

# Dispositivos De Imobilização Em Radioterapia Externa – Influência Dosimétrica

Maria Inês Teixeira Gama

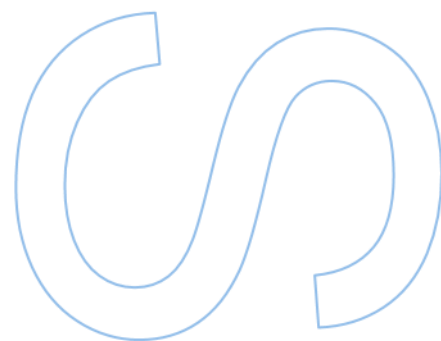
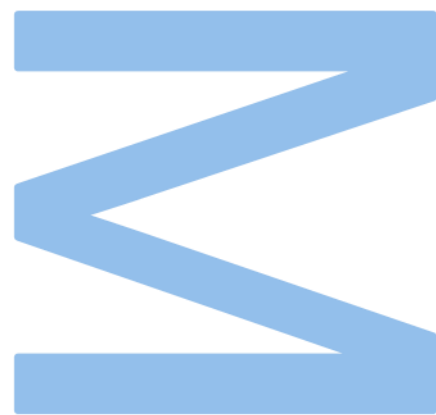
Mestrado em Física Médica  
Departamento de Física e Astronomia  
2022

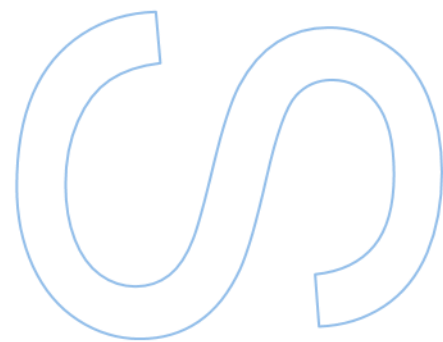
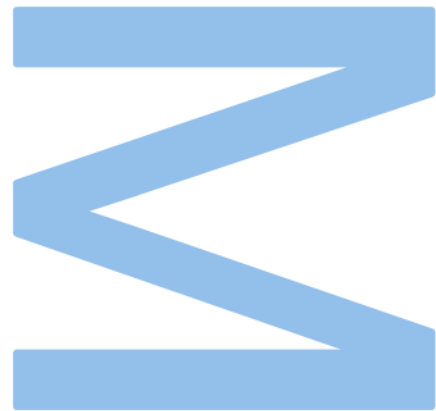
**Orientador**

Luís Paulo Teixeira Cunha, MsC, Assistente de Saúde, Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, EPE

**Coorientador**

Anabela Gregório Dias, PhD, Assistente de Saúde, Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, EPE





# Declaração de Honra

Eu, Maria Inês Teixeira Gama, inscrita no Mestrado em Física Médica da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto declaro, nos termos do disposto na alínea a) do artigo 14.º do Código Ético de Conduta Académica da U.Porto, que o conteúdo da presente dissertação reflete as perspetivas, o trabalho de investigação e as minhas interpretações no momento da sua entrega.

Ao entregar esta dissertação declaro, ainda, que a mesma é resultado do meu próprio trabalho de investigação e contém contributos que não foram utilizados previamente noutros trabalhos apresentados a esta ou outra instituição.

Mais declaro que todas as referências a outros autores respeitam escrupulosamente as regras da atribuição, encontrando-se devidamente citadas no corpo do texto e identificadas na secção de referências bibliográficas. Não são divulgados na presente dissertação quaisquer conteúdos cuja reprodução esteja vedada por direitos de autor.

Tenho consciência de que a prática de plágio e auto-plágio constitui um ilícito académico.

Maria Inês Teixeira Gama

Porto, 31 de outubro de 2022

# Resumo

A radioterapia externa é das principais modalidades de tratamento de cancro que faz uso de radiação ionizante. O seu objetivo é irradiar o paciente de forma que se atinja uma distribuição de dose homogénea no volume alvo sem prejudicar os órgãos em risco adjacentes. Para que este objetivo seja cumprido é necessária uma boa reprodução da posição do doente, de sessão para sessão. Por isso, a radioterapia externa faz uso de dispositivos de imobilização que permitem o rigor no reposicionamento diário dos doentes.

Estes dispositivos por não serem radiotransparentes podem provocar alterações na distribuição de dose, devido a fenómenos de dispersão e atenuação do feixe de radiação. Assim sendo, o objetivo deste trabalho é estudar a atenuação que os sistemas de imobilização provocam nos tratamentos de radioterapia externa.

Para tal, foram realizadas medidas de diversos dispositivos de imobilização, utilizando detetores e fantasmas, no IPO-Porto. Estes dispositivos de imobilização foram inseridos posteriormente no sistema de planeamento e foi calculada a dose nas mesmas condições que as medidas realizadas, permitindo realizar uma análise comparativa. Esta análise permitiu introduzir alterações aos sistemas de imobilização (e.g., variação de HU) que minimizam o erro entre o valor de dose medido e calculado.

Com estas medidas chegou-se aos seguintes valores de HU: -720 HU para a fibra de carbono da cama de tratamento, -880 HU para a esponja interior da cama de tratamento, -920 HU para o colchão de vácuo e -650 HU para o OmniBoard.

Para além disso, conclui-se que, considerando a cama de tratamento a atenuação pode variar numa gama entre os 2,9% e 1,6%, na zona com maior espessura, e que, considerando o OmniBoard a atenuação pode variar numa gama entre 3,03% e 1,75%, sendo que quanto maior a energia utilizada menor é a atenuação.

Estas considerações foram tidas em conta em planos de tratamento já realizados no IPOP, tendo concluindo que os dispositivos de imobilização influenciam o cálculo de dose, diminuindo a mesma e como tal, devem ser contabilizados no cálculo de dose dos sistemas de planeamento.

Palavras-chave: Radioterapia externa, dispositivos de imobilização, atenuação, sistema de planeamento de tratamento.

# Abstract

External radiotherapy is one of the main processes of cancer treatment using ionizing radiation. Its goal is to radiate the patient in such a way that a homogeneous distribution of radiation is achieved without damaging the nearby organs at risk. For that reason, it is mandatory that the patient's position remains constant throughout each session. To do that, this procedure utilises immobilisation devices that assure the proper repositioning of the patients on a daily basis.

Since these devices are not radiotransparent, they may alter the dose distribution, as a result of dispersion and attenuation of the radiation beam. Therefore, the aim of this thesis is to study the attenuation provoked by immobilisation devices during external radiotherapy treatments.

To do this, measurements were carried out in IPO-Porto, using different phantoms, detectors and immobilisation devices. After that, those devices were inserted in the treatment planning system, to determine the dose in the same conditions of the previous measurements, allowing us to make a comparative analysis.

This analysis made it possible to introduce changes to the immobilisation devices (e.g., HU variation) that minimise the error between the values of the measured dose and the calculated dose. With these measurements, we reach the following results: -720 HU for the carbon fiber of the couch treatment, -880 HU for the inner foam of the couch treatment, -920 for the vacuum bag and -650 HU for the OmniBoard.

Besides that, we conclude that, considering the treatment couch the attenuation can vary in a range between 2,9% e 1,6%, in the thicker zone, and, considering the OmniBoard the attenuation can vary in a range between 3,03% e 1,75%, being that the higher the energy used, the lower the attenuation.

These considerations were taken into account in treatments already carried out at IPOP, having concluded that immobilisation devices influence the dose calculation, decreasing it. Therefore, they must be accounted for, in the dose calculation of the planning systems.

Keywords: External radiotherapy, Immobilisation devices, attenuation, treatment planning system

# Índice

Lista de Tabelas .....	vi
Lista de Gráficos.....	vii
Lista de Figuras .....	viii
Lista de Abreviaturas .....	x
Introdução.....	1
1. Fundamentos teóricos .....	3
1.1. Interação da radiação ionizante com a matéria.....	3
1.2. Lei exponencial da atenuação .....	4
1.3. Penetração do feixe de fótons no meio.....	4
2. Radioterapia .....	6
2.1. Acelerador Linear .....	6
2.2. Volumes alvo.....	7
2.3. Planeamento do tratamento em radioterapia .....	8
2.4. Radioterapia Conformal.....	10
2.5. IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy).....	10
2.6. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy).....	11
2.7. Índice gama.....	12
2.8. Sistemas de imobilização em radioterapia.....	12
3. Estado da arte .....	16
4. Procedimento experimental e resultados .....	19
4.1. Equipamentos utilizados no processo de medida .....	19
4.1.1. Câmaras de ionização.....	19
4.1.2. Eletrómetro.....	19
4.1.3. Fantomas .....	20
4.2. Medidas de atenuação de diversos equipamentos .....	23
4.3. Determinação e validação dos valores de HU .....	29
4.4. Medidas com o fantoma Quasar.....	34

4.5. Medidas com o fantoma Octavius 4D .....	39
4.6. Influência dos dispositivos de imobilização em planos de tratamento .....	46
5. Conclusão.....	52
Referências Bibliográficas .....	53
Anexos .....	56
Anexo I – Medidas com placas de água sólida.....	56
Anexo II – Medidas em kV para determinação dos HU .....	58
Anexo III – Medidas com o fantoma Quasar.....	60
Anexo IV – Dados adquiridos no <i>Verisoft</i> .....	63
Anexo V – Dados adquiridos no TPS para cálculo da distribuição de dose em volume .....	67
Anexo VI – Valores de dose para os volumes e órgãos de risco em planos de tratamento.....	71

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores de atenuação dos dispositivos de imobilização para diferentes energias.....	26
Tabela 2 - Valores de atenuação dos dispositivos de imobilização para diferentes energias.....	28
Tabela 3 - Valores de HU selecionados.....	34
Tabela 4 - Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 4 MV. ....	35
Tabela 5 -Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 6 MV.....	36
Tabela 6 - Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 10 MV. ....	36
Tabela 7 - Valores de erro (em %) utilizando os valores de -680 e -650 para os HU do Omniboard.....	37
Tabela 8 - Valores de atenuação medida (em %) para os diferentes dispositivos de imobilização.....	38
Tabela 9 - Valores do índice gama médio e da percentagem dos <i>voxels</i> analisados que passaram nos critérios estabelecidos, para um campo 5x5 cm <sup>2</sup> .....	40
Tabela 10 - Valores do índice gama médio e da percentagem dos <i>voxels</i> analisados que passaram nos critérios estabelecidos, para um campo 10x10 cm <sup>2</sup> .....	40
Tabela 11 - Valores da atenuação medida para uma angulação entre 110° e 250°, em intervalos de 10°. ....	44



## Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Atenuação em função da energia para diferentes dispositivos de imobilização .....	27
Gráfico 2 - Atenuação em função da energia para diferentes dispositivos de imobilização .....	28
Gráfico 3 - Fator de correção h em função da profundidade para um campo 10x10 cm <sup>2</sup> [24] .....	33
Gráfico 4 - Distribuição de dose para um feixe com energia 6MV, campo 10x10 cm <sup>2</sup> considerando a cama de tratamento com maior espessura e o OmniBoard. ....	42
Gráfico 5 – Distribuição de dose para um feixe com energia 6MV, campo 5x5 cm <sup>2</sup> considerando a cama de tratamento com maior espessura e o OmniBoard. ....	43
Gráfico 6 – Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, no PTV, para os 16 planos analisados. ....	48
Gráfico 7 - Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, no ITV, para os 16 planos analisados. ....	48
Gráfico 8 - Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, na pele, para os 16 planos analisados. ....	49

# Lista de Figuras

Figura 1 - Probabilidade relativa da ocorrência das três principais interações com a matéria [5].....	3
Figura 2 - Atenuação exponencial simples [5].....	4
Figura 3 - Deposição de dose num paciente para um feixe de fótons de megavoltagem. <i>D<sub>s</sub></i> corresponde à dose à superfície, <i>D<sub>ex</sub></i> corresponde à dose de saída e <i>z<sub>max</sub></i> corresponde à profundidade a qual a dose é máxima [2].....	5
Figura 4 – LINAC Varian® TrueBeam® [6] .....	7
Figura 5 - Esquema dos volumes alvo. [2] .....	8
Figura 6 – Imagem ilustrativa da representação de um DVH. Na imagem, a linha a azul representa o ITV, a vermelha representa o PTV e as restantes representam órgãos de risco.....	9
Figura 7 - Esquema da constituição da cama de tratamento.....	13
Figura 8 - Cama de tratamento do acelerador linear .....	14
Figura 9 - Colchão de vácuo [14] .....	14
Figura 10 – OmniBoard [15].....	15
Figura 11 - Câmara Farmer tipo 30031 [22] .....	19
Figura 12 – Eletrómetro PTW UNIDOS E [23].....	20
Figura 13 – Fantoma de placas de água sólida com câmara de ionização colocada no interior .....	21
Figura 14 - Dimensões (em mm) da placa de água sólida com orifício para colocação de uma câmara cilíndrica [24].....	21
Figura 15 – Fantoma Quasar [25] .....	22
Figura 16 – Fantoma Octavius 4D [26] .....	22
Figura 17 – Fantoma Octavius 4D com a matriz <i>Detector 1500</i> inserida.....	23
Figura 18 - Diferentes espessuras da cama de tratamento e do colchão de vácuo.....	24
Figura 19 - Medida a 0° considerando apenas o colchão de vácuo e <i>lasers</i> da sala de tratamento nas placas de água sólida com a <i>gantry</i> a 0° .....	25
Figura 20 - Medida a 180° considerando o colchão de vácuo e a cama de tratamento e <i>lasers</i> da sala de tratamento nas placas de água sólida com a <i>gantry</i> a 180°.....	26
Figura 21 – PTW Diados E [23] .....	30
Figura 22 – Corte da cama grossa, no software ImageJ. ....	31
Figura 23 – Estruturas delineadas no TPS (De cima para baixo tem-se: placas de água sólida, colchão de vácuo, Omniboard e cama de tratamento).....	32
Figura 24 – Método para alterar os valores de HU das estruturas no TPS.....	34

Figura 25 – TC ao Quasar usando o colchão e Ombinboard .....	34
Figura 26 – Fantoma Quasar com câmara de ionização .....	35
Figura 27 – Fantoma Quasar com a câmara de ionização inserida num dos <i>inserts</i> laterais .....	38
Figura 28 – Fantoma Octavius 4D alinhado com os <i>lasers</i> da sala de tratamento .....	39
Figura 29 – Distribuição gama, no corte central. Os pontos vermelhos correspondem a pontos com índice gama superior a 1. ....	41
Figura 30 - Curvas de isodose para os planos medidos considerando a cama grossa e o OmniBoard. a) Plano com energia 6MV e campo 5x5 cm <sup>2</sup> , b) Plano com energia 15 MV e campo 5x5 cm <sup>2</sup> .....	42
Figura 31 – Espessura atravessa por um campo posterior .....	45
Figura 32 – Espessura atravessada por um campo oblíquo .....	45
Figura 33 – Imagem ilustrativa dos dispositivos de imobilização, da lesão e dos campos usados no tratamento do paciente 6 .....	50
Figura 34 – DVH referente aos planos original (▲) e corrigido (■) para o paciente 6. A linha azul representa o ITV, a vermelha representa o PTV e as restantes representam órgãos em risco .....	51

## Lista de Abreviaturas

3DCRT	RADIOTERAPIA CONFORMAL TRIDIMENSIONAL
ADN	ÁCIDO DESOXIRRIBONUCLEICO
CBCT	CONE BEAM CT
CTV	VOLUME ALVO CLÍNICO
CI	ÍNDICE DE CONFORMIDADE
DVH	HISTOGRAMA DOSE-VOLUME
GTV	VOLUME TUMORAL DEMONSTRÁVEL
GY	GRAY
HI	ÍNDICE DE HOMOGENEIDADE
HU	UNIDADES HOUNSFIELD
IAEA	AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÓMICA
ICRU	COMISSÃO INTERNACIONAL DE UNIDADES E MEDIÇÕES DE RADIAÇÃO
IMRT	RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA
ITV	VOLUME ALVO INTERNO
KV	KILOVOLTAGEM
LINAC	ACELERADOR LINEAR
MLC	COLIMADOR MULTIFOLHAS
MU	UNIDADES MONITOR
MV	MEGAVOLTAGEM
NTCP	PROBABILIDADE DE COMPLICAÇÕES EM TECIDOS NORMAIS
OAR	ORGÃO EM RISCO
PET	TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE POSITRÕES
PMMA	POLIMETILMETACRILATO
PTV	VOLUME ALVO DE PLANEAMENTO
RM	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA
SSD	DISTÂNCIA FONTE - SUPERFÍCIE
SI	SISTEMA INTERNACIONAL
TC	TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA
TCP	PROBABILIDADE DE CONTROLO TUMORAL
TPS	SISTEMA DE PLANEAMENTO DO TRATAMENTO
VMAT	RADIOTERAPIA EM ARCO MODULADO

# Introdução

A radioterapia é um tipo de tratamento de cancro baseado no uso de radiação ionizante. Tem como principal objetivo administrar a dose prescrita ao volume alvo, preservando os tecidos saudáveis adjacentes, tendo em conta as tolerâncias dos órgãos em risco. Este tipo de tratamento atua no ADN das células malignas, que apresentam taxas de replicação superiores às células saudáveis. A radiação ionizante interage com as células provocando lesões na dupla cadeia do ADN, alterando a sua estrutura. Desta forma, previne-se a replicação de células tumorais, ocorrendo a morte celular. [1]

A radioterapia externa é geralmente realizada com mais de um feixe de radiação, de forma a obter uma distribuição uniforme da dose no volume alvo e uma dose o mais baixa possível nos tecidos saudáveis que rodeiam o tecido alvo. O relatório n.º 50 da Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (ICRU) recomenda uma uniformidade da dose no volume alvo entre +7% e -5% da dose prescrita. [2]

Nestes tratamentos, o posicionamento e imobilização dos doentes são fundamentais e por isso, o uso de dispositivos de imobilização tornou-se uma ferramenta crucial para garantir a entrega precisa de distribuição de dose altamente conformada [3]. Apesar de existirem inúmeros dispositivos de imobilização, os suportes de membros e os colchões de vácuo são os mais utilizados.

Estes dispositivos têm um impacto dosimétrico significativo no tratamento, nomeadamente na alteração da distribuição de dose, aumento da dose à superfície e diminuição da dose na zona a tratar [4]. Por forma a reduzir os efeitos sobre a radiação, estes deverão ser o menos radiopacos possível.

Apesar de serem realizadas diversas verificações diariamente, as alterações de dose causadas por dispositivos externos não são normalmente consideradas [4]. Por essa razão, é crucial que os sistemas de planeamento tenham em consideração estes dispositivos no cálculo de dose.

Este projeto inicia-se fazendo uma análise dos estudos existentes sobre os diversos equipamentos de imobilização utilizados no serviço de radioterapia. Posteriormente, pretende-se estudar a atenuação/influência dosimétrica destes sistemas de imobilização, de forma a perceber qual o impacto destes dispositivos nos tratamentos. Pretende-se também realizar um estudo retrospectivo, comparando as diferenças entre os resultados obtidos nos tratamentos já realizados, que não

consideraram a influência dos dispositivos, e os resultados do mesmo tratamento, mas tendo em conta a influência provocada pelos dispositivos de imobilização.

# 1. Fundamentos teóricos

## 1.1. Interação da radiação ionizante com a matéria

Ionização é o processo pelo qual um átomo neutro adquire uma carga positiva ou negativa. Radiações ionizantes podem arrancar elétrons dos átomos enquanto atravessam um dado meio material. Existem dois tipos de radiação ionizante: radiação diretamente ionizante ou indiretamente ionizante. [5]

A radiação diretamente ionizante ocorre devido à interação de partículas carregadas, como elétrons, prótons e partículas alfa com o meio, uma vez que têm energia suficiente para ionizar através de colisões quando atravessam este mesmo meio. A radiação indiretamente ionizante ocorre devido a partículas não carregadas, onde numa primeira etapa são libertadas partículas carregadas, normalmente elétrons, e numa segunda etapa onde esses elétrons acelerados transferem a sua energia para o meio através de interações de Coulomb ao longo do seu percurso. Se o meio em questão for tecido biológico a energia poderá ser depositada no ADN das células, destruindo a sua capacidade proliferativa. A produção de elétrons devido à interação da matéria com fótons ocorre por três principais processos: efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares. A probabilidade destas três interações depende da energia dos fótons incidentes e do número atômico ( $Z$ ) do material. Essa dependência é visível na Figura 1. [5]

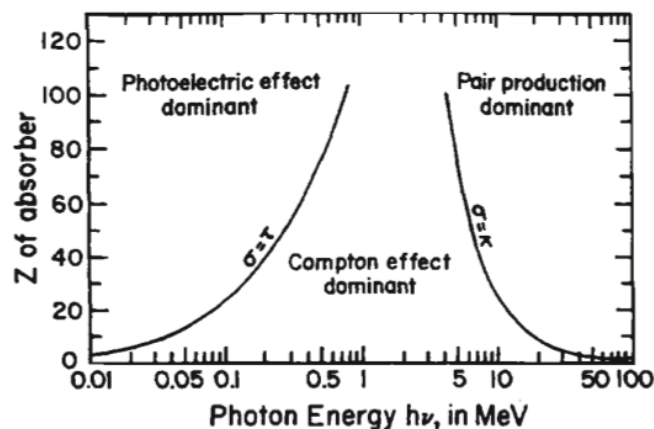


Figura 1 - Probabilidade relativa da ocorrência das três principais interações com a matéria [5]

## 1.2. Lei exponencial da atenuação

O conceito de atenuação exponencial é muito importante em interações com o meio. Para partículas não carregadas estas apresentam uma probabilidade significativa de atravessar um material espesso sem sofrer nenhuma interação, enquanto uma partícula carregada perde sempre alguma da sua energia. As partículas não carregadas não têm um alcance finito, enquanto as partículas carregadas têm o alcance limitado devido à sua energia cinética. [5]

Considere-se um feixe paralelo monoenergético com  $N_0$  partículas não carregadas incidindo perpendicularmente num material com espessura  $L$ . Assumindo o caso mais simples, cada partícula ou é completamente absorvida numa interação única (sem produção de partículas secundárias) ou passa através do material sem perda de energia ou direção (Figura 2). [5]

$$N_L = N_0 e^{-\mu L} \quad (1)$$

A quantidade  $\mu$  é chamada de coeficiente de atenuação linear e tem unidades SI  $m^{-1}$ .

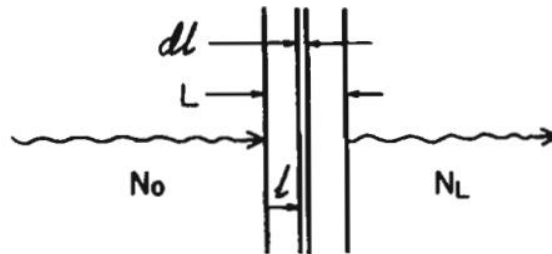


Figura 2 - Atenuação exponencial simples [5]

## 1.3. Penetração do feixe de fótons no meio

Os fótons ao atravessarem diferentes materiais propagam-se de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância, no entanto a sua propagação é também afetada por fenómenos de atenuação e dispersão, dependendo do material atravessado [2]. Uma vez que a distribuição de dose num paciente não pode ser medida de forma direta é necessário recorrer a detetores de radiação, para se conhecer de forma precisa a distribuição de dose no volume a irradiar. [2]

O feixe penetra no paciente à superfície com uma certa dose  $D_s$ , atingindo rapidamente o valor máximo a uma profundidade  $z_{max}$ . A região entre a superfície do



paciente e a distância  $z_{max}$  tem o nome de região de *build-up*. É nesta região que existe um elevado gradiente de dose, e resulta da grande distância das partículas secundárias carregadas, libertadas pelos fótons em interações com o paciente. [2]

Para fótons de megavoltagem (MV), a dose à superfície é sempre menor que a dose à profundidade máxima, permitindo poupar os tecidos à superfície, como a pele. Este fenómeno é chamado de *skin sparing effect*, permitindo tratar em profundidade, poupando os tecidos à superfície. [2]

Por fim, a dose decai exponencialmente até um valor de dose  $D_{ex}$  (Figura 3).

