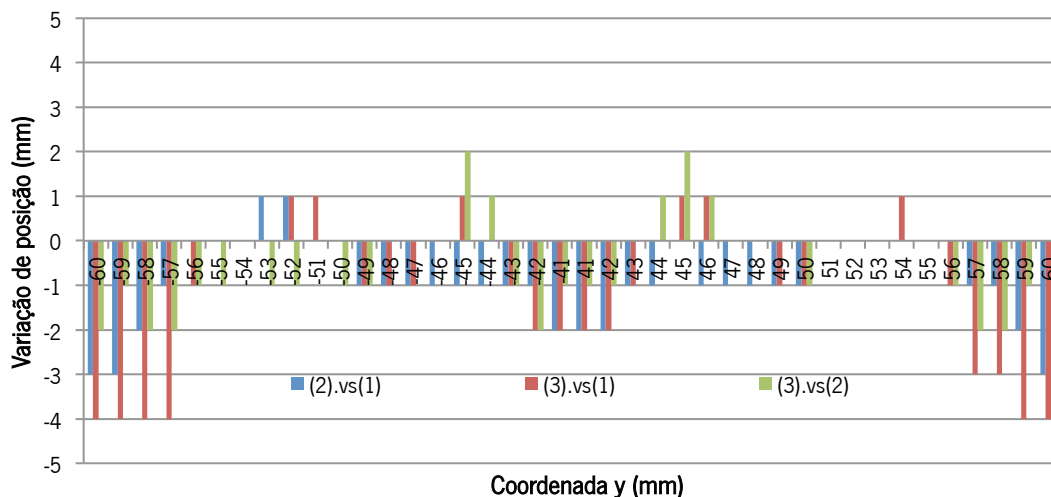


Gráfico 4.10- Variação de posição da isodose, em relação à coordenada em y.

Observando os gráficos relativos às variações em *crossline* (gráfico 4.7) e *inline* (gráfico 4.8) são notórias as diferenças, pelo que em *inline*, tal como era expectável, as

variações de posição são menores. Da mesma forma como foi constatado no caso do perfil em x, verifica-se também em y a tendência dos piores resultados serem entre o TPS-Eclipse e a MatriXX.

Analisando de forma particular cada região, obtém-se, em termos de valores médios de variação de posição para o lado esquerdo do perfil de dose (E) e para o lado direito (D), os resultados presentes na Tabela 4.14.

Tabela 4.14- Valores médios da variação de posição, para cada região do perfil de dose medido em *inline*.

	Δy XiO (2) vs MatriXX (1)	Δy Eclipse (3) vs MatriXX (1)	Δy Eclipse (3) vs XiO (2)
Região 1	-1mm (E); -1mm (D)	-1mm(E); -1mm (D)	0mm(E); 0mm (D)
Região 2	-1mm (E); -1mm (D)	-1mm(E); 0mm (D)	0mm(E); 0mm (D)
Região 3	0mm(E); 0mm (D)	0mm(E); 0mm (D)	-1mm(E); 0mm (D)
Região 4	-2mm(E); -1mm (D)	-3mm(E); -3mm (D)	-2mm(E); -1mm (D)

Pela análise da Tabela 4.14, verifica-se, à semelhança do que se observou no perfil de dose em *crossline*, uma ligeira tendência de piores resultados do lado esquerdo do perfil (Tabela 4.10). Neste caso, a variação média máxima foi de -3mm, na comparação Eclipse vs MatriXX, na região 4, em ambos os lados do perfil (esquerdo e direito), e a variação média mínima foi de 0mm. Foram também colocados em forma de gráfico os resultados relativos à diferença percentual de dose para os mesmos pontos em y (gráfico 4.11).

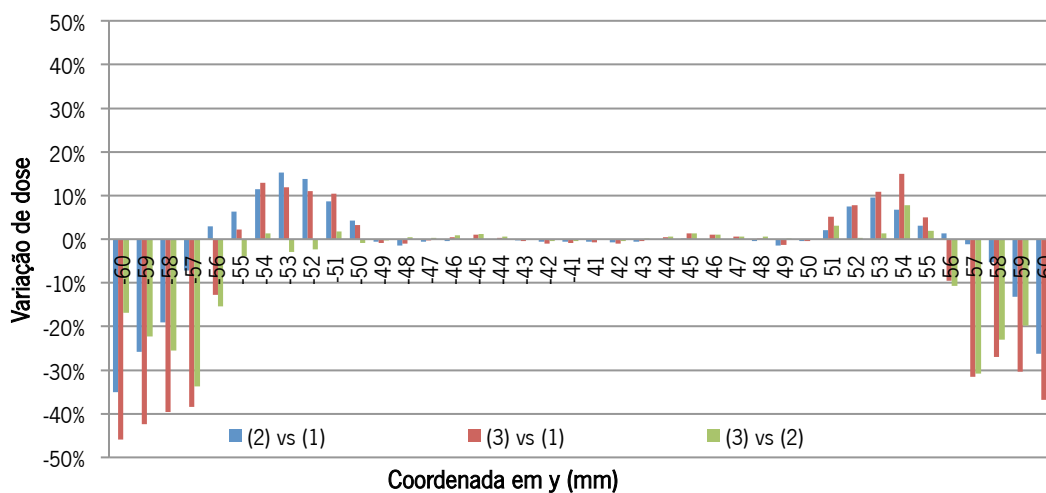


Gráfico 4.11- Variação percentual de dose, em relação à coordenada em y.

Pelo gráfico 4.11, é notório um aumento da diferença percentual de dose à medida que se aproxima das zonas de alto gradiente, o que vai de encontro ao que era expectável.

Uma vez mais, as maiores variações correspondem à comparação Eclipse vs MatriXX

e mantem-se uma certa assimetria de valores, sendo as variações do lado esquerdo do perfil superiores à do lado direito. Na Tabela 4.15, encontra-se a média da diferença percentual em cada região.

Tabela 4.15- Valores médios da variação percentual de dose para cada região do perfil de dose medido em *crossline*.

	$\Delta\%$ XiO (2) vs MatriXX (1)	$\Delta\%$ Eclipse (3) vs MatriXX (1)	$\Delta\%$ Eclipse (3) vs XiO (2)
Região 1	-0,3% (E); -0,4% (D)	-0,2%(E); -0,1% (D)	0,2%(E); 0,3% (D)
Região 2	0,2%(E); -0,5% (D)	0,3%(E); 0% (D)	0,1%(E); 0,5% (D)
Região 3	11,1% (E); 5,7%(D)	9,7% (E); 8,7% (D)	-1,2% (E); 2,8% (D)
Região 4	-16,8% (E); -8,9% (D)	-35,8%(E); -27,1% (D)	-22,7% (E); -19,7% (D)

Pela Tabela 4.15, constata-se que a partir da região 2 (entrada na zona de alto gradiente), o critério de validação passa a ser o de 3mm. Note-se que no final da região 2 se encontra um detetor em $y=\pm 49,5\text{mm}$, pelo que a variação de posição se encontra na Tabela 4.16.

Tabela 4.16- Análise da variação de posição no ponto coincidente com o detetor $y=\pm 49,5\text{mm}$.

	Δy XiO (2) vs MatriXX (1)	Δy Eclipse (3) vs MatriXX (1)	Δy Eclipse (3) vs XiO (2)
$y=\pm 49,5\text{mm}$	-0,5mm (E); -1mm (D)	-0,5mm (E); -1mm (D)	-1mm (E); -0,5mm (D)

No ponto de análise do detetor $y=\pm 49,5\text{mm}$, as diferenças encontradas são inferiores a -1mm, pelo que neste ponto o TPS-Eclipse e o TPS-XiO seriam validados em relação à MatriXX pelo critério dos 3mm, assim como o TPS-Eclipse em relação ao TPS-XiO. Como era de esperar, devido à ausência de MLC, as variações de posição no detetor, medidas em *inline* são inferiores em relação à medição em *crossline*.

Verifica-se igualmente a presença de outro detetor em $y=\pm 57\text{mm}$ na região 4, em que as variações de posição foram também calculadas e encontram-se na Tabela 4.17.

Tabela 4.17- Análise da variação de posição no ponto coincidente com o detetor $y=\pm 57\text{mm}$.

	Δy (XiO vs MatriXX)	Δy (Eclipse vs MatriXX)	Δy (Eclipse vs XiO)
$y=\pm 57\text{mm}$	-1mm (E); -1mm (D)	-4mm (E); -3mm (D)	-2mm (E); -2mm (D)

Uma vez mais se verifica que em $y=\pm 57\text{mm}$, o TPS-Eclipse, quando comparado com a MatriXX, ultrapassa o critério dos 3mm, mas tal como já foi explicado, é necessário ter em conta as limitações de um em relação ao outro em termos de tamanho de penumbra.

Relativamente à comparação TPS-XiO vs MatriXX e TPS-Eclipse vs TPS-XiO, em ambas as situações constata-se a validação pelo critério dos 3mm.

Após analisar as regiões de interesse em ambas as direções do perfil de dose, despistou-se a razão pela qual entre a ROI=8x8cm² e a ROI=12x12cm², (no fantôma cúbico) a percentagem de valores a cumprir o critério de validação dos 3% decaia para aproximadamente 50%, (Tabela 4.9).

Conclui-se que, no intervalo destas regiões de interesse, estão presentes zonas de alto gradiente, e portanto não é correto a utilização do critério dos 3%, mas sim dos 3%, 3mm. Assim sendo, entre os ±40mm e ±60mm, na comparação TPS-Eclipse vs TPS-XiO, 100% dos pontos cumprem os critérios de validação.

4.3.3 FANTÔMA CILÍNDRICO HOMOGÉNEO

Traduzida esta questão, relativamente à variação do critério a utilizar consoante a zona seja de alto/baixo gradiente, o passo seguinte foi avaliar os mapas de dose do TPS Eclipse em relação ao TPS-XiO, num cilindro homogéneo, com o intuito de avaliar o efeito da curvatura. No cilindro homogéneo só foram analisadas a região central e a 1cm do limite de campo.

Tabela 4.18- Resultados obtidos no estudo em cilindro homogéneo.

F.S. (cm ²)	Profundidade (cm)	SSD (cm)	ROI (cm ²)	Critério (%)	Sinal Mínimo(%)	Sinal Máximo(%)	Eclipse vs XiO (%)	Tipo de normalização
4x4	20	80	2X2	[-2,00: 0,00]	-2,40	0,00	53,51	Máximo Global
4x4	20	80	2X2	[-2,35: 0,00]	-2,40	0,00	99,95	Máximo Global
4x4	20	80	2X2	2	-0,20	0,70	100	Máximo Individual
10X10	20	80	4X4	2	-0,20	1,10	100	Máximo Global
10x10	20	80	8X8	3	-0,40	1,50	100	Máximo Global
20X20	20	80	4X4	2	0,60	1,50	100	Máximo Global
20x20	20	80	18X18	3	0,20	2,50	100	Máximo Global

Analisando o campo 4x4cm², e normalizando as curvas ao máximo global (método de normalização que tem vindo a ser utilizado ao longo deste trabalho), constata-se que somente cerca de 50% dos pontos cumprem o critério dos 2%, e isto deve-se ao facto de haver um *shift* de 1cGy na dose máxima entre os TPS (Tabela 4.6), o que faz com que seja necessário prestar atenção à forma como se normalizam as curvas em determinados campos, principalmente em campos pequenos, que é onde este efeito se torna mais notório. Utilizando

a normalização ao máximo global, mas utilizando o intervalo de pontos entre os -2,35% e 0,00% como critério, constata-se que 99,95% cumprem esse mesmo critério. Ainda para o campo 4x4cm², foi efetuada a normalização ao máximo individual de cada curva e, nessa situação, as curvas praticamente se sobrepunham e 100% dos pontos cumpriam o critério dos 2%.

Para os campos de dimensão 10x10cm² e 20x20cm², o efeito da diferença de 1cGy já não interferiu na análise, sendo que, normalizando ao máximo global e utilizando as respetivas ROIs, obtiveram curvas similares, sendo que 100% dos pontos cumpriam os critérios de aceitação. Assim, mesmo com a introdução de mais uma variável no estudo, a curvatura, obtiveram-se valores muito próximos entre as duas curvas, sendo que no campo que eram esperadas maiores variações devido ao efeito da curvatura (campo de maior dimensão, 20x20cm²), não se verificaram alterações na passagem da ROI=4x4cm² para ROI=18x18cm², a não ser o aumento da diferença entre o sinal mínimo e sinal máximo (Tabela 4.18).

4.3.4 FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÉNEO

Descartado o efeito da curvatura, adicionaram-se diferentes densidades eletrónicas ao cilindro e avaliou-se o comportamento dos TPS perante as heterogeneidades.

Foi feita a mesma análise que na situação do cilindro homogéneo, e os resultados obtidos encontram-se na Tabela 4.19.

Tabela 4.19- Resultados obtidos no estudo em cilindro heterogéneo.

F.S (cm ²)	Profundidade (cm)	SSD (cm)	ROI (cm ²)	Critério (%)	Sinal Mínimo(%)	Sinal Máximo(%)	Eclipse vs X10 (%)	Tipo de normalização
4x4	20	80	2X2	2	2,00	4,60	0	Máximo Global
4x4	20	80	2X2	[2,00:4,60]	2,00	4,60	99,77	Máximo Global
4x4	20	80	2X2	2	-2,60	0	96,15	Máximo Individual
10X10	20	80	4X4	[3,91:4,99]	3,90	5,00	100	Máximo Global
10X10	20	80	8X8	[-0,87:5,00]	-0,90	7,80	98,45	Máximo Global
20x20	20	80	4X4	2	-1,40	0,00	100	Máximo Global
20X20	20	80	18X18	3	-7,50	5,70	81,96	Máximo Global
20x20	20	80	18X18	3	-5,10	4,60	87,43	Máximo Global
20X20	20	80	18X18	3	-4,40	4,30	89,36	Máximo Global
20x20	20	80	18X18	3	-4,10	4,20	90,51	Máximo Global

20X20	20	80	18X18	3	-4,00	4,10	91,36	Máximo Global
20x20	20	80	18X18	3	-3,90	4,10	92,09	Máximo Global

Analisando a Tabela 4.19, verifica-se, à semelhança do que aconteceu na análise do cilindro homogéneo, um maior efeito da diferença de 1cGy entre os dois TPS, no campo $4 \times 4 \text{cm}^2$. Numa primeira abordagem, as curvas foram normalizadas ao máximo global, verificando que nenhum ponto cumpria o critério de aceitação, na zona em análise. Mantendo o tipo de normalização, mas efetuando um *shift* no critério de avaliação, 99,77% dos pontos cumprem o intervalo entre 2,00% e 4,60%. À semelhança do que foi feito na análise do cilindro homogéneo, efetuou-se a normalização ao máximo individual de cada curva e verificou-se que 96,15% dos pontos estavam em concordância com o critério dos 2%. Neste caso, este tipo de normalização obteve melhores resultados no caso do cilindro homogéneo.