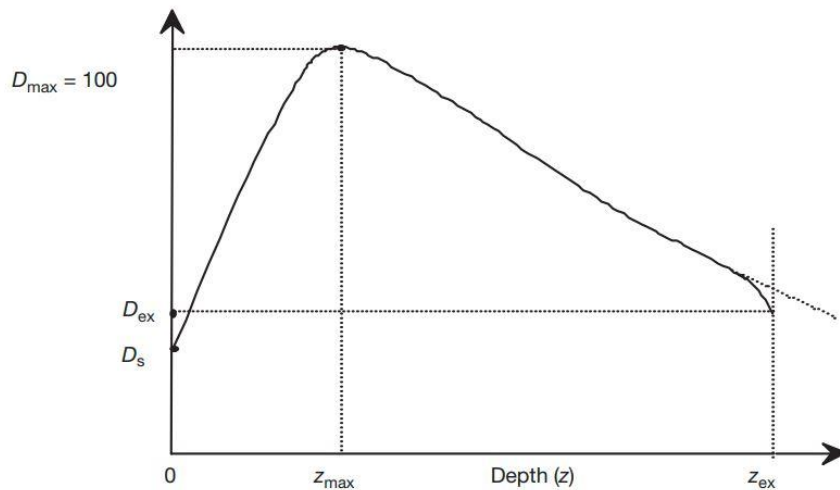


Figura 3 - Deposição de dose num paciente para um feixe de fótons de megavoltagem.  $D_s$  corresponde à dose à superfície,  $D_{ex}$  corresponde à dose de saída e  $z_{max}$  corresponde à profundidade a qual a dose é máxima [2]

## 2. Radioterapia

O cancro é uma proliferação descontrolada de células que pode afetar qualquer tecido do corpo. A radioterapia é uma das três principais modalidades de tratamento e utiliza radiação ionizante. Um dos alvos da radioterapia é o ADN das células tumorais. A radiação ionizante causa ruturas na dupla hélice na cadeia de ADN, levando a que o dano não seja reparado, originando a morte celular. [1]

### 2.1. Acelerador Linear

Em radioterapia externa são comumente utilizados aceleradores lineares (LINACs) constituídos principalmente pela *gantry*, cabine do modulador e pela área do paciente. (Figura 4) [2]

Nestes tipos de tratamento, o paciente é irradiado com um feixe de fótons ou eletrões.

Os eletrões são formados no canhão de eletrões através de emissão termiónica, onde um filamento aquecido (cátodo) emite eletrões. Devido ao campo eletrostático entre o cátodo e o ânodo os eletrões atravessam o ânodo em direção ao *accelerating waveguide*. [2]

Aqui, os eletrões são acelerados até à energia cinética desejada, devido a um campo elétrico oscilatório [2]. O próprio feixe de eletrões pode ser usado para tratamento superficiais, ou pode atingir um alvo para produzir feixes de fótons.

Para ser produzido o feixe de fótons, o feixe de eletrões colide com um alvo localizado na gantry. [2]

Seguidamente o feixe de fótons atravessa um colimador principal permitindo apenas a passagem de fótons numa dada direção, absorvendo os que viajam numa direção mais lateral, formando um feixe em forma de cone. Desta forma, é também definido o tamanho máximo do feixe de radiação. Posteriormente, este feixe atravessa uma série de outros componentes como o carrossel que posiciona diferentes filtros ou espalhadores de eletrões na direção do feixe ou a câmara de ionização que mede a quantidade de radiação à saída da gantry. [2]

De modo a minimizar a exposição de tecidos saudáveis e adjacentes ao tumor e definir o tamanho de campo na superfície do paciente/fantoma, o feixe de fótons é moldado por modificadores de feixe constituídos por materiais com elevado Z como o caso dos colimadores (*jaws*) e colimadores multifolhas (MLC). [2]

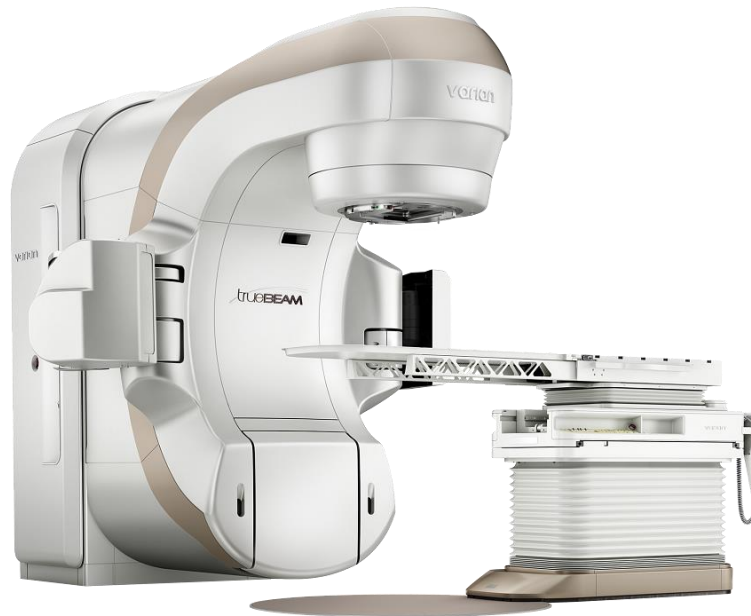


Figura 4 – LINAC Varian® TrueBeam® [6]

Existem diferentes tipos de aceleradores lineares para uso clínico, podendo apresentar diferentes energias de elétrons para tratamentos superficiais (6, 9, 12, 16 e 22 MeV), baixas energias de fótons (4 e 6 MV) e altas energias de fótons para tratamentos profundos (10 e 15 MV). [2]

Neste tipo de tratamento, o paciente é irradiado de diferentes ângulos de forma a obter uma dose homogénea no volume alvo e assim reduzir a dose nos tecidos saudáveis localizados no campo de radiação. Por isso mesmo, este tipo de tratamento obriga a uma precisão muito elevada. [2]

Segundo o Relatório n.º 50 da ICRU o volume alvo deve ser irradiado uniformemente com uma variação da dose prescrita de -5% até +7%. [2]

## 2.2. Volumes alvo

A definição dos volumes é um passo importante no planeamento do tratamento. Segundo o Relatório n.º 62 da ICRU os volumes a delimitar são os seguintes: [2] (Figura 5)

- GTV – O volume tumoral demonstrável corresponde ao local palpável ou visível de crescimento de células malignas. Este volume é identificado por imagens de diagnóstico complementares, como RM ou PET ou através de exames clínicos.

- CTV – O volume alvo clínico é definido como o volume que contém o GTV e doenças microscópicas e subclínicas. Por convenção, o CTV é considerado uma margem fixa de cerca de 1 cm à volta do GTV. Este volume deve ser tratado adequadamente de forma a atingir o objetivo do tratamento.
- ITV – O volume alvo interno corresponde ao CTV mais uma margem interna. Esta margem permite ter em conta variações no tamanho e posição do CTV, os movimentos naturais dos órgãos (como contrações e movimentos respiratórios) e variações na fisionomia do paciente.
- PTV – O volume alvo de planeamento é um conceito geométrico definido de forma a garantir que a dose prescrita é absorvida pelo CTV. O PTV contém o ITV associado a uma margem de segurança, que tem em conta erros no posicionamento e movimentos do paciente durante o tratamento.
- OAR – Os órgãos em risco são órgãos/tecidos saudáveis perto da zona a tratar, com sensibilidade à radiação. Estes órgãos são limitadores de dose, uma vez que os seus valores de tolerância máximos não devem ser ultrapassados.

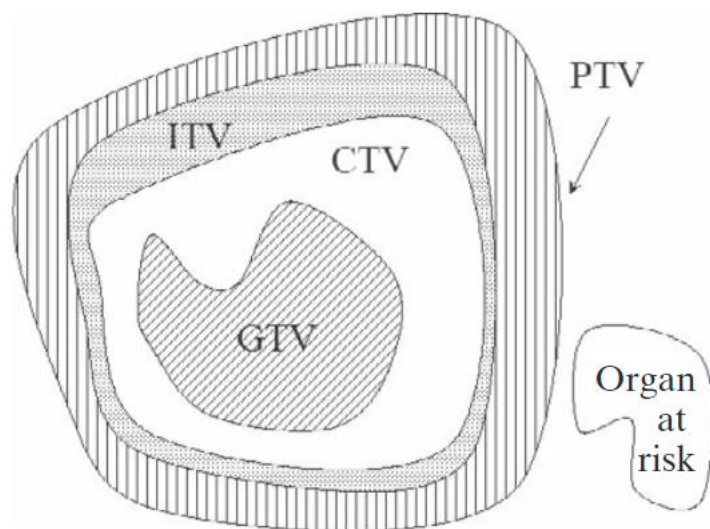


Figura 5 - Esquema dos volumes alvo. [2]

### 2.3. Planeamento do tratamento em radioterapia

O planeamento do tratamento é uma das etapas fundamentais em radioterapia externa pois permite o cálculo da dose tendo em conta a definição dos parâmetros geométricos do tratamento. O planeamento é baseado em imagens do paciente. A técnica mais utilizada para a aquisição das imagens é a Tomografia Computorizada (TC) uma vez que permite obter informações anatómicas assim como informações sobre as densidades eletrónicas dos tecidos.

Numa fase inicial é definida a posição de tratamento do paciente e o seu isocentro, que se deve localizar na zona a tratar. Simultaneamente, são também escolhidos os dispositivos de imobilização a utilizar.

Os dados volumétricos da TC são usados para delimitação dos volumes alvo e das estruturas adjacentes críticas. É nestas zonas delimitadas que o sistema de planeamento irá calcular a distribuição de dose. Os OAR são limitadores da dose devido à sua radiosensibilidade e por isso é de extrema importância fazer a sua delimitação para que seja possível comparar a dose calculada com os valores referidos na literatura, através dos Histogramas de Dose-Volume (DVHs) (Figura 6).

Por fim, é calculada a distribuição 3D de dose usando modelos computacionais. A distribuição de dose deve cumprir a prescrição de dose no volume alvo assim como os limites de dose para os tecidos vizinhos.

Antes de ser aprovado para tratamento, o plano deve ser avaliado. Esta avaliação é feita principalmente através dos DVH. Os DVH são uma representação gráfica que permite relacionar a percentagem de volume alvo ou de um dado órgão com a dose absorvida. Resumem as informações contidas na distribuição 3D da dose para cada estrutura anatómica de interesse, e por isso são ferramentas importantes para a avaliação quantitativa dos planos de tratamento. [7]

Normalmente, a dose nas estruturas de interesse é avaliada através de  $V(D)$ , que corresponde ao volume  $V$  da estrutura que recebe uma dose  $D$ . [8]

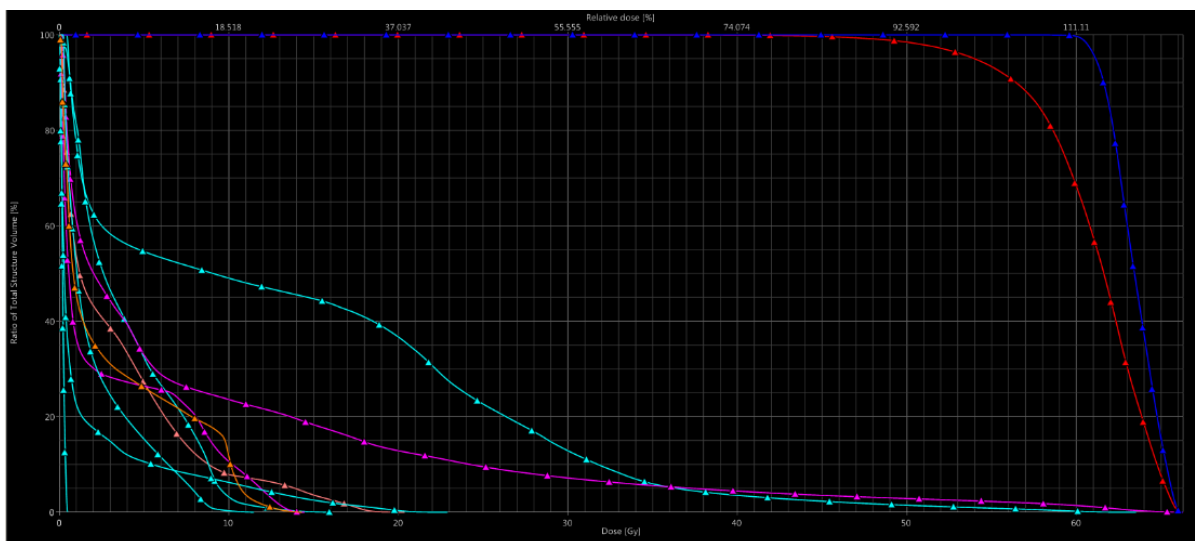


Figura 6 – Imagem ilustrativa da representação de um DVH. Na imagem, a linha a azul representa o ITV, a vermelha representa o PTV e as restantes representam órgãos de risco.

## 2.4. Radioterapia Conformal

Ao longo dos anos têm-se verificado vários desenvolvimentos em radioterapia externa. Inicialmente, a radioterapia convencional 2D permitia a irradiação com 1 a 4 feixes simples, formando tratamentos referidos “em caixa”. [9]

Na radioterapia conformal a três dimensões baseada em CT (3DCRT) os tratamentos são baseados nas informações anatómicas 3D do paciente, obtidas na TC de planeamento e são usados vários feixes de tratamento com intensidade uniforme formando campos conformados que adaptam a distribuição de dose o melhor possível ao PTV. Desta forma, é possível fornecer uma dose adequada ao tumor minimizando a dose nos órgãos em risco, mantendo sempre os valores abaixo dos níveis de tolerância, ou seja, é possível maximizar a probabilidade de controlo tumoral (TCP) e minimizar a probabilidade de complicações nos tecidos normais (NTCP). [8]

Esta técnica permite concentrar a dose na zona a tratar, levando a que seja possível administrar doses mais elevadas, minimizando complicações clínicas e aumentando a eficácia do tratamento. [8]

Para além da utilização de vários feixes no tratamento, a conformação pode ser melhorada utilizando compensadores, como cunhas, bolus, blocos e colimadores multifolhas (MLC). Estes dispositivos são modificadores do feixe sendo utilizados para corrigir irregularidades, como falta de tecido, e ajustar curvas de isodose. [10]

Os MLCs estão incorporados nos LINACs e possuem entre 20 a 60 pares de folhas de tungsténio, onde cada folha projeta cerca de 10 mm no isocentro. As folhas são monitorizadas e controladas por um computador garantindo uma precisão superior a 1 mm e permitindo variar a forma e o tamanho de campos, formando campos de radiação irregulares conformados à zona a tratar [8]. A principal vantagem dos MLCs é permitir uma rápida execução do tratamento. [10]

## 2.5. IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy)

Contrariamente à técnica 3DCRT, onde os campos são irregulares, mas de intensidade uniforme, em IMRT é possível obter feixes com intensidade modulada. [8]

A técnica IMRT é atualmente a forma mais utilizada de radioterapia conformal. [2]

A modulação da intensidade do feixe dentro dos campos de tratamento é obtida através da maior ou menor exposição de cada ponto durante o tratamento, conseguida a partir da maior ou menor movimentação precisa das lâminas do MLC, ao longo do

tempo de irradiação [8]. O objetivo da IMRT é tratar o paciente definindo várias direções com feixes de fluências não uniformes, que foram otimizados para entregar uma dose elevada. [8]

O planeamento pode ser dividido em duas categorias, planeamento inverso ou direto. O planeamento direto tem como ponto de partida informações sobre a energia, número e tamanho de campos e posições das folhas MLC, entre outras. Por outro lado, no planeamento inverso tem-se em conta informações sobre o volume a tratar e órgãos em risco adjacentes. Após a definição da dose desejada, o algoritmo de cálculo (planeamento inverso) tenta encontrar as melhores distribuições de feixe para alcançar a distribuição de dose desejada. [8]

Por ser uma técnica muito precisa é necessária uma boa imobilização do paciente, sendo necessário dispositivos específicos para tal, de forma a atingir os melhores resultados possíveis. [8]

## 2.6. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)

Apesar das inúmeras vantagens da IMRT, existem algumas desvantagens. O facto de um plano de IMRT necessitar de várias angulações da *gantry* faz com que o tempo de tratamento seja maior. Tal facto implica um maior desconforto do paciente durante o tratamento, aumentando a probabilidade de ocorrência de erros na reprodutibilidade da sua posição. [11]

Por forma a evitar um número elevado de campos, a técnica VMAT permite realizar o tratamento com a rotação da *gantry*. Esta técnica permite que a *gantry* se mova continuamente, com o MLC e a taxa de dose a variar simultaneamente. Consegue-se uma melhor e mais homogénea distribuição de dose com um tempo de tratamento muito reduzido, menor que em IMRT.

Uma das maiores vantagens da técnica é a sua eficácia na distribuição de dose, conseguindo-se uma distribuição de dose muito homogénea, permitindo uma melhor cobertura do PTV. Para além disso, a diminuição do tempo de tratamento é também uma importante vantagem sobre a IMRT, permitindo reduzir os movimentos do paciente que ocorrem ao longo do tratamento. [7]

## 2.7. Índice gama

Estas duas técnicas, por possuírem intensidade modulada fazem com que existam zonas com elevado gradiente de dose. Por isso, é necessário realizar um rigoroso controlo de qualidade da distribuição de dose, verificando se se atinge a respetiva fluência e dose. [12]

O índice gama é um critério usado para controlo de qualidade dos planos de tratamento, onde o objetivo é verificar se a dose debitada num ponto e a calculada pelo sistema de planeamento são a mesma.

Para a determinação do índice gama avalia-se a distribuição de dose em todo o volume para quantificar a percentagem de pontos medidos que cumpram o critério de diferença máxima de dose ou posição conforme a seguinte equação: (2)

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{max}^2} + \frac{\Delta d^2}{\Delta d_{max}^2}} \quad (2)$$

Normalmente, os critérios de diferença máxima utilizados são  $\Delta D_{max} = 3\%$  e  $\Delta d_{max} = 3mm$ , com índice de concordância superior a 95%. Nas zonas de baixo gradiente de dose analisa-se a diferença percentual de dose ( $\Delta D$ ), e nas zonas de alto gradiente de dose analisa-se a diferença de posição ( $\Delta d$ ). [12]

## 2.8. Sistemas de imobilização em radioterapia

A radioterapia moderna baseia-se na administração precisa da dose ao volume alvo prescrito. A ICRU recomenda uma precisão entre o cálculo de dose e a administração de dose de  $\pm 5\%$  [2]. Existem diversas incertezas associadas à administração de dose nos pacientes, tal como incertezas no posicionamento dos doentes, na calibração dos equipamentos e no planeamento do tratamento [8]. Considerando todas estas incertezas, a recomendação de precisão de  $\pm 5\%$  não é de forma alguma fácil de atingir. [2]

O posicionamento do paciente é um dos critérios mais importantes num tratamento de radioterapia, sendo por isso necessário que, em todas as frações do tratamento, o doente seja posicionado sempre de igual modo e de acordo com a TC de planeamento. Para ajudar no reposicionamento diário recorre-se a marcações cutâneas (*tattos*), imagens diárias de *set-up* e dispositivos de imobilização.



Os dispositivos de imobilização permitem o rigor no reposicionamento diário dos doentes. Estes dispositivos têm como objetivo imobilizar o paciente durante o tratamento e fornecer um método fiável de reproduzir, de forma precisa, a posição do paciente durante todo o período do tratamento, reduzindo imprecisões no posicionamento. Para além disso, é importante assegurar um bom posicionamento de forma a garantir conforto e estabilidade aos pacientes. [2], [8]

Dependendo do tipo de tratamento, pode ser necessário recorrer a diferentes tipos de sistemas de imobilização. No entanto, todos fazem uso da cama de tratamento do acelerador linear. Estas camas são constituídas por duas finas camadas de fibra de carbono e no seu interior uma espuma de polimetacrilamida (Figura 7). As fibras de carbono apresentam densidade de  $1,4 \pm 0,2 \text{ g/cm}^3$  e são materiais com elevada rigidez, elevada resistência à tração e alta tolerância a elevadas temperaturas. A polimetacrilamida é um polímero que apresenta elevada resistência a tensões mecânicas e à temperatura. A sua densidade é  $0,06 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$ , sendo por isso um material muito radiotransparente. (Figura 8) [13]

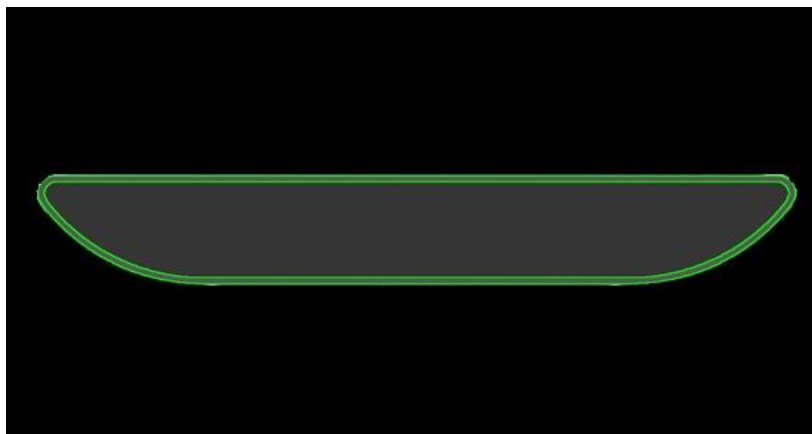


Figura 7 - Esquema da constituição da cama de tratamento



Figura 8 - Cama de tratamento do acelerador linear

Os restantes sistemas de imobilização são colocados sobre a cama de tratamento, e dependendo do tipo de tratamento, podem ser:

- Colchões de vácuo: o colchão é constituído por pequenas esferas de poliestireno de baixa densidade e revestido por nylon, sendo facilmente lavável, permitindo a sua reutilização (Figura 9). Aquando da realização da TC de planeamento, os doentes deitam-se sobre estes colchões sendo posteriormente retirado o ar de dentro do colchão, tornando-o rígido. Assim é possível reproduzir os contornos do paciente. [14]



Figura 9 - Colchão de vácuo [14]

- OmniBoard: este dispositivo de imobilização apresenta uma constituição semelhante à cama de tratamento do acelerador linear, sendo possível fixar-se a esta através de indexadores. Para além disso, apresenta diferentes módulos

que lhe podem ser adicionados, levando a que seja possível ser usado em diversos tipos de tratamentos (Figura 10). [15]

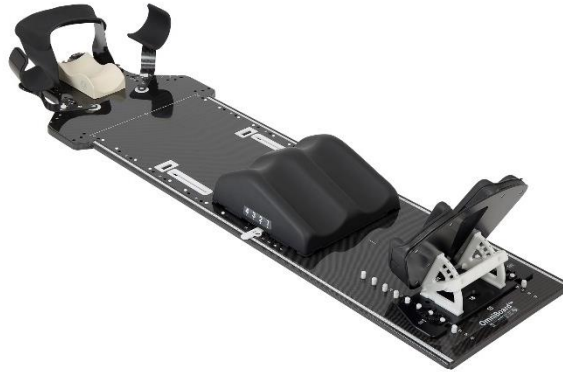


Figura 10 – OmniBoard [15]

### 3. Estado da arte

Os dispositivos de imobilização são fundamentais no tratamento. Por isso, devem ser duráveis, leves, rígidos e possuir características que não afetem o feixe de radiação, nomeadamente, não causar atenuação nem artefactos, devendo ser o menos radiopaco possível. [16]

Ainda assim, estes dispositivos de imobilização podem causar alterações na distribuição de dose, aumentar a dose na superfície da pele e alterar a dose no volume a tratar. Apesar de serem realizadas correções de posição diariamente, as perturbações de dose derivadas da presença dos dispositivos externos são na maioria das vezes negligenciadas, por se considerar que a fibra de carbono é radiotransparente a feixes de fótons de megavoltagem. No entanto, a sua densidade não é igual à do ar, e dessa forma, podem ocorrer fenómenos de dispersão e atenuação quando o feixe atravessa estes materiais [17]. É então crucial que os sistemas de planeamento de tratamento tenham em consideração a presença destes dispositivos, sendo possível prever alterações de dose. [4]