Relativamente ao campo $10 \times 10 \text{cm}^2$, recorrendo à ROI= $4 \times 4 \text{cm}^2$, constatou-se uma plena concordância de pontos a cumprir o critério, e quando se passou para a ROI de análise a 1cm do limite de campo, verificou-se um ligeira descida (98,45%) quando comparado com a mesma análise no cilindro homogéneo.

Para o campo $20 \times 20 \text{cm}^2$, recorrendo à ROI de 18x18cm, verificou-se que a curva apresentada pelo TPS-XiO apresentava zonas com *steps* e não uma linha contínua, o que fazia com que houvesse uma discordância em termos de valores entre os dois TPS. Conclui-se que os dois algoritmos tratam os dados de forma diferente e isso reflete-se na construção dos perfis de dose. Recorrendo a uma ferramenta automática, foi feito o *smooth* da curva produzida pelo TPS-XiO e ao fim de 6 utilizações da ferramenta, constatou-se que a concordância de valores a cumprir o critério dos 3% passou de 81,96% (Tabela 4.19) para 92,88%, com uma descida do sinal mínimo e máximo.

4.3.5 COMBINAÇÃO DE CAMPOS NO FANTÔMA CILÍNDRICO HETEROGÊNICO E EM TC-EXEMPLO

Após o estudo do efeito da heterogeneidade, recorrendo à ferramenta ROI, e com a utilização de um campo com diferentes dimensões, passou-se à análise, ainda no cilindro heterogéneo, com uma combinação de campos coincidente com um caso real de esófago.

O objetivo deste estudo passou por analisar, em termos estatísticos, qual a percentagem de pontos em cada intervalo.

Foi feito o mesmo exercício, com a mesma combinação de campos, mas em vez de os cálculos serem realizados no cilindro heterogéneo, foram efetuados numa TC de uma caso real. Assim, os resultados obtidos para os cortes Axial, Sagital e Coronal, em cada um dos casos, encontram-se representados no gráfico 4.12.

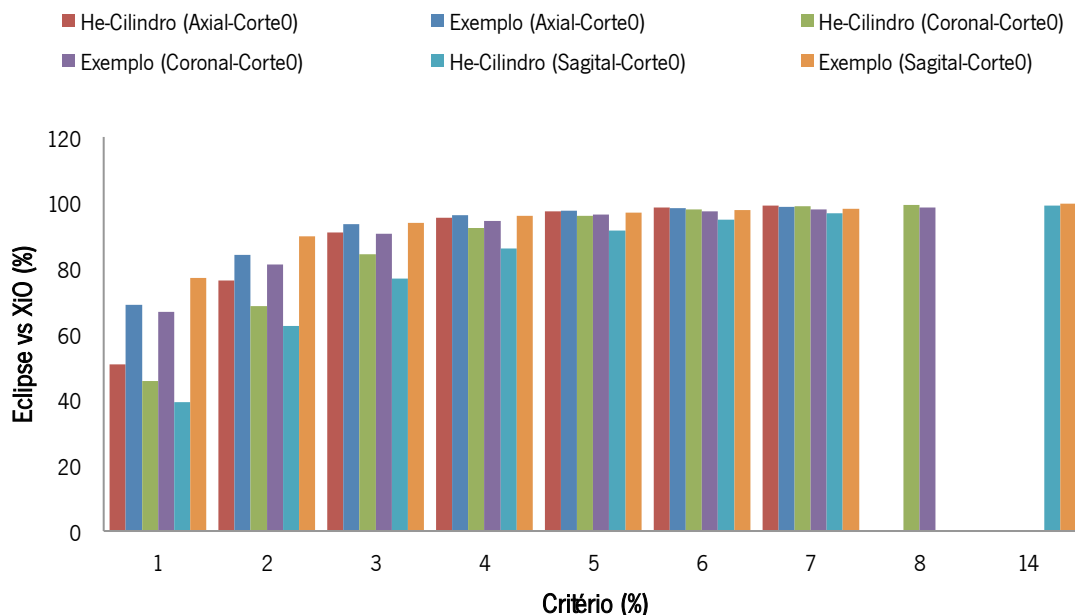


Gráfico 4.12- Representação gráfica dos resultados obtidos no estudo do fantôma cilíndrico heterogéneo com combinação de campos.

Analisando o gráfico 4.12, constata-se que existe uma maior concordância entre os dois TPS no estudo realizado com a TC-exemplo. O corte Sagital é o que apresenta maiores diferenças nas duas situações, sendo considerado o corte com mais pontos em concordância na TC-exemplo (barra laranja) - 94% dos pontos cumprem o critério dos 3%; 95% dos pontos cumprem o critério dos 4% - e o pior caso no cilindro heterogéneo (barra ciano) - 77% do pontos cumprem o critério dos 3%; 95% dos pontos cumprem o critério dos 6%. Estas variações no corte sagital devem-se ao facto de neste corte ser visível o campo NC em toda a sua extensão, o que faz com que haja uma tendência para haver acumulação de dose à

entrada do feixe visto a energia utilizada ser de 6MeV. Este efeito é agravado na situação em que se analisa o cilindro heterogéneo, devido à coroa de densidade eletrónica equivalente a osso, que funciona como uma barreira em todo o perímetro do cilindro, provocando assim as diferenças que se apresentam no gráfico 4.12.

Analisando de forma individual, os 3 cortes possuem resultados muito semelhantes. Na TC-exemplo, nos 3 cortes em análise, mais de 90% dos pontos cumprem o critério dos 3% e 95% dos pontos cumprem o critério dos 4%. Relativamente aos cortes no cilindro heterogéneo, verifica-se uma concordância entre 77% e 90% dos pontos para o critério dos 3%, 95% dos pontos cumprem o intervalo dos 4-5%.

4.3.6 AVALIAÇÃO DO DVH – COMPARAÇÃO DE PONTOS

Após o estudo do comportamento dos mapas de dose nas situações descritas, o passo seguinte passou pela avaliação do plano através da análise do DVH. Assim, os valores dos histogramas de cada TPS, foram importados com uma resolução de 1mm.

Primeiramente, foram verificados os valores dos volumes calculados por cada TPS, de forma a constatar as diferenças. Na Tabela 4.20 encontram-se os resultados obtidos.

Tabela 4.20- Valores dos volumes (cc) calculados por cada TPS (Eclipse e XiO).

Volume (cc)	TPS-Eclipse (1)	TPS-XiO (2)	Diff (cc)
PTV	345,2	363,6	-18,4
CTV	127,3	134,4	-7,14
<i>Body (1)/ Un. Tissue (2)</i>	25097,2	17397,3	7699,9
Medula	605,2	607,5	-2,3
Coração	52,9	53,1	-0,2
Pulmão E	2039,1	2041,5	-2,4
Pulmão D	2490,3	2506	-15,7
Esófago	46,7	47,1	-0,4
Fígado	1557,9	1559,7	-1,76
Rim E	181,3	183,5	-2,23
Rim D	165,4	168	-2,58

Verifica-se que os dois TPS calculam diferentes volumes para a mesma estrutura, no entanto a variação é tolerável, e além disso constata-se que existe uma diferença relativamente ao que o TPS-Eclipse chama de *Body* e o XiO de *Unspecified Tissue*. O *Body* é

definido no TPS-Eclipse como o volume que inclui todos os órgãos assinalados como órgãos de risco, enquanto que no TPS-XiO o *Unspecified Tissue* é definido como o volume que não foi definido como OAR.

Após a criação do CTV-análise e do PTV-análise, foram comparadas as doses em pontos específicos, recomendados pelo ICRU83 [25]. A criação dos volumes de análise teve como objetivo avaliar estruturas com o mesmo volume.

Os resultados obtidos, assim como as diferenças encontradas entre os dois TPS, nos respetivos cálculos, encontram-se assinaladas na Tabela 4.21.

Tabela 4.21- Comparação de dose em pontos, para a análise do DVH (dose relativa à dose prescrita- 50,4Gy)

	PTV (TPS-Eclipse)	PTV (TPS-XiO)	Dif (TPS-Eclipse vs TPS-XiO)	CTV (TPS-Eclipse)	CTV (TPS-XiO)	Dif (TPS-Eclipse vs TPS-XiO)
$D_{near-min} (D_{98\%})$	96%	95%	1%	97%	98%	1%
$D_{min} (D_{100\%})$	90%	86%	4%	94%	94%	0%
$D_{95\%}$	97%	97%	0%	98%	99%	-1%
I.C.	2,2	2,1	0,1	—	—	—
I.H.	0,2	0,2	0,0	—	—	—
$D_{near-max} (D_{2\%})$	113%	113%	0%	114%	113%	1%
$D_{max} (D_{0\%})$	116%	116%	0%	116%	116%	0%
$D_{med} (D_{50\%})$	103%	103%	0%	103%	103%	0%

Analisando a Tabela 4.21, verifica-se que os dois TPS calculam doses com a mesma ordem de grandeza, o que se reflete num índice de conformidade (I.C.) e de heterogeneidade (I.H.) muito semelhantes. O cálculo do I.C. foi realizado recorrendo à equação 4.10 [25]:

$$I.C. = \frac{V_{95\%}}{V_{PTV}}, \quad (4.10)$$

onde $V_{95\%}$ é o volume irradiado com pelo menos 95% da dose prescrita e V_{PTV} é o volume do PTV (neste caso em específico, PTV-análise). Numa situação ideal, o I.C. é igual a 1, o que significa que o volume irradiado com 95% coincide com o volume do PTV. Neste caso, obteve-se em ambas as situações um $I.C. \approx 2$, indicando que está a ser irradiado o dobro do volume do PTV. Relativamente ao índice de heterogeneidade, foi calculado de acordo com a equação 4.11 [25]:

$$I.H. = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}, \quad (4.11)$$

onde $D_{2\%}$ é a dose próxima do máximo, $D_{98\%}$ é a dose próxima do mínimo, e $D_{50\%}$ é a dose média que é recomendada como valor de normalização. Um I.H.=0 indica que a distribuição de dose absorvida é aproximadamente homogénea, sendo esta situação considerada ideal. No caso em estudo, ambos os TPS calculam um I.H. \approx 0, estando assim em concordância e indicando uma distribuição de dose aproximadamente homogénea.

Note-se que para o cálculo do I.H., ao invés de se utilizar os valores de dose máxima, D_{\max} ($D_{0\%}$) e dose mínima, D_{\min} ($D_{100\%}$), utilizaram-se os valores de dose próxima do máximo, $D_{\text{near-max}}$ ($D_{2\%}$) e dose próxima do mínimo $D_{\text{near-min}}$ ($D_{98\%}$). Quando se analisa a Tabela 4.21, constata-se que no PTV, as maiores discordâncias entre os dois TPS são no cálculo da dose mínima ($D_{100\%}$) e na dose máxima ($D_{0\%}$). O ICRU83 [25], define a dose mínima como sendo a dose absorvida num único ponto que se apresenta como a dose mais baixa. A dose mínima absorvida pode não ser determinada com exatidão, devido ao facto de se encontrar localizada numa região de alto gradiente, no limite do PTV, tornando-se extremamente sensível à resolução de cálculo e à precisão com que o CTV foi delineado e o PTV determinado. Desta forma, o ICRU83 não recomenda o *report* do $D_{100\%}$, mas sim a dose absorvida próxima do máximo, $D_{98\%}$.

No ICRU50, é aconselhado o *report* do máximo do valor máximo de dose absorvida, em pelo menos um dado volume mínimo de tecido. No ICRU83 [25], é recomendado a dose próxima do máximo, $D_{2\%}$ como substituto da dose máxima, $D_{0\%}$. Ambas as recomendações servem o mesmo propósito: fazer o *report* de uma dose que não é em relação a um único ponto. No entanto, devido ao facto de certos rádio-oncologistas considerarem a dose máxima absorvida um valor clinicamente relevante, a melhor opção é fazer o *report* da dose máxima e da dose próxima do máximo [25].

Foi ainda analisado o valor de dose máxima, fora do volume do PTV, ou seja, a dose máxima no *Body* e no *Unspecified Tissue*. Verificou-se que no caso do TPS-Eclipse, o máximo de dose detetado no *Body* coincide com o máximo e dose presente no PTV e CTV (de lembrar que neste caso, o *Body* inclui o volume do PTV e todos os órgãos de risco), por outro lado, o TPS-XiO calculou um máximo de dose fora do PTV superior à dose prescrita, na ordem dos 115%.

O passo seguinte passou por analisar os pontos que são assinalados na tabela publicada pela QUANTEC (do inglês *Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the*

Clinic) [41] como pontos com relevância clínica, e pontos que são aconselhados pelo ICRU83 [25].

Segundo o ICRU83 [25], o arranjo funcional das células nos tecidos normais, pode ser descrito em paralelo ou em série. Esta distinção é útil na determinação dos limites de dose absorvida em tecidos normais, uma vez que os tecidos com arranjo celular em série (tal como o esófago e a medula) podem perder a sua total função se uma pequena zona de tecido for danificada, enquanto os tecidos com arranjo celular em paralelo (como é o caso dos pulmões ou do fígado) possuem uma maior capacidade de tolerância aos danos causados pela radiação.

Na Tabela 4.22, encontram-se os valores relativos à análise realizada na medula.

Tabela 4.22- Valores de análise para a medula, propostos pela QUANTEC [41] e ICRU83 [25].

	Medula		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
D_{\max} ($D_{0\%}$) (Gy)	46,1	46,1	0,0
$D_{\text{near-max}}$ ($D_{2\%}$) (Gy)	47,2	47,2	0,1

Seguindo as recomendações da QUANTEC, foi avaliado o valor de dose máxima que cada TPS calculou na medula e segundo a mesma ordem de raciocínio, presente no ICRU83 acerca da dose máxima, foi também avaliada a dose próxima do máximo. Ambos os TPS calcularam valores na mesma ordem de grandeza ($D_{\max} \approx 46\text{Gy}$; $D_{\text{near-max}} \approx 47\text{Gy}$) e neste caso a medula cumpre o critério de tolerância definido pela QUANTEC, de $D_{\max}=50\text{Gy}$, valor este que, quando ultrapassado, aumenta a probabilidade de desenvolvimento de Mielopatia, que tem como consequência a perda gradual dos movimentos do corpo [41].

Os valores de análise relativos ao coração podem ser observados na tabela 30. Neste caso, foi avaliada a dose média (D_{med}) e o V_D (%) que é a percentagem de volume que recebe pelo menos a dose absorvida D (Gy).

Tabela 4.23- Valores de análise para o coração, propostos pela QUANTEC [41].

	Coração		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
D_{med} ($D_{50\%}$) (Gy)	31,3	32,6	1,3
$V_{25\text{Gy}}$ (%)	67,8	69,4	1,7
$V_{30\text{Gy}}$ (%)	69,4	67,3	2,4

Comparando os dois TPS, verifica-se uma variação de aproximadamente 2% no cálculo do V_{25Gy} e do V_{30Gy} , e uma variação de aproximadamente 1Gy quando avaliada a dose média.