Sabe-se que a atenuação do feixe aumenta com o aumento do ângulo de incidência, com o aumento do tamanho de campo e com a diminuição da energia do feixe. De forma a perceber o impacto dosimétrico dos dispositivos de imobilização têm sido realizados diversos estudos ao longo dos anos. [4]

Um dos primeiros estudos realizados nesta área, em 1982, mostrou que os colchões de vácuo atenuam o feixe de radiação em cerca de 1%. [4]

Em 2006, Myint et al. demonstraram uma diferença de atenuação de 1% usando campos de 5x5 cm<sup>2</sup> ou 10x10 cm<sup>2</sup>. Para além disso foi provado que negligenciar a atenuação da cama de fibra de carbono em tratamentos com campos oblíquos em relação à cama de tratamento provoca uma redução de dose entre 4% a 16%, dependendo da energia, do tamanho de campo e da geometria utilizada. Neste estudo foi adicionada a cama de tratamento ao sistema de planeamento, resultando num erro inferior a 2% no cálculo da dose. [4], [18]

Em 2009, Berg et al. verificaram que para um feixe de 6 MV a atenuação variou de 1,2%-3,4% para 3,1%-8% para uma incidência normal e uma incidência de 60°, respetivamente, corroborando os resultados obtidos em estudos anteriores. [19]

Em estudos usando a técnica VMAT, a dose medida no isocentro foi cerca de 2%-3% inferior à calculada não tendo em consideração a cama e os respetivos carris. Pulliam

et al. realizaram o planeamento de cinco doentes utilizando as técnicas de IMRT e VMAT, negligenciando a atenuação da cama de tratamento. Posteriormente as distribuições de dose foram recalculadas no sistema de planeamento, tendo em consideração a cama de tratamento e os carris. Concluíram que a não contabilização destes dispositivos resultou numa perda de dose de 4,2% e 2,0% na técnica de IMRT com os carris na posição exterior e interior e uma perda de 3,2% e 2,9% na técnica RapidArc com os carris na posição exterior e interior, respetivamente. O estudo do impacto dosimétrico foi feito recorrendo aos DVHs. Perceberam também que, em média, a percentagem do alvo coberta pela dose prescrita baixou para 35% e 84% para IMRT, com os carris na posição exterior e interior e, na técnica de RapidArc baixou para 18% e 17% com os carris na posição exterior e interior, respetivamente. [4], [20]

Um estudo realizado em 2019 teve como propósito medir a atenuação da cama de tratamento e de dispositivos de imobilização utilizando imagens portal (EPID). Neste estudo foram adquiridos dois tipos de imagens diferentes: imagens na presença da cama de tratamento e dos dispositivos de imobilização e imagens na ausência da cama de tratamento e dos dispositivos de imobilização. Todas as imagens foram adquiridas com 100 MU, no modo *integrated*. Neste estudo, concluiu-se que a cama de tratamento provoca uma atenuação de cerca de 3% e que quanto menor é a energia utilizada maior é a atenuação. [21]

Recentemente, em 2021, um estudo de Ran et al. teve como objetivo avaliar as perturbações de dose causadas pelos sistemas de imobilização em tratamentos de mama com a técnica IMRT. Este estudo contou com 40 pacientes que realizaram TC de planeamento, sendo as imagens transferidas para o sistema de planeamento para delimitação dos alvos e órgãos em risco. Foram gerados dois planos IMRT para cada paciente: um incluindo apenas o paciente e o outro incluindo o paciente e os dispositivos de imobilização utilizados. Depois do cálculo de dose foram avaliados os DVHs, o índice de conformidade (CI) e o Índice de homogeneidade (HI). Simultaneamente, foi avaliado a média das diferenças entre os 2 planos, para cada paciente. Concluíram que o efeito de *build up* e a dispersão causada pelos dispositivos de imobilização alterou significativamente a distribuição de dose. A dose na pele aumentou na zona onde foram contabilizados os dispositivos de imobilização, tendo sido subestimada por aproximadamente 6 Gy. Para além disso, a dose no PTV diminuiu nos planos onde foram considerados os sistemas de imobilização, provando a atenuação causada pelos mesmos. No entanto, os autores não consideraram estas diferenças clinicamente significativas por se tratar de variações inferiores a 3%. Esta pequena variação pode

dever-se ao facto de nem todos os feixes de tratamento atravessarem os sistemas de imobilização. [17]

## 4. Procedimento experimental e resultados

### 4.1. Equipamentos utilizados no processo de medida

#### 4.1.1. Câmaras de ionização

Uma câmara de ionização é um tipo de detetor de radiação que permite a medição de dose absorvida.

Apresenta um volume de gás (normalmente ar) contido entre dois elétrodos submetidos a uma diferença de potencial, o ânodo e o cátodo. Quando a radiação atravessa o gás ocorrem ionizações, onde os eletrões e iões formados são atraídos para os elétrodos de sinal contrário. Esta movimentação de cargas provoca uma corrente elétrica. [7], [8]

Para uma eficiência máxima a diferença de potencial deve ser suficiente para recolher todos os eletrões e iões produzidos pela passagem da radiação, de forma a não haver fenómenos de recombinação. [7], [8]

A câmara Farmer é um tipo de câmara de ionização que apresenta um volume de ar de cerca de  $0,6 \text{ cm}^3$ , um comprimento de cerca de 23 mm e um diâmetro de cerca de 7mm (Figura 11). A parede da câmara pode ser feita de PMMA ou grafite, apresentando uma espessura entre 0,04 e 0,09  $\text{g/cm}^2$  e o eletrodo central é constituído por alumínio. [22]



Figura 11 - Câmara Farmer tipo 30031 [22]

#### 4.1.2. Eletrómetro

Um eletrómetro é um instrumento que funciona como fonte de tensão e amperímetro. Permite a alimentação da câmara de ionização e a medida das correntes originadas aquando da irradiação. Uma vez que a carga nas câmaras de ionização é

muito pequena, na ordem dos nC, os eletrômetros apresentam na sua constituição amplificadores operacionais que permitem amplificar o sinal. (Figura 12) [7]



Figura 12 – Eletrômetro PTW UNIDOS E [23]

### 4.1.3. Fantomas

Um fantoma é um dispositivo que permite representar um paciente relativamente às suas propriedades de absorção e dispersão da radiação incidente. São muito utilizados em radioterapia para diversas funções, tais como controlo de qualidade, calibração de equipamentos, dosimetria, entre outros. [7]

Os fantomas são constituídos por materiais equivalentes de tecido (como por exemplo, poliestireno, PMMA e plásticos equivalentes de água), sendo possível simular a interação dos raios incidentes com o corpo humano, independentemente do tipo de processo (Compton, efeito fotoelétrico ou produção de pares). [7]

Os fantomas podem permitir a colocação de detetores no seu interior para ser possível obter informações dosimétricas em profundidade.

#### 4.1.3.1. Fantoma de placas de água sólida (RW3)

Este fantoma geométrico é constituído por diversas placas de 30x30 cm<sup>2</sup> com diferentes espessuras (10 mm, 5 mm, 2 mm, 1 mm) (Figura 13). Além das placas simples, existem placas que permitem a inserção de câmaras de ionização cilíndricas e de placas paralelas (Figura 14). São constituídas por poliestireno (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>) com 2% em massa de TiO<sub>2</sub>, com uma densidade de 1,045 g/cm<sup>3</sup>, permitindo realizar dosimetria absoluta e relativa, em feixes de fótons e eletrões. [24]



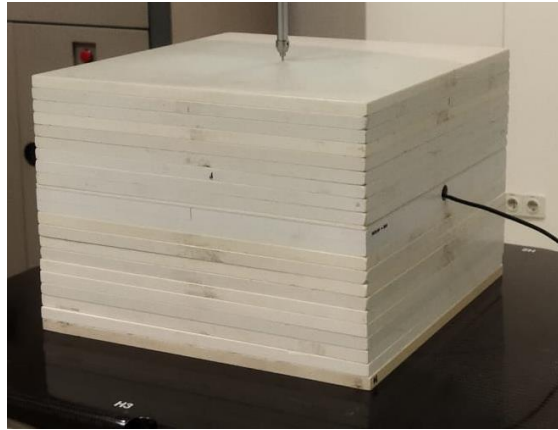


Figura 13 – Fantoma de placas de água sólida com câmara de ionização colocada no interior

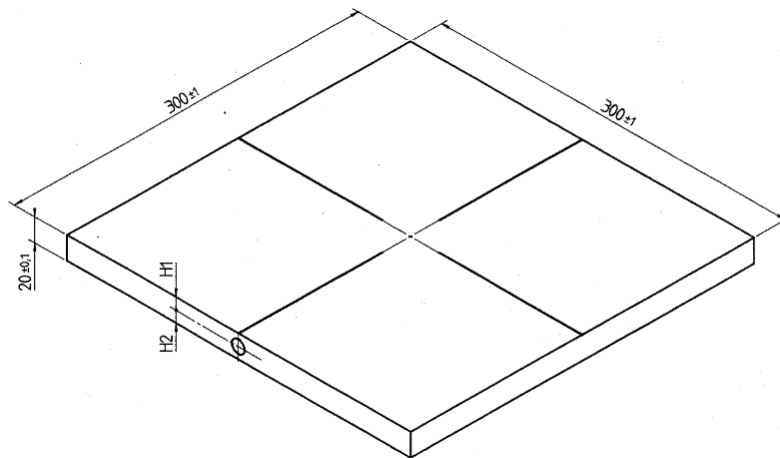


Figura 14 - Dimensões (em mm) da placa de água sólida com orifício para colocação de uma câmara cilíndrica [24]

#### 4.1.3.2. Fantoma Quasar

Este fantoma apresenta uma estrutura ovalada com dimensões de  $30 \times 12 \times 20 \text{ cm}^3$  feita de acrílico, com densidade de  $1,18 \text{ g/cm}^3$ . [25]

Apresenta uma grande variedade de objetos (*inserts*) que lhe podem ser adicionados, com diferentes densidades, permitindo simular heterogeneidades assim como diferentes partes de corpo (Figura 15). Para além disso, este fantoma apresenta orifícios para inserção de câmaras de ionização cilíndricas. [25]

É amplamente utilizado em controlo de qualidade permitindo realizar testes dosimétricos em sistemas de radioterapia.



Figura 15 – Fantoma Quasar [25]

#### 4.1.3.3. Fantoma Octavius 4D

O Octavius 4D é um fantoma usado no controlo de qualidade de tratamentos de radioterapia (Figura 16). [26]



Figura 16 – Fantoma Octavius 4D [26]

Apresenta uma unidade rotativa monitorizada, capaz de rodar 360°, constituída por poliestireno, apresentando uma densidade semelhante à da água,  $1,05 \text{ g/cm}^3$ . O seu diâmetro é 320 mm e o seu comprimento é 343 mm. Apresenta ainda um inclinómetro que se fixa à *gantry*, permitindo que este realize, de forma síncrona, as mesmas angulações que o acelerador linear. [26]

A esta unidade podem ser inseridas matrizes, constituídas por vários detetores (Figura 17). Uma dessas matrizes é o *Detector 1500*, que apresenta 1405 câmaras de

ionização. As dimensões desta matriz são  $300 \times 467 \times 22 \text{ mm}^3$ , no entanto a área de medição é de  $270 \times 270 \text{ mm}^2$ . [26]



Figura 17 – Fantoma Octavius 4D com a matriz *Detector 1500* inserida

Para além disso, este fantoma permite medir a distribuição de dose em volume. [26]

## 4.2. Medidas de atenuação de diversos equipamentos

Na primeira fase do estudo foram realizadas medidas com o objetivo de conhecer a atenuação dos seguintes dispositivos de imobilização: cama de tratamento e colchão de vácuo.

Estas medidas foram realizadas no Serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia do Porto Francisco Gentil, EPE (IPOP), nos aceleradores lineares. As medidas foram realizadas com uma câmara de ionização Farmer 30006, utilizando as seguintes condições de medida:

- Tamanho de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ;
- SSD de 100 cm;
- 100 MU;
- Profundidade de medida a 10 cm de profundidade.

Todas as medidas foram realizadas num fantoma de placas de água sólida de  $30 \times 30 \times 21,3 \text{ cm}^3$ . Foi criado um colchão de vácuo com 2 espessuras diferentes, 3,7 cm e 7,3 cm, por forma a estudar a influência da espessura na atenuação do feixe. A cama de tratamento apresenta duas regiões diferentes, com espessuras diferentes. Na zona distal (zona da cabeça) a sua espessura é cerca de 5,3 cm enquanto na zona medial (zona abdominal) a sua espessura é cerca de 7,8 cm, tal como se mostra na Figura 18.



Figura 18 - Diferentes espessuras da cama de tratamento e do colchão de vácuo

Inicialmente, foi necessário obter uma medida de referência, ou seja, sem a presença da cama de tratamento ou dispositivos de imobilização, para comparação posterior. Para isso, foram colocadas as placas de água sólida sobre a cama de tratamento, considerando a seguinte ordem: 10 placas de 10 mm, placa com o orifício da câmara de ionização com a espessura mais fina (7 mm) virada para cima, placa de 2 mm, placa de 1 mm e por fim as restantes 9 placas de 10 mm, para que a câmara de ionização esteja posicionada a 10 cm de profundidade. A angulação da *gantry* deve ser  $0^\circ$ . Os *lasers* da sala de tratamento foram alinhados para que a zona central das placas esteja no isocentro do LINAC, embora com a  $SSD=100 \text{ cm}$ , tal como na Figura 19.

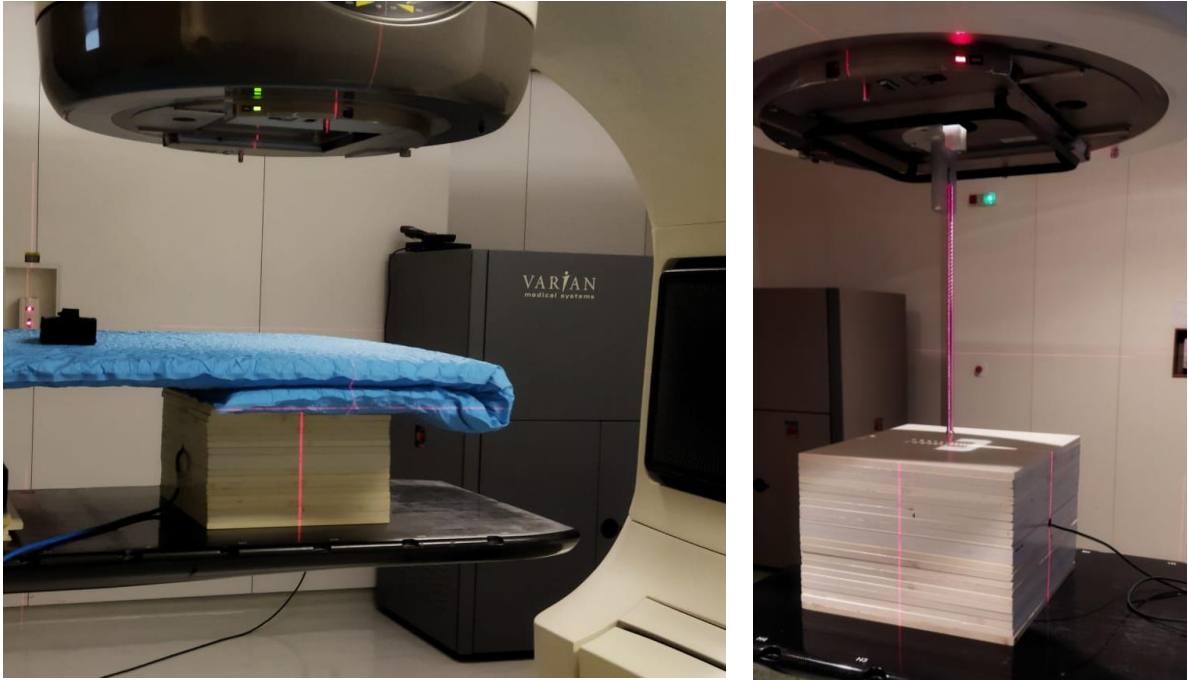


Figura 19 - Medida a  $0^\circ$  considerando apenas o colchão de vácuo e *lasers* da sala de tratamento nas placas de água sólida com a *gantry* a  $0^\circ$

De referir que todas as medições que considerem apenas o dispositivos de imobilização devem ser realizadas com a *gantry* a  $0^\circ$  e o dispositivo deve ser colocado em cima das placas de água sólida. (Figura 19)

De forma a considerar a cama de tratamento na medida, a angulação da *gantry* foi ser alterada para  $180^\circ$ . As placas de água sólida foram invertidas, ou seja, foram colocadas 9 placas de água sólida de 10 mm, seguida das placas de 1mm e 2 mm, a placa que contém o orifício para a câmara de ionização e as restantes 10 placas. O *lasers* da sala de tratamento foram novamente alinhados, tal como na Figura 20.

Para se estudar a influência conjunta da cama de tratamento com os diversos dispositivos, estes foram colocados entre a cama e as placas de água sólida. (Figura 20)

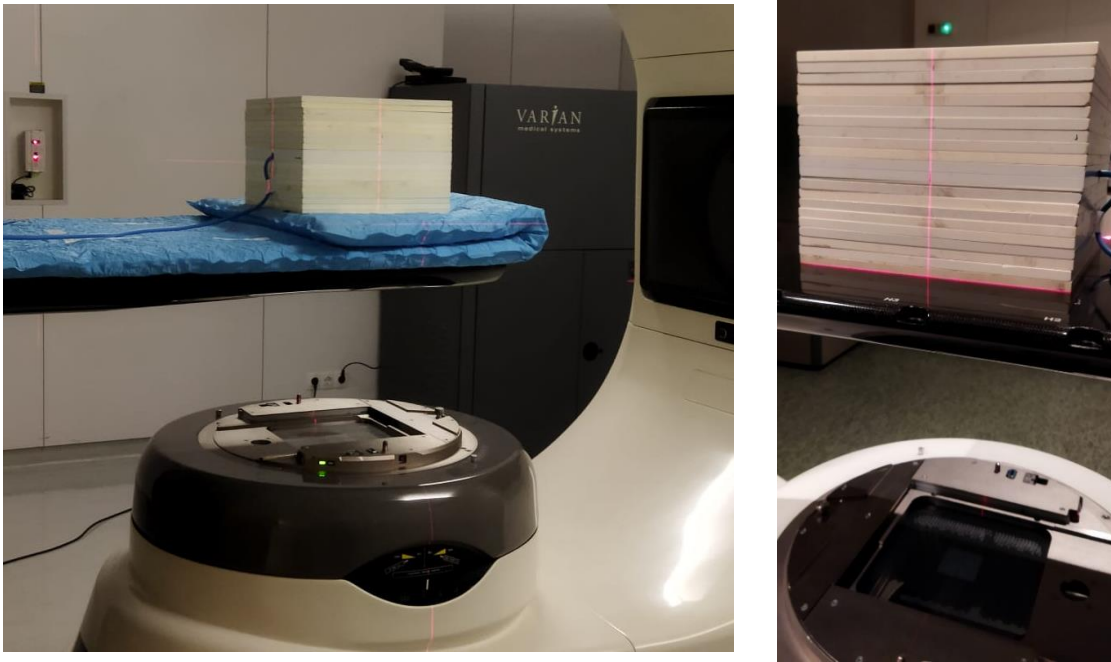


Figura 20 - Medida a 180° considerando o colchão de vácuo e a cama de tratamento e lasers da sala de tratamento nas placas de água sólida com a gantry a 180°

Todas as medidas foram realizadas em triplicado, de forma a obter resultados mais fiáveis. De forma a calcular a atenuação, foi calculada a média dessas medidas. O cálculo da atenuação foi realizado usando a seguinte fórmula (Eq. 3). Os resultados encontram-se na Tabela 1.

$$Atenuação = \frac{M_R - M_{DI}}{M_R} \times 100 \% \quad (3)$$

Sendo:

$M_R$  – Medida de referência, efetuada a 0°;

$M_{DI}$  – Medida tendo em conta os dispositivos de imobilização.

Tabela 1 - Valores de atenuação dos dispositivos de imobilização para diferentes energias

Dispositivos de Imobilização	Atenuação (%)			
	4 MV	6 MV	10 MV	15 MV
Colchão fino	1,04	0,84	0,67	0,61
Cama fina (zona distal)	1,89	1,89	1,04	1,19
Colchão grosso	2,06	1,72	1,27	1,14
Cama grossa (zona medial)	2,93	2,55	1,75	1,63
Cama fina + colchão fino	3,19	2,79	1,87	1,78
Cama fina + colchão grosso	4,24	3,43	2,52	2,12



Cama grossa + colchão fino	4,44	3,65	2,7	2,34
Cama grossa + colchão grosso	5,4	4,36	3,2	2,8

A realização destas medidas permitiu verificar que para baixas energias a atenuação do feixe de tratamento é maior. Verificou-se também que à medida que se aumenta a espessura de material atravessado pelo feixe a atenuação aumenta. Em tratamentos que fazem uso de ambos os dispositivos de imobilização, os resultados obtidos mostraram que a atenuação pode variar na gama entre os 2,8% e 5,4%. Por se considerar uma atenuação já relevante, não deve ser desprezada no planeamento no tratamento.

Verifica-se uma atenuação de cerca de 0,35%/cm para baixas energias (4 MV e 6 MV) e uma atenuação de cerca de 0,2%/cm para altas energias (10 MV e 15 MV).

Os resultados supracitados encontram-se no Gráfico 1.

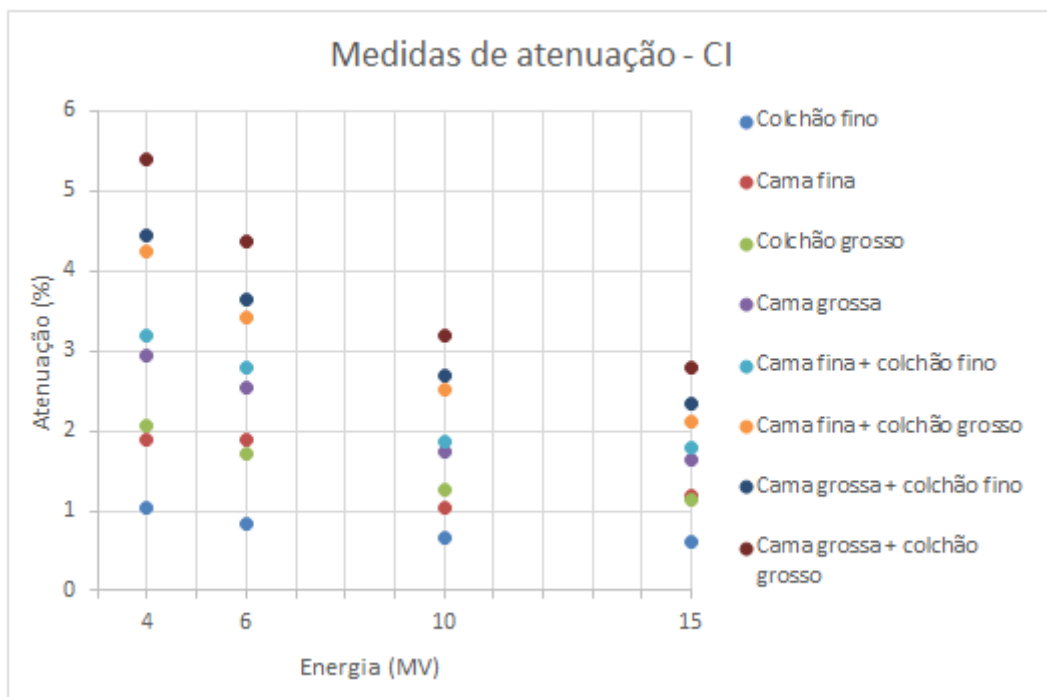


Gráfico 1 – Atenuação em função da energia para diferentes dispositivos de imobilização

As mesmas medidas foram realizadas para as energias de 4 MV e 10 MV considerando um novo dispositivo de imobilização, o Omniboard, seguindo a mesma metodologia.