Analisando as curvas do coração no histograma, verifica-se um *shift* em toda a extensão da curva. Em ambos os TPS, os valores calculados relativamente ao coração não cumprem os critérios estipulados pela QUANTEC ($D_{med} < 26Gy$; $V_{25Gy} < 46\%$; $V_{30Gy} < 10\%$) e tais valores elevados devem-se ao facto de parte do coração se encontrar inserido no volume do PTV. Além disso, na análise da TC-exemplo verificou-se que, no ponto de prescrição, o TPS-Eclipse calcula valores superiores ao TPS-XiO.

Tal comportamento reflete-se numa maior cobertura do PTV, mas também num aumento da dose nos OAR, tal como se pode constatar neste caso em concreto, na Tabela 4.23. Segundo o estudo da QUANTEC, $D_{med} > 26Gy$ traduz-se numa probabilidade superior a 15% de o paciente desenvolver Pericardite, que se designa como uma inflamação do pericárdio.

Seguindo para os pulmões, Tabela 4.24, foi avaliada a dose média e o volume irradiado com determinada dose, considerada clinicamente relevante.

Tabela 4.24- Valores de análise para os pulmões, propostos pela QUANTEC [41].

	Pulmão E			Pulmão D		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
$D_{med} (D_{50\%}) (Gy)$	11,5	12,8	1,3	15,3	13,8	1,5
$V_{20Gy} (%)$	12,8	13,8	1	24,6	25,4	0,8

Relativamente aos pulmões, as doses calculadas variam em 1Gy e 1%, e em ambos os TPS é cumprido o critério apresentado pela QUANTEC ($V_{20Gy} \leq 30\%$), sendo que se verifica doses mais elevadas no pulmão direito do que no esquerdo. Através da análise da dose média, conclui-se que no pulmão esquerdo, para ambos os TPS, a probabilidade de desenvolver pneumonite sintomática é de aproximadamente 10%, enquanto que no pulmão direito, a probabilidade aumenta para 10%-20%.

Na análise do Esófago, foi avaliada a dose média e uma vez mais o volume irradiado com determinada dose foi considerado clinicamente relevante (Tabela 4.25).

Tabela 4.25- Valores de análise para o esófago, propostos pela QUANTEC [41].

	Esófago		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
$D_{med} (D_{50\%})$ (Gy)	41,5	41,4	-0,1
V_{35Gy} (%)	79,7	79,6	0,1
V_{50Gy} (%)	50,0	60,4	-10,4

Relativamente ao esófago, verifica-se uma concordância entre os cálculos realizados pelos dois TPS no cálculo da dose média e do V_{35Gy} . Conclui-se ainda que, apesar da concordância, ambos os parâmetros não cumprem o critério tabelado ($D_{med} < 34Gy$; $V_{35Gy} < 50\%$), traduzindo-se numa probabilidade entre 5-20% de desenvolvimento de esofagite aguda grau ≥ 3 e uma probabilidade $< 30\%$ de desenvolvimento de esofagite aguda grau ≥ 2 [41].

A maior discordância entre os dois TPS, ocorre no cálculo da percentagem de volume irradiado com 50Gy (V_{50Gy}), em que o valor da diferença entre os dois TPS é superior a 10%. Para despistar qualquer erro que pudesse ter provocado esta discrepância, consultaram-se as curvas relativas ao esófago nos respetivos TPS e verificou-se que as diferenças encontradas no esófago para o V_{50Gy} , se deviam à forma como cada TPS trata os dados e os apresenta no histograma, não havendo forma como eles lidam com as heterogeneidades. Constatou-se ainda que, a partir dos 49Gy inicia-se uma zona de alto gradiente de dose, em que as curvas que representam a dose, decaem de forma abrupta até aos 54Gy, e esta descida traduz-se, naturalmente, em maiores variações nos cálculos produzidos. De uma forma rigorosa, e tal como foi feito até agora, estas variações na zona de alto gradiente deveriam ser avaliadas por variação de posição (mm) e não por variação de dose (%). Mais uma vez, constata-se a importância da utilização do $D_{98\%}$ e não do $D_{100\%}$.

Verificou-se ainda que, apesar de o ponto V_{50Gy} ser apontado como ponto de relevância clínica na avaliação do esófago, existem casos, como este em particular, em que a dose prescrita é baixa (50,4Gy), o que faz com que o ponto de análise se localize numa zona em que a exatidão do cálculo é baixa (zona de alto gradiente de dose), não sendo neste caso a análise do DVH a melhor ferramenta para avaliar o plano.

Após a constatação destas variações na zona de alto gradiente, realizou-se uma análise adicional de 3 pontos (na zona de decaimento de dose, na zona intermédia do declive e no final da curva), para as curvas que apresentavam o mesmo comportamento (coração e

medula). Detetou-se a zona de alto gradiente para o coração, entre os 37Gy e os 53Gy, e efetivamente nesta zona os dois TPS atingiram variações de 5%, enquanto na medula, a região de alto gradiente, situa-se aproximadamente entre os 41Gy e os 46Gy, e nesta zona os dois TPS variam 2%.

Na análise realizada relativamente ao fígado foi avaliada a dose média calculada por cada TPS, Tabela 4.26.

Tabela 4.26- Valores de análise para o fígado, propostos pela QUANTEC.

	Fígado		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
$D_{med} (D_{50\%})$ (Gy)	6,2	6,9	0,7

Pela Tabela 4.26 verifica-se uma diferença inferior a 1Gy entre os cálculos produzidos pelos dois TPS para o parâmetro de dose média. Neste caso, os valores calculados estão de acordo com o que a QUANTEC definiu como valor de referência ($D_{med} < 30-32$ Gy).

Relativamente aos rins, devido à distância a que estes se encontram do volume-alvo, estes não considerados OARs, no entanto, as suas estruturas foram desenhadas pelo médico, permitindo assim avaliar a dose que recebiam, como forma de registo no processo do paciente. O registo dos valores analisados encontram-se na Tabela 4.27.

Tabela 4.27- Valores de análise para os rins propostos pela QUANTEC.

	Rim E			Rim D		
	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO	TPS-XiO	TPS-Eclipse	TPS-Eclipse vs TPS-XiO
$D_{med} (D_{50\%})$ (Gy)	0,4	0,7	0,3	0,3	0,6	0,3

Os valores que se encontram na Tabela 4.27 podem ser considerados valores residuais de dose. Isto pode ser explicado pelo facto de os rins se encontrarem longe do volume-alvo, como referido anteriormente, o que significa que estes se situam por baixo do colimador e portanto a dose que se deteta é mínima.

4.3.7 AVALIAÇÃO DO DVH – ANÁLISE GRÁFICA

Após o estudo anterior, em que se analisou os pontos considerados clinicamente relevantes na avaliação de um plano dosimétrico, foi realizada a análise gráfica dos DVHs (cumulativo) produzidos por cada sistema de planeamento, com a finalidade de confirmar os resultados obtidos anteriormente e analisar as zonas onde são visíveis maiores diferenças entre os cálculos produzidos. A análise gráfica permite identificar de uma forma mais direta quais as zonas mais problemáticas.

No gráfico 4.13, encontram-se desenhadas as curvas do PTV e CTV e dos órgãos assinalados como órgãos de risco, para cada TPS.