Os resultados encontram-se na Tabela 2 e Gráfico 2.

Tabela 2 - Valores de atenuação dos dispositivos de imobilização para diferentes energias

Dispositivos de Imobilização	Atenuação (%)	
	4 MV	10 MV
Omniboard	3,03	1,75
Omniboard + colchão fino	4,29	2,53
Omniboard + cama fina	5,62	3,41
Omniboard + colchão grosso	5,62	3,50
Omniboard + cama grossa	6,48	3,94
Omniboard + colchão fino + cama fina	6,74	3,99
Omniboard + colchão fino + cama grossa	7,75	4,67
Omniboard + colchão grosso + cama fina	8,33	5,23
Omniboard + colchão grosso + cama grossa	9,19	5,74

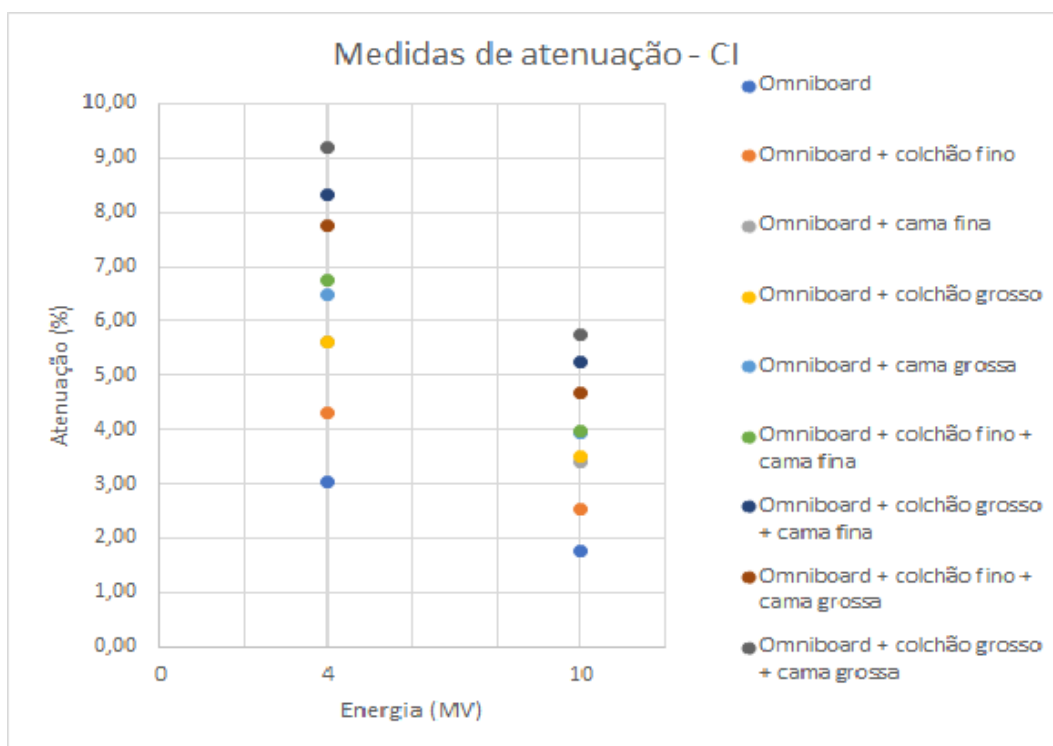


Gráfico 2 - Atenuação em função da energia para diferentes dispositivos de imobilização

Estas medidas mostraram que o OmniBoard provoca uma atenuação do feixe de cerca de 3,03% para a energia 4MV e 1,75% para 10 MV.

Os resultados da Tabela 2 estão relacionados com os resultados da Tabela 1 através de um fator que depende das espessuras dos materiais atravessados pelo feixe. Considerando  $I_1$  a atenuação provocada pela cama de tratamento e colchão de vácuo, e  $I_2$  a atenuação provocada por esses mesmos dispositivos juntamente com o OmniBoard, tem-se que:



$$I_1 = I_0 \times e^{-(\mu x)_1} \quad (4)$$

$$I_2 = I_1 \times e^{-(\mu x)_2} \quad (5)$$

Então:

$$I_2 = I_0 \times e^{-(\mu x)_1} \times e^{-(\mu x)_2} \quad (6)$$

Quanto menor for a espessura do material atravessado maior será esse fator.

Conclui-se então que para espessuras pequenas, como é o caso do colchão fino, esse fator é 4; considerando a cama fina e colchão grosso esse fator é 3 e, para dispositivos com espessuras maiores esse fator é 2. Estes resultados verificam-se para as duas energias (4 e 10 MV) estudadas.

No momento da realização destas medidas apenas estava disponível o aparelho com energias 4 MV e 10 MV, pelo que apenas foi estudada a atenuação do feixe para estas energias.

### 4.3. Determinação e validação dos valores de HU

Conhecendo a atenuação real destes dispositivos, a etapa seguinte foi estudá-los no sistema de planeamento com o objetivo de calcular a atenuação provocada pelos mesmos e compará-las. O sistema de planeamento utilizado foi o Eclipse™.

O TPS utiliza imagens TC para realizar o planeamento. Estas imagens contêm informações sobre as densidades eletrónicas dos materiais/tecidos, que se refletem em valores numa escala de cinzas. Esses valores são chamados de *Hounsfield Units* (HU). [27]

$$HU = \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000 \quad (7)$$

Nesta fórmula (Eq. 7),  $\mu$  corresponde ao coeficiente de atenuação linear do material em questão e  $\mu_{H_2O}$  corresponde ao coeficiente de atenuação linear da água, para a energia em estudo. Quando  $\mu$  corresponde ao coeficiente de atenuação linear da água, o numerador fica igual a zero, e por isso, para a água, HU=0. Sabendo também que  $\mu \cong 0$  para o ar, o numerador fica aproximadamente igual a -1, e por isso, para o ar, HU=-1000. Percebe-se então que, materiais pouco densos apresentam valores de HU baixos,

perto de -1000, enquanto materiais de elevada densidade apresentam valores de HU elevados. [27]

Assim, é necessário conhecer os valores de HU dos diversos dispositivos estudados para que seja possível introduzi-los no TPS.

Para adquirir imagens TC o aparelho opera com energias na ordem de kV e por isso foram feitas medidas, em kV, utilizando a técnica CBCT (*Cone beam CT*), aos diferentes dispositivos de imobilização utilizando um Diados (Figura 21), de forma a ser possível determinar analiticamente os valores de HU da cama de tratamento e do colchão de vácuo.

Foi utilizado um campo 5x5 cm<sup>2</sup> e as energias de 122 kV, 100 kV e 84 kV.



Figura 21 – PTW Diados E [23]

Utilizando a lei exponencial da atenuação (Eq. 1) e conhecendo o valor das espessuras dos diferentes dispositivos, foi calculado o valor do coeficiente de atenuação linear,  $\mu(\text{cm}^{-1})$ , que permitiu calcular o valor de HU através da Eq. 7. [27]

De modo a visualizar a constituição do interior da cama de tratamento, procedeu-se à aquisição de uma imagem TC da mesma, através da técnica CBCT, adquirida no LINAC. Desta forma, é possível obter uma imagem da cama de tratamento do próprio aparelho. Recorrendo ao software ImageJ, foi possível conhecer os valores das diferentes espessuras. (Figura 22)



Figura 22 – Corte da cama grossa, no software ImageJ.

Para determinação dos valores de HU foram necessários os seguintes dados:

- Valor de dose de referência, antes de atravessar os dispositivos de imobilização;
- Valor de dose após atravessar o dispositivo de imobilização;
- Espessuras dos dispositivos de imobilização;
- Valores dos coeficientes de atenuação lineares da água para as energias estudadas.

Todos os valores encontram-se nas Tabelas 7 a 12 do Anexo II.

Para conhecer o valor de HU do colchão começou-se por determinar o valor do coeficiente de atenuação linear,  $\mu_{colch\tilde{a}o}$ . Este foi calculado para as três energias estudadas e para as duas espessuras de colchão, através da fórmula: (Eq. 8)

$$\mu = \frac{-\ln\left(\frac{D_{colch\tilde{a}o}}{D_{ref}}\right)}{Espessura} \quad (8)$$

Sendo  $D_{colch\tilde{a}o}$  o valor de dose após atravessar o colchão.

Com cada um dos valores de  $\mu_{colch\tilde{a}o}$  determinou-se o valor de HU. No fim, foi feita a média dos valores de HU, chegando-se ao valor de -890 HU.

Para a cama de tratamento, o objetivo era conhecer os valores de HU da fibra de carbono e da esponja que se encontra no seu interior. Tendo duas incógnitas foi necessário calcular estes valores através de um sistema de equações.

Foram considerados os sistemas de equações com os valores para a cama média/cama grossa para a energia 100 kV e os valores para a cama fina/cama grossa para a energia 122 kV. Em cada um dos sistemas chegou-se ao valor de  $\mu_{fibra}$  e  $\mu_{esponja}$  e respetivo valor de HU. Tal como para o valor de HU do colchão, determinou-se a média do valor

de HU, chegando aos valores de -750 HU para a fibra de carbono e -860 HU para a esponja interior. Os restantes sistemas de equações não foram considerados por apresentarem valores de HU muito dispares entre si.

Resumindo, obtiveram-se os seguintes valores:

- -750 HU para a fibra de carbono;
- -860 HU para a espuma interior da cama de tratamento;
- -890 HU para o colchão de vácuo.

Estes valores serviram como valores de referência tendo como objetivo chegar aos valores ideais de HU.

De seguida foram realizadas TCs e feito o *contouring* de todos os dispositivos de imobilização estudados: placas de água sólida, colchão de vácuo e Omniboard (Figura 23). O TPS, no seu cálculo, já tem possibilidade de incorporação da cama de tratamento do acelerador linear com valores de HU predefinidos, considerando as duas espessuras diferentes. Pretende-se também verificar se os valores de HU predefinidos para a cama de tratamento são os mais corretos.

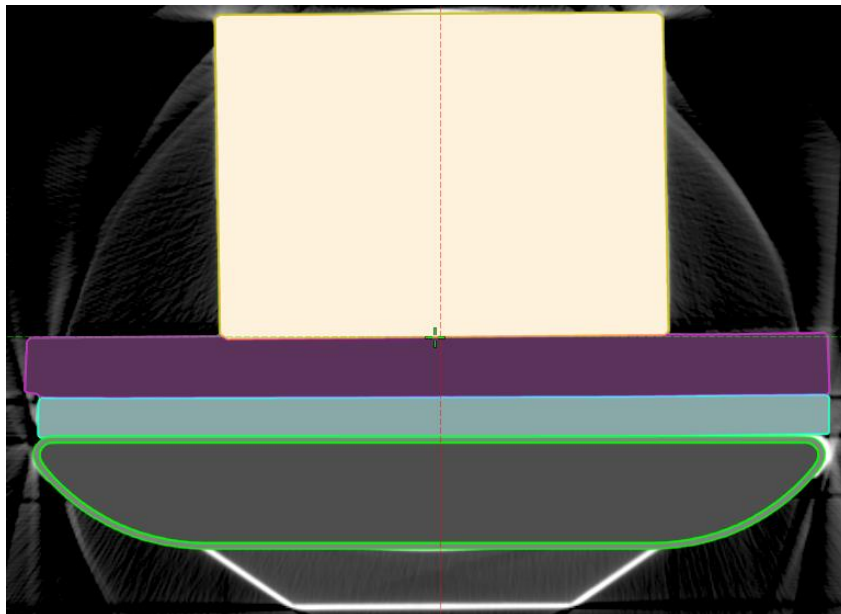


Figura 23 – Estruturas delineadas no TPS (De cima para baixo tem-se: placas de água sólida, colchão de vácuo, Omniboard e cama de tratamento).

Utilizando o fantoma de água sólida, foi calculada, no TPS, a dose a 10 cm de profundidade para um campo estático de 10x10 cm<sup>2</sup>.

As placas de água sólida são compostas por um material com densidade superior à da água, e por isso a sua atenuação é maior do que a atenuação provocada pela água. O

valor da medida obtido utilizando placas de água sólida é determinada pela seguinte formula (9): [24]

$$M_{placas} = \frac{M_{\text{água}}}{h} \tag{9}$$

O valor h corresponde ao fator de correção e através do Gráfico 3 percebe-se que para 6 MV a uma profundidade de 10 cm, para um campo 10x10 cm<sup>2</sup> esse fator é de 1,011.

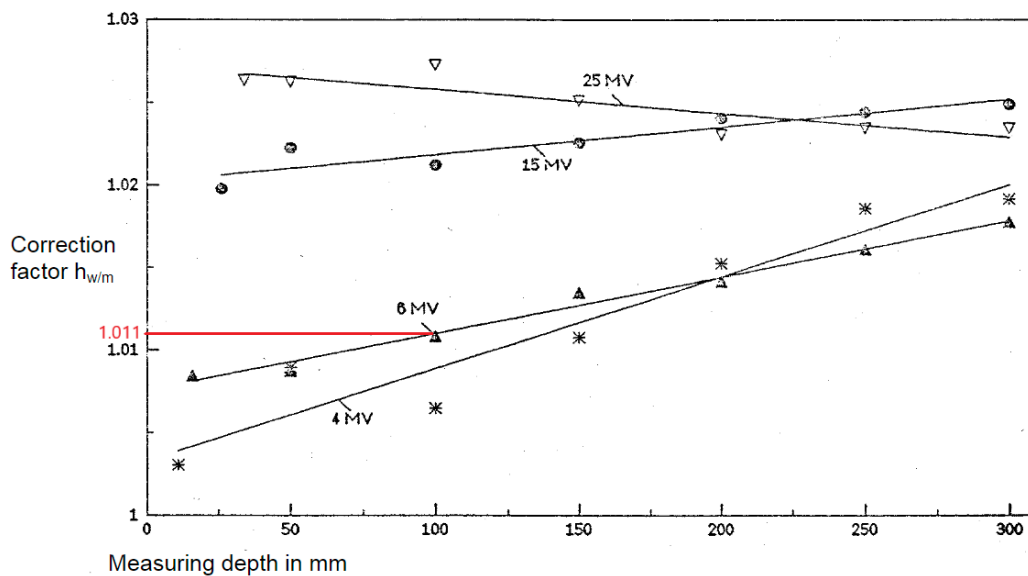


Gráfico 3 - Fator de correção h em função da profundidade para um campo 10x10 cm<sup>2</sup> [24]

Deste modo, o valor de HU das placas de água sólida foi alterado para HU=0, obtendo-se o valor de dose, no centro do fantoma de 0,663 Gy. Aplicando o fator de correção para as medidas de dose utilizando as placas de água sólida, o valor de dose que se deveria obter é:

$$M_{placas} = \frac{0,663}{1,011} = 0,656 \text{ Gy}$$

Após várias tentativas, o valor de HU do fantoma foi encontrado com o objetivo de se atingir o valor de dose pretendido, obtendo-se o valor final de 35. Conhecendo este valor, o próximo passo foi tentar perceber os valores de HU dos restantes dispositivos de forma a que os resultados obtidos nas medidas realizadas sejam iguais aos calculados pelo TPS. Os valores inerentes à imagem foram alterados e foram introduzidos diferentes valores de HU para cada estrutura até chegar ao melhor resultado possível (Figura 24).

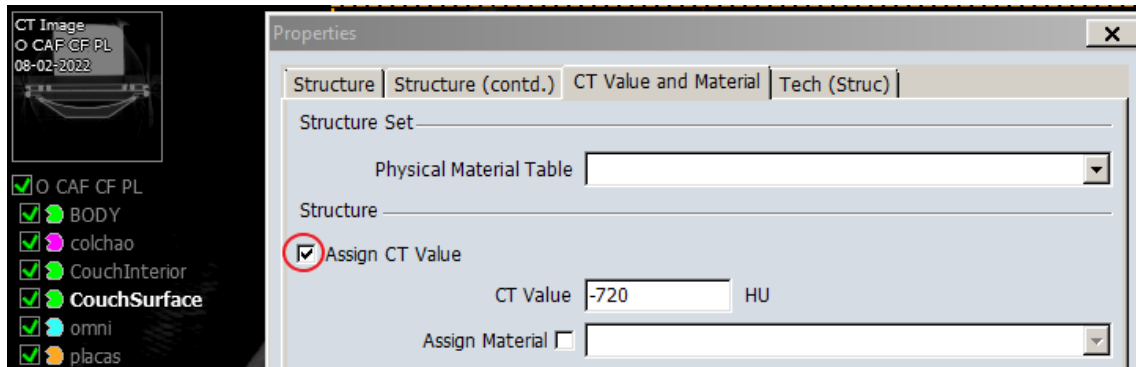


Figura 24 – Método para alterar os valores de HU das estruturas no TPS

Os valores de HU que permitiram minimizar o erro, entre a atenuação medida e calculada, para todas as energias estudadas, encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores de HU selecionados

Fibra de carbono	Espunja	Colchão	Omniboard
-720	-880	-920	-680

#### 4.4. Medidas com o fantoma Quasar

Foram realizadas novas medidas com o fantoma Quasar com o objetivo de confirmar os valores de atenuação dos dispositivos assim como confirmar os valores de HU previamente determinados.

O colchão foi moldado à forma do fantoma e foi realizada uma TC (Figura 25). Foram usados marcadores metálicos, de elevada densidade, alinhados com o feixe para ser visível nas imagens o centro do fantoma e assim ser possível definir o isocentro.

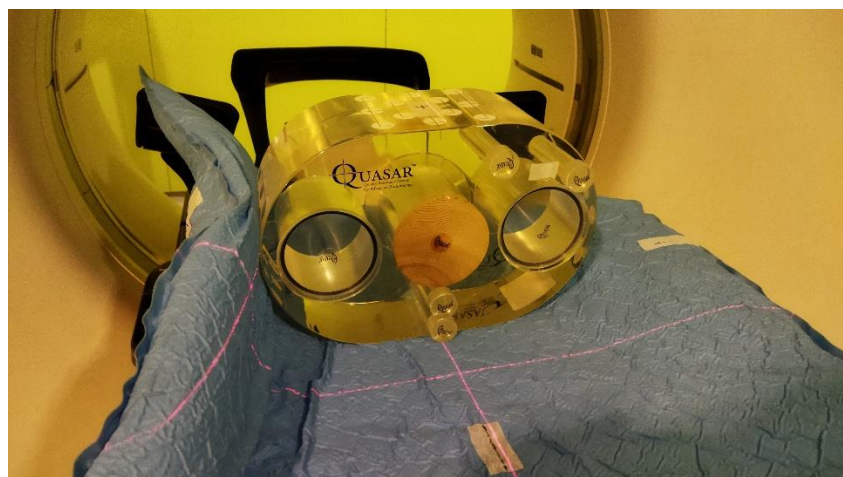


Figura 25 – TC ao Quasar usando o colchão e Omninboard

Após a aquisição da TC, foram realizadas medidas com câmara de ionização no centro do fantoma, seguindo o protocolo explicado nas secções anteriores. Nestas medidas foram estudados os seguintes sistemas de imobilização: Omniboard, colchão de vácuo e cama de tratamento. (Figura 26)



Figura 26 – Fantoma Quasar com câmara de ionização

Para a realização do cálculo de dose no centro do Quasar, foram delineadas as estruturas de interesse (Quasar, Omniboard e colchão) e foram modificados os valores de HU para os valores apresentados na Tabela 3.

Após o cálculo foram calculados:

- Erro entre a atenuação medida (com a câmara de ionização) e a atenuação calculada pelo TPS (utilizando os valores de HU inerentes à imagem);
- Erro entre a atenuação medida e a atenuação calculada pelo TPS, utilizando os valores de HU da Tabela 3, com o objetivo de confirmar esses mesmos valores.

Os valores obtidos estão apresentados nas Tabelas 4, 5 e 6.

Tabela 4 - Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 4 MV.

4 MV	Erro (%)	
	Sem considerações de HU	Com considerações de HU
Cama fina	2,197	1,366
Cama grossa	2,933	0,412

Tabela 5 -Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 6 MV

6 MV	Erro (%)	
	Sem considerações de HU	Com considerações de HU
Cama fina	1,613	0,970
Cama grossa	2,035	0,088
Cama fina + OmniBoard	1,954	2,221
Cama grossa + OmniBoard	2,360	2,091
Cama grossa + Colchão	3,984	5,603
Cama fina + Colchão	4,609	5,279
Cama fina + Colchão + OmniBoard	2,312	2,588
Cama grossa + Colchão + OmniBoard	1,682	2,376

Tabela 6 - Tabela com os valores de erro entre a atenuação medida com câmara de ionização e a atenuação calculada no TPS para 10 MV.

10 MV	Erro (%)	
	Sem considerações de HU	Com considerações de HU
Cama fina	1,118	0,543
Cama grossa	1,553	0,163
Cama fina + OmniBoard	1,422	1,659
Cama grossa + OmniBoard	1,617	1,497
Cama grossa + Colchão	3,549	4,742
Cama fina + Colchão	3,903	4,378
Cama fina + Colchão + OmniBoard	2,343	2,586
Cama grossa + Colchão + OmniBoard	1,548	2,157

Pela análise das Tabelas 4, 5 e 6, é possível observar que o erro diminui utilizando os novos valores de HU no TPS, considerando apenas a cama fina e a cama grossa. No entanto, verifica-se que todas as medidas que têm presente o colchão de vácuo apresentam um valor de erro relativamente elevado. Estes erros poderão estar associados a vários fatores, nomeadamente à moldagem do colchão ser um processo variável (devido à maior ou menor quantidade de ar), este poderá perder as suas propriedades com o tempo e apresentar diferentes espessuras nas imagens TC.



Considerando que o processo de moldagem do colchão não é um processo controlável, foi decidido que este deixaria de ser considerado uma estrutura no TPS passível de alteração dos HUs, apresentando os valores de HU inerentes à imagem TC adquirida.

Foi possível verificar que o valor de erro, nas medidas realizadas com o Omniboard aumenta ligeiramente utilizando os novos valores de HU, podendo este aumento estar relacionado com a definição errada do valor previamente definido.

Após vários testes, foi definido um novo valor de HU para o Omniboard, que minimizasse o erro, tanto nas medidas iniciais com as placas de água sólida como nas medidas com o fantoma Quasar. O valor ideal encontrado foi de -650 HU.

A Tabela 7 apresenta os valores de erro entre a atenuação medida e a atenuação calculada, comparando os valores de HU de -680 e -650. Verifica-se que, exceto para a energia 4MV, o valor de erro diminui utilizando o valor de -650 para o Omniboard. Considerando esta diminuição, este valor foi o escolhido para os testes seguintes.

Tabela 7 - Valores de erro (em %) utilizando os valores de -680 e -650 para os HU do Omniboard

Dispositivos de imobilização	4 MV		6 MV		10 MV		15 MV	
	-680	-650	-680	-650	-680	-650	-680	-650
Omniboard + cama fina	0,17	0,32	-0,61	-0,48	-0,67	-0,55	-0,44	-0,33
Omniboard + cama fina (lateralizada 9,5 cm)	0,55	1,11	-0,51	-0,12	-0,42	-0,19	-0,23	-0,01
Omniboard + cama grossa	0,08	0,80	-0,50	0,04	-0,65	-0,29	-0,39	-0,05
Omniboard + cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	0,66	1,08	0,03	0,42	-0,10	0,25	0,11	0,33
<b>Erro médio (%)</b>	<b>0,37</b>	<b>0,83</b>	<b>-0,40</b>	<b>0,03</b>	<b>-0,46</b>	<b>-0,20</b>	<b>-0,24</b>	<b>-0,01</b>

As medidas foram repetidas, sem a presença do colchão de vácuo, utilizando a metodologia explicada anteriormente. Os valores de atenuação para estas medidas encontram-se na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores de atenuação medida (em %) para os diferentes dispositivos de imobilização

Dispositivos de imobilização	Atenuação (%)			
	4 MV	6 MV	10 MV	15 MV
Omniboard + cama fina	4,79	4,68	3,74	3,27
Omniboard + cama fina (lateralizada 9,5 cm)	4,86	5,03	3,97	3,42
Omniboard + cama grossa	5,86	5,34	4,30	3,77
Omniboard + cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	5,95	5,50	4,32	3,73

Para a realização destas medidas a câmara de ionização foi colocada num dos *inserts* laterais do fantoma Quasar (Figura 27). A cama de tratamento foi deslocada na horizontal 9,5 cm até os *lasers* da sala de tratamento estarem alinhados com o fantoma e foram adquiridos valores com a *gantry* rodada a 0° e 180°.

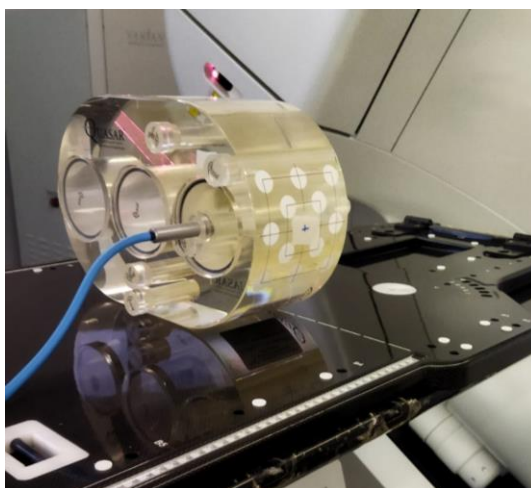


Figura 27 – Fantoma Quasar com a câmara de ionização inserida num dos *inserts* laterais

Pela análise dos valores da Tabela 8 verifica-se que a atenuação nesta posição é maior comparativamente à atenuação provocada pelos mesmos dispositivos, mas com a cama de tratamento e a câmara de ionização na posição central. Tal se pode explicar pelo facto de, na posição lateral, o fantoma ser curvo, tanto em cima como em baixo, podendo provocar uma maior dispersão do feixe.

Comparando estes resultados com os resultados da Tabela 2, verifica-se uma variação de cerca de 0,7% para a energia 4MV e 0,3% para a energia 10MV. Estas variações podem dever-se a incertezas inerentes à medida assim como diferenças nas densidades dos diferentes fantasmas.

#### 4.5. Medidas com o fantoma Octavius 4D

De forma a estudar a atenuação do feixe de tratamento com diferentes angulações da *gantry*, foram realizadas medidas com o fantoma Octavius 4D. Este fantoma permite o estudo de campos rotativos.

Os dispositivos de imobilização considerados neste estudo foram a cama de tratamento e o OmniBoard. As condições de medida foram as seguintes: (Figura 28)

- Campo rotativo de 360°;
- Tamanho de campo: 10x10 cm<sup>2</sup> e 5x5 cm<sup>2</sup>;
- Energias: 6, 10 e 15 MV;
- 400 MU.

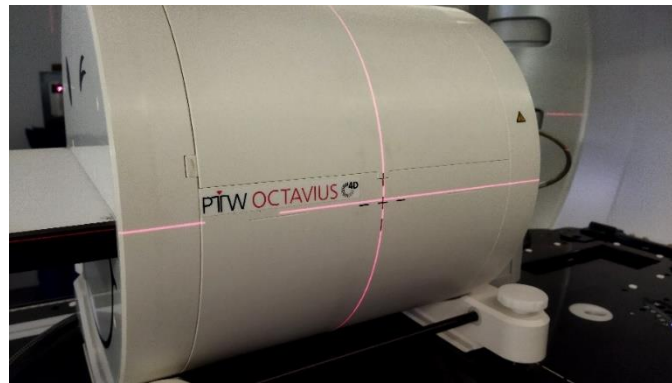


Figura 28 – Fantoma Octavius 4D alinhado com os *lasers* da sala de tratamento

No TPS foram calculados 2 planos nas mesmas condições da medida realizada, um deles com os valores de HU corrigidos, e o outro plano com os valores de HU inerentes à imagem. Os planos foram analisados no software *VeriSoft*, onde os dados provenientes das medidas realizadas foram comparados com os dados provenientes do TPS. Esses dados foram comparados usando o índice gama médio. Este é calculado em cada voxel, permitindo uma análise 3D. Os critérios máximos utilizados foram:

- diferença percentual de dose  $\Delta D = 2\%$ ;
- diferença de posição  $\Delta d = 2mm$ .

Foram escolhidos estes critérios por serem mais restritivos que os típicos 3mm e 3%.

Nas Tabelas 9 e 10 encontram-se os valores obtidos para o índice gama médio e a percentagem dos *voxels* analisados que passaram nos critérios para os 2 planos

analisados (com e sem as considerações de HU). Idealmente, o índice gama médio deve ser inferior a 0,5 e 95% dos pontos devem passar nos critérios.

Tabela 9 - Valores do índice gama médio e da percentagem dos voxels analisados que passaram nos critérios estabelecidos, para um campo 5x5 cm<sup>2</sup>

5x5		Sem considerações de HU		Com considerações de HU	
		Índice gama médio	Resultado (%)	Índice gama médio	Resultado (%)
6 MV	Cama fina	0,574	99,4	0,523	99,9
	Cama grossa	0,585	99,1	0,540	99,7
	Cama fina + Omniboard	0,665	95,2	0,584	97,9
	Cama grossa + Omniboard	0,617	96,8	0,573	98,6
10 MV	Cama fina	0,503	99,7	0,521	99,3
	Cama grossa	0,512	99,4	0,532	98,9
	Cama fina + Omniboard	0,515	99,3	0,544	98,4
	Cama grossa + Omniboard	0,516	99,7	0,582	97,4
15 MV	Cama fina	0,501	100	0,473	100
	Cama grossa	0,492	100	0,481	99,9
	Cama fina + Omniboard	0,526	99,4	0,480	99,6
	Cama grossa + Omniboard	0,504	99,9	0,498	99,3

Tabela 10 - Valores do índice gama médio e da percentagem dos voxels analisados que passaram nos critérios estabelecidos, para um campo 10x10 cm<sup>2</sup>

10x10		Sem considerações de HU		Com considerações de HU	
		Índice gama médio	Resultado (%)	Índice gama médio	Resultado (%)
6 MV	Cama fina	0,667	91,2	0,566	94,3
	Cama grossa	0,700	89,3	0,557	94,4
	Cama fina + Omniboard	0,724	87,2	0,595	92,7
	Cama grossa + Omniboard	0,675	89,6	0,545	95,1
10 MV	Cama fina	0,442	99,7	0,423	99,8
	Cama grossa	0,487	99,8	0,425	99,8
	Cama fina + Omniboard	0,475	98,8	0,465	99,4
	Cama grossa + Omniboard	0,477	99,5	0,474	99,8
15 MV	Cama fina	0,531	99,9	0,458	100
	Cama grossa	0,541	99,9	0,432	100
	Cama fina + Omniboard	0,533	99,5	0,431	100
	Cama grossa + Omniboard	0,544	99,7	0,434	100

Analisando os valores das Tabelas 9 e 10 verifica-se os valores do índice gama médio diminuíram e a percentagem de voxels que passaram nos critérios subiu, nos planos calculados com as considerações dos HU. Estes valores indicam que estas considerações têm uma influência positiva no cálculo da dose.

O software permite obter uma imagem 2D com todos os pontos que falharam, em cada corte. Nessas imagens, é possível verificar que é na zona posterior que se verifica maior falha de pontos. (Figura 29)

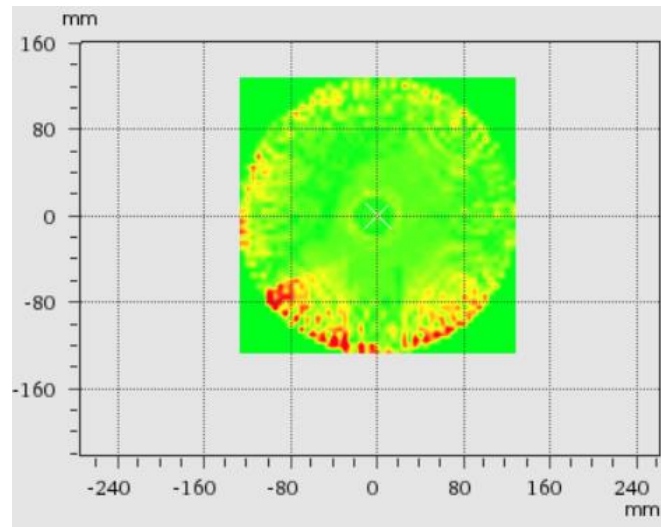


Figura 29 – Distribuição gama, no corte central. Os pontos vermelhos correspondem a pontos com índice gama superior a 1.

Simultaneamente, o software permite determinar as curvas de isodose. Recorrendo apenas a uma análise visual é possível verificar que as curvas de isodose na zona da posterior, se encontram achatadas, indicando que os dispositivos de imobilização (cama de tratamento e Omniboard) influenciam a distribuição de dose, provocando atenuação do feixe. Analisando a Figura 30, pode-se verificar que a atenuação é mais acentuada nas baixas energias.

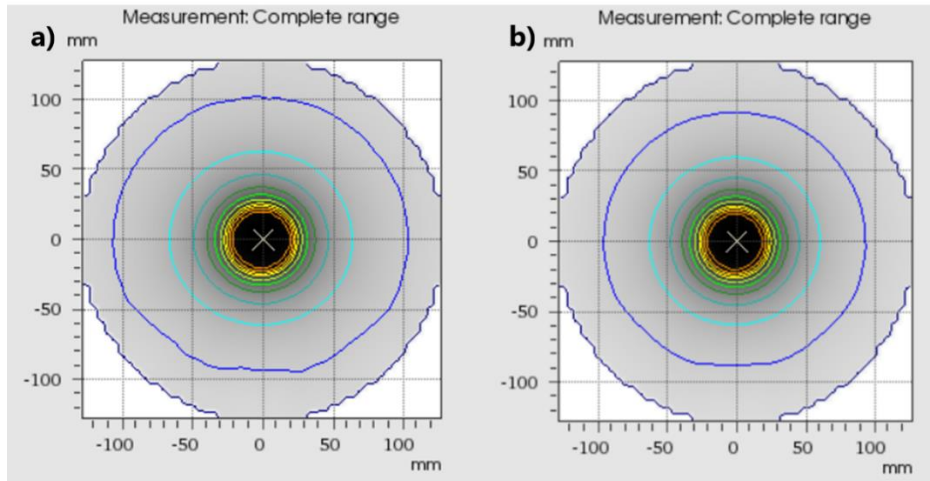


Figura 30 - Curvas de isodose para os planos medidos considerando a cama grossa e o OmniBoard. a) Plano com energia 6MV e campo 5x5 cm<sup>2</sup>, b) Plano com energia 15 MV e campo 5x5 cm<sup>2</sup>

Por se constatar esta atenuação nos planos medidos, foram calculadas, no TPS, as distribuições de dose em volume (360°) para os dois planos (com e sem as considerações de HU). Para tal, calculou-se a dose no centro do fantoma, considerando intervalos de 10°.

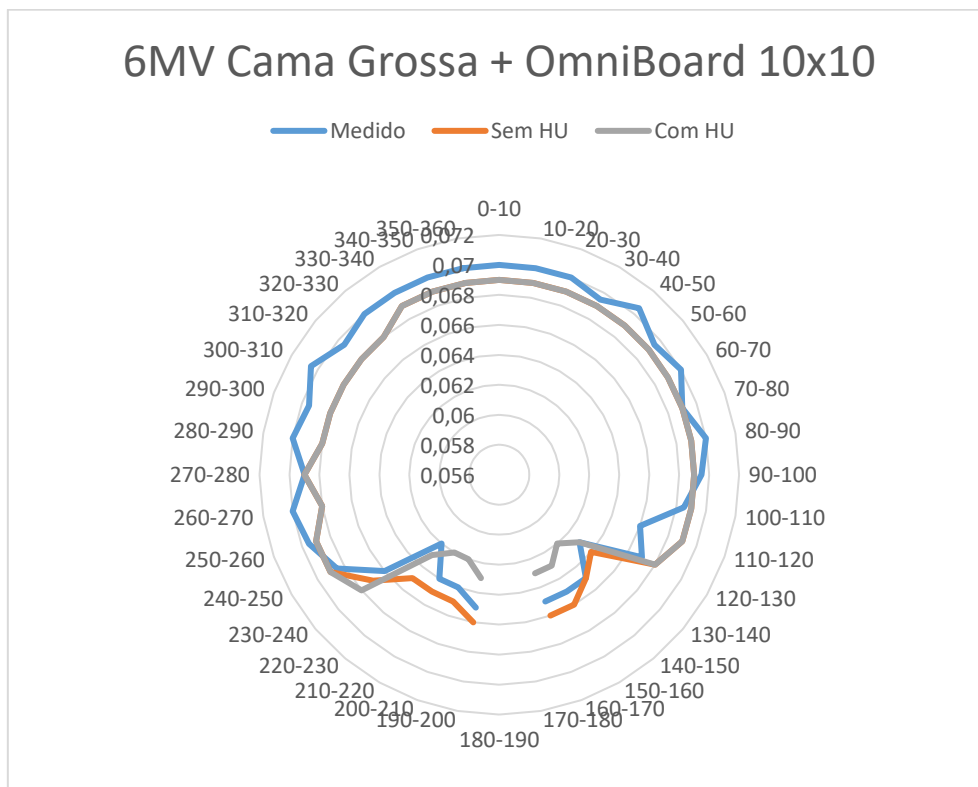


Gráfico 4 - Distribuição de dose para um feixe com energia 6MV, campo 10x10 cm<sup>2</sup> considerando a cama de tratamento com maior espessura e o OmniBoard.

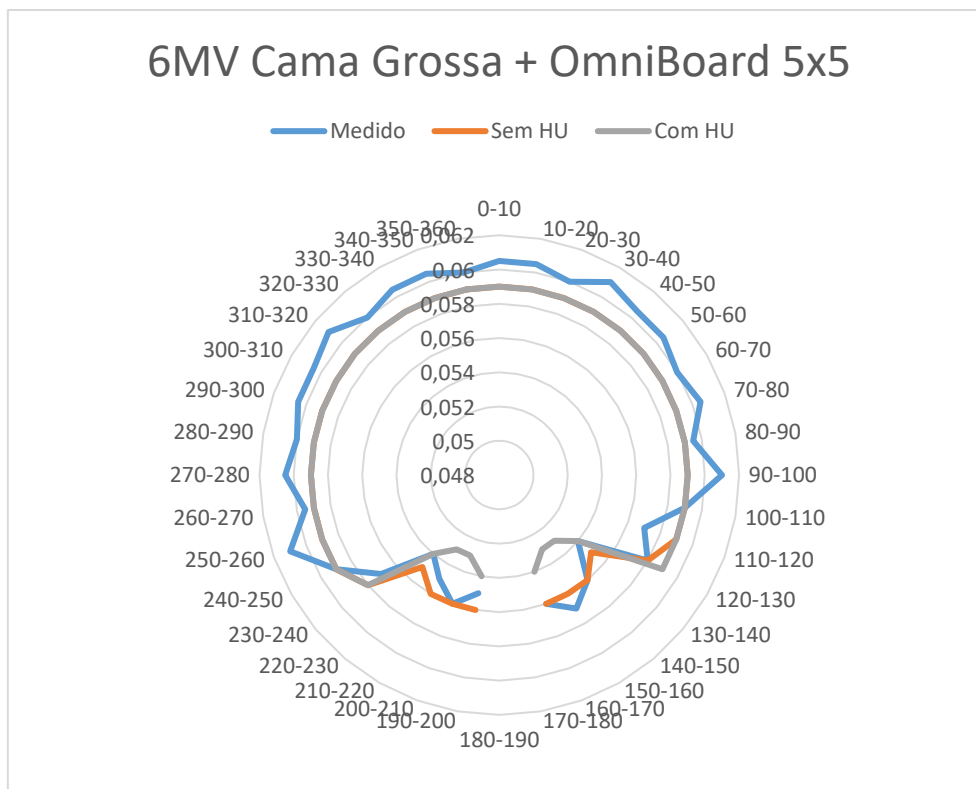


Gráfico 5 – Distribuição de dose para um feixe com energia 6MV, campo 5x5 cm<sup>2</sup> considerando a cama de tratamento com maior espessura e o OmniBoard.

Analisando os Gráficos 4 e 5 verificam-se flutuações no valor de dose para o plano medidos (curva azul) entre os 240° e 120° (no sentido dos ponteiros do relógio), onde não existe influência dos dispositivos de imobilização. Estas flutuações podem dever-se a variações de pressão e temperatura, incertezas na leitura e também ao facto de a matriz não estar estável no início da medição. No TPS (curvas laranja e cinzenta), para as mesmas angulações não existem flutuações no valor da dose.

A partir dos 130°/230° começa a verificar-se a influência dos dispositivos de imobilização, uma vez que o valor de dose diminui, resultando numa inflexão das três curvas para o interior. É possível observar que essa inflexão ocorre até aos 160°/200°, aproximadamente. Depois disso, perto da zona posterior (180°), o valor de dose aumenta ligeiramente. Por impossibilidade do sistema, a dose não foi calculada entre os 170° e 190°.

Pelo facto de se verificar, visualmente, que existe uma atenuação do feixe, tanto no plano medido como nos calculados, tentou-se determinar, quantitativamente, o valor da atenuação medida, com o objetivo de perceber qual a influência da angulação na atenuação do feixe. Para tal, determinou-se também, a dose no centro do fantoma, em

intervalos de 10°, no software *Verisoft*. A atenuação foi calculada utilizando como valor de referência a média da dose nas angulações: 0°-10°, 350°-0° e 5°-355°.

Tabela 11 - Valores da atenuação medida para uma angulação entre 110° e 250°, em intervalos de 10°.

10x10	Angulação	Atenuação (%)		
		6MV	10MV	15MV
<b>Cama grossa + Omniboard</b>	110-120	-0,48	2,38	0,57
	120-130	3,83	3,57	1,71
	130-140	9,57	9,52	7,43
	140-150	6,70	8,33	6,29
	150-160	6,70	7,14	4,00
	160-170	6,70	9,52	6,29
	170-180	-	-	-
	180-190	-	-	-
	190-200	6,70	7,14	5,14
	200-210	8,13	7,14	4,00
	210-220	8,13	7,14	5,14
	220-230	11,00	9,52	7,43
	230-240	3,83	4,76	2,86
	240-250	-0,48	1,19	-0,57

Pela análise da Tabela 11, verifica-se que a partir dos 120°-130° começa-se a verificar a influência dos dispositivos de imobilização, uma vez que o valor da atenuação aumenta. Verifica-se também que nas angulações 130°-140°/220°-230° o valor de atenuação é muito elevado. Tal se pode explicar pelo facto de a espessura atravessada por campos oblíquos ser superior à atravessada por campos posteriores (Figura 31 e Figura 32).



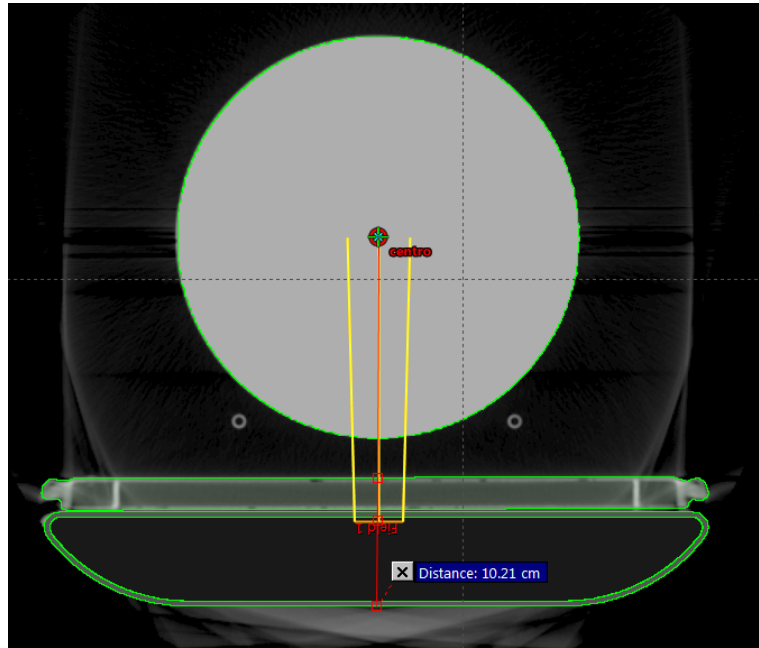


Figura 31 – Espessura atravessa por um campo posterior

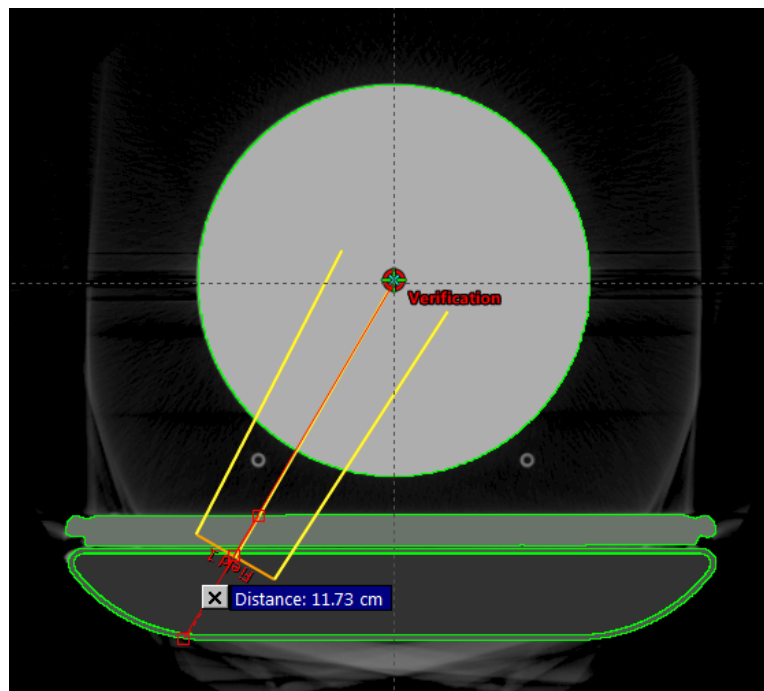


Figura 32 – Espessura atravessada por um campo oblíquo.

À semelhança do que foi referido anteriormente, a dose não foi calculada entre os 170° e 190°, por impossibilidade do sistema.

No entanto, fazendo uma análise às Tabelas 20 a 27 do Anexo IV, percebe-se que, na generalidade dos casos, os resultados não foram os esperados. O valor de

atenuação para a energia 10 MV é maior do que para a energia 6 MV, o que não se devia verificar. Observam-se também valores de atenuação negativos, ou seja, o valor de dose influenciado pelos dispositivos de imobilização é maior que o valor de dose a 0°, o que também não se devia verificar. Para além disso, os valores de atenuação obtidos são relativamente superiores aos obtidos anteriormente (com os fantasmas Quasar e placas de água sólida).

Tal, levou à conclusão de que o sistema de medição utilizado não terá sido o melhor, uma vez que está a ser utilizado um sistema de medida tridimensional para realizar medidas segmentadas (em intervalos de 10°). Para além disso, cada arco de 10° apresenta baixa dose, o que não permite ter resolução na medida. Pela análise das Tabelas 20 a 27 do Anexo IV percebe-se que os valores de dose para as diferentes angulações apenas variam na última casa decimal, o que provoca valores de erro elevados.

Para melhor resolução dos resultados, deveria ter sido utilizado um campo estático, permitindo uma reconstrução ângulo a ângulo, em vez de em intervalos de 10°.

No entanto, para uma análise e reconstrução tridimensional o sistema funciona, tendo em conta os valores das Tabelas 9 e 10.

#### 4.6. Influência dos dispositivos de imobilização em planos de tratamento

Considerando que os dispositivos de imobilização provocam atenuação no feixe de radiação, e que estes devem ser considerados no planeamento do tratamento, decidiu-se avaliar diversos planos de tratamento realizados no IPOP, de forma a perceber essa influência sobre a dose no alvo e nos tecidos circundantes.