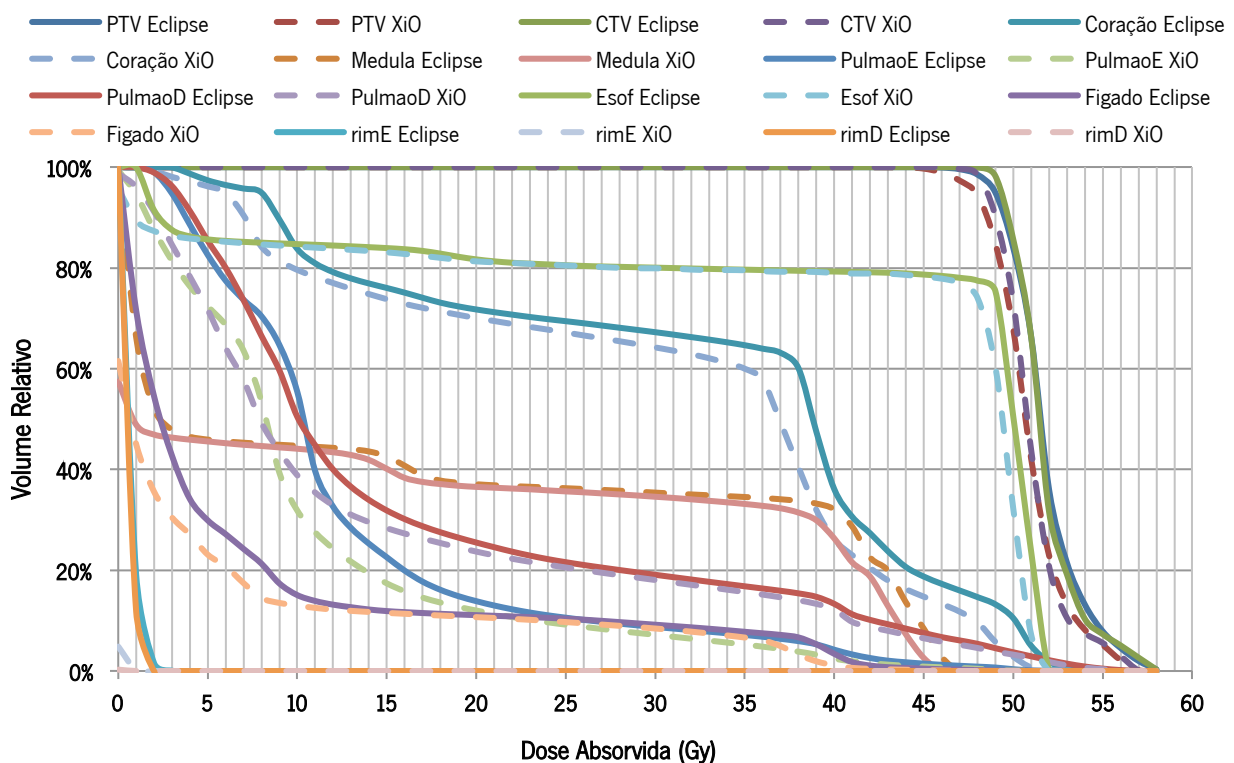


Gráfico 4.13- Sobreposição gráfica dos DVHs produzidos por cada TPS, em que no caso das curvas do TPS-Eclipse estão apresentadas como uma linha contínua, enquanto que no caso do TPS-XiO, encontram-se representadas por linhas a tracejado.

Tal como era expectável, comparando as curvas do PTV calculadas pelos dois TPS, verificam-se variações a partir da zona de alto gradiente de dose (a partir aproximadamente dos 45Gy). Na zona até aos 45 Gy, as curvas estão sobrepostas. Esta análise torna ainda mais perceptível a importância da utilização da dose próxima do mínimo ao invés da dose mínima. Ainda se verifica que, tal como foi referido, o facto de o TPS-Eclipse calcular doses superior ao TPS-XiO traduz-se numa melhor cobertura do PTV. Relativamente ao CTV, verifica-se um

comportamento muito semelhante, sendo que a zona de alto gradiente tem início aproximadamente nos 48Gy.

Relativamente à medula, como se pode observar na Tabela 4.22, verificou-se que ambos os TPS calculavam doses muito próximas, e posteriormente constatou-se que na zona de alto gradiente os dois TPS calculavam valores mais distantes. Esses valores são confirmados, pela análise do gráfico 4.13, verificando-se que a partir dos 41Gy as suas curvas decaem de forma diferente, provocando essas variações. Entre os 0 e os 5Gy os dois TPS constroem de forma diferente a curva, no entanto esta é uma zona que não tem relevância clínica. A partir dos 5Gy as duas curvas coincidem e mantêm a mesma tendência.

Em relação ao coração, tal como se verificou no estudo dos DVHs por comparação de pontos, as duas curvas variam cerca de 2% nos pontos considerados relevantes (V_{25Gy} ; V_{30Gy}) e quando se avalia a zona a partir dos 37Gy, constataram-se diferenças na ordem dos 5%. Quando analisado o histograma em termos gráficos, constata-se que as duas curvas apresentam a mesma tendência, no entanto é evidente um *shift* entre as duas curvas produzidas pelos TPS, em toda a sua extensão. É ainda visível, o aumento de variação a partir da zona de alto gradiente.

Relativamente ao pulmão esquerdo, as maiores variações encontram-se na zona anterior a 20Gy, logo não interfere na análise, sendo que no ponto relevante para análise as curvas variam aproximadamente 1%. Graficamente, para o pulmão direito verifica-se um comportamento idêntico ao do pulmão esquerdo.

No esófago, constata-se, à semelhança dos outros órgãos, variações visivelmente maiores na zona entre os 0Gy e os 5Gy, no entanto tal não influencia na análise. Na zona entre os 5Gy e os 49Gy verifica-se que as duas curvas estão extremamente próximas, sendo que num dos parâmetros de avaliação (V_{35Gy}) a variação entre a dose calculada nos dois TPS é aproximadamente nula (Tabela 4.25). No entanto, a partir dos 49Gy é visível um decaimento abrupto da dose, em que no caso do TPS-Eclipse esse decaimento ocorre mais tarde em relação ao TPS-XiO, provocando grandes variações de dose nessa zona. Constatou-se que um dos parâmetros de avaliação do esófago (V_{50Gy}), devido ao baixo valor de dose prescrita (50,4Gy) se localizava numa zona de elevado gradiente de dose, e portanto não poderia ser considerado um parâmetro de confiança, devido à baixa exatidão na determinação da dose nestas zonas. Este resultado leva a concluir que existem situações, em que os parâmetros

recomendados para avaliação do DVH não são suficientemente precisos para avaliar um plano, sendo portanto recorrer a outras ferramentas de avaliação.

Em relação ao fígado, o impacto da dose média é fruto do que se visualiza no histograma, sendo que uma vez mais, são visíveis maiores variações na zona inicial (entre os 0Gy e os 10Gy) e no final e na zona central as curvas praticamente encontram-se sobrepostas.

Os rins apresentam a mesma linha de tendência, no entanto como já foi explicado, esta dose é uma dose residual devido à distância a que estão do volume alvo.

A análise do DVH, permitiu concluir que apesar de os dois TPS tratarem de forma diferente os dados e isso se traduzir em diferenças nas curvas do histograma, a utilização de um TPS em vez de outro não alteraria a decisão final do médico, visto que apesar de pequenas variações, os resultados encontram-se dentro da mesma ordem de grandeza. Além disso, foi possível constatar que existem situações em que o DVH não é a melhor ferramenta para avaliar o plano, visto que a avaliação do histograma se está a basear na forma como o algoritmo o constrói.

CAPÍTULO 5: CONCLUSÕES E PERSPETIVAS DE TRABALHO FUTURO

5. Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Após a elaboração deste trabalho, concluiu-se que o TPS-Eclipse foi configurado, com sucesso, para $E=6\text{MeV}$.