Pretendeu-se quantificar o efeito dosimétrico dos dispositivos de imobilização, comparando a distribuição de dose calculada com e sem estes. Para isso, foi criada uma cópia do plano original onde foram delimitados os dispositivos de imobilização. Uma vez que o cálculo de dose é apenas realizado nas estruturas que estão dentro do *body* foi criada uma estrutura independente para o OmniBoard e incluída no *body*. A cama de tratamento utilizada foi a mesma que a utilizada no plano original. O colchão de vácuo foi incluído no *body*, mas não foi considerado uma estrutura independente,

uma vez que este provocava erros, e por isso o valor de HU do colchão não foi alterado. Aos restantes dispositivos foi atribuído o novo valor de HU obtido.

Para realizar o cálculo, os valores das MUs de cada campo foram mantidos os mesmos do plano original. De forma a verificar as alterações de dose nos volumes ao alterar os valores de HU dos dispositivos de imobilização, o tratamento deve ser o mesmo.

Foram avaliados 16 planos, 14 deles com lesões no pulmão e os restantes com lesões no fígado. Dos 16 planos, 9 foram calculados utilizando a técnica de VMAT e 7 com a técnica IMRT.

Os DVHs são o método mais utilizado para avaliar a cobertura do PTV, ITV e OAR. Assim, no PTV e ITV foi avaliado  $D_{\min}$ ,  $D_{\text{média}}$  e  $D_{\max}$ , e nos OAR foi avaliado  $D_{\text{média}}$  e  $D_{\max}$ .

Dos 16 planos avaliados pode-se concluir que, na generalidade, os planos calculados com as correções de HU apresentam doses inferiores às doses dos planos originais. Os planos calculados com a técnica VMAT apresentam erros até 1 %, considerando a cama de tratamento e o OmniBoard. Já os planos calculados com a técnica IMRT apresentam:

- erros até 1% quando se considera apenas a cama de tratamento;
- erros até 2% quando se considera a cama de tratamento e o OmniBoard;

Os gráficos seguintes (Gráficos 6, 7 e 8) representam o erro normalizado à dose prescrita, entre as doses do plano original e do plano calculado. Valores de erro positivo indicam que a dose no plano original é maior que a dose no plano calculado, enquanto valores de erro negativo indicam que a dose no plano original é inferior à dose no plano calculado.

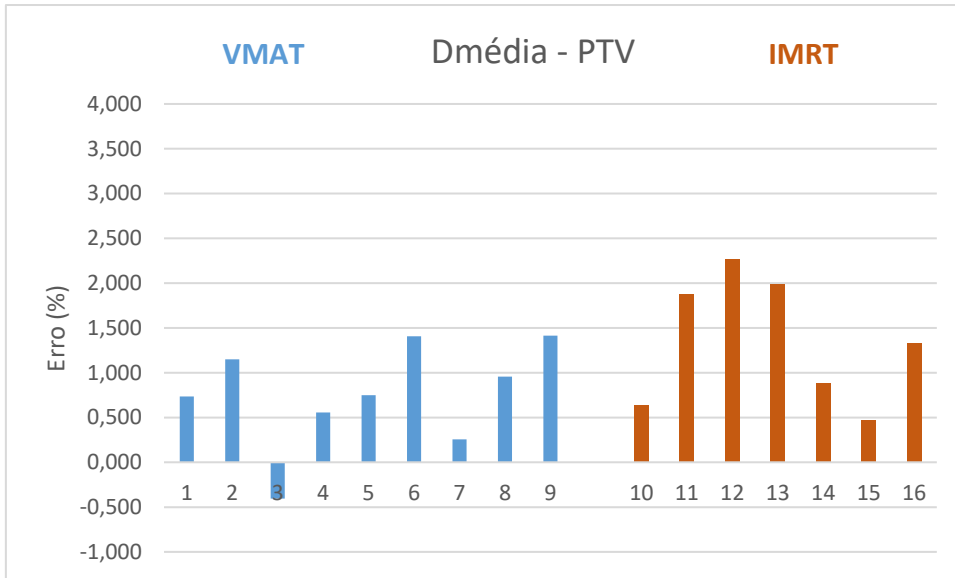


Gráfico 6 – Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, no PTV, para os 16 planos analisados.

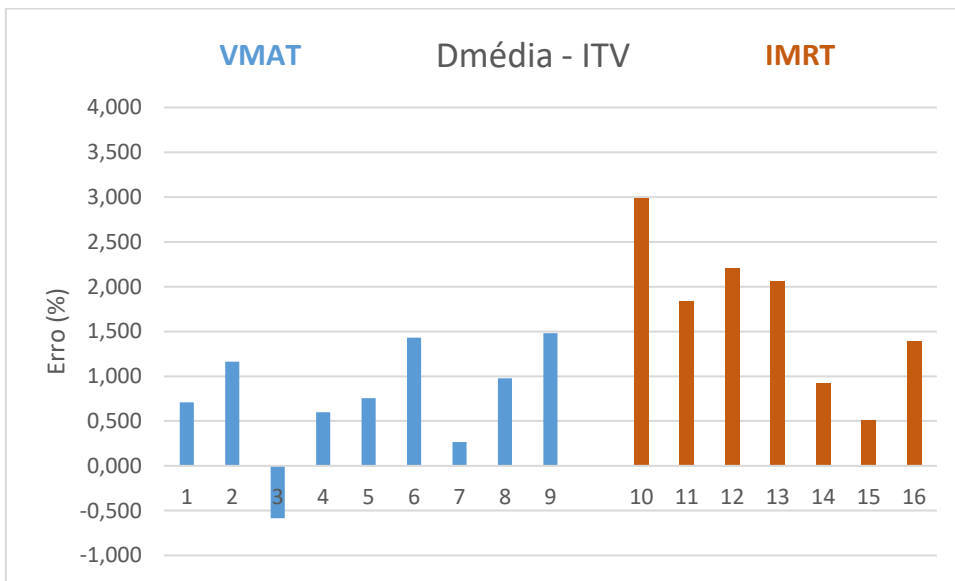


Gráfico 7 - Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, no ITV, para os 16 planos analisados.

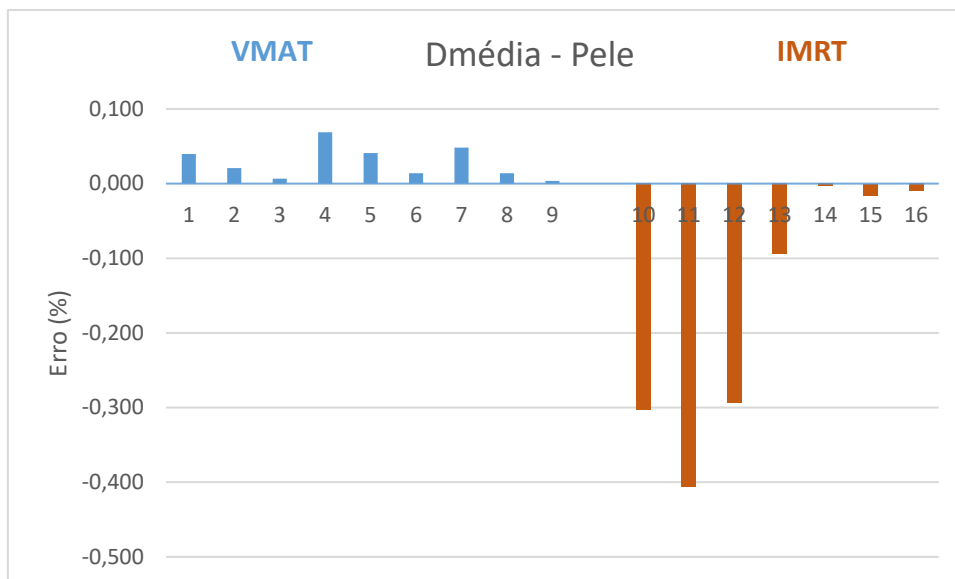


Gráfico 8 - Erro entre a dose média do plano original e do plano calculado, na pele, para os 16 planos analisados.

Através dos Gráficos 6 e 7 nota-se que os erros para a técnica IMRT são superiores comparativamente aos erros para a técnica VMAT. Tal pode ser justificado pelo facto de a técnica VMAT distribuir a dose ao longo de um arco, e por isso, haver menos dose incidente a atravessar dispositivos de imobilização. A técnica IMRT faz uso de campos estáticos, e para obter uma distribuição de dose conformada ao volume alvo é necessário irradiar de diversos ângulos, levando a que possam existir em proporção mais feixes a atravessar os dispositivos de imobilização.

Para além disso, verifica-se que em planos calculados com a técnica IMRT os órgãos de risco junto à superfície apresentam doses maiores nos planos calculados com as considerações de HU, o que se pode justificar devido ao efeito de *build up* que os dispositivos de imobilização podem provocar (Gráfico 8).

Por fim, decidiu-se analisar individualmente um plano de tratamento.

O paciente 6 apresenta uma lesão no pulmão esquerdo, tendo sido tratado com a técnica VMAT e utilizando a energia 6 MV(FFF) (*flattening filter free*). Este tratamento fez uso da cama de tratamento na zona com maior espessura, do OmniBoard e do colchão de vácuo. Foram usados dois campos para o tratamento: o primeiro faz um arco entre 179° e 12° no sentido contrário aos ponteiros do relógio e o segundo campo faz um arco de 12° a 179°, no sentido dos ponteiros do relógio.

Analisado as Tabelas 33 a 43 do Anexo VI, com os valores de dose e erro para os volumes e órgãos em risco, este paciente destaca-se por apresentar valores de erro mais elevados, comparativamente aos valores de erro para os restantes pacientes,

tratados com a técnica VMAT. Tais valores podem ser justificados pelo facto de a lesão tratada ser inferior e por isso a distribuição de dose poder estar mais influenciada pela proximidade da lesão aos dispositivos de imobilização (Figura 33).

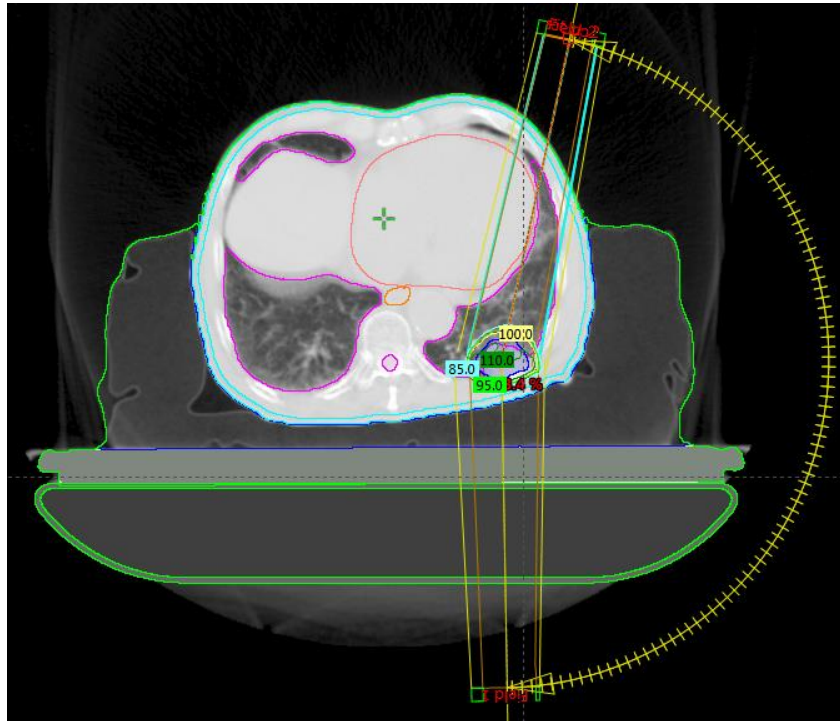


Figura 33 – Imagem ilustrativa dos dispositivos de imobilização, da lesão e dos campos usados no tratamento do paciente 6

Pela análise do DVH (Figura 34) referente aos dois planos (original e corrigido) percebe-se que existe uma variação notória nas curvas dos histogramas para o PTV (curva vermelha) e ITV (curva azul). Esta variação reflete-se em erros de 1,29%, 1,41% e 2,18% para  $D_{\min}$ ,  $D_{\text{média}}$  e  $D_{\max}$ , respetivamente, para o PTV, e erros de 1,23%, 1,43% e 1,96% para  $D_{\min}$ ,  $D_{\text{média}}$  e  $D_{\max}$ , respetivamente, para o ITV. Para todos órgãos de risco, apesar de não ser visível nas curvas do DVH, a dose no plano calculado diminuiu comparativamente ao plano original.

Tal prova que os dispositivos de imobilização provocam atenuação do feixe, diminuindo a dose. Conclui-se, mais uma vez, que estas considerações devem ser tidas em conta no sistema de planeamento.

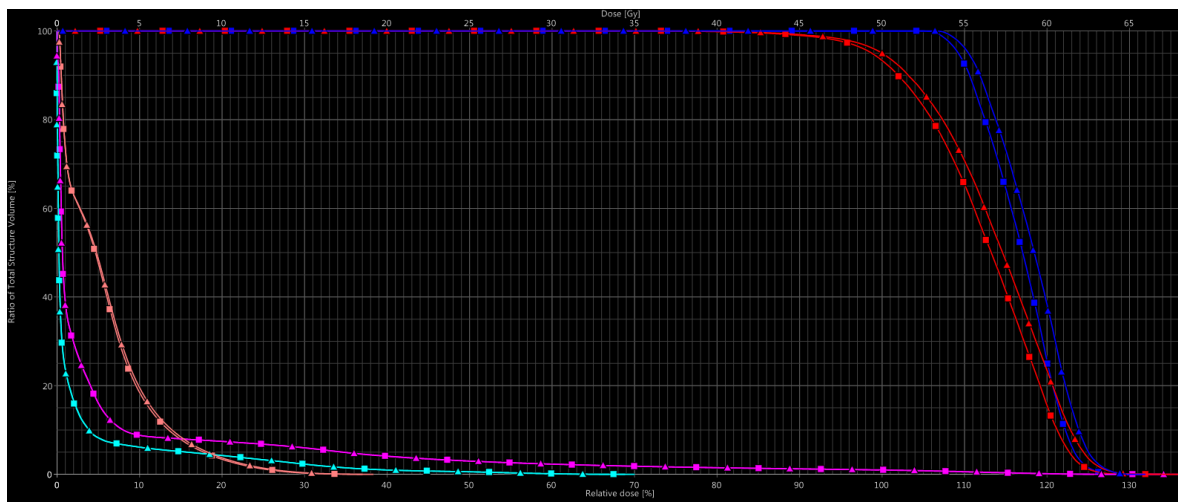


Figura 34 – DVH referente aos planos original (▲) e corrigido (■) para o paciente 6. A linha azul representa o ITV, a vermelha representa o PTV e as restantes representam órgãos em risco

## 5. Conclusão

O objetivo da presente dissertação foi estudar a atenuação dos sistemas de imobilização nos tratamentos de radioterapia externa.

Para isso, foram realizadas medidas com diversos fantasmas, de forma a calcular a atenuação provocada pelos dispositivos de imobilização. Verificou-se que existe uma atenuação considerável dos dispositivos de imobilização e que à medida que aumenta o número de dispositivos de imobilização utilizados maior é a atenuação.

Por ser uma atenuação considerável não deve ser desprezada e por isso estes devem ser incluídos no sistema de planeamento.

Para o planeamento ser realizado tendo em consideração os dispositivos de imobilização, estes devem ser incluídos no TPS, delineados e os valores de HU devem ser alterados para que o sistema faça o cálculo considerando a real densidade destes dispositivos. Os valores de HU, considerados os mais corretos, foram: -720 HU para a fibra de carbono da cama de tratamento; -880 HU para a zona interior da cama de tratamento e -650 HU para o OmniBoard.

As medidas realizadas com o fantoma Octavius 4D permitiram realizar campos em arco e fazer uma análise utilizando o índice gama médio, mostrando mais uma vez que os valores de HU devem ser considerados nos planos de tratamento, já que diminuiram o valor do índice gama médio e aumentaram a percentagem de *voxels* que passaram nos critérios selecionados.

Como última abordagem, todas as considerações foram aplicadas em planos de tratamento já realizados, comparando o plano original com o plano alterado. Os planos calculados com as correções de HU apresentam maioritariamente doses inferiores às doses dos planos originais. Tal prova que os dispositivos de imobilização provocam atenuação do feixe, diminuindo a dose. Conclui-se, mais uma vez, que estas considerações devem ser contabilizadas no sistema de planeamento.

Para trabalho futuro, pretende-se estudar outros dispositivos de imobilização, determinar a influência que estes têm sobre o feixe de radiação e desenvolver um protocolo universal que possibilite caracterizar os diferentes dispositivos de imobilização utilizados em tratamento, de forma a serem inseridos nos sistemas de planeamento.

Para além disso, deve ser feita a aplicação destas considerações em planos de tratamento para posterior avaliação dos seus efeitos.



## Referências Bibliográficas

- [1] M. Beyzadeoglu, G. Ozyigit, and C. Ebruli, *Basic Radiation Oncology*. Springer, 2010.
- [2] E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, 2005.
- [3] A. de Puyseleyn, W. de Neve, and C. de Wagter, “A patient immobilization device for prone breast radiotherapy: Dosimetric effects and inclusion in the treatment planning system,” *Physica Medica*, vol. 32, no. 6, pp. 758–766, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.ejmp.2016.04.013.
- [4] A. J. Olch, L. Gerig, H. Li, I. Mihaylov, and A. Morgan, “Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176,” *Med Phys*, vol. 41, no. 6, 2014, doi: 10.1118/1.4876299.
- [5] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, First. Wiley-VCH, 1986.
- [6] Varian Medical Systems, “Varian - True Beam,” 2018 Accessed: Oct. 12, 2022. [Online]. Available: <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam>
- [7] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*, Fifth. Lippincott Williams & Wilkins (LWW), 2014.
- [8] P. Cherry and A. Duxbury, *Practical Radiotherapy- Physics and Equipment*, Second. Blackwell, 2009.
- [9] M. K. Bucci, A. Bevan, and M. Roach, “Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and Beyond,” *CA Cancer J Clin*, vol. 55, pp. 117–134, 2005, doi: 10.3322/canjclin.55.2.117.
- [10] S. H. Levitt, J. A. Purdy, and S. Vijayakumar, *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications*, 4th ed. Springer, 2006.
- [11] M. Teoh, C. H. Clark, K. Wood, S. Whitaker, and A. Nisbet, “Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice,” *British Journal of Radiology*, vol. 84, no. 1007. pp. 967–996, Nov. 2011. doi: 10.1259/bjr/22373346.

- [12] H. Li, L. Dong, L. Zhang, J. N. Yang, M. T. Gillin, and X. R. Zhu, “Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method,” *Med Phys*, vol. 38, no. 12, pp. 6730–6741, 2011, doi: 10.1118/1.3659707.
- [13] G. Kunz, F. Hasenbalg, and P. Pemler, “Absorption measurements for a carbon fiber couch top and its modelling in a treatment planning system,” 2010.
- [14] NL-Tec, “The Klarity Vacuum Bag,” 2015. Accessed: Jan. 21, 2022. [Online]. Available: <https://www.klarity-medical.com/en/details/892>
- [15] MacroMedics, “Product Catalogue,” vol. Version 6. 2019. Accessed: Jul. 17, 2022. [Online]. Available: <https://www.macromedics.com/products/all-regions-of-interest/omniboard>
- [16] C. B. Saw, R. Yakoob, C. A. Enke, T. P. Lau, and K. M. Ayyangar, “IMMOBILIZATION DEVICES FOR INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT),” 2001. doi: 10.1016/s0958-3947(00)00059-5.
- [17] R. Lv, G. Yang, Y. Huang, and Y. Wang, “Dosimetric effects of supine immobilization devices on the skin in intensity-modulated radiation therapy for breast cancer: a retrospective study,” *BMC Cancer*, vol. 21, no. 1, Dec. 2021, doi: 10.1186/s12885-021-08119-6.
- [18] W. K. Myint, M. Niedbala, D. Wilkins, and L. H. Gerig, “Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop,” *J Appl Clin Med Phys*, vol. 7, no. 3, pp. 21–27, 2006, doi: 10.1120/jacmp.v7i3.2247.
- [19] M. Berg, J. P. Bangsgaard, and I. S. Vogelius, “Absorption measurements on a new cone beam CT and IMRT compatible tabletop for use in external radiotherapy,” *Phys Med Biol*, vol. 54, no. 14, 2009, doi: 10.1088/0031-9155/54/14/N04.
- [20] K. B. Pulliam, R. M. Howell, D. Followill, D. Luo, R. A. White, and S. F. Kry, “The clinical impact of the couch top and rails on IMRT and arc therapy,” *Phys Med Biol*, vol. 56, no. 23, pp. 7435–7447, Dec. 2011, doi: 10.1088/0031-9155/56/23/007.
- [21] O. Bawazeer, S. Herath, S. Sarasanandarajah, T. Kron, L. Dunn, and P. Deb, “A simple and efficient method to measure beam attenuation through a radiotherapy treatment couch and immobilization devices,” *Australas Phys Eng Sci Med*, vol. 42, no. 4, pp. 1183–1189, Dec. 2019, doi: 10.1007/s13246-019-00789-8.