Na verificação do TPS-Eclipse em relação ao TPS-XiO, sob condições específicas e controladas, concluiu-se que não surgiu qualquer tipo de padrão ou tendência que demonstrasse que o TPS-Eclipse sobrevalorizasse, ou não, os valores de dose calculados, não tendo sido necessário proceder à sua modelação com intuito de o aproximar (ainda mais) ao TPS-XiO.

Aquando a análise dos mapas de dose (grupo de controlo), recorrendo à utilização de diferentes dimensões de ROI como forma de avaliação, concluiu-se o mesmo que na comparação de dose medida em pontos, em que a maior concordância entre os dois TPS se verifica nas zonas centrais e *off-axis* (dentro do limite de campo). Apesar de terem sido avaliados valores próximos do limite de campo e para lá deste, devido ao baixo nível de fiabilidade e à impossibilidade de verificação destes pontos, os resultados obtidos nestas zonas não podem ser quantificados.

Foram produzidos mapas de dose em 2 tipos de fantômas: cúbico e cilíndrico (homogéneo e heterogéneo), sendo que numa fase inicial foram produzidos mapas de dose no fantôma cúbico com o intuito de avaliar o efeito da curvatura, visto que no fantôma cilíndrico a superfície de incidência deixa de ser plana. Assim, com recurso a estes tipos de fantômas foi possível, além do estudo das heterogeneidades (através do fantôma cilíndrico homogéneo e heterogéneo), o estudo do efeito da curvatura.

Quando analisados os mapas de dose produzidos no fantôma cúbico de água virtual, concluiu-se que 100% dos pontos analisados nas 3 regiões (zona central, a 1cm do limite de campo, e 1cm para lá do limite de campo), cumpriam os critérios de validação, 3%, 3mm.

Relativamente ao cilindro homogéneo, mesmo com a introdução da curvatura, obtiveram-se valores muito próximos entre as duas curvas, sendo que no campo que eram esperadas maiores variações devido ao efeito da curvatura (campo de maior dimensão, $20 \times 20 \text{cm}^2$), não se verificaram alterações. Para a mesma dimensão de campo ($20 \times 20 \text{cm}^2$), analisado num fantôma cilíndrico heterogéneo, a curva apresentada pelo TPS-XiO apresentava zonas com *steps* e não uma linha contínua, o que fazia com que houvesse uma discordância em termos de valores entre os dois TPS. Concluiu-se que os dois algoritmos tratam os dados de forma diferente e isso reflete-se na construção dos perfis de dose.

Após o estudo do efeito da heterogeneidade, passou-se à análise, ainda no cilindro heterogéneo, de uma combinação de campos coincidente com um caso real de esófago e foi comparada com a análise da mesma combinação de campos numa TC-exemplo. A análise foi feita para os três cortes: Sagital, Coronal e Axial.

Verificou-se uma maior concordância entre os dois TPS no estudo realizado na TC-exemplo do que no cilindro heterogéneo, devido à coroa de densidade eletrónica equivalente a osso, que funciona como uma barreira em todo o perímetro do cilindro. O corte Sagital foi o que apresentou maiores variações, sendo considerado o corte com mais pontos em concordância na TC-exemplo e o pior no cilindro heterogéneo. Estas variações no corte sagital devem-se ao facto de neste corte ser visível o campo NC em toda a sua extensão, o que faz com que haja uma tendência de acumulação de dose à entrada do feixe, visto a energia a ser utilizada ser a de 6MeV.

Finalmente, a análise do DVH permitiu concluir que, apesar de os dois TPS tratarem de forma diferente os dados e isso se traduzir na construção curvas do histograma, a utilização de um TPS ao invés do outro, não alteraria a decisão clínica por parte do médico especialista, visto que os resultados obtidos encontram-se dentro da mesma ordem de grandeza. Além disso, permitiu concluir que em determinadas situações, por exemplo em casos em que a dose de prescrição é baixa, o DVH não é a melhor ferramenta para avaliar o plano, visto que a avaliação do histograma baseia-se na forma como o algoritmo o constrói.

Desta forma, as metas definidas no início deste trabalho, que passavam por implementar e validar dosimetricamente um TPS (para $E=6\text{MeV}$), e posteriormente avaliar os DVHs de um planeamento dosimétrico exemplo, com dois algoritmos independentes, foram realizadas com sucesso.

Como trabalho futuro e com o intuito de implementar o TPS-Eclipse clinicamente como TPS de verificação de MU, é necessário seguir este mesmo protocolo para as energias de 10 e 15MeV, que são as energias utilizadas no serviço de radioterapia do Hospital de Braga. Seria também interessante a avaliação de vários planos referentes a diferentes patologias, recorrendo a cada um dos TPS, e analisando em que situações se aproximavam mais daquilo que foi realmente medido. Dessa forma, seria possível perceber qual o TPS que se melhor adequa a determinada patologia.

CAPÍTULO 6: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

6. Referências Bibliográficas

- [1] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, and P. C. Shragge, "Computers, Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning," *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.*, vol. 26, no. December 1992, pp. 261–273, 1993.
- [2] IAEA-TECDOC-1583, *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. International Atomic Energy Agency, 2008.
- [3] C. M. Bragg and J. Conway, "Dosimetric verification of the anisotropic analytical algorithm for radiotherapy treatment planning," *Radiother. Oncol.*, vol. 81, no. 3, pp. 315–23, Dec. 2006.
- [4] K. Breitman, S. Rathee, C. Newcomb, D. Robinson, C. Field, H. Warkentin, S. Connors, M. Mackenzie, P. Dunscombe, and G. Fallone, "Experimental validation of the Eclipse AAA algorithm," *J. Med. Phys.*, vol. 8, no. 2, pp. 76–92, 2007.
- [5] K. R. Muralidhar, P. M. Narayana, A. R. Krishnam, and N. Sresty, "Comparative study of convolution, superposition, and fast superposition algorithms in conventional radiotherapy, three-dimensional conformal radiotherapy, and intensity modulated radiotherapy techniques for various sites, done on CMS XIO planning system," *J. Med. Phys.*, vol. 34, no. 1, pp. 12–22, 2009.
- [6] S. A. Buzdar, M. Afzal, and A. Todd-Pokropek, "Comparison of Pencil Beam and Collapsed cone Algorithms, in Radiotherapy Treatment Planning for 6 and 10mv photon," *J. Ayub Med. Coll.*, vol. 22, no. 3, pp. 152–154, 2010.
- [7] M. J. Butson, R. Elferink, and T. Cheung, "Verification of lung dose in an anthropomorphic phantom calculated by the collapsed cone convolution method," *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 11, pp. 143–149, 2000.