- [22] PTW Freiburg GmbH, “Detectors for Ionizing Radiation - Including Codes of Practice,” 2022 Accessed: May 20, 2022. [Online]. Available: [https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user\\_upload/Online\\_Catalog/DETECTORS\\_Cat\\_en\\_16522900-14/blaetterkatalog/blaetterkatalog/pdf/complete.pdf](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/DETECTORS_Cat_en_16522900-14/blaetterkatalog/blaetterkatalog/pdf/complete.pdf)
- [23] PTW Freiburg GmbH, “Precision Dosemeter and accessories for quality control in diagnostic radiology,” 2010 Accessed: Oct. 21, 2022. [Online]. Available: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/diados-e/>
- [24] PTW Freiburg GmbH, “Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672 and T40006.1.001,” 2011
- [25] Modus QA, “QUASAR - Adaptable Dosimetric and Nondosimetric QA,” 2017. Accessed: May 20, 2022. [Online]. Available: <https://modusqa.com/wp-content/uploads/2020/09/Modus-QA-Product-Data-Sheet-MP-Body.pdf>
- [26] PTW Freiburg GmbH, “OCTAVIUS 4D - BENEFITS FOR CLINICAL APPLICATIONS,” 2020. doi: D913.139.04/00 10-2020.
- [27] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

# Anexos

## Anexo I – Medidas com placas de água sólida

Tabela 1 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão e placas de água sólida, utilizando a energia 4 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 4 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
Cama grossa	11,15	11,15	11,15	11,15	2,93
Cama fina	11,27	11,27	11,27	11,27	1,89
Colchão grosso + cama fina	11,00	11,00	11,00	11,00	4,24
Colchão fino + cama fina	11,12	11,12	11,12	11,12	3,19
Colchão fino + cama grossa	10,97	10,98	10,98	10,98	4,44
Colchão grosso + cama grossa	10,86	10,87	10,87	10,87	5,40
Colchão grosso	11,25	11,25	11,25	11,25	2,06
Colchão fino	11,36	11,37	11,37	11,37	1,04
Medida de referência	11,48	11,49	11,49	11,49	-

Tabela 2 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão e placas de água sólida, utilizando a energia 6 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 6 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
Cama grossa	24,13	24,11	24,12	24,12	2,55
Cama fina	24,28	24,29	24,28	24,28	1,89
Colchão grosso + cama fina	23,90	23,90	23,90	23,90	3,43
Colchão fino + cama fina	24,07	24,05	24,06	24,06	2,79
Colchão fino + cama grossa	23,85	23,84	23,85	23,85	3,65
Colchão grosso + cama grossa	23,68	23,66	23,67	23,67	4,36
Colchão grosso	24,33	24,31	24,33	24,32	1,72
Colchão fino	24,55	24,53	24,55	24,54	0,84
Medida de referência	24,75	24,74	24,76	24,75	-

Tabela 3 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão e placas de água sólida, utilizando a energia 10 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 10 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
Cama grossa	26,81	26,79	26,80	26,80	1,75
Cama fina	26,99	26,99	27,00	26,99	1,04
Colchão grosso + cama fina	26,58	26,59	26,60	26,59	2,52
Colchão fino + cama fina	26,77	26,76	26,77	26,77	1,87
Colchão fino + cama grossa	26,54	26,53	26,55	26,54	2,70
Colchão grosso + cama grossa	26,41	26,40	26,40	26,40	3,20

Colchão grosso	26,94	26,92	26,93	26,93	1,27
Colchão fino	27,09	27,09	27,10	27,09	0,67
Medida de referência	27,27	27,27	27,29	27,28	-

Tabela 4 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão e placas de água sólida, utilizando a energia 15 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 15 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
Cama grossa	28,13	28,10	28,10	28,11	1,63
Cama fina	28,24	28,23	28,24	28,24	1,19
Colchão grosso + cama fina	27,97	27,97	27,97	27,97	2,12
Colchão fino + cama fina	28,08	28,06	28,06	28,07	1,78
Colchão fino + cama grossa	27,91	27,91	27,90	27,91	2,34
Colchão grosso + cama grossa	27,78	27,77	27,78	27,78	2,80
Colchão grosso	28,25	28,25	28,25	28,25	1,14
Colchão fino	28,40	28,40	28,41	28,40	0,61
Medida de referência	28,59	28,57	28,57	28,58	-

Tabela 5 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão, OmniBoard e placas de água sólida, utilizando a energia 4 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 4 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
OmniBoard + Cama grossa	10,82	10,82	10,82	10,82	6,48
OmniBoard + Cama fina	10,92	10,92	10,92	10,92	5,62
OmniBoard + Colchão grosso + cama fina	10,61	10,60	10,61	10,61	8,33
OmniBoard + Colchão fino + cama fina	10,79	10,79	10,79	10,79	6,74
OmniBoard + Colchão fino + cama grossa	10,67	10,67	10,68	10,67	7,75
OmniBoard + Colchão grosso + cama grossa	10,52	10,50	10,50	10,51	9,19
OmniBoard + Colchão grosso	10,92	10,92	10,92	10,92	5,62
OmniBoard + Colchão fino	11,07	11,07	11,08	11,07	4,29
OmniBoard	11,22	11,22	11,22	11,22	3,03
Medida de referência	11,57	11,57	11,57	11,57	-

Tabela 6 - Medidas e atenuação para a cama de tratamento, colchão, OmniBoard e placas de água sólida, utilizando a energia 10 MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 10 MV				
	Medida 1 (nC)	Medida 2 (nC)	Medida 3 (nC)	Média (nC)	Atenuação (%)
OmniBoard + Cama grossa	13,17	13,16	13,16	13,16	3,94
OmniBoard + Cama fina	13,24	13,23	13,24	13,24	3,41

OmniBoard + Colchão grosso + cama fina	13,00	12,98	12,98	12,99	5,23
OmniBoard + Colchão fino + cama fina	13,16	13,15	13,16	13,16	3,99
OmniBoard + Colchão fino + cama grossa	13,07	13,06	13,06	13,06	4,67
OmniBoard + Colchão grosso + cama grossa	12,93	12,91	12,91	12,92	5,74
OmniBoard + Colchão grosso	13,23	13,22	13,22	13,22	3,50
OmniBoard + Colchão fino	13,36	13,35	13,36	13,36	2,53
OmniBoard	13,48	13,45	13,46	13,46	1,75
Medida de referência	13,71	13,70	13,70	13,70	-

## Anexo II – Medidas em kV para determinação dos HU

Tabela 7 - Medidas em kV para determinação analítica dos valores de HU.

	122 KV	100 KV	84 KV
Dispositivo de Imobilização	Dose (uGy)	Dose (uGy)	Dose (uGy)
Cama grossa	537,4	363,6	249,7
Cama fina	571,4	389,6	269,7
Colchão grosso + cama fina	505,5	339,6	233,8
Colchão fino + cama fina	533,4	361,6	249,7
Colchão fino + cama grossa	505,5	339,6	231,8
Colchão grosso + cama grossa	479,5	321,7	217,8
Colchão grosso	583,4	397,6	273,7
Colchão fino	615,3	421,6	293,7
Medida de referência	655,3	451,5	317,7

Tabela 8 - Valores de espessura para o colchão.

Colchão	Medida 1 (cm)	Medida 2 (cm)	Medida 3 (cm)	Média
Parte fina	3,7111	3,6784	3,7109	3,70
Parte grossa	7,2754	7,3242	7,3894	7,33

Tabela 9 - Valores de espessura para a cama fina.

Cama fina	Medida 1 (cm)	Medida 2 (cm)	Medida 3 (cm)	Média
Total	5,2665	5,3233	5,2533	5,28
Esponja	4,4039	4,4266	4,4152	4,42
Fibra	-	-	-	0,87

Tabela 10 - Valores de espessura para a cama grossa

Cama grossa	Medida 1 (cm)	Medida 2 (cm)	Medida 3 (cm)	Média
-------------	---------------	---------------	---------------	-------

Total	7,809	7,7409	7,7636	7,77
Esponja	6,6513	6,6892	6,6739	6,67
Fibra	-	-	-	1,10

Tabela 11 - Valores de espessura para a cama média.

Cama média	Média (cm)
Total	6,53
Esponja	5,54
Fibra	0,98

Tabela 12 - Tabela com os valores do coeficiente de atenuação linear para a água, para diferentes energias. Disponível em: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>

**Water, Liquid**  
HTML table format

Energy (MeV)	$\mu/\rho$ (cm <sup>2</sup> /g)	$\mu_{en}/\rho$ (cm <sup>2</sup> /g)
1.00000E-03	4.078E+03	4.065E+03
1.50000E-03	1.376E+03	1.372E+03
2.00000E-03	6.173E+02	6.152E+02
3.00000E-03	1.929E+02	1.917E+02
4.00000E-03	8.278E+01	8.191E+01
5.00000E-03	4.258E+01	4.188E+01
6.00000E-03	2.464E+01	2.405E+01
8.00000E-03	1.037E+01	9.915E+00
1.00000E-02	5.329E+00	4.944E+00
1.50000E-02	1.673E+00	1.374E+00
2.00000E-02	8.096E-01	5.503E-01
3.00000E-02	3.756E-01	1.557E-01
4.00000E-02	2.683E-01	6.947E-02
5.00000E-02	2.269E-01	4.223E-02
6.00000E-02	2.059E-01	3.190E-02
8.00000E-02	1.837E-01	2.597E-02
1.00000E-01	1.707E-01	2.546E-02
1.50000E-01	1.505E-01	2.764E-02
2.00000E-01	1.370E-01	2.967E-02
3.00000E-01	1.186E-01	3.192E-02
4.00000E-01	1.061E-01	3.279E-02
5.00000E-01	9.687E-02	3.299E-02
6.00000E-01	8.956E-02	3.284E-02
8.00000E-01	7.865E-02	3.206E-02
1.00000E+00	7.072E-02	3.103E-02
1.25000E+00	6.323E-02	2.965E-02
1.50000E+00	5.754E-02	2.833E-02
2.00000E+00	4.942E-02	2.608E-02
3.00000E+00	3.969E-02	2.281E-02
4.00000E+00	3.403E-02	2.066E-02
5.00000E+00	3.031E-02	1.915E-02
6.00000E+00	2.770E-02	1.806E-02
8.00000E+00	2.429E-02	1.658E-02
1.00000E+01	2.219E-02	1.566E-02
1.50000E+01	1.941E-02	1.441E-02
2.00000E+01	1.813E-02	1.382E-02

## Anexo III – Medidas com o fantoma Quasar

Tabela 13 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 4MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 4 MV							
	Medido (nC)	Atenuação (%)	Calculado (sem HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)	Calculado (com HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)
Cama fina	25,820	0,977	0,725	0,999	2,197	0,719	0,990	1,366
Cama grossa	25,56	0,967	0,723	0,996	2,933	0,705	0,971	0,412
Medida de referência	26,430	-	0,726	-	-	0,726	-	-

Tabela 14 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 6MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 6 MV							
	Medido (nC)	Atenuação (%)	Calculado (sem HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)	Calculado (com HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)
Cama fina	28,090	0,981	0,780	0,997	1,613	0,775	0,991	0,970
Cama grossa	27,900	0,975	0,778	0,995	2,035	0,763	0,976	0,088
Cama fina + OmniBoard	26,810	0,937	0,747	0,955	1,954	0,749	0,958	2,221
Cama grossa + OmniBoard	26,63	0,930	0,745	0,953	2,360	0,743	0,950	2,091
Cama grossa + Colchão	27,88	0,974	0,747	0,936	3,984	0,735	0,921	5,603
Cama fina + Colchão	28,13	0,983	0,749	0,939	4,609	0,744	0,932	5,279
Cama fina + Colchão + OmniBoard	26,61	0,930	0,725	0,909	2,312	0,723	0,906	2,588
Cama grossa + Colchão + OmniBoard	26,37	0,921	0,723	0,906	1,682	0,718	0,900	2,376
Medida de referência 1	28,62	-	0,782	-	-	0,782	-	-
Medida de referência 2	-	-	0,798	-	-	0,798	-	-

Tabela 15 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 10MV.

Dispositivo de imobilização	Energia = 10 MV							
	Medido (nC)	Atenuação (%)	Calculado (sem HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)	Calculado (com HU) (Gy)	Atenuação (%)	Erro (%)
Cama fina	31,690	0,987	0,871	0,998	1,118	0,866	0,992	0,543
Cama grossa	31,480	0,980	0,869	0,995	1,553	0,857	0,982	0,163
Medida de referência 1	32,12	-	0,873			0,873		
Cama fina + OmniBoard	30,940	0,952	0,843	0,966	1,422	0,845	0,968	1,659



Cama grossa + OmniBoard	30,77	0,947	0,84	0,962	1,617	0,839	0,961	1,497
Cama grossa + Colchão	32,04	0,986	0,843	0,951	3,549	0,833	0,940	4,742
Cama fina + Colchão	32,23	0,992	0,845	0,954	3,903	0,841	0,949	4,378
Cama fina + Colchão + OmniBoard	30,98	0,953	0,825	0,931	2,343	0,823	0,929	2,586
Cama grossa + Colchão + OmniBoard	30,66	0,943	0,823	0,929	1,548	0,818	0,923	2,157
Medida de referência 2	32,5	-	0,886	-	-	0,886	-	-

Tabela 16 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, considerando o valor de HU do OmniBoard de -680 e -650, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 4MV.

4 MV				HU = -680			HU = -650		
Dispositivo de imobilização	Medido (nC)	Atenuação	Atenuação (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)
Cama fina + OmniBard	12,510	0,952	4,795	0,690	0,950	0,173	0,689	0,949	0,318
Cama grossa + OmniBoard	12,370	0,941	5,860	0,684	0,942	0,079	0,678	0,934	0,802
Cama fina (lateralizada 9,5 cm)	13,110	0,951	4,862	0,720	0,946	0,554	0,716	0,941	1,111
Cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	12,960	0,940	5,951	0,711	0,934	0,661	0,708	0,930	1,084
Referência (lateralizada 9,5 cm)	13,780	-	-	0,761	-	-	0,761	-	-
Referência	13,140	-	-	0,726	-	-	0,726	-	-
Erro médio (%)	-	-	-	-	-	0,367	-	-	0,829

Tabela 17 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, considerando o valor de HU do OmniBoard de -680 e -650, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 6MV.

6 MV				HU = -680			HU = -650		
Dispositivo de imobilização	Medido (nC)	Atenuação	Atenuação (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)
Cama fina + OmniBard	27,290	0,953	4,680	0,749	0,959	-0,610	0,748	0,958	-0,476
Cama grossa + OmniBoard	27,100	0,947	5,344	0,743	0,951	-0,504	0,739	0,946	0,036
Cama fina (lateralizada 9,5 cm)	28,300	0,950	5,034	0,776	0,954	-0,507	0,773	0,951	-0,119
Cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	28,160	0,945	5,503	0,768	0,945	0,034	0,765	0,941	0,425
Referência (lateralizada 9,5 cm)	29,800	-	-	0,813	-	-	0,813	-	-

Referência	28,630	-	-	0,781	-	-	0,781	-	-
Erro médio (%)	-	-	-	-	-	-0,397	-	-	-0,034

Tabela 18 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, considerando o valor de HU do OmniBoard de -680 e -650, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 10MV.

10 MV				HU = -680			HU = -650		
Dispositivo de imobilização	Medido (nC)	Atenuação	Atenuação (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)
Cama fina + OmniBard	31,370	0,963	3,743	0,887	0,972	-0,440	0,886	0,970	-0,327
Cama grossa + OmniBoard	31,190	0,957	4,296	0,882	0,966	-0,389	0,879	0,963	-0,049
Cama fina (lateralizada 9,5 cm)	32,200	0,960	3,967	0,908	0,968	-0,229	0,906	0,966	-0,009
Cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	32,080	0,957	4,324	0,902	0,962	0,109	0,900	0,959	0,331
Referência (lateralizada 9,5 cm)	33,530	-	-	0,938	-	-	0,938	-	-
Referência	32,590	-	-	0,913	-	-	0,913	-	-
Erro médio (%)	-	-	-	-	-	-0,237	-	-	-0,013

Tabela 19 - Erro (%) entre a atenuação medida e calculada, considerando o valor de HU do OmniBoard de -680 e -650, com o fantoma Quasar, utilizando a energia 15MV.

15 MV				HU = -680			HU = -650		
Dispositivo de imobilização	Medido (nC)	Atenuação	Atenuação (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)	Calculado (Gy)	Atenuação	Erro (%)
Cama fina + OmniBard	33,090	0,967	3,274	0,887	0,972	-0,440	0,886	0,970	-0,327
Cama grossa + OmniBoard	32,920	0,962	3,771	0,882	0,966	-0,389	0,879	0,963	-0,049
Cama fina (lateralizada 9,5 cm)	33,890	0,966	3,420	0,908	0,968	-0,229	0,906	0,966	-0,009
Cama grossa (lateralizada 9,5 cm)	33,780	0,963	3,733	0,902	0,962	0,109	0,900	0,959	0,331
Referência (lateralizada 9,5 cm)	35,090	-	-	0,938	-	-	0,938	-	-
Referência	34,210	-	-	0,913	-	-	0,913	-	-
Erro médio (%)	-	-	-	-	-	-0,237	-	-	-0,013

## Anexo IV – Dados adquiridos no *Verisoft*

Tabela 20 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

5x5		6MV		10MV		15MV	
		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
Cama fina + Omniboard	110-120	0,060	1,099	0,073	0,905	0,078	0,847
	120-130	0,058	4,396	0,071	3,620	0,077	2,119
	130-140	0,055	9,341	0,068	7,692	0,073	7,203
	140-150	0,056	7,692	0,068	7,692	0,075	4,661
	150-160	0,056	7,692	0,070	4,977	0,075	4,661
	160-170	0,057	6,044	0,070	4,977	0,075	4,661
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,056	7,692	0,069	6,335	0,074	5,932
	200-210	0,056	7,692	0,069	6,335	0,073	7,203
	210-220	0,056	7,692	0,068	7,692	0,074	5,932
	220-230	0,054	10,989	0,067	9,050	0,072	8,475
	230-240	0,057	6,044	0,071	3,620	0,076	3,390
	240-250	0,060	1,099	0,073	0,905	0,077	2,119
	350-0	0,061	-	0,074	-	0,078	-
	5-355	0,060	-	0,073	-	0,078	-
0-10	0,061	-	0,074	-	0,080	-	

Tabela 21 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

10x10		6MV		10MV		15MV	
		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
Cama fina + Omniboard	110-120	0,070	0,474	0,082	-0,408	0,087	0,571
	120-130	0,068	3,318	0,082	-0,408	0,087	0,571
	130-140	0,063	10,427	0,077	5,714	0,081	7,429
	140-150	0,065	7,583	0,077	5,714	0,084	4,000
	150-160	0,064	9,005	0,078	4,490	0,083	5,143
	160-170	0,065	7,583	0,078	4,490	0,082	6,286
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,066	6,161	0,079	3,265	0,104	-18,857
	200-210	0,066	6,161	0,079	3,265	0,084	4,000
	210-220	0,065	7,583	0,078	4,490	0,083	5,143
	220-230	0,063	10,427	0,077	5,714	0,082	6,286
	230-240	0,082	-16,588	0,078	4,490	0,083	5,143
	240-250	0,069	1,896	0,082	-0,408	0,087	0,571
	350-0	0,071	-	0,081	-	0,088	-

	5-355	0,070	-	0,083	-	0,087	-
	0-10	0,070	-	0,081	-	0,108	-

Tabela 22 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

		6MV		10MV		15MV	
5x5		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama grossa + Omniboard</b>	110-120	0,060	0,000	0,073	0,000	0,078	0,847
	120-130	0,059	1,667	0,071	2,740	0,077	2,119
	130-140	0,054	10,000	0,068	6,849	0,073	7,203
	140-150	0,055	8,333	0,069	5,479	0,074	5,932
	150-160	0,056	6,667	0,069	5,479	0,074	5,932
	160-170	0,055	8,333	0,070	4,110	0,074	5,932
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,056	6,667	0,069	5,479	0,075	4,661
	200-210	0,056	6,667	0,070	4,110	0,075	4,661
	210-220	0,056	6,667	0,069	5,479	0,092	-16,949
	220-230	0,055	8,333	0,068	6,849	0,074	5,932
	230-240	0,057	5,000	0,070	4,110	0,075	4,661
	240-250	0,061	-1,667	0,073	0,000	0,079	-0,424
	350-0	0,060	-	0,073	-	0,079	-
	5-355	0,060	-	0,073	-	0,078	-
0-10	0,060	-	0,073	-	0,079	-	

Tabela 23 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

		6MV		10MV		15MV	
10x10		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama grossa + Omniboard</b>	110-120	0,070	-0,478	0,082	2,381	0,087	0,760
	120-130	0,067	3,828	0,081	3,571	0,086	1,901
	130-140	0,063	9,569	0,076	9,524	0,081	7,605
	140-150	0,065	6,699	0,077	8,333	0,082	6,464
	150-160	0,065	6,699	0,078	7,143	0,084	4,183
	160-170	0,065	6,699	0,076	9,524	0,082	6,464
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,065	6,699	0,078	7,143	0,083	5,323
	200-210	0,064	8,134	0,078	7,143	0,084	4,183
	210-220	0,064	8,134	0,078	7,143	0,083	5,323
	220-230	0,062	11,005	0,076	9,524	0,081	7,605
	230-240	0,067	3,828	0,080	4,762	0,085	3,042
	240-250	0,070	-0,478	0,083	1,190	0,088	-0,380
	350-0	0,070	-	0,084	-	0,088	-

	5-355	0,069	-	0,084	-	0,087	-
	0-10	0,070	-	0,084	-	0,088	-

Tabela 24 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

		6MV		10MV		15MV	
10x10		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama fina</b>	110-120	0,069	1,429	0,083	-0,403	0,086	1,714
	120-130	0,069	1,429	0,081	2,016	0,087	0,571
	130-140	0,074	-5,714	0,079	4,435	0,085	2,857
	140-150	0,066	5,714	0,079	4,435	0,085	2,857
	150-160	0,066	5,714	0,080	3,226	0,084	4,000
	160-170	0,067	4,286	0,079	4,435	0,083	5,143
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,067	4,286	0,081	2,016	0,085	2,857
	200-210	0,067	4,286	0,080	3,226	0,085	2,857
	210-220	0,067	4,286	0,080	3,226	0,086	1,714
	220-230	0,069	1,429	0,080	3,226	0,094	-7,429
	230-240	0,069	1,429	0,081	2,016	0,086	1,714
	240-250	0,069	1,429	0,084	-1,613	0,088	-0,571
	350-0	0,070	-	0,083	-	0,087	-
	5-355	0,070	-	0,082	-	0,098	-
0-10	0,070	-	0,083	-	0,088	-	

Tabela 25 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

		6MV		10MV		15MV	
10x10		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama grossa</b>	110-120	0,069	1,429	0,082	1,205	0,088	0,000
	120-130	0,068	2,857	0,081	2,410	0,086	2,273
	130-140	0,067	4,286	0,079	4,819	0,085	3,409
	140-150	0,066	5,714	0,079	4,819	0,085	3,409
	150-160	0,066	5,714	0,078	6,024	0,083	5,682
	160-170	0,065	7,143	0,079	4,819	0,084	4,545
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,067	4,286	0,080	3,614	0,085	3,409
	200-210	0,066	5,714	0,080	3,614	0,085	3,409
	210-220	0,083	-18,571	0,080	3,614	0,106	-20,455
	220-230	0,067	4,286	0,079	4,819	0,084	4,545
	230-240	0,067	4,286	0,080	3,614	0,086	2,273
	240-250	0,070	0,000	0,083	0,000	0,087	1,136
	350-0	0,070	-	0,083	-	0,088	-

	5-355	0,070	-	0,083	-	0,088	-
	0-10	0,070	-	0,083	-	0,088	-

Tabela 26 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

5x5		6MV		10MV		15MV	
		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama fina</b>	110-120	0,061	-1,105	0,073	0,455	0,078	0,426
	120-130	0,065	-7,735	0,072	1,818	0,077	1,702
	130-140	0,058	3,867	0,071	3,182	0,076	2,979
	140-150	0,059	2,210	0,070	4,545	0,076	2,979
	150-160	0,058	3,867	0,072	1,818	0,076	2,979
	160-170	0,058	3,867	0,072	1,818	0,077	1,702
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,057	5,525	0,071	3,182	0,076	2,979
	200-210	0,058	3,867	0,079	-7,727	0,076	2,979
	210-220	0,058	3,867	0,071	3,182	0,076	2,979
	220-230	0,063	-4,420	0,071	3,182	0,075	4,255
	230-240	0,060	0,552	0,071	3,182	0,078	0,426
	240-250	0,060	0,552	0,083	-13,182	0,078	0,426
	350-0	0,060	-	0,073	-	0,078	-
	5-355	0,060	-	0,073	-	0,078	-
0-10	0,061	-	0,074	-	0,079	-	

Tabela 27 - Dose obtida no software *Verisoft* e atenuação (%), para diferentes angulações, com o fantoma Octavius 4D.

5x5		6MV		10MV		15MV	
		Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)	Dose (Gy)	Atenuação (%)
<b>Cama grossa</b>	110-120	0,060	1,639	0,072	1,818	0,078	1,266
	120-130	0,059	3,279	0,072	1,818	0,077	2,532
	130-140	0,057	6,557	0,071	3,182	0,076	3,797
	140-150	0,058	4,918	0,070	4,545	0,075	5,063
	150-160	0,057	6,557	0,071	3,182	0,076	3,797
	160-170	0,058	4,918	0,070	4,545	0,076	3,797
	170-180	-	-	-	-	-	-
	180-190	-	-	-	-	-	-
	190-200	0,057	6,557	0,069	5,909	0,075	5,063
	200-210	0,057	6,557	0,071	3,182	0,075	5,063
	210-220	0,057	6,557	0,070	4,545	0,075	5,063
	220-230	0,056	8,197	0,071	3,182	0,075	5,063
	230-240	0,059	3,279	0,072	1,818	0,077	2,532
	240-250	0,060	1,639	0,073	0,455	0,078	1,266
	350-0	0,061	-	0,073	-	0,079	-
	5-355	0,061	-	0,074	-	0,079	-

	0-10	0,061	-	0,073	-	0,079	-
--	------	-------	---	-------	---	-------	---

## Anexo V – Dados adquiridos no TPS para cálculo da distribuição de dose em volume

Tabela 28 - Valores de dose obtidos no software *Verisoft* e calculados no TPS para diferentes angulações, com um campo 5x5, energia 6 MV e considerando a cama grossa (CG).