- [8] W. Ding, P. N. Johnston, T. P. Wong, and I. F. Bubb, "Investigation of photon beam models in heterogeneous media of modern radiotherapy," *Phys Eng Sci Med.*, vol. 27, no. 2, pp. 39–48, 2004.
- [9] G. B. Wouters and A. C. Begg, "Irradiation-induced damage and the DNA damage response," in *Basic Clinical Radiobiology*, 4th ed., M. Joiner and A. van der Kogel, Eds. London: Hodder Arnold, 2009, pp. 17–26.
- [10] E. B. Podgorsak, "Basic Radiation Physics," in *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*, E. B. Podgorsak, Ed. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005, pp. 1–7.
- [11] R. P. Rodrigues, "Sobre Radioterapia," *Gaz. Médica*, pp. 9–21, 2009.
- [12] M. Joiner, A. van der Kogel, and G. Steel, "Introduction: The significance of Radiobiology and Radiotherapy for cancer Treatment," in *Basic Clinical Radiobiology*, 4th ed., M. Joiner and A. van der Kogel, Eds. London: Hodder Arnold, 2009, pp. 7–10.
- [13] L. Loverock, "Linear Accelerators," in *Handbook of Radiotherapy Physics*, P. Mayles, A. Nahum, and J. . Rosenwald, Eds. Vienna, 2007, pp. 222–227.
- [14] M. C. Lopes, "Um século de terapia com radiação," *Gaz. Física*, vol. 30, no. 14, pp. 14–29, 2005.
- [15] L. Wuellner, Ed., *Radiotherapy in Cancer Care: Estimating the optimal utilisation from a review of evidence-based clinical guidelines*. Collaboration for Cancer Outcomes Research and Evaluation (CCORE), funded by Commonwealth Department of Health and Ageing, Australia, 2003.
- [16] N. Salgado, "A Radioterapia no Tratamento Oncológico : Prática Clínica e Sensibilidade Cultural," *Interações*, vol. 12, no. 22, pp. 39–57, 2013.
- [17] S. Kaur Dhanesar, "The role of Cobalt-60 source in intensity modulated radioation therapy: from modeling finit sources to treatment planning and conformal dose delivery," Tese de Doutoramento, Queen's University, 2013.

- [18] S. H. Benedict, K. M. Yenice, D. Followill, J. M. Galvin, W. Hinson, B. Kavanagh, P. Keall, M. Lovelock, S. Meeks, L. Papiez, T. Purdie, R. Sadagopan, M. C. Schell, B. Salter, D. J. Schlesinger, A. S. Shiu, T. Solberg, D. Y. Song, V. Stieber, R. Timmerman, W. a. Tomé, D. Verellen, L. Wang, and F.-F. Yin, "Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101," *Med. Phys.*, vol. 37, no. 8, p. 4078, 2010.
- [19] F. George, "Manual de Boas Práticas de Radioterapia," *Direcção-Geral da Saúde Circ. Inf.*, 2008.
- [20] TRS-430, *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*, no. 430. Vienna, 2004.
- [21] R. . Drzymala, R. Mohan, L. Brewster, J. Chu, M. Goitein, W. Harms, and M. Urie, "Dose-volume histograms," *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 21, no. 1, pp. 71–78, 1991.
- [22] L. J. Verhey, "Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy Systems," *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 9, no. 1, pp. 78–98, 1999.
- [23] ICRU-50, "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Report 50)," USA: Report 50: International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 1993.
- [24] ICRU-62, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50, Report 62)," USA: Report 62: International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 1999.
- [25] ICRU-83, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (Report 83)," USA: Report 83: International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 2010.
- [26] E. B. Podgorsak, "External photon beams: Physical Aspects," in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, E. B. Podgorsak, Ed. Viena, 2005, pp. 161–179.

- [27] I. Rosemberg, "Relative dose measurements and commissioning," in *Handbook of Radiotherapy Physics*, P. Mayles, A. Nahum, and J. . Rosenwald, Eds. Vienna, 2007, pp. 367–369.
- [28] W. Parker and H. Patrocinio, "Clinical Treatment Planning in External Photon Beam Radiotherapy," in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, E. B. Podgorsak, Ed. Viena, 2005, pp. 219–220.
- [29] M. D. C. Evans, "Computerized Treatment Planning Systems for External Photon Beam Radiotherapy," in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, E. B. Podgorsak, Ed. Viena, 2005, pp. 387–388.
- [30] W. Ulmer, J. Pyry, and W. Kaissl, "A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, no. 8, pp. 1767–1790, Apr. 2005.
- [31] I. M. Gagné and S. Zavgorodni, "Evaluation of the analytical anisotropic algorithm in an extreme water – lung interface phantom using Monte Carlo dose calculations," vol. 8, no. 1, pp. 33–46, 2007.
- [32] A. Leal Plaza, F. SanchezDoblado, J. V. Arrans Lara, R., Roselló, E. Carrasco Pavón, and J. I. Lagares González, "Routine IMRT Verification By Means of an Auto mated Monte Carlo Simulation System," *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys*, vol. 56, no. 1, pp. 58–56, 2003.
- [33] A. Chaves, M. C. Lopes, and C. C. Alves, "A Monte Carlo multiple source model applied to ra diosurgery narrow photon beams," *Medical Physics*, vol. 31, pp. 2192–2204, 2004.
- [34] E. McCullough and A. Krueger, "Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: external photon beams.," *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys*, vol. 6, no. 11, pp. 1599–1605, 1980.

- [35] J. Venselaar, H. Welleweerd, and B. Mijnheer, "Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems," *Radiother. Oncol.*, vol. 60, pp. 191–201, 2001.
- [36] M. C. Lopes, A. Cavaco, K. Jacob, L. Madureira, S. Germano, S. Faustino, J. Lencart, M. Trindade, J. Vale, V. Batel, M. Sousa, A. Bernardo, S. Brás, S. Macedo, D. Pimparel, F. Ponte, E. Diaz, A. Martins, A. Pinheiro, F. Marques, C. Batista, L. Silva, M. Rodrigues, L. Carita, E. Gershkevitch, and J. Izewska, "Treatment planning systems dosimetry auditing project in Portugal," *Phys. Medica*, vol. 30, no. 1, pp. 96–103, 2014.
- [37] S. J. Thomas, "Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning," *Br. J. Radiol.*, vol. 72, pp. 781–786, 1999.
- [38] VARIAN_Medical_Systems, "Sample AAA / AcurosXB Beam Data Acquisition Checklist," no. September, pp. 1–17, 2013.
- [39] A. L. B. Bianchini, H. F. De Oliveira, J. F. Pavoni, L. Lira, S. Paulo, and R. Preto, "Desenvolvimento e validação de algoritmo computacional da função gama," *Assoc. Bras. Física Médica*, pp. 2–5, 2010.
- [40] L. Cozzi, N. Giorgia, V. Eugenio, A. Clivio, M. Glashorster, H. Schiefer, and A. Fogliata, "Basic dosimetric verification in water of the anisotropic analytical algorithm for Varian, Elekta and Siemens linacs," *Z. Med. Phys.*, vol. 18, pp. 128–135, 2008.
- [41] S. M. Bentzen, L. S. Constine, J. O. Deasy, A. Eisbruch, A. Jackson, L. B. Marks, R. K. Ten Haken, and E. D. Yorke, "Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): an introduction to the scientific issues.," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 76, no. 3 Suppl, pp. S3–9, Mar. 2010.
- [42] Iba_Dosimetry, "Detectors for Relative and Absolute Dosimetry - Ionization Chambers and Diode Detectors." 2011.

- [43] J. Lee, I. Das, S. Y. Woo, W. Grant, B. S. Teh, J. K. Chiu, and E. B. Butler, "Intensity Modulated Radiation Therapy: An Introduction for Patients and Clinicians - Part I: Treatment Planning and Delivery," *OncoLink*, 2002.
- [44] Iba, "Blue Phantom," *iba-dosimetry*, 2015. [Online]. Available: <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/relative-dosimetry/blue-phantom-2>. [Accessed: 28-Jan-2015].
- [45] C. David, L. Foster, I. J. Das, M. S. Mendonca, and J. R. Dynlacht, "Advanced Treatment Planning for EBRT," in *Basic Radiotherapy Physics and Biology*, Springer Science + Business Media New York, 2014, pp. 139–149.
- [46] Varian, "AAA and AcurosXB Model Configuration." pp. 1–45, 2013.
- [47] IBA-Dosimetry, "I 'mRT MatriXX The New Standard in 2D IMRT Pre-Treatment Verification," 2013.
- [48] Y. Shimohigashi, "Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 13, no. 5, 2012.