6 MV CG 5x5	Dose (Gy)		
	Angulação	Plano medido	Sem considerações de HU
0-10	0,061	0,059	0,059
10-20	0,061	0,059	0,059
20-30	0,060	0,059	0,059
30-40	0,061	0,059	0,059
40-50	0,061	0,059	0,059
50-60	0,061	0,059	0,059
60-70	0,060	0,059	0,059
70-80	0,061	0,059	0,059
80-90	0,060	0,059	0,059
90-100	0,061	0,059	0,059
100-110	0,059	0,059	0,059
110-120	0,057	0,059	0,059
120-130	0,059	0,059	0,059
130-140	0,057	0,058	0,057
140-150	0,058	0,058	0,056
150-160	0,057	0,058	0,056
160-170	0,058	0,058	0,056
170-180			
180-190			
190-200	0,057	0,058	0,056
200-210	0,057	0,058	0,056
210-220	0,057	0,057	0,056
220-230	0,056	0,058	0,057
230-240	0,057	0,059	0,059
240-250	0,059	0,059	0,059
250-260	0,061	0,059	0,059
260-270	0,060	0,059	0,059
270-280	0,061	0,059	0,059
280-290	0,060	0,059	0,059
290-300	0,061	0,059	0,059
300-310	0,061	0,059	0,059
310-320	0,061	0,059	0,059
320-330	0,060	0,059	0,059
330-340	0,061	0,059	0,059

340-350	0,061	0,059	0,059
350-360	0,060	0,059	0,059

Tabela 29 - Valores de dose obtidos no software *Verisoft* e calculados no TPS para diferentes angulações, com um campo 5x5, energia 6 MV e considerando a cama fina (CF) e OmniBoard (O).

6 MV CF + O 5x5	Dose (Gy)		
	Angulação	Plano medido	Sem considerações de HU
0-10	0,061	0,059	0,059
10-20	0,061	0,059	0,059
20-30	0,060	0,059	0,059
30-40	0,061	0,059	0,059
40-50	0,061	0,059	0,059
50-60	0,061	0,059	0,059
60-70	0,060	0,059	0,059
70-80	0,061	0,059	0,059
80-90	0,060	0,059	0,059
90-100	0,061	0,059	0,059
100-110	0,059	0,059	0,059
110-120	0,057	0,059	0,059
120-130	0,058	0,058	0,059
130-140	0,055	0,055	0,054
140-150	0,056	0,056	0,054
150-160	0,056	0,056	0,054
160-170	0,057	0,056	0,054
170-180			
180-190			
190-200	0,056	0,056	0,054
200-210	0,056	0,056	0,054
210-220	0,056	0,056	0,054
220-230	0,054	0,055	0,054
230-240	0,057	0,058	0,058
240-250	0,060	0,059	0,059
250-260	0,061	0,059	0,059
260-270	0,060	0,059	0,059
270-280	0,061	0,059	0,059
280-290	0,060	0,059	0,059
290-300	0,061	0,059	0,059
300-310	0,061	0,059	0,059
310-320	0,061	0,059	0,059
320-330	0,060	0,059	0,059
330-340	0,061	0,059	0,059
340-350	0,061	0,059	0,059
350-360	0,060	0,059	0,059



Tabela 30 - Valores de dose obtidos no software *Verisoft* e calculados no TPS para diferentes angulações, com um campo 5x5, energia 6 MV e considerando a cama grossa (CG) e OmniBoard (O).

6 MV CG + O 5x5	Dose (Gy)		
	Angulação	Plano medido	Sem considerações de HU
0-10	0,061	0,059	0,059
10-20	0,061	0,059	0,059
20-30	0,060	0,059	0,059
30-40	0,061	0,059	0,059
40-50	0,061	0,059	0,059
50-60	0,061	0,059	0,059
60-70	0,060	0,059	0,059
70-80	0,061	0,059	0,059
80-90	0,060	0,059	0,059
90-100	0,061	0,059	0,059
100-110	0,059	0,059	0,059
110-120	0,057	0,059	0,059
120-130	0,058	0,058	0,059
130-140	0,054	0,055	0,054
140-150	0,056	0,056	0,053
150-160	0,057	0,056	0,053
160-170	0,056	0,056	0,054
170-180			
180-190			
190-200	0,055	0,056	0,054
200-210	0,056	0,056	0,053
210-220	0,055	0,056	0,053
220-230	0,054	0,055	0,054
230-240	0,057	0,058	0,058
240-250	0,059	0,059	0,059
250-260	0,061	0,059	0,059
260-270	0,060	0,059	0,059
270-280	0,061	0,059	0,059
280-290	0,060	0,059	0,059
290-300	0,061	0,059	0,059
300-310	0,061	0,059	0,059
310-320	0,061	0,059	0,059
320-330	0,060	0,059	0,059
330-340	0,061	0,059	0,059
340-350	0,061	0,059	0,059
350-360	0,060	0,059	0,059

Tabela 31 - Valores de dose obtidos no software *Verisoft* e calculados no TPS para diferentes angulações, com um campo 10x10, energia 6 MV e considerando a cama grossa (CG) e OmniBoard (O).

6 MV CG + O 10x10	Dose (Gy)		
	Angulação	Plano medido	Sem considerações de HU

0-10	0,070	0,069	0,069
10-20	0,070	0,069	0,069
20-30	0,070	0,069	0,069
30-40	0,070	0,069	0,069
40-50	0,071	0,069	0,069
50-60	0,070	0,069	0,069
60-70	0,070	0,069	0,069
70-80	0,069	0,069	0,069
80-90	0,070	0,069	0,069
90-100	0,070	0,069	0,069
100-110	0,069	0,069	0,069
110-120	0,066	0,069	0,069
120-130	0,067	0,068	0,068
130-140	0,063	0,064	0,063
140-150	0,065	0,065	0,062
150-160	0,065	0,066	0,063
160-170	0,065	0,066	0,063
170-180			
180-190			
190-200	0,065	0,066	0,063
200-210	0,064	0,065	0,062
210-220	0,064	0,065	0,062
220-230	0,062	0,065	0,063
230-240	0,066	0,067	0,068
240-250	0,069	0,069	0,069
250-260	0,070	0,069	0,069
260-270	0,070	0,068	0,068
270-280	0,069	0,069	0,069
280-290	0,070	0,068	0,068
290-300	0,070	0,068	0,068
300-310	0,071	0,068	0,068
310-320	0,070	0,068	0,068
320-330	0,070	0,068	0,068
330-340	0,070	0,069	0,069
340-350	0,070	0,069	0,069
350-360	0,070	0,069	0,069

Tabela 32 - Valores de dose obtidos no software *Verisoft* e calculados no TPS para diferentes angulações, com um campo 5x5, energia 10 MV e considerando a cama grossa (CG) e OmniBoard (O).

10 MV CG + O 5x5	Dose (Gy)		
	Plano medido	Sem considerações de HU	Com considerações de HU
0-10	0,074	0,072	0,072
10-20	0,074	0,072	0,072
20-30	0,074	0,072	0,072
30-40	0,074	0,072	0,072

40-50	0,074	0,072	0,072
50-60	0,073	0,072	0,072
60-70	0,075	0,072	0,072
70-80	0,074	0,072	0,072
80-90	0,074	0,072	0,072
90-100	0,074	0,072	0,072
100-110	0,072	0,072	0,072
110-120	0,068	0,072	0,072
120-130	0,071	0,071	0,072
130-140	0,068	0,068	0,070
140-150	0,069	0,069	0,066
150-160	0,069	0,069	0,067
160-170	0,070	0,069	0,067
170-180			
180-190			
190-200	0,069	0,069	0,067
200-210	0,069	0,069	0,066
210-220	0,069	0,068	0,066
220-230	0,068	0,071	0,067
230-240	0,068	0,071	0,071
240-250	0,072	0,072	0,072
250-260	0,074	0,072	0,072
260-270	0,074	0,072	0,072
270-280	0,074	0,072	0,072
280-290	0,075	0,072	0,072
290-300	0,073	0,072	0,072
300-310	0,074	0,072	0,072
310-320	0,074	0,072	0,072
320-330	0,074	0,072	0,072
330-340	0,074	0,072	0,072
340-350	0,074	0,072	0,072
350-360	0,074	0,072	0,072

## Anexo VI – Valores de dose para os volumes e órgãos de risco em planos de tratamento

Tabela 33 - Tabela com valores de dose máxima, média e mínima para o PTV e erro normalizado à dose prescrita.

Plano	Paciente	PTV					
		Dmin	Erro (%)	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	40,248	0,267	55,148	0,733	66,664	2,727
Corrigido		40,12		54,796		65,355	
Original	2	37,216	1,085	53,984	1,148	61,753	1,140
Corrigido		36,695		53,433		61,206	
Original	3	27,336	0,210	33,666	-0,407	39,052	-0,630
Corrigido		27,273		33,788		39,241	

Original	4	28,987	0,329	49,005	0,556	54,401	0,547
Corrigido		28,839		48,755		54,155	
Original	5	42,568	0,861	59,444	0,750	64,433	0,598
Corrigido		42,103		59,039		64,11	
Original	6	35,988	1,286	56,851	1,408	68,329	2,184
Corrigido		35,345		56,147		67,237	
Original	7	39,133	-0,004	60,424	0,257	69,468	0,039
Corrigido		39,135		60,285		69,447	
Original	8	26,509	1,060	54,156	0,958	58,47	1,132
Corrigido		25,979		53,677		57,904	
Original	9	42,659	0,880	59,843	1,415	65,543	1,274
Corrigido		42,184		59,079		64,855	
Original	10	20,62	1,064	44,297	0,635	51,791	3,821
Corrigido		20,168		44,027		50,167	
Original	11	22,026	0,938	53,897	1,880	59,277	2,206
Corrigido		21,557		52,957		58,174	
Original	12	34,251	0,794	56,542	2,268	63,903	3,148
Corrigido		33,854		55,408		62,329	
Original	13	37,421	1,104	55,556	1,986	60,413	1,954
Corrigido		36,869		54,563		59,436	
Original	14	24,995	0,737	33,882	0,880	39,637	0,917
Corrigido		24,774		33,618		39,362	
Original	15	34,631	0,128	57,878	0,470	64,927	0,622
Corrigido		34,567		57,643		64,616	
Original	16	22,857	0,850	34,316	1,333	37,207	1,470
Corrigido		22,602		33,916		36,766	

Tabela 34 - Tabela com valores de dose máxima, média e mínima para o ITV e erro normalizado à dose prescrita.

Plano	Paciente	ITV					
		Dmin	Erro (%)	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	49,696	0,671	58,428	0,708	65,664	0,644
Corrigido		49,374		58,088		65,355	
Original	2	49,722	0,765	55,964	1,165	59,703	1,946
Corrigido		49,355		55,405		58,769	
Original	3	35,105	-0,650	37,085	-0,583	39,052	-0,630
Corrigido		35,3		37,260		39,241	
Original	4	42,496	0,538	51,686	0,600	54,401	0,547
Corrigido		42,254		51,416		54,155	
Original	5	57,321	0,833	61,462	0,754	64,226	0,535
Corrigido		56,871		61,055		63,937	
Original	6	52,691	1,230	59,064	1,430	66,020	1,964
Corrigido		52,076		58,349		65,038	
Original	7	53,872	0,081	63,138	0,265	66,922	0,557
Corrigido		53,828		62,995		66,621	
Original	8	51,942	1,654	55,799	0,978	58,470	1,132
Corrigido		51,115		55,310		57,904	
Original	9	56,963	1,341	62,642	1,481	65,543	1,274
Corrigido		56,239		61,842		64,855	
Original	10	36,606	2,894	46,020	2,991	51,791	3,821
Corrigido		35,376		44,749		50,167	
Original	11	50,029	1,734	54,651	1,836	59,277	2,206
Corrigido		49,162		53,733		58,174	
Original	12	50,837	1,684	58,068	2,210	63,903	3,148
Corrigido		49,995		56,963		62,329	
Original	13	48,552	1,332	58,549	2,056	60,413	1,954
Corrigido		47,886		57,521		59,436	

Original	14	31,145	0,860	35,949	0,917	39,637	0,917
Corrigido		30,887		35,674		39,362	
Original	15	51,726	0,460	61,327	0,506	64,927	0,622
Corrigido		51,496		61,074		64,616	
Original	16	33,141	1,333	36,124	1,387	37,207	1,470
Corrigido		32,741		35,708		36,766	

Tabela 35 - Tabela com valores de dose máxima e média para o esófago e erro normalizado à dose prescrita.

		Esófago			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	5,301	0,077	9,174	0,208
Corrigido		5,264		9,074	
Original	2	1,631	0,023	12,254	0,277
Corrigido		1,62		12,121	
Original	3	1,932	-0,003	6,118	0,000
Corrigido		1,933		6,118	
Original	4	1,322	-0,007	7,566	-0,049
Corrigido		1,325		7,588	
Original	5	1,549	-0,004	11,141	-0,009
Corrigido		1,551		11,146	
Original	6	1,767	0,066	9,215	0,458
Corrigido		1,734		8,986	
Original	7	2,513	-0,006	11,185	-0,026
Corrigido		2,516		11,199	
Original	8	2,971	0,000	14,178	0,028
Corrigido		2,971		14,164	
Original	9	1,2	-0,002	8,632	0,002
Corrigido		1,201		8,631	
Original	10	1,2	0,016	5,007	0,527
Corrigido		1,193		4,783	
Original	11	12,591	0,336	17,766	0,542
Corrigido		12,423		17,495	
Original	12	0,41	-0,008	2,325	0,112
Corrigido		0,414		2,269	
Original	13	2,15	0,112	11,076	0,562
Corrigido		2,094		10,795	
Original	14	1,334	0,077	11,808	0,467
Corrigido		1,311		11,668	
Original	15	0,902	-0,010	7,852	-0,052
Corrigido		0,907		7,878	
Original	16	0,829	0,043	5,377	0,323
Corrigido		0,816		5,28	

Tabela 36 - Tabela com valores de dose máxima e média para o coração e erro normalizado à dose prescrita.

		Coração			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	3,874	0,160	12,924	0,488
Corrigido		3,797		12,690	
Original	2	3,510	0,175	22,330	1,181
Corrigido		3,426		21,763	
Original	3	0,155	0,000	0,384	0,000
Corrigido		0,155		0,384	

Original	4	4,103	0,022	45,410	0,353
Corrigido		4,093		45,251	
Original	5	0,230	0,000	1,411	0,007
Corrigido		0,230		1,407	
Original	6	2,996	0,166	19,242	1,322
Corrigido		2,913		18,581	
Original	7	4,257	0,011	17,023	0,033
Corrigido		4,251		17,005	
Original	8	2,284	0,072	32,553	1,482
Corrigido		2,248		31,812	
Original	9	0,935	0,007	20,857	0,444
Corrigido		0,931		20,617	
Original	10	1,041	0,056	15,690	0,499
Corrigido		1,017		15,478	
Original	11	4,864	0,058	33,355	0,568
Corrigido		4,835		33,071	
Original	12	2,522	0,018	13,796	0,750
Corrigido		2,513		13,421	
Original	13	3,273	0,128	22,900	1,020
Corrigido		3,209		22,390	
Original	14	2,147	0,070	13,573	-0,007
Corrigido		2,126		13,575	
Original	15	2,248	0,040	13,571	0,046
Corrigido		2,228		13,548	
Original	16	0,065	0,000	0,357	-0,003
Corrigido		0,065		0,358	

Tabela 37 - Tabela com valores de dose máxima e média para o pulmão total e erro normalizado à dose prescrita.

		Lung, NOS			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	2,351	0,031	63,063	0,760
Corrigido		2,336		62,698	
Original	2	2,456	0,033	61,218	1,113
Corrigido		2,440		60,684	
Original	3	1,120	-0,010	39,052	-0,630
Corrigido		1,123		39,241	
Original	4	2,758	0,031	54,338	0,862
Corrigido		2,744		53,950	
Original	5	2,890	0,033	64,433	0,598
Corrigido		2,872		64,110	
Original	6	2,776	0,044	68,329	2,184
Corrigido		2,754		67,237	

Original	7	4,706	0,019	67,343	0,089
Corrigido		4,696		67,295	
Original	8	7,212	0,098	58,092	0,834
Corrigido		7,163		57,675	
Original	9	2,310	0,059	65,166	1,146
Corrigido		2,278		64,547	
Original	10	-	-	-	-
Corrigido					
Original	11	5,063	0,064	52,616	1,902
Corrigido		5,031		51,665	
Original	12	7,521	0,254	63,903	3,148
Corrigido		7,394		62,329	
Original	13	4,112	0,112	59,022	1,924
Corrigido		4,056		58,060	
Original	14	-	-	-	-
Corrigido					
Original	15	4,269	0,014	63,688	0,584
Corrigido		4,262		63,396	
Original	16	1,832	0,050	36,749	1,403
Corrigido		1,817		36,328	

Tabela 38 - Tabela com valores de dose máxima e média para a pele e erro normalizado à dose prescrita.

Plano	Paciente	Pele			
		Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	0,978	0,040	39,124	1,831
Corrigido		0,959		38,245	
Original	2	0,946	0,021	25,790	0,533
Corrigido		0,936		25,534	
Original	3	0,191	0,007	9,476	0,000
Corrigido		0,189		9,476	
Original	4	0,720	0,069	19,290	0,418
Corrigido		0,689		19,102	
Original	5	0,951	0,041	22,443	0,622
Corrigido		0,929		22,107	
Original	6	1,197	0,014	35,031	1,100
Corrigido		1,190		34,481	
Original	7	1,256	0,048	21,811	0,259
Corrigido		1,230		21,671	
Original	8	1,196	0,014	25,567	0,038
Corrigido		1,189		25,548	
Original	9	0,649	0,004	16,216	0,013

Corrigido		0,647		16,209	
Original	10	1,953	-0,304	22,400	-0,936
Corrigido		2,082		22,798	
Original	11	2,258	-0,406	30,194	-0,418
Corrigido		2,461		30,403	
Original	12	1,635	-0,294	29,067	-0,498
Corrigido		1,782		29,316	
Original	13	0,732	-0,094	22,292	-0,808
Corrigido		0,779		22,696	
Original	14	0,646	-0,003	14,556	-0,547
Corrigido		0,647		14,720	
Original	15	1,156	-0,016	28,450	-0,642
Corrigido		1,164		28,771	
Original	16	0,407	-0,010	12,011	-0,587
Corrigido		0,410		12,187	

Tabela 39 - Tabela com valores de dose máxima e média para o pulmão direito e erro normalizado à dose prescrita.

		Pulmão D			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	0,817	0,000	7,390	-0,002
Corrigido		0,817		7,391	
Original	2	0,468	0,002	7,767	0,094
Corrigido		0,467		7,722	
Original	3	0,350	0,000	3,775	0,000
Corrigido		0,350		3,775	
Original	4	0,867	-0,004	6,944	-0,051
Corrigido		0,869		6,967	
Original	5	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	6	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	7	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	8	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	9	4,606	0,130	65,166	1,146
Corrigido		4,536		64,547	
Original	10	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	11	6,292	0,072	52,616	1,902
Corrigido		6,256		51,665	



Original	12	12,430	0,440	63,903	3,148
Corrigido		12,210		62,329	
Original	13	6,966	0,172	59,022	1,924
Corrigido		6,880		58,060	
Original	14	3,352	0,067	38,950	0,907
Corrigido		3,332		38,678	
Original	15	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	16	3,175	0,083	36,749	1,403
Corrigido		3,150		36,328	

Tabela 40 - Tabela com valores de dose máxima e média para o pulmão esquerdo e erro normalizado à dose prescrita.

		Pulmão E			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	3,841	0,060	63,063	0,760
Corrigido		3,812		62,698	
Original	2	5,282	0,075	61,218	1,113
Corrigido		5,246		60,684	
Original	3	2,173	-0,020	39,052	-0,630
Corrigido		2,179		39,241	
Original	4	5,371	0,078	54,338	0,862
Corrigido		5,336		53,950	
Original	5	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	6	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	7	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	8	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	9	0,729	0,011	5,921	0,474
Corrigido		0,723		5,665	
Original	10	-	-	-	-
Corrigido		-		-	
Original	11	2,077	0,040	13,879	0,494
Corrigido		2,057		13,632	
Original	12	0,957	0,006	8,136	-0,002
Corrigido		0,954		8,137	
Original	13	1,026	0,044	7,269	0,062
Corrigido		1,004		7,238	
Original	14	0,976	0,007	9,512	-0,017

Corrigido		0,974		9,517	
Original	15	-	-	-	-
Corrigido					
Original	16	0,355	0,017	4,362	0,370
Corrigido		0,350		4,251	

Tabela 41 - Tabela com valores de dose máxima e média para a medula e erro normalizado à dose prescrita.

		Spinal Cord			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	4,590	-0,090	9,192	-0,194
Corrigido		4,633		9,285	
Original	2	1,551	-0,004	7,187	-0,006
Corrigido		1,553		7,190	
Original	3	0,751	0,000	5,191	0,000
Corrigido		0,751		5,191	
Original	4	0,788	-0,004	4,667	-0,029
Corrigido		0,790		4,680	
Original	5	1,252	-0,006	6,903	-0,020
Corrigido		1,255		6,914	
Original	6	1,644	-0,006	11,431	0,036
Corrigido		1,647		11,413	
Original	7	1,509	-0,004	7,926	-0,024
Corrigido		1,511		7,939	
Original	8	2,882	-0,004	11,053	-0,004
Corrigido		2,884		11,055	
Original	9	1,723	-0,002	7,191	-0,002
Corrigido		1,724		7,192	
Original	10	4,678	0,506	16,479	1,402
Corrigido		4,463		15,883	
Original	11	4,710	0,058	16,155	0,364
Corrigido		4,681		15,973	
Original	12	3,081	-0,018	10,456	-0,012
Corrigido		3,090		10,462	
Original	13	3,165	0,002	11,146	0,092
Corrigido		3,164		11,100	
Original	14	1,065	-0,010	9,478	-0,033
Corrigido		1,068		9,488	
Original	15	0,557	-0,010	10,177	-0,062
Corrigido		0,562		10,208	

Original	16	0,922	0,000	6,543	-0,017
Corrigido		0,922		6,548	

Tabela 42 - Tabela com valores de dose máxima e média para os grandes vasos e erro normalizado à dose prescrita.

		Grandes Vasos			
Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	-	-	-	-
Corrigido					
Original	2	5,325	0,054	23,060	0,548
Corrigido		5,299		22,797	
Original	3	2,556	0,007	12,539	0,003
Corrigido		2,554		12,538	
Original	4	1,167	-0,004	8,407	-0,049
Corrigido		1,169		8,429	
Original	5	1,930	-0,002	15,036	0,022
Corrigido		1,931		15,024	
Original	6	4,919	0,188	22,748	1,118
Corrigido		4,825		22,189	
Original	7	0,325	0,000	0,754	0,000
Corrigido		0,325		0,754	
Original	8	14,466	0,578	36,107	1,670
Corrigido		14,177		35,272	
Original	9	7,385	0,204	20,852	0,183
Corrigido		7,275		20,753	
Original	10	7,029	0,221	24,838	1,214
Corrigido		6,935		24,322	
Original	11	13,450	0,344	55,050	1,724
Corrigido		13,278		54,188	
Original	12	1,198	-0,010	8,771	-0,012
Corrigido		1,203		8,777	
Original	13	-	-	-	-
Corrigido					
Original	14	3,099	0,093	16,585	0,257
Corrigido		3,071		16,508	
Original	15	1,924	-0,014	11,697	0,088
Corrigido		1,931		11,653	
Original	16	1,439	0,067	10,040	0,170
Corrigido		1,419		9,989	

Tabela 43 - Tabela com valores de dose máxima e média para as costelas e erro normalizado à dose prescrita.

Costelas
----------

Plano	Paciente	Dmean	Erro (%)	Dmax	Erro (%)
Original	1	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	2	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	3	2,514	-0,013	18,480	0,000
Corrigido		2,518		18,480	
Original	4	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	5	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	6	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	7	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	8	12,283	0,136	53,976	1,028
Corrigido		12,215		53,462	
Original	9	17,425	0,376	24,665	-0,002
Corrigido		17,222		24,666	
Original	10	4,256	0,155	36,733	2,511
Corrigido		4,190		35,666	
Original	11	7,434	0,148	45,810	2,136
Corrigido		7,360		44,742	
Original	12	17,948	0,768	62,219	2,960
Corrigido		17,564		60,739	
Original	13	-	-	-	-
Corrigido		-	-	-	-
Original	14	2,279	0,033	23,339	0,500
Corrigido		2,269		23,189	
Original	15	12,580	-0,014	61,453	0,386
Corrigido		12,587		61,260	
Original	16	5,770	0,197	37,074	1,577
Corrigido		5,711		36,601	